

НАЦІОНАЛЬНА АКАДЕМІЯ МЕДИЧНИХ НАУК УКРАЇНИ  
ДУ «ІНСТИТУТ ЗАГАЛЬНОЇ ТА НЕВІДКЛАДНОЇ ХІРУРГІЇ імені  
В. Т. ЗАЙЦЕВА НАМН УКРАЇНИ»

НАЦІОНАЛЬНА АКАДЕМІЯ МЕДИЧНИХ НАУК УКРАЇНИ  
ДУ «НАЦІОНАЛЬНИЙ ІНСТИТУТ СЕРЦЕВО-СУДИННОЇ ХІРУРГІЇ імені  
М. М. АМОСОВА НАМН УКРАЇНИ»

Кваліфікаційна наукова  
праця на правах рукопису

## **ДИСЕРТАЦІЯ**

**ВОЛКОВ ДМИТРО ЄВГЕНОВИЧ**

УДК: 616.125-008.311-073.7-08

## **ШЛЯХИ ОПТИМІЗАЦІЇ ПОСТІЙНОЇ ЕЛЕКТРОКАРДІОСТИМУЛЯЦІЇ**

14.01.04 - серцево-судинна хірургія

Подається на здобуття наукового ступеня доктора медичних наук.  
Дисертація містить результати власних досліджень. Використання ідей,  
результатів і текстів інших авторів мають посилання на відповідне джерело

\_\_\_\_\_ Д.Є. Волков

Науковий консультант: Лазоришинець В.В., академік НАМН України, доктор  
медичних наук, професор

м. Харків – 2021

## АНОТАЦІЯ

*Волков Д.Є.* Шляхи оптимізації постійної електрокардіостимуляції. – Рукопис.

Дисертація на здобуття наукового ступеня доктора медичних наук за спеціальністю 14.01.04 «Серцево-судинна хірургія». – ДУ «Інститут загальної та невідкладної хірургії імені В.Т.Зайцева НАМН України». ДУ «Національний інститут серцево-судинної хірургії імені М. М. Амосова НАМН України»

Дисертаційне дослідження присвячено визначенню причин незадовільних результатів електрофізіологічного лікування порушень провідності серця і пов'язаною з ними ХСН та пошуку шляхів оптимізації процедури імплантації, програмування пристроїв для ЕКС та КРТ та спостереження за пацієнтами.

З метою покращення безпосередніх та довгострокових результатів лікування пацієнтів з порушеннями провідності серця була проведена низка клінічних та патологоанатомічних досліджень.

За результатами аналізу доступу при проведенні процедури у 337 пацієнтів (у 290 – первинна процедура, у 47 – повторна) ті чи інші анатомічні особливості виявлено у 178 (61,4%) випадках. У окремих хворих спостерігались дві та більше анатомічні особливості. При повторних втручаннях в усіх випадках виявлялось зменшення діаметру вен пов'язаними з попередніми процедурами. Крім цього, у 8% випадків спостерігався тривалий спазм вени доступу у відповідь на механічний контакт з голкою, провідником або електродом. Ці індивідуальні анатомо-фізіологічні особливості вен доступу призводили до пролонгації оперативного втручання та до розвитку інтраопераційних та післяопераційних ускладнень. Найбільш частими ускладненнями в ранньому післяопераційному періоді були ранові у вигляді гематоми ложа ЕКС або міжм'язові гематоми та локальний інфекційно-запальний процес в області рани (4,5%). Друге важливе місце в структурі ускладнень посідала дислокація електродів, яка спостерігалась у

1,5% пацієнтів. Загалом ті чи інші інтраопераційні та/або післяопераційні ускладнення були діагностовані у 52 (15,4%). Виявлено значимий вплив «складної» анатомії на розвиток ускладнень, частота яких була достовірно більшою при наявності анатомічних варіантів ніж у хворих з нормальною анатомією – 19,2% та 7,2% відповідно ( $\chi^2=8,829$ ;  $p=0,003$ ).

Незважаючи на велику варіабельність анатомо-фізіологічних особливостей в більшості випадків нам вдалося знайти універсальні підходи до подолання складних ситуацій, застосування яких дозволило значно підвищити ефективність цього етапу операції зі збільшенням успішності первинного венозного доступу з 74,1% в 2004-2013 рр. до 91,8% в 2014-2019 рр., а необхідність застосування додаткового доступу зменшилась з 52,0% до 24,3%. Загальна частота безпосередніх та ранніх ускладнень (гематоми, дислокація електродів, стимуляція діафрагми, гемо-пневмоторакс, перфорація камер серця, тромбоз вен доступу, місцеві запальні процеси у рані) зменшилась з 12,9% до 5,9% ( $\chi^2=9,604$ ;  $p=0,002$ ), віддалених ускладнень (пошкодження електродів, значуще підвищення порогу ЕКС, пролежні електродів та ЕКС, гнійно-запальні процеси) – з 9,1% до 4,7% ( $\chi^2=5,103$ ;  $p=0,024$ ). Частота ревізії або заміни електроду зменшилась з 3,1% до 1,2% ( $p>0,05$ ), хірургічної екстракції електродів – з 1,2% до 0,3% ( $p>0,05$ ). Крім цього, достовірно зменшилась тривалість операції з імплантації двокамерних ЕКС з  $59\pm 7$  хв. до  $42\pm 5$  хв. ( $p<0,05$ ), термін госпіталізації – з  $4,0\pm 0,7$  до  $2,3\pm 0,5$  діб. ( $p<0,05$ ).

Для визначення оптимального місця імплантації ПШ електроду здійснено анатомічне дослідження з метою оцінки товщини МШП на різних рівнях. Середня товщина стінки ПШ в області верхівки складала  $26,5\pm 9,5$  мм, верхньої третини МШП –  $13,7\pm 3,7$  мм, середньої третини –  $18,2\pm 3,7$ , нижньої третини –  $13,8\pm 3,9$  мм. Тобто, в області верхівки товщина стінки була більше ніж в області МШП на всіх рівнях ( $p < 0,001$ ). В області МШП найбільша товщина спостерігалась на рівні середньої третини ( $p < 0,001$  у порівнянні з верхньою та нижньою третиною). Але виявлено досить великий розкид

індивідуальних значень товщини стінки ПШ та МШП на різних рівнях. Це підтверджено у клінічному дослідженні з оцінкою особливостей МШП за допомогою ЕхоКГ через місяць та більше після імплантації ЕКС.

Середня тривалість стимульованого QRS у ВТПШ склала  $155 \pm 17$  мс, в середній частині МШП –  $143 \pm 15$  мс, в нижній частині МШП –  $152 \pm 18$  мс. У пацієнтів з електродам, імплантованим в більш тонку частину МШП ( $RSWT \leq 1,0$ ,  $n = 31$ ) – тривалість комплексу QRS була меншою, ніж у пацієнтів з  $RSWT > 1,05$  ( $n = 25$ ) –  $142 \pm 15$  мс та  $153 \pm 17$  мс відповідно. При зіставленні величини RSWT на рівні електрода з тривалістю стимульованого комплексу QRS, виявлено достовірну позитивну кореляцію між цими показниками:  $r = 0,43$  ( $p < 0.05$ ). Цей досвід був використаний для досягнення лівої сторони МШП субендокардіально з метою більш фізіологічного паттерну ЕКС у одного хворого.

Для оцінки впливу місця розташування ПШ електроду додатково здійснено оцінку показників ДС у 101 хворого (45 чоловіків, середній вік  $72 \pm 8$  років) з повною атріовентрикулярною блокадою (АВБ), збереженою ФВ ЛШ ( $> 50\%$ ), з відсутністю в анамнезі інфаркту міокарду, яким було імплантовано двокамерний ЕКС, у тому числі: 1 група – ПШ електрод імплантовано у середню та нижньосептальну зони МШП ( $n=35$ ), 2 група – ПШ електрод імплантовано у ВТПШ ( $n=31$ ), 3 група – хворі зі стимуляцією верхівки ПШ ( $n=35$ ). Групу порівняння склали 30 хворих з СССВ, у яких процент стимуляції ПШ не перевищував 20%. За результатами посегментарного аналізу величини LS виявлено його зниження практично у всіх сегментах міокарду, найбільш помітне в групі хворих з апікальною стимуляцією. Серед цих пацієнтів найбільше зниження LS було відзначено в верхівкових сегментах ЛШ, а найбільше запізнювання часу до піку LS - в базальнолатеральних сегментах ЛШ. Це призводило до зниження GLS та збільшення індексів ДС серця. Через рік та більше після імплантації ЕКС у пацієнтів 1, 2 та 3 груп GLS був достовірно знижений у порівнянні з вихідною величиною, але найбільшим це зниження було у пацієнтів з



апикальною стимуляцією ПШ ( $-17,1 \pm 4,0\%$  vs  $-11,9 \pm 4,8\%$ ,  $p < 0,001$ ), в меншому ступені при ВТПШ стимуляції ( $-18,2 \pm 4,4\%$  vs  $-14,8 \pm 4,3$ ,  $p < 0,01$ ), та найменше при МШП стимуляції ( $-18,5 \pm 3,5\%$  vs  $-16,0 \pm 4,2\%$ ,  $p < 0,01$ ). Аналіз виразності ХСН за ФК NYHA через рік та більше після імплантації виявив, що серед хворих 1 групи (МШП стимуляція) частка хворих з СН III-IV ФК зменшилась з 23% до 20%, після стимуляції ВТПШ зросла з 19% до 23%, а після апикальної ПШ стимуляції зросла найбільш значно – з 20% до 37%. ФВ ЛШ через рік та більше після імплантації ЕКС знизилась у всіх хворих, але найбільш значимо в 3 групі (ПШ апікальна стимуляція) – з  $54 \pm 10\%$  до  $46 \pm 9\%$  ( $p < 0,05$ ), в меншому ступені в 2 групі (стимуляція ВТПШ) – з  $57 \pm 12\%$  до  $50 \pm 13\%$ . В 1 групі (МШП стимуляція) зниження було незначним та не достовірним: з  $53 \pm 15\%$  до  $51 \pm 18\%$ .

Для усунення негативного впливу ПШ стимуляції використано алгоритми зниження ПШ стимуляції. Зниження відсотку ПШ стимуляції достовірно збільшило тривалість роботи батареї ЕКС на  $17 \pm 5$  міс у середньому до  $105 \pm 15$  міс ( $p < 0,05$  за t-критерієм). Крім того, стратегія септального положення електродів та фізіологічної стимуляції з преференцією передсердної призвела до зниження розповсюдженості передсердних аритмій з  $31 \pm 36\%$  до  $15 \pm 12\%$  ( $p < 0,01$ ) та з  $22 \pm 9$  до  $6 \pm 4$  ( $p < 0,001$ ) клінічно значимих епізодів на рік зі зменшенням їхньої тривалості та кількості госпіталізацій. У 5 хворих з персистенцією аритмій в подальшому успішно виконано радіочастотну абляцію (РЧА) їх субстрату.

За результатами аналізу анатомічних особливостей будови КС встановлено, що ускладнений тип гирла виявлявся в 55% з 80 випадків, значимий клапан Thebesian – в 45%, значимий клапан Vieussens – в 35%, гострий кут між обраною веною та КС – 30%. Загальна частота складних варіантів анатомії сягала 77%. Для упорядкування дій під час «складних» імплантацій розроблено та впроваджено принципову схему вирішення проблем оперативного втручання. Середній відсоток успішності канюляції вен доступу складав 89,9%, тривалість оперативного втручання –  $123 \pm 62$  хв.,

тривалість госпіталізації –  $2,8 \pm 1,5$  діб. Дислокація ПП електроду спостерігалась в 1%, ПШ - в 3%, ЛШ – в 3% випадків.

При значних труднощах імплантації КРТ пристроїв застосовували трансапікальний ЛШ доступ (7 пацієнтів), а також трансвенозний доступ через МШП для введення електроду в ЛШ (22 пацієнти). З 22 процедур пункції МШП успішними були 21 (95%). В одному випадку невдала спроба пункції МШП була обумовлена виразною сферичністю МШП. Цьому пацієнту в подальшому проведена торакотомія і трансапікальне введення електрода в ЛШ. Середній час перебування в стаціонарі в цій групі складав  $5 \pm 2$  дні. У всіх випадках нам вдавалося досягти адекватних інтраопераційних параметрів ЛШ сигналів ( $12.1 \pm 4.4$  мВ) та порога стимуляції ( $0.72 \pm 0.2$  В). Ці параметри залишалися стабільними і у віддаленому періоді: через 6 місяців та 12 місяців  $11.7 \pm 4.5$  мВ,  $1.3 \pm 0.5$  В та  $11.2 \pm 5.1$  мВ,  $1.3 \pm 0.40$  В, відповідно.

Для оптимізації вибору режиму ЕКС був розроблений оригінальний спосіб, який включає автоматичний підбір АВЗ електричної стимуляції ЛШ та автоматичне переключення між уні-ЛШ та бівентрикулярним режимами трикамерних ЕКС за рахунок реєстрації та аналізу сигналу ПШ, при цьому розрахунок виконується за спеціальними формулами при кожному скороченні в умовах визначення коридору фізіологічного АВ проведення з можливою автоматичною зміною трендів стимуляції за даними діагностики. При виконанні стандартної трикамерної КРТ при наявності вищеназваних умов здійснено перехід на уні-ЛШ стимуляцію у 25 хворих. При цьому налаштування параметрів ЕКС виконувалися за запропонованим алгоритмом, намагаючись максимального «фьюжн»-ефекту фронтів збудження фізіологічного проведення по ПНПГ та ЛШ стимуляції за даними ВС ЕГ. Виконання уні-ЛШ КРТ призводило до додаткового звуження QRS (з  $152 \pm 20$  до  $133 \pm 28$ ,  $p < 0,05$ ), та покращення клінічних результатів: збільшення ФВ ЛШ з  $32 \pm 6\%$  до  $35 \pm 7\%$ ,  $p > 0,05$ , збільшення тесту 6-хв. ходьби – з  $240 \pm 23$  м до  $268 \pm 19$  м ( $p < 0,05$ ).

Для покращення результатів ЕКС також застосовували upgrade шляхом імплантації додаткових електродів та більш функціональних пристроїв. Необхідність в цьому виникала при клінічних та інструментальних проявах серцевої недостатності, пов'язаних з одним або кількома типами (АВ-, між-, внутрішньошлуночкової) ДС та неефективності вищенаведених заходів та режимів ЕКС. У 15 пацієнтів здійснено upgrade AAI-VVI(R) до DDD(R) ЕКС, в 6 випадках VVI-DDD(R) – КРТ. Зміну режиму до КРТ здійснено при наявності дилатаційної або ішемічної кардіоміопатії (КМП) з ознаками ДС. В результаті зміни режиму ЕКС у всіх пацієнтів вдалося покращити клінічні показники зі збільшенням величини ФВ (від 3 до 11%), зменшенням ступеня мітральної регургітації (на 0,5–0,8 ст.), збільшення дистанції у тесті 6-хв. ходьби на 74–81 м, зменшенню частоти передсердних аритмій на 9–23% та кількості госпіталізації на 1,3–2,1 на рік. Серйозних ускладнень не було.

За результатами тривалих спостережень та порівняльного аналізу ефективності окремих методів при тій чи іншій патології нами був розроблений алгоритм вибору методу постійної ЕКС. В основі алгоритму оцінка типу порушення провідності, основними з яких є CCCB, порушення АВ-провідності та порушення внутрішньошлуночкової провідності. Залежно від типу порушень провідності обирається режим ЕКС (DDD(R), VVI(R), КРТ) та розміщення електродів з подальшим застосуванням алгоритмів оптимізації, резервних підходів до ЕКС та при необхідності додаткових електрофізіологічних втручань. Крім цього алгоритму, були застосовані вищезгадані удосконалення та нововведення під час виконання оперативних втручань та у післяопераційному періоді, на перебіг яких вони також впливали.

Тому здійснено порівняльний аналіз основних показників ефективності лікування пацієнтів до та після впровадження алгоритмів, удосконалень та нововведень (починаючи з 2014 р.). Були сформовані групи порівняння (хворі, що знаходились на лікуванні у 2003-2013 рр.) (n=162) та основна (2014-2019 рр.) (n=223), які були співставними за основними клініко-

демографічними показниками.

За результатами аналізу встановлено, що в обох групах основним показанням були АВБ та СССВ, в основній групі збільшилась кількість хворих з КМП, однак, загалом структура показань до ЕКС не мала статистично достовірної різниці ( $\chi^2=2,220$ ;  $p>0,05$ ). У той же час, структура режимів ЕКС достовірно змінилась, головним чином, завдяки зростанню питомої ваги пацієнтів, у яких застосовано КРТ (9,9% в групі порівняння та 24,2% в основній групі) ( $\chi^2=13,050$ ;  $p=0,02$ ).

Тобто, завдяки впровадженню алгоритмів вибору режиму стимуляції значно збільшилась кількість пацієнтів, у яких застосовано фізіологічні режими стимуляції та зменшилась кількість хворих у яких застосовано режим VVI/VVIR. Оцінку результатів електрофізіологічного лікування виконано на річному етапі спостереження. В групі порівняння зафіксовано 16 (9,9%) летальних випадків, більшість з яких в найгострішому періоді після операції (44%), в гострому періоді (через 8-30 діб після операції) померли 13%, інші пацієнти померли у віддаленому постімплантаційному періоді. В основній групі померло 10 (4,5%) хворих (достовірно менше ніж в групі порівняння -  $\chi^2=4,333$ ;  $p=0,038$ ). Більшість пацієнтів померли у віддаленому постімплантаційному періоді (60%) (різниця у порівнянні з контрольною групою статистично не достовірна -  $\chi^2=1,553$ ;  $p>0,05$ ). Найчастішою причиною смерті в групі порівняння була СН, що виникала в найгострішому та гострому періодах. В поодиноких випадках причиною смерті була тромбоемболія легеневої артерії в найгострішому періоді. В основній групі встановлено збільшення питомої ваги смертності у зв'язку з коморбідною патологією (інсульт та онкопатологія) в постімплантаційному періоді, однак ця різниця статистично недостовірна ( $\chi^2=2,410$ ;  $p>0,05$ ).

Іншим глобальним показником ефективності електрофізіологічного лікування є динаміка тяжкості ХСН, яка проаналізована у 215 пацієнтів основної групи та у 152 пацієнтів групи порівняння. Згідно отриманих даних, в основній групі погіршення клінічного стану зі збільшенням ФК СН за

НУНА протягом року спостерігалось у 9,8%, у той час в групі порівняння – у 20,4%, та навпаки, в основній групі було більше хворих з поліпшенням клінічного стану зі зменшенням ФК СН за НУНА – 41,9% проти 23,7% в групі порівняння ( $\chi^2=16,552$ ;  $p<0,001$ ).

Таким чином, в основній групі, де були застосовані нові алгоритми вибору режиму ЕКС, удосконалення та нововведення під час оперативного втручання та протягом післяопераційного періоду сприяли зменшенню летальності та кращої динаміки клінічного стану відповідно до ФК СН за НУНА.

**Ключові слова:** електрокардіостимуляція, кардіоресинхронізуюча терапія, процедура імплантації, анатомія, позиціонування електродів, оптимізація режимів, результати.

### СПИСОК ПУБЛІКАЦІЙ ЗДОБУВАЧА

1. Волков ДЕ. Опыт хирургического лечения брадиаритмий и сердечной недостаточности методом электрокардиостимуляции: оперативные доступы, имплантируемые устройства, осложнения, особенности техники имплантации. Клінічна хірургія. 2012; 4: 58-64.

2. Волков ДЕ. Расположение правожелудочкового электрода при электрокардиостимуляции. Возможности эхокардиографической верификации. Серце і судини. 2012; 3: 81-86.

3. Шанина ИВ, Волков ДЕ, Бойко ВВ. Постоянная электрокардиостимуляция и медикаментозное сопровождение пациентов. Серце і судини. 2014; 2: 91–95.

4. Shanina IV, Volkov DE, Lopin DA, Yabluchansky NI. Functional parameters of blood circulation in patients with permanent pacemakers in the early postoperative period in different QRS complex duration classes. Медицина транспорту України. 2013; 4: 14–21.

5. Шанина ИВ, Волков ДЕ, Крайз ІГ, Яблучанський МІ. Частота призначення та дозування окремих груп кардіологічних препаратів у

пацієнтів у різних класах тривалості QRS комплексу в перші 6 місяців постійної електрокардіостимуляції. Медицина транспорту України. 2014; 2: 5–10.

6. Коломицева ІМ, Волков ДЄ, Лопін ДО, Яблучанський МІ. Функціональний клас хронічної серцевої недостатності та зміни гемодинамічних показників у пацієнтів у ранньому післяопераційному періоді після імплантації кардіостимуляторів. Медицина транспорту України. 2014; 3(51): 5-8.

7. Shanina IV, Volkov DE, Lopin DA. Experience of management of the patient with the resynchronization biventricular pacing without destruction of atrio-ventricular node suffering from chronic heart failure and permanent atrial fibrillation. Journal of V. N. Karazin` KhNU. 2013; 25 (1044): 72–76.

8. Drokin DG, Shanina IV, Volkov DE, Yabluchansky NI. Diagnosis and choice of the management strategy in patients with cardiac resynchronization therapy in case of chronic heart failure with multimorbidity. Journal of V. N. Karazin` KhNU. 2013; 1090 (26): 61–65.

9. Kolomytseva IN, Volkov DE, Lopin DA, Yabluchansky MI. Functional class of chronic heart failure and clinical features of patients with permanent pacemakers. The Journal of Kharkiv V. N. Karazin` National University, Series «Medicine». 2014; 27(1108): 5–9.

10. Derienko TA, Pochinska MV, Volkov DE, Yabluchansky MI. Analyze of death in patients with cardiac pacing. Journal of V. N. Karazin` KhNU. 2014; 1141: 13-16.

11. Derienko TA, Volkov DE. Clinical features of patients with permanent pacemakers depending on the stage of arterial hypertension. The Journal of V. N. Karazin KhNU, series Medicine. 2015; 30: 5–8.

12. Shanina IV, Volkov DE. Pacing parameters changes in patients with implanted pacemaker in different QRS complex duration classes at the annual observation stage. Journal of V. N. Karazin` KhNU. 2015; 1154: 49–52.

13. Voronenko OS, Brynza MS, Volkov DE et al. Heart electrical axis  $\alpha$  angle values distribution in patients, undergoing permanent pacemaker implantation. Journal of V.N. Karazin KhNU. 2016; 31: 32–36.

14. Мальцева МС, Волков ДЄ, Лопін ДО, Яблучанський МІ. Класс продолжительности интервала Q–Tс и функциональные показатели кровообращения у пациентов с кардиоресинхронизирующей терапией в первые полгода после имплантации электрокардиостимулятора. Семейная Медицина. 2015; 3: 148–151.

15. Бойко ВВ, Рыбчинский СВ, Лопин ДА, Волков ДЕ. Первый в Украине клинический случай имплантации левожелудочкового электрода с активной фиксацией с целью кардиоресинхронизирующей терапии. Кардіохірургія та інтервенційна кардіологія. 2019; 3: 51-57

16. Волков ДЕ. Хирургические аспекты трансвенозной имплантации электрокардиостимуляторов: наш подход к снижению риска гнойно-воспалительных осложнений. Харківська хірургічна школа. 2013; 3: 115-118.

17. Бойко ВВ, Волков ДЕ, Поливенок ИВ, Карпенко ЮИ, Лопин ДА. Эхокардиография в определении места имплантации правожелудочкового электрода ЭКС. В зб.: Щорічник наукових праць Асоціації серцево-судинних хірургів України. 2012; 20. – К.: НІСХХ ім. М.М. Амосова, 590 с. : 46-48.

18. Бойко ВВ, Волков ДЕ, Лопин ДА. Связь между шириной межжелудочковой перегородки и длительностью QRS-комплекса при правожелудочковой стимуляции. В зб.: Щорічник наукових праць Асоціації серцево-судинних хірургів України. 2013; 21: 49-51

19. Дериенко ТА, Волков ДЕ, Лопин ДА, Яблучанский НИ. Степень артериальной гипертензии и частота назначения отдельных групп кардиологических препаратов у пациентов на годовом этапе наблюдения после имплантации электрокардиостимуляторов. Міжнародний медичний журнал. 2017; 2: 19-23.

20. Починская МВ, Волков ДЄ, Лопін ДО, Яблучанський МІ. Классы пульсового артериального давления и параметры электрокардистимуляции у

пациентов на годовом этапе после имплантации. Міжнародний медичний журнал. 2017; 3: 11–15.

21. Лопин ДО, Рибчинський СВ, Волков ДЄ. Вплив місця імплантації правошлуночкового електрода на ефективність кардіостимуляції. Міжнародний медичний журнал. 2019; 25(4): 13-17.

22. Бойко ВВ, Волков ДЕ, Скибо ЮИ, Васильев ДВ, Поливенок ИВ, Шовкун СА, Лопин ДА. Подходы к улучшению клинических исходов в отдалённом периоде у пациентов после имплантации электрокардиостимулятора по поводу брадиаритмий. Сучасні медичні технології. 2011; 3-4 (11-12): 40-43.

23. Дериенко ТА, Волков ДЕ, Лопин ДА, Яблучанский НИ. Стадии артериальной гипертензии и частота назначения отдельных групп кардиологических препаратов у пациентов в течение года наблюдения после имплантации электрокардиостимуляторов. Медицина сьогодні і завтра. 2016; 2: 21–24.

24. Shanina IV, Volkov DE, Yabluchansky NI. Blood circulation values in patients with cardiac resynchronization therapy during the first 6 months in different stimulated QRS complex duration classes. Український медичний часопис. 2014; 4 (102): 91–93.

25. Дериенко ТА, Волков ДЕ, Лопин ДА Яблучанский НИ. Прогностически значимые гемодинамические показатели эффективности медикаментозной терапии у пациентов с имплантированными электрокардиостимуляторами и артериальной гипертензией. Клінічна інформатика і телемедицина. 2017; 13: 70–74.

26. Коломыйцева ИН, Волков ДЕ, Лопин ДА, Яблучанский НИ. Течение хронической сердечной недостаточности и медикаментозная терапия пациентов с имплантируемыми кардиостимуляторами. Український терапевтичний журнал. 2015; 4: 101–106.



27. Сычёв ОС, Бородай АА, Волков ДЕ. Применение ресинхронизирующей терапии у больных с сердечной недостаточностью. Серцева недостатність. 2011; 1: 34-43.

28. Дериенко ТА, Волков ДЕ, Лопин ДА, Яблучанский НИ. Стадии артериальной гипертензии и изменения гемодинамических показателей в течение года после имплантации кардиостимулятора. Проблеми безперервної медичної освіти та науки. 2016; 3: 29–33.

29. Волков ДЕ, Лопин ДА. ЭКГ-паттерны у больных после имплантации ЭКС по поводу брадиаритмий. Аритмологія. 2012; 2 (2): 57-58.

30. Коломицева ІМ, Волков ДС, Лопін ДО, Яблучанський МІ. Функціональний клас хронічної серцевої недостатності та зміни гемодинамічних показників у пацієнтів у ранній післяопераційний період після імплантації кардіостимуляторів та серцевої ресинхронізаційної терапії. Аритмологія. 2015; 2 (14): 54-55.

31. Яблучанский НИ, Волков ДЕ, Карпенко ЮИ, Шанина ИВ. Медикаментозная терапия в ресинхронизирующей двухжелудочковой электрокардиостимуляции при хронической сердечной недостаточности в сочетании с постоянной формой фибрилляции предсердий. Аритмологія. 2013; 2: 62-63.

32. Volkov D. Indirect measurement of retrograde p-waves amplitude during pacemaker follow-up. In: Materials of XIII World Congress on Cardiac Pacing and Electrophysiology, Rome, 02-06.12.2007, Giornale Italiano di aritmologia e cardiostimolazione. 2007; 10(2): 19..

33. Volkov D, Boyko V, Polivenok I, Skibo U, Vinogorod'ska O, Iacenko E. Making CRT in heart failure patients by conventional dual-chamber pacemakers. do we really need rv electrode in all cases? Giornale Italiano di aritmologia e cardiostimolazione. 2008; 11(4): 28.

34. Volkov D, Polivenok I, Shovkun S, Smirnov V, Boyko V. Patterns of pacemakers' malfunctions, five year single-center experience. Europace. 2009; 11 (Suppl.2): Abst. 835.

35. Volkov D, Karpenko Y. Approaches for CRT execution with non-CRT devices. *Journal of cardiovascular electrophysiology*. 2009; 20 (Suppl. 1): S42.

36. Volkov D, Karpenko Y. Multifocal LV pacing for CRT in a patient with extremely dilated heart by additional anodal captures from two bipolar sew-in leads. *Journal of Cardiovascular Electrophysiology*. 2011; 22(1): 140-141.

37. Volkov D. Karpenko Y. Possibility to shorten programmable AV delay by closer positioning the atrial and ventricular leads in the septal regions. *PACE*. 2011; 34: 1424-25.

38. Volkov DYe, Karpenko YI, Lopin DA. Intraoperative external ECG-guided mapping to individualize RV lead position in bradyarrhythmia patients. *European Heart Journal*. 2012; 14 (Suppl. A): 10.

39. Volkov DY, Lopin D, Rashkovskiy S. Stim report - program for the simple direct comparison of sequential pacemaker information. *Europace*. 2013; 15 (suppl. 2): ii225.

40. Volkov D, Lopin D. Getting RV lead at thinner part of interventricular septum tends to shorten paced QRS duration with less dyssynchrony. *Journal of Arrhythmia*. 2013; 29(2013.10. - OP 22-1): i5.

41. Volkov D, Lopin D, Vasilenko O, Chuhaieva V, Karpenko I. Relative width of interventricular septum at different levels as approach to RV pacing: morphological study in general population cohort. *Europace*. 2018; 20(1): i76.

42. Karpenko Y, Volkov D. Different techniques for CRT implantations. *Europace*. 2011; 13(1): i.29s.

43. Karpenko Y, Volkov D. Unconventional techniques for CRT implantations, does it have to be seldom? In: The 10th international dead sea symposium on cardiac arrhythmias and device therapy, 08-10.02.2010 Tel-Aviv, Israel, Abstract Number: 140-59.

44. Karpenko Y, Volkov D. Transapical endocardial LV pacing for CRT, first experience in five patients. *PACE*. 2011; 34: 1401.

45. Karpenko Y, Abramova AA, Naydenko NV, Volkov DE. Left ventricular endocardial pacing for CRT in patients with heart failure using

puncture of interventricular septum and apex of left ventricle. *European Heart Journal*. 2015; 36(1): 53.

46. Karpenko Y, Abramova A, Goriachiy A, Khanafi M, Volkov D. Anticoagulant therapy in patients with left ventricular endocardial stimulation for cardiac resynchronization therapy. *European Heart Journal*. 2016; 37(suppl\_1): 641.

47. Karpenko Y, Abramova A, Goriachiy A, Naydenko N, Khanafi M, Volkov D. Left ventricular endocardial pacing: novel transmyocardial approaches. *Europace*. 2017; 3: iii27.

48. Karpenko I, Abramova A, Chanafi M, Lopin D, Volkov D. Comparison of endocardial vs epicardial LV pacing in patients receiving CRT. *Europace*. 2018; 20(1): i33.

49. Shanina IV, Volkov DE, Yablucyansky NI. Functional blood circulation values in patients with CRT in the early postoperative period in different QRS complex duration classes. В сб.: Матеріали науково-практичної конференції «Наукові та практичні аспекти хронізації неінфекційних захворювань внутрішніх органів» 6 листопада 2014 р., ДУ «Національний інститут терапії ім. Малої», Харків. – С. 397.

50. Пат. 9109 Україна МПК А61В17/00. Спосіб електрокардіостимуляції. Бойко В.В., Волков Д.Є. – ДУ „Інститут загальної та невідкладної хірургії АМН України”. – u 200500178; Заявл. 10.01.2005; Опубл. 15.09.2005; Бюл. №9.

51. Пат. 36708 Україна МПК А61В8/00. Спосіб визначення оптимальної атріовентрикулярної затримки у пацієнтів з електрокардіостимуляторами. Бойко В.В., Волков Д.Є. Винагородська О.В. - ДУ „Інститут загальної та невідкладної хірургії АМН України”. u 2008 04488; Заявл. 09.04.2008; Опубл. 10.11.2008; Бюл. №21.

52. Пат. 36709 Україна МПК А61В8/00. Спосіб відбору пацієнтів для кардіоресінхронізаційної терапії в секвенціальному двокамерному режимі. Бойко В.В., Волков Д.Є. Винагородська О.В., Полівенок І.В., Яценко Є.С.,

Петков О.В. - ДУ „Інститут загальної та невідкладної хірургії АМН України”.  
и 2008 04489; Заявл. 09.04.2008; Опубл. 10.11.2008; Бюл. №21.

53. Пат. 36742 Україна МПК А61В17/00, А61F2/02. Спосіб імплантації електрода в міжшлуночкову перетинку. Бойко В.В., Волков Д.Є. - ДУ „Інститут загальної та невідкладної хірургії АМН України”. и 2008 05684; Заявл. 30.04.2008; Опубл. 10.11.2008; Бюл. №21.

54. Пат. 37646 Україна МПК А61В17/00. Стилєт для імплантації ендокардіальних електродів. Бойко В.В., Волков Д.Є. – ДУ „Інститут загальної та невідкладної хірургії АМН України” - и 2008 06043, Заявл. 08.05.2008 Опубл. 10.12.2008; Бюл. №23.

55. Пат. 38033 Україна МПК А61В17/00. Спосіб визначення локалізації венозного доступу при імплантації електрокардіостимуляторів. Бойко В.В., Волков Д.Є. – ДУ „Інститут загальної та невідкладної хірургії АМН України” - и 2008 06042, Заявл. 08.05.2008. Опубл. 25.12.2008; Бюл. №24.

56. Пат. 82190 Україна МПК А61В5/00. Спосіб діагностики внутрішньошлуночкової дисинхронії серця у хворих хронічною серцевою недостатністю з супутнім цукровим діабетом. Власенко М.А., Волков Д.Є., Родіонова Ю.В., Лопін Д.О., Лопіна Н.А., Годлевська О.М. – ХМАПО, заявка № и 2013 01298, заявл. 12.03.2013. Опубл. 25.07.2013; Бюл. №14.

57. Пат. 131610 Україна МПК А61В17/00 Спосіб імплантації правошлуночкового електрода. Бойко В.В., Волков Д.Є., Лопін Д.О - ДУ „Інститут загальної та невідкладної хірургії ім. В.Т. Зайцева НАМН України”. - заявка U 2018 07587, заявл. 06.07.2018. Опубл. 25.01.19; Бюл. № 2.

58. Пат. 131936 Україна МПК А61В5/00 А61N/00 Спосіб динамічного автоматичного корегування атріовентрикулярної затримки кардіоресинхронізуючих пристроїв. Волков Д.Є - ДУ «Інститут загальної та невідкладної хірургії ім. В.Т. Зайцева НАМН України». - заявка U 2018 07586, заявл. 06.07.2018. Опубл. 11.02.2019; Бюл. № 3.

59. Patent US 10,631,811 B2, United States Patent; A61B6/032, A61B8/06, A61B8/0883 Method and system for processing of medical images for generating of prognosis of cardiac function. Dmytro Volkov, Valerij Boyko, Alexander Bakai; appl. № 15/060,970; filed 04.03.2016; issued 28.04.2020.

### ANNOTATION

*Volkov D.E.* Routes of permanent cardiac pacing optimization. – Manuscript.

Dissertation for the degree of Doctor of Medical Sciences in specialty 14.01.04 – cardiovascular surgery. - SI «Zaycev V.T. Institute of General and Urgent Surgery of National Academy of Medical Sciences of Ukraine», Kharkiv, 2020.

The research is dedicated to determination of reasons of unsatisfactory results in electrophysiological treatment of cardiac conduction disorders and related chronic heart failure (CHF), as well as routes to optimize the implanting procedure, programming for pacemakers (PM) and cardiac resynchronization therapy (CRT) devices and patients' follow up.

In order to improve the immediate and long-term results of treatment of patients with cardiac conduction disease a series of clinical and pathomorphological studies were conducted.

According to analysis of procedural access in 337 patients (290 - primary procedure, 47 - repeated) the primary interventions' certain anatomical features were revealed in 178 (61.4%) cases. In several patients two and more anatomical obstacles were observed. All repeated interventions showed a narrowing of the veins' diameter, associated with previous procedures. In addition, in 8% of cases there were a prolonged accessed veins' spasm in response to mechanical contact by a needle, guidewire or lead. These individual anatomic-physiological features of the accessed veins led to prolongation of procedures and development of intra- and postoperative complications. The most common early postoperative complications were wound-related as pocket or intermuscular hematomas and local infectious-inflammatory processes (4.5%). Other important structural complications were

leads' dislodgement observed in 1.5% of patients. In general, overall intra-postoperative complications were diagnosed in 52 (15.4%). Noteworthy connection of "complex" anatomy and complications' rate were revealed, with significantly higher frequency in case of anatomical obstacles than in patients with normal anatomy - 19.2% and 7.2%, respectively ( $\chi^2 = 8.829$ ;  $p = 0.003$ ).

Despite the great variability of anatomic-physiological features in most cases, we were able to find universal approaches for overcoming challenging situations, with significantly efficiency improvement of this procedure's part by increasing successful primary venous success from 74.1% in 2004-2013 to 91,8% in 2014-2019, and need for additional access decreasing from 52.0% to 24.3%. The overall frequency of immediate and early complications (hematomas, lead dislocation, diaphragm pacing, pneumo-hemothorax, heart chambers' perforation, venous thrombosis, local wound inflammations/infections) decreased from 12.9% to 5.9% ( $\chi^2 = 9,604$ ;  $p = 0,002$ ), long-term complications (leads damage, significant increase in pacing thresholds, leads and devices erosion, purulent-inflammatory processes) - from 9.1% to 4.7% ( $\chi^2 = 5,103$ ;  $p = 0,024$  ). The frequency of leads' revision or replacement decreased from 3.1% to 1.2% ( $p > 0.05$ ), surgical extraction of leads - from 1.2% to 0.3% ( $p > 0.05$ ). In addition, duration of dual-chamber PM implantation was significantly reduced from  $59 \pm 7$  minutes to  $42 \pm 5$  minutes ( $p < 0,05$ ), hospitalization - from  $4,0 \pm 0,7$  to  $2,3 \pm 0,5$  days ( $p < 0.05$ ).

To determine the optimal site of RV lead implantation an anatomical study was performed to assess the IVS thickness at different levels. The average wall thickness in the RV apex (RVA) was  $26.5 \pm 9.5$  mm, IVS's upper third -  $13.7 \pm 3.7$  mm, the middle third -  $18.2 \pm 3.7$ , the lower third -  $13.8 \pm 3.9$  mm. Thus, in the RVA region the wall thickness was greater than at all levels of IVS ( $p < 0.001$ ). In the IVS area, the greatest thickness was observed at the middle third level ( $p < 0.001$  compared to the upper and lower third). However, a rather heterogeneous range of individual values of RV and IVS wall thickness at different levels was revealed. That was confirmed in a clinical sub-study evaluating IVS features using

echocardiography beyond one month after PM implantation.

The average duration of paced QRS in RVOT was  $155 \pm 17$  ms, in the middle part of the IVS -  $143 \pm 15$  ms, in the lower part of the IVS -  $152 \pm 18$  ms. In patients with a lead implanted in a thinner part of the IVS ( $RSWT \leq 1.0$ ,  $n = 31$ ) - QRS duration was shorter than in patients with  $RSWT > 1.05$  ( $n = 25$ ) -  $142 \pm 15$  ms and  $153 \pm 17$  ms, respectively. Comparison of the RSWT value at the lead level with the paced QRS duration found a significant positive correlation between those indexes:  $r = 0.43$  ( $p < 0.05$ ). That experience was used to engage the left subendocardial side of the IVS in order to obtain more physiological pacing pattern in one patient.

To assess the impact of RV lead location an additional assessment of dissynchrony (DS) in 101 patients (45 men, mean age  $72 \pm 8$  years) with complete atrioventricular block (AVB), preserved LV EF ( $> 50\%$ ), no history of myocardial infarction, implanted with a dual-chamber PM were done, including: 1 group - RV lead was implanted in the middle and lower zones of IVS ( $n = 35$ ), 2 group - RV lead was implanted in RVOT ( $n = 31$ ), 3 group - patients with RV apex pacing ( $n = 35$ ). The control group consisted of 30 patients with sick sinus syndrome (SSS), in whom the percentage of RV pacing did not exceed 20%. According to the results of Longitudinal Strain (LS) segmental analysis decreasing was revealed in almost all myocardial segments, most profound in the RVA pacing group. Among those patients the greatest LS decreasing was observed in LV apical segments, and the longest time delay to the LS peak - in the basal lateral LV segments. That led to decreasing in global LS (GLS) and increasing in cardiac DS indexes. One year or more after PM implantation in patients of 1, 2 and 3 groups GLS was significantly reduced compared to baseline, but the largest reduction was in patients with RVA pacing ( $-17.1 \pm 4.0\%$  vs.  $-11, 9 \pm 4.8\%$ ,  $p < 0.001$ ), to a lesser extent in RVOT pacing ( $-18.2 \pm 4.4\%$  vs  $-14.8 \pm 4.3$ ,  $p < 0.01$ ), and the least in IVS pacing ( $-18.5 \pm 3.5\%$  vs  $-16.0 \pm 4.2\%$ ,  $p < 0.01$ ). Analysis of CHF NYHA FC beyond one year after implantation revealed that among group 1 (IVS pacing) the proportion of patients with III-IV HF FC decreased from 23% to 20%, in RVOT pacing increased from

19% to 23%, and in RVA pacing increased most significantly - from 20% to 37%. LV EF beyond one year after PM implantation decreased in all patients, but most significantly in group 3 (RVA pacing) - from  $54 \pm 10\%$  to  $46 \pm 9\%$  ( $p < 0,05$ ), to a lesser extent in group 2 (RVOT pacing) - from  $57 \pm 12\%$  to  $50 \pm 13\%$ . In group 1 (IVS pacing) decreasing was rather moderate and not significant: from  $53 \pm 15\%$  to  $51 \pm 18\%$ .

To eliminate negative impact of RV pacing, algorithms for reducing its burden were used. Decreasing of RV pacing burden significantly prolonged PM battery's life by  $17 \pm 5$  months to  $105 \pm 15$  months on average ( $p < 0.05$  by t-test). In addition, strategy of septal position of the leads and physiological pacing with atrial preference led to decreasing of atrial arrhythmias burden from  $31 \pm 36\%$  to  $15 \pm 12\%$  ( $p < 0,01$ ) and clinically significant episodes from  $22 \pm 9$  to  $6 \pm 4$  ( $p < 0,001$ ) per year along with decreasing of their duration and number of hospitalizations. In 5 patients with persistent arrhythmias, radiofrequency ablation (RFA) of their substrate was successfully performed.

According to the analysis of coronary sinus (CS) structural anatomical features it was found that complicated type of ostium was detected in 55% of 80 cases, significant Thebesian valve - in 45%, significant Vieussens valve - in 35%, acute angle between target vein and CS - 30%. The total frequency of complex anatomical variants reached 77%. To streamline the actions during "complex" implants, a basic scheme for solving the problems of intervention has been developed and implemented. The average success rate of venous access was 89.9%, procedure duration -  $123 \pm 62$  minutes, the duration of hospitalization -  $2.8 \pm 1.5$  days. Dislodgement of RA lead was observed in 1%, RV lead in 3% and LV lead – in 3% of cases.

Due to significant difficulties in CRT implantation LV transapical access was used (7 patients), as well as transvenous access via IVS puncture for LV endocardial lead delivering (22 patients). Of the 22 IVS puncture procedures, 21 (95%) were successful. In one case failed IVS puncture attempt was due to the pronounced round-shaped configuration of the IVS. Subsequently that patient



underwent thoracotomy and transapical insertion of LV lead. The average length of hospital stay in this group was  $5 \pm 2$  days. In all cases, we managed to achieve adequate intraoperative parameters of LV sensing ( $12.1 \pm 4.4$  mV) and pacing threshold ( $0.72 \pm 0.2$  V). These parameters remained stable at the long term: after 6 months and 12 months ( $11.7 \pm 4.5$  mV,  $1.3 \pm 0.5$  V and  $11.2 \pm 5.1$  mV,  $1.3 \pm 0.40$  V, respectively).

To optimize PM's mode choice, the original method was developed that includes automatic atrio-ventricular delay (AVD) selection of LV pacing and automatic switching between uni-left-ventricular (uni-LV) and biventricular (BiV) modes of three-chamber PM by detecting and analyzing the RV signal, herewith calculation is performed by special beat-to-beat formulas and determination of the of physiological AV conduction window with possible automatic change of pacing trends according to diagnostic data. When performing standard three-chamber CRT in the presence of above conditions transition to uni-LV pacing was performed in 25 patients. PM parameters were set according to the proposed algorithm (US Pat. No. 131936), trying to maximize the "fusion" effect of excitation fronts from right bundle branch (RBB) physiological conduction and LV pacing by intracardiac electrograms. Performance of uni-LV CRT led to additional narrowing of QRS (from  $152 \pm 20$  to  $133 \pm 28$ ,  $p < 0.05$ ), and improvement of clinical results: increase of LV EF from  $32 \pm 6\%$  to  $35 \pm 7\%$ ,  $p > 0.05$ , increase the of 6 min walk test - from  $240 \pm 23$  m to  $268 \pm 19$  m ( $p < 0.05$ ).

To improve the results of pacing, upgrade by implanting additional leads and more functional devices was also used. The need for that was grounded by clinic-instrumental manifestations of HF associated with DS of one or more types (AV-, inter-, intraventricular) and the ineffectiveness of the above measures and PM modes. In 15 patients AAI-VVI(R) was upgraded to DDD(R) PM, in 6 cases VVI-DDD(R) to CRT. The change of mode to CRT was performed in the presence of dilated or ischemic cardiomyopathy (CMP) with signs of DS. As a result of changes in the PM modes, all patients managed to improve their clinical status with increasing of LV EF (from 3 to 11%), a decreasing degree of mitral

regurgitation (by 0.5-0.8 degrees), increasing in 6 minutes walking test distance by 74–81 m, reducing the frequency of atrial arrhythmias by 9–23% and the number of hospitalizations by 1.3–2.1 per year. There were no serious complications.

Based on results of long-term observations and comparative analysis of the effectiveness of different methods in a particular pathology, we have developed an algorithm for selecting the method of permanent pacing. The algorithm is based on the assessment of the type of conduction disturbances, the main of which are SSS, AV conduction block and intraventricular conduction disturbances. Depending on the type of conduction problem, the PM mode (DDD(R), VVI(R), CRT) and lead placement are selected, followed by the use of optimization algorithms, PM backup approaches, and, if necessary, additional electrophysiological interventions. In addition to this algorithm, the above-mentioned improvements and innovations were applied during the procedures and in the postoperative period, the course of which were also affected by them.

Therefore, a comparative analysis of treatment effectiveness before and after the introduction of algorithms, improvements and innovations (since 2014) were done. A control group (patients treated in 2003-2013) ( $n = 162$ ) and the main (2014-2019) ( $n = 223$ ) were selected, which were comparable by the main clinical-demographic parameters.

According to the results of the analysis, it was found that in both groups the main indications were AVB and SSS, in the main group the number of patients with CMP increased, however, in general the structure of indications for PM did not have a statistically significant difference ( $\chi^2 = 2,220$ ;  $p > 0,05$ ). At the same time, the structure of PM modes changed significantly, mainly due to the increase in the proportion of patients' CRT was used (9.9% in the control and 24.2% in the main groups) ( $\chi^2 = 13.050$ ;  $p = 0.02$ ).

Therefore, due to the introduction of algorithms for selecting the pacing mode, the number of patients with physiological pacing modes increased significantly and usage of VVI / VVIR mode decreased. Results of electrophysiological treatment was evaluated at the annual term of observation. In

the control group 16 (9.9%) deaths occurred, most of them in the most acute period after implantation (44%), in the acute period (8-30 days) 13% died, the rest of deaths happened in the remote post-implantation period. 10 (4.5%) patients died in the main group (significantly less than in the control group -  $\chi^2 = 4.333$ ;  $p = 0.038$ ). Most patients died in the remote post-implantation period (60%) (the difference compared with the control group was not statistically significant -  $\chi^2 = 1.553$ ;  $p > 0.05$ ). The most common cause of death in the control group was HF, which occurred in the most acute and acute periods. In rare cases, the cause of death was pulmonary embolism in the most acute period. The main group showed an increase in the proportion of deaths due to comorbid pathology (stroke and oncology) in the post-implantation period, but this difference was not statistically significant ( $\chi^2 = 2.410$ ;  $p > 0.05$ ).

Another global index of electrophysiological treatment's effectiveness is dynamics of CHF, which was analyzed in 215 patients of the main and 152 patients of the control group. According to the obtained data, deterioration of the clinical condition with an increase in NYHA FC in the main group was observed in 9.8 % annually, while in the control group - in 20.4%, and conversely, in the main group there were more patients with improved clinical condition with a decrease in NYHA HF FC - 41.9% vs. 23.7% in the control group ( $\chi^2 = 16.552$ ;  $p < 0.001$ ).

Thus, in the main group, where new PM algorithms, improvements and innovations during implantation and in postoperative period contributed to the reduction of mortality and better progression of the clinical condition in accordance to HF FC by NYHA.

**Key words:** pacing, cardiac resynchronization therapy, implantation procedure, anatomy, positioning of leads, modes' optimization, results.

## ЗМІСТ

|                                                                                                                                                |     |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| Перелік умовних скорочень .....                                                                                                                | 26  |
| Вступ .....                                                                                                                                    | 29  |
| Розділ 1. Місце та роль електрокардіостимуляції в лікуванні та профілактиці порушень ритму і провідності серця та серцевої недостатності ..... | 37  |
| 1.1. Епідеміологія аритмій та серцевої недостатності .....                                                                                     | 37  |
| 1. 2. Показання та методи електрокардіостимуляції .....                                                                                        | 40  |
| 1.3. Кардіоресинхронізуюча терапія в профілактиці та лікуванні серцевої недостатності .....                                                    | 56  |
| 1.4. Ускладнення імплантації пейсмейкерів та їх причини .....                                                                                  | 72  |
| 1.5. Сучасний стан кардіостимуляції в Україні .....                                                                                            | 75  |
| Розділ 2. Матеріал і методи дослідження .....                                                                                                  | 79  |
| 2.1. Загальна характеристика клінічного матеріалу .....                                                                                        | 79  |
| 2. 2. Методи дослідження.....                                                                                                                  | 85  |
| 2.2.1 Загальноклінічне та лабораторне обстеження .....                                                                                         | 85  |
| 2.2.2 Електрокардіографія.....                                                                                                                 | 85  |
| 2.2.3 Ехокардіографія .....                                                                                                                    | 85  |
| 2.2.4 Інтраопераційні методи візуалізації та контролю .....                                                                                    | 89  |
| 2.2.5 Оцінка роботи ЕКС.....                                                                                                                   | 91  |
| 2.3 Загальна характеристика технік хірургічного оперативних втручань .....                                                                     | 91  |
| 2.4. Патологоанатомічне дослідження.....                                                                                                       | 110 |
| 2.4 Методи статистичної обробки даних.....                                                                                                     | 111 |
| Розділ 3. Хірургічні результати імплантації одно- та двокамерних електрокардіостимуляторів в праві відділи серця та шляхи їх поліпшення .....  | 113 |
| 3.1. Аналіз варіантів анатомії вен доступу та їх клінічне значення .....                                                                       | 113 |
| 3.2. Шляхи оптимізації технології імплантації ЕКС .....                                                                                        | 122 |

|                                                                                                                         |     |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| 3.3. Визначення оптимального місця розташування електродів при стандартній ЕКС .....                                    | 145 |
| 3.4. Методи інтраопераційного картування ЕКС .....                                                                      | 154 |
| Розділ 4. Кардіоресинхронізуюча терапія: технологічні труднощі та шляхи їх подолання .....                              | 166 |
| 4.1. Варіабельність венозної системи та камер серця .....                                                               | 166 |
| 4.2. Оптимізація технології імплантації бівентрикулярних систем .....                                                   | 174 |
| 4.2.1 Трансвенозна епікардіальна імплантація електродів.....                                                            | 174 |
| 4.2.3 Ендокардіальна ЛШ ЕКС .....                                                                                       | 218 |
| Розділ 5. Електрофізіологічні аспекти лікування аритмій: шляхи покращення безпосередніх та відділених результатів ..... | 234 |
| 5.1. Значення режимів ЕКС та КРТ та шляхи їх оптимізації .....                                                          | 234 |
| 5.2. Клінічні фактори, що впливають на ефективність ЕКС та КРТ .....                                                    | 255 |
| 5.3. Віддалений результат електрофізіологічного лікування .....                                                         | 262 |
| Розділ 6. АНАЛІЗ ТА УЗАГАЛЬНЕННЯ РЕЗУЛЬТАТІВ ДОСЛІДЖЕННЯ .....                                                          | 274 |
| ВИСНОВКИ .....                                                                                                          | 287 |
| ПРАКТИЧНІ РЕКОМЕНДАЦІЇ .....                                                                                            | 291 |
| СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ .....                                                                                        | 295 |
| Додаток Б. Акти впровадження .....                                                                                      | 337 |
| Додаток А. Список наукових праць здобувача .....                                                                        | 348 |

## ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

|          |                                                    |
|----------|----------------------------------------------------|
| AB       | – атріовентрикулярна (-ий)                         |
| ABБ      | – атріовентрикулярна блокада                       |
| ABЗ      | – атріовентрикулярна затримка                      |
| АГ       | – ангіографічний                                   |
| АСПШ     | – апікальна стимуляція правого шлуночка            |
| БЛНПГ    | – блокада лівої ніжки пучка Гіса                   |
| БПНПГ    | – блокада правої ніжки пучка Гіса                  |
| ВВС      | – велика вена серця                                |
| ВПВ      | – верхня порожниста вена                           |
| ВТ       | – вихідний тракт                                   |
| ВТПШ     | – вихідний тракт правого шлуночку                  |
| ГПМК     | – гострі порушення мозкового кровообігу            |
| ДКМП     | – дилатаційна кардіоміопатія                       |
| ДС       | – диссинхронія                                     |
| ЗВС      | – задня вена серця                                 |
| ЗМШВ     | – задня міжшлуночкова вена                         |
| ЕГ       | – електрограма                                     |
| ЕКГ      | – електрокардіограма, електрокардіографія          |
| ЕКС      | – електрокардіостимуляція, електрокардіостимулятор |
| ендо-ЕКС | – ендокардіальна стимуляція                        |
| епі-ЕКС  | – епікардіальна стимуляція                         |
| ЕФ       | – електрофізіологічний                             |
| ЕхоКГ    | – ехокардіографія                                  |
| ІКД      | – імплантуємий катіовертер-дефібрилятор            |
| ІМ       | – інфаркт міокарда                                 |
| ІХС      | – ішемічна хвороба серця                           |
| КДР      | – кінцево-діастолічний розмір                      |
| КДО      | – кінцево-діастолічний об'єм                       |

|        |                                      |
|--------|--------------------------------------|
| КМП    | – кардіоміопатія                     |
| КРТ    | – кардіоресинхронізуюча терапія      |
| КС     | – коронарний синус                   |
| КСР    | – кінцево-сistolічний розмір         |
| КСО    | – кінцево-сistolічний об'єм          |
| ЛНПГ   | – ліва ніжка пучка Гіса              |
| ЛП     | – ліве передсердя                    |
| ЛШ     | – лівий шлуночок                     |
| МК     | – мітральний клапан                  |
| МПП    | – міжпередсердна перетинка           |
| МРТ    | – магнітно-резонансна томографія     |
| МШЗ    | – міжшлуночкова затримка             |
| МШП    | – міжшлуночкова перетинка            |
| НПВ    | – нижня порожниста вена              |
| ПБВ    | – передньо-бокова вена               |
| ПМЖВ   | – передня міжшлуночкова вена         |
| ПНПГ   | – права ніжка пучка Гіса             |
| ПП     | – праве передсердя                   |
| ПШ     | – правий шлуночок                    |
| РСС    | – раптова серцева смерть             |
| РЧА    | – радіочастотна абляція              |
| СН     | – серцева недостатність              |
| СПГ    | – стимуляція пучка Гіса              |
| ССЗ    | – серцево-судинні захворювання       |
| СССВ   | – синдром слабкості синусового вузла |
| ТК     | – трикуспідальний клапан             |
| ФВ     | – фракція викиду                     |
| ФК     | – функціональний клас                |
| ФП     | – фібриляція передсердь              |
| ХМ ЕКГ | – холтерівське моніторування ЕКГ     |

|           |                                                                              |
|-----------|------------------------------------------------------------------------------|
| XCH       | – хронічна серцева недостатність                                             |
| ЧСС       | – частота серцевих скорочень                                                 |
| ШТ        | – шлуночкова тахікардія                                                      |
| CRT       | – кардіоресинхронізуєча терапія (cardiac resynchronization therapy)          |
| EHRA      | – Європейська асоціація серцевого ритму (European Heart Rhythm Association ) |
| NT-proBNP | – N-кінцевий мозковий натрійуретичний пептид                                 |
| NYHA      | – Нью-Йоркська Асоціація Серця (New-York Heart Association)                  |
| RSWT      | – відносна товщина МШП (relative septum wall thickness)                      |



## ВСТУП

**Актуальність теми.** В структурі смертності та інвалідності в Україні, як й у більшості країн світу, провідне місце займають серцево-судинні захворювання (ССЗ), частка яких сягає 68% [35]. Серед ССЗ важливе місце займають порушення ритму і провідності серця та серцева недостатність (СН) [60; 114; 117; 160; 252].

Єдиним ефективним методом лікуванням брадіаритмій, обумовлених синдромом слабкості синусового вузла (СССВ) та блокадами провідної системи серця є електрокардіостимуляція (ЕКС) [195; 252]. В останні роки спектр показань до кардіостимуляції значно збільшився за рахунок хворих з хронічною СН (ХСН), пов'язаною з електро-механічною диссинхронією (ДС) шлуночків серця. Україна досі значно відстає від Європейських держав за кількістю імплантацій водіїв ритму та пристроїв для кардіальної ресинхронізуючої терапії (КРТ) [36; 163; 255].

Крім суто економічних та організаційних факторів, недостатнє впровадження ЕКС в клінічну практику пояснюється наявністю багатьох не повністю вирішених хірургічних та електрофізіологічних її аспектів. Перш за все, процедура імплантації водіїв ритму може бути технічно складною, потребує глибоких знань анатомії, володіння спеціальними навичками та наявності досвіду роботи у складних ситуаціях [237]. Але навіть у високотехнологічних центрах ризик ускладнень під час операції та у післяопераційному періоді досить великий [166; 267; 334]. За даними окремих авторів, частота ускладнень після імплантації КРТ пристроїв становила 9,5% [246] та навіть 34,6% [239].

Складною проблемою є визначення оптимального місця розташування електродів та режиму стимуляції. Неправильний вибір режиму та місця імплантації призводить до нефізіологічної стимуляції з розвитком дисфункції лівого шлуночка (ЛШ) та прогресування СН [119; 158]. Запропоновані альтернативні місця імплантації правошлуночкового (ПШ) електроду,

зокрема, вихідний тракт ПШ (ВТПШ), міжшлуночкова перетинка (МШП), стимуляція пучка Гіса (СПГ) та стимуляція дистальної провідної системи (СПС) [69; 318; 319].

Ще більш складна процедура імплантації електродів для КРТ, частота невдалої імплантації сягає 10% навіть у експертних центрах [85]. При цьому, залишається проблемою відсутність відповіді на КРТ, частота якої сягає 42% [142; 279], що пов'язують з неоптимальним розташування ЛШ електроду в системі коронарного синусу (КС), кардіофіброзом та ін. [31; 38]. В цих випадках альтернативою є відкрита процедура імплантації, але вона значно збільшує операційний ризик [159; 224]. Тому активно вивчаються нові методи імплантації ЛШ електроду, зокрема, ендокардіальна ЛШ (ендо-ЛШ) ЕКС [38; 148; 159; 259], у тому числі, трансвенозно шляхом пункції МШП [38; 159].

Ще одним напрямком покращення результатів ЕКС є оптимізація її параметрів [199; 302; 312], застосування уніЛШ стимуляції [96; 156] та ін. Однак досвід застосування альтернативних методів та режимів кардіостимуляції ще невеликий, а їх ефективність оцінюється не однозначно. Потребує подальшого вивчення вплив вихідного стану міокарда і гемодинаміки, а також якості медикаментозної терапії на ефективність електрофізіологічного лікування [219; 231; 340].

Таким чином, потенційні можливості інтервенційного лікування порушень серцевого ритму та провідності досі не використовуються повною мірою, що багато в чому пов'язано з невирішеними проблемами процедури імплантації, чіткого позиціонування ПШ та ЛШ електродів, визначення оптимального місця їх розташування, метода імплантації та вибору режимів кардіостимуляції з урахуванням індивідуальних фенотипічних особливостей хворого, характером основної патології та її ускладнень.

**Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами.** Дисертація є фрагментом НДР ДУ «Інститут загальної та невідкладної хірургії імені В.Т.Зайцева НАМН України» «Розробити та удосконалити

хірургічні та медикаментозні методи корекції ХСН у хворих з постійною електричною стимуляцією серця» (номер держреєстрації 0119U002467), в якій автор є відповідальним виконавцем.

**Мета дослідження** – поліпшення безпосередніх та віддалених результатів лікування хворих з порушеннями ритму та провідності серця шляхом удосконалення технології імплантації та режимів ЕКС і КРТ.

**Завдання дослідження:**

1. Проаналізувати клінічно значимі варіанти анатомії венозної системи та камер серця і визначити найбільш розповсюджені технічні труднощі при імплантації електродів для ЕКС.

2. Удосконалити технологію імплантації електродів для ЕКС з урахуванням індивідуальних особливостей будови венозної системи та камер серця.

3. Морфологічно та інструментально обґрунтувати можливі альтернативні ділянки імплантації ПШ електрода для ЕКС.

4. Удосконалити методи інтраопераційного визначення оптимального місця розташування ПШ електроду.

5. Дослідити варіанти анатомії КС та камер серця, що впливають на імплантацію електродів для КРТ.

6. Удосконалити технологію імплантації електродів для КРТ з урахуванням індивідуальних особливостей будови венозної системи, КС та камер серця.

7. Визначити можливість та ефективність ендо-ЛШ імплантації із застосуванням трансапікального та трансептального доступів.

8. Оптимізувати режими та алгоритми ЕКС та КРТ для лікування ХСН у хворих з порушеннями ритму та провідності серця.

9. Вивчити безпосередні та віддалені результати кардіостимуляції із застосуванням розроблених удосконалень та алгоритмів.

*Об'єкт дослідження:* постійна ЕКС та КРТ.

*Предмет дослідження:* техніка доступу та імплантації, анатомічні

варіанти венозної системи та камер серця, позиціонування та верифікація місця розташування ПШ електроду, стимуляція МШП, ендокардіальна ЕКС, оптимізація режимів ЕКС, безпосередні та віддалені результати.

*Методи дослідження:* загально-клінічне обстеження – оцінка загальносоматичного стану та вихідного стану серцево-судинної системи, ЕКГ – дослідження функціонального стану серця перед операцією, інтраопераційна та післяопераційна оцінка режимів стимуляції; ЕхоКГ – дослідження структури та функції серця; рентгенологічні методи – інтраопераційний контроль процедури імплантації та положення електродів після імплантації, патологоанатомічне дослідження - визначення причин смерті хворих з імплантованим ЕКС та оцінка товщини міжшлуночкової перетинки померлих з різних причин, математико-статистичні методи – аналіз якісних та кількісних показників вихідного стану та їх динаміки в процесі лікування.

**Наукова новизна отриманих результатів.** За результатами рентгенологічних та ультразвукових методів дослідження дисертантом виконано упорядкування варіантів анатомії венозної системи та камер серця, які є причиною технічних труднощів під час доступу, проведення та імплантації електродів для ЕКС. При цьому визначено їх значимість у розвитку ускладнень під час операції та у ранньому післяопераційному періоді та запропоновано шляхи вирішення технічних проблем.

В дослідженні представлено наукове обґрунтування вибору оптимального місця розташування ПШ електроду для ЕКС. Встановлено, що найбільше скорочення тривалості стимульованого комплексу QRS та краща динаміка клінічних показників досягається при позиціонуванні ПШ електрода в найбільш тонкій ділянці МШП, яка частіше розташована на межі її середньої та нижньої частини. При цьому спостерігається досить велика варіабельність індивідуальних значень товщини стінки ПШ та МШП на різних рівнях, що створює підставу для інтраопераційного картування ПШ з короткочасною стимуляцією в ділянці МШП для визначення місця

стимуляції з найбільш вузьким комплексом QRS та/або за морфологією найбільш близькою до власної.

На підставі аналізу та упорядкування даних щодо анатомічних варіантів КС, які пов'язані з фенотипічними індивідуальними особливостями та з прогресуванням систолічної дисфункції ЛШ, які є причиною технічних труднощів під час проведення електродів для КРТ, запропоновано технологічно обґрунтовані універсальні підходи для подолання труднощів на всіх етапах імплантації електродів для КРТ.

Науково обґрунтовано ефективність КРТ з ендо-ЛШ стимуляцію та проведенням ЛШ електрода через МШП, визначено шляхи реалізації ефектів ендо-ЛШ стимуляції та можливі ускладнюючі фактори,

Теоретично доведено та реалізовано нові алгоритми вибору режимів ЕКС, які дозволяють зменшити відсоток ПШ стимуляції, покращити клінічні результати та збільшити тривалість роботи батареї ЕКС.

Встановлено залежність результатів лікування від вихідних показників кровообігу та функцій серця, зокрема, від вихідної тривалості комплексу QRS, тривалості інтервалу QTc та ФК ХСН за NYHA.

**Практична значущість роботи.** В процесі виконання роботи створено та впроваджено декілька діагностичних, технічних та програмних удосконалень інтервенційного лікування з використанням пристроїв, які було імплантовано. Розроблено та впроваджено в практичну діяльність спосіб діагностики внутрішньощлуночкової ДС серця у хворих хронічною серцевою недостатністю з супутнім цукровим діабетом (Патент України на корисну модель № 82190) та спосіб відбору пацієнтів для КРТ в секвенціальному двокамерному режимі (Патент України на корисну модель № 36709), які покращують об'єктивізацію показань та вибір оптимального методу кардіостимуляції.

Розроблено та впроваджено в практику спосіб визначення локалізації венозного доступу при імплантації ЕКС (Патент України на корисну модель № 38033), якій дозволяє перед операцією визначити оптимальний венозний

доступ для проведення електродів для ЕКС та КРТ.

Запропоновано спосіб ЕКС (Патент України на корисну модель № 9109), спосіб імплантації електрода в МШП (Патент України на корисну модель № 36742) та спосіб імплантації ПШ електрода (Патент України на корисну модель № 131610), які дозволили удосконалити техніку імплантації електродів ЕКС та подолати деякі технічні труднощі. Розроблено та впроваджено стилет для імплантації ендокардіальних електродів (Патент України на корисну модель № 37646), застосування якого дозволяє мікроадаптацію положення електрода під час імплантації.

Розроблено та впроваджено спосіб визначення оптимальної АВЗ у пацієнтів з ЕКС (Патент України на корисну модель № 36708); спосіб динамічного автоматичного корегування АВЗ КРТ (Патент України на корисну модель № 131936), які дозволили мінімізувати відсоток ПШ стимуляції та збільшити позитивну відповідь пацієнтів на лікування.

Запропоновано новий метод візуалізації внутрішньосерцевої гемодинамики «Method and system for processing of medical images for generating of prognosis of cardiac function (Patent US 10,631,811 B2, United States Patent), якій дозволяє об'єктивно оцінити та прогнозувати ефективність лікування на основі турбулентності руху крові.

Розроблено оригінальну РС програму для прямого ефективного порівняння інформації ЕКС впродовж декількох follow-up з кольоровим маркуванням зміни показників.

Впровадження теоретичних розробок у клінічну практику дозволило збільшити кількість хворих з поліпшенням клінічного стану з 23,7% до 41,9%, а частоту летальних випадків протягом періоду спостереження зменшити з 9,9% до 4,5%.

Основні положення, розроблені в процесі дослідження, впроваджено в роботу ДУ «Інститут загальної та невідкладної хірургії імені В.Т.Зайцева НАМН України», ДУ «Національний Інститут серцево-судинної хірургії імені М. М. Амосова НАМН України», ДУ «ННЦ «Інститут кардіології імені

академіка М.Д. Стражеска» НАМН України», ДУ «Інститут серця МОЗ України», КП «Одеська обласна клінічна лікарня Одеської обласної Ради».

**Особистий внесок здобувача.** Дисертантом самостійно проведено патентно-інформаційний пошук та здійснено огляд літератури за темою дисертації; проведено більшість об'єктивних досліджень, аналіз і статистичну обробку отриманих даних, а також сформульовані основні положення і висновки дисертації. Автор виконав оперативні втручання та керував післяопераційним веденням більшості хворих у кардіохірургічному відділенні та зробив частину діагностичних досліджень та follow-up ЕКС у ДУ "Інститут загальної та невідкладної хірургії ім. В.Т.Зайцева НАМН України», які увійшли у дослідження. У публікаціях з співавторами автору належить відбір хворих, їх лікування та спостереження, збір клінічних та інструментальних даних, їх оцінка та узагальнення.

**Апробація результатів дисертації.** Основні положення дисертаційної роботи оприлюднені та обговорені на наступних наукових форумах: EHRA Congress 2017, 2018; ESC Congress 2015, 2016; EHRA Europace Conference 2009, 2013; International Congress of Cardiology, 2012; APHRS Cardiorhythm, 2011, 2013; XX, XXI Наукові конференції Асоціації серцево-судинних хірургів України; XIII, XIV, XV Національні з'їзди кардіологів України; XIII, XIV Міжнародні Конгреси з електрокардіостимуляції і електрофізіології серця; II, III науково-практичні конференції «Інтервенційні та медикаментозні підходи до ведення хворих з порушеннями ритму серця»; IV, V, VI, VII Науково-практичні конференції Асоціації аритмологів України; X Науково-практична конференція «Дні аритмології в Києві»; X International Dead Sea Symposium on cardiac arrhythmias and device therapy; EHRA Summit 2010 with the Participation of Central-Eastern European Countries: 'ICD for Life' Initiative; VIII International Congress of update in cardiology and cardiovascular surgery.

**Публікації.** За темою дисертації представлено 59 публікацій, у тому числі 26 статей у фахових наукових виданнях України (1- Scopus, 12 –

включено до інших міжнародних наукометричних баз), 5 статей – у нефахових виданнях, 21 - у вигляді тез. Отримано 9 патентів України на корисну модель та 1 патент США, що безпосередньо пов'язані з темою дисертації.

**Обсяг та структура дисертації.** Дисертацію викладено на 360 сторінках друкованого тексту і складається з анотацій, вступу, огляду літератури, розділу «Матеріали і методи дослідження», 3 розділів власних досліджень, аналізу та узагальненню результатів дослідження, висновків, практичних рекомендацій, списку використаних джерел, який налічує 346 посилань (65 кирилицею та 281 латиницею) та додатків. Роботу проілюстровано 41 таблицею, 133 рисунками.



## РОЗДІЛ 1

### МІСЦЕ ТА РОЛЬ ЕЛЕКТРОКАРДІОСТИМУЛЯЦІЇ У ХВОРИХ З ПОРУШЕННЯМИ РИТМУ ТА ПРОВІДНОСТІ СЕРЦЯ

#### 1.1. Епідеміологія аритмій та серцевої недостатності

ССЗ є основною причиною смертності та інвалідності населення у більшості країн світу. З 2005 по 2015 рр. глобальна смертність від серцево-судинних захворювань зросла на 12,5% [150]. Очікується, що до 2030 р. понад 23 млн. осіб помре від цих недуг. При цьому, якщо у розвинених країнах світу кількість смертей від ССЗ знижується, то в Україні стрімко зростає - з 1991 по 2013 р. більш ніж в три рази [16; 22]. На цей час рівень смертності від серцево-судинних захворювань в Україні перевищив 1000 на 100 000 населення, складаючи 68% в загальній структурі смертності та втричі перевищуючи смертність від інших захворювань. За один день в Україні від захворювань серця помирає у середньому 1167 осіб [15].

Важливе місце в структурі ССЗ займають аритмії та порушення провідності серця. Їх поширеність загалом та їх окремих видів в популяції досить велика [147], хоча оцінити її складно у зв'язку з наявністю пароксизмальних, персистуючих форм, які при однократному ЕКГ дослідженні можуть бути не діагностовані, а добове моніторування ЕКГ застосовується тільки при наявності показань [34]. Вони є причиною життєзагрозливих серцево-судинних ускладнень, раптової смерті хворих, впливають на якість життя, є причиною інвалідності, економічних втрат [23; 40; 63; 230].

Відомо, що синусова брадикардія виявляється у майже 7,8% здорових осіб віком від 18 до 76 р. [164; 218], надшлуночкова екстрасистолія виявляється більш ніж у 80% осіб молодого та похилого віку, а надшлуночкові тахіаритмії у похилому віці виявляються майже у 50% осіб [63; 115]. Поширеність повної блокади правої ніжки пучка Гіса (БПНПГ) у

осіб старше 45 років сягає 2,7%, лівої ніжки – 3,4% [254]. Атріовентрікулярна блокада (АВБ) у похилому віці виявляється у 2,2% осіб [164], а синоатріальна блокада – майже у 8% [63]. При цьому прогнозується подальше зростання поширеності цієї патології у зв'язку з постарінням населення. Наприклад, кількість пацієнтів з СССВ в США у 2012 році складала 78 тис., а згідно прогнозним оцінкам до 2060 р. їх кількість збільшиться до 172 тис. [173]. Частоту порушень ритму серця збільшує поєднана патологія, зокрема, цукровий діабет, сумуючі негативні впливи на ритмічну стабільність серця [1].

Значно частіше аритмії виявляються у хворих з ХСН. Так, за даними амбулаторної ЕКГ, у хворих із СН передчасні шлуночкові комплекси реєструються майже у всіх випадках. Дуже часто у цих хворих реєструють фібриляцію передсердь (ФП). При цьому зазначається, що ФП є маркером важкого перебігу СН та здібна значно погіршити функцію серця. Постійно висока частота серцевих скорочень (від 150 та вище) є причиною кардіоміопатії зі значним зниженням ФВ ЛШ. [52; 99; 189; 252; 282]. У хворих з ділятаційною кардіоміопатією (ДКМП) значно зростає частота шлуночкових і надшлуночкових екстрасистол, а також пароксизмів нестійкої ШТ, що можна пояснити дифузними фіброзними змінами серцевого м'язу із залученням у патологічний процес провідної системи серця [60]. Виразність ХСН сприяє аритмогенезу і збільшує смертність хворих незалежно від ФВ ЛШ, насамперед за рахунок активації нейрогуморальних факторів [55; 70].

ХСН є найчастішою причиною госпіталізації, зниження працездатності і смерті хворих. СН це синдром, при якому пацієнти мають типові симптоми і ознаки, викликані порушенням структури та / або функції серця, що призводить до зменшення серцевого викиду та / або підвищення внутрішньосерцевого тиску [52; 79; 189; 234; 269]. Дані про поширеність СН у різних країнах істотно відрізняються, оскільки одержані з використанням різних методичних підходів та діагностичних критеріїв [154; 346]. Але вважається, що розповсюдженість СН серед дорослих сягає 2% зі зростанням ризику більш 19% у осіб від 70 років та більше. [52; 189]. Вона виявляється у

26 мільйонів людей у світі [71]. Розповсюдженість СН сягає рівня епідемії. У кожної п'ятої людини віком більш 40 років протягом життя виникне СН та кожна п'ята людина з СН помре протягом одного року. Частота випадків раптової смерті у пацієнтів з СН в 6-9 разів вище ніж при її відсутності. Щорічно реєструється в Європі 600 тис. нових випадків СН. Поширеність СН в США у 2010 році сягала 2,8%, у 2014 – 3%, з прогнозом зростання у 2030 до 3,5%. [208]. За даними російських експертів, ХСН зустрічається у 7% населення [39]. У США частота СН у осіб віком від 55 років і старше становить 870 000 нових випадків на рік, сягаючи 10 на 1000 жителів після 65 років [229]. За даними італійських авторів, протягом чотирьох років з приводу СН були госпіталізовані 2,2% осіб, протягом року повторно були госпіталізовані 56,6% цих пацієнтів з регоспіталізацією [214]. СН виявляється у 1,5-3% населення, з віком її поширеність збільшується: у осіб старше 65 років СН зустрічається в 6-10%, серед осіб старше 75 років – в 8-13%. В Україні поширеність ХСН серед жителів у віці 20-69 років становить 1,7% [17]. З 2009 по 2015 рр. частота випадків ХСН зросла з 10 до 42,6%. [64].

СН є причиною значних економічних державних втрат [136]. За результатами глобального дослідження у 2012 році прямі або непрямі витрати на хворих із СН складали 109 млрд. \$ [168]. Прямі економічні втрати в США у 2010 році оцінювались на рівні 24,4 млрд доларів, у 2015 – 32,4 млрд доларів зі прогнозом зростання до 77,7 млрд доларів у 2030. Непрямі втрати, пов'язані з втратою працездатності – 9,7, 11,3 та 17,4 млрд доларів відповідно. Це складає майже 2% загальних втрат на охорону здоров'я [133; 208; 209]. Вартість лікування одного епізоду госпіталізації хворого з СН протягом 7 днів оцінюється на рівні 3200 Євро [133]. Щорічні витрати на лікування одного хворого з СН складали у середньому €11 867, причому 76% з цієї суми була пов'язана з регоспіталізацією [214]. З іншого боку аритмії та порушення ритму серця при неправильному лікуванні призводять до розвитку ХСН. При цьому в багатьох випадках раптова смерть хворих з ХСН

пов'язана з порушеннями ритму і провідності, зокрема зі шлуночковою аритмією, брадикардією та асистолією [52; 53; 189; 217]. У 48,8% пацієнтів з ХСН ішемічної етіології були виявлені різні форми порушень серцевого ритму, зокрема, ФП, шлуночкова і суправентрикулярна екстрасистолія, пароксизмальні тахікардії. Найбільш часто реєстрували ФП у більшості у вигляді постійної форми. Більш ніж у 35% пацієнтів були виявлені порушення провідності: БЛНПГ, БПНПГ та атріовентрикулярна блокада (АВБ) [59]. При ХСН тяжкого ступеня частота виникнення ФП сягає 50% [265]. Застосування медикаментозної терапії у цих хворих може сприяти поліпшенню стану пацієнта, але не має значного впливу на тривалість життя і в багатьох випадках є неефективною. В багатьох цих випадках єдиним методом лікування є різні види ЕКС [52; 53; 189].

Наведені дані свідчать про надзвичайну актуальність проблеми порушень серцевого ритму і провідності та СН в аспекті профілактики та лікування.

## **1.2. Показання та методи ЕКС**

Протягом всього періоду з моменту розробки, впровадження та широкої клінічної апробації виконано багато досліджень щодо ефективності застосування ЕКС при різноманітних станах, значно вдосконалена техніка та технологія процедур, конкретизовані показання та протипоказання до їх застосування. Щоденно з'являються публікації про результати ЕКС у хворих з різноманітною патологією, які узагальнюються в клінічних настановах Європейських, Американських та національних наукових спільнот. Причому цей вид терапії включений до рекомендацій не тільки стосовно безпосередньо до процедур кардіостимуляції, але й в настанови з лікування окремих патологій [52; 189]. Настанови з гострої та хронічної СН не є виключенням. Як у попередніх, так й в останніх настановах з цього питання присутні окремі розділи щодо ЕКС при СН [52; 252, 269]. Варто відмітити,

що висловлення «на цей час немає доказових даних», «потрібні подальші дослідження», «результати досліджень протиріччі» та рекомендації з низьким рівнем доказовості нерідкі, що є підставою для подальших досліджень у цьому напрямку.

Справжню розповсюдженість аритмій, що потребують ЕКС, оцінити дуже складно. Найчастіше її оцінка базується на кількості імплантацій ЕКС, але цей показник розрізняється між державами та їх регіонами, не завжди ЕКС виконується із суворим дотриманням показань відповідно до сучасних рекомендацій [66; 195]. На цей час публікацій, присвячених ЕКС при аритміях надзвичайно багато. Окрім вибірових, серійних коротко- або довготривалих досліджень, опубліковані великі рандомізовані дослідження, мета-аналізи, монографії, посібники та інші публікації, в яких узагальнено результати застосування ЕКС. При цьому, зберігають актуальність результати досліджень, виконаних у минулому столітті.

Найбільш частими показаннями для ЕКС є брадіаритмії, що виникають на фоні АВБ, СССВ, постійної форми ФП та БНПГ [93; 301]. Причинами раптової смерті у цих хворих є тривала асистолія або шлуночкова тахіаритмія та тромбоемболічні ускладнення (інсульти), а також СН в результаті зменшення ФВ ЛШ. До факторів ризику раптової кардіальної смерті у хворих з ХСН відносять ФК ХСН за NYHA, наявність БЛНПГ, БПНПГ, шлуночкових тахікардій, величину ФВ ЛШ [151]. Тобто, завданням ЕКС у цих хворих є не тільки попередження раптової смерті, але й нормалізація серцевого викиду та стабілізація СН.

За даними багатоцентрового рандомізованого клінічного дослідження MADIT II із залученням 1232 пацієнтів з ішемічною дисфункцією ЛШ (з ФВЛШ  $\leq 30\%$ ), з ішемічною хворобою серця (ІХС) та не менш 4 тижнів після перенесеного інфаркту міокарда (ІМ), яким було імплантовано кардіовертер-дефібрилятор (ІКД) для профілактики раптової серцевої смерті (РСС), встановлено більш високу виживаність хворих у порівнянні з пацієнтами, які

знаходились на медикаментозному лікуванні – зниження ризику смерті протягом 4-х років та протягом 5-8 років спостереження [152].

Результати дослідження японських авторів свідчать, що предикторами РСС у пацієнтів з аналогічними критеріями включення були: кінцево-діастолічний розмір лівого шлуночка (КДР ЛШ)  $\geq 60$  мм та наявність нестійкої шлуночкової тахікардії (ШТ) перед імплантацією [72].

За даними А. Моуа та співавт. (2011) після ЕКС у хворих з БНПГ та з ФВ більш 35% рецидиви синкопальних станів спостерігались у 7% пацієнтів, у нелікованих пацієнтів – в 33% випадків. [228]. Імплантація ІКД у пацієнтів з СН з низькою ФВ ЛШ дозволяє знизити кількість випадків РСС, причому при легкій СН (II ФК за NYHA) попереджає до 2 смертей на рік на кожні 100 ІКД, хоча при важкій СН (СН IV ФК за NYHA) з очікуваною тривалістю життя менш 1 року імплантацію ІКД вважають не доцільною [2; 52; 79; 252]. Встановлено, що з наростанням тяжкості ХСН частота спрацьовувань ІКД збільшується, сягаючи максимуму при третьому ФК, що погіршує результати лікування [55].

Вибір оптимального методу кардіостимуляції базується на оцінці багатьох факторів: наявності клінічної симптоматики, зокрема, синкопальних станів, ступеню СН, величини ФВ ЛШ, форми перебігу порушень ритму (постійна, персистуюча, інтермітуюча форма), особливостей серцевої діяльності за ЕКГ ознаками та за результатами добового моніторингу ЕКГ, наявності супутньої патології, терміну очікуваного життя та ін. Чітко визначити показання до того чи іншого методу ЕКС у кожному конкретному випадку досить складно [66; 195].

Відомо, що звичайна активація міокарда відбувається через систему провідності, що призводить до синхронної активації обох шлуночків. У пацієнтів з постійною стимуляцією робота серця і переносимість фізичних навантажень залежить від 3 основних параметрів: якості хронотропної функції, АВ-синхронізації, послідовності активації шлуночків. Під час стимуляції за допомогою пейсмейкера хвильовий фронт збудження

поширюється на міокард поза системою провідності, що збільшує міжшлуночкову затримку та порушує синхронну активацію шлуночків. Така затримка проявляється на поверхневій ЕКГ зростанням тривалості комплексу QRS. Хоча у порівнянні з вихідним станом стандартна ЕКС призводить до значного покращення гемодинаміки, вона не є повністю фізіологічною [158]. Це особливо важливо у хворих з комбінацією брадикардії, ХСН та інструментальних ознак дисфункції ЛШ, у яких первинне виконання фізіологічної стимуляції у вигляді КРТ покращує результати лікування. В ході дослідження BLOCK HF, де порівнювалися групи традиційної ПШ стимуляції та КРТ у пацієнтів з АВБ та  $ФВ < 50\%$ , первинні кінцеві точки (час до смерті з будь-якої причини,  $> 15\%$  підвищення індексу кінцево-сistolічного об'єму ЛШ або позапланова госпіталізація з приводу СН) були отриманні у 45,8% та 55,6%, відповідно, що статистично достовірно підтвердило перевагу КРТ незалежно від первинних волюметричних даних. [118; 119]. Але показник загальної смертності не відрізнявся між групами, також в групі КРТ було 6,4% ускладнень, пов'язаних з ЛШ електродом.

На цей час отримано багато доказів, що стимуляція з верхівки ПШ призводить до асинхронної активації ЛШ, в результаті чого порушується кардіогемодинаміка. Тривала апікальна стимуляція ПШ (в середньому 10 років) у молодих пацієнтів (середній вік 19,5 років) призводила до незворотної дисфункції ЛШ. Були порушені показники його систолічної та діастолічної функцій в порівнянні з показниками здорових осіб з групи порівняння. Тривалість стимульованого комплексу QRS і вік значно впливали на глобальну скоротливість ЛШ у цих пацієнтів [292].

Негативний вплив апікальної стимуляції ПШ підтверджено результатами гістологічних досліджень, згідно яких тривала стимуляція (у середньому 5,5 р.) призводила до патологічних змін на клітинному та субклітинному рівнях (міофіброз, кардіослероз, морфологічні зміни мітохондрій та ін.), що призводило до погіршення функції серця [176]. У 23 пацієнтів з вродженою повною АВБ у віці  $24 \pm 3$  роки, яким була проведена

трансвенозна імплантація DDD ЕКС, в середньому через 10 років кардіостимуляції у порівнянні з 30 здоровими особами відзначалися значно більш високі значення маркерів внутрішньошлуночкової диссинхронії, ремоделювання ЛШ, його дилатація і гіпертрофія, в поєднанні з більш низьким серцевим викидом і толерантністю до фізичних навантажень [296].

Це спонукало до розробки альтернативних, насамперед, ресинхронізуючих методів стимуляції. В історичному ракурсі шлях до фізіологічних систем ЕКС почався з пристроїв в режимі VAT (1963 р.), в 1970 р. їм на зміну прийшов більш повноцінний режим DVI зі зміною таймометрії та можливістю детекції подій по шлуночку. Надалі в 1977 році було розроблено по-справжньому фізіологічний двокамерний режим DDD. З 1982 р. почалася ера частотно-адаптивних систем, що дозволило значно поліпшити якість життя хворих не тільки з хронотропною недостатністю синусового вузла, але і з ізольованою стимуляцією шлуночків на тлі ФП. Вважають, що двокамерна кардіостимуляція має перевагу перед однокамерною, оскільки краще відтворює фізіологію роботи серця за рахунок забезпечення АВ-синхронізації, при цьому ЕКС призводить до зниження смертності, частоти серцево-судинних ускладнень та підвищення якості життя пацієнтів [131; 266; 299; 300; 337].

Порівнянню режимів кардіостимуляції було присвячено багато досліджень, зокрема, PASE, STOPP, MOST, UKPACE та ін. виявили перевагу фізіологічних режимів над однокамерною ПШ стимуляцією за рядом параметрів. Зокрема, протягом цих досліджень більш ніж у третини пацієнтів VVIR групи виник синдром ЕКС (в дослідженні MOST – в 37,7%), що зажадало переходу на DDDR режим стимуляції. Встановлено, що двокамерна стимуляція покращує вторинні точки, такі як зниження частоти передсердних аритмій і поліпшення якості життя. Однак дослідження PACE [201], STOPP [116], MOST [200] та UKPACE [298] не виявили суттєвого впливу на смертність. Було встановлено, що DDD стимуляція не перевищує стимуляцію в режимі VVI (R) в запобіганні смерті та інсульту у пацієнтів з порушеннями



провідності. Крім цього, виникає питання про економічний ефект та збільшення операційних ризиків імплантації двох електродів порівняно з одним, особливо у літніх пацієнтів.

Зокрема, у дослідженні UKPASE в результаті порівняння ПШІ однокамерної і двокамерної ЕКС у літніх пацієнтів з АВБ, встановлено, що режим стимуляції не впливав на смертність від усіх причин протягом перших п'яти років або частоту серцево-судинних подій протягом перших трьох років після імплантації ЕКС. Ці дані ставлять під сумнів обґрунтованість імплантації DDD(R) ЕКС у літніх пацієнтів [298]. Навпаки, у нещодавньому дослідженні результатів застосування двокамерної ЕКС з приводу повної АВБ у пацієнтів старше 70 років виявлено значні переваги DDD(R) стимуляції в порівнянні з VVI(R) стимуляцією. Було відзначено поліпшення якості життя за шкалою SF36, ФК NYHA та ЕхоКГ параметрів, хоча тест 6-ти хв. ходьби був однаковим в обох групах. У цьому дослідженні у 36,6% пацієнтів відмічено прогресування СН (збільшення ФК за NYHA) при стимуляції в режимі VVI(R) [240], що відповідає результатам раніше опублікованих досліджень аналогічного дизайну [232].

DDD(R) стимуляція зберігає АВ синхронність, але призводить до між- і внутрішньошлуночкової диссинхронії (ДС), як й при стимуляції в режимі VVI(R). ЕхоКГ виявила наявність між- і внутрішньошлуночкової ДС, які оцінюються за тривалістю міжшлуночкової затримки і часом передзігнання в аорту ( $152,6 \pm 23,1$  мс проти  $151,4 \pm 25,3$  мс) в обох режимах стимуляції [240]. Таким чином, шкідливий вплив апікальної стимуляції правого шлуночка (АСПШ) на гемодинаміку може бути збільшений у літніх пацієнтів, у яких часто спостерігається зменшення піддатливості шлуночка [116].

Багато в чому це залежить й від інших факторів, зокрема від програмування ЕКС та розташування стимуляційних електродів. Було встановлено, що двокамерна стимуляція не повністю запобігає побічним ефектам ПШІ стимуляції. В субаналізі дослідження MOST з 1339 пацієнтів з

дисфункцією синусового вузла і базовим QRS <120 мс, 707 (53%) були рандомізовані в групу DDD(R) стимуляції і 632 (47%) - до групи VVIR стимуляції. Незважаючи на збереження АВ синхронності, стимуляція шлуночків в режимі DDD(R) > 40% часу призводила до 2,6 кратного збільшення ризику госпіталізації з приводу СН в порівнянні з аналогічними пацієнтами з нормальним вихідним QRS і меншим відсотком стимуляції. Тобто, ДС шлуночків, обумовлена ПШ стимуляцією, навіть при збереженні АВ синхронності збільшує ризик госпіталізації з приводу СН, підвищує ризик ФП у хворих з дисфункцією синусового вузла та з початково нормальною тривалістю QRS [290].

У дослідженні DAVID були представлені пілотні наукові дані про те, що стимуляція ПШ може призводити до несприятливих ефектів у пацієнтів з імплантованим ІКД [337]. Пацієнти з дефібрилятором, запрограмованим в режимі очікування VVI 40 уд / хв, мали значно кращі показники в порівнянні з тими, у яких пристрій було запрограмовано в режимі DDD(R) з базовою частотою 70 уд./хв. Через рік спостереження визначено зростання ризику госпіталізації з приводу СН або смерті в групі DDD(R) стимуляції в порівнянні з VVI групою. Таким чином, це дослідження дало важливі відомості про те, що програмування стимуляції функції у хворих з двокамерними дефібрилятором має бути оптимізовано у кожного хворого. АСПШ у пацієнтів з дисфункцією ЛШ, в цьому дослідженні це були хворі з фракцією викиду  $\leq 40\%$ , і без показань для стимуляції з приводу брадикардії, може бути шкідливою. У цієї групи хворих виправданий підхід back-up стимуляції ПШ.

Сучасні ЕКС мають режими стимуляції і спеціальні алгоритми мінімізації непотрібної стимуляції шлуночків, але у хворих з порушеннями АВ-провідності, у яких високий відсоток ПШ стимуляції є незапобіжним, немає ніякого способу знизити його. Саме у цих пацієнтів потрібне визначення найбільш «фізіологічного» місця стимуляції. Постійна стимуляція з верхівки ПШ може мати негативні гемодинамічні ефекти.

Зокрема, у 12 хворих з повною АВБ без виразної ІХС, яким було імплантовано постійний двокамерний ЕКС з позиціонуванням ПШ електроду в області верхівки, були виявлені порушення регіональної перфузії міокарда і руху стінки поблизу місць шлуночкової стимуляції через 6 місяців після імплантації, і ці аномалії зростали зі збільшенням тривалості стимуляції [303; 305]. Функціональні порушення під час АСПШ поєднувалися з порушеннями діастолічної функції ЛШ з прогресуючим погіршенням регіональної ФВ ЛШ в сегментах, віддалених від місця електричної стимуляції, що призводило до значного зниження глобальної систолічної функції ЛШ. Цікавим є той факт, що стимуляція ВТПШ у інших 12 пацієнтів в цьому рандомізованому дослідженні запобігала несприятливому впливу АСПШ [304].

Перш за все увагу дослідників привертала стимуляція ВТПШ, МШП, а також СПГ та парагісіальна стимуляція у пацієнтів з дисфункцією та зі збереженою скоротливістю ЛШ [69; 100; 155; 202; 235; 261; 313; 342].

Незважаючи на спроби теоретично підтвердити перевагу альтернативних місць стимуляції ПШ, таких як МШП і СПГ [316], повідомлені результати залишаються суперечливими. У пошуках альтернативних місць стимуляції в ПШ, більш широко вивчався ВТПШ [154; 162; 165; 220]. Об'єднаний аналіз дев'яти проспективних досліджень [122] виявив незначні, але достовірні гемодинамічні переваги стимуляції ВТПШ в порівнянні з АСПШ. Серед цих робіт, в більшості повідомлялося про безпосередні гемодинамічні ефекти й тільки два дослідження повідомили про довгострокові гемодинамічні ефекти. Одне свідчить про відсутність відмінностей між двома місцями після трьох місяців стимуляції, інше – про достовірне збільшення фракції укорочення ЛШ через два місяці стимуляції ВТПШ. Найбільше дослідження, яке включене в цей аналіз в порівнянні гострих гемодинамічних ефектів стимуляції верхівки або ВТПШ включало 89 пацієнтів, у 85 з них серцевий викид покращився. При стимуляції він був більшим ніж при апікальній на 19%, серцевий індекс в цій групі збільшився на 21%. Пацієнти з початково низьким серцевим індексом відзначали більше

відносно поліпшення при стимуляції ВТПШ. У дуже невеликій підгрупі ( $n = 5$ ) цих пацієнтів, переоцінка через 6 місяців спостереження продемонструвала аналогічне поліпшення серцевого викиду при стимуляції ВТПШ у порівнянні з апікальною стимуляцією [122]. За результатами довготривалого спостереження (протягом 5 років) встановлено, що у хворих з септальною позицією електродів менша смертність, ніж при апікальній позиції, але більша частота ФП [339].

За допомогою стрейн ЕхоКГ встановлено, що ПШ-стимуляція з середній частини МШП або ВТЛШ покращує ФВЛШ та синхронізацію ЛШ у хворих з ДС з найбільш значущими змінами глобального подовжнього стрейну (ГПС). При цьому кореляція електричної та механічної ДС була відсутня [67; 68; 165]. Р.Р. Karawich та співавт. (2015) теж повідомляють, що найбільш оптимальні результати ЕКС отримані при розташуванні електроду в області перетинки, але в окремих випадках у хворих на ІХС гарні результати отримано при стимуляції верхівки. Автори вважають, що єдиного ідеального місця для імплантації не існує, воно залежить від особливостей пацієнта та ступеню ІХС [177].

Використовуючи анатомічну реконструкцію ПШ у 31 пацієнта для перевірки місць стимуляції, Н. Burri та співавт. (2011) проаналізували і порівняли ЕКГ в 12 відведеннях при стимуляції з різних точок: парагісіально, середньої частини перетинки, і з передньої і вільної стінки. Автори прийшли до висновку, що негативний комплекс QRS в I відведенні є неточним критерієм для підтвердження перетинкової стимуляції. Негативний QRS або наявність Q-хвилі в I відведенні частіше зустрічається при стимуляції передньої стінки, а не середньої частини перетинки [95] в протилежність даним отриманим раніше Н.Г. Mond [225], що доказує неоднорідність даних з цього питання.

У дослідженні Н. Nakamura та співавт. (2011) було вивчено вплив розташування центру стимуляції на тривалість QRS. Залежно від розташування хворі були розподілені на 5 груп: верхній та нижній відділ

ВТПШ, середня та нижня частина МШП та верхівка ПШ. [233]. Найкращі показники було виявлено у пацієнтів з розташуванням центру стимуляції в нижніх відділах ВТПШ та в середній частині МШП, найгірші – при апікальному розташуванні. Це дозволило зробити висновок про меншу ДС шлуночків при ВТПШ ніж при АСПШ. Однак у 32% хворих цієї залежності не виявлено. Аналогічні результати отримані у дослідженні Т. Kawakami та співавт. (2013), згідно яким при стимуляції ВТПШ тривалість QRS була достовірно меншою ніж при апікальній –  $(140 \pm 15)$  мс та  $(160 \pm 15)$  мс відповідно. [186]. G. Sharma та співавт. (2015) зі збільшенням тривалості QRS пов'язують зниження ФВ ЛШ протягом 1 року спостереження після АСПШ у порівнянні з ВТПШ [275]. Таким чином, розташування центру стимуляції впливає на величину міжшлуночкової затримки та відповідно на тривалість QRS. Їх збільшення асоціюється з погіршенням функції ЛШ та розвитком СН, що є обґрунтуванням стимуляції ВТПШ як альтернативи апікальній.

Серед різних гіпотез про механізми, які можуть пояснити шкідливий вплив апікальної стимуляції ПШ на функцію ЛШ, найбільш обґрунтованою є гіпотеза провідної ролі ДС шлуночків, що зумовлена зміною вектору деполяризації шлуночків при стимуляції з верхівки ПШ. Таким чином, відновлення більш фізіологічної деполяризації, наприклад, при прямій СПГ, може зменшити або запобігти ДС шлуночків і подальшу дисфункцію ЛШ. Значне поліпшення функції ЛШ було отримано у 12 пацієнтів з вузьким QRS, хронічною ФП і зниженою ФВ ( $<40\%$ ) при постійній СПГ [127]. Згодом ці ж дослідники успішно застосували цю техніку стимуляції у 39 з 54 пацієнтів з КМП, низькою ФВ (в середньому  $23\%$ ), постійною формою ФП, і нормальною тривалістю QRS ( $<120$  мс). В середньому через 42 місяці спостереження 29 пацієнтів були живі і відзначали поліпшення симптомів і ФВ (в середньому  $33\%$ ) [128]. Проте, не зовсім зрозуміло, чи обумовлено це поліпшення контролем частоти і регулярністю ритму при стимуляції, або власне місцем стимуляції. Хоча інтерес до стимуляції пучка Гіса існує досить довго, в зв'язку з технічними труднощами в застосуванні такої стимуляції,

пов'язаними з позиціонуванням електрода, надійністю фіксації, і стабільністю в довгостроковому періоді спостереження, мало клінічних даних, що стосуються цього методу стимуляції. Крім того, необхідність інтактності пучка Гіса і його гілок може бути обмежуючим фактором в отриманні переваг при стимуляції пучка Гіса. Це складний метод, який вимагає більшого середнього часу імплантації, не може бути здійснений у всіх пацієнтів і інколи пов'язаний з високими порогами стимуляції [127; 128; 343].

Навпаки, паракісальна стимуляція, є більш простим, доступним і надійним методом, який забезпечує збудження системи Гіса-Пуркінє з фізіологічною активацією шлуночків, та відокремленої ділянки ПШ дуже подібної до такої при прямій СПГ [238].

Показання до СПГ або паракісальної стимуляції до останнього часу були обмежені пацієнтами без істотних дистальних порушень провідності, особливо після абляції АВ вузла при хронічній ФП [128; 238]. У цих відібраних пацієнтів, стимуляція пучка Гіса або паракісально може бути оптимальною [238; 343], але можливості її проведення обмежені технічними труднощами [127; 128; 238]. Було показано, що СПГ призводить до поліпшення показників гемодинаміки і більш рівномірного розподілу перфузії в порівнянні зі стимуляцією з верхівки ПШ [127; 128; 316], хоча L. Padeletti та співавт. (2007) не виявили переваг СПГ у порівнянні з альтернативними місцями стимуляції в ПШ (верхівка, МШП, вільна стінка ВТПШ) [242].

В нещодавньому дослідженні при вивченні віддалених результатів (у середньому через  $34,6 \pm 11$  міс.) після АСПШ, - ФВ ЛШ була меншою ( $57,3 \pm 8,5$ )% та ( $50,1 \pm 8,8$ )%, мітральна регургітація більшою – ( $16,3 \pm 12,4$ )% та ( $22,5 \pm 10,9$ )% та був гіршим показник міжшлуночкової затримки – ( $7,1 \pm 4,7$ ) мс та ( $33,4 \pm 19,5$ ) мс у порівнянні з СПГ. Проте показник ефективності міокарда статистично не відрізнявся між двома способами стимуляції. Після АСПШ значно більшим був й індекс асинхронії. Автори зробили висновок, що СПГ має довгостроковий позитивний ефект на синхронність та

скорочувальну функцію шлуночків у порівнянні з АСПШ. [101]

Запропоновано чіткі критерії оцінки селективної СПГ: морфологія і тривалість нативного QRS і стимульованого QRS повинна бути ідентична у всіх 12 стандартних відведеннях ЕКГ; HV інтервал при власному ритмі і відстань спайк-QRS при стимуляції повинні бути рівними (допустимо розбіжність в 10 мс; спостерігається єдиний поріг стимуляції, який може бути підвищеним ( $>2B$ ). Критеріями паракісальної стимуляції у пацієнта з вузьким QRS є: тривалість стимульованого комплексу QRS може бути більше, ніж нативний QRS, в будь-якому випадку, не більше 120-130 мс; електрична вісь стимульованого комплексу QRS повинна бути конкордантною з електричною віссю нативного QRS; інтервал між спайком й початком стимульованого комплексу QRS повинен бути менше HV часу власного ритму. Звичайно спостерігаються два порога ЕКС - для захвату ПШ+СПГ - він вищий за поріг захвату ПШ - з чіткою зміною морфології QRS, тому що при цьому ізольовано стимулюється м'язова частина МШП [128].

Ефективність СПГ, як потенційно найбільш фізіологічної процедури, визначається неоднозначно, хоча деякі автори показали ефективність процедури більш 90% та навіть створили клінічні рекомендації для даної процедури і пропонують її як альтернативу стандартної КРТ. При цьому переваги над останньою на теперішній час достовірно не доведені у тому числі в нещодавньому рандомізованому дослідженні His-SYNC, в якому у 50% хворих в групі СПГ не отримано корекції БЛНПГ [212; 276; 307; 318; 319].

Ще одним цікавим напрямком подальшого розвитку цієї технології є поєднання СПГ та традиційної КРТ, які можуть доповнювати та посилювати один одного, особливо у хворих з недостатньою корекцією блокад проведення при ізольованій СПГ [320].

Крім того, враховуючи анатомічні та електрофізіологічні обмеження методу СПГ, окремі автори пропонують стимулювати ЛНПГ та навіть

неселективно ліву сторону МШП, вказуючи на швидке збудження ЛШ завдяки щільної сітці Пуркин'є в даній зоні та схожі гемодінамічні результати в порівнянні з СПГ [264; 321]. Пріоритет та ефективність даних методик залишаються невизначеними, а результати довгострокового спостереження відсутні.

Тому на цей час оптимізована стимуляція ПШ залишається методом вибору у більшості хворих з брадіаритміями. У гострому дослідженні 14 пацієнтів, яким застосовано двокамерну кардіостимуляцію з приводу повної АВБ, перетинку картували для визначення самого вузького комплексу QRS [268]. Скорочення тривалості QRS, досягнуте при стимуляції правої МШП, корелювало з гомогенізацією скорочення ЛШ і з поліпшенням його систолічної функції, хоча і з незначними відмінностями у ФВ. В іншому рандомізованому перехресному дослідженні [233] порівнювалася стимуляція МШП з апікальною стимуляцією у 12 пацієнтів з ФП після абляції АВ вузла. Септальна стимуляція призвела до більш вузького QRS і кращої систолічної функції з більшою фракцією укорочення і ФВ.

Для підтвердження перетинкового положення електрода, як правило, використовували топологічні, а не функціональні критерії. Найчастіше за допомогою рентгеноскопії: орієнтація електрода вліво в лівій передній косій (LAO) проекції розглядалася як стандартний підхід в щоденній практиці імплантації в перетинку [222]. H.G. Mond та S.C. Vlay описали підходи і методи імплантації електрода в МШП. Вони рекомендують переднє-задню або приблизно 10° RAO (права коса проекція). Замість використання спеціальних пристосувань, стилет для розміщення електрода в перетинці може бути зроблений вручну під час імплантації. 40° LAO проекція повинна бути виконана, щоб підтвердити перетинкове позиціонування після закручування електрода [225]. Існує принаймні 90% успіху при позиціонуванні електрода в МШП за допомогою цього методу з 97% успіху для ВТПШ з відмінними довгостроковими (1 рік) результатами параметрів



стимуляції у 92 пацієнтів, які перенесли імплантацію ЕКС при брадіаритміях [222].

Проте, ЕКГ критерії, такі як негативний зубець R в I відведенні і позитивна початкова хвиля R стимульованого шлуночкового комплексу в II і III відведеннях [78; 204; 220; 268] або найбільш вузький стимульований комплекс QRS при картуванні МШП [268; 303; 304; 305], не використовуються систематично. H.F. Tse та співавт (2002) [305] та F. Mera та співавт. (1999) [223] показали, що тривалість стимульованого QRS є важливим показником для визначення оптимального місця стимуляції ПШ. Однак В. Schwaab та співавт. (2001) прийшли до висновку, що детальне картування ПШ з метою визначити найбільш вузький QRS є непрактичним та недоцільним [268].

У дослідженні J.C. Balt та співавт. (2010) дійшли до висновку, що у 143 пацієнтів, у яких була виконана імплантація в ВТПШ, перетинкова позиція була досягнута тільки у однієї третини пацієнтів. Були показані значні достовірні відмінності тривалості комплексів QRS в результаті стимуляції різних відділів ВТПШ (передня, перетинкова і вільної стінки), але також було показано значний збіг патернів ЕКГ, однак автори не змогли чітко визначити ЕКГ критерії відповідних місць стимуляції. Відмінності в шлуночковій провідності і електричній активації були запропоновані для пояснення цього збігу [78].

S.C. Vlay та співавт. (2006) повідомили про 9 річний досвід стимуляції ВТПШ, підкреслюючи відмінні показники імплантації та стабільності параметрів стимуляції, без підвищення ризику гострих або хронічних ускладнень в порівнянні зі стимуляцією з верхівки ПШ. Загальний рівень успіху імплантації дорівнював 84% і результати поліпшувалися при придбанні досвіду [322].

Таким чином, відсутність єдиного визначення того, де насправді знаходяться альтернативні місця імплантації ПШ електрода, і недосконалість інструментів для визначення фактичного розташування електродів може

призводити до фактичного зміщення очікуваного положення електрода в межах і за межами МШП і, як наслідок, до суперечливих результатів щодо довгострокової гемодинамічної переваги септальної ПШ стимуляції [78; 204].

Крім удосконалення техніки контролю розташування електрода, тривають дослідження з розробки інструментів для імплантації електродів.

Можливість застосування нових керованих систем, що дозволяють імплантувати дуже тонкі електроди з активною фіксацією в альтернативні місця в правому передсерді і ВТПШ, вивчено в рандомізованому дослідженні. У цьому дослідженні у 30 пацієнтів ймовірність успіху імплантації електрода в альтернативні місця стимуляції склала 93% з відмінними параметрами стимуляції, в гострому періоді і при динамічному спостереженні через 1 і 3 місяці [216]. Пацієнти були рандомізовані на групи стимуляції за допомогою нового електрода з активною фіксацією в МШП / верхній частині ВТПШ або гирлі коронарного синуса / нижній частині перетинки ВТПШ. Цей новий електрод не має просвіту і, отже, керуючого стилета, але його введення і ендокардіальне позиціонування досягається за допомогою керованого катетера.

R. Rosso та співавт. (2006) також підтвердили, що звичайні електроди з активною фіксацією можуть бути успішно і безпечно позиціоновані в області перетинки ПШ, як в середній частині так і в області ВТПШ з використанням стилету, якому попередньо додана відповідна форма, керуючись тільки рентгеноскопією. У цьому дослідженні було показано, що електрод можна швидше позиціонувати в області ВТПШ, ніж в середній третині МШП. Гострі параметри стимуляції ПШ були задовільними, незалежно від їх позиціонування в ВТПШ або середній частині МШП. Успіх первинної імплантації електрода в середній частині МШП і ВТПШ був відповідно 88,2% і 100% пацієнтів [261].

Одним з найважливіших питань, пов'язаних зі стимуляцією ВТПШ є стабільність електродів і порогів стимуляції/чутливості в довгостроковому періоді спостереження. У дослідженні F. Victor та співавт. (2006) у 16

пацієнтів с постійною ПШ стимуляцією з електродами, імплантованими як в верхівку, так і ВТПШ, не було дислокації електродів протягом 10-місячного середнього періоду спостереження, в той час як хронічні пороги стимуляції були порівняні [315].

Багато досліджень виявили можливість та безпечність застосування альтернативних місць стимуляції [222; 261; 268; 322]. Використовуючи електроди з активною фіксацією їх позиціонування в МШП та забезпечення стабільності більш не викликають проблем. Більш того, в останній час з'явилися спеціальні стилети для позиціонування електрода в МШП (моделі 4140, 4150, St.Jude Medical, Sylmar, Каліфорнія, США) [197; 220; 261].

Ще одна проблема з розташуванням ПШ електродів в септальній зоні є помилкова імплантація в прилежні зони ПШ. Доступні інтраопераційні методи верифікації (рентген, ЕКГ) мають не ідеальну чутливість та специфічність, а використання інших методів можливе, але має суттєві обмеження. Найбільш прийнятний та вивчений метод – ЕхоКГ [95; 141].

Все це незважаючи на в цілому позитивні результати, отримані в рандомізованих дослідженнях щодо ХСН, при більш фізіологічних септальних розташуваннях електродів в порівнянні з АСПШ, не дозволяє зробити однозначний висновок про перевагу даного підходу (відсутність достовірної різниці за смертністю і кількістю госпіталізацій). Це пояснюється багатьма авторами помилками при позиціонуванні та негативним впливом ПШ ЕКС, яка призводить до мітральної регургітації, ремоделювання лівих відділів серця з погіршенням ХСН. Це пов'язане з кумулятивним відсотком ПШ стимуляції, який необхідно мінімізувати різними способами з правильним вибором режиму та програмування ЕКС, що є оптимальним тільки у 76% пацієнтів [158; 345].

Таким чином, ЕКС терапія дозволяє значно покращити результати лікування у ретельно відібраних хворих, але в багатьох випадках не вдається отримати очікуваного ефекту, що пов'язано не тільки з особливостями

патології, але й зі специфічними механізмами штучної електричної стимуляції шлуночків.

В теперішній час виконання фізіологічної ЕКС є пріоритетом первинних імплантацій [66; 195]. Однак поняття фізіологічності ЕКС неоднозначне і в останні роки воно модифікується в напрямку повторення збудження нативної провідної системи, яка може бути уражена на різних рівнях з детермінованим прикладанням місць стимуляції [306]. Протилежний термін «синдром ЕКС» характеризує порушення в стані пацієнта, пов'язані з ЕКС. Його причинами крім порушення функціонування ЕКС вважають різні види ДС. Синдром ЕКС можна нівелювати програмними або хірургічними методами. Важливо, що результати хірургічних upgrade процедур зі зміною режиму ЕКС за ефективністю та безпекою не відрізняються від первинних, особливо у хворих з КРТ [245; 253; 294].

### **1.3. Кардіоресинхронізуюча терапія в профілактиці та лікуванні серцевої недостатності**

В результаті несинхронного збудження шлуночків виникає так звана ДС, що значно зменшує ефективність насосної функції серця. ДС проявляється асинхронним скороченням шлуночків, систолічною та діастолічною дисфункцією, мітральною і трикуспідальною регургітацією. Вона виявляється у значної кількості хворих з ХСН, значно ускладнює перебіг захворювання та є несприятливим прогностичним фактором [24; 25; 51; 98].

Зокрема, в результаті комплексного ультразвукового обстеження у 162 пацієнтів з ХСН встановлено, що ознаки ДС були присутні у 50% з КМП та у 29% з ІХС. При цьому ДС міокарда була асоційована з наявністю повної БЛНПГ у всіх пацієнтів і зі зниженням ФВ ЛШ у хворих з неішемічною КМП, у той час як взаємозв'язку ДС з наявністю ШТ та ФК ХСН не виявлено [54]. Це погоджується з іншими даними, згідно яких при наявності порушень ритму у

пацієнтів з ХСН ішемічної етіології частота ДС складала 39,34%, при їх відсутності – 18,75%. Частота ДС не залежала від форми ІХС та від наявності кардіохірургічних втручань, але залежала від тяжкості ХСН. У пацієнтів з широким комплексом QRS (більш 120 мс) частота ДС була значно більшою, ніж у хворих з вузьким QRS (86% та 14% відповідно) [59]. За думкою Б.Я. Барт та В.Н. Ларіна (2009), БЛНПГ є причиною переривання або до затримки проведення імпульсу через провідну систему ЛШ, що призводить до затримки або до неправильної електричної активації міокарду ЛШ та до порушень його скоротливості та є причиною ДС шлуночків [3].

ДС шлуночків, притаманна багатьом кардіальним захворюванням, може посилюватись або виникати в результаті кардіостимуляції. Ще в 1925 році Wiggers продемонстрував, що чим більше відстань від місця штучної стимуляції до системи Гіса-Пуркінє, тим слабкіше серцеві скорочення, що було підтверджене електрофізіологічним картуванням, здійсненим у собак J.W. Lister та співавт. у 1964 р.

З урахуванням великого значення ДС у виникненні та прогресуванні СН та з метою профілактики її розвитку після імплантації ЕКС була запропонована передсердно-синхронізована стимуляція за допомогою імплантації бівентрикулярного ЕКС – КРТ, яку на цей час визнано стандартом лікування хворих з ХСН при наявності поширеного QRS та систолічної дисфункції ЛШ [52; 227; 252]. Вперше ідея КРТ була запропонована та реалізована S. Cazeau з колегами [102]. КРТ на цей час вважають терапією першої лінії СН у хворих з атріовентрикулярною, внутрішньо-і міжшлуночковою ДС. КРТ сприяє зменшенню проявів СН, зменшує смертність і частоту повторних госпіталізацій у хворих з БЛНПГ з низькою ФВ, зменшує частоту епізодів ФП [58; 111; 143; 317].

На цей час отримано багато доказів про ефективність КРТ у хворих з ХСН [58]. У ретельно відібраних хворих із СН за допомогою КРТ зменшується виразність клінічних проявів, поліпшується якість життя, зменшується частота ускладнень та головне – смертність [110; 283]. У

дослідженнях COMPANION та CARE-HF встановлено, що КРТ у порівнянні з медикаментозною терапією краще попереджає летальні брадикардії [94; 109; 111]. КРТ сприяла покращенню перебігу захворювання з регресом патологічного ремоделювання серця зі збільшенням ФВ на 15,7%. [59]. Отримано дані про позитивний вплив КРТ в поєднанні з оптимальною медикаментозною терапією на виживаність хворих з ХСН і низькою ФВ ЛШ [33].

До кінця не визначені оптимальні показання до КРТ, особливо у хворих з порушеннями АВ проведення, які первинно обумовлюють клінічний стан пацієнта. На перший погляд, КРТ є більш фізіологічною, ніж стандартна ЕКС, та завдяки попередженню ДС має переваги. З іншого боку, собівартість процедури та її технологічні особливості (анатомічні особливості коорнарного синусу, імплантація трьох електродів, хірургічні доступи, тривалість процедури та ін.) значно підвищують ризики втручання [257, 258, 280]. Важливою є також оцінка можливої користі КРТ для конкретного хворого [119; 137; 245]. Тому при визначенні показань до КРТ необхідна ретельна оцінка об'єктивних показників, насамперед, даних інструментальних досліджень. Визначення найбільш інформативного показника та його величини засновано на аналізі їх прогностичної значущості у визначенні відповіді хворого на КРТ, цьому присвячено багато досліджень.

За ефективністю КРТ виділяють пацієнтів з відмінними результатами (супер-респондерів), у яких після процедури спостерігається значна позитивна динаміка клінічної симптоматики, зменшення ступеня дилатації шлуночків – особливо зменшення кінцево-сistolічного об'єму (КСО) ЛШ (>15%) та збільшення майже нормалізації ФВ ЛШ, з позитивними результатами (респондери) (5-15%) та пацієнтів без наявного клінічного ефекту (нон-респондери) (<5%), у яких КРТ не призводить до зменшення тяжкості СН [56; 121; 142]. У дослідженні цих авторів з 196 пацієнтів, яким проводилась КРТ на фоні медикаментозної терапії, нон-респондерів було 42%, респондерів – 32% та супер-респондерів – 26% [142]. Відсутність

відповіді на КРТ є великою клінічною проблемою з різними патогенетичними шляхами [279].

Важливою частиною покращення результатів КРТ є оптимізація параметрів ЕКС, для чого ЕхоКГ вважається «золотим» стандартом [211]. Не зважаючи на велику кількість цілей і методів, ключовим є оптимізація трансмітрального кровотоку шляхом адаптації атріовентрикулярної затримки (AB3) [97]. Існують різні методи ЕхоКГ оптимізації, починаючи з класичних двовимірних та доплерографічних і закінчуючи новітніми стрейн технологіями [157; 188].

Основні методи адаптації AB3 ЕКС можливо поділити на три групи: методи з використанням адаптуємих оператором параметрів під час follow-up, ті, які виконуються автоматично самим ЕКС та методи, що використовують комбінацію двох попередніх заходів. Як правило, для підбору AB3 необхідна додаткова діагностична інформація (ЕКГ, електрограми ЕКС, ЕхоКГ та інше). Серед першої групи найвідомішим є метод Ritter, метою якого є максимальне збільшення діастолічного наповнення шлуночків. Цей метод був спочатку описаний у пацієнтів зі стандартними двокамерними ЕКС.

Найбільш відомі алгоритми SonR (компанія Sorin), Adaptive (компанія Medtronic) та QuickOpt (Abbott). Два останніх метода основані на аналізі електрограм. QuickOpt оптимізація допомагає досягти оптимальних гемодинамічних показників через індивідуальний підбір AB3. Використання інтракардіальної ЕКГ в основі оптимізації, дозволяє оцінити міжпередсердну провідність в цілях забезпечення максимального переднавантаження і своєчасного терміну закриття мітрального клапана. QuickOpt забезпечує оптимізацію AB3, яка корелює з ЕхоКГ в 97%, при цьому потребує лише хвилину при кожному візиті пацієнта. Оптимальна сенсована AB3 розраховується на основі передсердної ЕГ. Передсердна ЕГ являє собою суму активації правого і лівого передсердь, алгоритм вимірює тривалість передсердної деполяризації і додає 30 мс, якщо деполяризація менше 100 мс або 60 мс, якщо деполяризація більше 100 мс. За рахунок цього подовження

АВЗ стимуляція шлуночків здійснюється після завершення передсердної електричної активації та механічного скорочення передсердь, забезпечуючи тим самим повне закриття мітрального клапана і максимальне переднавантаження. Оптимальна стимульована АВЗ розраховується як сума сенсованої АВЗ і латентності стимуляції (50 мс) [77; 312].

Алгоритм Adaptive передбачає функціонування ЕКС в трьох можливих станах: з традиційним постійним програмуванням параметрів, з ізольованою ЛШ або двошлуночковою стимуляцією. При цьому ЕКС кожену хвилину оцінює можливість виконання ізольованою ЛШ стимуляції шляхом подовження АВЗ з метою оцінки стану власного АВ проведення (сенсингу з ПШ електрода) та переключає режими ЕКС в залежності від ситуації, це дозволяє оптимізувати ЕКС та подовжити час роботи його батареї [193; 302].

За алгоритмом SonR унікальним гемодинамічним датчиком, вбудованим в верхівку передсердного електрода, записують перший тон серця, відображаючи вібрації серцевого м'яза, який має доказану кореляцією з механічною функцією ЛШ. Раз у 2 тижні ЕКС сканує можливі комбінації затримок та обирає найбільш механічно обґрунтовану [236; 244]. Ці автоматичні алгоритми разом з віддаленим моніторингом ЕКГ вирішують також питання таймінгу та частоти follow-up, що особливо важливо в теперішній епідемічно небезпечний час [199].

За думкою багатьох авторів інформативним як для при відборі, так і для оцінки ефекту КРТ є тривалість QRS [83]. За результатами досліджень DESIRE та RESPOND продемонстровано позитивний вплив КРТ на ФК ХСН та якість життя, та збільшення ФВ ЛШ [103; 135; 172]. З іншого боку, механічна ДС виявляється й у пацієнтів з ХСН з вузьким QRS та не у всіх хворих з  $QRS > 120$  мс є ознаки ДС [105].

В багатьох дослідженнях доказано, що зростання тривалості QRS збільшує ризик розвитку застійної СН, раптової смерті, систолічної дисфункції ЛШ [92; 129; 167; 194; 293]. У обсерваційному когортному дослідженні PREDICT-HF (194 пацієнта з ПШ апікальною стимуляцією)



встановлено, що при тривалості QRS більш 190 мс СН розвивалась у 56,8% пацієнтів, а у пацієнтів з тривалістю менш 160 – в 9,4% випадків. При цьому виявлено лінійну кореляцію зменшення ФВ ЛШ зі збільшенням тривалості QRS [104]. Це співпадає з результатами більш раннього дослідження, згідно якого тривалість QRS має значну негативну кореляцію з ФВ ЛШ та значну позитивну кореляцію з кінцево-діастолічним розміром та об'ємом ЛШ [247].

Таким чином, тривалість QRS є предиктором відповіді на КРТ, але вона залежить й від морфології QRS. Встановлено, що пацієнти з БЛНПГ краще реагують на КРТ, але ці пацієнти мають й більш тривалий QRS, тому важко визначити, що є більш цінним для прогнозування ефективності КРТ морфологія або тривалість QRS [112]. У хворих з QRS менш 130 мс КРТ може призвести до погіршення стану, тому в цих випадках вона не рекомендується [110; 262; 287].

Крім поверхневої ЕКГ, для оцінки функції ЛШ застосовують трансторакальну 2D-ехокардіографію та 3D-ехокардіографію, магнітно-резонансну томографію (МРТ) та радіонуклідне дослідження. Кожен з методів має свої переваги та недоліки [113; 145; 161].

ЕхоКГ дозволяє отримати важливий параметр, який багато авторів враховують при визначенні показань до КРТ, – ФВ ЛШ. Більшість авторів вважають, що ФВ повинна бути менш 35%, що знайшло відображення в клінічних настановах [301], інші автори пропонують межею 30% [153; 227; 291], в окремих дослідженнях – 40% [206], або 35-40% [110] і навіть 50% [119]. Зниження ФВ ЛШ є ключовим критерієм високого ризику раптової смерті у хворих після перенесеного ІМ та у пацієнтів з неішемічною КМП [39; 55]. У той же час, за даними I. García-Lunar та співавт. (2014), вихідна величина ФВ ЛШ між нон-респондерами та супер-респондерами не відрізнялась ( $27,7 \pm 6,4$  та  $26,1 \pm 7,9$  відповідно), а у групі респондерів була меншою – ( $22,6 \pm 5,7$ ) [142].

При визначенні показань до КРТ як методу покращення систолічної функції ЛШ значну увагу спробували надати ознакам механічної ДС, у

більшості випадків за результатами ЕхоКГ. Однак результати аналізу їх інформативності досить суперечливі. У багатоцентровому дослідженні PROSPECT не вдалося уніфікувати ЕхоКГ-підходи та визначити показники механічної ДС, які можна використовувати для прогнозу відповіді на КРТ, тобто для відбору пацієнтів. Але приваблива ідея знайти чіткі кореляції між ЕхоКГ параметрами для детермінованого відбору пацієнтів за даними механічної ДС не досягла успіху, а тому насамперед електрична ДС є показанням до КРТ [108]. Критичний аналіз цих результатів дозволив S. Lafitte та співавт. (2009) зробити припущення, що це пов'язано з хибнопозитивними результатами оцінки ДС. Авторами був запропонований мультифакторний підхід в прогнозуванні відповіді на КРТ на підставі оцінки 8 показників ЕхоКГ ДС (в М-режимі, доплерографії та тканинної доплерографії). Такий підхід дозволив значно підвищити ефективність прогнозу відповіді на КРТ, тобто оптимізувати відбір пацієнтів для цієї процедури. [198]. Це можна пояснити тим, що кожен з показників ЕхоКГ відображає окремий прояв механічної ДС, тому оцінка лише одного параметру може бути помилковою [344].

Існує багато інших факторів, що впливають на прогноз ефективності КРТ. Зокрема, зберігає свою актуальність питання про ефективність застосування КРТ у пацієнтів з різною етіологією ХСН. За думкою В.А. Кузнецова та співавт. (2012), вплив КРТ на віддалену виживаність і клінічний перебіг ХСН в певній мірі залежить від етіології КМП – ішемічна або неішемічна [32]. Має значення розташування ЛШ електроду [260; 281], зокрема, вважається, що у хворих з розповсюдженим постінфарктним кардіосклерозом поліпшення функції ЛШ на фоні КРТ менш значне [336], наявність цих змін майже не впливає на прогноз ефекту КРТ [110]. Відмічають, що рубцева тканина має більш високий поріг чутливості, тому рекомендують запобігати розташування електродів в рубцево-змінених ділянках міокарда [187; 263]. Ще один дуже важливий фактор успіху КРТ є зменшення мітральної регургітації за рахунок покращення функції

папілярних м'язів, встановлений при електро-анатомічному картуванні в роботі Б.Б. Кравчука [29; 30].

У пацієнтів з ішемічною етіологією захворювання поліпшити функцію ЛШ складніше, оскільки в області постінфарктного кардіосклерозу процеси зворотного ремоделювання відбуваються менш сприятливо [112]. У супер-респондерів частіше ХСН виникала на тлі ідеопатичної КМП, рідше після ІМ, рідше для лікування аритмії застосовувався аміадафон [142]. З іншого боку, за даними Е.С. Атрощенко (2010), міокардіальна перфузія під впливом КРТ у хворих з ішемічною і дилатаційною КМП поліпшується приблизно однаково, порівнянна і клінічна ефективність. Незважаючи на те, що довготривалий прогноз у пацієнтів з ІХС гірше, в цій групі є тенденція до скорочення захворюваності і смертності [2].

Стосовно ПШ електроду «ідеальна» зона його розташування для КРТ також не визначена, і ймовірно, не має вирішального значення для ефективності КРТ. Деякі автори пропонують імплантувати два ПШ електроди – в апікальні відділи і вихідний тракт [187; 205].

В результаті аналізу чисельних клінічних досліджень та мета-аналізів були модифіковані показання до КРТ, що знайшло висвітлення в останніх рекомендація European Society of Cardiology (ESC). В найбільш доказових рекомендаціях акцент для визначення показань до КРТ здійснено на тривалості комплексу QRS (130-149 мс – показання обговорюються,  $\geq 150$  мс – рекомендується), наявності БЛНПГ, ФВ (від 30 до 50%, але найчастіше  $\leq 35\%$ ), з СН III-IV ФК за NYHA. При цьому підкреслюється, що КРТ показана у випадках, коли оптимальна медикаментозна терапія є неефективною, а протипоказана якщо QRS  $< 130$  мс [52].

Невирішені питання стосовно КРТ зберігаються не тільки в аспекті визначення показань, але й під час вибору оптимальної технології її виконання: методика імплантації, розташування та фіксація електродів, застосування дефібрилятора (КРТ-Д) або пейсмейкера (КРТ-П), програмування стимуляції, необхідності одночасної радіочастотної абляції

(РЧА) супутніх порушень ритму та інше. Також вибір КРТ-Д або КРТ-П залежить від тяжкості СН: у хворих з ФК II за NYHA доцільно застосування технології КРТ-Д, у хворих з СН III-IV ФК за NYHA – КРТ-П [252].

Прогноз КРТ погіршується при її тривалості менш 98%, та нівелюється при значенні менш 85%, тому частина хворих потребує контролю ритму або частоти - інколи за рахунок РЧА АВ вузла особливо у пацієнтів з ФП, які складають 25% пацієнтів з КРТ [286]. Протягом 30 міс спостереження в 18,8% випадків зареєстровані шлуночкові аритмії, причому серед супер-респондерів їх частота складала 5,9%, а серед нон-респондерів – 24,4%. Предикторами шлуночкових аритмій автори вважають застосування імплантуємого кардіовертера-дефібрилятора (ІКД), необхідність лікування аміодароном та тривалість QRS >160 мс [142]. За результатами спостереження за пацієнтами, що отримували КРТ з приводу СН, встановлено, що у «супер-респондерів» на КРТ були більш значні ознаки механічної ДС (достовірно більші період аортального передзигнання, механічної міжшлуночкової затримки та систолічного індексу диссинхронії) та менший рівень N-кінцевого мозкового натрій-уретичного пептиду (NT-proBNP). Найбільш значимий зв'язок з супер відповіддю на КРТ виявлено у хворих зі збільшеною тривалістю періоду аортального передзигнання та з концентрацією NT-proBNP [57].

Ще одним способом покращення результатів КРТ є використання уніЛШ стимуляції, яка продовжує ідею мінімізації ПШ стимуляції при двокамерній ЕКС. При уніЛШ стимуляції використовується ідея fusion власного фізіологічного проведення по ПНПГ та стимуляції ЛШ [96]. Перші дані за ефективність уніЛШ були отримані в експерименті, а потім і у пацієнтів [288; 314]. Першим рандомізованим дослідженням в порівнянні уніЛШ та бівентрикулярної стимуляції було BELIEVE, в якому через 12 місяців рівень відповіді був однаковим (70 vs 75%) та була доказана безпечність уніЛШ [144]. В проспективному мультицентровому рандомізованому дослідженні B-LEFT у 176 пацієнтів уніЛШ стимуляція

також не поступалася за ефективністю бівентрикулярній [89]. Пізніше в 2 мета-аналізах 5 досліджень (загалом 574 пацієнти) встановлено, що уніЛШ стимуляція призвела до схожих результатів у порівнянні з бівентрикулярною – покращення в 6-хв тесті, якості життя, класу NYHA, з однаковим рівнем госпіталізацій та смертності [88; 203]. Важливе, що такий підхід у обраної частини хворих дозволяє використовувати стандартні двокамерні ЕКС, що може бути економічно обґрунтовано [156].

Слід зазначити, що при аналізі результатів багатоцентрових досліджень необхідно враховувати їх якість. Зокрема, аналіз відповідності пацієнтів критеріїв включення у дослідження MADIT, MADIT-II, SCD-HeFT та MUSTT виявив, що всім критеріям відповідали лише 86% пацієнтів [175]. Але в цілому КРТ-Д мала кращі результати. Так, померли або були госпіталізовані у зв'язку з СН 18,4% пацієнтів після КРТ-Д та 21,8% після КРТ-П [267]. За результатами мета-аналізу результатів порівняння КРТ-Д та КРТ-П було встановлено, що після КРТ-Д менша летальність від усіх причин (16,6% проти 27,1%), зменшення летальності особливо помітно при ішемічній кардіоміопатії [80]. Протягом 4 років після КРТ-Д померли 9,3% пацієнтів (63,9% з них з кардіальних причин). КРТ-Д зменшувала ризик смерті від усіх причин у хворих з БЛНПГ у порівнянні з ІКД, але збільшувала ризик смерті від некардіальних причин при відсутності БЛНПГ [251].

Але існують й інші причини незадовільних результатів КРТ. Перш за все це техніка імплантації трикамерного кардіостимулятора. Стандартна техніка імплантації трикамерного кардіостимулятора для КРТ включає імплантацію ЛШ електрода епікардіально через коронарний синус (КС) і латеральні вени серця [285]. Електроди в ПП і ПШ вводяться ендокардіально. Трансвенозна імплантація ЛШ електрода епікардіально може бути утруднена насамперед через анатомічні особливості КС і його венозної системи. Навіть при успішній імплантації ЛШ електрода в цільову вену від 20 до 40% пацієнтів не мають клінічного і гемодинамічного покращення від КРТ [91; 159] у зв'язку з неоптимальним анатомічним розташуванням епікардіального

електрода в системі вен КС, високим порогом стимуляції у хворих з кардіофіброзом, стимуляцією діафрагмального нерву [31; 38].

Стимуляція ЛШ через КС і венозну систему можлива не у всіх пацієнтів через анатомічні і технічні проблеми [31; 84; 148; 171; 185]. Через анатомічні обмеження венозної системи визначення оптимального місця стимуляції ЛШ вкрай утруднено й у більшості випадків оператор задовольняється тією веною, в який він може надійно розташувати електрод [146]. У 8-12% випадках у післяопераційному періоді виникають порушення стимуляції через дислокацію електрода або зростання порога стимуляції [224]. Крім того, перша спроба стимуляції ЛШ через КС технічно неможлива в 5-10% випадках навіть у експертних центрах. Більш того, навіть при технічно успішній імплантації електрода в венозну систему серця до 40% пацієнтів залишаються «нон-респондерами» [81; 85; 310].

Ці хворі є кандидатами для імплантації електрода відкритим або відеоторакоскопічним доступом [159; 224]. Цей метод до недавнього часу був єдиною альтернативою трансвенозній імплантації електродів для КРТ. Але він має певні недоліки і обмеження, пов'язані, головним чином, зі збільшенням операційного ризику у зв'язку з травматичністю торакотомії [159; 224]. До недоліків торакотомічних процедур відносять високий операційний ризик у хворих з виразною СН; необхідність розтину плевральної порожнини і перикарда; небезпека погіршення дихальної функції у хворих з вираженою СН; ускладнення загальної анестезії; больові відчуття після операції, що обмежують функцію дихання, збільшення терміну госпіталізації. Тому розробка менш інвазивних і більш фізіологічних методів імплантації електродів в ЛШ для КРТ є актуальною.

На цей час запропоновано нові методи імплантації ЛШ електрода. Відомо, що природне поширення електричної активації ЛШ відбувається від ендокарду до епікарду, що забезпечує швидшу і синхронну деполяризацію і реполяризацію ЛШ. Цей постулат був підтверджений в експерименті на тваринах, а потім і в клінічній практиці [213; 243; 309]. Це означає, що

ендокардіальна стимуляція (ендо-ЕКС) ЛШ є оптимальною фізіологічною стимуляцією, яка може забезпечити кращий гемодинамічний результат у хворих з показаннями для КРТ [259; 285; 309]. Навпаки, епікардіальна стимуляція (епі-ЕКС) ЛШ за рахунок трансмуральної дисперсії реполяризації може бути проаритмогенною, збільшуючи ризик шлуночкових аритмій з механізмом re-entry, у той час, як нормальна активація міокарда ЛШ при ендо-ЕКС запобігає розвитку цього механізму [241].

Ще одна перевага ендо-ЕКС – можливість стимуляції оптимальної зони ЛШ, тому що немає обмежень, пов'язаних з анатомією КС [284]. Це може бути здійснено під рентгенконтролем, але існує можливість тривимірного електро-анатомічного картування ЛШ із зазначенням найбільш пізньої точки електричного збудження і прецизійного розміщення ЛШ електрода в цій зоні [196]. Крім того, ендо-ЕКС має більш низькі пороги стимуляції, виключає можливість стимуляції діафрагмального нерву, яка можлива при епікардіальному розташуванні електродів [248; 335]. Показано, що ендо-ЕКС має переваги перед епі-ЕКС завдяки збільшенню швидкості активації ЛШ (на 50%) з кращою гемодинамічною відповіддю [243].

В останнє десятиліття інтерес до ендо-ЕКС ЛШ для КРТ значно зростає [140; 148; 159]. Існують чіткі наукові докази переваги ендо-ЕКС ЛШ перед епі-ЕКС. Ендо-ЕКС забезпечує більш фізіологічну і гемодинамічно ефективну послідовність скорочення ЛШ [81; 85; 87; 90; 278]. Розроблено нові доступи для ендо-ЕКС ЛШ шляхом пункції верхівки ЛШ, пункції МПП та МПП [84; 85; 170; 171; 185; 226], які дозволяють визначити оптимальне місце для стимуляції ЛШ та досягти максимального гемодинамічного ефекту, підвищити ефективність КРТ і зменшити кількість нон-респондерів [85; 90; 196].

В роботі N. Derval et al. пацієнтам з кардіопатією ішемічної або неішемічної етіології з показаннями для КРТ проведено порівняння 10 зон ендо-ЕКС ЛШ і класичної епі-ЕКС ЛШ через КС і венозну систему серця. Гемодинамічний ефект оцінювався за показником  $dP / Dt$  – сила / швидкість

скорочення ЛШ. При ендо-ЕКС (бівентрикулярна стимуляція) зазначалося зростання показника  $dP / dT$  на 80%, при епікардіальній бівентрікулярній стимуляції – на 60% в порівнянні з вихідними. Також встановлено, що оптимальне місце стимуляції ЛШ індивідуально. Латеральні відділи ЛШ тільки в 33% випадках були оптимальним місцем для бівентрикулярної стимуляції. Максимальний гемодинамічний ефект отримано при ендо-ЕКС в оптимальному місці [126].

Гемодинамічні ефекти ендо-ЕКС стимуляції ЛШ були вивчені у 24 клінічних нон-респондерів після імплантації класичних трикамерних ЕКС [310]. Зростання показника  $dP / dt_{max}$  в ЛШ  $\geq 15\%$  в порівнянні з вихідними при ендокардіальній бівентрікулярній стимуляції відзначено у 37% пацієнтів. Автори вважають, що ендо-ЕКС ЛШ може значно збільшити ефективність КРТ, в тому числі, у нон-респондерів.

Ендо-ЕКС ЛШ може бути здійснена шляхом трансапікальної пункції ЛШ відкритим доступом (торакотомія); трансвенозно шляхом пункції МПП або шляхом пункції міжпередсердної перетинки (МПП) [140; 159].

Перша успішна ендо-ЕКС через МПП у хворого з СН після невдалої канюляції КС була проведена Р. Jaïs з співавт. в 1998 році в Бордо, Франція [170]. У 2000 році ці автори описали віддалені результати цієї методики у 11 хворих [171]. Введення ЛШ ендокардіального електрода через МПП без застосування спеціальних інструментів дуже складно. Існує небезпека тромбоемболічних ускладнень, пов'язаних з перебуванням значної частини електрода в артеріальній крові [81; 82; 256]. Крім цього, до недоліків цієї методики відносять взаємодію електрода з мітральним клапаном і підвищений ризик екстракції електрода [170; 171; 335].

Найбільший досвід застосування ендо-ЕКС шляхом пункції МПП, представлений в дослідженні ALSYNC [85; 226], яке було першим проспективним багатоцентровим дослідженням з використанням нової передсердної трансептальної системи доставки ЛШ електрода. Методика вивчалася у нон-респондерів, пацієнтів з субоптимальною анатомією КС і у



пацієнтів після попередньої невдалої спроби епікардіальної імплантації. Дослідження виявилось позитивним як з точки зору ефективності, так і безпеки. Операція по даній методиці виконана у 138 пацієнтів в 16 центрах Європи і Канади. Імпантувати ЛШІ електрод вдалося в 89.4% випадках. Тривалість процедури складала у середньому  $132 \pm 54$  хв. (імплантація ендокардіального ЛШІ електрода –  $61 \pm 36$  хв, флюороскопії –  $27 \pm 14$  хв. У цьому дослідженні було відзначено значну кількість порушень мозкового кровообігу: транзиторні ішемічні атаки – 7,4% (6,8% на рік) і не інвалідизуючі інсульти – 3,8% (2,6% у рік).

За результатами двох мета-аналізів трансвенозна ендокардіальна стимуляція ЛШІ шляхом пункції МПП на цей час є основним доступом і використовувалася в 20 з 23 досліджень, що увійшли в мета-аналізи [140; 159]. Розробка спеціальних інструментів для пункції МПП збільшила технічну ефективність процедури до 89% при високій клінічній ефективності - 59% [226].

Введення ЛШІ електрода через верхівку ЛШІ вперше виконав угорський кардіохірург I. Kassai в 2008 році [185]. Після латеральної торакотомії і виділення верхівки ЛШІ проводилася пункція верхівки і позиціонування електрода в латеральну стінку ЛШІ. Процедура була успішною у 10 пацієнтів (100%). У всіх випадках імплантація була проведена в таргетну зону ЛШІ. Недоліками процедури є висока морбідність, тривалий відновлювальний період. Немає чіткого уявлення про можливості корекції електрода при його дислокаціях і екстракції електрода. Аналіз віддалених результатів цього доступу виявив тренд до збільшення кількості гострих порушень мозкового кровообігу (ГПМК) [190]. Переваги, у порівнянні з методикою введення електрода через МПП - менша довжина частини електрода в системному кровотоці та потенційно менша кількість тромбоемболічних ускладнень. Додаткова перевага - можливість виконання класичної хірургічної епікардіальної імплантації електрода в тій же процедурі при технічних проблемах ендокардіальної стимуляції.

У 2014 році повідомлено про пункцію МШП і результати операції у 10 пацієнтів після невдалої канюляції КС або нон-респондерів до КРТ [84]. Для пункції МШП використовували модифіковану голку Брокенбурга або металевий направник із застосуванням радіочастотного струму. Стандартний електрод з активною фіксацією був успішно імплантований в латеральну стінку ЛШ у всіх 10 хворих. Середній період спостереження складав 9 місяців. За цей період не було тромбоемболічних ускладнень. Клінічними респондери були 8 з 10 пацієнтів. Перевагами методу автори вважають малу інвазивність, відсутність взаємодії з мітральним клапаном, невелику довжину електрода в артеріальному кровотоку і можливість вибору місця для імплантації в ЛШ. Головна складність процедури - відсутність чітких анатомічних орієнтирів місця пункції, таких як овальна ямка при проведенні пункції МПП.

Ці ж автори в 2018 році опублікували результати даної методики у 20 хворих [139]. У 15 з них трансвенозна епі-ЕКС була технічно неможлива і 5 були нон-респондерами до бівентрикулярної стимуляції. Технічно процедура була успішною у всіх хворих без серйозних ускладнень. ФВ збільшилася більш ніж на 5% у 88% пацієнтів: з  $28\% \pm 7\%$  до  $41\% \pm 9\%$ . Середня тривалість спостереження  $24 \pm 11$  міс. За цей період тільки у одного пацієнта виник лакунарний інсульт з подальшим повним регресом неврологічних симптомів. Транзиторні ішемічні атаки були ще у двох хворих.

Аналізуючи методику ендо-ЕКС ЛШ стимуляції через пункцію МШП можна зробити висновки: методика технічно можлива у більшості хворих з попередньою невдалою імплантацією електрода через КС; методика дає найбільші можливості для вибору оптимального місця імплантації ендокардіального електрода; характеризується найбільш високою клінічною ефективністю серед всіх методик ендокардіальної стимуляції; пов'язана з підвищеним, але не критичним ризиком порушень мозкового кровообігу.

В роботі J. Gamble [138] наведено мета-аналіз 23 основних досліджень (384 пацієнта) ендо-ЕКС ЛШ для КРТ. У 20 дослідженнях використовувалася

трансвенозна пункція МПП, в 2-х - пункція МШП і в одному - апікальна стимуляція (хірургічний доступ). Жодне з цих досліджень не було рандомізованим і не мало групи порівняння. Мета-аналіз виявив, що ендо-ЕКС технічно здійсненна в 95% випадків. ФП діагностовано у 47% хворих і середній бал за класифікацією CHA2DS2-VASc дорівнював 3,4. Незважаючи на це в дослідженні документовано відносно низький рівень тромбоемболічних ускладнень: кількість інсультів – 2,5% в рік і транзиторних порушень мозкового кровообігу – 2,6% на рік. Даний рівень порушень мозкового кровообігу трохи вище, ніж у порівнянній категорії пацієнтів з вираженою СН і аналогічним рівнем CHA2DS2-VASc [11; 256].

Загальна смертність склала 4,5% на рік і це суттєво нижче рівня смертності в дослідженнях з епі-ЛШ стимуляцією [138; 159]. Клінічними респондерами були 82% пацієнтів (зменшення функціонального класу СН більш, ніж на 1 за NYHA і збільшення ФВ більше, ніж на 5%). Незважаючи на високу кількість респондерів при застосуванні ендокардіальної стимуляції ЛШ, автори рекомендують її тільки при невдалій імплантації епікардіальних електродів [20; 138].

Вищеназвані методи ендо-ЛШ стимуляції передбачають наявність електрода в порожнині ЛШ що обумовлює безумовно підвищений ризик тромбоемболічних ускладнень, хоча ретельний контроль антикоагулянтної терапії в ряді досліджень дозволив практично зрівняти ризики цього типу ускладнень в групах ендо- та епі- ЛШ стимуляції [190; 256].

Перспективною є безелектродна ендо-ЕКС ЛШ. Можливість виконання ендо-ЕКС ЛШ з використанням безелектродної технології була реалізована артеріальним доступом через аорту [75; 123; 259; 345]. Технічно успішною імплантація ендокардіальної безелектродної ультразвукової системи була у 13 з 17 хворих (76,5%). При цьому ускладнення у вигляді перикардіальної еффузії відзначалися у 3 пацієнтів. Через 12 місяців бівентрикулярна стимуляція зберігалася у 11 з 12 пацієнтів. Таким чином процедура була ефективною через 12 місяців тільки у 11 з 17 пацієнтів [75]. Одним з

очевидних недоліків даної системи є необхідність імплантації трьох пристроїв для її реалізації без урахування системи стимуляції правих відділів серця. Ультразвуковий метод передачі енергії не є оптимальним і вимагає більш часті зміни джерела живлення, ніж звичайні системи кардіостимуляції [123; 259]. Перспективним вважається використання безелектродних ЕКС, які вже успішно імплантуються в ПШ [256; 310]. Створення систем безелектродної ендо-ЕКС ЛШ може бути альтернативою класичній епікардіальній стимуляції вже у доступному майбутньому. Методом вибору для КРТ можуть бути селективна СПГ, септальна стимуляція і пряма стимуляція ЛНПГ [213; 317].

Таким чином, інтерес до ендо-ЕКС ЛШ в останні роки значно зріс. Стимулом до її розвитку є недостатня ефективність традиційної бівентрикулярної стимуляції, поява нових фундаментальних уявлень про більш виразну «фізіологічність» і клінічну ефективність ендо-ЕКС, а також створення спеціальних інструментів для проведення електрода в ЛШ. Ендокардіальна ЛШ стимуляція у хворих з показаннями для КРТ представляє інтерес перш за все тому, що вона володіє потенційно більш значимим гемодинамічним потенціалом та може подолати анатомічні і технічні проблеми традиційної епікардіальної стимуляції.

#### **1.4. Ускладнення імплантації ЕКС та їх причини**

КРТ більш складна у технічному аспекті процедура та частіше призводить до розвитку ускладнень, які притаманні імплантації ЕКС. Найчастішими ускладненнями після імплантації були дисфункція стимулятора, пов'язана з електродами, кровотеча, запальні ускладнення та пневмоторакс. Зокрема, повідомляється, що протягом року після імплантації ускладнення виявились у 34,6%! хворих, у тому числі, порушення роботи електродів або ЕКС, їх міграція та ерозія [239]. С. Waweru та співавт. (2017) повідомляють, що найбільш частими та затратними ускладненнями

імплантації ЕКС були інфекційно-запальні процеси [334]. Серед ускладнень імплантації ЕКС є перфорація серця, яка була причиною 2,1% випадків необхідності повторних втручань [166]. Частота хірургічних ускладнень імплантації залежить від досвіду хірурга, що пов'язана з кількістю втручань, які виконуються щорічно [237]. Знайдено залежність розвитку ускладнень від типу фіксації електродів та його розташування у хворих з двокамерною стимуляцією. Електроди з пасивною фіксацією мають більший ризик дислокації, а їх позиціонування обмежено ділянками з вираженою трабекулярністю, де вони можуть бути надійно зафіксовані. Активна фіксація електроду сприяє розвитку перикардіальних ускладнень, а низька фіксація у передсердній перетинці збільшує ризик дислокації електроду та необхідності його ревізії [338].

Збільшений ризик ускладнень при імплантації пристрою для КРТ виявлено й в дослідженнях інших авторів. У дослідженні італійських авторів ускладнення (найчастіше інфекційні та дислокаційні) після КРТ спостерігались у 9,5% пацієнтів, при імплантації ІКД – у 3,5%, при оновленні системи ЕКС – у 6,1% при імплантації ЕКС – у 1,7% хворих. Хворі з ускладненнями мали значно більшу частоту повторних госпіталізацій та тривалість стаціонарного лікування. Найбільш негативні наслідки мали інфекційні ускладнення (в місці імплантації пристрою або електроду) [246]. У дослідженні MASCOT встановлено, що КРТ-Д більш часто ускладнювались порушеннями фіксації пристрою у порівнянні з КРТ-П (9,2% та 3,5% відповідно). Частота інфекційних ускладнень не відрізнялась 1,3% та 1,2% відповідно [267].

Перспективним виглядає використання квадріполярних ЛШ електродів, що мають «широку» зону ЕКС уздовж електроду і набагато більше варіантів полярностей стимуляції, що дозволяють гнучкіше налаштовувати параметри стимуляції в різних ситуаціях, зберігати стабільне положення ЛШ електроду, виконуючи електронне репозиціонування замість фізичного і ефективно

долати вищеописані обмеження, у тому числі, у пацієнтів після невдалої імплантації стандартного електроду [74; 277].

Крім того, при наявності обмежених звужень вен може бути використана техніка балонної ангіопластики і стентування для збільшення просвіту обраної вени і полегшення проведення ЛШ електроду [215]. При протилежній ситуації, коли діаметр і будова вени не дозволяють надійно зафіксувати ЛШ електрод у вибраному місці, деякі автори пропонують ідею фіксації ЛШ електроду за допомогою коронарного стенту [132]. При цьому спірним залишається питання безпеки такого підходу з точки зору довгострокової цілісності ЛШ електроду і потенційних складнощів при необхідності його екстракції. В останній час для вирішення цієї проблеми запропоновано ЛШ електрод з новим механізмом активної фіксації [86; 341].

Необхідно відмітити, що ідентифікація вен потребує уваги, що особливо стосується диференціації задньої міжшлуночкової вени (ЗМШВ) і задньої вени серця (ЗВС), передньої міжшлуночкової вени (ПМШВ) і передньо-бокової вени (ПБВ), клінічні результати імплантації в ці анатомічно сусідні вени можуть бути абсолютно різними. Контрастування в декількох ангіографічних проекціях в сумнівних ситуаціях дозволяє прийняти правильне рішення про місце імплантації з урахуванням розроблених класифікацій розташування вен [106; 192]. Іноді можна застосувати тактику двох і більше провідників як у вигляді "buddy-wire" (проведення у вену підтримувального провідника з метою випрямлення звивистості) [107; 207], так і заклинювання провідником або балоном основної гілки з метою полегшення напрямку другого провідника у вибрану вену [221; 249].

Загальними рекомендаціями для імплантації ЛШ електроду можуть являтися наступні: 1) уникнення септальних і апікальних позицій; 2) "пізніє" розташування біполярної ЕГ з ЛШ електроду в кінцевій частині комплексу QRS; 3) конкордантність обраної зони з даними передопераційного ЕхоКГ і MPT; 4) досягнення значимого укорочення QRS при бівентрикулярній ЕКС [134; 169; 192].

Сучасні ангіографічні системи з високою роздільною здатністю часто дозволяють визначити рівень руху фіброзного кільця і стулок трикуспідального клапану (ТК). АВ борозна зазвичай проявляє себе розрідженням по нижній поверхні серцевого силуету за рахунок розташованої там епікардіальної жирової клітковини. Певну роль може грати визначення овальної ямки ПП в правій косій проекції, оскільки КС знаходиться в тій же площині назад по лінії, що сполучає верхня порожниста вена (ВПВ) і нижня порожниста вена (НПВ) [289].

Дегенеративні зміни міокарду можуть торкатися не лише камер серця, але і безпосередньо самого КС, при цьому можливе стоншення стінки КС і утворення аневризм. Існують і інші варіанти анатомічних особливостей КС та венозної системи серця, які призводять до додаткових технічних труднощів при операції, наприклад, високе впадання КС в ПП і звивистість великої вени серця (ВВС) [120; 210]. Для їх візуалізації пропонують застосовувати мультізрізову комп'ютерну томографію [174].

### **1.5. Сучасний стан кардіостимуляції в Україні**

Як свідчать результати аналізу ЕКС, це метод лікування порушень ритму серця, який дуже динамічно розвивається. Після першої успішної імплантації ЕКС пройшло майже 70 років, але за ці роки пройдено шлях від громіздкого, радіоактивно небезпечного, що працює в асинхронному режимі, до сучасного, компактного, мультіпрограмуємого пристрою, який сприймає і інтерпретує власні сигнали серця та змінює параметри стимуляції відповідно до потреб організму. На цей час оцінка стану забезпеченості ЕФ лікування розраховується, виходячи з кількості нових випадків порушень ритму та провідності та їх розповсюдженості, при яких оптимальним методом лікування є ЕКС. Виходячи з цих показників розраховується кількість необхідних процедур, від якої залежить кількість необхідних центрів, що надають таку допомогу, та кількість спеціалістів на окремі держави та їх регіони.

Починаючи з 2007 року Європейською асоціацією серцевого ритму (European Heart Rhythm Association – EHRA) видається EHRA White Book. У 2017 році опубліковано 10-е видання (The EHRA White Book 2017), в якому наведено дані про розвиток ЕКС з 2015 по 2016 рр. у державах, представники яких є членами Європейської асоціації кардіологів [163; 255].

Нами проаналізовано основні показники ЕКС-лікування в Україні та в Німеччині, яка займає лідируючі позиції в цій галузі серед держав Європейського континенту (табл. 1.1).

Таблиця 1.1 – Основні показники ЕКС-лікування

|                             | 2012   | 2013  | 2014  | 2015   | 2016              |
|-----------------------------|--------|-------|-------|--------|-------------------|
| <b>Україна</b>              |        |       |       |        |                   |
| ЕКС в абс. (n)              | 5491   | 6579  | 5258  | 4851   | 5444<br>(+12,8%)  |
| ЕКС на 1 млн населення      | 121    | 148   | 119   | 109    | 123               |
| Центрів в абс. (n)          | 36     | 36    | 36    | 38     | 38                |
| Центрів на 1 млн. населення | 0,79   | 0,81  | 0,81  | 0,86   | 0,86<br>(+0,5%)   |
| <b>Німеччина:</b>           |        |       |       |        |                   |
| ЕКС в абс. (n)              | 106567 | 93520 | 92021 | 106700 | 110000<br>(+3,4%) |
| ЕКС на 1 млн населення      | 1311   | 1152  | 1152  | 1320   | 1364              |
| Центрів в абс. (n)          | 1048   | 1010  | 980   | 1135   | 1200              |
| Центрів на 1 млн. населення | 12,89  | 12,45 | 12,91 | 14,04  | 14,87<br>(+5,9%)  |

Україна значно відстає від Німеччини за абсолютними та відносними показниками кількості імплантацій та центрів, що надають цей вид допомоги. При цьому, в Німеччині спостерігається поступове збільшення як кількості центрів, так й кількості імплантацій на 1 млн. населення. В Україні ця динаміка менш виразна. Привертає увагу ще одна особливість – в Німеччині 1 центр виконує у середньому 91,7 імплантації, в Україні – 143,3 імплантації (за даними 2016 року). Це свідчить про більше навантаження центрів ЕКС в Україні у порівнянні з Німеччиною.



Динаміку застосування КРТ наведено у таблиці 1.2.

Таблиця 1.2 – Основні показники імплантації КРТ- пристроїв

|                             | 2012  | 2013 | 2014  | 2015  | 2016           |
|-----------------------------|-------|------|-------|-------|----------------|
| <b>Україна</b>              |       |      |       |       |                |
| КРТ в абс. (n)              | 57    | 89   | 85    | 73    | 72 (-0,9%)     |
| КРТ-П                       | 39    | 67   | 72    | 60    | 43             |
| КРТ-Д                       | 18    | 22   | 13    | 13    | 29             |
| КРТ на 1 млн населення      | 1     | 2    | 2     | 2     | 2              |
| Центрів в абс. (n)          | 11    | 13   | 10    | 10    | 10             |
| Центрів на 1 млн. населення | 0,24  | 0,29 | 0,23  | 0,23  | 0,23 (+0,5%)   |
| <b>Німеччина:</b>           |       |      |       |       |                |
| КРТ в абс. (n)              | 17949 | 8859 | 10387 | 21139 | 21550 (+2,1%)  |
| КРТ-П                       | 2224  | N/A  | 1294  | 3305  | 3700           |
| КРТ-Д                       | 15725 | 8859 | 9084  | 17834 | 17850          |
| КРТ на 1 млн населення      | 221   | 150  | 242   | 261   | 267            |
| Центрів в абс. (n)          | 490   | 465  | 670   | 250   | 750            |
| Центрів на 1 млн. населення | 6,03  | 5,73 | 5,87  | 3,09  | 9,29 (+200,5%) |

КРТ в Україні застосовується значно рідше, ніж в Німеччині, причому практично без змін в останні роки. Якщо з 2015 по 2016 рік в Німеччині відбулось збільшення частоти КРТ більш, ніж на 200%, то в Україні кількість КРТ навіть зменшилась. В структурі ЕКС КРТ в Німеччині складає 19,6%, в Україні – 1,3%. Якщо в Німеччині КРТ виконують 62,5% центрів, то в Україні – 26,3%, відповідно.

При цьому, показники виживаності після втручань з приводу порушень ритму серця в Україні сягають 99,6%, що відповідає рівню провідних електрофізіологічних лабораторій світу [15]. Хоча слід зазначити, що і в Європі частота застосування кардіостимуляторів варіює в досить великих межах, що пов'язують з багатьма економічними, демографічними та соціокультурними факторами, зокрема, з бюджетним фінансуванням [308].

Таким чином, Україна значно відстає за всіма показниками від Німеччини, але вона є визнаним лідером в цій галузі медицини. В меншому ступені, але також за всіма показниками відстає від РФ. Особливо це стосується застосування КРТ. Це сучасні найбільш технологічні методи електрофізіологічного лікування. Незважаючи на більшу вартість у порівнянні з традиційними методами ЕКС, вони є найбільш ефективними при лікуванні багатьох порушень ритму. При цьому за структурою кардіальної патології Європейські держави практично не відрізняються.

Крім високої вартості імплантуємих пристроїв, застосування цих методів потребує більш складної та кошовної апаратури, зокрема, поліпроекційного ангиографа, електрофізіологічної станції, електрофізіологічної кардіонавігаційної системи, ультразвукової апаратури експертного класу з розширеним набором трансд'юсерів та ін. Це можливо лише у спеціалізованих центрах з підготовленими спеціалістами відповідного профілю, не тільки кардіологів та хірургів, але й електрофізіологів. Можливо саме це значно обмежує можливості застосування цих високотехнологічних методів ЕКС в Україні.

Таким чином, на підставі аналізу фахової літератури можна вважати, що інтервенційна аритмологія в Україні потребує подальшого розвитку. Важливою складовою цієї проблеми є створення нових та матеріальне забезпечення існуючих центрів імплантації ЕКС. Інший напрямок розвитку методів ЕКС це удосконалення технології інвазивного лікування аритмій, як з хірургічної (техніка імплантація ЕКС, проведення та фіксації електродів), так і з електрофізіологічної точки зору (визначення оптимального місця стимуляції, програмування роботи ЕКС та ін.). Саме цим питанням присвячено наступні розділи цього дослідження.

## РОЗДІЛ 2

### МАТЕРІАЛ ТА МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ

#### 2.1. Загальна характеристика клінічного матеріалу

Дослідження виконано на базі ДУ «Інститут загальної та невідкладної хірургії НАМН України» імені проф. В.Т. Зайцева» директор – Бойко В.В., докт. мед. наук, професор, член-кор. НАМНУ (м. Харків). Першу імплантацію ЕКС в ІЗНХ НАМН України було виконано у 1966 році та до 2003 року виконано більш 3000 імплантацій, практично всі однокамерні в режимі VVI (R). Починаючи з 2004 до 2019 року виконано 3109 імплантацій, з поступовим збільшенням питомої ваги двокамерних стимуляцій, а починаючи з 2007 року із застосуванням більш складних методів ЕКС – КРТ та ІКД (табл. 2.1).

Таблиця 2.1 – Динаміка імплантацій ЕКС в ІЗНХ НАМН України (2004–2018 рр.).

| Рік  | VVI (R) | AAI(R) | DDD(R) | ІКД | КРТ | Разом |
|------|---------|--------|--------|-----|-----|-------|
| 1    | 2       | 3      | 4      | 5   | 6   | 7     |
| 2004 | 109     | 7      | 5      | -   | -   | 121   |
| 2005 | 123     | 15     | 69     | -   | -   | 207   |
| 2006 | 115     | 12     | 64     | -   | -   | 191   |
| 2007 | 76      | 5      | 83     | -   | 5   | 169   |
| 2008 | 82      | 2      | 83     | -   | 1   | 168   |
| 2009 | 75      | 1      | 84     | -   | 7   | 167   |
| 2010 | 105     | -      | 54     | -   | 8   | 167   |
| 2011 | 156     | 2      | 75     | -   | 5   | 240   |
| 2012 | 96      | -      | 83     | -   | 3   | 182   |
| 2013 | 133     | -      | 95     | 3   | 14  | 245   |
| 2014 | 98      | -      | 103    | -   | 4   | 205   |
| 2015 | 115     | -      | 164    | 3   | 3   | 285   |

продовження табл. 2.1

| 1      | 2    | 3  | 4    | 5  | 6  | 7    |
|--------|------|----|------|----|----|------|
| 2016   | 52   | -  | 181  | 2  | 5  | 240  |
| 2017   | 99   | -  | 137  | 6  | 14 | 256  |
| 2018   | 81   | -  | 164  | 10 | 11 | 266  |
| Всього | 1515 | 44 | 1444 | 24 | 80 | 3109 |

Важливо відмітити, що у 2007 році розпочалася “ера” КРТ та вперше кількість двокамерних ЕКС перевищила однокамерні, а у 2013 році в Інституті була створена сучасна операційна для лікування порушень серцевого ритму (рентгенологічна установка, ЕФ система, кардіонавігаційна тривимірна система картування, УЗ апарат з можливістю внутрішньо-серцевих досліджень, прилади для програмування ЕКС різних виробників) та розпочати інтервенції в повному обсязі зі значним наростанням їх кількості в динаміці та з можливістю аналізу віддалених результатів та узагальненню досвіду. Цей рік можна вважати початком цього дослідження.

У кінцеві результати дослідження увійшли хворі, що відповідали наступним критеріям:

- надходження у відділення в плановому та ургентному порядку з приводу порушень ритму та провідності;
- оптимальна медикаментозна терапія кардіальної патології;
- призначення електрофізіологічного лікування (ЕКС або КРТ) згідно актуальних клінічних рекомендацій (1-2-го рівнів доказовості);
- інформована згода пацієнта на обстеження у необхідному обсязі протягом всього періоду спостереження (у тому числі у віддаленому післяопераційному періоді), на здійсненні інтервенції з можливою модифікацією технології втручання з метою її оптимізації, та на обробку персональних даних.

Не включались до дослідження хворі, які мали:

- супутню некориговану кардіальну патологію, яка підлягала хірургічному лікуванню (вади клапанів серця, аневризми, важкі мультифокальні стенози та оклюзії коронарних артерій);

- перенесена протягом найближчого місяця гостра життєвонебезпечна серцево-судинна патологія (ГПМК, гострий інфаркт міокарда, ТЕЛА);
- важкі хронічні захворювання з прогнозованою тривалістю життя менш 1 року.

Загальна кількість пацієнтів, що увійшли у кінцевий результат дослідження склала 798 осіб, які були розподілені на серії спостережень залежно від завдань дослідження (рис. 2.1.1).

- аналіз анатомічних особливостей венозної системи та камер серця, які можуть бути причиною технічних труднощів імплантації ЕКС - 337 пацієнтів;
- розробка, впровадження та оцінка ефективності удосконалень техніки імплантації ЕКС та визначення оптимального місця розташування ПШ електроду в області МШП – група порівняння – до впровадження (2004-2013) (n=350) та після впровадження (2014-2019 рр.) (n=337);
- визначення анатомічних особливостей, які можуть бути причиною технічних труднощів імплантації електродів для КРТ – 80 пацієнтів;
- удосконалення та оцінка ефективності технології КРТ: бівентрикулярна стимуляція – 55 випадків; уніЛШ стимуляція – 25 пацієнтів; енд-ЛШ стимуляція – 31 пацієнт;
- порівняльна оцінка віддалених результатів ЕКС та КРТ до – та після впровадження удосконалень та нововведень – група порівняння (хворі, що знаходились на лікуванні у 2004-2013 рр.) (n=162) та основна (2014-2019 рр.) (n=223).

Окрему групою пацієнтів, що увійшли в дослідження, були 31 пацієнт з ендокардіальною ЛШ стимуляцією, операції яким виконувались в Одеській обласній лікарні (професор Карпенко Ю.І.).

Крім цього, виконано патологоанатомічне дослідження: 1-а серія - аналіз причин смерті пацієнтів з ЕКС – 30 випадків, та анатомічне дослідження серця для визначення товщини МШП на різних рівнях – 34 серця померлих від різних причин.

## I - Патологоанатомічне дослідження:

|           |                                        |             |
|-----------|----------------------------------------|-------------|
| 1-а серія | Дослідження причин смерті хворих з ЕКС | 30 випадків |
| 2-а серія | Дослідження товщини МШП                | 34 серця    |

## II – клініко-інструментальні дослідження:

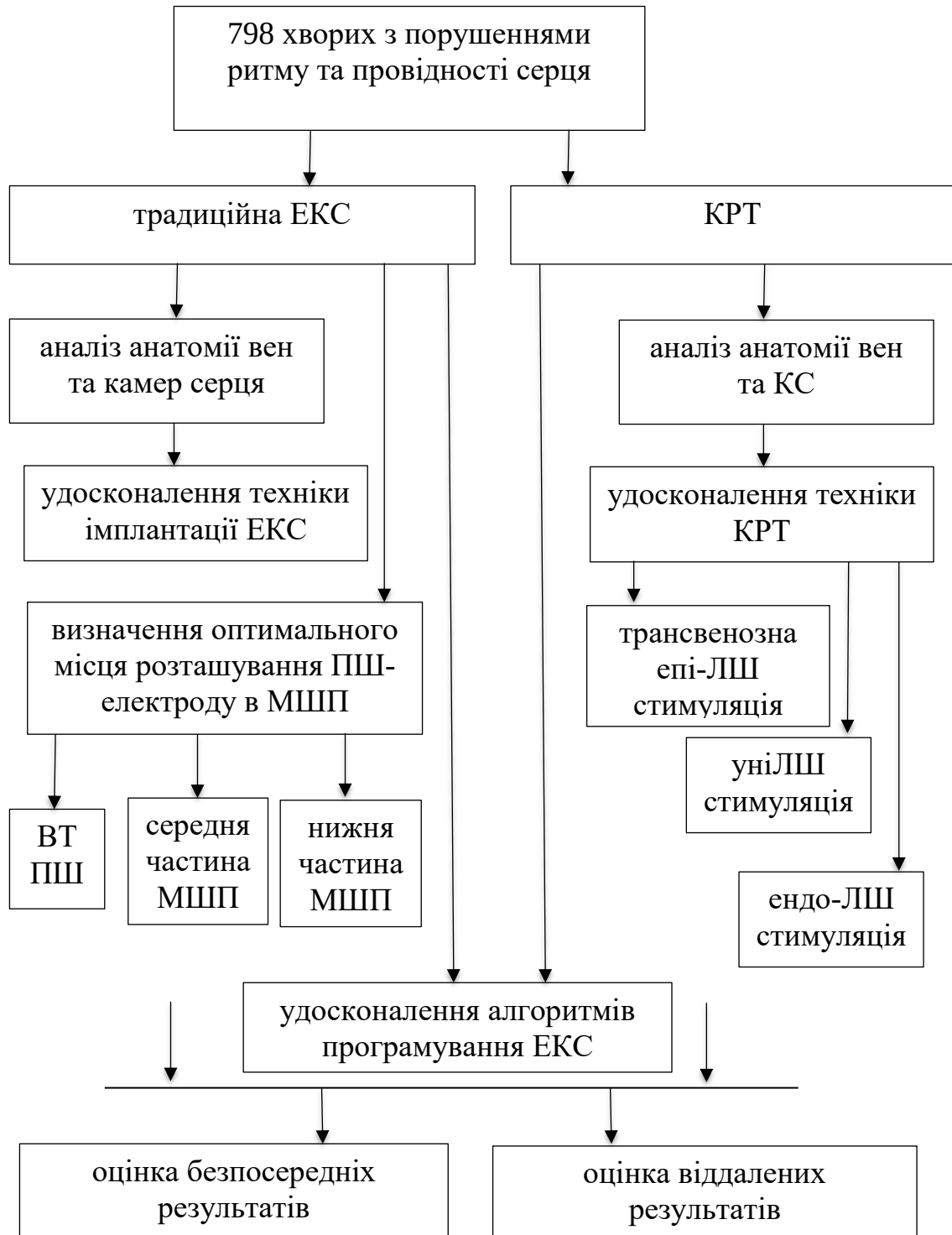


Рис. 2.1.1. Дизайн дослідження.

Аналіз віддалених результатів здійснено у двох групах пацієнтів: порівняння - 162 хворих, що знаходились на лікуванні у 2004-2013 рр. (до впровадження основних удосконалень та нововведень) та основна – 223 хворих, що знаходились на лікуванні у 2014-2019 рр. Порівняльну клініко-демографічну характеристику пацієнтів, що увійшли у порівняльний аналіз віддалених результатів наведено у таблиці 2.2.

Таблиця 2.2 – Клініко-демографічна характеристика пацієнтів, що увійшли в аналіз результатів лікування.

| Показник       | порівняння<br>(n=162) | основна<br>(n=223) | Разом<br>(n=385) |
|----------------|-----------------------|--------------------|------------------|
| 1              | 2                     | 3                  | 4                |
| Стать:         |                       |                    |                  |
| чоловіки       | 89 (54,9%)            | 120 (53,8%)        | 209 (54,3%)      |
| жінки          | 73 (45,1%)            | 103 (46,2%)        | 176 (45,7%)      |
| ЦД             | 26 (16,0%)            | 39 (17,5%)         | 65 (16,9%)       |
| АГ:            | 141 (87,0%)           | 198 (88,8%)        | 339 (88,1%)      |
| Стадія:        |                       |                    |                  |
| 1              | 4 (2,8%)              | 6 (3,0%)           | 10 (2,9%)        |
| 2              | 86 (61,0%)            | 124 (62,6%)        | 210 (61,9%)      |
| 3              | 51 (36,2%)            | 68 (34,3%)         | 119 (35,1%)      |
| Ступінь:       |                       |                    |                  |
| 1              | 51 (36,2%)            | 75 (33,6%)         | 126 (37,2%)      |
| 2              | 62 (44,0%)            | 90 (40,4%)         | 152 (44,8%)      |
| 3              | 28 (19,9%)            | 33 (14,8%)         | 61 (18,0%)       |
| ІХС:           |                       |                    |                  |
| ПІКС           | 27 (16,7%)            | 37 (16,6%)         | 64 (16,6%)       |
| ФК:            | 56 (34,6%)            | 81 (36,3%)         | 137 (35,6%)      |
| I              | 15 (26,8%)            | 20 (24,7%)         | 35 (25,5%)       |
| II             | 24 (42,9%)            | 36 (44,4%)         | 60 (43,8%)       |
| III            | 14 (25,0%)            | 19 (23,5%)         | 33 (24,1%)       |
| IV             | 3 (5,4%)              | 6 (7,4%)           | 9 (6,6%)         |
| ФК СН за NYHA: |                       |                    |                  |
| I              | 19 (11,7%)            | 25 (11,2%)         | 44 (11,4%)       |
| II             | 81 (50,0%)            | 109 (48,9%)        | 190 (49,4%)      |
| III            | 54 (33,3%)            | 76 (34,1%)         | 130 (33,8%)      |
| IV             | 8 (4,9%)              | 13 (5,8%)          | 21 (5,5%)        |

подовження табл. 2.2

| 1                               | 2          | 3           | 4           |
|---------------------------------|------------|-------------|-------------|
| Стадія ХСН:                     |            |             |             |
| 1                               | 20 (12,3%) | 26 (11,7%)  | 46 (11,9%)  |
| 2a                              | 93 (57,4%) | 131 (58,7%) | 224 (58,2%) |
| 2б                              | 47 (29,0%) | 63 (28,3%)  | 110 (28,6%) |
| 3                               | 2 (1,2%)   | 3 (1,3%)    | 5 (1,3%)    |
| ФП:                             | 55 (34,0%) | 79 (35,4%)  | 134 (34,8%) |
| - пароксизмальна та персистуюча | 25 (45,5%) | 34 (43,0%)  | 59 (44,0%)  |
| - постійна                      | 25 (45,5%) | 37 (46,8%)  | 62 (46,3%)  |
| - вперше виявлена               | 2 (3,6%)   | 4 (5,1%)    | 6 (4,5%)    |
| - тривало персистуюча           | 3 (5,5%)   | 4 (5,1%)    | 7 (5,2%)    |
| QRS:                            |            |             |             |
| до 120 мс                       | 52 (32,1%) | 71 (31,8%)  | 123 (31,9%) |
| 120-149 мс                      | 45 (27,8%) | 59 (26,5%)  | 104 (27,0%) |
| 150 та більше                   | 65 (40,1%) | 93 (41,7%)  | 158 (41,0%) |
| QTс:                            |            |             |             |
| 320 – 439                       | 73 (45,1%) | 94 (42,2%)  | 167 (43,4%) |
| 440 та більше                   | 89 (54,9%) | 129 (57,8%) | 218 (56,6%) |

Примітка. Статистично значимих відмінностей між основною та групою порівняння не виявлено ( $p > 0,05$  за критерієм  $\chi^2$ ).

Суттєвих відмінностей між групами за основними клініко-демографічними показниками не виявлено ( $p > 0,05$  за критерієм  $\chi^2$ ), що свідчить про можливість порівняльного аналізу віддалених результатів ЕКС.

Дизайн дослідження був розглянутий комісією з питань етики ІЗНХ НАМН України на етапі планування дослідження та визнаний таким, що відповідає принципам Гельсінської декларації Генеральної асамблеї Всесвітньої медичної асоціації та іншим документам, що містять етичні норми (Конвенції Ради Європи з прав людини та біомедицини, положенням ВООЗ, Міжнародної ради медичних наукових товариств, Міжнародному кодексу медичної етики та законам України).



## 2.2. Методи дослідження

2.2.1. Загальноклінічне та лабораторне обстеження. Комплексне клінічне обстеження хворих проводили з урахуванням скарг, даних анамнезу хвороби, анамнезу життя, об'єктивного дослідження, даних обов'язкових та додаткових лабораторних та інструментальних методів дослідження відповідно до «Стандарти надання допомоги кардіологічним хворим» (Наказ МОЗ України №436 від 03.07.2006). Додатково вивчали відеоматеріали із записом ходу оперативного втручання та ангіографічного дослідження етапів імплантації.

2.2.2. Електрокардіографія. Всім хворим виконана ЕКГ. Аналізувалися частота серцевих скорочень (ЧСС), ритм, тривалість зубця Р, інтервалу QT, комплексу QRS, його морфологія, положення електричної осі серця, стан внутрішньопередсердної і міжпередсердної провідності, внутрішньошлуночкової провідності, наявність гіпертрофії різних відділів серця. Запис ЕКГ проводилася на 12-канальному комп'ютеризованому комплексі CardioLab, виробництва ХАІ-Медика (Харків, Україна). Додатково здійснювали холтерівське моніторування ЕКГ (ХМ ЕКГ) на комп'ютеризованому комплексі CardioSens, виробництва ХАІ-Медика (Харків, Україна).

У протоколі аналізу даних ХМ ЕКГ використовувалися такі визначення: брадикардія - частота серцевих скорочень (ЧСС)  $< 40$  уд / хв, тахікардія – ЧСС  $> 90$  уд / хв, пауза - інтервал RR  $> 2000$  мс, кількість екстрасистол, графіки часової динаміки частоти серцевих скорочень (ритмограми), динаміки відхилень сегмента ST, змін тривалості сегмента QT.

2.2.3. Ехокардіографія. Ультразвукове обстеження пацієнтів проводилось у відділенні ультразвукової і інструментальної діагностики та мініінвазивних втручань ІЗНХ НАМН України на апаратах Siemens ACUSON Cypress (Siemens Medical Solution USA. Inc., Mountain View., США), Toshiba APPLIO 400 і Toshiba APPLIO з використанням дуплексних датчиків для трансторакального дослідження з частотою сканування 2,5 / 3,5 МГц з трансторакального доступу в одновимірному, двовимірному і доплерівському

постійному, імпульсному і кольоровому режимах відповідно до рекомендацій Американського ехокардіографічного товариства (American Society of Echocardiography - ASE).

Для визначення ФВ лівого шлуночка застосовувався метод дисків (модифікований метод Simpson) та метод Teichholz. На підставі безпосередніх вимірів розраховувався ряд показників внутрішньосерцевої гемодинаміки, в тому числі індексованих по площі поверхні тіла.

Крім цього, в 76 випадках ЕхоКГ було застосовано для оцінки особливостей МШП та їх взаємозв'язку з тривалістю комплексу QRS у пацієнтів через місяць після імплантації ЕКС з приводу брадіаритмій. Для оцінки МШП в 4-х або 5-ти камерній позиції здійснювали оконтурювання МШП з планіметричним визначенням її площі - S і максимальної довжини - L (рис. 2.2.2а). Потім визначалася середня товщина МШП за формулою:  $H = S / L$  і відносна товщина МШП (relative septum wall thickness, RSWT) на різних її рівнях за формулою -  $RSWT = h / H$  (рис. 2.2.2).

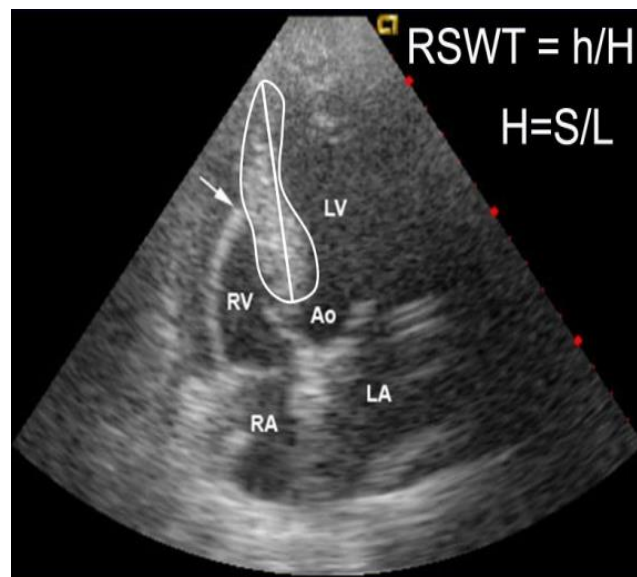


Рис. 2.2.2. Визначення RSWT: RV - правий шлуночок; LV - лівий шлуночок; Ao - аорта; RA - праве передсердя; LA - ліве передсердя; біла стрілка – місце імплантації ПШ електрода в МШП.

Для експрес діагностики диссинхронії серця (ДС) у пацієнтів ХСН, які претендують на КРТ, оцінки віддалених результатів після імплантації ЕКС,

діагностики ЕКС-індукованої кардіопатії і своєчасного апгрейду до КРТ, а також для оцінки відповіді на КРТ виконували аналіз петель скорочення ЛШ в В-режимі з парастернального доступу по короткій осі на різних рівнях і в апікальній чотирикамерній позиції. Попередній аналіз петель скорочення ЛШ, отриманих в 2D режимі, може бути орієнтиром для проведення в подальшому таких інформативних кількісних методик, як анатомічний М-режим і Speckle Tracking.

Затримку активації задньо-бокової стінки лівого шлуночка (Septal-Posterior Wall Motion Delay, SPWMD) – визначали в М-режимі з лівого парастернального доступу по короткій осі ЛШ на рівні папілярних м'язів шляхом підрахунку часу між максимальним відхиленням МЖП і задньо-бокової стінки ЛШ в порожнину ЛШ, як показано на рис. 2.2.3.

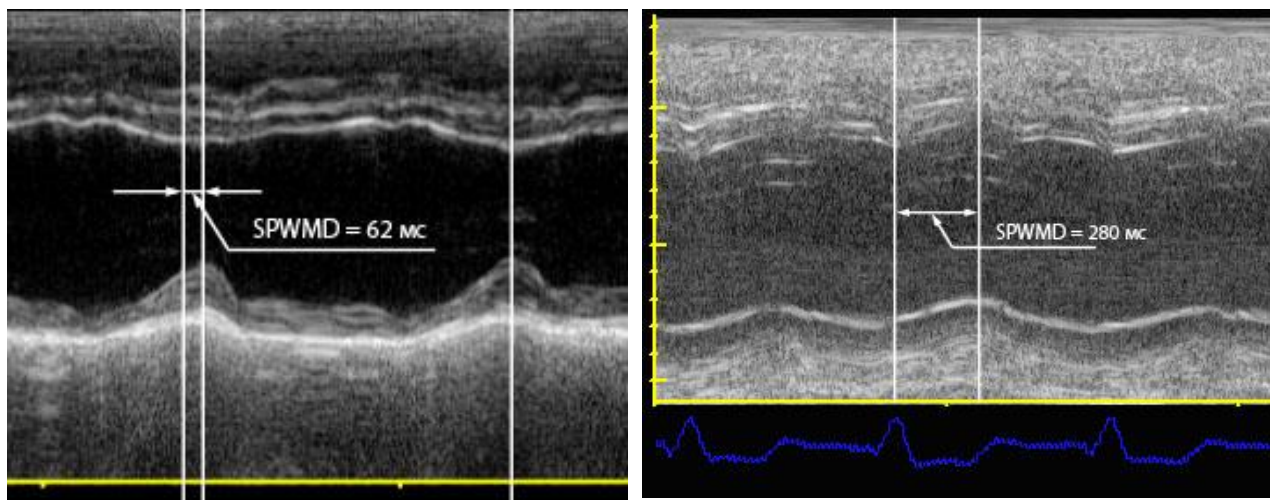


Рис. 2.2.3. Визначення SPWMD в М-режимі.

У разі виразного зниження насосної функції серця визначити максимальне відхилення однієї або обох стінок ЛШ через малу їх амплітуду дуже важко. У цих випадках застосовували тканинний Доплер (рис. 2.2.4).

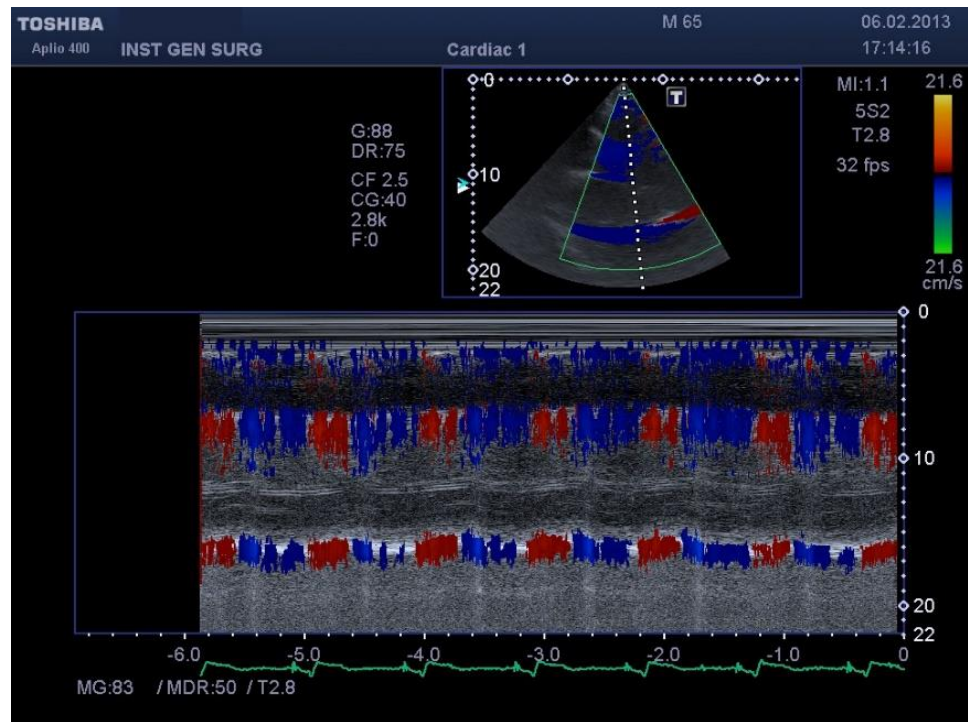


Рис. 2.2.4. Визначення SPWMD із застосуванням тканинного Допплера.

Використання імпульсно-хвильового і постійно-хвильового Допплера для виявлення ознак ДС надає ряд важливих додаткових характеристик.

Час передвигнання в аорту (Aortic Pre-Ejection Interval, APEI., Син. - період передвигнання ЛШ, Left Ventricular Pre-Ejection Period, LPEP) - час від початку зубця Q на ЕКГ до відкриття аортального клапана, яке реєструється при Допплер-ЕхоКГ в імпульсно / постійно хвильовому режимі з апікальної «п'ятикамерної» позиції (рис. 2.2.5). У нормі APEI не перевищує 140 мс.

Аналогічним чином з парастерального доступу по короткій осі лівого шлуночка на рівні аортального клапана визначається час передвигнання в легеневу артерію (Pulmonary Pre-Ejection Interval, PPEI). Різниця між APEI і PPEI отримала назву - міжшлуночкова механічна затримка (interventricular mechanical delay, IVD). Це показник міжшлуночкової диссинхронії, який в нормі не перевищує 40 мс.

Такий показник атріовентрикулярної диссинхронії як мітральна регургітація визначається за стандартною методикою. Певною альтернативою ступеня мітральної регургітації, є визначення площі потоку мітральної регургітації.

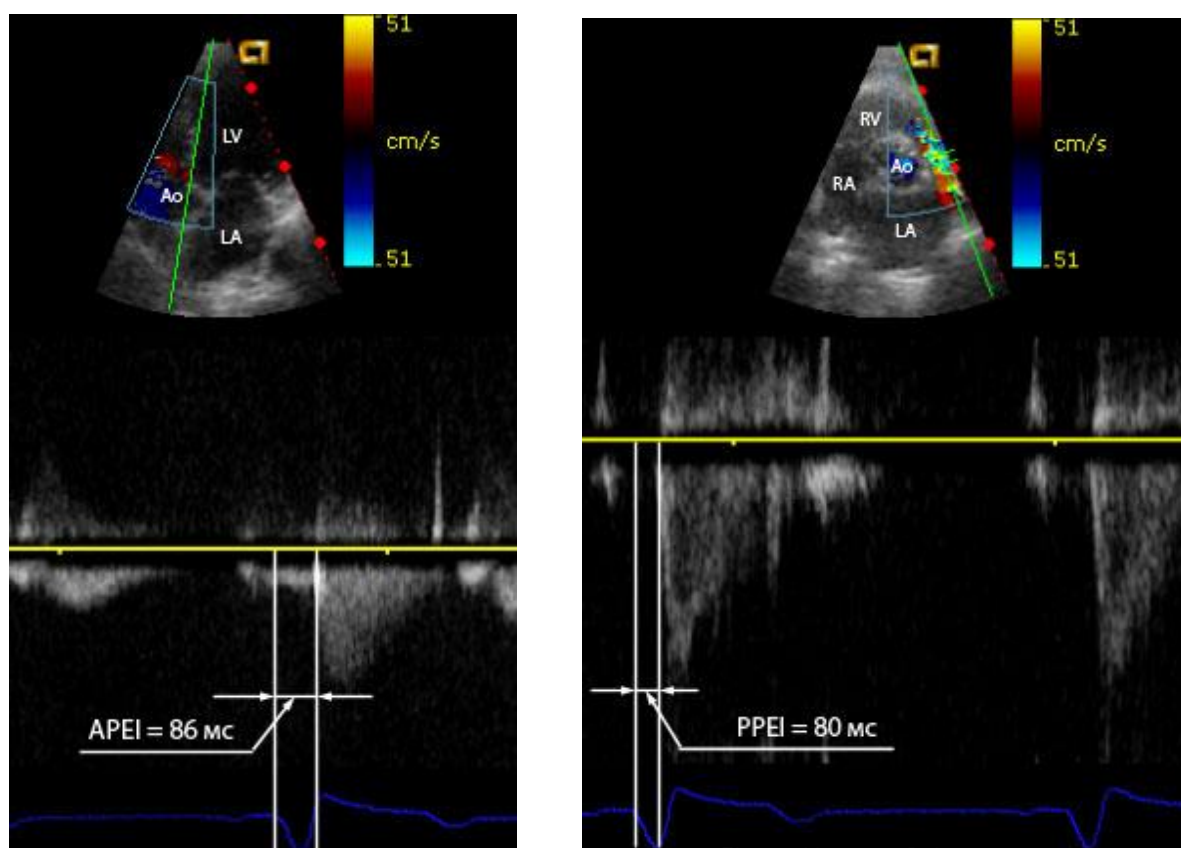


Рис. 2.2.5. Визначення APEI Допплер-ЕхоКГ в імпульсно / постійно хвильовому режимі з апікальної «п'ятикамерної» позиції.

Крім цього, оцінку ДС здійснювали за результатами аналізу рухливості міокарда із застосуванням технології Speckle Tracking, яка надає інформацію про особливості руху і деформації, як окремих сегментів міокарда, так і про скорочувальну функцію серця в цілому.

Аналіз проводиться дискретно для кожного сегмента міокарда з наданням даних у вигляді кольорової шкали для відповідної ЕхоКГ позиції (рис. 2.2.6), що дозволяє зробити попередню якісну оцінку скоротливості міокарда, а також у вигляді графіків, які відображають зміни досліджуваного показника в часі для сегментів міокарда у відповідній проекції.



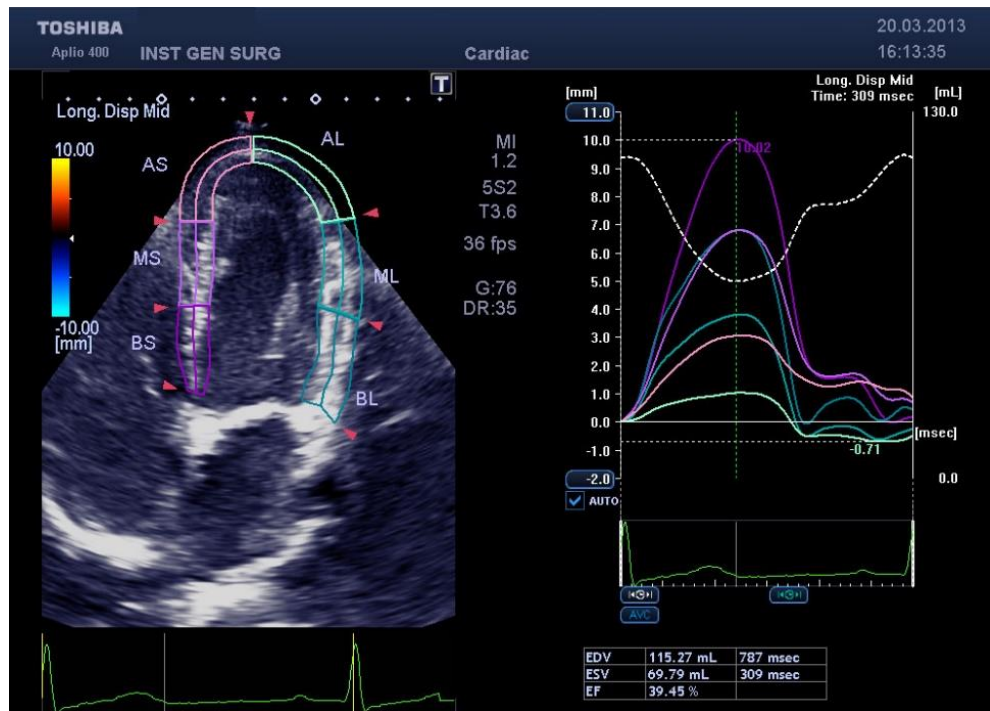


Рис. 2.2.6. Результати аналізу рухливості міокарда за технологією Speckle Tracking.

2.2.4. Інтраопераційні методи візуалізації та контролю. Оперативні втручання виконувались під рентген контролем пересувної станції Phillips BV Pulsera (Phillips Healthcare, Netherlands) з мінімізацією променевого навантаження завдяки використанню імпульсно-хвильового режиму EP (Electrophysiology). Реєстрація внутрішньосерцевих ЕГ і стимуляція серця проводилася за допомогою аналізаторів сигналів ERA300 (Biotronik, Німеччина), CareLink 2090 (Medtronic, США) та електрофізіологічної системи EP-WorkMate (St. Jude Medica, USA). 3D реконструкція камер серця здійснювалася за допомогою кардіонавігаційної системи EnSite Velocity (St. Jude Medical, USA). Внутрішньосерцеве ультразвукове дослідження проводилося на апараті Siemens Acuson Cypress (Siemens Healthcare, USA) з використанням спеціальних внутрішньосерцевих датчиків AcuNav 8F і 10F (Siemens Medical Solutions, USA). Черезстраховідне ЕхоКГ проводилось за допомогою апарату Esaote MyLab Alfa (Esaote SpA, Italy).

У хворих, які потребували виконання РЧА з метою контролю ритму та ЧСС, РЧА виконувалася аблятором IBI-1500 (Irvine Biomedical, USA)

зрошуваними катетерами різних виробників (NAVISTAR® THERMOCOOL® Catheter, BIOSENSE WEBSTER, USA і IBI Therapy™ Cool Path™ AblationCatheter, St. Jude Medical, USA). Потужність радіочастотного впливу варіювала від 25 до 55 Вт, швидкість охолодження варіювала від 13 до 30 мл/хв в середньому складаючи 13 мл / хв. Застосовувалися два типи контролю РЧА: за потужністю (manual) - з постійною подачею заданої потужності, і за температурою - з поступовим наростанням потужності.

2.2.5. Оцінка роботи ЕКС. Динамічне спостереження за пацієнтами після імплантації ЕКС передбачало періодичні контрольні огляди (follow-up), під час яких оцінювались як параметри власне стимуляції (пороги стимуляції, амплітуда сигналів, імпеданс електродів, стан батареї ЕКС, гістограми частот, характер АВ проведення, процент стимуляції камер серця), так і не пов'язані з роботою ЕКС, супутні порушення ритму, які не усуваються з його допомогою, такі як тріпотіння і фібриляція передсердь, та шлуночкова екстрасистоія, їх загальна кількість, тривалість епізодів. При цьому використовувались програматори компаній ABBOT, MEDTRONIC, MICROPORT, BIOTRONIK

### **2.3. Загальна характеристика техніки хірургічного втручання**

На цей час «золотим стандартом» ЕКС є мінінвазивна процедура – трансвенозна ендокардіальна імплантація електродів. Але в окремих випадках застосовується відкритий доступ з імплантацією міокардіальних електродів (трансторакальний, стернотомічний, мідіастінотомічний або комбінований). Ці доступи є оптимальними при комбінованих втручаннях у зв'язку з поєднаною кардіальною патологією або при неможливості трансвенозної імплантації. Більшість втручань виконано через трансвенозний доступ з поступовим зростанням питомої ваги венепункцій.

Трансвенозну імплантацію ЕКС можна розділити на наступні етапи:

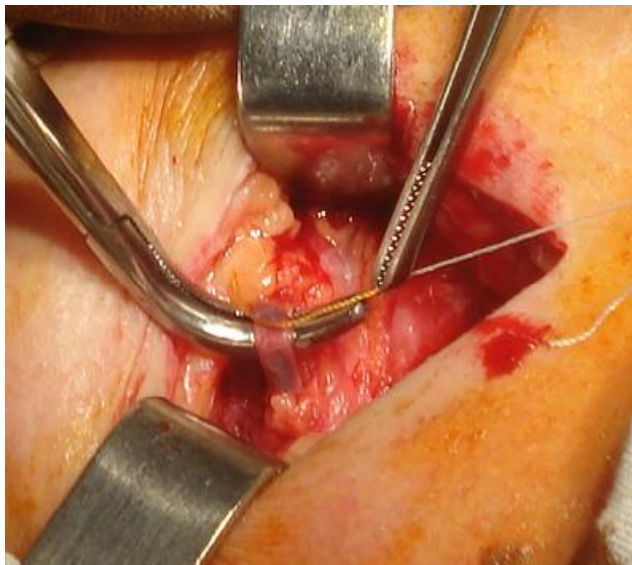
I - доступ до венозної системи - розріз шкіри (найчастіше у підключичній області), формування ложа для пейсмейкера, візуалізація вени;

II – венепункція (або венесекція), проведення провідника та інтрод'юсера, через який під рентгенологічним контролем в верхню порожню вену вводиться електрод (або два – три електроди);

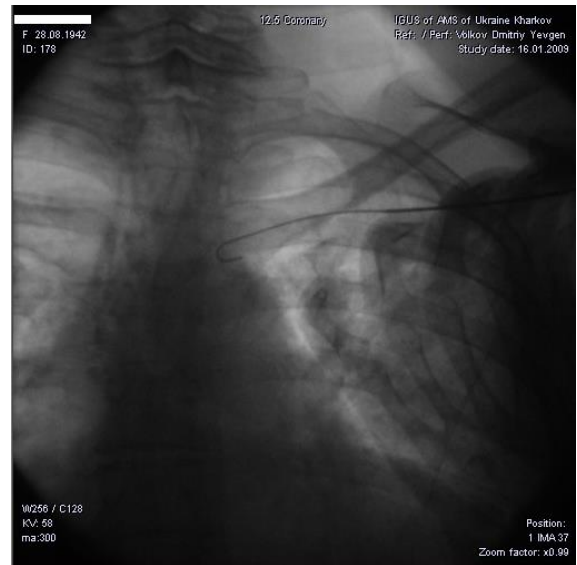
III – позиціонування та фіксація електродів в камерах серця під рентгенологічним та ЕКГ-контролем, перевірка функції електродів - пейсинг;

IV – видалення інтрод'юсера, з'єднання електродів з пейсмейкером, імплантація та фіксація пейсмейкера з електродами в сформованому ложі та ушивання шкіри.

Трансвенозний доступ здійснювався шляхом венесекції *v.cephalica* (рис. 2.3.1 а) і *v. jugularis ext.*, пункційно через *v. subclavia* або *v. axillaris* (рис. 2.3.1 б).



а



Б

Рис. 2.3.1. а - доступ через *v.cephalica*; б - пункція *v. axillaris*.

Сторона імплантації в основному визначається активною кінцівкою (зазвичай операція виконується зліва) і обговорюється з пацієнтом. У деяких випадках, при певних анатомічних особливостях будови або патологічних змінах венозної системи, доведених ангіографічно (наприклад, додаткова верхня порожниста вена, різкий стеноз, тромбоз підключичної вени) і,



відповідно, неможливістю або передбачуваною значною складністю проведення електродів в порожнині серця з обраної сторони, а також локальні обмеження в обраному місці імплантації (травми, перенесені операції).

Знеболення під час імплантації зазвичай - місцева інфільтраційна анестезія з мінімальною кількістю анестетика для запобігання його системної дії (40-60 мл, 0,5% розчину лідокаїну) особливо у хворих із значущими брадикардіями. В окремих випадках застосовуються седативні препарати та внутрішньовенний наркоз для нівелювання негативних емоційних реакцій та збудження пацієнта.

Перед операцією всім пацієнтам накладаються пад-електроди для здійснення моніторингу роботи серця та швидкого підключення до зовнішньої дефібриляції в разі необхідності.

Розріз шкіри довжиною 4-6 см виконується в підключичній області, найчастіше на 3-4 см нижче і практично паралельно дистальній третині ключиці, що відповідає проекції *v. axillaris* і перетинає або наближається до *sulcus deltoideo-pectoralis*, де зазвичай розташована *v. cephalica*. У жінок з підвищеною вагою додатково фіксуємо молочну залозу до передньої грудної стінки для попередження її зсуву в краніальному напрямку. Далі м'які тканини пошарово розсікаються до *m. pectoralis major*. Гемостаз здійснюється переважно шляхом електрокоагуляції з мінімальним застосування лігатурного гемостазу.

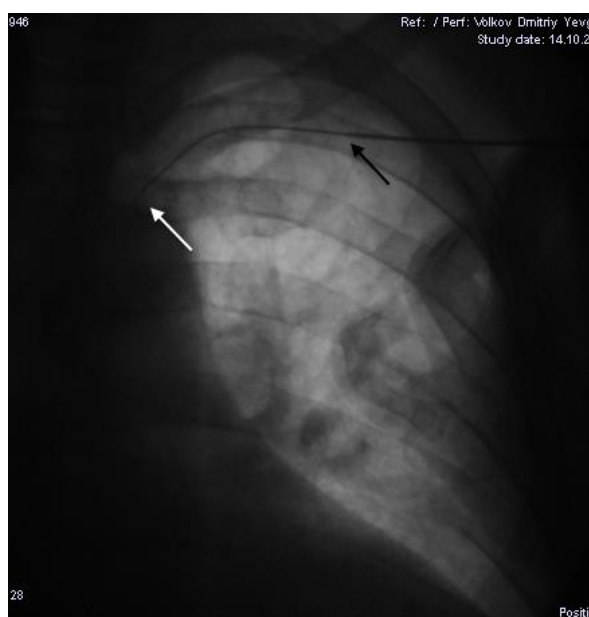
Ложе ЕКС зазвичай формуємо вже на початку операції, коли збережено ефект первинної анестезії, з можливістю ретельного первинного та динамічного контролю гемостазу, що дозволяє запобігти формування гематом ложа пейсмейкера. Для запобігання інфекційних ускладнень в результаті тривалої експозиції сформованого ложа застосовується адгезивна білизна з антибактеріальним покриттям та повторна обробка рани антисептиком під час операції (після формування ложа, безпосередньо перед імплантацією ЕКС та після накладання першого та другого ряду швів). Ложе ЕКС найчастіше формується супрапекторально. Субпекторальне розташування

ложа пейсмейкера застосуємо в умовах підвищеного ризику пролежня від пейсмейкера (у пацієнтів зі зниженою вагою та зі зниженим тургором шкіри). Інтрапекторальне розташування (в товщі грудних м'язів - ідеально в межфасціальній щілині між *m. pectoralis major et minor*) також застосовується в окремих випадках у пацієнтів зі зменшеною вагою.

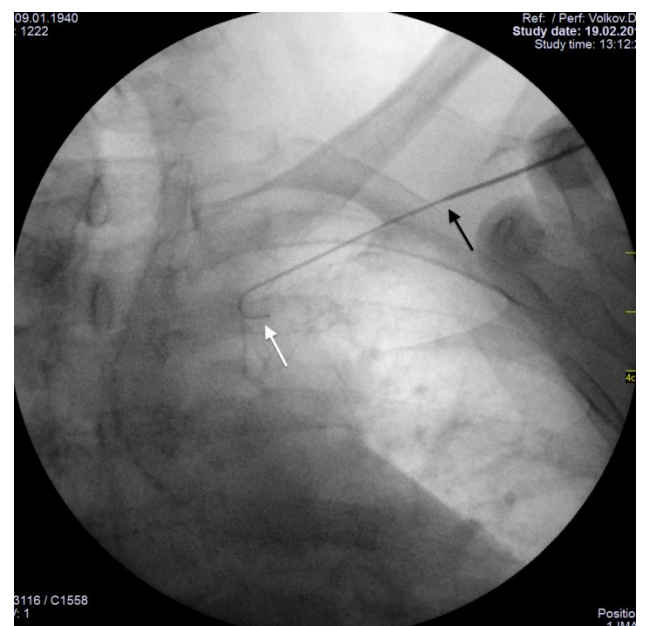
Подальший венозний доступ для проведення електродів виконується двома способами: 1) шляхом відкритого доступу по периферичних венах - переважно *v. cephalica*; 2) шляхом пункції центральних вен - *v. subclavia* або *v. axillaris* (переважно). При застосуванні однокамерних ЕКС найчастіше здійснюється доступ до *v. cephalica*.

Пункційне проведення електродів частіше здійснюємо через *v. axillaris* рідше через *v. subclavia*. При пункції *v. axillaris* необхідно враховувати дуже варіабельну анатомію та інтраопераційну ситуацію (рис. 2.3.2).

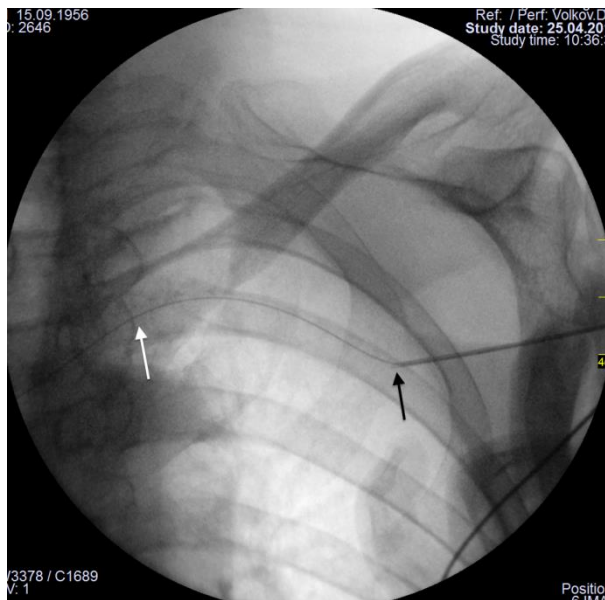
Її пункція може бути виконана на різних рівнях - між ключицею і першим ребром, на рівні I ребра, іноді над верхнім або навіть нижнім краєм II ребра, при виникненні складнощів і неможливості пункції *v. axillaris* може бути виконана стандартна пункція *v. subclavia*, а в окремих випадках *v. innominate* (рис. 2.3.2).



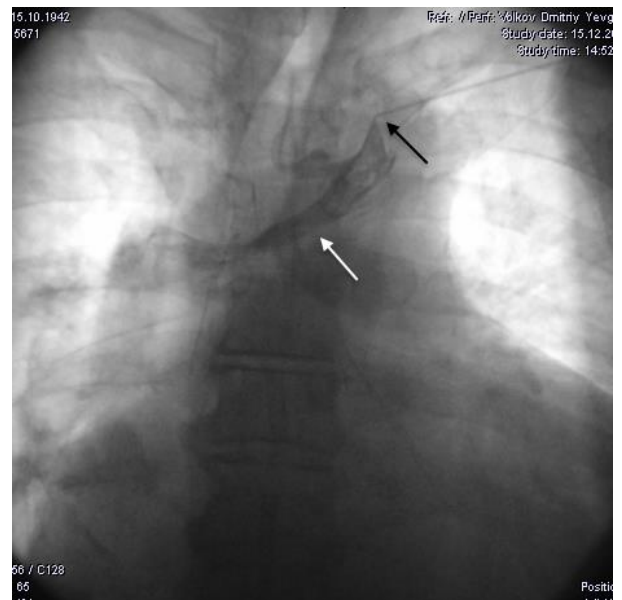
а



б



В



Г

Рис. 2.3.2. Варіанти пункції вен доступу: (а) - v. axillaris над першим ребром; (б) - v. axillaris між першим і другим ребром; (в) - v. axillaris у нижнього краю другого ребра; (г) - v. innominate в середостінні - чорними стрілками позначений зріз голки, білими провідник (а-в) або контраст (г) в просвіті центральної вени

Для пункційного введення застосовуємо низькопрофільні голки, J-образні і прямі провідники різної жорсткості і відповідні за діаметром електродів інтрод'юсери, гідрофільні низькопрофільні ангиографічні провідники, у тому числі коронарні, для ситуацій склерозованих звивистих вен малого діаметра. Пункцію здійснюємо під рентген контролем (в тому числі з використанням венографії) або під ультразвуковим контролем, що дозволяє чітко орієнтуватися в ході пункції на кісткові орієнтири та контролювати положення голки. Венографію шляхом введення контрасту через іпсилатеральну вену ліктового згину виконуємо при виникненні труднощів та при безуспішності повторних спроб пункції. При виникненні проблем з проведенням провідника вводимо контраст безпосередньо в голку, а при труднощах з проведенням електродів в порожнину серця в області центральних вен в інтрод'юсер.

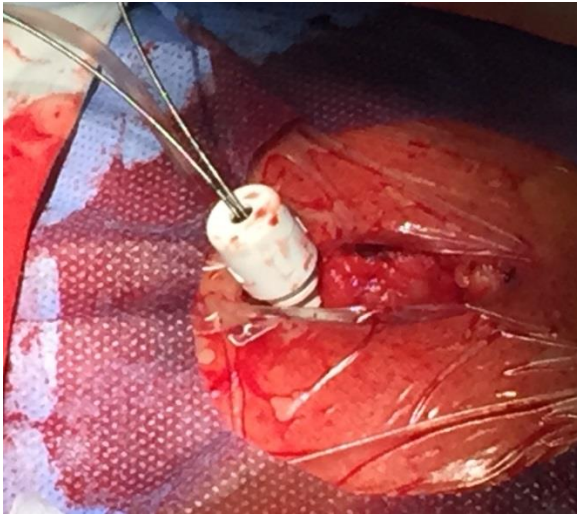
Введення електродів здійснювали через окремий доступ для кожного електрода, або два та більше електродів через один доступ. Введення

кожного електроду через окремий доступ застосовували частіше, тому що це полегшує маніпуляції з електродами та зменшує ризик їх пошкодження і зміщення при роботі з іншими. Проведення електродів через один доступ дозволяє заощадити час і усунути ризики, пов'язані з додатковим доступом, однак змушує працювати електродами, які знаходяться в безпосередньому контакті, що супроводжується їх небажаною взаємодією і деяким збільшенням ризику кровотечі з місця доступу.

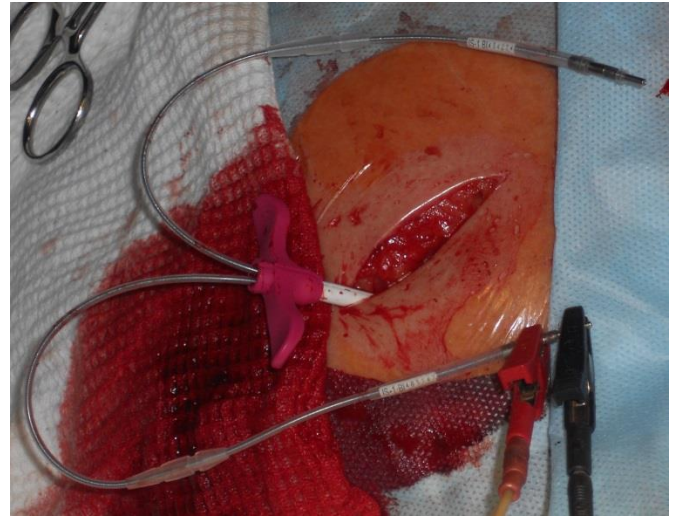
Пункційне введення електродів виконували трьома способами:

1) роздільне введення електродів за допомогою двох пункцій через інтрод'юсери, за діаметром ідентичних електродам; 2) введення двох електродів одночасно через досить широкий інтрод'юсер; 3) введення електродів по черзі, використовуючи техніку «залишеного» провідника (використовуючи інтрод'юсер трохи більшого діаметра ніж електрод, що дозволяє провести поруч з електродом провідник ще раз, після видалення інтрод'юсера провідник, що залишається в венозній системі, використовується для проведення другого інтрод'юсера). Різновидом цієї методики можна вважати проведення кількох провідників через клапанний інтрод'юсер, які після видалення клапанного інтрод'юсера використовуються для почергового проведення розривних інтрод'юсерів.

Кілька провідників частіше проводимо через традиційний нерозривний клапанний інтрод'юсер малого діаметру (5-6 Fr), після його видалення провідники, що залишилися в просвіті, по черзі використовуємо для проведення стандартних розривних інтрод'юсерів. Іноді проводимо два електроди через одну пункцію, використовуючи інтрод'юсер розміром, достатнім для проведення двох електродів одночасно (11-12f), але цей підхід більш травматичний ніж попередня методика (рис. 2.3.3).



а



Б

Рис 2.3.3. Проведення більше одного інструменту через єдиний венозний доступ: (а) - два провідники в стандартному нерозривному інтрод'юсері; (б) - два електроди в інтрод'юсері великого розміру.

Подальше проведення електродів залежить від запланованого місця імплантації, але має загальні риси. Після проведення електродів в дистальний відділ v. cava superior і ПП виконується по черговому позиціонування їх в необхідних точках камер серця. Найчастіше в першу чергу імплантуємо шлуночковий електрод, тому що при первинній імплантації ПП можлива його дислокація при імплантації ПШ електроду. Крім цього, при виникненні асистолії або шлуночкових тахіаритмій з необхідністю зовнішньої кардіоверсії в ході процедури і особливо при маніпуляціях електродом надійне ПШ ритмоведення дозволяє стабілізувати ситуацію, а потім імплантувати передсердний електрод.

Проходження трикуспідального клапана (ТК) виконуємо шляхом утворення петлі електроду у вестибулярній області ПП і просування її у вхідний відділ ПШ, або шляхом прямого зондування кінчиком електроду ТК. У обох випадках використовуємо зігнутий стилет, радіус вигину та форма якого вибирається залежно від розмірів ПП, ПШ і положення серця. При першому способі застосовується стилет великого радіусу. Електрод проводиться в нижні відділи ПП до "м'якого" упору кінчика в задньо-септальні відділи. Після чого стилет підтягується з одночасною поступальною ходою

електроду, завдяки чого формується петля електроду, яка пролабує через ТК, а дистальний його кінець зміщується до верхньої частини ТК. Іноді для цього необхідно виконати обертальні рухи електродом та/або ввести глибше стилет. Подальша поступальна хода електроду разом із стилетом зазвичай призводить до його пролабування в ПШ зі зміщенням петлі в область легеневої артерії (рис. 2.3.4).

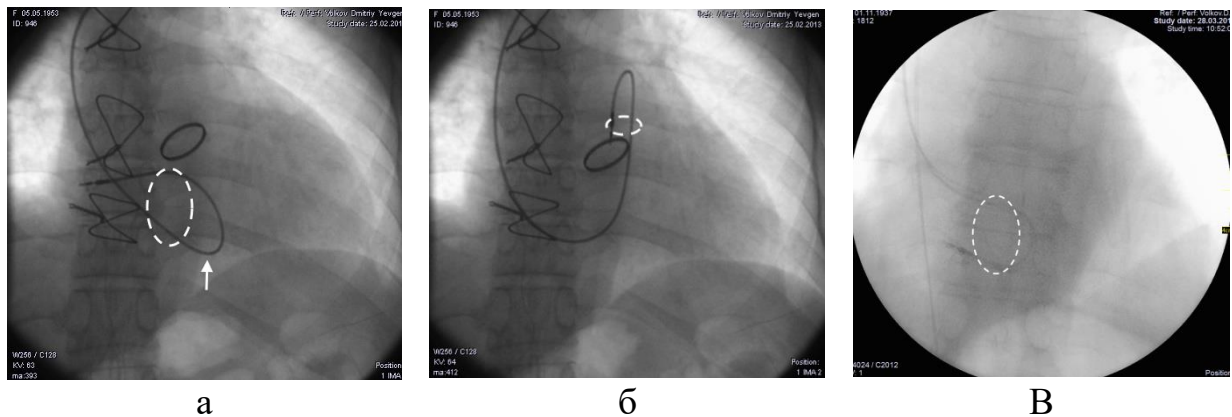


Рис. 2.3.4. Проведення електроду в ПШ: (а) - формування петлі в ПШ з пролабуванням в ПШ через ТК (біла переривчаста лінія), біла стрілка - положення кінчика стилета; (б) - переміщення петлі електроду у вихідний тракт ПШ і легеневу артерію вище за клапан (біла переривчаста лінія); (в) - "неправильна" петля електроду з неможливістю адекватного проведення в ПШ через ТК (біла переривчаста лінія)

Другий спосіб проведення електроду в ПШ вимагає більше зігнутого стилета для прямого проведення кінчика в ПШ. При цьому електрод встановлюємо біля входу в ТК (зазвичай верхня або середня третина), який проникає в ПШ при фіксації стилета і зсовуванні з нього "м'якого" кінчика електроду без утворення петлі. При подальшому просуванні стилету електрод проникає в легеневу артерію по найкоротшій відстані до ТК (рис. 2.3.5).



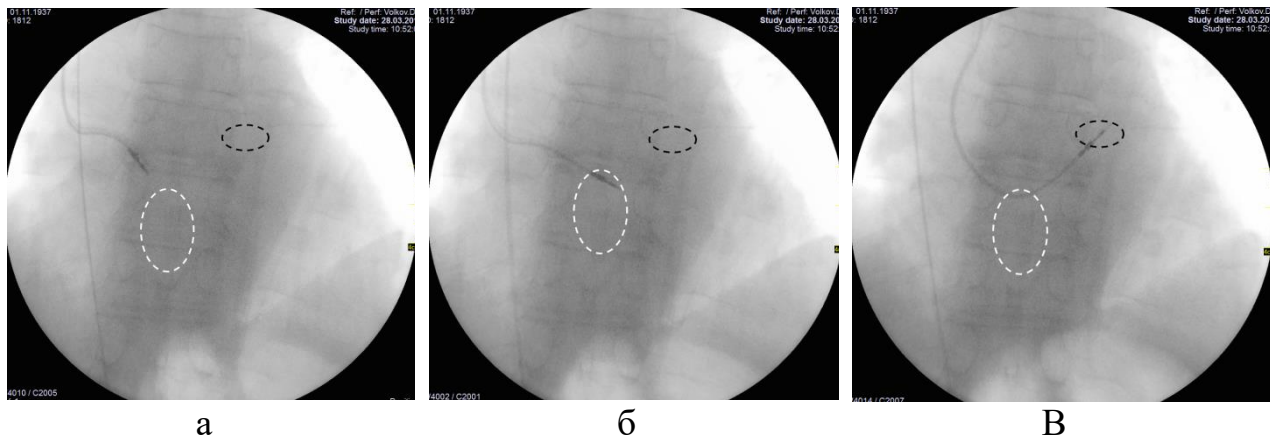
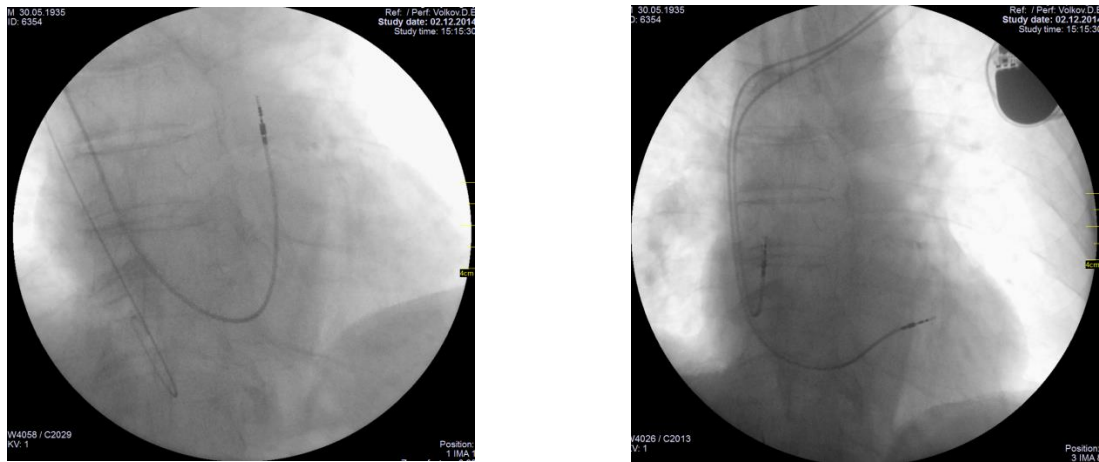


Рис. 2.3.5. Етапи проходження ТК (біла переривчаста лінія) і з проведенням в область клапана легеневої артерії (чорна переривчаста лінія): (а) електрод "націлений" убік ТК з боку ПП; (б) "зісковзування" в ПШ по верхньому контуру ТК; (в) проведення в легеневу артерію при повторному введенні стилета і поступальній ході електроду.

Після цього при обох способах змінюємо стилет на менш зігнутий (з білим радіусом), який потрібний для переміщення електроду у ВТПШ або м'язовий відділ ПШ. Для цього виконується тракція електроду з легеневої артерії в ділянку *supraventricular crest* і фінальне позиціонування. При цьому іноді виникає проблема невідповідності кривизни стилету і анатомічних умов, враховуючи необхідність повного введення стилета в електрод для його фіксації до стінки серця - занадто зігнутий стилет при повному введенні переміщає електрод в легеневу артерію, а використання менш зігнутого не дозволяє утримати електрод в позиції між ВТПШ і м'язовим відділом. У цій ситуації після зміщення електроду нижче *supraventricular crest* існує вірогідність його неумисного зміщення в припливний відділ ПШ, що вимагає зміни стилета або іноді витягання електроду в ПП і повторення усіх маніпуляцій спочатку. Для успішної імплантації та попередження дислокації електроду в припливний тракт у момент виконання тракції в ділянці *supraventricular crest* під нею виконується зворотний поступальний рух електродом і стилетом у бік м'язового відділу. Іноді для цього потрібні декілька спроб, особливо при невеликому розмірі ПШ і різко вертикальному відходженні легеневої артерії (рис. 2.3.6).



а

Б

Рис. 2.3.6. Позиціонування ПШ електроду в МШП шляхом витягання з легеневої артерії (а) і просування в м'язову частину з одночасним доведенням стилета із забезпеченням жорсткості конструкції і можливості фіксації (б)

Розташування дистальної частини ПШ електроду залежить від анатомії ПШ, яка є дуже варіабельною, а також від розташування серця в середостінні і способу імплантації. При цьому можна виділити декілька основних позицій ПШ електроду (рис. 2.3.7).

Після імплантації електроду в ПШ імпантуємо електрод в ПП. Найчастіше здійснюємо імплантацію у вушко передсердя, де існують оптимальні умови для фіксації і функціонування електроду. Для позиціонування зазвичай використовуємо J-подібні стилети, намагаючись досягти максимально септального розташування. При відсутності умов для фіксації електроду в цьому відділі (фіброз, малий розмір ПП або відсутність вушка, зокрема, після операції на серці) виникає необхідність імплантації в альтернативні ділянки: тракт Бахмана або бічна стінка ПП (рис. 2.3.8).



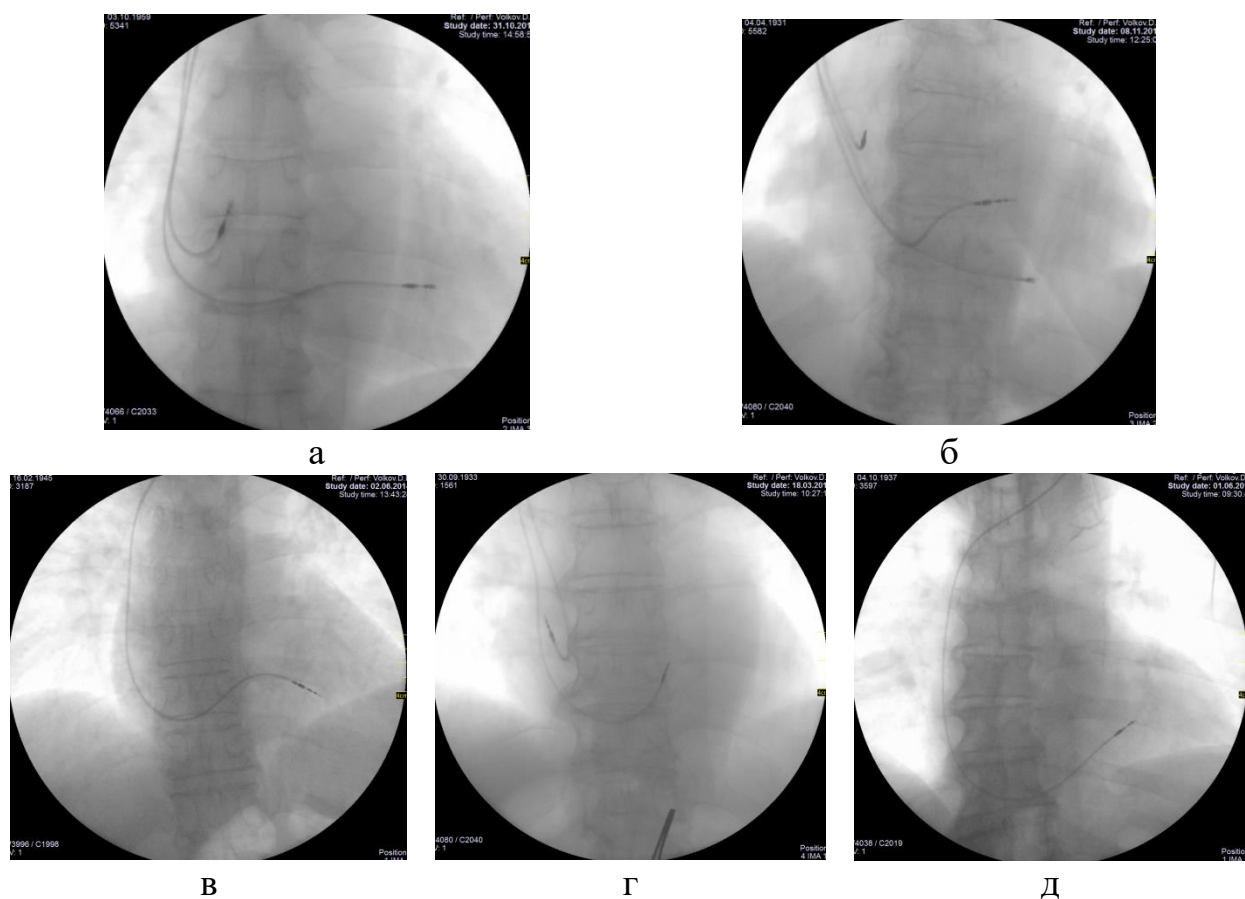


Рис. 2.3.7. Типи розташування ПШ електроду в ділянці МШП: (а) - горизонтальне в нижній третині МШП; (б) - горизонтальне в середній третині МШП (другий електрод у верхівці ПШ); (в) - низхідне в середній третині МШП; (г) - вертикальне в середній третині МШП; (д) - вертикальне у вихідному тракті ПШ.

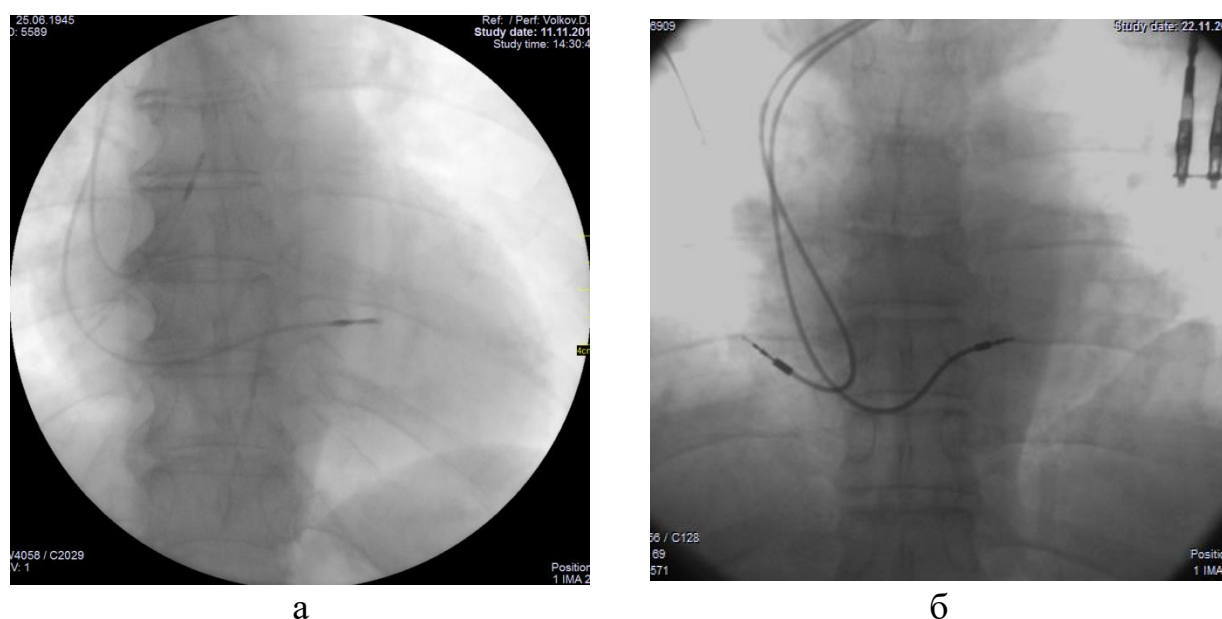


Рис. 2.3.8. Варіанти розташування ПП електроду в порожнині ПП : (а) - вушко ПП; (б) - бічні відділи ПП.

Ще одна можлива область імплантації - різні відділи КС. Ця техніка припускає використання стилетів інших конфігурацій - з меншою кривизною малого діаметру (рис. 2.3.9).

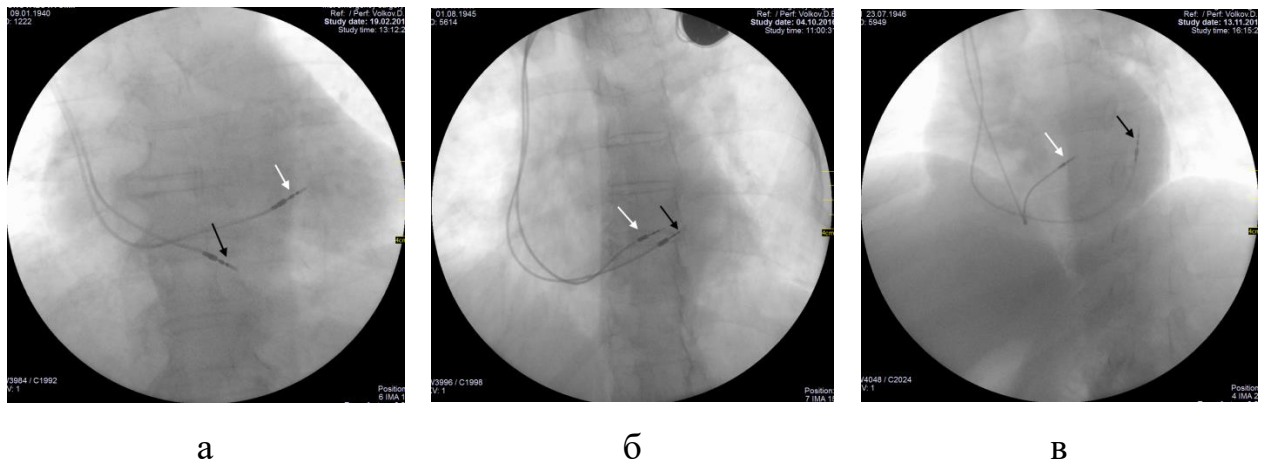


Рис. 2.3.9. Варіанти імплантації ПП електроду (чорна стрілка) при DDD (R) ЕКС в КС (біла стрілка - ПШ електрод) : (а) в ділянці гирла (нижньо-септальна зона); (б) - в середній третині (у ділянці клапана - задня стінка ЛП); (в) - в дистальній частині - бічна стінка ЛП

Загальні принципи забезпечення доступу при КРТ аналогічні одно- та двохелектродній ЕКС. Але при виконанні КРТ необхідно враховувати анатомію КС, яка вимагає додаткових технічних прийомів для позиціонування ЛШ електроду. КС як структура є неоднорідним утворенням і має складну онтогенетичну природу та дуже варіабельну анатомію, що обумовлює труднощі при трансвенозній імплантації ЛШ електродів для КРТ і потенційний ризик ускладнень.

Успішність процедури залежить від максимальної візуалізації анатомічних особливостей до операції. Патогенетично виправданим є виконання КГ з венозною фазою з метою оцінки коронарного кровотоку і загальної архітекτονіки венозного русла. Але більш простим і доступним методом є стандартна ЕхоКГ, при якій можна оцінити розміри камер серця і іноді візуалізувати проксимальні відділи КС. Сучасні системи тривимірної ЕхоКГ дозволяють отримати дані про будову КС порівнянні з КТ, доступніші, не пов'язані з променевим навантаженням, проте вимагають певних навичок (рис. 2.3.10).

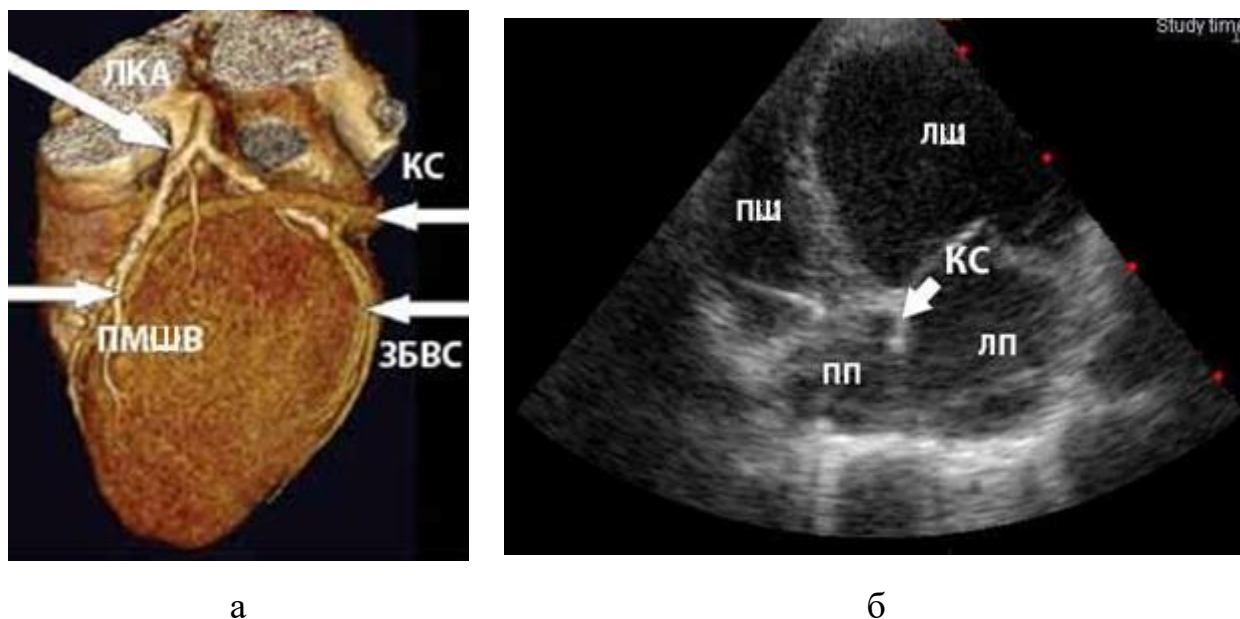
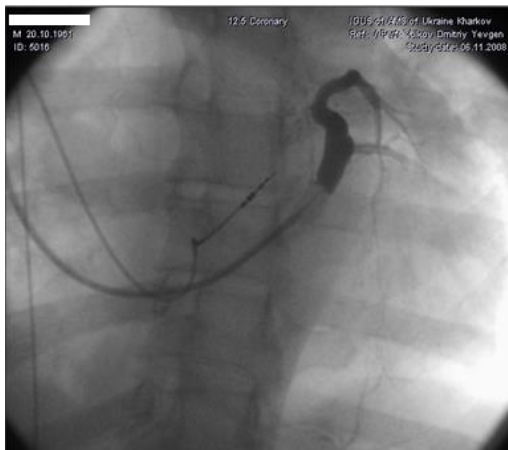


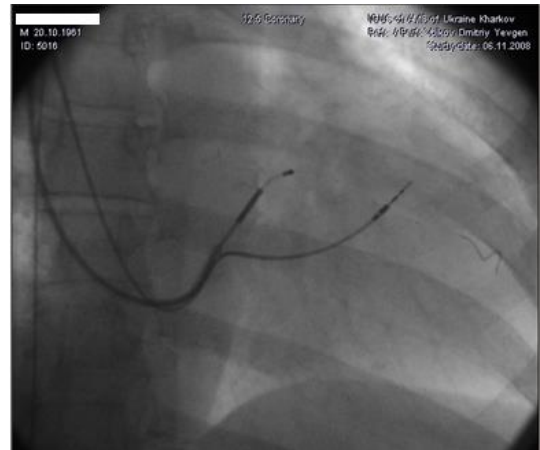
Рис. 2.3.10. Візуалізація КС: (а) КТ – чітко візуалізуються елементи артеріального і венозного кровопостачання (ЛКА - ліва коронарна артерія, ЗБВС - задньобічна вена серця, ПМШВ - передня міжшлуночкова вена); (б) традиційна ЕхоКГ - візуалізується досить широке гирло КС та порожнини серця.

При імплантації ЛШ-електроду крім стандартного набору (аналізатор порогів ЕКС, зовнішній дефібрилятор, монітор вітальних функцій) потрібний адекватний поліпроекційний ангиограф, оскільки імплантація вимагає різних рентгенологічних проєкцій і детальної візуалізації, доступність внутрішньосерцевих електрограм дозволить використати сигнали для ідентифікації КС та визначення положення електродів. В ході процедури КРТ необхідно пройти ряд етапів і приймати рішення відносно техніки їх виконання.

У загальному вигляді канюляція КС виконується спеціальним інтрод'юсером з використанням електрофізіологічного катетера, стандартної або оклюзійної балонної венографії з уточненням анатомії КС та з ідентифікацією придатних венозних судин. Цільовими є задньо-бокові та бокові вени ЛШ). Після цього ЛШ-електрод імплантується в обрану вену переважно з використанням коронарного провідника (рис. 2.3.11).



а



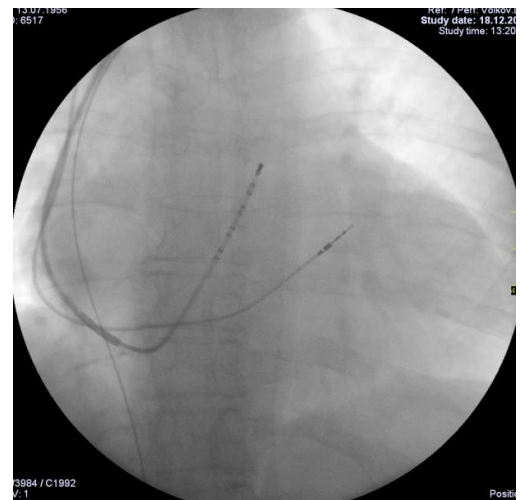
б

Рис. 2.3.11: а - оклюзійна балонна венографія КС з заповненням бокової вени серця; б - начало позиціонування електрода в бокову вену серця по коронарному провіднику.

Імплантацію ЛШ електродів зазвичай проводять за підтримки спеціальних систем доставки, які мають різну конфігурацію, діаметр і жорсткість, основне їх призначення, - забезпечення стабільного доступу до КС (рис. 2.3.12).



а



б

Рис. 2.3.12. Системи доставки ЛШ електродів: (а) різні види – може бути підібрана строго індивідуально для кожного пацієнта, хоча зазвичай кожен оператор має улюблений зразок, що використовується у більшості випадків; (б) гострий кут відходження КС, що потенційно припускає використання системи доставки з великою кривизною.

При канюляції КС необхідно використати комплекс ознак, по-перше, розташування інструментів в косих флюороскопічних проекціях (бажано без ангуляцій) і деякі інші прості ознаки (наприклад, відсутність шлуночкової ектопії при маніпуляціях), що дозволяють припустити правильність позиції. Їх ізольоване використання, проте, особливо в передньозадній або лівій косій проекції явно недостатньо, оскільки правильний "лівобічний" патерн не виключає розташування у ВТПШ. У разі сумнівів потрібна права коса проекція. Об'єктивною ознакою розташування в КС є позиція інструменту по задній поверхні серця, паралельно хребту без зміщення кінчика до передньої поверхні серцевого силуету (рис. 2.3.13).

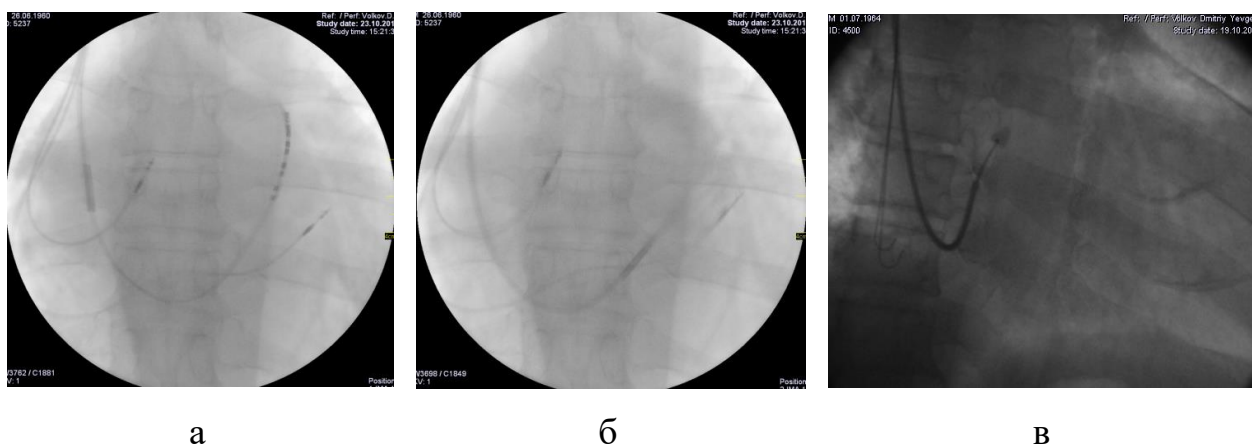
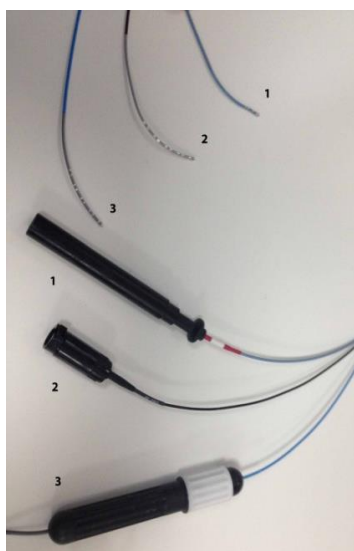


Рис. 2.3.13. Флюороскопія для визначення позиції інструментів по відношенню до КС: (а) спроба проведення ЕФ катетера в КС в передньозадній проекції (правильне співвідношення з ПШ електродом, лівобічне положення, враження про вигин дистального кінця в ділянці переходу ВВС в ПМШВ); (б) пробне введення контрасту після просування системи доставки, остання у ВТПШ (розмивання контрасту в порожнині ПШ); (в) права коса проекція іншого пацієнта, положення системи доставки і балонного катетера усередині КС.

При канюляції КС існують два основних підходи – електрофізіологічний і інтервенційний, залежно від інструментів, що застосовуються, в першому випадку це електрофізіологічні катетери, а в другому АГ катетери і провідники (рис. 2.3.14), при цьому канюляцію здійснюють вищезгаданими інструментами, а проведення системи доставки здійснюють шляхом її зісковзування по інструменту всередину КС.

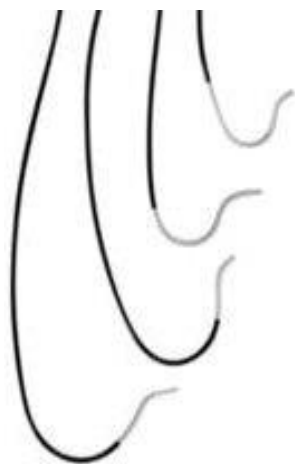




а



б



в



г

Рис. 2.3.14. Інструменти, що використовуються при канюляції КС: (а) 1 - абляційний катетер (керований, зазвичай найжорсткіший – максимальна підтримка); 2 - некерований багатополісний катетер (максимальна гнучкість); 3 - керований багатополісний катетер (з можливістю змінювати кривизну); (б) катетери-субселектори (мають м'якший, ніж системи доставки кінчик, дозволяють робити селективне контрастування і використовувати провідники); (в) ангіографічні катетери (частіше Amplatz 3-4) - мають схоже призначення з субселекторами, жорсткіші, за рахунок кривизни кінчика частіше підходять анатомічно і дають велику підтримку, майже завжди вимагають первинної канюляції провідником; (г) ангіографічні провідники, більш м'які, частіше гідрофільні, різної товщини і форми кінчика (дозволяють здолати складні анатомічні варіанти гирла КС, а також клапани).

На заключному етапі операції здійснюється імплантація ПП і ПШ електродів, видалення системи доставки та завершення операції.

Слід зазначити, що на цей час трансвенозна імплантація КРТ-пристроїв є досить складною процедурою, здійснення якої залежить від варіантів вкрай варіабельної венозної системи, особливостей патологічного ремоделювання камер серця, можливостей діагностичного обладнання, систем доставки та електродів. Більш ретельний опис технічних прийомів та особистий досвід малоінвазивної імплантації КРТ пристроїв наведено у розділі 3.

Значно рідше імплантація ЕКС виконувалась через відкриті або комбіновані (трансвенозний та відкритий) доступи. Починаючи з 2014 року кількість таких втручань зросла, що, головним чином пов'язано з впровадженням КРТ із застосуванням епікардіальних ЛШ-електродів.

Відкриті доступи виконувались шляхом лівосторонньої бокової або передньо-бокової торакотомії (рис. 2.3.15); при застосуванні комбінованого підходу - у поєднанні з трансвенозною ендокардіальною імплантацією правопередсердного та/або ПШ-електродів (рис. 2.3.16).

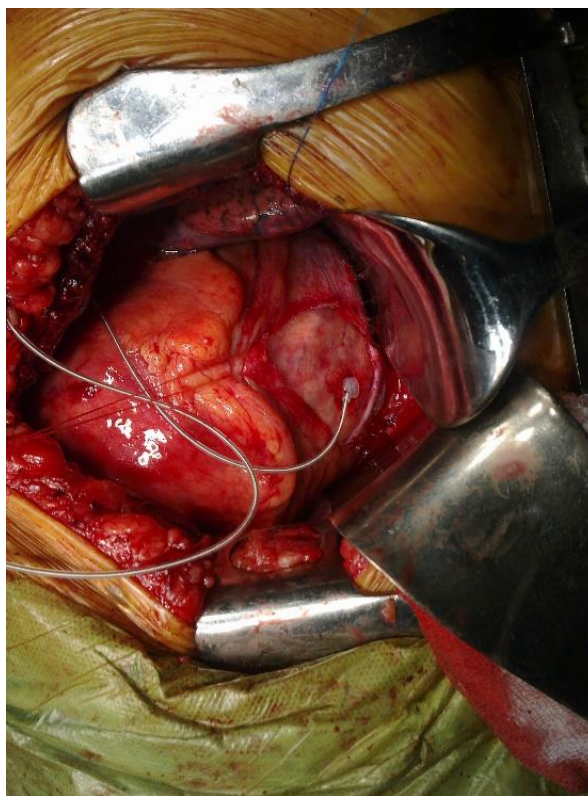


Рис. 2.3.15. Лівобічна торакотомія і фіксація електроду к ЛШ

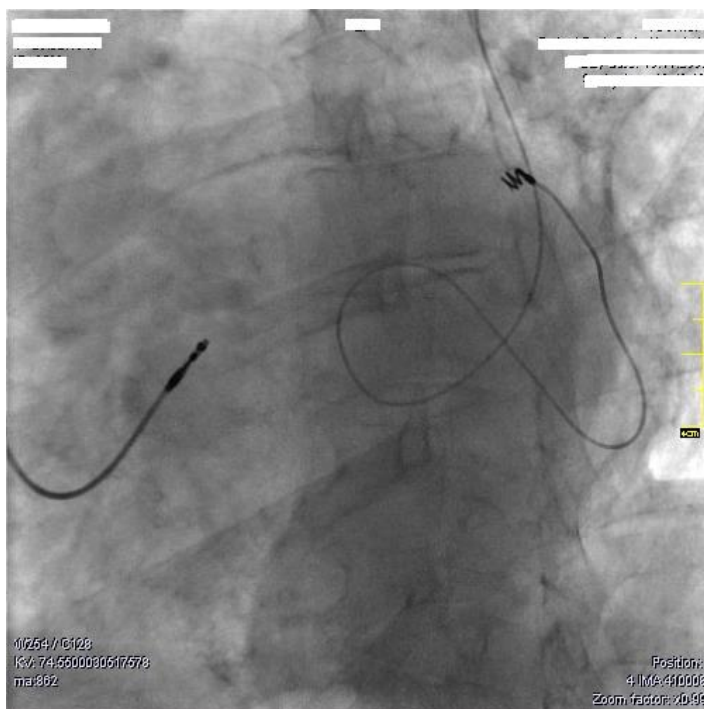
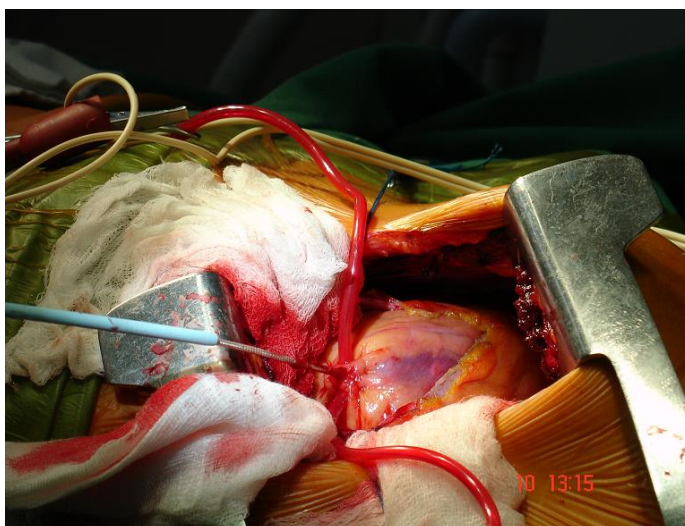


Рис. 2.3.16. Положення ПШ та ЛШ електродів, імплантованих послідовно ендо- і епікардіально.

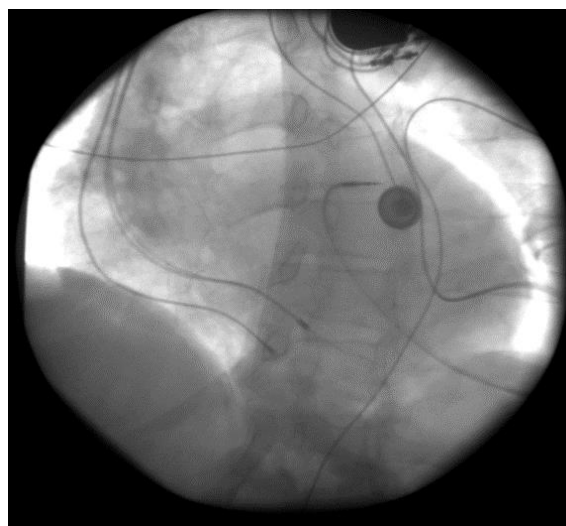
Дві імплантації виконані епікардіально через стернотомічний доступ: одна симультанно з протезуванням мітрального клапана, друга – при видаленні інфікованого ендокардіального електроду.

Крім цього, відкритий доступ застосовувався при виконанні транспікардіальної ендокардіальної імплантації. Відкритий доступ під флюороскопічним контролем дозволяє уникнути лімітів, пов'язаних з венозною анатомією і отримати «фізіологічний» ендокардіальний патерн ЕКС у пацієнтів з неможливістю виконання стандартної операції. За цією методикою нами виконана мультифокальна ЛШ ЕКС (КРТ) (з 4-х точок) при критичній дилатації ЛШ та множинних блокадах системи проведення (рис. 2.3.17, 2.3.18).



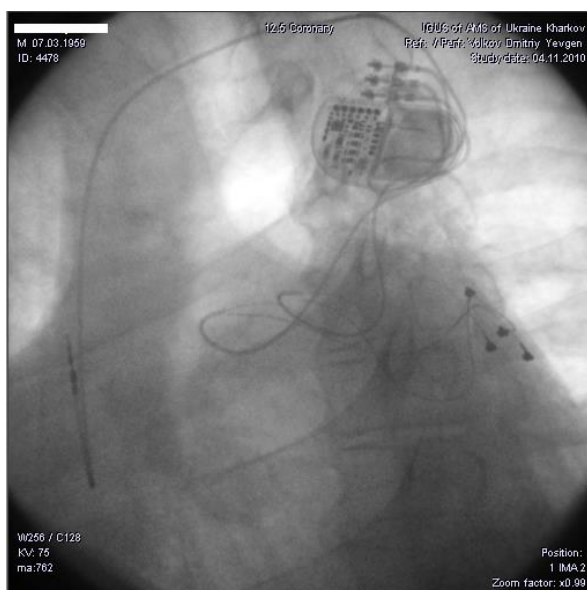


а

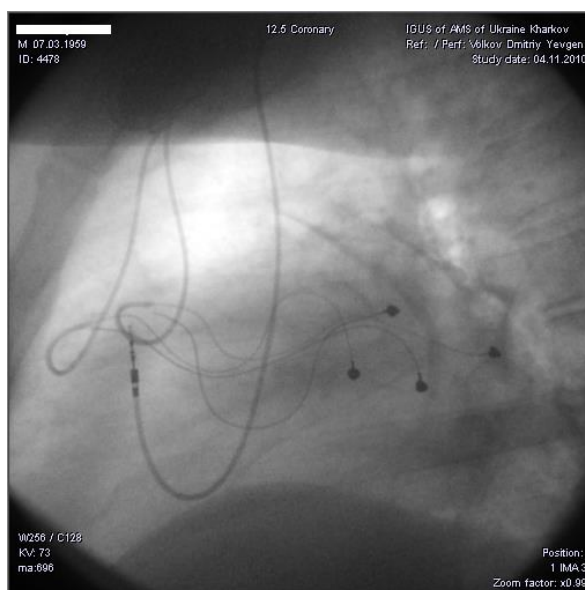


б

Рис. 2.3.17. Трансапікальна ендокардіальна імплантація ЕКС: торакотомний доступ до верхівки серця, пункція ЛШ за Сельдингером (а) з наступною імплантацією електрода до бокової стінки з флюороскопічним контролем (б).



а



б

Рис 2.3.18. Мультифокальна ЛШ ЕКС за допомогою двох біполярних електродів: флюороскопія з лівої косої (а) та бокової (б) проєкцій з візуалізацією ПП електроду, імплантованого трансвенозно та двох епікардіальних електродів, імплантованих шляхом торакотомії в базальні відділи передньо- та задньо-бокової стінок ЛШ.

Загалом хірургічні аспекти торакотомного доступу, які застосовуються для імплантації ЕКС, не відрізняються від аналогічних доступів, що виконуються при оперативних втручань з приводу торакальної патології, тому більш детально не розглядаються.

## 2.4. Патологоанатомічне дослідження

Додатково здійснено патологоанатомічне дослідження сердець 34 померлих від різноманітної патології (онкологічної, гематологічної, гострої хірургічної та ін.), віком у середньому ( $60,3 \pm 18,0$ ) р. (від 21 до 82 р.), у тому числі 8 (24%) жінок та 26 (76%) чоловіків.

Вимірювали товщину стінки ПШ в області верхівки та МШП на 3 рівнях: верхній, середній і нижній частини з використанням трансаксіальних зрізів (рис. 2.4.1).

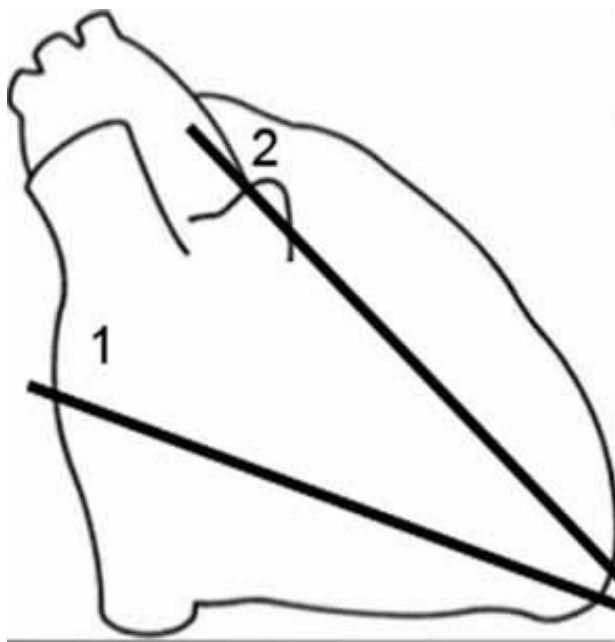


Рис. 2.4.1. Лінії перерізів препарату серця для вимірювання товщини МШП.

Розріз серця виконували у фронтальній площині впродовж найбільших діаметрів АВ клапанів та вимірювали товщину МШП на рівні верхньої, середньої та нижньої третини, а також на верхівці ПШ (рис. 2.4.2).

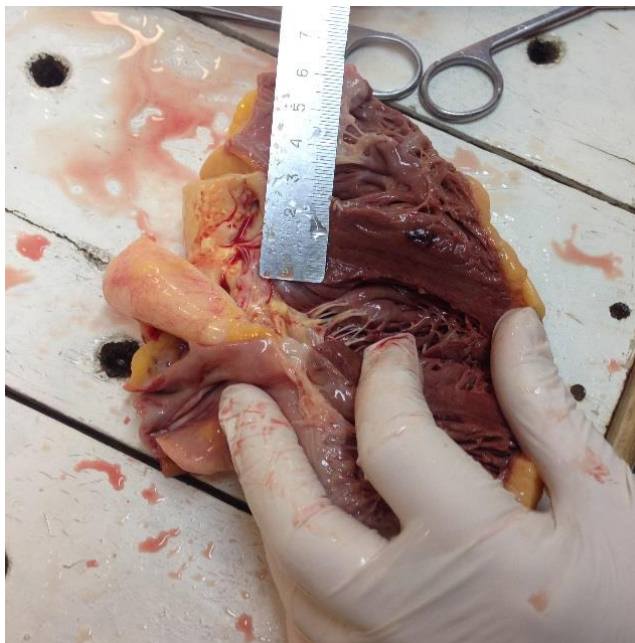


Рис. 2.4.2. Визначення товщини МШП на різних рівнях впродовж зон потенційної імплантації ПШ електродів

## 2.5. Методи статистичної обробки даних

Отримані результати були опрацьовані методами математичної статистики із використанням пакету PSPP (програмне забезпечення з вільним доступом, що не потребує ліцензії). Кількісні показники були перевірені на нормальність розподілу за допомогою критерію Колмагорова-Смирнова. При нормальному розподілу кількісних показників для порівняння був використаний t-критерій (Ст'юдента) для незалежних вибірок та парний критерій Ст'юдента для залежних вибірок (в окремій групі під час лікування), при ненормальному розподілі – критерій Мана-Уїтні. Для порівняння якісних показників використано таблиці спряженості з визначенням критерію  $\chi^2$  або

критерію Фішера. Відмінності вважали значущими при ймовірності нульової гіпотези менше 5 % ( $p < 0,05$ ).

### Резюме

Таким чином дисертаційне дослідження містить результати спостереження 798 пацієнтів після імплантації пристрою для ЕКС або КРТ, у яких здійснено аналіз безпосередніх та віддалених результатів лікування, розподілених на окремі серії залежно від окремих завдань дослідження. Методи дослідження містять повний набір клінічних та інструментальних досліджень, що застосовуються в клінічній практиці відділень цієї спеціалізації. Наведений опис оперативних втручань свідчить про досить велике варіювання доступів, методів проведення та інструментарію, причому окремі технологічні та тактичні удосконалення наводяться у наступних розділах.

## **РОЗДІЛ 3**

### **ХІРУРГІЧНІ РЕЗУЛЬТАТИ ІМПЛАНТАЦІЇ ОДНО- ТА ДВОКАМЕРНИХ ЕЛЕКТРОКАРДІОСТИМУЛЯТОРІВ В ПРАВІ ВІДДІЛИ СЕРЦЯ ТА ШЛЯХИ ЇХ ПОЛІПШЕННЯ**

За останні десятиріччя кардіостимулятори пройшли шлях від величезного пристрою, що працює кілька років в асинхронному режимі з ненадійними електродами, до сучасного, компактного пристрою, який програмується, з можливістю аналізу електричної активності серця та функціонуванням залежно від потреб організму в конкретній клінічній ситуації. Революційні технологічні розробки, перш за все, вплинули на ефективність безпосередньо кардіостимуляції, але для початку електрофізіологічного лікування велике значення мають інші аспекти методу – імплантація та позиціонування пристрою ЕКС та електродів, які можна віднести до хірургічної складової методу.

Хірургічний доступ, проведення та позиціонування електродів, імплантація кардіостимулятора мають безпосередній вплив на результати лікування та можуть бути причиною різноманітних ускладнень у ранньому післяопераційному періоді.

#### **3.1. Аналіз варіантів анатомії вен доступу та їх клінічне значення**

Як було зазначено у попередньому розділі, переважна більшість імплантацій електродів для кардіостимуляції здійснювалась трансвенозним доступом. Цей доступ є найменш травматичним, що дуже важливо у пацієнтів з важкою кардіальною патологією, але водночас й найбільш складним з технічної точки зору. Початкові етапи процедури імплантації шляхом венесекції або венопункції стандартизовані та ґрунтуються на найбільш розповсюджених варіантах анатомії вен доступу. Але анатомія

венозної системи досить варіабельна й деякі варіанти можуть значно технічно ускладнити процедуру.

Ці несприятливі варіанти анатомії стосуються будь-якої вени, але найбільш розповсюджені у *v. cephalica*. Ускладнити використання *v. cephalica* для проведення електродів можуть надмірна вага пацієнта з *sulcus deltoideo-pectoralis*, яка не ідентифікується, малий діаметр та тонка стінка вени, а також її розсипний тип, наявність виразних вигинів в ділянці реберно-ключичної зв'язки, клапанів, тупий кут впадіння в *v. axillaris* (за ангіографії) (рис. 3.1).



а

б

в

Рис. 3.1. Варіанти ангіографічної анатомії *v. cephalica*: (а) - сприятливий тип будови; (б) - розсипний тип будови; (в) - тупий кут впадання в *v. axillaris* з наявністю клапана в гирлі.

Причиною звуження просвіту вени може бути розвиток склеротичного процесу внаслідок попередніх маніпуляцій (в місці доступу та дистанційно в місцях контакту електродів з венозною стінкою. (рис. 3.2).

В місці утворення *v. cava superior* і її впадання в вени ПП можуть мати вигини і клапани, аномальні впадання, що перешкоджають проходженню електроду (ів), а електроди можуть вrostати в стінки вен, звужуючи їх просвіт при повторних процедурах (рис. 3.3).



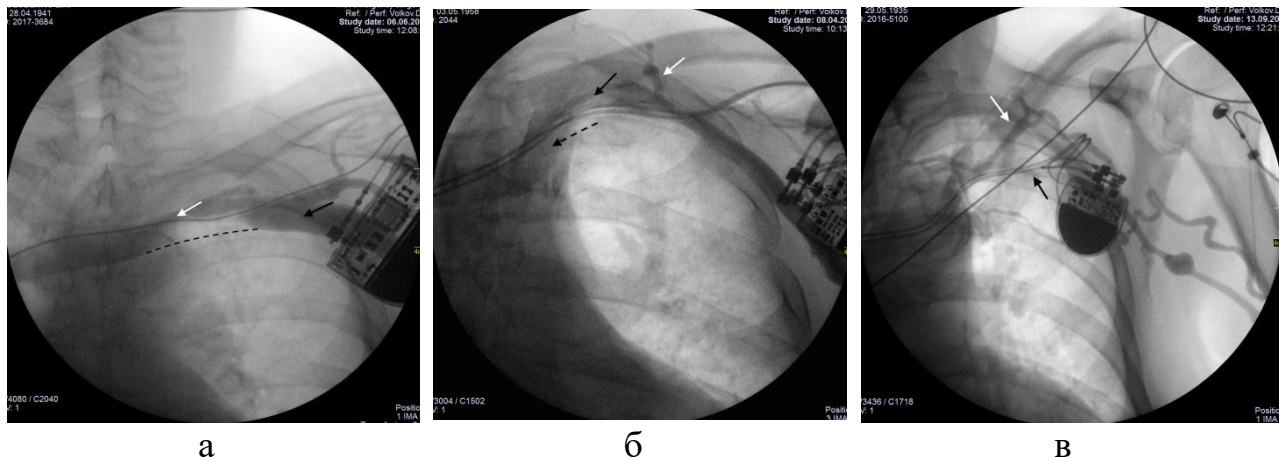


Рис. 3.2. Розвиток стенозу різного ступеня вен доступу після імплантації ЕКС: (а) - значимий стеноз (біла стрілка) з можливістю повторної пункції дистальніше (чорна стрілка) з проведенням провідника і електроду (чорна переривчаста лінія - нижній контур вени); (б) - субоклюзія *v. subclavia* (чорна стрілка) з розвитком колатералей (біла стрілка) і потенційною можливістю пункції *v. innominate* проксимальніше зони стенозу (чорна переривчаста стрілка); (в) - повна оклюзія *v. subclavia et v. axillaris* (чорна стрілка) з неможливістю їх пункції, розвитком потужних колатералей (біла стрілка), малоімовірним успіхом пункції і її високим ризиком.

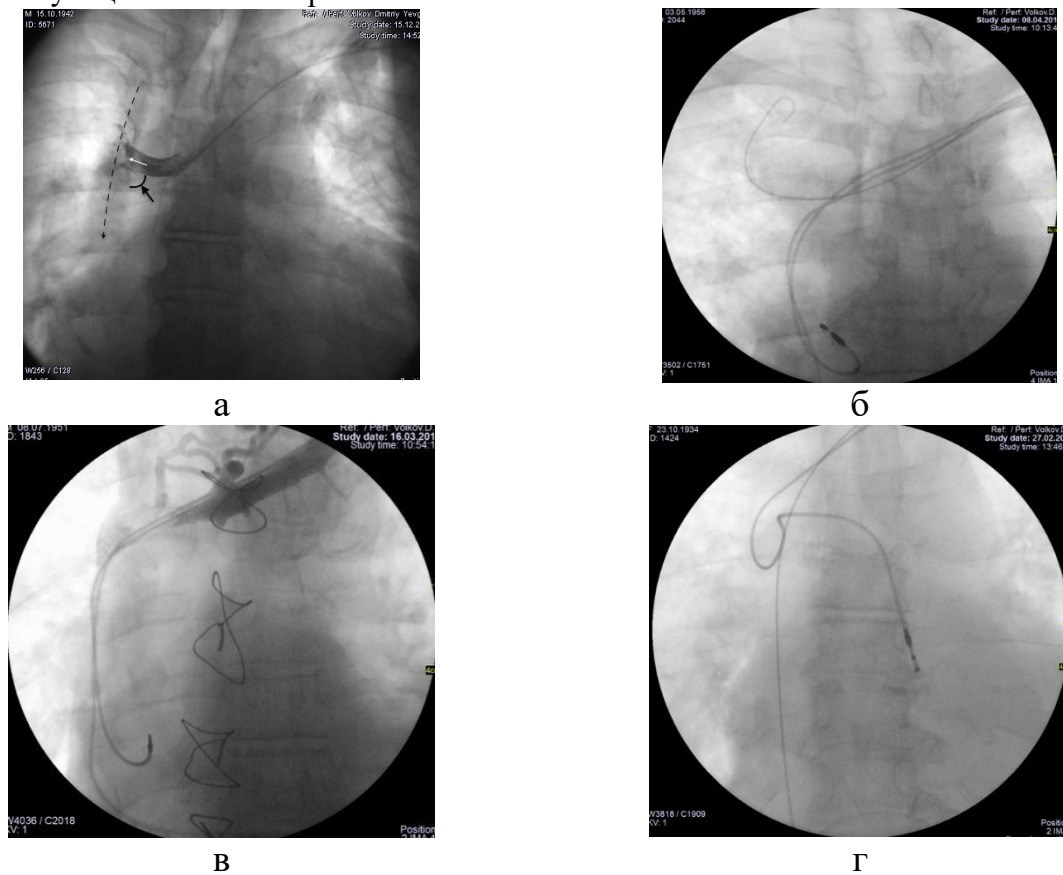


Рис. 3.3. Особливості центральних вен, що утруднюють проведення електродів в камери серця : (а) - гострий кут впадіння *v. innominate sinistra* в *v. cava superior* (чорна стрілка) з ймовірною наявністю клапана і додаткового вигину (біла стрілка), чорною переривчастою стрілкою показаний хід *v. innominate dex.* і *v. cava superior*; (б) - ненавмисне проведення провідника в *v. innominate dex.*; (в) критичний стеноз дистального відділу *v. innominate sinistra* в місці прилягання електродів до стінки з розвитком колатералей; (г) - ненавмисне повторне проведення електроду в *v. azygos*, візуалізується провідник в ПП.

Анатомічні особливості вен доступу справа часто пов'язані з гострим кутом впадання *v. subclavia* в *v. innominate*, що іноді ускладнює проведення інтрод'юсерів і електродів. Аналогічна ситуація може скластися за наявності додаткової ізольованої від правосторонніх вен *v. cava superior sinistra*, яка також зазвичай має гострий кут відходження від *v. subclavia*, крім того наявність цієї аномалії примушує виконати контрастування її дистальних відділів з метою визначення рівня і місця її впадіння і пробне проведення провідників в камери серця для оцінки можливості імплантації електродів (рис. 3.4).

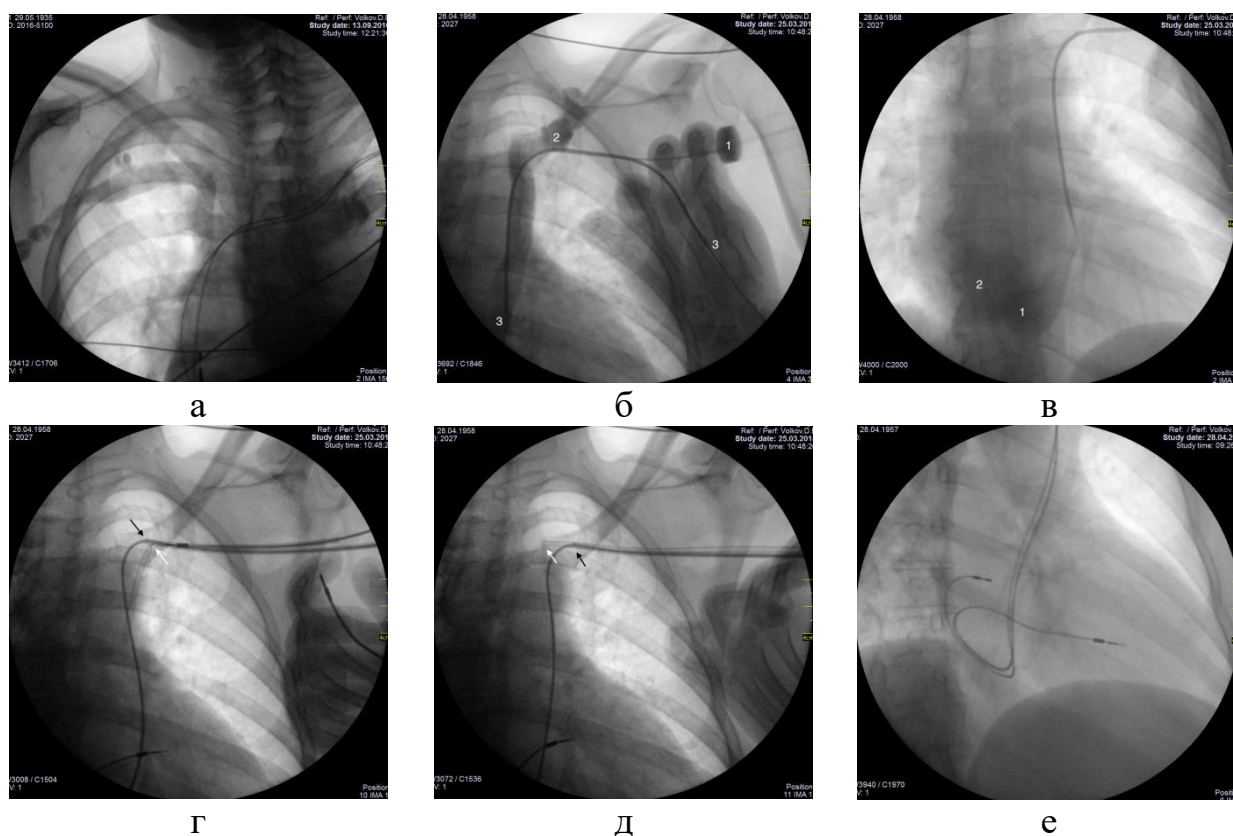


Рис. 3.4. Проблеми при пункції праворуч і ліворуч за наявності ізольованої *v. cava superior sinistra*: (а) гострий кут впадання *v. subclavia dextra* в *v. innominate*; (б) діагностика ізольованої додаткової *v. cava superior sinistra* при контрастуванні: (1) контраст в шприці, що вводиться через вену; (2) контраст в *v. subclavia sinistra*; (3) дилатор інтрод'юсера з провідником; (в) контрастування дистальних відділів *v. cava superior sinistra* через дилатор з визначенням широкого гирла впадання утвореного нею КС (1) в ПП (2); (г) перелом інтрод'юсера (біла стрілка) в місці вигину вени при витяганні дилатора, інтрод'юсер раніше проведеного електроду підтягнуть до місця впадання *v. subclavia sinistra* (чорна стрілка); (д) інтрод'юсер витягнутий (кінчики інтрод'юсерів відмічені білою і чорною стрілками); (е) кінцева позиція електродів в ПП і ПШ.



З метою оцінки розповсюдженості цих анатомо-фізіологічних особливостей вен доступу був виконаний частотний аналіз клінічно значимих фенотипічних особливостей пацієнтів та анатомічних особливостей вен, що застосовуються при проведенні електродів до місця позиціонування в аспекті їх можливого впливу на процедуру імплантації в серії 290 первинних та 47 повторних послідовно виконаних імплантацій ЕКС шляхом ангиографії вен доступу та спроби проведення електродів (табл. 3.1-3.2).

Таблиця 3.1 – Розповсюдженість анатомічних варіантів вен доступу при первинному втручанні (n=290)

| Показник                                                    | Пацієнти,<br>абс. кіль. | %    |
|-------------------------------------------------------------|-------------------------|------|
| <b>Анатомічні особливості v. cephalica</b>                  |                         |      |
| Малий діаметр вени/розсипний тип                            | 113                     | 39,0 |
| Наявність значущих клапану (-ів) вени                       | 49                      | 16,9 |
| Звивистість/тупий кут впадіння в v. axillaris               | 102                     | 35,2 |
| <b>Анатомічні особливості v. axillaris</b>                  |                         |      |
| Малий діаметр вени                                          | 67                      | 23,1 |
| Виразний вигін-звуження в області реберно-ключичної зв'язки | 49                      | 16,9 |
| Наявність значущих клапану(-ів)                             | 23                      | 7,9  |
| Розташування вени під артерією                              | 41                      | 14,1 |
| <b>Анатомічні особливості v. subclavia - innominate</b>     |                         |      |
| Малий діаметр вени/локальні звуження                        | 44                      | 15,2 |
| Наявність виразних клапанів/вигинів                         | 32                      | 11,0 |
| Тупий кут впадіння v. jugularis int.                        | 35                      | 12,1 |
| <b>Анатомічні особливості v. cava superior</b>              |                         |      |
| Наявність виразних вигинів/клапанів в місці утворення       | 6                       | 2,1  |
| Додаткова ліва верхня порожниста вена                       | 3                       | 1,0  |
| Впадіння значущої v. azygos                                 | 6                       | 2,1  |

В таблиці 3.1 наведено найбільш розповсюджені анатомічні варіанти вен доступу. Зокрема, це зменшення просвіту вени, що значно ускладнює або унеможлиблює проведення провідників, систем доставки та електродів. До аналогічних труднощів призводить наявність виразних вигинів, клапанів,

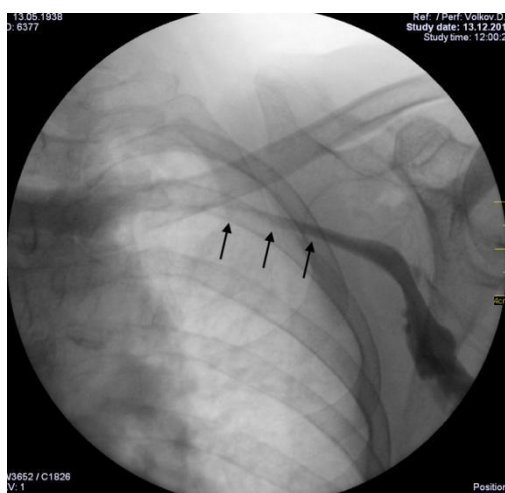
змінений кут впадіння у наступну вену. У окремих хворих спостерігались дві та більше анатомічних особливостей. Загалом ті чи інші анатомічні особливості виявлено в 178 (61,4%) випадках.

При повторних втручаннях зростає зменшення діаметру вен, які пов'язані зі стенозами після попередніх маніпуляцій (табл. 3.2). При повторних втручаннях стенози вен первинного доступу виявлялися в усіх випадках.

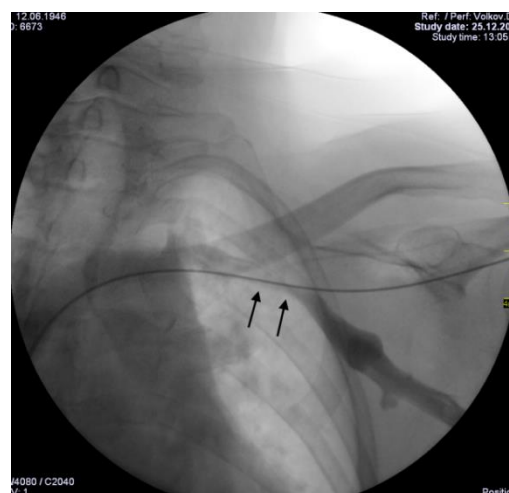
Таблиця 3.2 – Частота вторинного стенозу при повторному втручанні (через 3-12 років після первинної операції), (n=47)

| Показник                                                | Пацієнти,<br>абс. кіль. | %  |
|---------------------------------------------------------|-------------------------|----|
| <b>Анатомічні особливості v. axillaris</b>              |                         |    |
| Стеноз 50-70%                                           | 25                      | 53 |
| Стеноз 70-95%                                           | 4                       | 9  |
| Повна оклюзія                                           | 1                       | 2  |
| <b>Анатомічні особливості v. subclavia - innominate</b> |                         |    |
| Стеноз 50-70%                                           | 14                      | 30 |
| Стеноз 70-95%                                           | 3                       | 6  |
| Повна оклюзія                                           | 21                      | 45 |
| <b>Анатомічні особливості v. cava superior</b>          |                         |    |
| Стеноз 70-95%                                           | 1                       | 2  |
| Повна оклюзія                                           | 0                       | 0  |

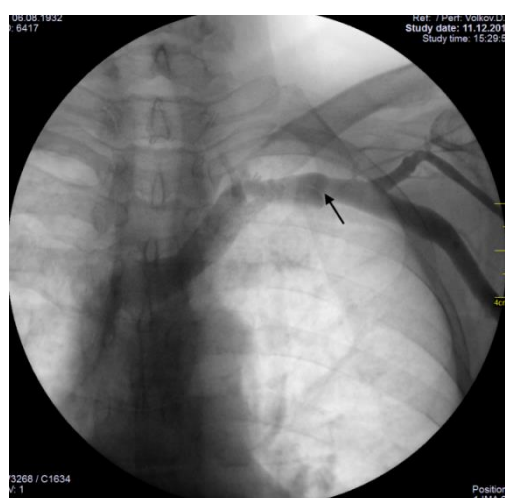
Але, крім цих варіантів анатомії вен, доступ і проведення електродів в серцеві камери може ускладнити тривалий спазм вени у відповідь на механічний контакт з голкою, провідником або електродом, який спостерігався в 27 (8,0%) випадках (рис. 3.5, 3.6).



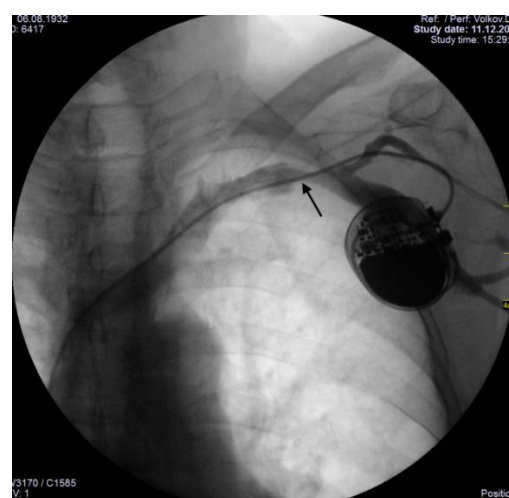
а



б



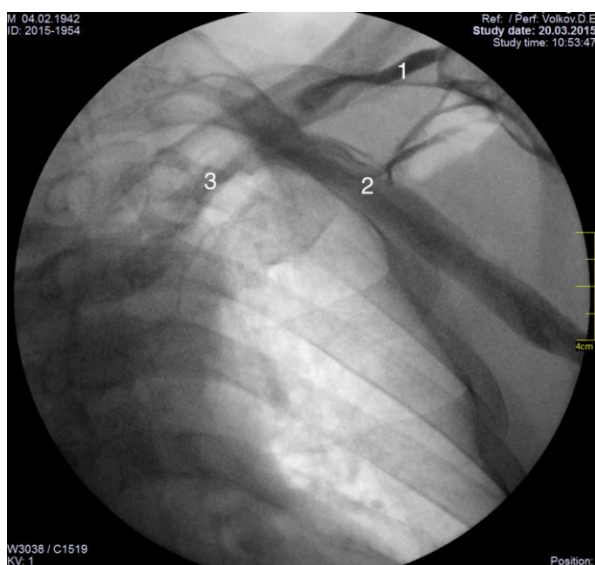
в



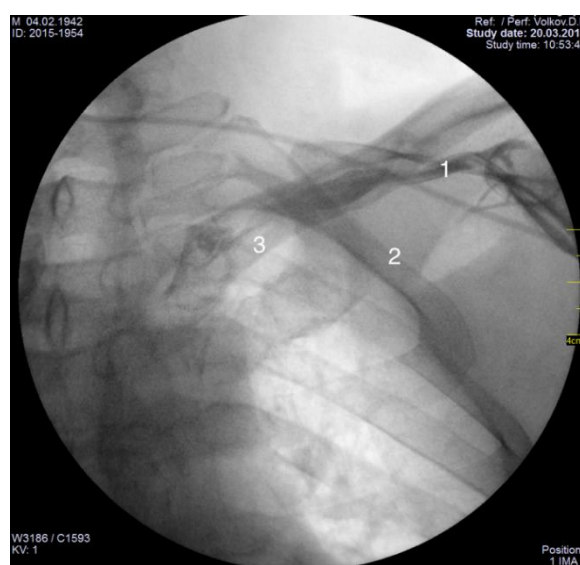
г

Рис. 3.5. Спазми вен доступу: (а) при спробі пункції; (б) після проведення провідника; (в-г) початково і після проведення електроду в місці розташування клапана вени (чорна стрілка)

Нерідко це спостерігається при пункції вільної позаклюичної частини v.axillaris, просвіт якої може практично повністю зникати навіть при відсутності провідника в просвіті вени (рис. 3.6).



а



б

Рис. 3.6. Ангіографія венозного русла лівої верхньої кінцівки до і після пробної пункції v. axillaris: (а) - нормальна анатомія з контрастуванням v. cephalica (1), v. axillaris (2) і v. subclavia (3); (б) - тотальний спазм v. axillaris (2) після пробної пункції.

Ці анатомо-фізіологічні особливості вен доступу призводили до збільшення кровоточивості зони оперативного втручання (спостерігалось у 67 (19,9%) хворих, до пролонгації оперативного втручання та до розвитку інтраопераційних (табл. 3.3) та післяопераційних ускладнень (табл. 3.4).

Таблиця 3.3 – Інтраопераційні ускладнення на етапах імплантації ЕКС (n=337)

| Характеристика                                     | абс. кільк., n | %    |
|----------------------------------------------------|----------------|------|
| Ненавмисна пункція артерії axillaris або subclavia | 40             | 11,9 |
| Порушення ритму:                                   | 3              | 0,9  |
| - асистолія                                        | 17             | 5,0  |
| - шлуночкова тахікардія/фібриляція шлуночків       | 7              | 2,1  |
| - фібриляція передсердь                            | 13             | 3,9  |
| Перфорація камер серця                             | 1              | 0,3  |

Таблиця 3.4 – Післяопераційні ускладнення імплантації ЕКС (n=337)

| Характеристика                        | абс. кільк., n | %   |
|---------------------------------------|----------------|-----|
| Міжм'язова гематома                   | 3              | 0,9 |
| Гематома ложа ЕКС                     | 10             | 3,0 |
| Локальний інфекційно-запальний процес | 2              | 0,6 |
| Пневмоторакс                          | 2              | 0,6 |
| Гемоторакс                            | 1              | 0,3 |
| Тромбоз вен доступу                   | 3              | 0,9 |
| Дислокація електроду                  | 5              | 1,5 |
| Стимуляція діафрагмального нерву      | 2              | 0,6 |
| Відстрочена перфорація камер серця    | 1              | 0,3 |

Найбільш частими ускладненнями в ранньому післяопераційному періоді були ранові у вигляді гематоми ложа ЕКС або міжм'язові гематоми та локальний інфекційно-запальний процес в області рани (15 – 4,5%). Ці ускладнення є універсальними та спостерігаються при будь-яких втручаннях з порушеннями цілісності шкіри. Інші ускладнення виявлялись в поодиноких випадках. Також важливе місце в структурі ускладнень, пов'язаних з процедурою імплантації, є дислокація електродів, яка спостерігалась у 5 пацієнтів (1,5%), у тому числі, у 3 випадках зміщувались передсердні електроди, в двох випадках – шлуночкові.

Загалом ті чи інші інтраопераційні та/або післяопераційні ускладнення були діагностовані у 52 (15,4%).

Значущість анатомічних варіантів вен доступу у розвитку цих несприятливих подій демонструє результати аналізу частоти ускладнень залежно від наявності «складних» варіантів анатомії (табл. 3.5).

За результатами аналізу виявлено значимий вплив «складної» анатомії на розвиток інтраопераційних та післяопераційних ускладнень, частота яких виявилась достовірно більшою при наявності анатомічних варіантів ніж у хворих з нормальною анатомією ( $\chi^2=8,829$ ;  $p=0,003$ )

Таблиця 3.5 – Частота інтра- та післяопераційних ускладнень залежно від наявності «складних» варіантів вен доступу

| Пацієнти (n=337)                                   | Ускладнення |             | $\chi^2$ | p     |
|----------------------------------------------------|-------------|-------------|----------|-------|
|                                                    | Так (n=72)  | Ні (n=265)  |          |       |
| Хворі зі «складною» анатомією вен доступу (n=225)  | 44 (19,6%)  | 181 (80,4%) | 8,829    | 0,003 |
| Хворі з «нормальною» анатомією вен доступу (n=112) | 8 (7,2%)    | 104 (92,8%) |          |       |

Таким чином, анатомія вен доступу досить варіабельна. Клінічно значущими варіантами анатомії є зменшення просвіту вен доступу, наявність виразних вигинів, клапанів та «незручних» кутів впадіння, які можуть значно ускладнити процедуру імплантації та призвести до несприятливих подій під час операції та в ранньому післяопераційному періоді. Вдала імплантація в цих випадках можлива при застосуванні додаткових технічних прийомів.

### 3.2. Шляхи оптимізації технології імплантації ЕКС

Перш за все, зважаючи на високу ймовірність складних ситуацій вже на ранніх етапах трансвенозної імплантації ЕКС, дуже корисною є попередня оцінка анатомії вен доступу, ще при плануванні оперативного втручання.

Традиційно вибір та пошук вени для трансвенозної імплантації ендокардіального електроду здійснюється безпосередньо під час венесекції (при застосуванні периферичної вени) або за анатомічними орієнтирами при пункції центральних вен. Більш того, в окремих випадках навіть після вдалої катетеризації вени проведення провідників та електродів утруднено внаслідок інших анатомічних варіантів вен (звивистість, недостатній просвіт або облітерація). З метою запобігання таких сценаріїв нами був

запропонований та впроваджений в практику спосіб визначення венозного доступу [патент України 38033].

Згідно запропонованого способу для визначення оптимальної локалізації венозного доступу хворим до операції, під час її планування виконують комплексне УЗД з кольоровим доплерівським скануванням в типових місцях. Вени задовільні за діаметром, анатомічними властивостями та характером кровообігу (рис. 3.7) проєкційно маркують на шкірі.

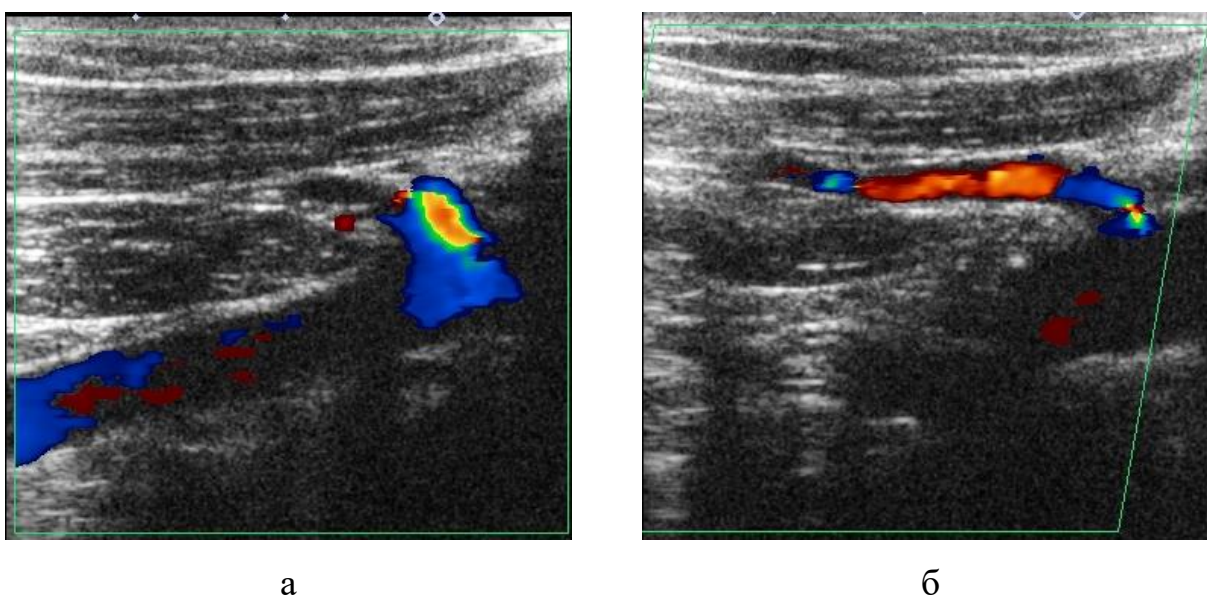


Рис. 3.7. Передопераційне УЗД з візуалізацією вен доступу – v. axillaris в зоні впадіння v. cephalica (а), v. cephalica у поздовжньому зрізі (б)

Визначення доступу до кожної вени до операції при кольоровому доплерівському УЗД вен з їх зовнішнім маркуванням дозволяє скоротити час операції та зменшити ризик ускладнень.

Треба відмітити, що останнім часом ми практично відмовилися від рутинного використання v. cephalica, оскільки це часто пов'язано з втратою часу, додатковою травмою м'яких тканин, проте періодично виконуємо її в певних клінічних ситуаціях, коли існує підвищений ризик ускладнень пункції центральної вени, особливо при імплантації одноелектродних пристроїв

(потрібен один венозний доступ), таких, наприклад, як підвищений ризик кровотечі при гіпокоагуляції, значимі зміни кісткового каркасу або операція в зоні оперативного доступу, тривалий тотальний спазм центральної вени). Це дозволило скоротити час операції і обмежити розріз шкіри до 4-5 см. Враховуючи еластичність шкіри і проекцію розрізу цього цілком достатньо для операційного доступу, особливо при використанні ізолюваного підходу пункції і імплантації компактних пристроїв для лікування брадикардій.

Венесекція *v. cephalica* припускає варіанти проведення електродів залежно від інтраопераційної ситуації. Зазвичай при використанні доступу *sulcus deltoideo-pectoralis* розташовується ближче до дистального кута рани, і іноді для її досягнення необхідно додатково препарувати підшкірну клітковину по ходу фасції у напрямі плечового суглоба і пахвової ямки. Певна складність може виникати у тучних пацієнтів з широкою грудною кліткою, при цьому для зручності виділення *v. cephalica* і пункції центральної вени розріз має бути досить довгим. На наш погляд в цій ситуації доцільно відмовитися від спроб використання периферичних вен, а здійснити венозний доступ шляхом пункції. Парадоксально, але часто виконання пункцій у пацієнтів зі збільшеною вагою може бути простіше ніж у гіпотрофічних за рахунок більшого діаметру вени і округлої, а не щілиноподібної форми просвіту, що полегшує проведення провідника. При виникненні будь-яких утруднень з виділенням вени і при надмірному розвитку жирової клітковини проведення електроду(ів) здійснюємо шляхом пункції.

Якщо труднощі виникають при проведенні електродів, ми змінюємо первинний напрямок введення електроду у вени під рентгенологічним контролем, використовуючи сам електрод і тримачі; здійснюємо тракцію верхньої кінцівки пацієнта за кисть каудально для збільшення реберно-ключичного проміжку і відкриття клапанів, і, витягнувши стилет на 2-3 см, робимо кінчик електроду "м'яким". Оскільки *v. cephalica* у більшості пацієнтів досить ранима, може легко порватися при маніпуляціях,



вислизнути в м'язовий масив і викликати кровотечу, - після проведення електроду в центральні вени необхідно захопити край вени у її розрізі затиском типу москіт для попередження її розриву і неконтрольованого зміщення.

Через v. cephatica зазвичай виконуємо проведення ПШ електроду як життєзабезпечуючого. Електрод проведений через v. cephatica є гарним орієнтиром для пункції в ході першої та при повторних операціях.

До переваг венесекції v. cephatica можна віднести:

- відсутність ризику пневмотораксу та пошкодження магістральних судин;
- відсутність ризику повітряної емболії;
- відсутність прямої пошкоджуючої дії на центральні вени зі зниженням ризику їх тромбозу і звуження;
- мінімізація ризику відстроченого перелому електроду;
- зниження собівартості операції

Недоліками використання v. cephatica є:

- необхідність виконання більш травматичного доступу (особливо у гіперстеніків зі збільшеною вагою);
- вкрай варіабельна анатомія без надійних критеріїв успіху при простій візуалізації (60-90%);
- значуща кровотеча при наявності широкої вени і високого ЦВТ;
- технічні труднощі при імплантації більш одного електроду;
- небезпека пошкодження дефібриляційних електродів під час їх імплантації.

*Тактичний підхід до використання v. cephatica припускає:*

- "резервний" доступ;
- переважно одноелектродні ЕКС;
- стабільний стан хворого;
- виправдано застосовується у хворих з підвищеним ризиком пункції центральних вен (астенізація, емфізема легень, гіпокоагуляція,

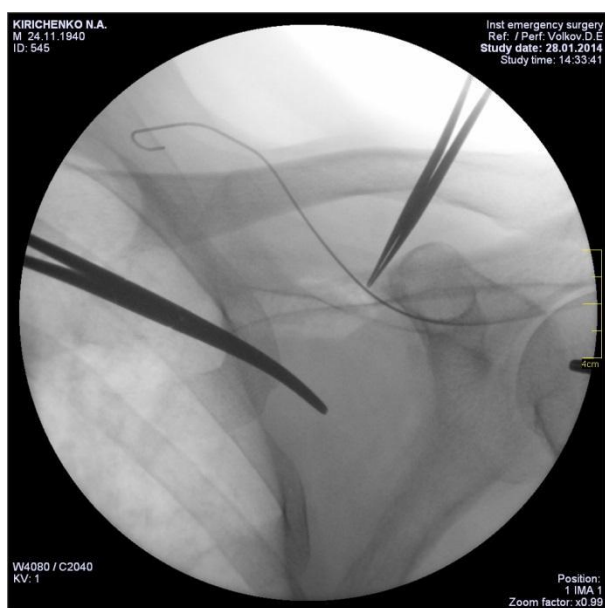
порушення кісткового скелета, операції в зоні доступу, повторні пункції без успіхів);

- проведення електрода (ів) через *v. cephalica* значно утруднюється у тучних пацієнтів, при малому діаметрі вени, при тонкій стінці вени, наявності клапанів, вигинів та гострого куту впадіння *v. cephalica* в *v. axillaris*.
- доступ через *v. cephalica* доцільно застосовувати в клінічних ситуаціях, коли існує підвищений ризик ускладнень пункції центральної вени особливо при імплантації одноелектродних пристроїв (необхідний один венозний доступ), деформації скелету або шкіри в зоні оперативного доступу, при тривалому тотальному спазмі центральних вен.

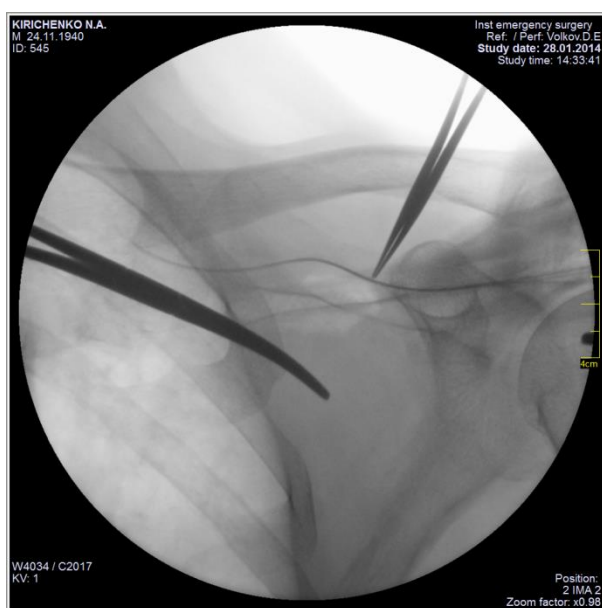
При неефективності декількох спроб проведення електроду через *v. cephalica* вона використовується для проведення більш тонших і гнучких провідників і потім розривного інтрод'юсера(ів) аналогічно методиці пункції (рис. 3.8).

У астеничних хворих зі зниженим харчуванням використання доступу через *sulcus deltoideopectoralis* в зоні розташування *v. cephalica* дозволяє погрузити в цю ділянку в міжм'язовий простір та накрити фасцією фіксатори електродів для профілактики пролежнів у наступному. Крім того цей доступ може бути використаний для формування між-підм'язового ложа ЕКС (рис. 3.9).

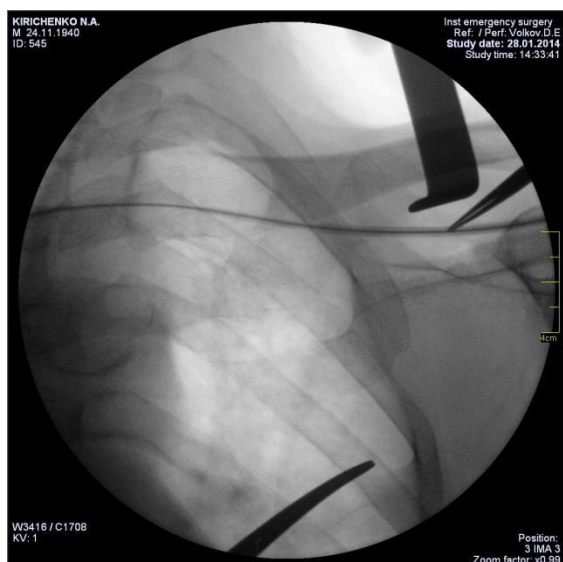
При безумовній перевазі пункції *v. axillaris*, в деяких клінічних ситуаціях виконуємо пункцію *v. subclavia*, зокрема, при малому діаметрі і значному спазмі *v. axillaris*, і рідше *v. innominate* (зазвичай при повторних операціях зі значимими стенозами дистальних вен).



а



б



в



г

Рис. 3.8. Використання v. cephalica у пацієнта зі складною венозною анатомією для проведення провідників і розривних інтрод'юсерів: (а) - спроба проведення J - образного провідника з позиціонуванням через колатералі v. cephalica в надключичній області; (б) - прямий провідник проведений через вигини v. cephalica в початкові відділи v. subclavia; (в) - випрямлення вигинів v. cephalica введенням інтрод'юсера; (г) - поряд з електродом проведений другий провідник для використання другого інтрод'юсера.

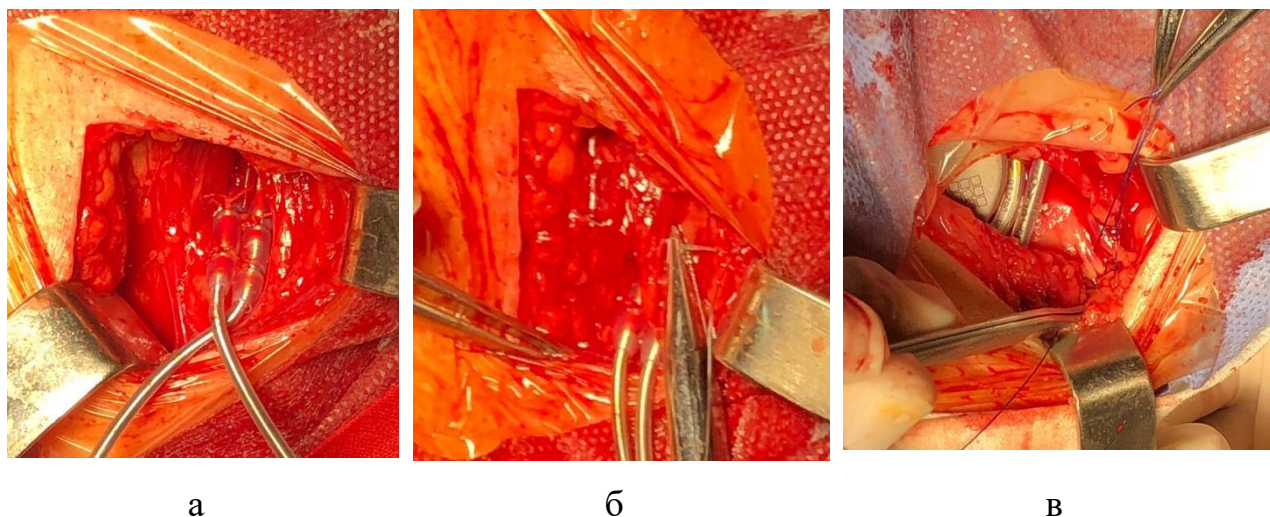


Рис. 3.9. Використання sulcus deltoideopectoralis для фіксації та глибокого розміщення фіксаторів електродів (а, б) та формування ложа ЕКС (в)

Іноді застосовуємо варіант проведення провідника в периферичні гілки центральних вен або дистальні відділи вени при "перпендикулярній" пункції v. axillaris в місці розташування клапана вени з рентген-контролем положення провідників перед введенням інтрод'юсерів (рис. 3.10).

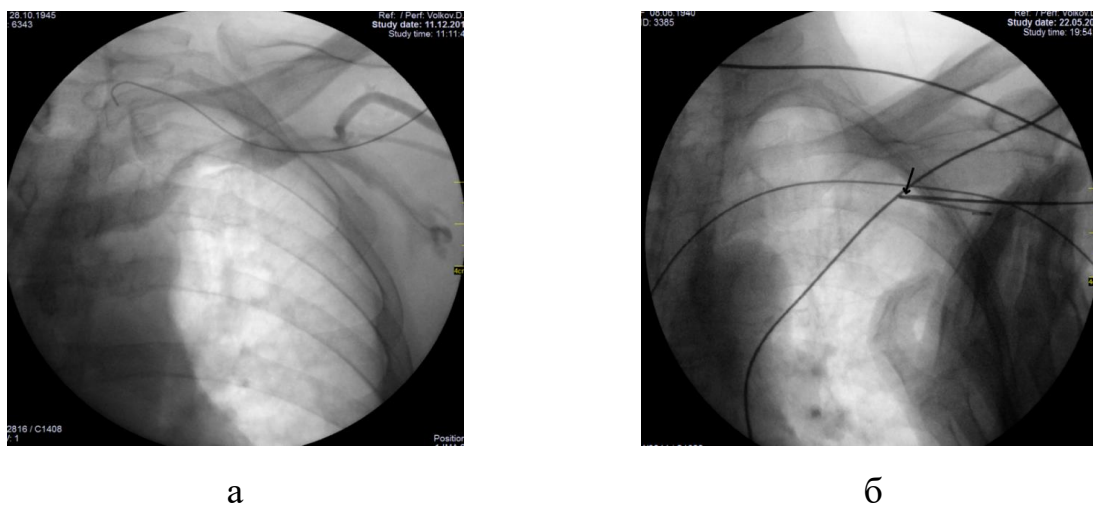
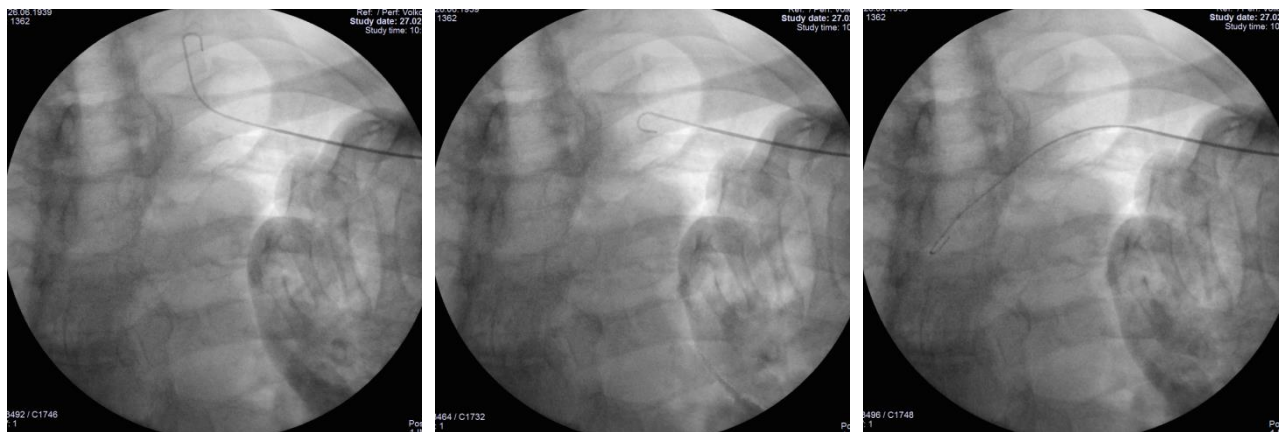


Рис. 3.10. Невдале проведення провідників не за просвітом центральних вен: (а) в колатераль між v. subclavia і венами шії у напрямі v. jugularis int.; (б) у протилежному потоку крові напрямі в дистальні відділи v. axillaris (чорна стрілка - зріз голки з провідником) .

При проведенні електроду за допомогою пункції v. axillaris виникає проблема у пацієнтів з гострим кутом вигину вени в області ключиці, при цьому провідник проводиться в v. jugularis int., у цій ситуації, зазвичай,

досить за допомогою обертальних рухів змінити положення відкриття J-образного кінця провідника з верхнього на нижнє в місці злиття *v. jugularis int.* і *v. subclavia* при одночасному наданні голці більш горизонтального положення, що дозволяє просунути провідник далі в *v. innominate*, при неуспіху цієї маніпуляції можна зігнути провідник перед введенням під кутом близько  $30-45^\circ$  на відстані 3-5 см від дистального кінця або використати прямий провідник (рис. 3.11 а-в).



а

б

в

Рис. 3.11. Техніка проведення провідника в *v. innominate*: (а) провідник в *v. jugularis int.*, J-подібний кінець відкритий догори; (б) провідник підтягнутий, голка розташована більше горизонтально, зміна відкриття J-образного кінця донизу після обертання; (в) провідник проведений в *v. innominate*.

Іноді, незважаючи на правильне позиціонування провідника, при недостатній його жорсткості виникає проблема з проведенням інтрод'юсера, який утворює вигин у бік *v. jugularis int.* і не проводиться. Найбільш простий вихід з положення - виконати пункцію проксимальніше, і, таким чином, змінити кут введення інтрод'юсера. Також можна змінити провідник на жорсткіший, або укоротивши інтрод'юсер, провести його тільки в *v. axillaris*. При цьому, зазначивши позиціонування інтрод'юсера у вені після видалення дилататора по зворотному потоку крові з нього, можна провести через нього електрод, змінюючи його кривизну в ділянці ключичного вигину за допомогою стилета.



Іноді виникають проблеми з введенням провідника, дилататора або інтрод'юсера по провіднику. Даний вид проблем при пункції *v. subclavia* може бути пов'язаний з занадто медіальною пункцією і у зв'язку з проведенням інтрод'юсера через щільну фіброзну частину реберно-ключичного зв'язування. У цій ситуації ми не рекомендуємо виконувати «бужування» жорсткими дилататорами, тому що навіть при успішному проведенні електрода в даному місці високий ризик його перелому через жорстку фіксацію і рубцювання. Даний феномен, так званий «entrapment» - застрягання, можна попередити, виконуючи пункцію *v. axillaris* до місця її входження в зв'язку.

За наявності ізольованої *v. cava superior sinistra* імплантація електродів в камери серця може бути ускладнена, тому до початку проведення електродів ліворуч доцільно виконати контрастне дослідження вен справа для визначення потенційної можливості імплантації з правого боку при її технічній неможливості ліворуч (рис. 3.12). Це може бути виконано шляхом проведення діагностичного катетера через *v. cava superior dextra* в *v. subclavia dextra* (переважно завдяки кращому заповненню центральних вен контрастом) або ж шляхом введення контрасту справа в одну з периферичних вен.

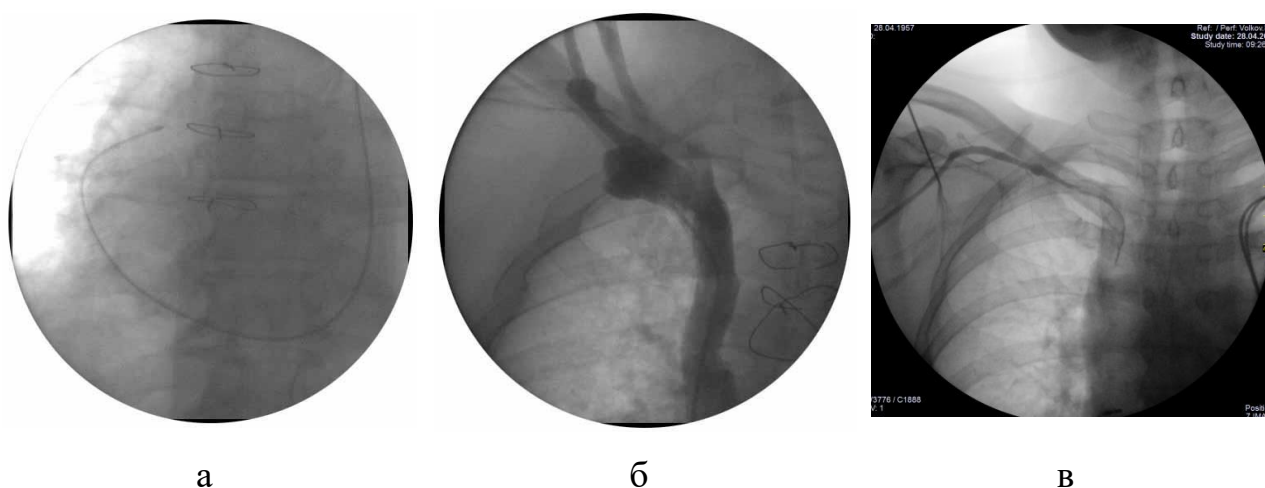


Рис. 3.12. Контрастування центральних вен справа за наявності *v. cava superior sinistra*: (а) діагностичний катетер проведений з *v. cava superior sinistra* через КС в ПП і *v. cava superior dextra*; (б) виконана ангіографія з визначенням патентних центральних вен доступу справа; (в) периферична венографія з виявленням гіпоплазії венозної системи і неможливістю трансвенозної імплантації з правого боку.

Іноді склероз вен в зоні доступу може виникати первинно без попередньої імплантації електродів. Тактика при цьому така ж як і при вторинному стенозі вен доступу - якісне ангіографічне дослідження, уточнення анатомічних особливостей з визначенням максимально безпечного і потенційно успішного місця пункції, використання різних провідників, дилататорів, ангіопластичних балонів (рис. 3.13).

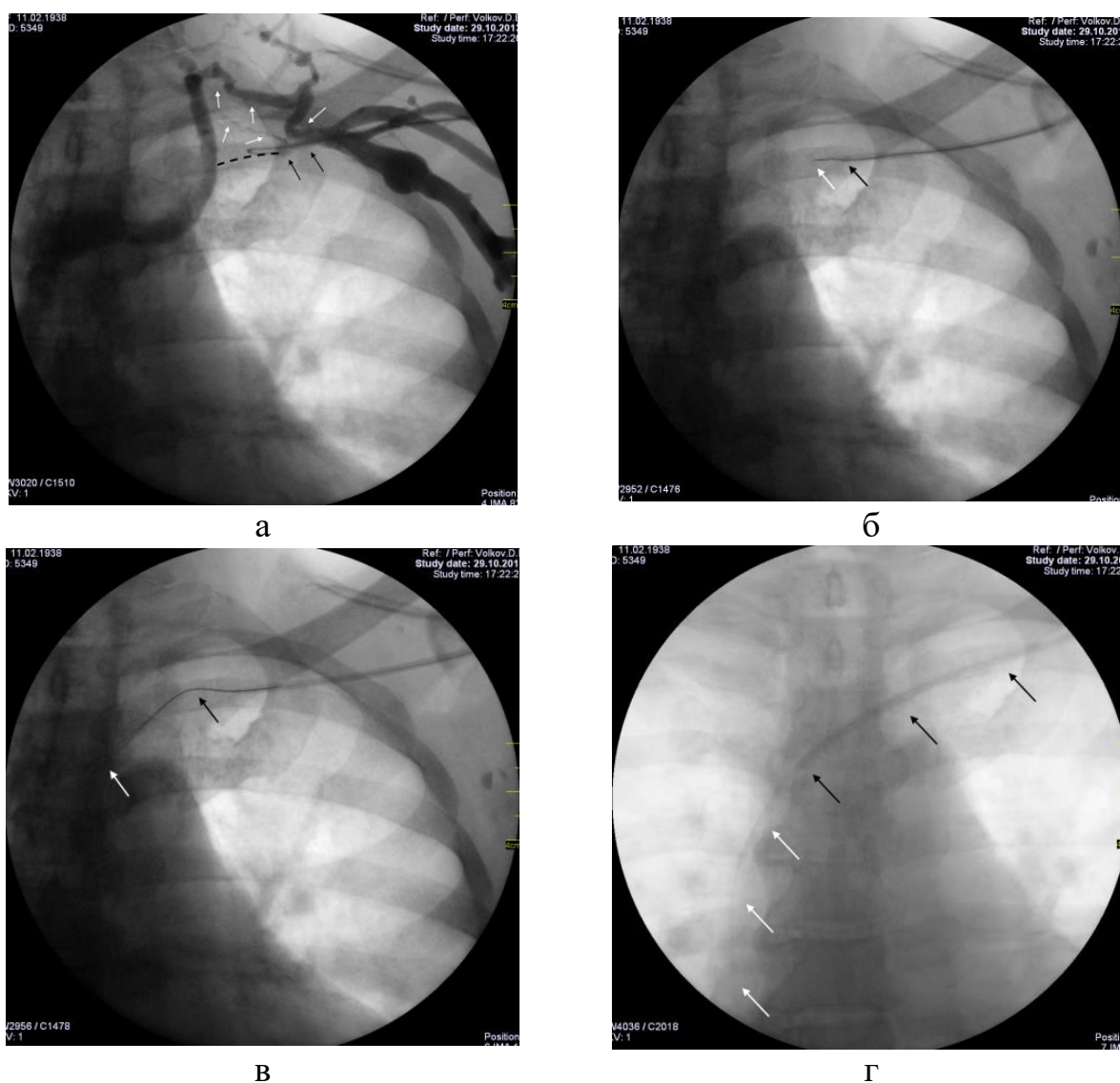


Рис. 3.13. Критичний стеноз-спазм v. subclavia з проведенням електроду: (а) неможливість проведення стандартного J- образного провідника через зону звуження (білі стрілки - колатералі, чорні - кінець дилататора з провідником, чорна переривчаста лінія - проекція ходу звуженої v. subclavia до місця її впадання); (б) - провідник замінений на коронарний; (в) - кінець провідника (біла стрілка) через місце впадання (чорна стрілка) проведений в v. innominate; (г) - успішне проведення по провіднику (білі стрілки) тонкого дилататора (чорні стрілки) з подальшою послідовною зміною провідника на стандартний, проведенням інтрод'юсера і успішною імплантацією.

Враховуючи складності обох доступів в багатьох випадках на першому етапі ми здійснюємо два доступу до венозної системи. Спочатку виділяється *v.cephalica* і оцінюється потенційна можливість проведення по ній електрода, потім виконується пункція центральної вени з проведенням провідника. Якщо *v.cephalica* потенційно прохідна для електрода, то після одноразової пункції виконується венесекція і спроба проведення електрода в *v. cava superior*. При відсутності умов або після невдалої спроби проведення електрода через *v.cephalica* виконується повторна пункція. Ми вважаємо корисним проведення шлуночкового електрода як життєзабезпечуючого через *v. cephalica*, тому що ризик його пошкодження (перелому) мінімальний.

Оптимальним вважаємо роздільне введення електродів, тому що рухливість електродів і можливість їх заміни на будь-якому етапі операції не обмежується, мінімізується підтікання крові навколо електроду і практично виключається можливість повітряної емболії. При інших способах, завдяки тісному розташуванню електродів, погіршується їх керованість, а при потребі заміни електрода необхідно використовувати проведення додаткового інтрод'юсера. Тому ми застосовуємо інші способи в основному при виникненні значних труднощів з повторною пункцією, при нестабільній ситуації і ризику ускладнень. Якщо існують труднощі для створення додаткового доступу через єдиний венозний доступ проводимо кілька електродів. З цією метою застосовуємо інтрод'юсер більшого, ніж електрод діаметру, який намагаємось видалити відразу після введення електроду для зменшення крововтрати і профілактики повітряної емболії. При цьому додатково проводимо "страхувальний" провідник, якій дозволяє у разі потреби замінити електрод або провести додатковий електрод без виконання повторної пункції.

Контрастування різних сегментів венозної системи в ході операції дозволяє уточнити її анатомічні особливості і обґрунтовано змінити місце і напрям пункції, форму провідника або стилета електрода для подолання



виникаючих труднощів. «Наосліп» це виконати набагато складніше і зазвичай це займає набагато більше часу.

Наступний етап операції при двокамерній ЕКС це проведення та імплантація електроду в ПШ. Наш переважний підхід для імплантації ПШ електроду полягає в наступному:

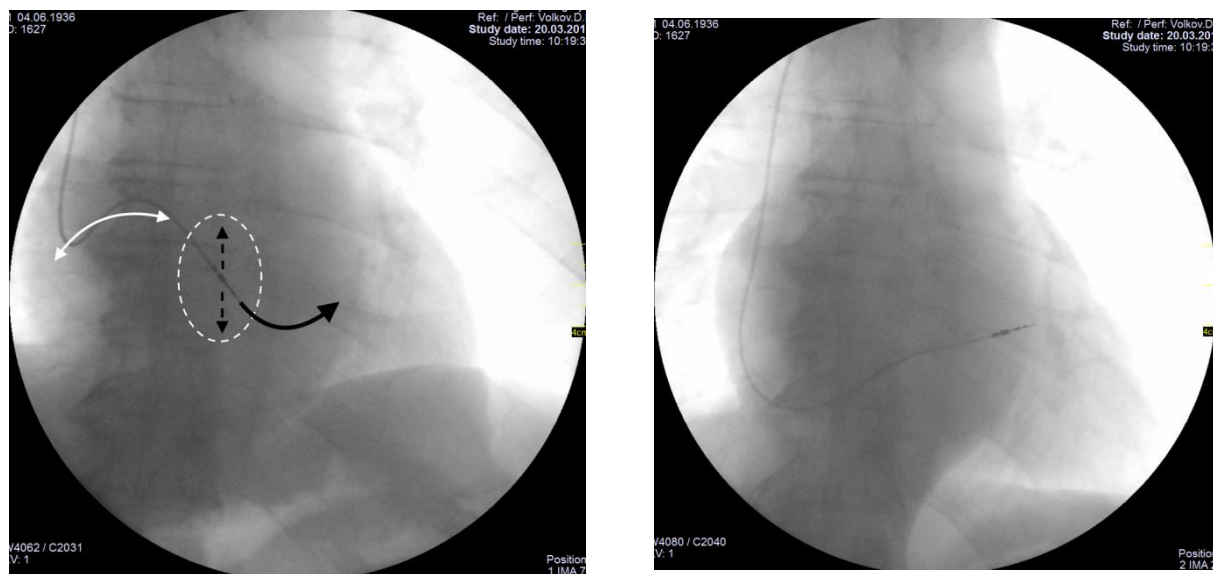
1) для проходження ТК і проведення електроду в м'язовий відділ використовується стандартний J - подібний стилет з максимальним радіусом, який вводиться в електрод під вушком ПП у вестибулярній частині з формуванням напрямку кінчика електроду убік ТК.

2) зісковзування електроду зі стилету дозволяє пройти ТК, а повторне введення стилета – стабілізувати і направити електрод з вхідного тракту в ділянку МШП, дистальна частина електроду при цьому завжди залишається "м'якою", що потенційно виключає ушкодження і полегшує проведення в трабекулярній м'язовій частині. Важливо, що невеликий поступальний і зворотний рух стилету дозволяє легко переміщати електрод упродовж МШП і виконувати пробну стимуляцію.

3) досягнувши обраної зони електрод просуваємо до контакту зі стінкою ПШ і J-подібний стилет видаляємо. Ризик макродислокації електроду у цей момент невисокий, оскільки він знаходиться глибоко в трабекулярній зоні ПШ і притискається до стінки. У цій ситуації вводимо сформований за кривизною електроду стилет, підтягуючи його у міру просування надлишку електроду в ПШ, і надійно притиснувши електрод до стінки виконуємо фіксацію (рис. 3.13). Цей процес може бути полегшеним застосуванням запропонованого стилету ПШ електроду (Пат. 37646).

Позитивна відмінність цього підходу в тому, що електрод в ході маніпуляцій є більше керованим і безпечним, а фінальний стилет, кривизна якого формується згідно з положенням електроду в ПШ використовується тільки для мікроадаптації позиції, що практично виключає його дислокацію в ході маніпуляцій. Зазвичай в цій ситуації можливе використання більш прямих стилетів, що безумовно покращує умови і надійність фіксації за

рахунок ефективної коаксимальної передачі тиску з проксимального на дистальний відділ електроду.

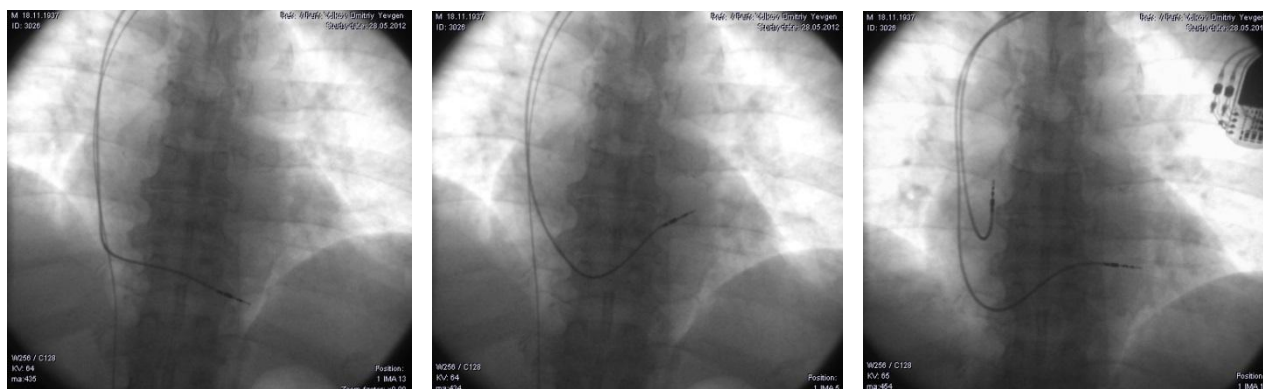


а

б

Рис. 3.14. Позиціонування ПШ електроду в МШП (а) за допомогою J-образного стилета: рух стилета усередині електроду (двостороння біла стрілка) дозволяють змінити положення його кінчика (переривчасті чорні лінії) по відношенню до ТК (переривчаста біла лінія) і полегшити його просування до обраної точки МШП (чорна лінія); (б) фіналізація позиції за допомогою мінімально зігнутого стилета.

Використовуючи вищезазначену методику можливо досить швидко провести електрод в різні відділи ПШ і оцінити ефективність, безпеку і фізіологічність стимуляції (рис. 3.15).



а

б

в

Рис. 3.15. Позиціонування ПШ електроду: в апікальному (а), вихідному (б) і мідсептальному (в) відділах ПШ.

Ангіопроекції для підтвердження септального положення електродів в ПШ можуть бути недостатньо ефективні, найчастіше для цього використовується ліва коса проекція, при цьому септальне положення електроду стандартно підтверджує напрям кінчика електроду чітко вліво з формуванням кута близького до 90 градусів, ця ситуація є абсолютно вірною тільки при чітко перпендикулярній позиції МШП по відношенню до променю рентгенівської трубки, проте, враховуючи індивідуальний характер повороту серця у фронтальній площині, обрати адекватний кут лівої косої проекції дуже складно (рис. 3.16).

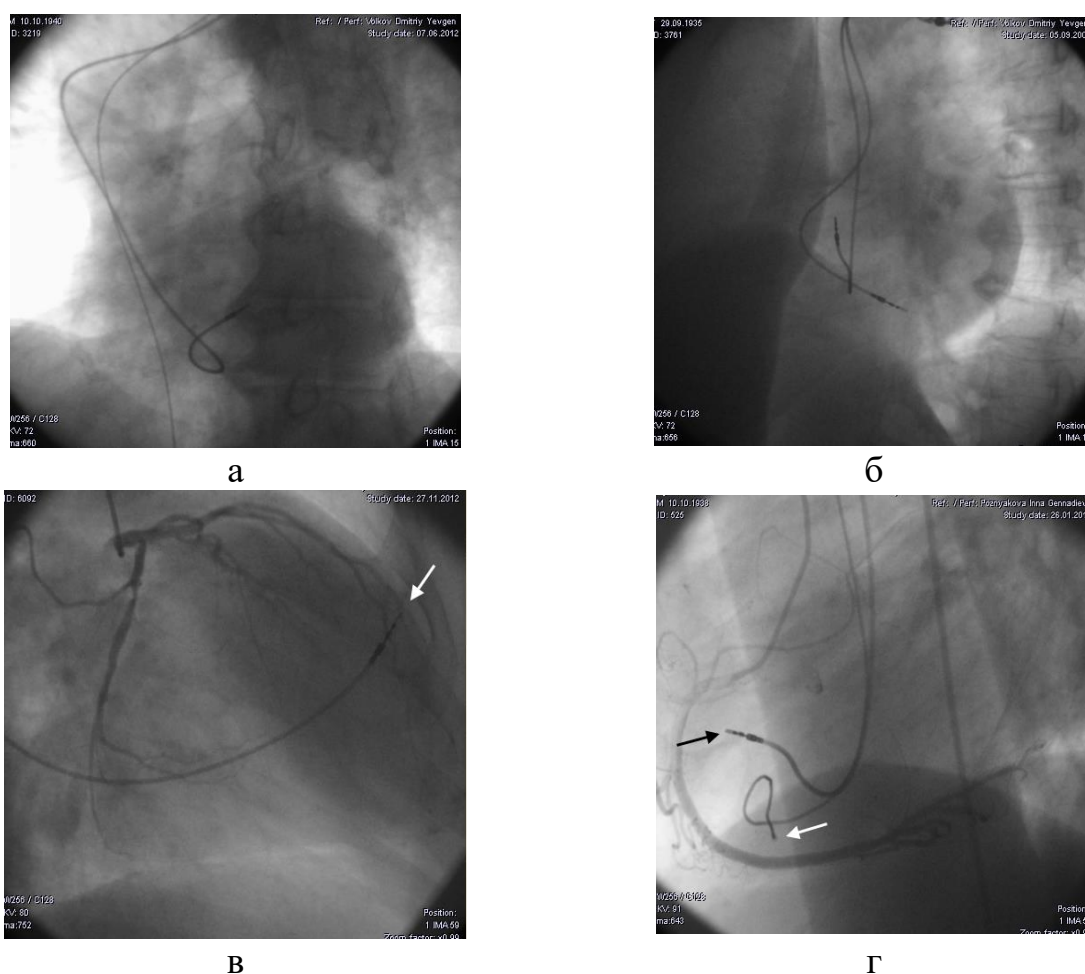


Рис. 3.16. Використання ангіографічних проекцій для визначення положення ПШ електроду: (а) ліва коса проекція - ПШ електрод розташований септально; (б) ліва коса проекція - ПШ електрод розташований у вільній стінці ПШ; (в) - права коса проекція - ПШ електрод розташований у вільній стінці ПШ у краю серцевого силуету (біла стрілка) - можлива перфорація; (г) ліва бічна проекція - ПШ електрод розташований у вільній стінці ПШ (чорна стрілка), другий електрод розташований септальніше у верхівці ПШ (біла стрілка).

Ускладнює ситуацію і те, що зазвичай МШП еліпсоподібно вигнута у бік ПШ, а найбільш ліве положення займають передньо- і задньосептальні стінки ПШ, а не її центральна частина, що не дозволяє використати характер зміщення ПШ електроду вліво як абсолютний показник імплантації в МШП. На наш погляд, найбільш точний позитивний прогноз, в плані розташування ПШ електроду ззовні МШП - в ділянці вільної і особливо передньої стінки, надає права коса проекція, при якій електрод візуалізується у безпосередній близькості від передньої поверхні серця або ліва бічна проекція (рис. 3.17).

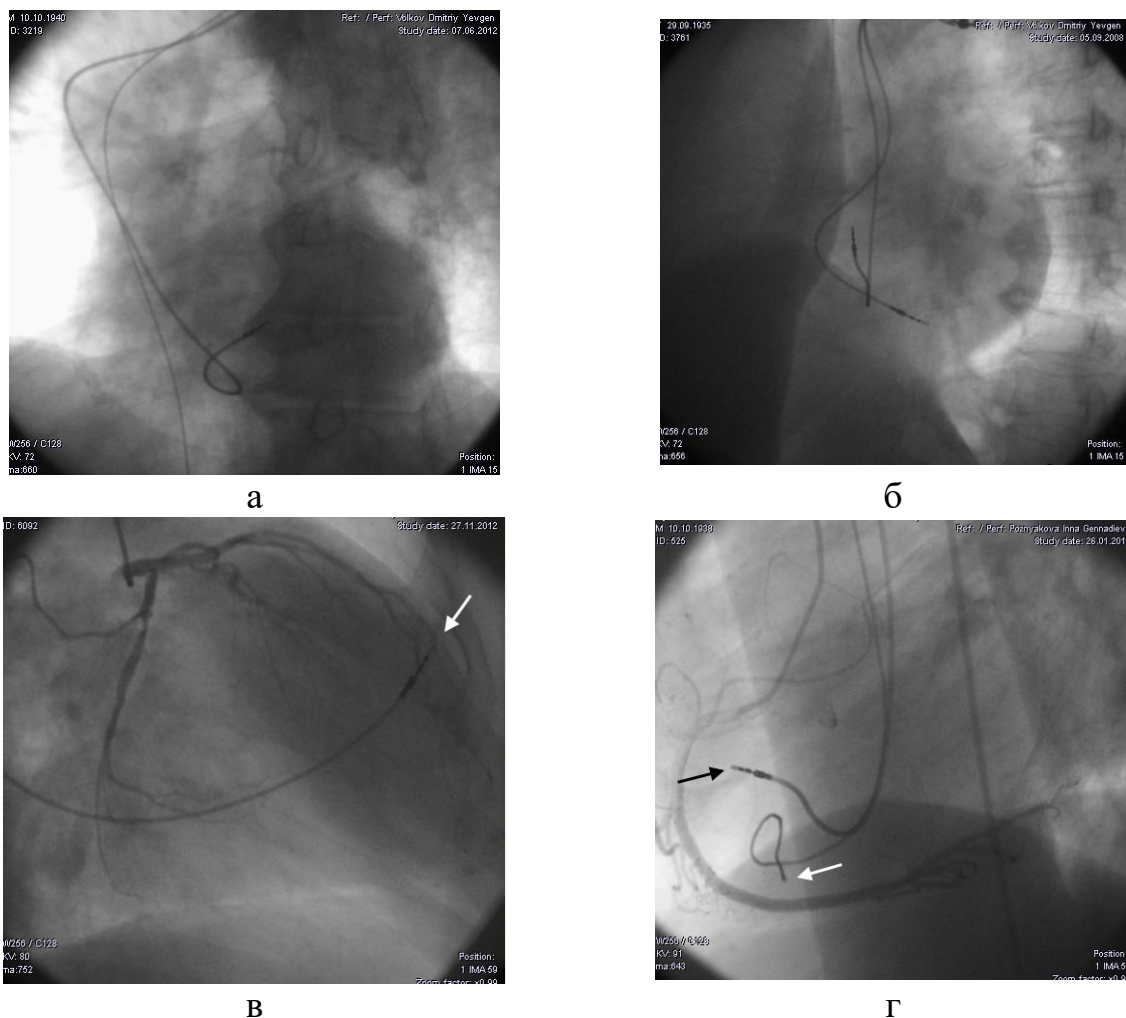


Рис. 3.17. Використання ангиографічних проекцій для визначення положення ПШ електроду: (а) ліва коса проекція - ПШ електрод розташований септально; (б) ліва коса проекція - ПШ електрод розташований у вільній стінці ПШ; (в) - права коса проекція - ПШ електрод розташований у вільній стінці ПШ у краю серцевого силуету (біла стрілка) - можлива перфорація; (г) ліва бічна проекція - ПШ електрод розташований у вільній стінці ПШ (чорна стрілка), другий електрод розташований септальніше у верхівці ПШ (біла стрілка).

Незважаючи на велику варіабельність анатомо-фізіологічних особливостей в більшості випадків нам вдалося знайти універсальні підходи до подолання складних ситуацій, які підсумовано у табл. 3.6.

Таблиця 3.6. Труднощі при проведенні та імплантації електродів ЕКС в праві відділи серця та способи їх вирішення

| Труднощі при імплантації                                              | Чинники                                                                                                                    | Способи вирішення                                                                                                                                                                                                                                                                                                                   |
|-----------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Спазм центральних вен доступу                                         | Реакція на маніпуляції голкою та (або) проведення інтрод'юсерів                                                            | Положення Трендленбурга, використання вен проксимальніше або дистальніше зони первинного доступу, болюсне ведення теплового фіз. розчину в периферійні вени підчас пункції                                                                                                                                                          |
| Неможливість первинної канюляції вен доступу                          | Використання доступів до неоптимальних вен, складні анатомічні умови                                                       | Диференційований підхід до вибору венозного доступу з використанням передопераційної оцінки та маркування, контрастування підчас процедури, використання гідрофільних провідників малого діаметру для первинної канюляції вен                                                                                                       |
| Неможливість проведення провідників в центральні вени через звуження  | Стенози вен доступу                                                                                                        | Використання гідрофільних провідників малого перетину для первинної канюляції вен та проходження звужень, пункція вен проксимальніше зон стенозів, бужування / балонна ангіопластика зон стенозів                                                                                                                                   |
| Складнощі при проходженні електродом ТК клапану                       | Горизонтальна позиція серця, значуща дилатація камер серця                                                                 | Використання різних альтернативних стратегій проходження ТК (кінчиком з великою кривизною по верхньому контуру ТК, зворотною петлею, «м'яким» кінчиком на J-образному стилеті)                                                                                                                                                      |
| Дислокація з ПШ в ПП при спробі заміни стилету                        | Тяжка ТК недостатність, значна дилатація камер серця                                                                       | Первинне використання жорстких стилетів з великим радіусом кривизни без необхідності подальшої зміни з кутом атаки по нижньому краю ТК та опорою на нижньо-базальні відділи ПШ                                                                                                                                                      |
| Неадекватна фіксація електроду в зоні МШП                             | Малий діаметр ПШ, значний вигін МШП в сторону ПШ з труднощами перпендикулярного до міокарду розташування спіралі електроду | Підбір стилета відповідної жорсткості з формуванням тангенціальної ангуляції згідно діаметру ПШ в місті найтоншої МШП, первина анатомічна фіксація на потрібному стилеті декількома оборотами зі зміною стилету на жорсткий з подальшою надійною глибокою фіксацією перпендикулярно до стінки з мікроадаптацією внутрішнім стилетом |
| Аритмогенна неможливість прицільного картування ПШ                    | Гемодинамічно значущі аритмії при маніпуляціях електродом в ПШ (фібриляція-асистолія)                                      | Виконання попередньої контрлатеральної тимчасової ендокардіальної стимуляції, страхувальна стимуляція ПП електродом введеним в ПШ підчас картування                                                                                                                                                                                 |
| Неадекватна фіксація та(або) параметри ЕКС в стандартній позиції в ПП | Відсутність або тотальний фіброз вушка ПП, анатомічні особливості                                                          | Імплантація ПП електроду в область нижньої третини МПП, устя, проксимальний/середній відділ КС або тракт Бахмана з адекватною фіксацією та параметрами ЕКС                                                                                                                                                                          |

Застосування запропонованих методів подолання труднощів під час імплантації електродів для ЕКС дозволяє значно підвищити ефективність цього етапу операції, про що свідчать результати порівняльного аналізу відсотка успішності імплантації при застосування тієї чи іншої вени в основній групі (2014-2019 рр.) та в групі порівняння (2004-2013 рр.) (табл. 3.7.)

Таблиця 3.7 – Частота використання окремих вен доступу та їх успішність

| Вена доступу                    | Основна група (n=337)                   |                  | Група порівняння (n=350)                |                  |
|---------------------------------|-----------------------------------------|------------------|-----------------------------------------|------------------|
|                                 | Частота використання, n(%) <sup>1</sup> | Успішність, n(%) | Частота використання, n(%) <sup>1</sup> | Успішність, n(%) |
| – v. cephalica                  | 57 (16,9)                               | 42 (73,7)        | 311 (88,9)                              | 181 (58,2)       |
| – v. jugularis ext.             | -                                       | -                | 56 (16,0)                               | 35 (62,5)        |
| – v. subclavia                  | 37 (11,0)                               | 37 (100)         | 140 (40,0)                              | 134 (95,7)       |
| – v. axillaris                  | 314 (93,2)                              | 293 (93,3)       | -                                       | -                |
| – v. innominate                 | 11 (3,3)                                | 11 (100)         | 25 (7,1)                                | 20 (80,0)        |
| Середній відсоток успішності, % |                                         | 91,8             |                                         | 74,1             |

Примітка. 1 – у частини хворих застосовано дві вени доступу.

Як видно з отриманих даних, частота використання окремих вен доступу значно змінилась. Зокрема, в останні роки ми повністю відмовились від застосування для доступу v. jugularis ext., та, навпаки, стали застосовувати v. axillaris, яку до 2013 роки не використовували. Також слід відмітити збільшення успішності як через окремі вени, так й у середньому. Крім цього, в основній групі необхідність застосування додаткового доступу була в 82 (24,3%) випадках, в групі порівняння – в 182 (52,0%) випадках.

Таким чином, забезпечення доступу для імплантації електродів є досить складним етапом оперативного втручання. Завдяки дуже варіабельній індивідуальній анатомії забезпечити оптимальне проведення та



розташування імплантуємих електродів можливе лише при використанні чисельних технічних прийомів та їх сполучень. Поєднання різних технічних способів при складному доступі та проведенні електродів в камери серця може бути проілюстроване наступним клінічним прикладом імплантації.

Пацієнтка К., 72 років, діагноз: тривало існуюча повна АВ блокада, різко зниженої ваги, в анамнезі тотальна карніфікація лівої легені після перенесеної в дитинстві пневмонії зі зміщенням органів середостіння вліво, двостороння мастектомія з приводу неуточнених новоутворень з курсами променевої терапії. При огляді повна відсутність підшкірної клітковини і м'язів підключичної області справа, тому безпечне формування ложа ЕКС в підключичній області можливо тільки ліворуч. Початково пацієнтці виконана лівобічна венографія, що виявила у край складну анатомію венозної системи у вигляді невеликого діаметру центральних вен з наявністю звивистості, звужень і клапанів, а також розширених венозних колатералів, порівнянних по діаметру з магістральними судинами, що дозволяє порівняти венозну систему з англійською літерою S (рис. 3.18).

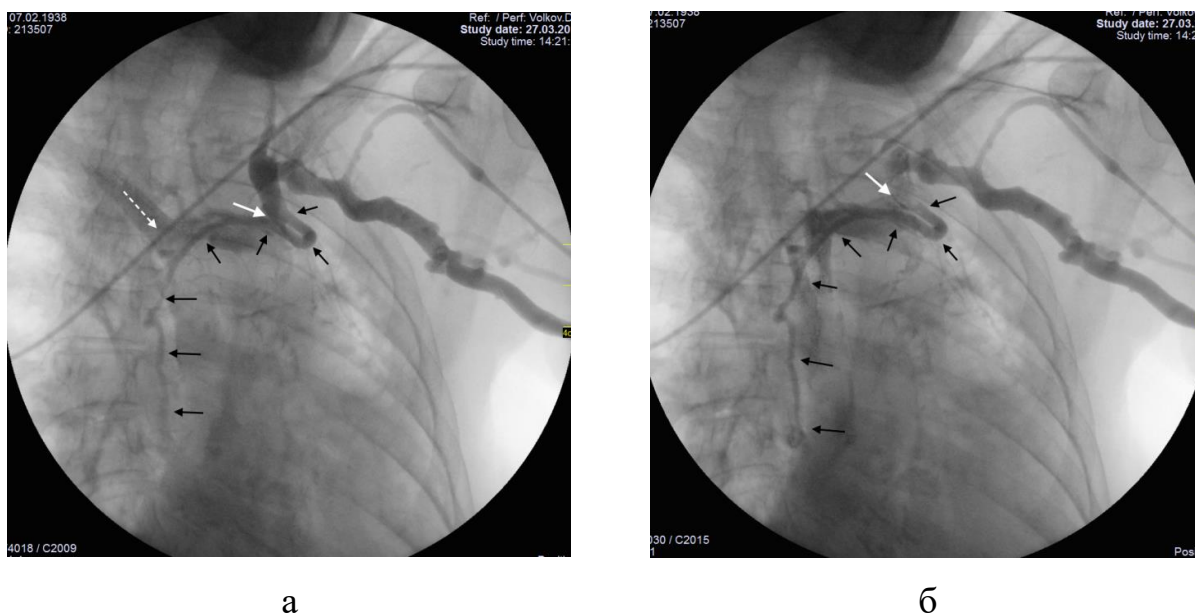


Рис. 3.18. Складна венозна анатомія в ході послідовних стадій венографії (а, б): гострий кут впадіння *v. subclavia sin.* у *v. innominate*, потужна колатеральна венозна гілка (чорні стрілки), що впадає в *v. innominate sin.* перед клапаном з депо контрасту (біла стрілка); контрастується патентна *v. innominate dex.* (біла переривчаста стрілка) прямий кут впадіння *v. innominate sin.* в *v. cava superior*.

Враховуючи результати ангіографії вирішено виконати черезшкірну пункцію центральної вени без проведення традиційного доступу і формування ложа (рис. 3.19).

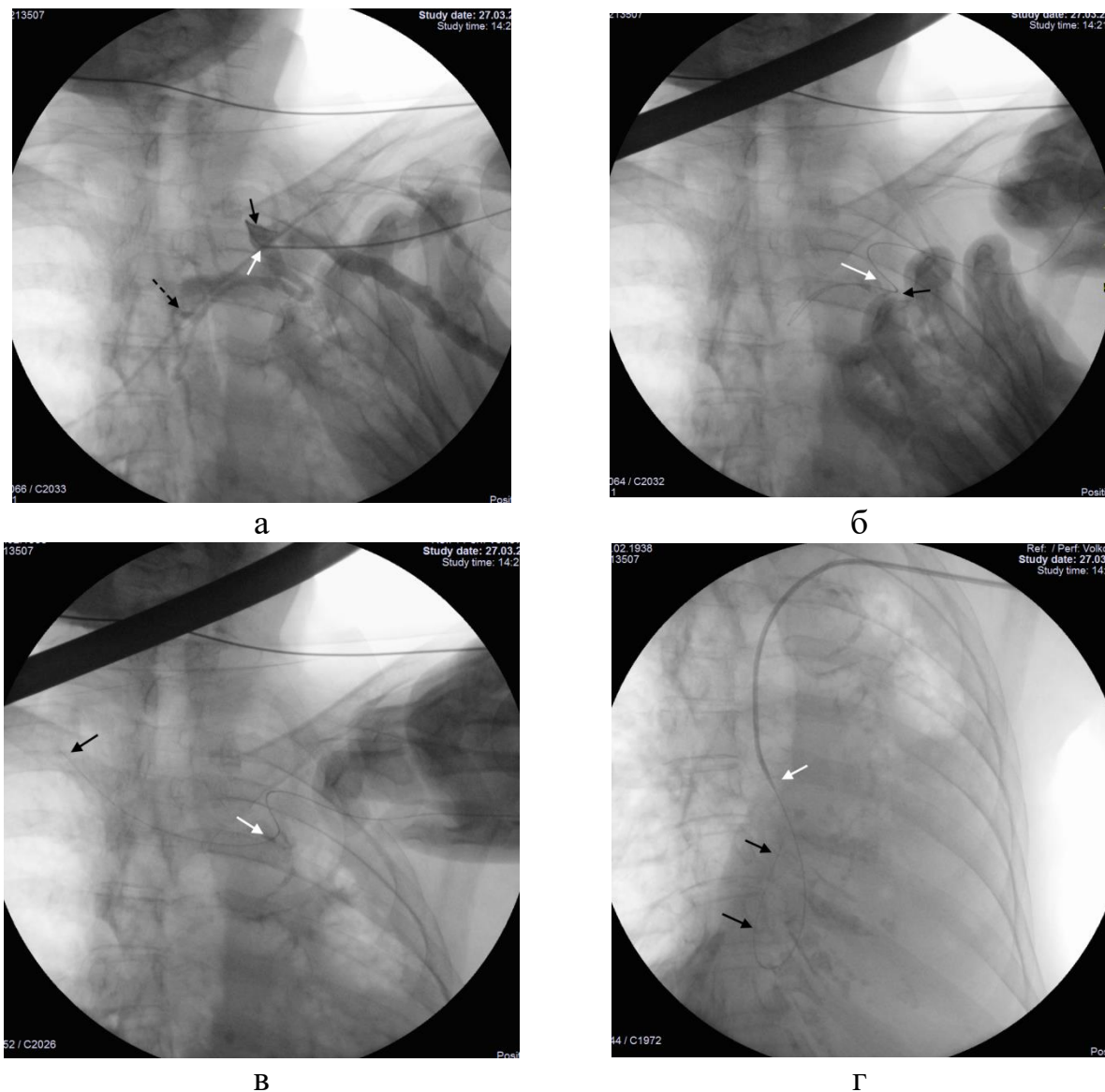


Рис. 3.19. Етапи венозного доступу до правих відділів серця : (а) - пункція центральної вени (біла стрілка - кінчик голки всередині судини) з неможливістю проведення стандартного J- образного провідника, діаметр вигину якого більше діаметру вени (чорна стрілка), перпендикулярне впадання v. innominate sin. у v. cava sup. з вірогідною наявністю клапана (чорна переривчаста стрілка); (б) - тонкий гідрофільний провідник проведений в колатеральну вену (чорна стрілка), зважаючи на наявність клапана (біла стрілка); (в) - провідник (чорна стрілка) проведений через клапан (біла стрілка) в v. innominate dex.; (г) - перенаправлення провідника (чорна стрілка) в v. cava sup. і ПП з використанням дилататора інтрод'юсера (біла стрілка).



У зв'язку з наявністю гострого кута впадання *v. subclavia sin.* у *v. innominate* виконана пункція центральної вени після вигину, проте провести традиційний J-подібний провідник не вдалося. Провідник замінений на прямий гідрофільний малого діаметру, який після повторних канюляцій контрлатеральної вени і зміни кута атаки голки вдалося провести через клапан в основне русло. При цьому, наявність клапана в початковому відділі *v. cava sup.* і перпендикулярне впадання зумовило напрям провідника в *v. innominate dex.* Проведення дилататора інтрод'юсера по провіднику в *v. innominate sin.* дозволило нівелювати вигини венозної системи, надати жорсткість конструкції і, відповідно, збільшити керованість провідника, який у результаті позиціонувався в ПП (рис. 3.19).

Після проведення інтрод'юсера і тонкого провідника в ПП останній був замінений на стандартний J-подібний провідник для адекватної підтримки проведення інтрод'юсера. (рис. 3.20).

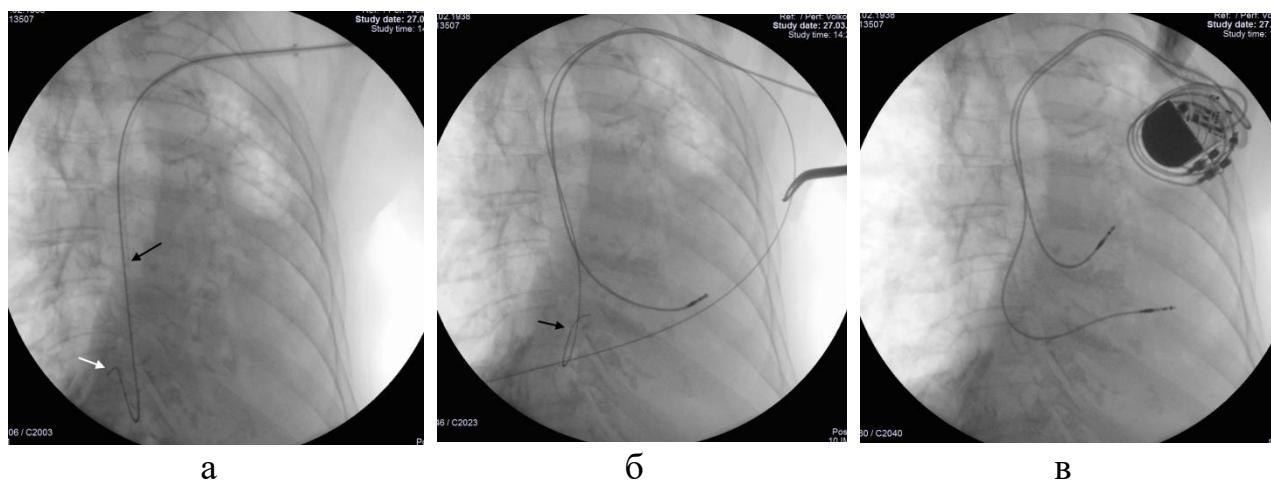


Рис. 3.20. Імплантація електродів і ЕКС: (а) - тонкий провідник замінений на стандартний (біла стрілка), по якому проведений інтрод'юсер (чорна стрілка); (б) - імплантований ПШ електрод, поряд з яким проведений додатковий провідник (чорна стрілка) для введення другого інтрод'юсера; (в) - остаточний вид операції.

Наступними етапами операції стали традиційні, для звичайної імплантації дії, пов'язані з імплантацією електродів в ПП і ПШ, з тією лише особливістю, що наявність одного венозного доступу зумовила використання

методики "залишеного провідника" (retained guidewire) для проведення ПП електроду, різке зміщення серця вліво ускладнило рентгенологічну верифікацію положення електродів в камерах серця і змусило більше орієнтується на ЕГ з електроду і ЕКГ при остаточному позиціонуванні. Операція успішно закінчена з імплантацією ЕКС субпекторально, враховуючи статуру хворої і практично повну відсутність підшкірної жирової клітковини.

Таким чином, забезпечення доступу до венозної системи, починаючи з прийняття рішення щодо оптимального методу та вени, та проведення електродів в камери серця є дуже важливими етапами оперативного втручання. Різноманітні варіанти анатомії венозної системи можуть значно утруднити оперативне втручання ще на його початку та призвести до значної пролонгації операції, що, у свою чергу, є однією з причин розвитку гнійно-інфекційних ускладнень. Застосування оптимальної техніки та інструментарію дозволяє досягти успіху навіть при дуже складних ситуаціях.

На підставі проведеної роботи нами запропоновано наступний комплекс поетапних профілактичних заходів:

1. Видалення волосся в області операційного поля здійснюється тільки при необхідності при наявності значного волосистої покриву і здійснюється строго перед транспортуванням пацієнта в операційну.
2. Антибіотикопрофілактика проводиться внутрішньовенно болюсно (можлива інфузія) безпосередньо перед початком операції (зазвичай зинацеф 1,5 г), потім ще 3 введення протягом доби, тривалість введення може бути подовжена до 3-4 днів при наявності додаткових факторів ризику.
3. Використання спеціальної одноразової білизни з адгезивною поверхнею, імпрегнованої антибіотиком.
4. Прицільна пошарова місцева інфільтраційна анестезія тільки в проекції доступу (4-5 см) мінімальними дозами анестетика (60-80 мл).
5. Гемостаз - переважно біполярна щадна коагуляція, при пошкодженні

великих судин – тимчасове застосування судинних затискачів без лігатурної перев'язки.

6. Максимально щадне відношення до тканин - робота тільки ріжучими частинами хірургічних інструментів без розсування.
7. Формування ложа відразу після доступу до венозної системи з метою адекватного контролю гемостазу до кінця операції, обов'язкове надсичення підшкірної фасції і гостре розсічення тканин при ускладненнях з його розширенням, по можливості без пошкодження грудної фасції, достатній обсяг і медіальне розташування ложа.
8. При операціях заміни ЕКС при наявності грубої капсули часткове, рідше повне, висічення ложа або іноді його розширення з метою доступу тканинної рідини (факторів клітинного імунітету).
9. Імплантація ЕКС найбільш гладкою частиною назовні, коннекторною частиною досередини, розташування електродів під ЕКС, без дрібних кілець і випинання, у худих пацієнтів формування ложа ЕКС між м'язами (зменшення ризику пролежня шкіри і переломів електродів за рахунок тертя по ребрах), зазвичай без фіксації ЕКС-рів лігатурою в ложі.
10. Зрошення антисептиками рани на різних етапах операції (відразу після формування ложа, перед імплантацією ЕКС, перед накладанням швів на шкіру), обробка місць фіксації електродів і самих електродів антисептиками, що містять спирт.
11. Відкриття складових, що імплантуються, безпосередньо перед введенням в тіло пацієнта.
12. При ушиванні рани дотримання суворої анатомічності з мінімумом швів, застосування шовних матеріалів, що імплантуються, переважно монофіламентних, оброблених антибіотиками.
13. Після операції одночасне застосування холоду і тиску на область оперативного втручання протягом 1-2 годин з метою гемостазу.
14. Зміна пов'язки зазвичай на наступний день, всього 1-2 рази, зняття на 5-6 добу.

15. Видалення центрального венозного катетера в ході імплантації (при стабільному стані хворого), периферичного венозного катетера максимум через добу після операції, при необхідності переміщення його в контрлатеральну кінцівку.
16. Застосування протизапальних примочок на область ЕКС з 5-8 дня після операції протягом 3-7 днів.
17. Обов'язковий огляд через 2-3 тижні з контролем стану рани і ложа ЕКС.

У зв'язку з комплексним характером удосконалень хірургічної техніки було здійснено порівняння безпосередніх результатів трансвенозної імплантації ЕКС у терміни до впровадження – 2004-2013 рр. (група порівняння – n=350) та після впровадження – 2014-2019 рр. (основна група – n=337) комплексу заходів, спрямованих на оптимізацію процесу імплантації електродів та запобігання ускладнень (табл. 3.8).

Таблиця 3.8 – Безпосередні та віддалені результати імплантації ЕКС в праві відділи серця, пов'язані з процедурою імплантації

| Показник                                      | Основна група<br>(n=337) | Група<br>порівняння<br>(n=350) | p                   |
|-----------------------------------------------|--------------------------|--------------------------------|---------------------|
| 1                                             | 2                        | 3                              | 4                   |
| Тривалість операції, хв                       |                          |                                |                     |
| - однокамерні                                 | 28±8                     | 26±16                          | p>0,05 <sup>1</sup> |
| - двокамерні                                  | 42±5                     | 59 ±7                          | p<0,05 <sup>1</sup> |
| Промежеве навантаження, хв                    |                          |                                |                     |
| - однокамерні                                 | 4,2±2,2                  | 3,8±1,9                        | p>0,05 <sup>1</sup> |
| - двокамерні                                  | 6,7±1,1                  | 7,5±1,2                        | p>0,05 <sup>1</sup> |
| Тривалість госпіталізації, діб                | 2,3±0,5                  | 4,0±0,7                        | p<0,05 <sup>1</sup> |
| Безпосередні ускладнення, n, (%) <sup>3</sup> | 20 (5,9)                 | 45 (12,9)                      | p<0,05 <sup>2</sup> |
| - «хірургічні» гематоми                       | 13 (3,9)                 | 17 (4,9)                       | p>0,05 <sup>2</sup> |
| - дислокація електродів                       | 5 (1,5)                  | 12 (3,2)                       | p>0,05 <sup>2</sup> |
| - стимуляція м'язів та<br>діафрагми           | 2 (0,6)                  | 9 (2,6)                        | p<0,05 <sup>2</sup> |
| - пневмо- гемоторакс                          | 3 (0,9)                  | 6 (1,7)                        | p>0,05 <sup>2</sup> |
| - перфорація камер серця                      | 1 (0,3)                  | 2 (0,6)                        | p>0,05 <sup>2</sup> |
| - тромбоз вен доступу                         | 3 (0,9)                  | 5 (1,4)                        | p>0,05 <sup>2</sup> |
| - місцеві гнійно-запальні<br>процеси          | 2 (0,6)                  | 7 (2,0)                        | p>0,05 <sup>2</sup> |

подовження табл. 3.8

| 1                                              | 2        | 3              | 4            |
|------------------------------------------------|----------|----------------|--------------|
| Віддалені ускладнення, n, (%)                  | 16 (4,7) | 32 (9,1)       | $p < 0,05^2$ |
| - Тромбоз вен доступу n, (%)                   | 4 (1,2)  | 2 (0,6)        | $p > 0,05^2$ |
| - Пошкодження/перелом електродів, n            | 2(0,6)/0 | 2(0,6) /4(1,1) | $p > 0,05^2$ |
| - Значуще підвищення порогу ЕКС ( $> 3В$ ) , n | 5 (1,5)  | 8 (2,3)        | $p > 0,05^2$ |
| - Перфорація камер серця                       | 2 (0,6)  | 1 (0,3)        | $p > 0,05^2$ |
| - Пролежні ЕКС та електродів                   | 1 (0,3)  | 8 (2,3)        | $p < 0,05^2$ |
| - Локальні гнійно-запальні процеси             | 1 (0,3)  | 4 (1,2)        | $p > 0,05^2$ |
| - Генералізовані гнійно-запальні процеси       | 1 (0,3)  | 3 (0,9)        | $p > 0,05^2$ |
| Ревізія/заміна електродів ЕКС, n               | 4 (1,2)  | 11 (3,1)       | $p > 0,05^2$ |
| Переміщення ЕКС, n                             | 1 (0,3)  | 3 (0,9)        | $p > 0,05^2$ |
| Заміна ЕКС                                     | 5 (1,5)  | 12 (3,4)       | $p > 0,05^2$ |
| - порушення роботи ЕКС                         | -        | 3 (0,9)        |              |
| - виснаження ЕКС                               | 5 (1,5)  | 9 (2,6)        |              |
| Хірургічна екстракція електродів/ЕКС, n        | 1 (0,3)  | 4 (1,2)        | $p > 0,05^2$ |

Примітки. 1 – достовірність різниці між основною групою та групою порівняння за t-критерієм; 2 - Достовірність різниці між основною групою та групою порівняння за критерієм  $\chi^2$ . 3 – частина хворих мали 2 та більше ускладнень.

Встановлено поліпшення всіх показників з достовірним зменшенням тривалості операції при імплантації двокамерних пристроїв та тривалості госпіталізації, а також зменшення кількості безпосередніх та віддалених ускладнень.

### 3.3. Визначення оптимального місця розташування електродів при стандартній ЕКС

Незважаючи на доказану «нефізіологічність» ПШ стимуляції, у більшості спеціалізованих центрів цей метод використовується найчастіше,

що обумовлено, головним чином, меншою технічною складністю та затратністю методу у порівнянні з іншими методами.

Одним з напрямків вирішення цієї проблеми є пошук альтернативних місць імплантації в ПШ, серед яких найбільш перспективним є МШП. У зв'язку з цим на наступному етапі нами були проведені серія досліджень для визначення оптимального місця імплантації ПШ електроду.

Перш за все здійснено патологоанатомічне дослідження. Теоретичною підставою для його проведення було положення, що оптимальним місцем стимуляції МШП є частина з найменшою товщиною. З метою оцінки товщини МШП на різних рівнях здійснено розтин 34 сердець померлих від різноманітних причин (див. розд. 2.4). Отримані результати наведено на рис. 3.21.

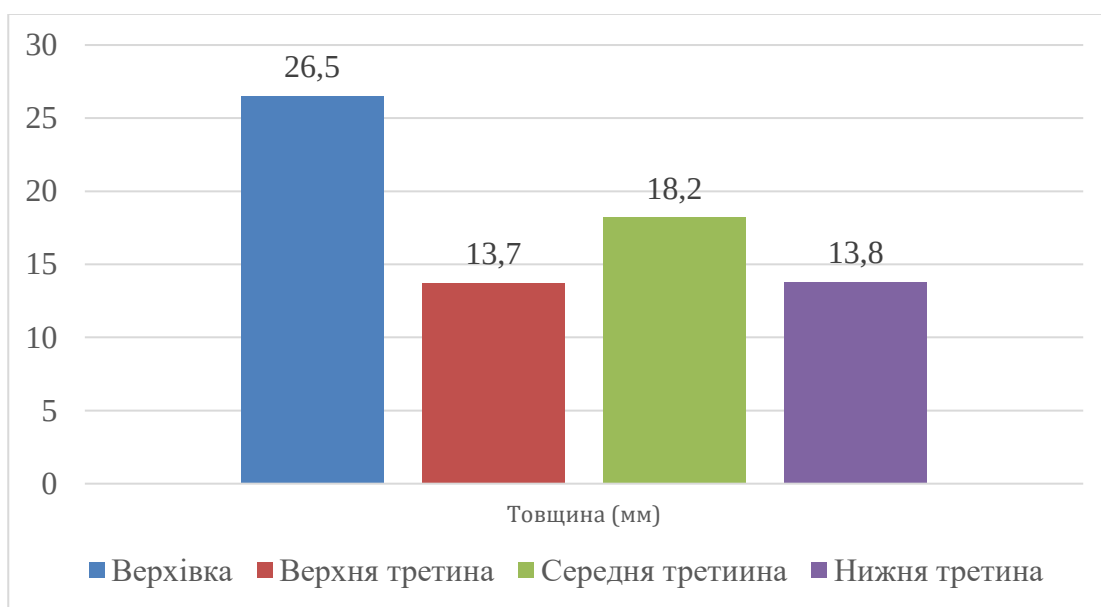


Рис. 3.21. Товщина стінки верхівки ПШ та МШП на різних рівнях.

Середня товщина стінки ПШ в області верхівки складала  $26,5 \pm 9,5$  мм, на рівні верхньої третини МШП –  $13,7 \pm 3,7$  мм, середньої третини –  $18,2 \pm 3,7$ , нижньої третини –  $13,8 \pm 3,9$  мм. Тобто, в області верхівки товщина стінки була більше ніж в області МШП на всіх рівнях ( $p < 0,001$  за критерієм Стьюдента). В області МШП найбільша товщина спостерігалась на рівні середньої третини ( $p < 0,001$  за критерієм Стьюдента у порівнянні з верхньою

та нижньою третиною). Товщина МШП в області верхньої та нижньої третини не відрізнялась ( $p > 0,05$  за критерієм Стюдента).

При аналізі індивідуальних значень виявлено, що у 17 (49%) випадках товщина МШП на рівні нижньої третини була менше, ніж в області верхньої третини, в 11 (31%) випадках товщина МШП на рівні середньої третини була менше або дорівнювала товщині МШП на інших рівнях, в 5 (14%) товщина стінки в області верхівки ПШ не відрізнялась від товщини МШП, а в двох випадках (6%) вона була меншою. Тобто, спостерігається досить великий розкид індивідуальних значень товщини стінки ПШ та МШП на різних рівнях, що відображено на рис. 3.22.

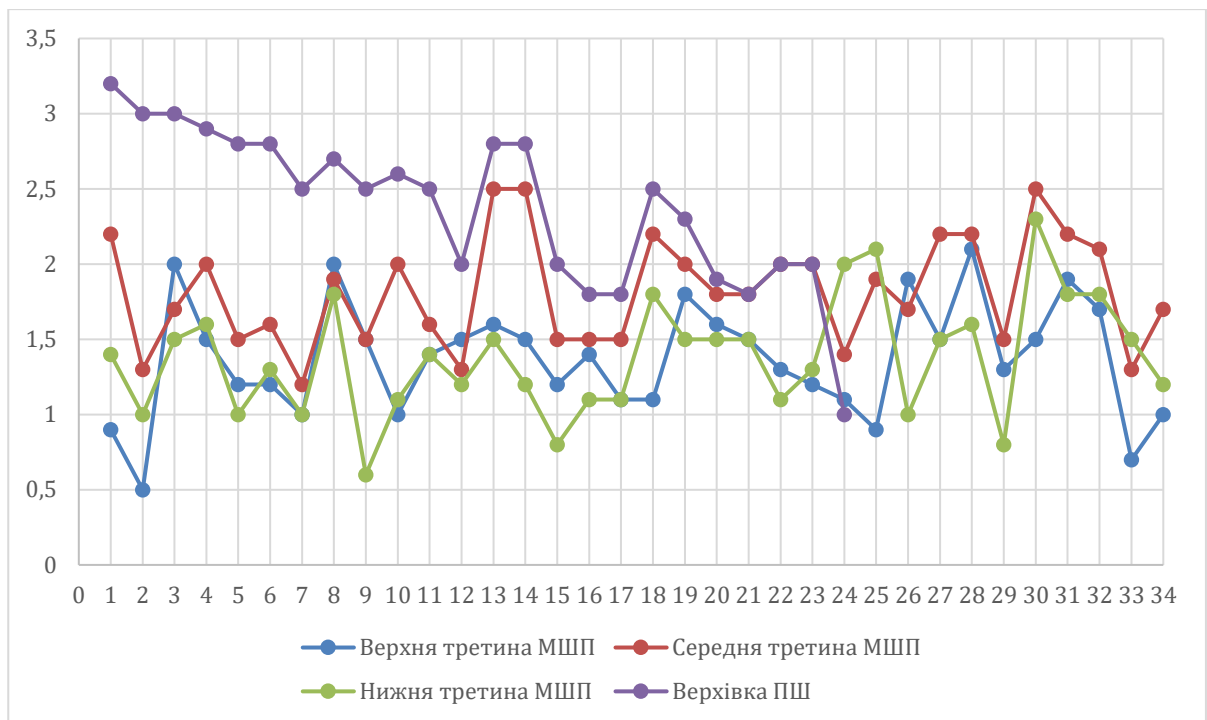


Рис. 3.22. Індивідуальні значення товщини стінки ПШ та МШП (n=34).

Таким чином, анатомічне дослідження з прямим виміром товщини стінки верхівки ПШ та МШП виявило, що вона найменша на верхньому та нижньому рівнях МШП. Це свідчить на користь вибору цих рівнів МШП для розташування електроду. Але за клінічним досвідом, імплантація електроду в верхню частину МШП технічно більш складна та має збільшений ризик його дислокації. Імплантація в нижню частину технічно легше та не потребує додаткового обладнання, що свідчить про перспективність нижньої частини

МШП для імплантації електродів ЕКС. У той же час, великий розкид індивідуальних значень свідчить про необхідність оцінки МШП в кожному випадку для вибору оптимального місця імплантації.

Виявлені при анатомічному дослідженні закономірності були підтверджені у клінічному дослідженні з оцінкою особливостей МШП за допомогою ЕхоКГ через місяць та більше після імплантації ЕКС (табл. 3.9).

Таблиця 3.9 – Загальна характеристика хворих, у яких вивчено особливості МШП (n = 76)

|                               |          |
|-------------------------------|----------|
| Вік, років                    | 72,6±5,3 |
| Чоловіки/ жінки               | 52 / 24  |
| ФВ ЛШ, %                      | 51,3±4,5 |
| Тривалість QRS, мс            | 122±17   |
| Показання до імплантації ЕКС: |          |
| - CCCB                        | 13       |
| - ФП, брадісистоія            | 7        |
| - АВ блокада 2 ст.            | 8        |
| - АВ блокада 3 ст.            | 42       |
| Режими стимуляції:            |          |
| - VVI                         | 35       |
| - DDD                         | 39       |

При порівнянні значень відносної товщини МШП (RSWT) (див. розд. 2.2) на різних рівнях, нами були виділені наступні 3 типи МШП:

- 1 тип - рівномірна ширина МШП на всьому протязі – 17 (22%);
- 2 тип - найбільша ширина МШП в області ВТПШ 47(62%);
- 3 тип - найбільша ширина МШП в області середньо-нижньої третині 12 (16%).

Середня тривалість QRS у ВТ ПШ склала (155±17) мс, в середній частині МШП – (143±15) мс, в нижній частині МШП – (152±18) мс. У пацієнтів з електродом, імплантованим в більш тонку частину МШП (RSWT ≤ 1,0, n = 31) – тривалість комплексу QRS була меншою, ніж у пацієнтів з RSWT > 1,05 (n = 25) – (142 ± 15) мс та (153 ± 17) мс відповідно. При зіставленні величини RSWT на рівні електрода з тривалістю стимульованого



комплексу QRS і виявлено достовірну позитивну кореляцію між цими показниками:  $r = 0,43$  ( $p < 0,05$ ). Тобто, зі збільшенням товщини МШП, збільшувалась тривалість QRS (рис. 3.23).

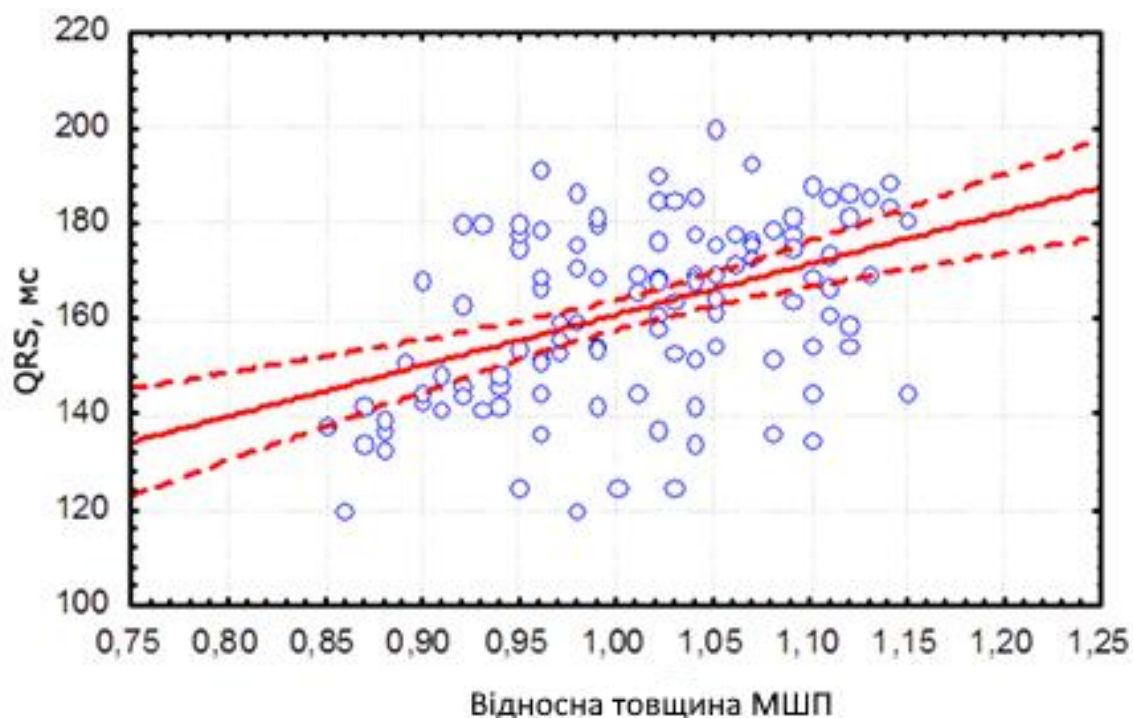


Рис. 3.23. Кореляція між RSWT і тривалістю комплексу QRS.

Для оцінки впливу місця розташування ПШ електроду додатково здійснено оцінку показників ДС у 101 хворого (45 чоловіків, середній вік  $72 \pm 8$  років) з повною АВБ, збереженою ФВ ЛШ (більше 50%), з відсутністю в анамнезі інфаркту міокарду, яким було імплантовано двокамерний ЕКС, у тому числі: 1 група – ПШ електрод імплантовано у середню та нижньосептальну зони МШП (МШППШ,  $n=35$ ), 2 група – ПШ електрод імплантовано у виносний тракт ПШ (ВТПШ,  $n=31$ ), 3 група – хворі зі стимуляцією верхівки ПШ (АСПШ,  $n=35$ ). Контрольну групи склали 30 хворих з СССВ, у яких процент стимуляції ПШ не перевищував 20%. Усі групи були співставні за статтю та віком.

За результатами сегментарного аналізу величини поздовжнього стрейну встановлено наступне (табл. 3.10).

Таблиця 3.10 – Величина поздовжнього стрейну в сегментах міокарду у обстежених хворих в динаміці лікування.

| LS,<br>сегмент: | Група                       |                             |                         |                             |                         |                             |                           |                           |
|-----------------|-----------------------------|-----------------------------|-------------------------|-----------------------------|-------------------------|-----------------------------|---------------------------|---------------------------|
|                 | 1 група<br>(МШППШ),<br>n=35 |                             | 2 група<br>(ВТПШ), n=31 |                             | 3 група<br>(АСПШ), n=35 |                             | Порівняння<br>група, n=30 |                           |
|                 | До лік.                     | Через<br>рік та<br>більше   | До лік.                 | Через<br>рік та<br>більше   | До лік.                 | Через<br>рік та<br>більше   | До лік.                   | Через<br>рік та<br>більше |
| 1               | -18,2 ±<br>4,3              | -14 ±<br>5,3 <sup>1</sup>   | -18,3 ±<br>4,5          | -12,6 ±<br>7,7 <sup>1</sup> | -18 ±<br>4,3            | -9,5 ±<br>5,2 <sup>1</sup>  | -19,2 ±<br>3,6            | -18,3 ±<br>2,3            |
| 2               | -17,8 ±<br>3,6              | -14,8 ±<br>4,0 <sup>1</sup> | -19,1 ±<br>5,1          | -15,0 ±<br>6,3 <sup>1</sup> | -17,7 ±<br>3,6          | -9,9 ±<br>4,5 <sup>1</sup>  | -17,8 ±<br>4,3            | -17,9 ±<br>2,9            |
| 3               | -18,7 ±<br>3,3              | -14,8 ±<br>2,7 <sup>1</sup> | -16,8 ±<br>4,2          | -14,7 ±<br>4,9 <sup>1</sup> | -16,6 ±<br>3,5          | -10,8 ±<br>3,9 <sup>1</sup> | -19,6 ±<br>4,2            | -18,3 ±<br>3,1            |
| 4               | -19,6 ±<br>3,4              | -15,8 ±<br>2,8 <sup>1</sup> | -18,3 ±<br>4,3          | -14,0 ±<br>5,0 <sup>1</sup> | -16,0 ±<br>4,1          | -12,0 ±<br>4,2 <sup>1</sup> | -19,3 ±<br>4,4            | -18,4 ±<br>3              |
| 5               | -18,9 ±<br>3,7              | -15,8 ±<br>3,5 <sup>1</sup> | -16,9 ±<br>6,0          | -15,1 ±<br>5,4              | -16,7 ±<br>3,9          | -11,4 ±<br>4,2 <sup>1</sup> | -20,3 ±<br>4,9            | -18,4 ±<br>3,0            |
| 6               | -18,1 ±<br>2,8              | -15,8 ±<br>3,4 <sup>1</sup> | -18,9 ±<br>4,4          | -13,7 ±<br>4,4 <sup>1</sup> | -16,8 ±<br>4,5          | -10,6 ±<br>4,2              | -18,4 ±<br>4,5            | -16,8 ±<br>3,2            |
| 7               | -18,5 ±<br>3,8              | -15,1 ±<br>2,9 <sup>1</sup> | -18,2 ±<br>4,7          | -14,4 ±<br>4,0 <sup>1</sup> | -17,2 ±<br>4,0          | -11,2 ±<br>4,1              | -18,5 ±<br>4,0            | -18,1 ±<br>3,4            |
| 8               | -18,6 ±<br>3,8              | -15,8 ±<br>3,8 <sup>1</sup> | -19,3 ±<br>4,4          | -14,7 ±<br>3,4 <sup>1</sup> | -18,0 ±<br>4,2          | -12,0 ±<br>4,7 <sup>1</sup> | -18,7 ±<br>4,5            | -17,3 ±<br>3,3            |
| 9               | -17,7 ±<br>3,6              | -16,4 ±<br>2,5              | -18,3 ±<br>4,1          | -14,3 ±<br>4,3 <sup>1</sup> | -17,8 ±<br>4,4          | -10,8 ±<br>5,4 <sup>1</sup> | -17,5 ±<br>4,8            | -17,7 ±<br>3,9            |
| 10              | -18,1 ±<br>3,6              | -16,5 ±<br>3,7              | -17,5 ±<br>4,6          | -16,4 ±<br>4,4              | -16,1 ±<br>3,5          | -12,0 ±<br>5,3 <sup>1</sup> | -19,5 ±<br>4,1            | -17,9 ±<br>3,0            |
| 11              | -19,2 ±<br>3,3              | -15,6 ±<br>4,7 <sup>1</sup> | -19,5 ±<br>4,7          | -14,8 ±<br>3,8 <sup>1</sup> | -16,6 ±<br>3,5          | -12,6 ±<br>4,7 <sup>1</sup> | -19,6 ±<br>3,6            | -17,7 ±<br>4,6            |
| 12              | -19,1 ±<br>3,3              | -17,6 ±<br>5,0 <sup>1</sup> | -18,3 ±<br>4,4          | -15,2 ±<br>3,2 <sup>1</sup> | -17,6 ±<br>3,5          | -12,1 ±<br>4,5 <sup>1</sup> | -18,7 ±<br>4,8            | -18,5 ±<br>4,5            |
| 13              | -18,5 ±<br>4,0              | -16,1 ±<br>4,9              | -18,2 ±<br>4,0          | -15,5 ±<br>2,7 <sup>1</sup> | -15,8 ±<br>4,8          | -13,8 ±<br>4,3              | -18,3 ±<br>5,0            | -18,8 ±<br>5,5            |
| 14              | -17,9 ±<br>3,3              | -16,6 ±<br>4,9              | -17,3 ±<br>4,4          | -15,2 ±<br>3,1              | -18,3 ±<br>4,3          | -14,4 ±<br>4,3 <sup>1</sup> | -19,8 ±<br>4,0            | -18,4 ±<br>5,4            |
| 15              | -17,8 ±<br>3,4              | -16,2 ±<br>5,8              | -18,2 ±<br>3,6          | -15,1 ±<br>4,6 <sup>1</sup> | -15,9 ±<br>4,0          | -12,4 ±<br>6,0              | -19,8 ±<br>5,1            | -19 ±<br>4,7              |
| 16              | -18,8 ±<br>3,4              | -18,1 ±<br>5,3              | -17,5 ±<br>3,9          | -16,6 ±<br>4,7              | -18,1 ±<br>5,0          | -15,0 ±<br>6,5 <sup>1</sup> | -18,2 ±<br>4,5            | -18,7 ±<br>3,9            |

Примітка. 1 - різниця між вихідною величиною LS та величиною LS через рік та більше після імплантації ЕКС достовірна ( $p < 0,05$  за парним критерієм Стюдента).

Виявлено зменшення поздовжнього стрейну практично у всіх сегментах міокарду найбільш помітне в 3 групі хворих (з ПШ апікальною стимуляцією). При стимуляції з верхівки ПШ найбільше зниження LS було відзначено в верхівкових сегментах ЛШ, а найбільше запізнювання часу до піку LS відзначено в базально-латеральних сегментах ЛШ, що призводило з одного боку до зниження GLS, з іншого - до збільшення індексів ДС роботи серця.

Більш наглядно динаміку рухливості міокарду відображає величина GLS (рис. 3.24).

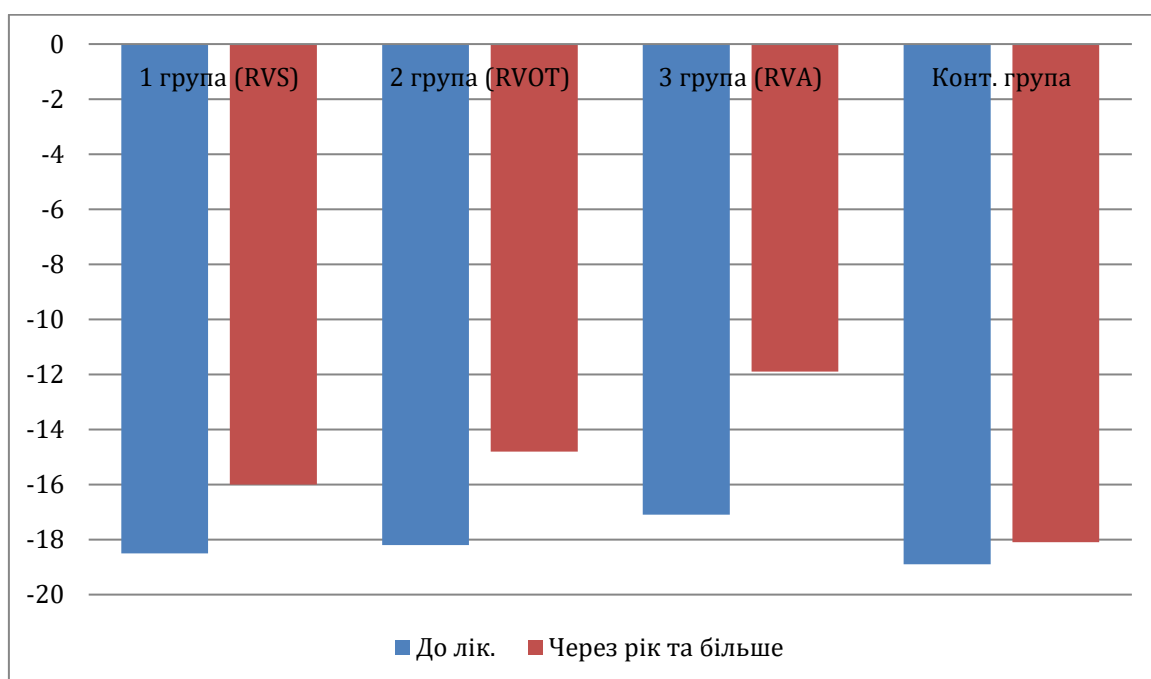


Рис. 3.24. Зміна величини GLS в динаміці лікування ( $M \pm SD$ ).

Через рік та більше після імплантації ЕКС у пацієнтів 1, 2 та 3 груп GLS був достовірно знижений у порівнянні з вихідною величиною, але найбільшим це зниження було у пацієнтів з верхівковою стимуляцією ( $-11,9 \pm 4,8\%$ , проти  $-17,1 \pm 4,0\%$ ,  $p < 0,001$ ), в меншому ступені при RVOT стимуляції ( $-14,8 \pm 4,3\%$  проти  $-18,2 \pm 4,4\%$ ,  $p < 0,01$ ), та найменше при RVS стимуляції ( $-16,0 \pm 4,2\%$  проти  $-18,5 \pm 3,5\%$ ,  $p < 0,01$ ).

Аналіз клінічної ефективності кардіостимуляції в групах хворих, що увійшли в це дослідження також виявив цікаві закономірності (табл. 3.11).

Таблиця 3.11 – Динаміка виразності ХСН та величини ФВ ЛШ у досліджених хворих

| Показники                                                               | Група                     |                            |                           |                           |
|-------------------------------------------------------------------------|---------------------------|----------------------------|---------------------------|---------------------------|
|                                                                         | 1 група<br>(RVS),<br>n=35 | 2 група<br>(RVOT),<br>n=31 | 3 група<br>(RVA),<br>n=35 | Порівняння<br>група, n=30 |
| ФВ ЛШ, %:<br>вихідна<br>через рік та більше                             | 53±15                     | 57±12                      | 54±10                     | 53±11                     |
|                                                                         | 51±18                     | 50±13 <sup>1</sup>         | 46±9 <sup>1</sup>         | 52±14                     |
| Ф.к. NYHA:<br>вихідна: 1-2<br>3-4<br>через рік та більше:<br>1-2<br>3-4 | 27 (77%)                  | 25 (81%)                   | 28 (80%)                  | 24 (80%)                  |
|                                                                         | 8 (23%)                   | 6 (19%)                    | 7 (20%)                   | 6 (20%)                   |
|                                                                         | 28 (80%)                  | 24 (77%)                   | 22 (63%)                  | 23 (77%)                  |
|                                                                         | 7 (20%)                   | 7 (23%)                    | 13 (37%)                  | 7 (23%)                   |

Примітка. 1 - різниця між вихідними даними та через рік та більше після імплантації ЕКС достовірна ( $p < 0,05$  за парним критерієм Ст'юдента)

Аналіз виразності ХСН за ф.к. NYHA через рік та більше після операції виявив, що серед хворих 1 групи (RVS стимуляція) частка хворих з СН 3-4 ф.к. зменшилась з 23% до 20%, після RVOT стимуляції зросла з 19% до 23%, а після RVA стимуляції зросла найбільш значно – з 20% до 37%. Цим результатам відповідала й динаміка ФВ ЛШ, яка через рік та більше після імплантації ЕКС знизилась у всіх хворих, але найбільш значимо в 3 групі (RVA стимуляція) – з  $54 \pm 10\%$  до  $46 \pm 9\%$  ( $p < 0,05$ ), в меншому ступені в 2 групі (RVOT стимуляція) – з  $57 \pm 12\%$  до  $50 \pm 13\%$ . В 1 групі (RVS стимуляція) зниження було незначним та не достовірним: з  $53 \pm 15\%$  до  $51 \pm 18\%$ .

Таким чином, результати аналізу динаміки поздовжнього стрейну протягом лікування залежно від місця стимуляції збігаються з результатами динаміки виразності ХСН та величини ФВ ЛШ, що свідчить про клінічне значення цього показника.

Можна припустити, що ВТ ПШ у більшості пацієнтів є найбільш широким місцем МШП, внаслідок чого поширення імпульсу в цей області

займає досить тривалий період часу і комплекс QRS при стимуляції з зазначеній області має велику тривалість. Додатковий кореляційний аналіз виявив наявність помірної позитивної достовірної кореляції між тривалістю комплексу QRS і даними поздовжнього стрейна ( $r=0,51$ ,  $p<0,05$ ) та негативної кореляції з глобальним поздовжнім стрейном ( $r=-0,45$ ,  $p<0,05$ ).

На підставі отриманих даних можна стверджувати, що ВТ ПШ не є оптимальним місцем імплантації ПШ електрода. У більшості пацієнтів найбільш вузьке місце МШП знаходиться на межі середньої та нижньої третини МШП, де і отримані найменші значення тривалості стимульованого комплексу QRS. У відносно невеликій когорті хворих, переважно пацієнтів молодого віку, МШП має приблизно однакову товщину і тривалість QRS у всіх відділах. У цієї групи хворих, мабуть, місце імплантації ПШ електрода не має істотного значення.

У частини пацієнтів найбільш вузький комплекс отриманий при стимуляції передньої і навіть бічної стінок ПШ, що, можливо, пояснюється наявністю прямих комунікантних провідних шляхів між правим і лівим шлуночками і швидким поширенням збудження по них до ЛШ.

У хворих з дистальними блокадами АВ-проведення нерідко QRS має велику тривалість незалежно від області стимуляції, що обумовлено множинним ураженням провідної системи серця. В цих випадках, особливо, при наявності ХСН, доцільна первинна бівентрикулярна стимуляція.

Таким чином, результати цього дослідження свідчать, що ПШ стимуляція з верхівки і ВТ призводить до порушення локальної та глобальної скоротливості ЛШ у хворих з брадіаритміями з нормальною систолічною функцією ЛШ, що може служити предиктором розвитку СН у даної когорти хворих у віддаленому післяопераційному періоді. Найменший негативний вплив на скоротливість ЛШ надає стимуляція МШП, яка асоціюється з достовірно меншою тривалістю комплексу QRS.

### 3.4. Методи інтраопераційного картування ЕКС

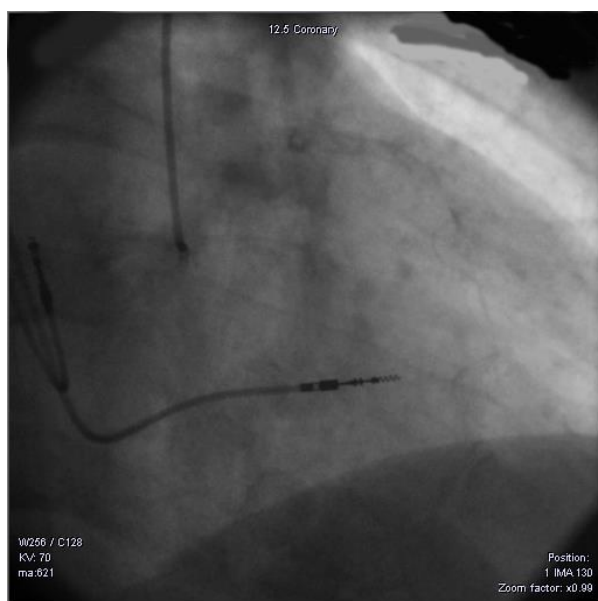
Анатомічні дослідження в цілому відповідали результатам прижиттєвої сонографічної оцінки МШП, однак доопераційне визначення оптимального місця позиціонування електрода досі неможливе. Можливим виходом може бути інтраопераційне картування ПШ, за запропонованою нами методикою, коли у кожного конкретного хворого визначається оптимальне місце позиціонування ПШ електрода.

Це стало підставою для впровадження в практику інтраопераційного ЕКГ картування. Суть методики полягає в наступному: електрод проводиться в ВТ ПШ і далі по МШП спускається до верхівки, де здійснюється короткочасна пробна стимуляція для з'ясування характеру шлуночкового комплексу QRS. Перевага при вирішенні питання про остаточне місце імплантації електрода віддається місцю з найбільш вузьким комплексом QRS та / або за морфологією найбільш близькою до власного.

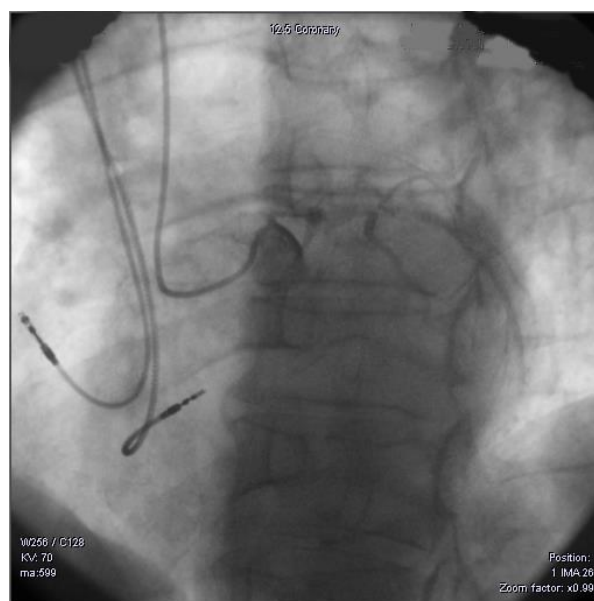
Наш підхід в імплантації ПШ електрода був наступний: під рентген-контролем в передньо-задній проекції електрод зазвичай проводиться за допомогою вигнутого стилета в ЛА. Потім формується «м'який» кінчик електрода шляхом витягування стилета на 2-3 см, і електрод поступово витягується невеликими зворотно-поступальними кроками з тенденцією до ротації проти годинникової стрілки в область ВТ і далі по МШП опускається у напрямку до верхівки. Іноді при цьому було необхідно змінювати стилет чи його кривизну для адекватного позиціонування. В ході цих маніпуляцій здійснювалась короткочасна пробна стимуляція для з'ясування характеру стимульованого комплексу - ЕКГ картування. При певних анатомічних особливостях (вузький довгий ствол ЛА, невелика площа ВТ, виражений суправентрикулярний гребінь, невелика порожнина ПШ) це було досить проблематично, тому що електрод ковзає вздовж стінок ВТ, не фіксується і потім виявляється у вхідному або м'язовому відділі. У таких випадках здійснювали спроби переміщатися до середньої третини МШП від верхівки

серця. Детерміноване позиціонування ПШ електроду може полегшити розроблений нами стилет з можливістю двоетапного просування електроду за рахунок основного та мікростилету для адаптації положення [Пат. 37646 Україна]. У разі неадекватних параметрів ЕКС в обраній області ПШ електрод зміщувався в більш «надійне» місце, щоб уникнути ускладнень (дислокацій, високих порогів ЕКС). Розташування електрода розцінюється, як септальне при наявності наступних флюороскопічних і ЕКГ критеріїв [Пат. 131610 Україна]:

- електрод не доходив до лівого контуру серця в правій передній косій проекції (рис. 3.25 а);
- орієнтований септальний (досередини) електрод в лівій передній косій проекції (рис. 3.25 б);



а



б

Рис. 3.25. а-б – рентгенологічні ознаки знаходження електрода в МШП (пояснення у тексті вище).

- ізоелектричність або негативний комплекс QRS в I відведенні і позитивний в II, III і  $\alpha$ VF, зазвичай при високому септальному розташуванні (рис. 3.26 а);

- зазубрений, у вигляді дельта-хвилі, комплекс QRS в I і рідше II, III відведенні, зазвичай при середньо-септальному розташуванні (рис. 3.2 б).



Рис. 3.26. а-б – ЕКГ ознаки септального розташування ПШ електрода.

Таким чином, оптимальне місце імплантації визначалося індивідуально.

В ході операції припущення про септальну імплантацію ПШ електрода було зроблено в 46 випадках (60,5%). При проведенні контрольної Ехо-КГ септальне розташування електрода підтверджено тільки у 32 хворих (42,1%), що не дозволяє вважати традиційні критерії абсолютно надійними. Порівняльні дані про результати імплантацій наведені в табл. 3.12.

Як видно, інтраопераційно, ґрунтуючись на флюороскопічних та ЕКГ маркерах, припущення про септальну імплантацію електрода було зроблено у 46 пацієнтів (60,5%). При ЕхоКГ така локалізація електрода була підтверджена лише у 32 пацієнтів (42,1%). Зазначені відмінності пояснюються тим, що розташування електрода в ділянці передньої (10,5% vs. 19,7%,  $p < 0,05$ ) і вільної (2,6% vs. 10,5%,  $p < 0,05$ ) стінок набагато рідше правильно інтерпретувалися під час операції. Верхівкова локалізація електрода однаково коректно виявлялася усіма методами (26,3% vs. 27,6%,  $p$



= 0,34). У 28,9% випадків точно встановити розташування ПШ електрода можна було тільки з нестандартних ЕхоКГ проекцій.

Таблиця 3.12 – Порівняння результатів оцінки розташування ПШ електрода під час інтраопераційного дослідження та післяопераційної ЕхоКГ (n=76)

| Розташування ПШ електрода | Ро-скопія та ЕКГ | ЕхоКГ   |
|---------------------------|------------------|---------|
| Верхівка                  | 20               | 21      |
| МШП (в т. ч. ВТ)          | 46 (19)          | 32 (13) |
| Передня стінка            | 8                | 15      |
| Вільна стінка             | 2                | 8       |

Була відзначена закономірність: в 9 випадках спостерігалась кореляція позиції при імплантації електрода в МШП, кінчик електрода при рентгеноскопії в передньозадній проекції і просуванні фіксованого електрода розташовувався горизонтально, в той час як при розташуванні електрода в ділянці передньої і вільної стінок ПШ він завжди розташовувався під певним кутом. Однак питання про розробку більш точних і специфічних рентгенологічних критеріїв вимагає подальшого вивчення.

Проте, визначення позиції електродів за допомогою ЕхоКГ також не позбавлене недоліків, основними з яких були ретроспективний характер дослідження, необхідність застосування синтезованих проекцій при незадовільних результатах стандартних. Це обумовлено тим, що при ЕхоКГ на внутрішній поверхні ПШ у зв'язку з виразною трабекулярністю (особливо в області модераторного тракту) часто реєструються артефакти, які помилково можна прийняти за кінчик електрода.

Для попередження можливої помилки необхідно було знайти таку проекцію, в якій крім кінчика електрода можна було лоціювати і його основну частину, і таким чином, керуючись напрямком електрода, чітко

визначити місце його імплантації. Для цього доцільно починати дослідження з 4-х камерної позиції (рис. 3.27а).

У 12 випадках нами відзначений феномен ультразвукової тіні, що відкидається металевим кінчиком, а часом і основною частиною електрода, за яким можна було встановити його розташування (рис. 3.27б).

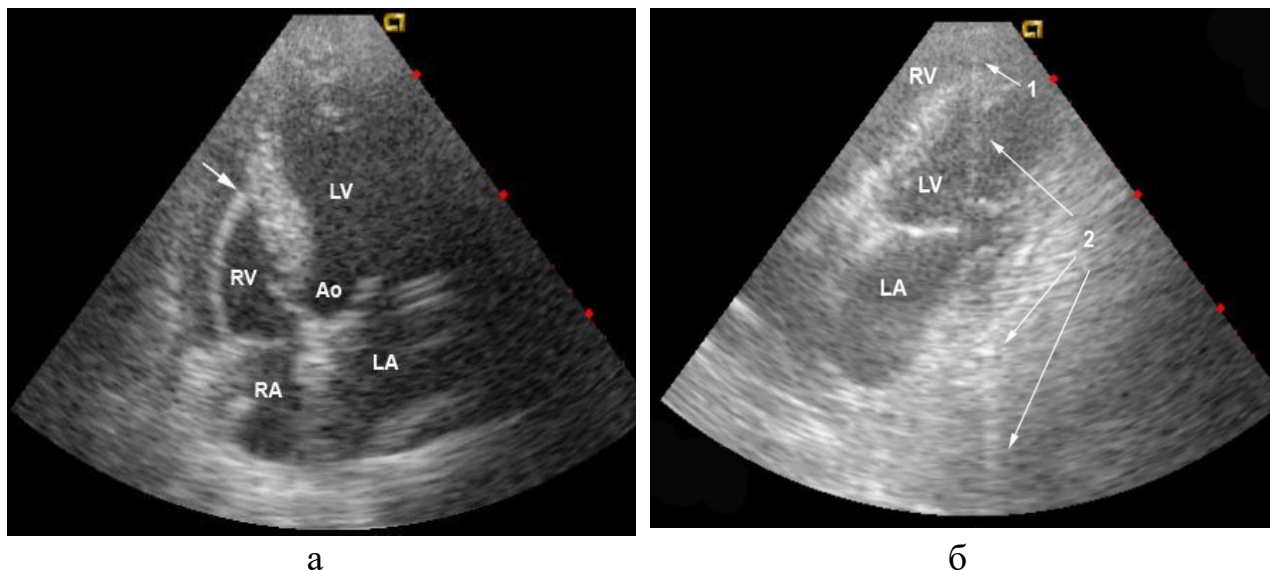


Рис. 3.27. а – розташування електрода в МШП з візуалізацією його шлуночкової частини (кінчик вказано стрілкою); б – ультразвукова тінь (вказана стрілками - 2), від кінчика електрода (1) дозволяє визначити його розташування.

І все ж у частини пацієнтів визначити місце імплантації електрода в стандартних проекціях не вдавалося. У цих випадках доводилося вдаватися до нестандартних косих проекцій з парастернального і верхівкового доступів (середнім між короткою і довгою віссю). Найбільш себе виправдала наступна методика: отримували зображення з парастернального доступу по короткій осі на рівні папілярних м'язів, після чого поступово піднімали рівень зрізу до базальних відділів максимально МК, а потім і АК з одночасним обертанням датчика проти годинникової стрілки.

У такому зрізі виходило трохи косе зображення ВТ ПШ і МК (рис. 3.28а) або АК (рис. 3.28 б). З таких доступів не завжди вдавалося оцінити рівень розташування електрода в МЖП, але однозначно можна було виключити його імплантацію в передню або вільну стінку. Крім того,

відзначена тенденція до «вкорочення» осі адекватних проекцій при більш «високому» розташуванні електрода ближче до клапану ЛА.

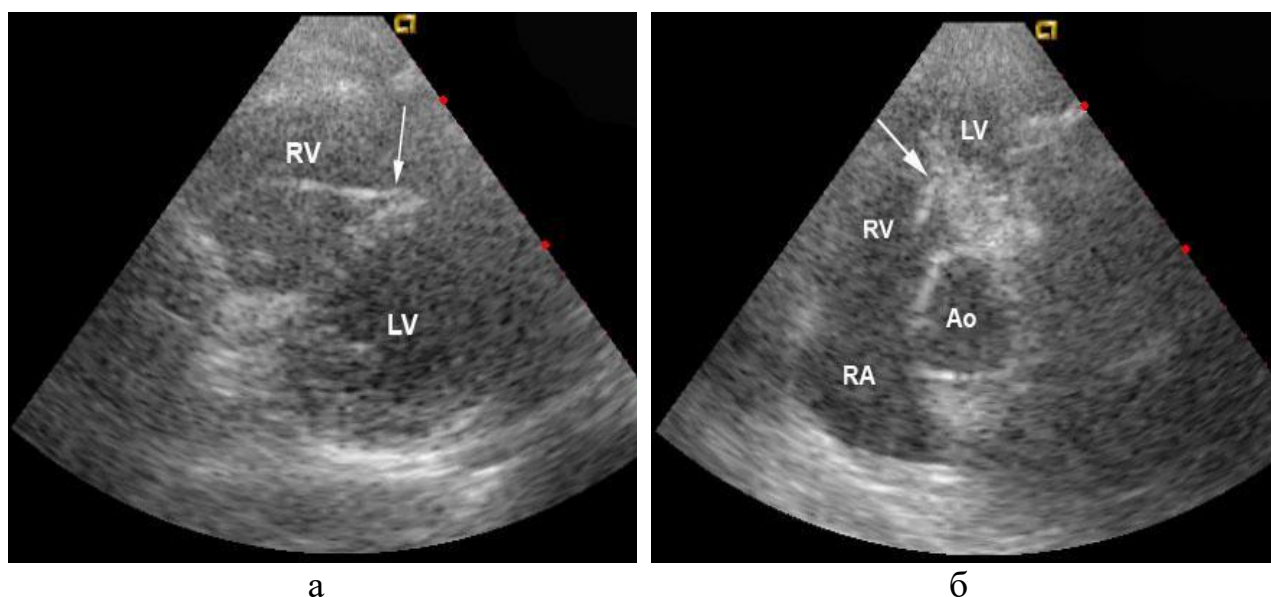


Рис. 3.28. Нестандартні «косі» ЕхоКГ проекції на рівні МК (а) і АК (б) (стрілка - вказівка на електрод)

Детальна інформація про доступи та проекції, за допомогою яких вдалося отримати результати, приведено в табл. 3.13.

Таблиця 3.13. Характеристика Ехо-КГ візуалізації ПЖ електродів

| Локалізація ПШ-електрода | Верхівкова чотирикамерна позиція | Парастернальний доступ по короткій осі на рівні МК та АК | Модифікована позиція по проміжній осі на рівні МК, АК та хорд ЛШ |
|--------------------------|----------------------------------|----------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------|
| Верхівка                 | 20                               | 2                                                        | 10                                                               |
| МШП (у т.ч. ВТ)          | 17                               | 8                                                        | 7                                                                |
| Передня стінка           | 5                                | 12                                                       | 8                                                                |
| Вільна стінка            | 13                               | 9                                                        | 7                                                                |

Отримані дані свідчать, що ЕхоКГ в порівнянні з існуючими ЕКГ і флюороскопічними маркерами дозволяє з більшою точністю встановлювати місце імплантації ПШ електрода. Для об'єктивізації розташування ПШ електрода, у значної частини пацієнтів, крім стандартних проекцій необхідний комплексний підхід з використанням синтезованих косих проекцій і ряду

ультразвукових феноменів, такого як, наприклад, феномен ультразвукової тіні.

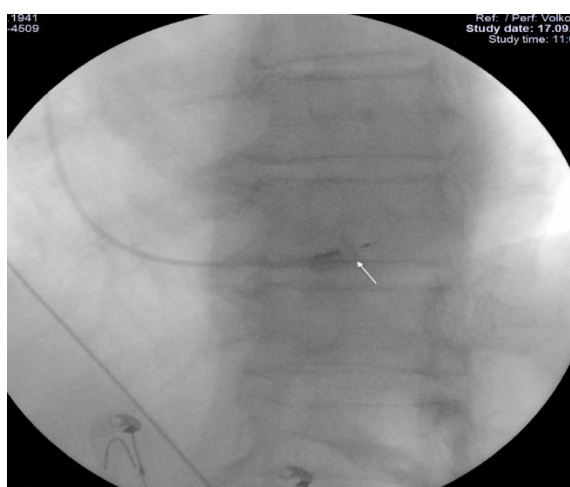
Визначення розташування ПШ електрода дозволяє більш коректно порівняти результати у хворих з імплантованими ЕКС з приводу брадіаритмій та допоможе здійснити індивідуальний підхід до вибору місця його імплантації.

Таким чином, оптимальним місцем імплантації ПШ електроду є найбільш тонка частина МШП, яка за даними анатомічного та сонографічного досліджень найчастіше розташована на границі її середньої та нижньої третини. Однак анатомія МШП дуже варіабельна й у частині випадків вона може бути розташована в верхній та середній третині. Розробка та впровадження удосконалень імплантації електроду в МШП (Пат. 36742) дозволяє ще до оперативного втручання визначити зону інтересу за допомогою ЕхоКГ (знайти самий вузький відділ МШП, виміряти розмір порожнини ПШ в цьому місці) та підчас оперативного втручання сформувати стилет необхідної кривизни та розміру для позиціонування в задану зону (Пат. 37646). Додаткова інтраопераційна верифікація за допомогою ЕКГ картування дозволяє визначити найбільш оптимального місця для імплантації електроду (Пат. 131610).

В останній час в процесі розвитку ідеї СПС з'явилися роботи по трансептальній стимуляції лівої сторони МШП. Подальшим розвитком стратегії використання найтонкішої частини МШП є стимуляція її лівої сторони для досягнення кращої ресинхронізації. При цьому в даній зоні технічно простіше зробити пенетрацію МШП тому що вона найтонкіша. Приводимо клінічний приклад даного підходу.

Пацієнт М., 79 років скаржився на задуху, слабкість, набряки нижніх кінцівок на тлі рідкого ритму серця. ЕКГ - ФП, брадісistolічна форма, QRS - 113 мс. ФВ ЛШ - 45%. Враховуючи помірно знижену ФВ ЛШ, вузький QRS та абсолютні показання до ЕКС прийнято рішення про імплантацію VVIR ЕКС зі спробою розташування за допомогою системи доставки C315HIS

електроду SelectSecure 3830 (Medtronic, Minneapolis, MN, United States) зліва в МШП. В ході процедури система доставки була проведена в ПШ та розташована в н/3 з подальшою імплантацією електроду до ендокарду ЛШ в цій зоні за рахунок 5 повних обертів електроду (детекція - 4,0-6,0 мВ, поріг ЕКС - 0,3 В - для стимуляції лівої сторони МШП; 2,1 В - для двох сторін МШП). Правильність позиції інтраопераційно підтверджено при контрастуванні через систему доставки, пробної стимуляції - отриманням повної БПНПГ при монополярній стимуляції (QRS - 153 мс) та неповної БПНПГ при біполярній стимуляції з анодальним захватом (QRS - 133 мс) (рис. 3.29).



а



б

Рис. 3.29. Стимуляція МШП зліва: (а) контрастування через систему доставки з візуалізацією правої сторони МШП (біла стрілка) та глибоким розташуванням кінчика електроду в МШП; (б) електрична стимуляція з ефектами повної та неповної БПНПГ.

При контрольній ЕхоКГ відмічено зростання ФВ ЛШ до 58%, мінімальна мітральна регургітація та підтверджено субендокардіальне лівостороннє розташування кінчика електроду у основі заднь-септального папілярного м'язу (рис. 3.30).

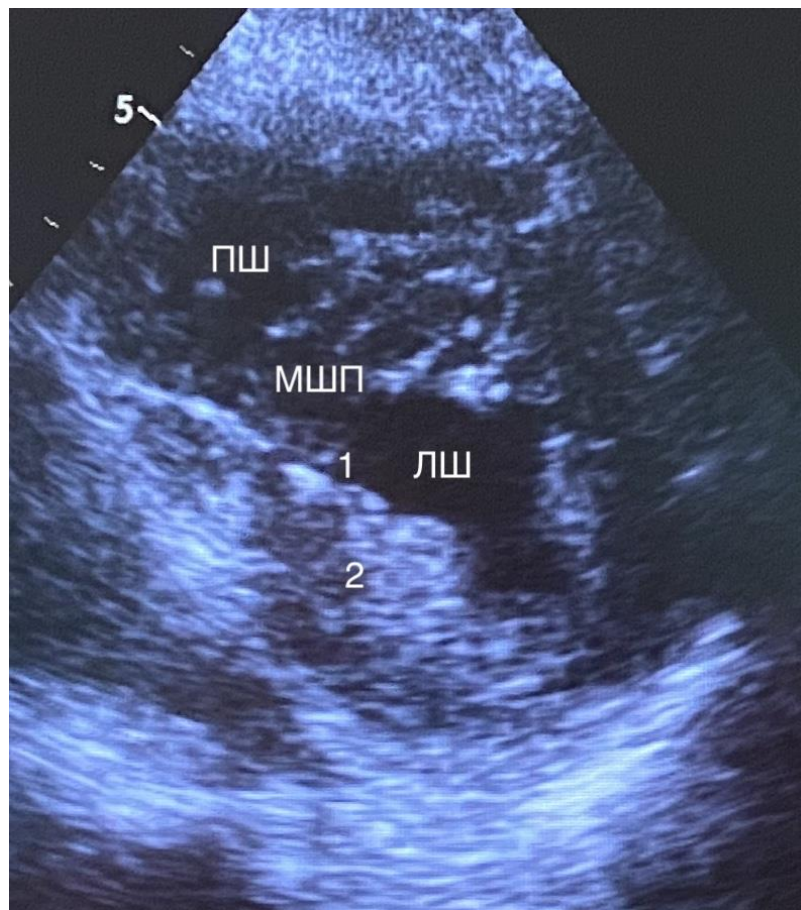


Рис. 3.30. Підтвердження субендокардіального лівостороннього розташування кінчика електроду (1) у основу заднь-септального папілярного м'язу (2) при ЕхоКГ.

### *Резюме*

Особливістю електрофізіологічного лікування брадіаритмій різного походження є необхідність проведення, позиціонування електродів та імплантації пейсмейкера. З цією метою застосовуються венозні (найчастіше пункційні), відкриті або комбіновані доступи з наступним ендovasкулярним втручанням. Цей етап варто вважати не підготовчим, а досить важливою складовою оперативного втручання, від якого залежить не тільки безпосередній результат, але й ефективність та тривалість наступної ЕКС або



КРТ. Аналіз особистих спостережень виявив досить варіабельну анатомію вен доступу, які є причиною різноманітних труднощів під час проведення електродів та їх позиціонування. Відхилення від «нормальної» анатомії спостерігаються у більшості пацієнтів (66,8%) та є фактором ризику інтраопераційних та післяопераційних ускладнень. Ці особливості необхідно враховувати не тільки при плануванні оперативного втручання, але бути готовими подолати, якщо вони виявлені під час операції.

Запропоновані алгоритми дій, способи подолання труднощів та технологічні удосконалення на етапах імплантації електродів для ЕКС при їх комплексному застосуванні сприяли покращенню результатів та зменшенню частоти ускладнень, пов'язаних з доступом та імплантацією електродів та пейсмейкерів.

Крім цього, важливим технічним аспектом кардіостимуляції є визначення оптимального місця розташування електродів з метою досягти найбільш фізіологічної, максимально наближеної до природної, стимуляції. Найбільш перспективним місцем вважається МШП в її найбільш тонкій ділянці. За результатами патологоанатомічного дослідження, у більшості випадків товщина МШП найменша в верхній та нижній третині, причому технічно розташування електроду легше в нижній третині. Але розкид індивідуальних значень досить широкий, що підтверджується прямими вимірами та результатами сонографічного дослідження. При цьому виявлено достовірну позитивну кореляцію між тривалістю стимульованого комплексу QRS та товщиною МШП. За результатами дослідження поздовжнього стрейну, також виявлено достовірно позитивну кореляцію з тривалістю стимульованого комплексу QRS. Отримані дані дозволили зробити висновок, що у більшості хворих оптимальним місцем розташування електроду є межа між середньою та нижньою третиною МШП. Таким чином, стимуляція МШП в найбільш тонкому місці асоціюється з достовірно меншою тривалістю комплексу QRS та має найменш негативний вплив на скоротливість міокарда.

Однак наявність анатомічних варіантів є підставою для індивідуального вибору місця оптимального позиціонування електроду, яке можливо за допомогою інтраопераційного ЕКГ картування з визначенням місця, де під час пробної стимуляції досягається найбільш вузький комплекс QRS. Додатковий аналіз із застосуванням флюороскопічних косих проєкцій і ультразвукових феноменів дозволяє чітко оцінити розташування електроду.

Результати цього розділу опубліковано у наступних працях:

1. Бойко ВВ, Волков ДЕ, Лопин ДА. Связь между шириной межжелудочковой перегородки и длительностью QRS-комплекса при правожелудочковой стимуляции. Щорічник наукових праць Асоціації серцево-судинних хірургів України. 2013; 21: 49-51.
2. Бойко ВВ, Волков ДЕ, Поливенко ИВ, Карпенко ЮИ, Лопин ДА. Эхокардиография в определении места имплантации правожелудочкового электрода ЭКС. Щорічник наукових праць Асоціації серцево-судинних хірургів України. 2012; 20: 46-48.
3. Волков ДЕ. Расположение правожелудочкового электрода при электрокардиостимуляции. Возможности эхокардиографической верификации. Серце і судини. 2012; 3: 81-86.
4. Волков ДЕ. Опыт хирургического лечения брадиаритмий и сердечной недостаточности методом электрокардиостимуляции: оперативные доступы, имплантируемые устройства, осложнения, особенности техники имплантации. Клінічна хірургія. 2012; 4: 58-64.
5. Волков ДЕ. Хирургические аспекты трансвенозной имплантации электрокардиостимуляторов: наш подход к снижению риска гнойно-воспалительных осложнений. Харківська хірургічна школа. 2013; 3: 115-118.
6. Пат. 36742 Україна МПК А61В17/00, А61F2/02. Спосіб імплантації електроду в міжшлуночкову перетинку. Бойко В.В., Волков Д.Є. - ДУ „Інститут загальної та невідкладної хірургії АМН України”. и 2008 05684; Заявл. 30.04.2008; Опубл. 10.11.2008; Бюл. №21.



7. Пат. 37646 Україна МПК А61В17/00. Стилєт для імплантації ендокардіальних електродів. Бойко В.В., Волков Д.Є. – ДУ „Інститут загальної та невідкладної хірургії АМН України” - и 2008 06043, Заявл. 08.05.2008 Опубл. 10.12.2008; Бюл. №23.

8. Пат. 38033 Україна МПК А61В17/00. Спосіб визначення локалізації венозного доступу при імплантації електрокардіостимуляторів. Бойко В.В., Волков Д.Є. – ДУ „Інститут загальної та невідкладної хірургії АМН України” - и 2008 06042, Заявл. 08.05.2008. Опубл. 25.12.2008; Бюл. №24.1.

9. Волков ДЕ, Лопин ДА. ЭКГ-паттерны у больных после имплантации ЭКС по поводу брадиаритмий. Аритмологія. 2012; 2 (2): 57-58.

10. Volkov D, Lopin D, Vasilenko O, Chuhaieva V, Karpenko I. Relative width of interventricular septum at different levels as approach to RV pacing: morphological study in general population cohort EP. P412. Europace. 2018; 20(1): i76.

11. Volkov D, Lopin D. Getting RV lead at thinner part of interventricular septum tends to shorten paced QRS duration with less dyssynchrony. J Arrhythmia. 2013; 29(2013.10): i52.

12. Volkov DY, Karpenko YI, Lopin DA. Intraoperative external ECG-guided mapping to individualize RV lead position in bradyarrhythmia patients. Eur Heart J. 2012; 14(A): 10

## **РОЗДІЛ 4**

### **КАРДІОРЕСИНХРОНІЗУЮЧА ТЕРАПІЯ: ТЕХНОЛОГІЧНІ ТРУДНОЩІ ТА ШЛЯХИ ЇХ ПОДОЛАННЯ**

Застосування багатоелектродних методів стимуляції з їх імплантацією в альтернативні місця збільшує вимоги до хірургічної техніки. Це особливо важливо при імплантації КРТ пристроїв, що вимагає імплантації електрода до ендокарду ЛШ, у тому числі, у хворих після реваскуляризації міокарду, при наявності супутньої патології клапанів серця. На відміну від імплантації ЕКС, КРТ практично завжди несе в собі один або декілька "підводних каменів", які пов'язані з варіабельною анатомією венозної системи серця, а також зі зміненою в результаті патологічного процесу анатомією камер серця. Ці особливості потребують окремого аналізу.

#### **4.1. Варіабельність венозної системи та камер серця**

Загальні принципи забезпечення доступу для імплантації електродів в ПП та ПШ при КРТ аналогічні одно- та двохелектродній ЕКС. Але на відміну від традиційних методів кардіостимуляції при виконанні КРТ необхідна імплантація електрода в ЛШ. При трансвенозному шляху імплантації з цією метою необхідна канюляція коронарного синусу (КС), анатомія якого дуже варіабельна.

У класичному варіанті венозний відтік від передньосептальної і передньобічної стінки ЛШ здійснюється в систему передньої міжшлуночкової вени, яка утворює велику вену серця, в яку послідовно впадають бічні вени та задньобокові вени серця. КС формується в місці злиття великої вени серця і найбільш великої задньобокової вени серця і зазвичай відмежовується спеціальним клапаном Vieussens. У цій же зоні зазвичай впадає найбільша з

передсердних вен - вена Marshall, яка є залишком лівої верхньої порожнистої вени і є найбільш постійним передсердним припливом КС (рис. 4.1).

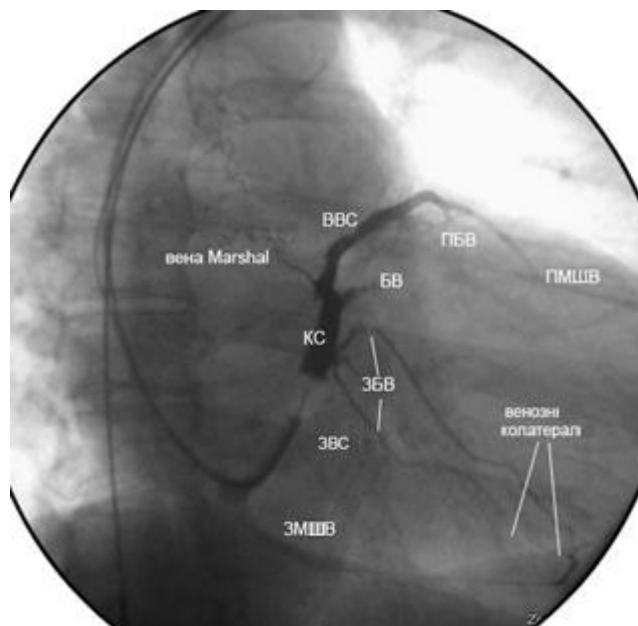
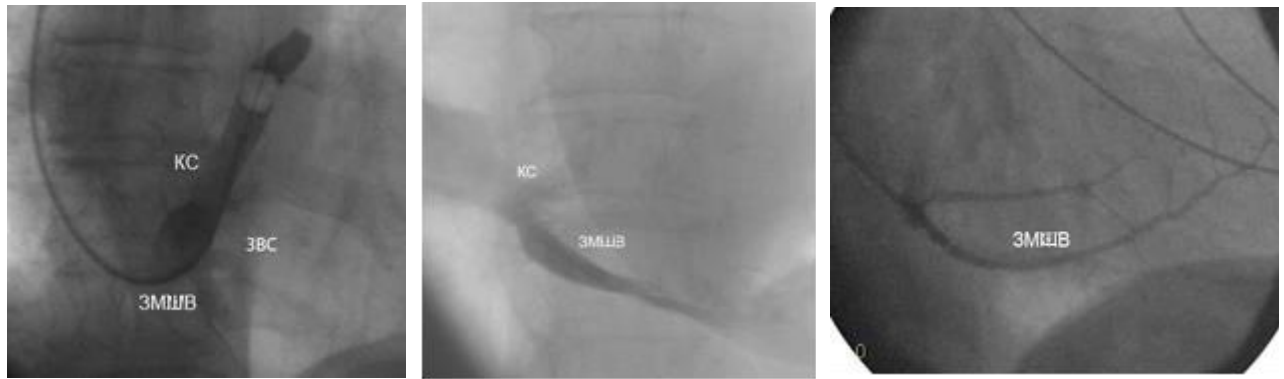


Рис. 4.1. Венозне "дерево" КС (ЗМШВ - задня міжшлуночкова вена, ЗВС - задня вена серця, ЗБВ - задньобочкова вена, БВ - бічна вена, ВВС - велика вена серця, ПБВ - передньобочкова вена, ПМШВ - передня міжшлуночкова вена), видні також вена Marshall і венозні колатералі між ЗМШВ і ЗБВ.

Основу стінки КС складає м'язовий шар аналогічний міокарду передсердя, за що його нерідко називають третім передсердям. Довжина КС варіює від 3 до 6 см, а його діаметр залежить від виразності м'язового шару, наявності захворювань серця і перенесених операцій на серці та ін. У КС на різному рівні можуть впадати задня вена серця, а потім задня міжшлуночкова (середня) вена серця, яка іноді може з'єднуватися колатераліями з передньою і бічними венами серця. Середня вена серця впадає в проксимальні відділи КС, іноді утворює з ним або із задньою веною загальне гирло, ускладнюючи ідентифікацію вен в цій зоні. Іноді вона може утворювати окреме гирло, симулюючи атрезію основного стовбура КС (рис. 4.2). Дуже важливою відносно імплантації ЛШ електроду при КРТ являється система клапанів в ПП і КС. У ПП значення мають клапан, гребінь і кишеня Eustachian, які об'єднують область нижньої порожнистої вени і область гирла КС, де знаходиться Thebesian клапан. Гирло КС майже завжди розташоване на

задній частині МПП попереду від Eustachian гребня і клапана і позаду від ТК.



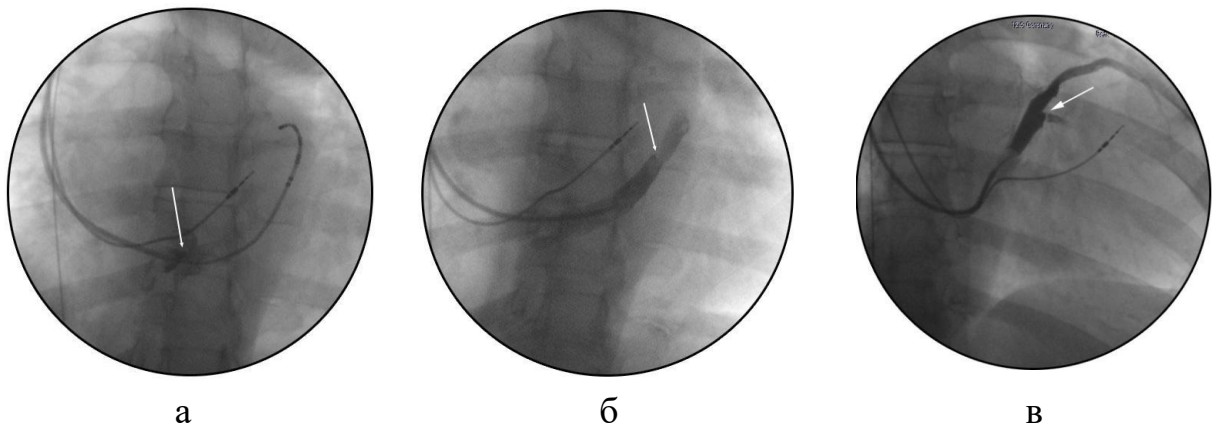
а

б

в

Рис. 4.2. Анатомічні варіанти впадання середньої вени серця: а) проксимальні відділи КС з утворенням загального гирла із задньою веною; б) загальне гирло з КС; в) окреме гирло.

У гирлі КС зазвичай знаходиться Thebesian клапан, який частково прикриває його просвіт. Клапан може бути одно- або двостулковим, повним або неповним, фенестрованим, клапани також можуть бути присутніми в припливах КС, найбільш постійним є клапан Vieussens, що розділяє велику вену серця і власне КС, рідше клапани зустрічаються в гирлах окремих вен (рис. 4.3).



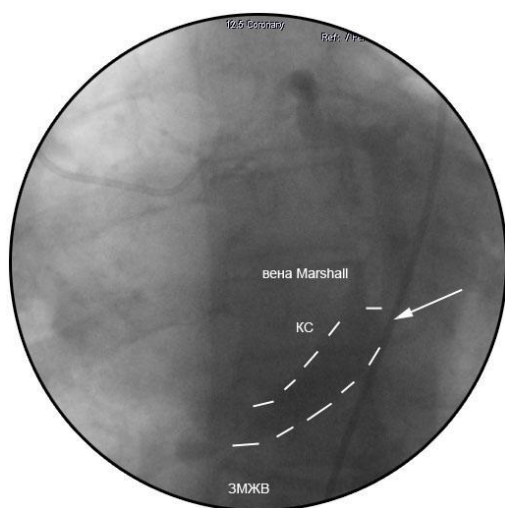
а

б

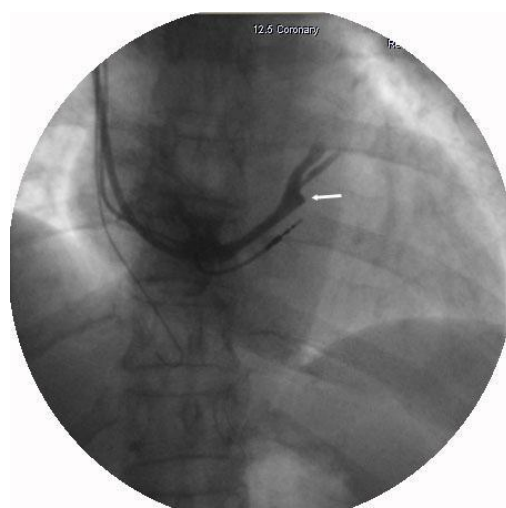
в

Рис. 4.3. Клапани КС (вказані стрілками): (а) - Thebesian, (б) - Vieussens, (в) - в гирлі бічної вени

КС як структура є неоднорідним утворенням і має складну онтогенетичну природу та дуже варіабельну анатомію, що обумовлює труднощі при трансвенозній імплантації ЛШ електродів для КРТ і потенційний ризик ускладнень (рис. 4.4, 4.5).



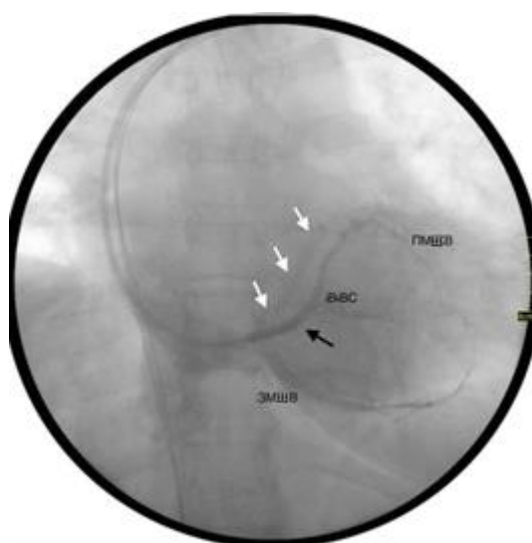
а



б



в



г

Рис. 4.4. Варіанти "складної" анатомії КС: (а) аневризматичне розширення КС з різким звуженням в ділянці клапана Vieuussens - вказано стрілкою, видно розширена вена Marshall, діаметр якої порівнянний з ВВС (венозна фаза КГ); (б) високе впадання гирла (значна відстань від нижнього силуету серця, розташування вище рівня ПШ електроду на АВ борозні, можна помітити тиск системи доставки на нижню стінку КС нижче відходження БВ - вказано стрілкою); (в) звивистість ВВС (складна анатомія КС - "pipe-like" гирло, невеликий діаметр КС, звуження-спазм в проксимальному відділі і звивистість); (г) подвійна будова КС з діленням на передсердну (білі стрілки) і шлуночкову (чорна стрілка) частини, край малий діаметр основного стовбура і периферичних гілок.

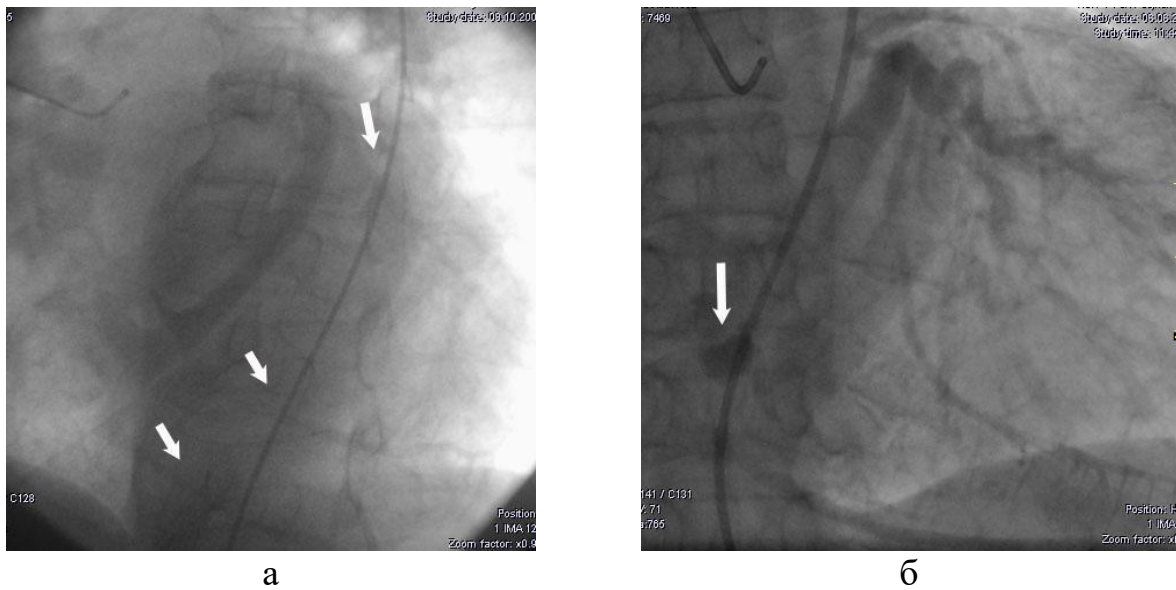


Рис. 4.5. Анатомічні особливості венозної архітекτονіки при КГ (венозна фаза): (а) "нормальний" КС - видно відносно широке гирло, а також ЗМШВ, ЗВС, ВВС (вказані стрілками); (б) "важкий" КС - звивисті припливи КС, що відходять під гострими кутами, депо контрасту (вказано стрілкою) в ділянці гирла, як ознака оклюзуючого Thebesian клапана.

Розтягування і поглиблення subeustachian кишені значно утруднює або робить неможливою традиційну техніку канюляції КС, засновану на використанні "опори" катетера на нижньобокову стінку ПП, оскільки при поступальному русі катетера його кінчик спрямовується догори, прослизавши повз гирло КС, складна анатомія цієї зони може бути ілюстрована вигинами стандартного електроду при неумисній канюляції КС під час проведення в ПШ у пацієнтки без значимих структурних змін у серці, наявність же дилатації порожнини серця додатково зменшує вірогідність попадання в КС (рис. 4.6). Успіх канюляції в цій ситуації залежить від акуратності злагоджених протилежних рухів катетера і інтрод'юсера для полегшення зісковзування останнього в КС.

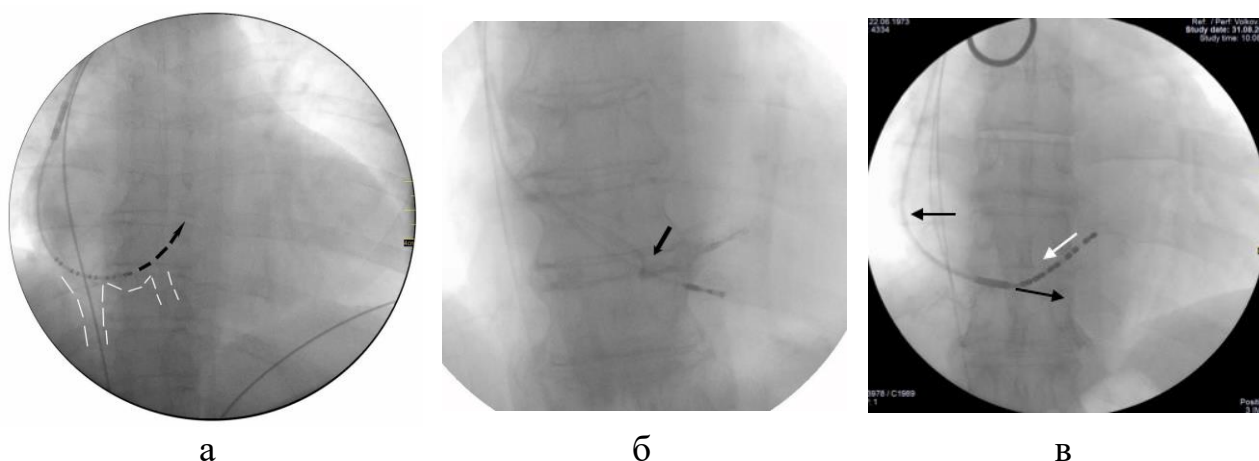


Рис. 4.6. Потенційні труднощі при канюляції КС: (а) - Eustachian гребінь, що виступає, і глибока subeustachian кишеня потенційно утруднюють канюляцію КС у пацієнтів з розширеним ПП і зміненою анатомією гирла КС; (б) - канюляція проксимального відділу КС при спробі проведення електроду в ПШ (стрілка вказує на вигини електроду в КС), другий електрод знаходиться в припливному відділі ПШ; (в) - потенційні труднощі при канюляції інтрод'юсером звитого КС по проведеному катетеру - при поступальному русі фіксованого в гирлі кінчика інтрод'юсера (чорна стрілка) відзначається його надлишок в середній частині в ПП (чорна стрілка) з натягненням і потенційною можливістю дислокації катетера з КС (біла стрілка).

Важливо відмітити, що окрім індивідуальної варіабельної будови існують особливості КС, пов'язані з прогресом систолічної дисфункції ЛШ. Незважаючи на отримані дані про деяке зменшення площі закриття гирла КС при підвищенні маси серця, що часто характерно для хворих ХСН, канюляція КС у них може утруднюватися у зв'язку з ускладненням тривимірної геометрії при розтягуванні передсердя і шлуночків. У фронтальній площині це часто призводить до формування вертикального входу в КС, зменшенням кута між гирлом і звуженим тілом КС у вигляді "труби" ("pipe-like"), в сагітальній - появою додаткового вигину назад (рис. 4.7).



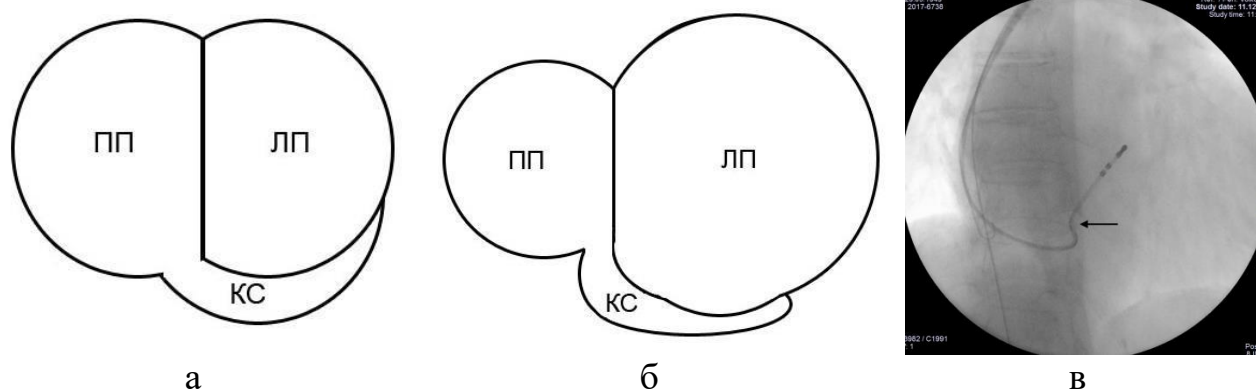


Рис. 4.7. Особливості будови гирла КС у хворих з дилатацією лівих відділів серця: (а) - типова будова гирла КС; (б) - сагітальна ангуляція гирла КС при дилатації; (в) - виражений вигин катетера і інтрод'юсера (чорна стрілка) при спробі його проведення в проксимальний відділ КС з ризиком дислокації електроду з КС та/або дисекції його гирла (іноді ця ситуація можлива при невідповідності природної кривизни КС і інтрод'юсера, що вводиться).

Найбільш несприятливий анатомічний варіант, що поєднує два вигини і два звуження на вході і в середній частині і часто аневризматичним розширенням тіла КС у вигляді так званої "гусячої шиї" ("goose - neck - shaped"), є найбільш складним для безпечної канюляції (рис. 4.8).

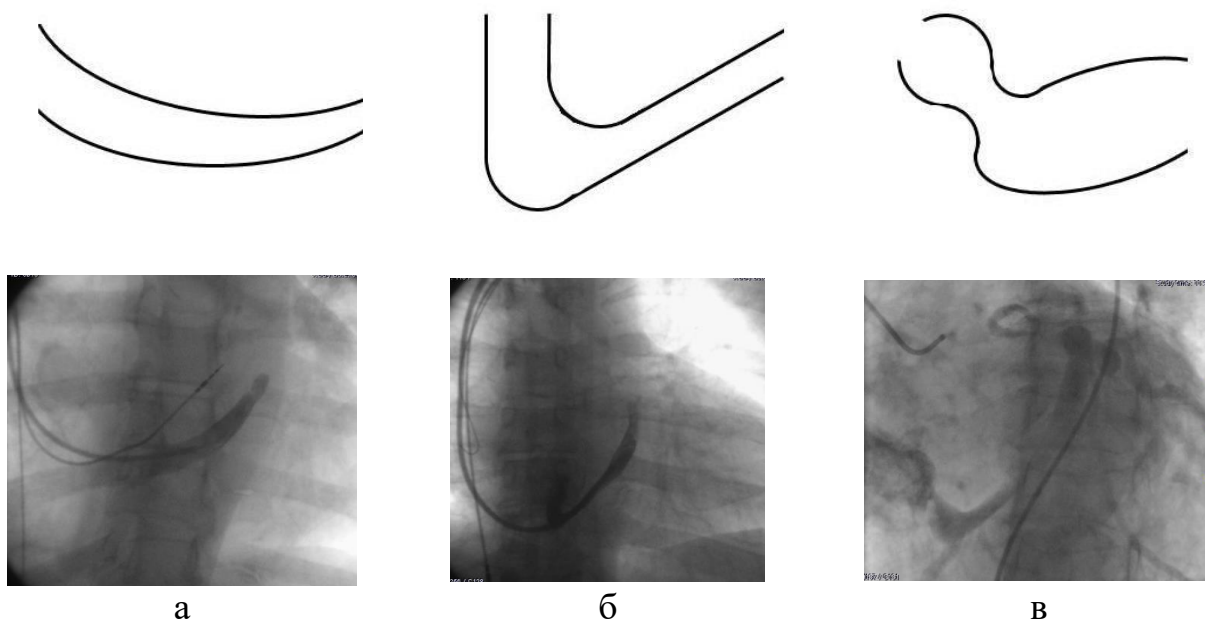


Рис. 4.8. Анатомічні варіанти гирла КС: (а) звичайна будова; (б) тип "pipe-like"; (в) тип "goose-neck" (венозна фаза КГ)



Узагальнений аналіз анатомічних особливостей будови КС та особливостей імплантації електродів при КРТ дозволив виявити наступне (табл. 4.1).

Таблиця 4.1 – Анатомічні особливості КС при виконанні КРТ (n=80).

| Характеристика                                                         | абс. кількість  | %               |
|------------------------------------------------------------------------|-----------------|-----------------|
| Максимальний діаметр середньої третини КС, мм                          | 8,5±3,5         | -               |
| Максимальний діаметр гирла КС, мм                                      | 11,5±5,5        | -               |
| Тип гирла:                                                             |                 |                 |
| - неускладнений                                                        | 36              | 45              |
| - pipe-like <sup>1</sup>                                               | 35              | 44              |
| - goose-neck-shaped <sup>1</sup>                                       | 9               | 11              |
| Значимий клапан Thebesian <sup>1</sup>                                 | 36              | 45              |
| Значимий клапан Vieussens <sup>1</sup>                                 | 28              | 35              |
| Наявність ЛШ венозних припливів:                                       |                 |                 |
| - середня                                                              | 75              | 94              |
| - задня                                                                | 43              | 54              |
| - задньобічна                                                          | 50              | 63              |
| - бокова                                                               | 38              | 48              |
| - передньобічна                                                        | 61              | 76              |
| Кількість припливів з діаметром більше 1,5 мм                          | 73              | 91              |
| Кут між гирлом вени, що використана та КС                              |                 |                 |
| - < 90 <sup>1</sup>                                                    | 24              | 30              |
| - > 90                                                                 | 56              | 70              |
| Звивистість вени, що використана                                       | 27              | 34              |
| Відносна зустрічальність складних варіантів анатомії, %                | 62 <sup>2</sup> | 45 <sup>3</sup> |
| Імплантація ЛШ електроду:                                              |                 |                 |
| - середня (колатералі)                                                 | 2               | 3               |
| - задня                                                                | 19              | 24              |
| - задньобічна та бокова                                                | 56              | 70              |
| - передньобічна                                                        | 3               | 4               |
| Поріг ЕКС > 3В в місці первинної імплантації                           | 9               | 11              |
| Побічна стимуляція діафрагмального нерву в місці первинної імплантації | 5               | 6               |

Примітки. 1 – анатомічні варіанти, що оцінюються як складні; 2 – відношення абсолютної кількості усіх складних варіантів анатомії до загальної кількості пацієнтів; 3 – зустрічальність одного і складнішого варіанту анатомії

Як видно, анатомічні варіанти зустрічаються частіше, ніж класичний варіант «нормальної» анатомії. Ці варіанти анатомії значно ускладнюють процедуру імплантації, що призводить до значної пролонгації оперативного втручання, збільшують ризик дисекції венозних структур та інших ускладнень, що повинно враховуватися під час оперативного втручання, як в аспекті володіння відповідними навичками хірургом, так й наявності відповідного устаткування. Для подолання технічних труднощів необхідні спеціальні технічні прийоми починаючи з початкових етапів оперативного втручання.

## **4.2. Оптимізація технології імплантації бівентрикулярних систем**

### **4.2.1. Трансвенозна епікардіальна імплантація електродів.**

В узагальненому вигляді імплантація трикамерного ЕКС складається з наступних етапів:

- визначення сторони імплантації, виконання венозного доступу, визначення послідовності імплантації електродів;
- ідентифікація АВ-борозни і гирла КС, його канюляція і ангіографія;
- селекція вен, проведення ЛШ електроду, перевірка параметрів ЕКС;
- імплантація ПП і ПШ електродів, видалення системи доставки ЛШ електроду, завершення операції.

На першому етапі, як і при стандартній процедурі імплантації ЕКС, при КРТ первинно виконується доступ в підключичній ділянці. На відміну від імплантації одно- і двокамерних систем, де сторона доступу не має вирішального значення, при трикамерній ЕКС більш прийнятний доступ ліворуч, оскільки при цьому зберігається безперервність плавного вигину, що полегшує маніпуляції в КС і видалення системи. При правосторонньому доступі гострий кут впадання підключичної вени утворює додатковий вигин системи доставки і ЛШ електроду, що може зменшувати керованість при маніпуляціях в ході процедури.

Ми вважаємо за краще послідовно здійснити три венозні доступи шляхом пункції, один з них з проведенням довгого провідника для системи доставки ЛШ електродів, і практично відмовилися від використання *v. cerhalica*, оскільки проведення системи доставки через цю вену досить незручно, ще складніше виконати її заміну на іншу при необхідності. Можливе резервування її для подальшого проведення електроду в ПП або в ПШ. При неможливості цього необхідна додаткова пункція центральної вени, що складно після попередніх маніпуляцій та у зв'язку з наявністю в ній систем доставки електродів. Єдина перевага первинного використання існує при необхідності back-up стимуляції ПШ в ході операції, оскільки дистанційне розташування ПШ електроду в рані і вені зменшує ризик його дислокації при маніпуляціях іншими інструментами (рис. 4.9).

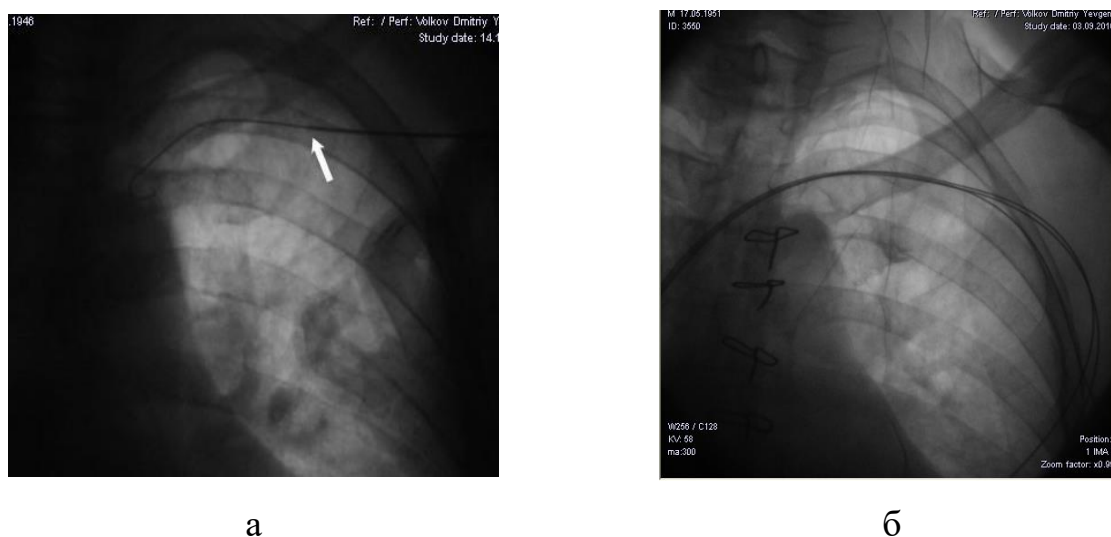


Рис. 4.9. Підхід "пункції": (а) пункція *v. axillaris* (стрілкою вказана проекція кінчика голки); (б) три провідники, проведені в центральне венозне русло шляхом послідовних пункцій, використовуються по черзі для імплантації ЛШ, ПШ і ПП електродів

Іноді *v. cerhalica* може бути використана для проведення провідника (ів) і подальшого проведення інтрод'юсерів, що дозволяють уникнути повторних пункцій центральних вен, особливо при їх вираженому спазмі, недостатньому діаметрі і інших ситуаціях, що ускладнюють процес пункції. Доступ до *v. cerhalica* краще здійснювати після уточнення її патентності при

венографії зазвичай здійснюваної шляхом болюсного введення контрастної речовини через периферичний венозний катетер (рис. 4.10).

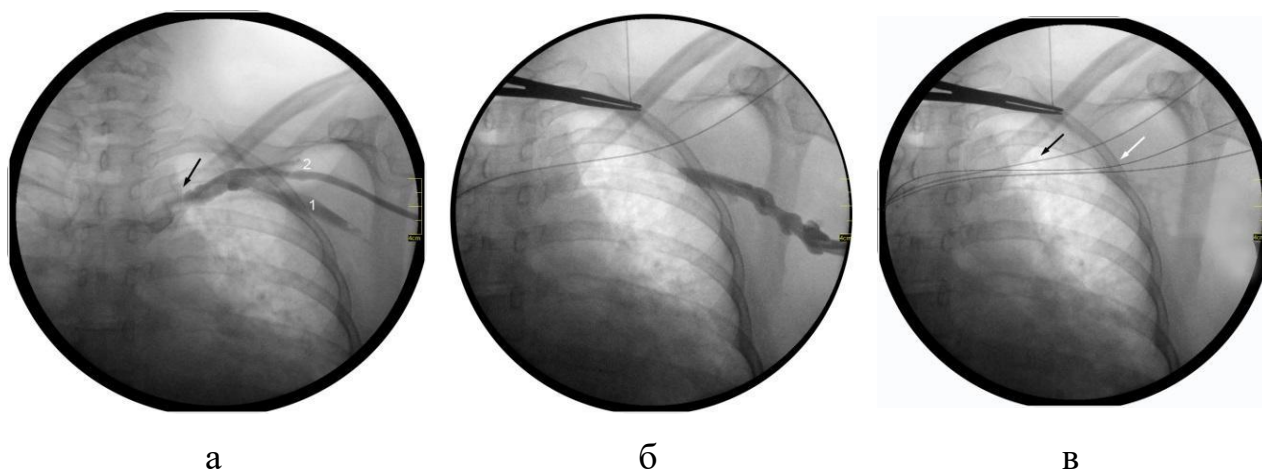


Рис. 4.10. Доступ через *v.cephalica*: (а) початкова венограма – *v.axillaris* (1) і патентною *v.cephalica* (2), звуження і звивистість *v.subclavia* (чорна стрілка); (б) різкий тотальний спазм *v.axillaris* після первинної пункції; (в) проведення двох додаткових провідників після прямого виділення і венесекції *v.cephalica* (біла стрілка), раніше проведений провідник пункції (чорна стрілка).

На другому етапі здійснюється ідентифікація АВ борозни і гирла КС, його канюляція і ангіографія. Використовуючи довгий провідник, систему доставки з дилататором з кривизною, спрямованою вгору відповідно до вигину центральних вен, проводиться в ПП, дилататор віддаляється і приєднується до гемостатичного клапану, заповненого фізіологічним розчином. При підозрі на складну анатомію КС бажано первинно провести розривний інтрод'юсер з клапаном великого діаметру (8-9f), а вже через нього систему доставки.

Найбільш простим і безпечним методом активної візуалізації може бути контрастна атріографія ПП. Іноді це дозволяє отримати не лише загальну інформацію, що стосується розмірів ПП і рівня розташування АВ

борозни, але і деякі деталі будови кавотрикуспідальної зони (рис. 4.11). Основними недоліками методики є необхідність використання великих доз контрастної речовини і погана візуалізація анатомічних структур при введенні вручну, особливо, при значній дилатації ПП.

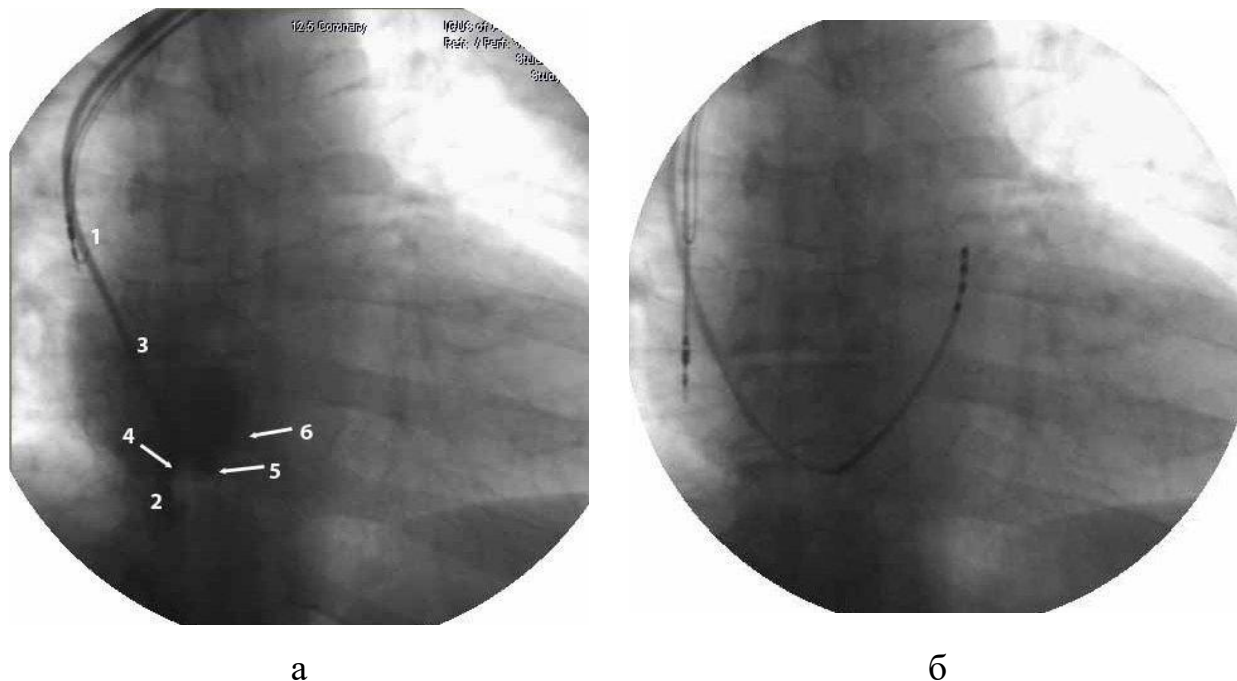


Рис. 4.11. Атріографія ПП : (а) 1 - ВПВ; 2 - НПВ; 3 - система доставки з контрастом, що вводиться; 4 - Eustachian гребінь; 5 - subeustachian кишеня; 6 - АВ борозна, рівень ТК; (б) електрофізіологічний (ЕФ) катетер проведений в КС анатомічно відповідно до зон (4), (5) і (6).

Більш детальну інформацію про розташування і будову гирла КС можна отримати шляхом субселективної атріографії через систему доставки, проведenu в задньосептальні відділи ПП. При цій методиці послідовні невеликі уприскування контрасту в цій зоні дозволяють визначити місце входу в КС. Це дозволяє домогтися кращої локальної візуалізації при меншому використанні контрасту (рис. 4.12). Необхідність введення контрасту, відсутність надійних первинних орієнтирів дії і вірогідність ушкодження кінчиком катетера стінки ПП і КС при необережних рухах є недоліками методики. Крім того, форсоване введення контрасту може

викликати дисекцію гирла КС навіть без прямого контакту тканин з катетером [311].

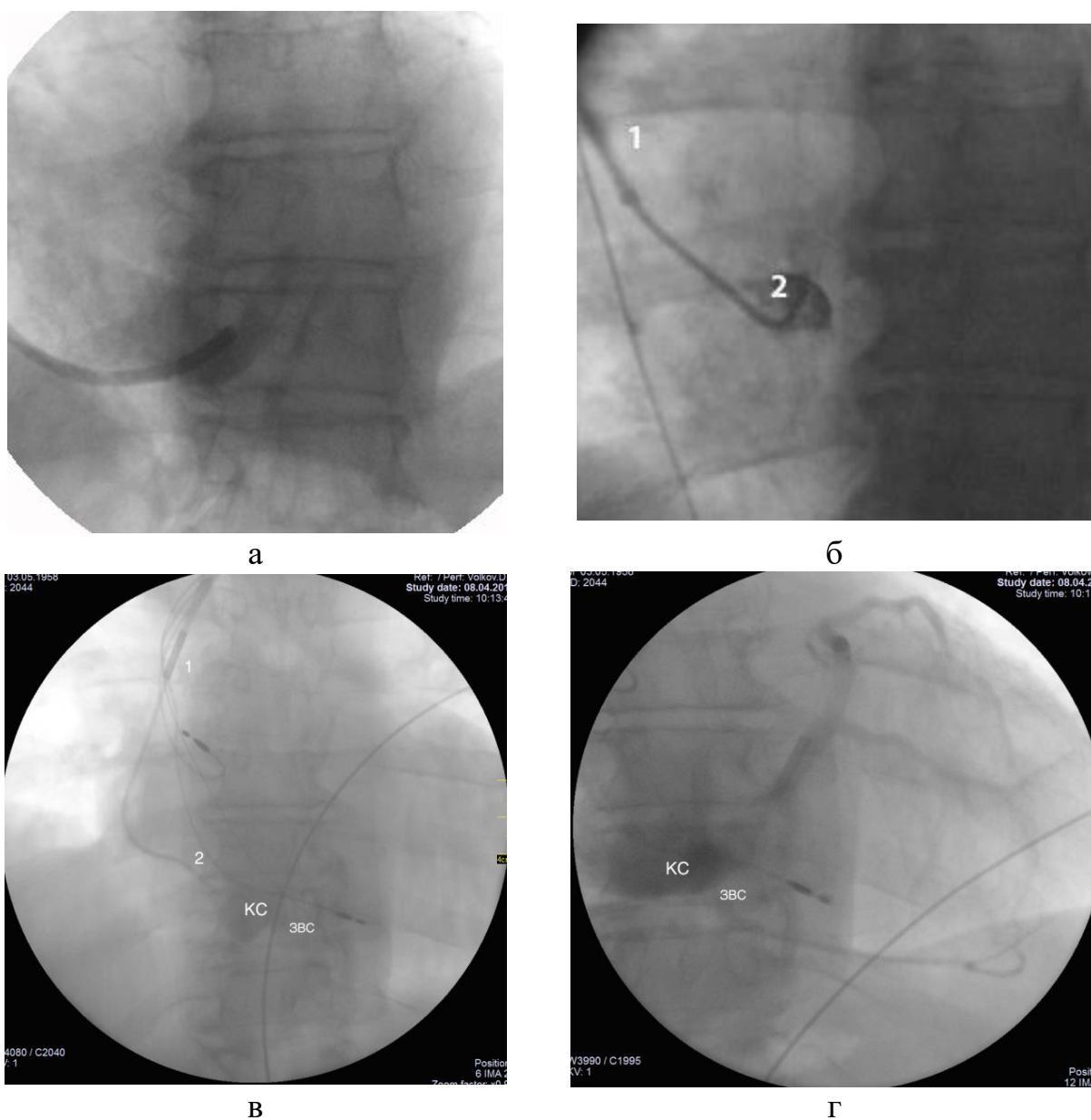


Рис. 4.12. Субселективна ангіографія: (а) за допомогою системи доставки; (б-в) за допомогою ангіографічного катетера (2), проведеного через систему доставки (1) у двох різних пацієнтів; (г) подальша успішна канюляція і ангіографія КС у останнього пацієнта

Вигин ПШ електроду в ділянці правої АВ борозни також може бути використаний як анатомічна мітка рівня розташування ТК, оскільки гирло КС зазвичай розташоване у безпосередній близькості. Проте, ця ознака дає

відносні уявлення про анатомію нижніх відділів ПП, і тому може використовуватися лише як допоміжна.

Визначити розташування ТК і гирла КС дозволяє використання ЕФ-катетерів, оскільки проведення катетера в КС є обов'язковим у більшості ЕФ-процедур. Перевагами використання ЕФ катетерів є разом з флюороскопічними ознаками положення локальні ЕГ, що дозволяють точно розуміти розташування катетера в даний момент без застосування контрасту. Більшість ЕФ катетерів на відміну від ангіографічних є керованими, що забезпечує їх більш передбачуване позиціонування. При картуванні правої АВ борозни відзначатимуться приблизно рівні сигнали ПП і ПШ, ознакою гирла КС вважається місце, де разом з цим ПП сигнал самий високоамплітудний, багатокomпонентний (наявність м'язової "муфти" КС). У передньоверхній частині АВ з'єднання знаходиться АВ вузол і пучок Гіса, визначившись з їх розташуванням по ЕГ можна виключити подальші активні маніпуляції в цій зоні (ризик механічної АВ блокади) і отримати додаткову інформацію про КС (зазвичай на 3-5 см нижче і дещо назад у правій косій проекції).

Дуже перспективним методом визначення гирла КС і імплантації взагалі є внутрішньосерцева ЕхоКГ, що дозволяє знайти гирло КС і асистувати при його канюляції, а також при імплантації ПП і ПШ електродів, зменшуючи використання флюороскопії. Методика вимагає розташування в ПП спеціального датчика-електроду, зазвичай це робиться із стегового доступу, але можливе його застосування і із зони основного доступу, з проведенням через інтрод'юсер після його видалення ПП або ПШ електроду. При цьому визуалізуються усі анатомічні особливості ПП і безпосередньо КС, іноді його припливи, метод має велике майбутнє при подальшій мініатюризації датчиків і їх економічній доступності (рис. 4.13).



Рис. 4.13. Канюляція КС під контролем внутрішньосерцевої ЕхоКГ: неускладнена анатомія (а); значимий Thebesian клапан в гирлі КС (б).

Thebesian клапан зазвичай менш виражений в нижній частині гирла КС, тому спроби канюляції розпочинаємо зі шлуночкового боку АВ борозни. При цьому інтрод'юсер розташовуємо трохи нижче ТК і потім витягуємо, виконуючи ротацію проти годинникової стрілки у напрямку перетинки. Цей маневр не завжди успішний, оскільки інтрод'юсер надає чіткий напрям докладання зусиль і нівелює переваги керованості катетера, в цій ситуації достатня жорсткість конструкції часто не дозволяє здолати вигини КС в різних проекціях, а навпаки, може сприяти утворенню дисекцій і посиленню спазму при докладанні зусиль. Ця техніка більше застосовна при інтервенційному підході, оскільки гнучкі ангіографічні провідники майже завжди можуть подолати вигини при правильному позиціонуванні без ушкоджень, з іншого боку, таке положення не вимагає значного зусилля для створення адекватної візуалізації при ангіографії, зменшуючи ризик ушкодження тканин при введенні контрастної речовини (рис. 4.14).

Частіше ми не проводимо первинно систему доставки глибоко в ПП, залишаючи в місці впадання ВПВ або навіть вище, при цьому картуючий ЕФ катетер досить вільний для позиціонування на АВ борозні як під гострими кутами з боку нижньобічної стінки, так і практично перпендикулярно з боку МШП. Так легше сформувати невеликий вигин катетера і розгорнути його до



будь-якої зі стінок, для надання кінчику катетера напрямку, що співпадає з кутом впадання КС в ПП.

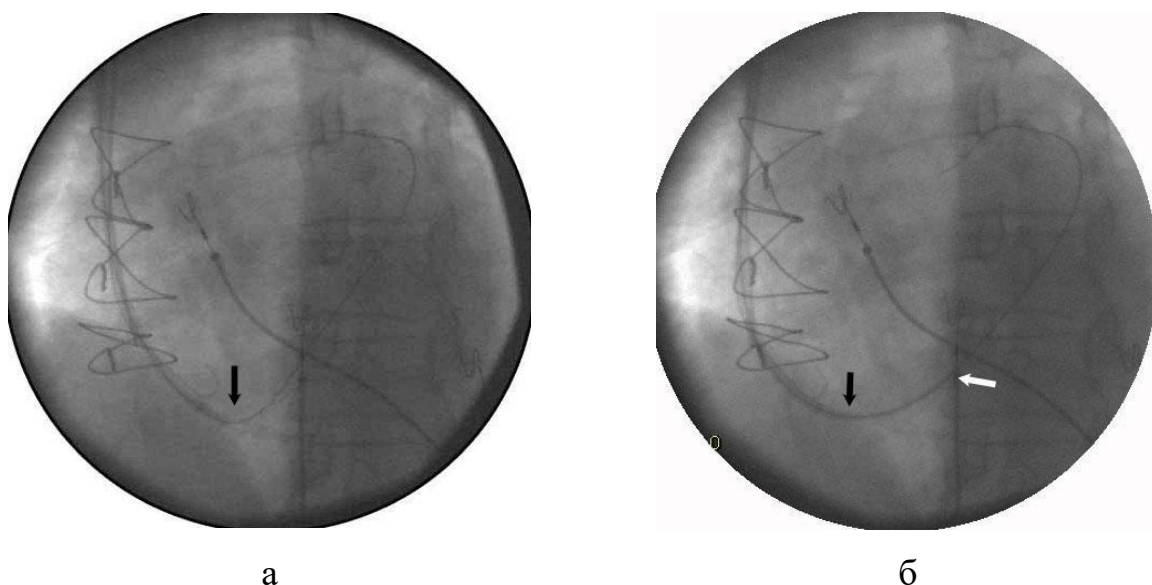


Рис. 4.14. Канюляція КС за допомогою ангиографічного провідника: (а) провідник глибоко усередині КС, проте при просуванні системи доставки створюється гострий кут між нею і провідником в ділянці гирла, що загрожує дислокацією провідника або дисекцією КС; (б) використання вручну зігнутого дилататора системи доставки надає необхідну жорсткість системі і змінює кут атаки (чорна стрілка - зона гирла КС, біла стрілка - кінець дилататора усередині КС).

Потім, після попадання катетера в гирло, що підтверджується характерною ЕГ і його "заклинюванням" в цій зоні при невеликому поступальному руху катетера, якщо останні виявляються неефективними, можливе створення додаткової опори шляхом акуратного просування системи доставки глибше в ПП. При цьому часто виконуємо додаткову ротацію системи доставки проти годинникової стрілки, виводячи її вигин ближче до передньої стінки ПП, враховуючи розворот гирла в сагітальній площині при дилатації порожнини серця, при цьому вектор просування кінчика катетера стає більш заднім. При цьому ангиографія виконується через систему доставки при її положенні в гирлі КС і труднощах проведення по катетеру. Зазвичай ця техніка при застосуванні двох-трьох ЕФ катетерів

різної кривизни і жорсткості, а також ангиографічних провідників є успішною для канюляції КС (рис. 4.15).

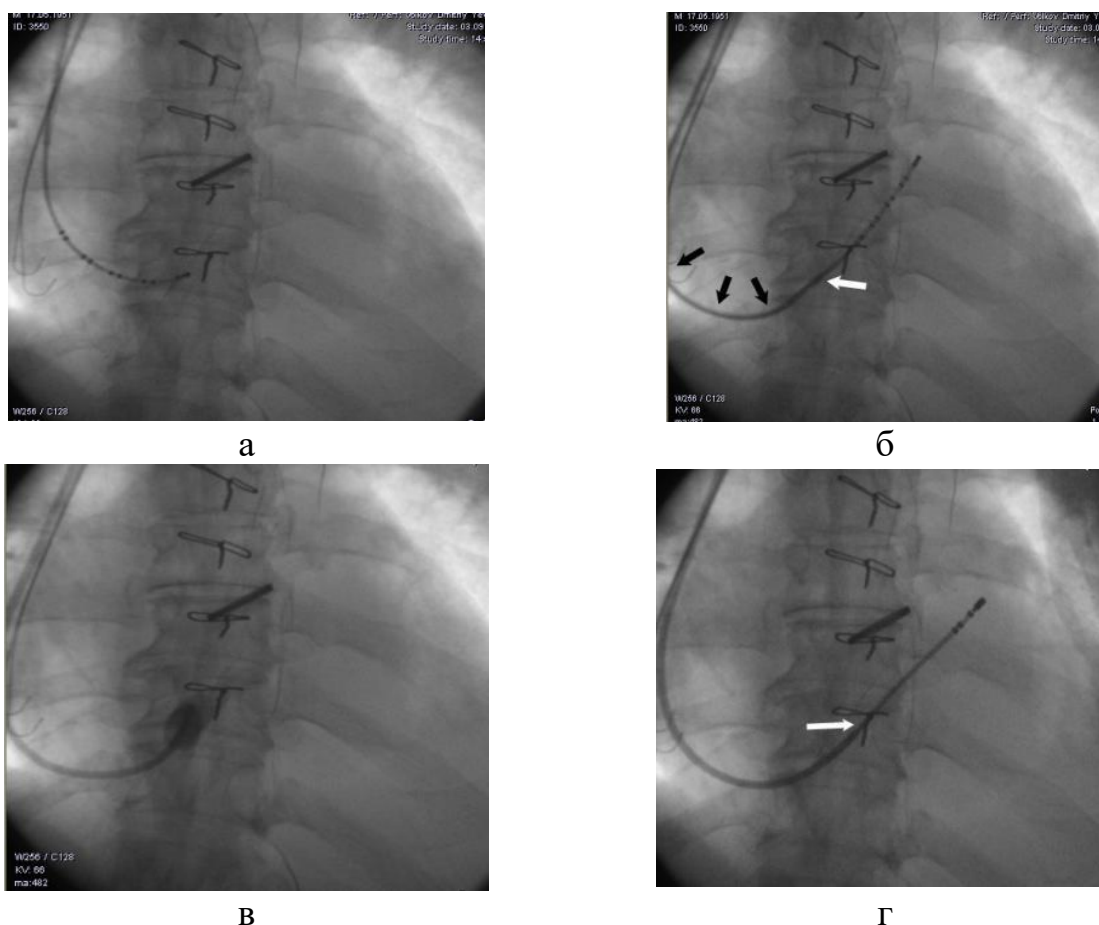


Рис. 4.15. Послідовна техніка канюляції КС: (а) ЕФ катетер в гирлі КС; (б) ЕФ катетер проведений у ВВС, проте проведення системи доставки ускладнено в гирлі КС (чорні стрілки - вигин системи доставки при спробі її проведення, біла стрілка - кінчик системи доставки); (в) локальне контрастування гирла КС (невідповідність кривизни системи доставки напрямку проксимального відділу КС); (г) проведення системи доставки в КС з використанням більш жорсткого і більшого по діаметру ЕФ катетера (біла стрілка - кінчик системи доставки усередині КС).

При виразному Thebesian клапані можна застосувати стратегію використання двох катетерів та/або систем доставки з метою нівеляції обструкції просвіту клапаном і зменшення вигинів за рахунок неглибокого введення в КС допоміжного інструменту (рис. 4.16).

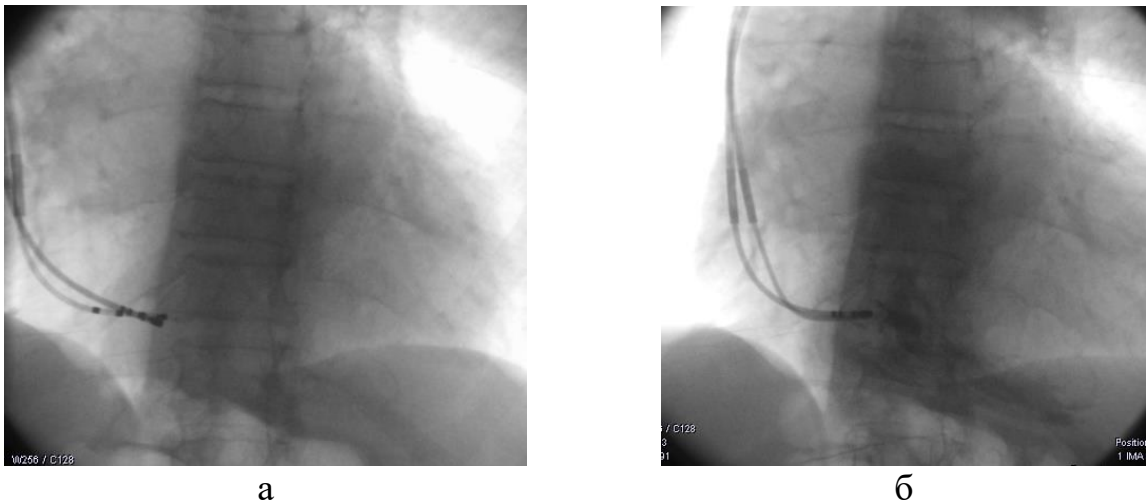


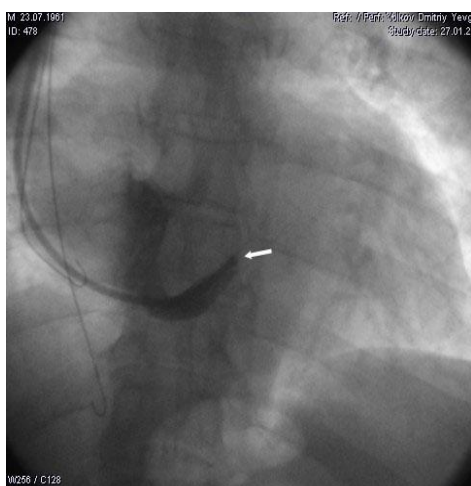
Рис. 4.16. Використання двох систем доставки для канюляції КС: (а) з двома ЕФ катетерами різної жорсткості; (б) з комбінацією ЕФ і АГ катетера з можливістю введення контрасту

Після подолання гирла КС подальше проведення асистуючого інструменту в КС зазвичай відбувається гладко, при цьому бажано провести інструмент якнайдалі по КС (аж до ПМШВ) для забезпечення максимальної підтримки подальшого проведення системи доставки. При проведенні, інструмент усередині КС краще зафіксувати і виконати контрольований поступальний рух системою доставки. Часто використовується протитракція з частковим витяганням інструменту з КС з одночасним просуванням системи доставки для полегшення її зісковзування, тому глибоке розташування інструменту безпечніше в плані дислокації з КС. При виконанні протитракції, опір просуванню при збільшенні зусилля може різко зменшитися при подоланні анатомічного бар'єру, у цей момент система доставки може вчинити стрибкоподібний рух вперед і вийти за межі асистуючого катетера, викликавши ушкодження стінки КС, тому просування і зусилля, що докладаються, повинні постійно контролюватись.

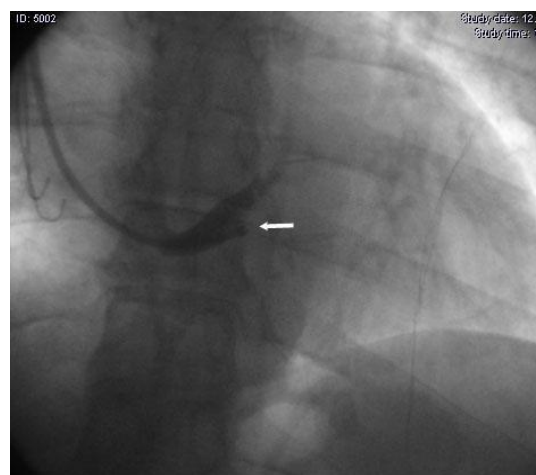
Первинна глибина проведення системи доставки в КС може бути різною, але, оскільки переважними венами для імплантації є ЗБВ і БВ, звичайно це межа між середньою і дистальною третинами КС. Приблизно у половині випадків відчувається опір в центрі серцевого силуету за рахунок

клапана Vieussens в місці переходу КС у ВВС. Ми не намагаємося здолати цю зону, як і будь-який опір усередині КС, наосліп, якщо це вимагає значного зусилля. Зазвичай в цій ситуації система доставки проводиться через Thebesian клапан в проксимальний КС і виконується пробна венографія (болюс 5-7 мл контрасту для оцінки ситуації - підтверджується позиціонування системи доставки усередині КС, рівень клапана Vieussens, наявність спазму, ушкодження, положення відносно стінок КС).

У більшості пацієнтів при маніпуляціях усередині КС, особливо при просуванні системи доставки, спостерігається спазм різної виразності (рис. 4.17). Ця реакція, пов'язана з механічним роздратуванням стінок КС інструментами, контрастною речовиною, можливо, грає роль температурна реакція на розчини, що вводяться. Зазвичай ця реакція короткочасна і самотійно проходить через декілька хвилин, тому за відсутності прямого тиску краю системи доставки на стінку КС ми вважаємо за краще почекати декілька хвилин і застосовуємо спазмолітики локально. Дуже важливо, що нерозпізнаний важкий спазм КС після проведення системи доставки може посилитися при введенні інших інструментів і привести до розвитку ускладнень.



а



б

Рис. 4.17. Небезпечне положення системи доставки в КС на тлі спазму: (а) контакт з клапаном Vieussens; (б) тиск на нижню стінку з можливою дисекцією (кінець системи доставки вказаний стрілкою)

Це особливо стосується балонного катетера для оклюзійної ангіографії, тому ми ніколи не проводимо балонний катетер в КС без виконання пробної венографії з наступних причин: 1) іноді виконання прямої пробної ангіографії дозволяє контрастувати адекватну (і) вену (и) для проведення електроду; 2) первинне "сліпе" проведення балона, який має значну жорсткість, може викликати спазм, пошкодити клапани КС, а при неумисному проведенні в гілки невеликого діаметру, особливо передсердні, викликати їх розрив і гемоперикард.

Далі необхідно виконати адекватну венографію з метою визначення доступних для імплантації ЛШ електроду вен. Цього можна добитися за допомогою прямої або оклюзійної ангіографії. Виконання ретроградної оклюзійної ангіографії дозволяє отримати набагато повнішу інформацію про венозну анатомію ЛШ, особливо про архітекtonіки і калібри дистальних вторинних і третинних гілок вен ЛШ і їх анастомозів, проте вимагає введення балона і збільшує променеве навантаження.

Абсолютна необхідність виконання оклюзійної ангіографії виникає при недостатньому заповненні основного ствола КС і ВВС за рахунок їх великого діаметру, високій швидкості кровотоку і наявності значимих клапанів, відсутність видимих венозних гілок, занадто маленький або великий калібр проксимальних відділів вен. Головна перевага прямої венографії в простоті, відсутності необхідності введення додаткового інструменту всередину КС, що потенційно знижує ризик ускладнень і виправдовує її ізольоване застосування при невеликому діаметрі КС, тому, традиційно ми виконуємо її першою з обмеженою кількістю контрастної речовини, а у разі потреби переходимо до оклюзійної.

Також є дискусійним і рівень виконання ангіографії в КС (як оклюзійної так і прямої). При виконанні її в проксимальних відділах, існує вірогідність заповнення більш проксимальних вен (ЗВС, ЗБВ), хоча навіть при використанні балонного катетера контрастування може бути недостатнім за рахунок більшого діаметру КС і не повній його оклюзії балоном. Крім

того, при створенні підвищеного тиску в КС і неглибокій посадці системи доставки можлива її часткова або повна дислокація в ПП, повторна ж канюляція може бути пов'язана зі значними технічними складнощами зважаючи на набряк, спазм або часткове ушкодження області гирла КС. Виконання венографії дистальніше дозволяє уникнути цих нюансів і отримати якісне контрастування вен за балансом, проте при цьому більше шансів не попадання контрасту в проксимальні вени та/або бічної обтурації балансом однієї з вен. Достатня експозиція в цій ситуації зазвичай дозволяє добитися контрастування усієї венозної системи через систему колатералей (рис. 4.18).

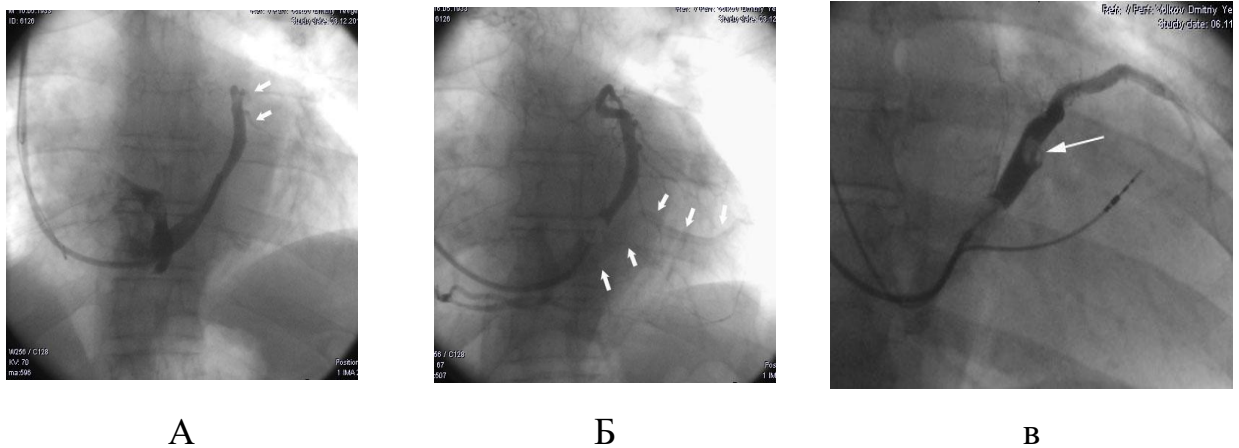


Рис. 4.18. Ретроградна венографія КС : (а) пряма ангіографія, видні дві БВ невеликого діаметру (вказані стрілками); (б) оклюзійна ангіографія, візуалізується тінь великої ЗБВ (вказана стрілками); (в) - ідентифікація гирла великої БВ за рахунок візуалізації "хмари" нативної крові, що надходить з неї в заповнений контрастом КС (вказано білою стрілкою).

Враховуючи ЗБВ і БВ як основні "цілі" для імплантації ЛШ електроду, раціональним є виконання ангіографії одразу перед- або ж трохи за клапаном Vieussens, щоб не обтурувати ЗБВ, що знаходиться в цій зоні. Питання рентгенологічної проекції повинне залишатися на розсуд оператора, проте, основним при цьому, як і при коронарографії, є чітка візуалізація гирла і, за можливістю, середніх і дистальних відділів канюльованих вен, без накладання на основний стовбур КС і інші венозні стовбури.

Це можливо залежно від конкретної клінічної ситуації в різних проекціях, які можна міняти в ході процедури. Ми часто використовуємо початково невелику ліву косу проекцію  $5-15^\circ$  з мінімальною краніальною ангуляцією для зручності роботи, виконуючи при записі поворот трубки в потрібну проекцію залежно від отриманої картини (частіше лівіші проекції потрібні для ЗБВ, а праві покращують візуалізацію і диференціювання гілок дистальних звитих БВ і ПМШВ). При недостатності інформації венографія може бути виконана повторно зазвичай більше проксимально або дистально в іншій проекції для концентрації на зоні інтересу. Проксимальна венографія зазвичай виконується нами без балонної оклюзії окремими короткими ін'єкціями при мінімальних обережних рухах системою доставки - мета її відшукування гирла ЗВС, при цьому можуть бути успішно застосовані катетери для субселекції (рис. 4.19)

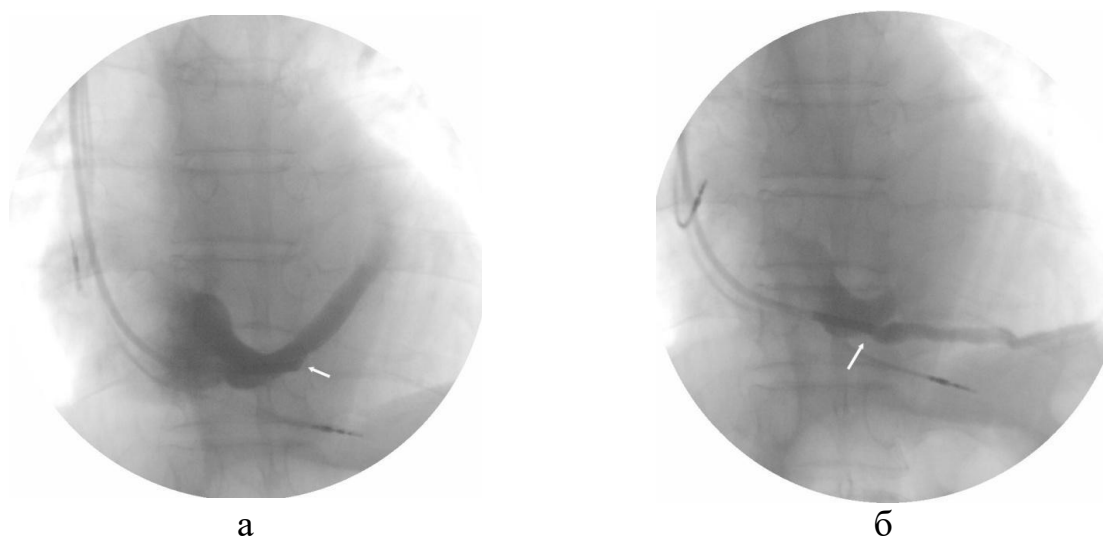


Рис. 4.19. Проксимальна пряма венографія (стрілкою вказаний кінчик системи доставки): (а) без видимих венозних припливів; (б) при акуратному витяганні ідентифікована ЗВС шляхом субселективної ангіографії

За відсутності значимих гілок КС при балонній ретроградній венографії передусім варто ретельно виключити похибки в її виконанні і можливі ускладнення (неадекватна рентгенівська проекція, оклюзія балоном



гирла належної вени, наявність дисекції) і тільки після цього робити висновок про неспроможну анатомію КС.

За відсутності значимих гілок КС при балонній ретроградній венографії передусім варто ретельно виключити похибки в її виконанні і можливі ускладнення (неадекватна рентгенівська проекція, оклюзія балоном гирла належної вени, наявність дисекції). В таких ситуаціях варто зробити інструментально-контрастне картування тіла КС (рис. 4.20).

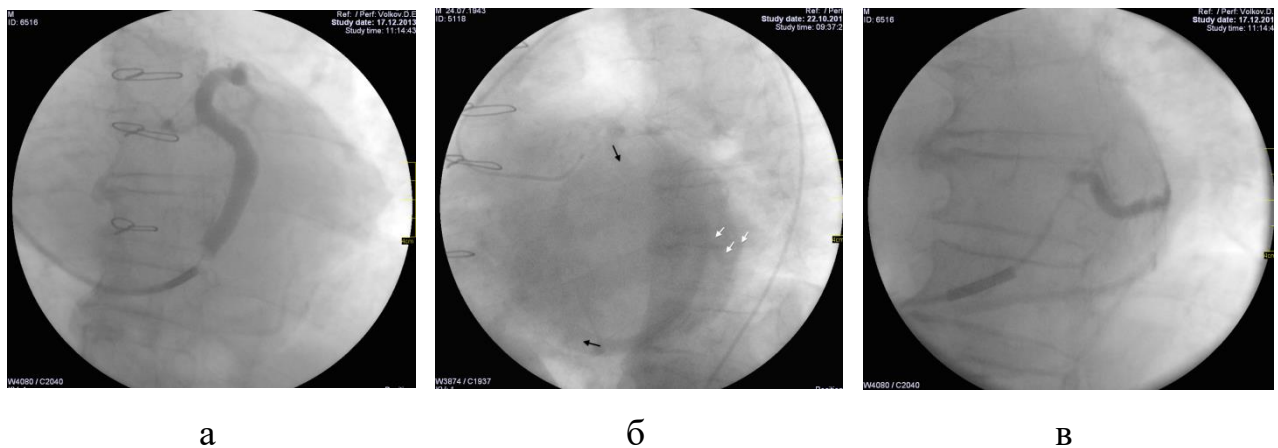


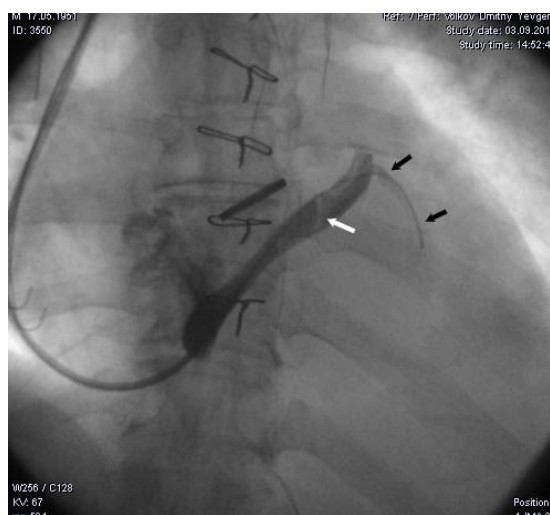
Рис. 4.20. Приклад ситуації з ускладненою ідентифікацією патентної вени для імплантації ЛШЕ електроду: (а) - балонна венографія без видимих адекватних венозних гілок; (б) - венозна фаза КГ з контрастуванням дистальних і проксимальних відділів КС (чорні стрілки), і патентною БВ (білі стрілки); (в) - селективна балонна венографія БВ після пролабування гирлового клапану кінчиком балона.

При виконанні прямої, а потім і оклюзійної венографії ідентифікувати венозні припливи КС не вдалося, проте виконана раніше КГ з наявністю тіні патентної БВ дозволила наполегливіше шукати її гирло в середній третині КС. Наявність потужного клапана БВ дозволила ідентифікувати її тільки при селективній балонній венографії з подальшою прямою імплантацією ЛШЕ електроду.

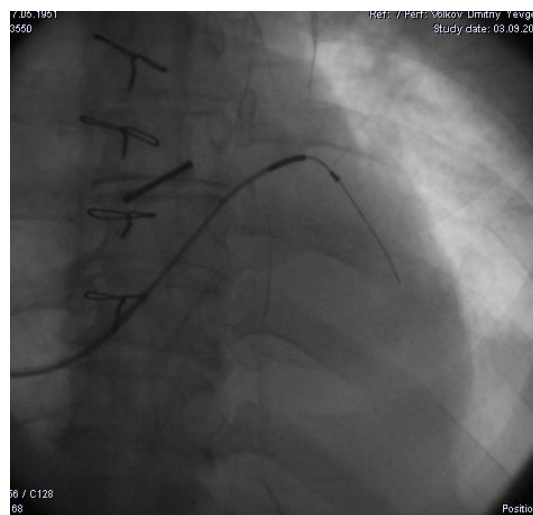
Ще одна важлива особливість будови КС, що потенційно ускладнює виконання процедури імплантації, це наявність клапану Vieussens. Цей клапан може перешкоджати просуванню системи доставки і інших



інструментів у ВВС. Уявлення про розташування і будову клапана можна отримати при венографії. Зазвичай здолати клапан дозволяють ЕФ катетери, при складнощах це можна зробити АГ провідниками. Це дозволяє створити "доріжку", трохи відкриваючи клапан провідником (buddy-wire) для полегшення проведення ЛШ електроду (рис. 4.21).



а



б

Рис. 4.21. Проходження клапана Vieussens: (а) проведення гідрофільного АГ провідника через клапан (вказаний білою стрілкою) у БВ (чорні стрілки); (б) подальше паралельне проведення електроду з позиціонуванням у БВ (АГ провідник видалений)

Проходження клапана шляхом прямого проведення ЛШ електроду за рахунок створення "м'якого" кінчика або вигину іноді у поєднанні з коронарними провідниками безпечніше і виправдано, особливо при ідентифікації патентної вени для імплантації дистальніше клапана (рис. 4.22). Проведення ЛШ електроду зазвичай дозволяє здійснити проведення по ньому і системи доставки при необхідності створення більш високої підтримки.

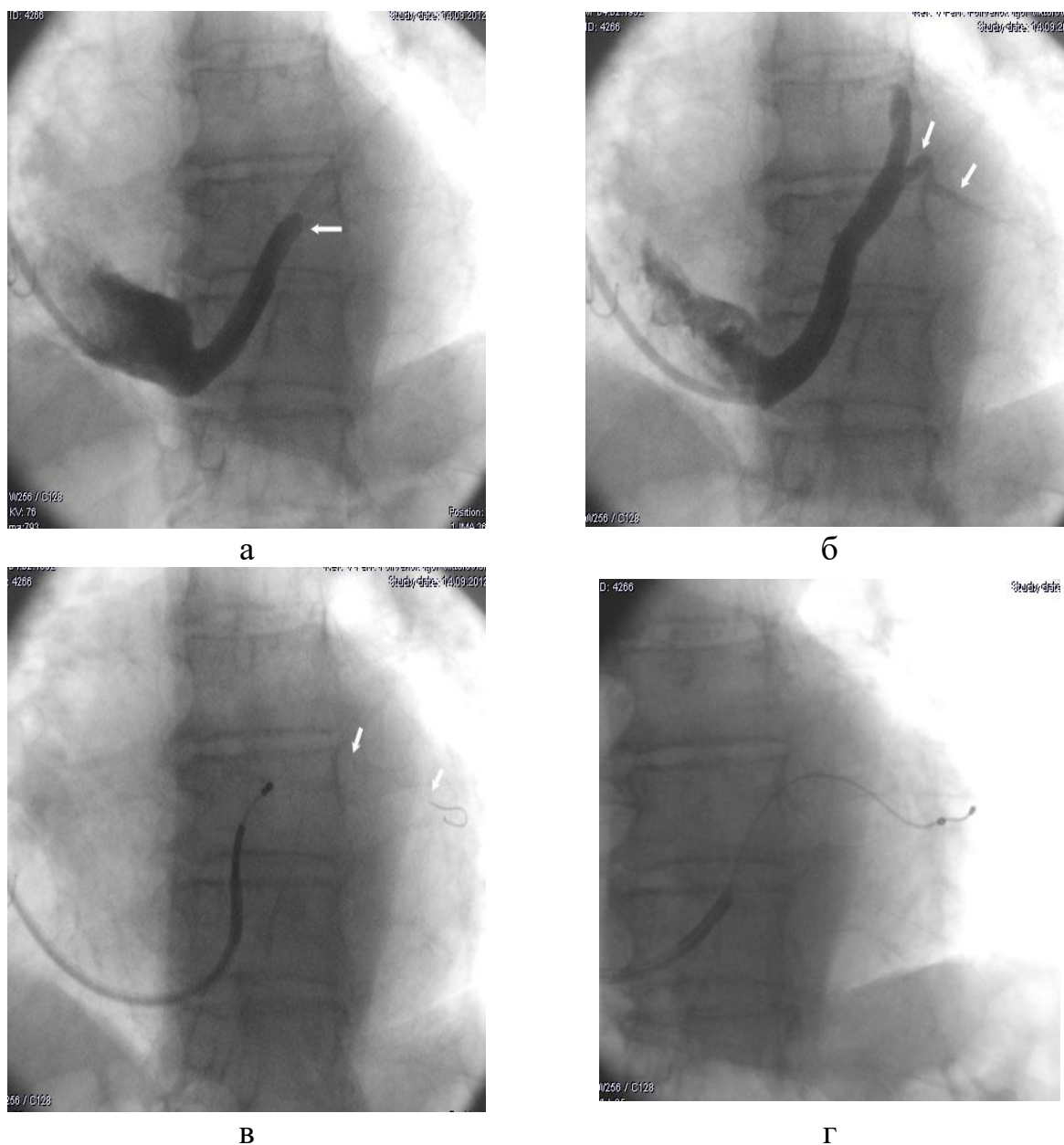


Рис. 4.22. "Складний" клапан Vieussens: (а) півмісяцеве депо контрасту, що характеризує значну обтурацію просвіту клапаном (вказаний стрілкою); (б) патентна БВ (вказана стрілками); (в) проходження клапана електродом з коронарним провідником (вказаний стрілками), останній розміщений у БВ; (г) імплантація ЛШ електроду у БВ (за технікою over-the-wire).

На наступному етапі виконується селекція вен, проведення ЛШ електроду та перевірка параметрів ЕКС. "Важкими" венами зазвичай є звивисті вени малого калібру з гострим кутом відходження, з наявністю клапанів і звужень. Для подолання цих труднощів, незважаючи на поліпшення дизайну ЛШ електродів проведення у вибрану вену практично завжди вимагає додаткових асистуючих інструментів. Найчастіше це КГ

провідники, які можуть бути використані як для канюляції гирла вени так для навігації по ній. Часто успішною є тактика зміни стилета і КГ провідників для керованої зміни жорсткості. При підтвердженні остіального положення електроду у вибраній вені при додатковому контрастуванні через систему доставки і неможливості його подальшого просування всередину вени, можливе здійснення акуратної "підтримки" ЛШ електроду наближенням системи доставки до гирла вени (рис. 4.23).

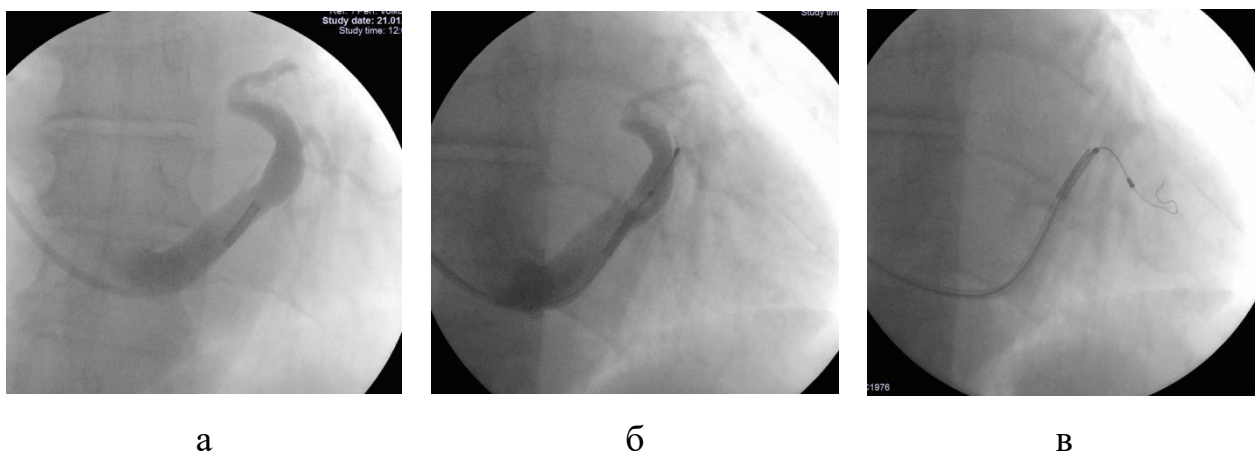


Рис. 4.23. Проведення ЛШ у БВ серця: (а) первинне контрастування з ідентифікацією БВ серця; (б) підтвердження остіального положення ЛШ електроду при додатковому контрастуванні з КГ провідником в малому венозному притоці; (в) наближення системи доставки до гирла вени зі зміною точки прикладення зусилля і проведенням ЛШ електроду і провідника дистальніше у вену.

Іноді можна застосувати тактику двох і більше провідників як у вигляді «buddy-wire» (проведення у вену підтримувального провідника з метою випрямлення звивистості), так і заклинювання провідником або балоном основної гілки з метою полегшення напрямку другого провідника у вибрану вену (рис. 4.24).

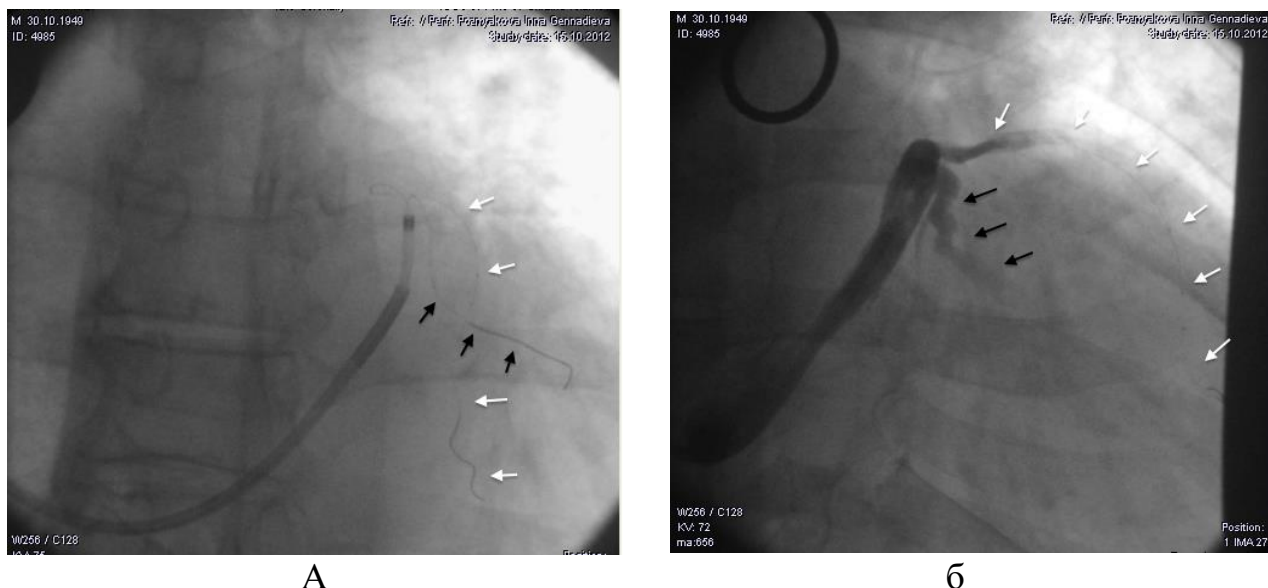


Рис. 4.24. Контрастування БВ (чорні стрілки) і ПМШВ з проведеним КГ (білі стрілки) в правій косій проекції (а); КГ провідники у БВ (чорні стрілки) і ПМШВ (білі стрілки) в лівій косій проекції (б)

Значно полегшити проведення ЛШ електродів можуть різні види субселекторів. Субселектори мають форму, що повторює гирло впадання вени в КС, і дозволяють провести канюляцію вени безпосередньо або з провідником за рахунок посилення підтримки, безпечно наблизити до цієї зони систему доставки, крім того, через них можна проводити економну венографію через додатковий бічний порт. Нові тонкі ЛШ електроди (4fr) можуть бути безпосередньо проведені через ці катетери, а нові лінійки субселекторів можуть утворювати телескопічні системи - найбільш тонкі ідентифікують і канюлюють гирло з використанням провідника (субсубселектори), потім по тонкому субсубселектору проводиться більший по калібру субселектор, через який може бути проведений ЛШ електрод (рис. 4.25).

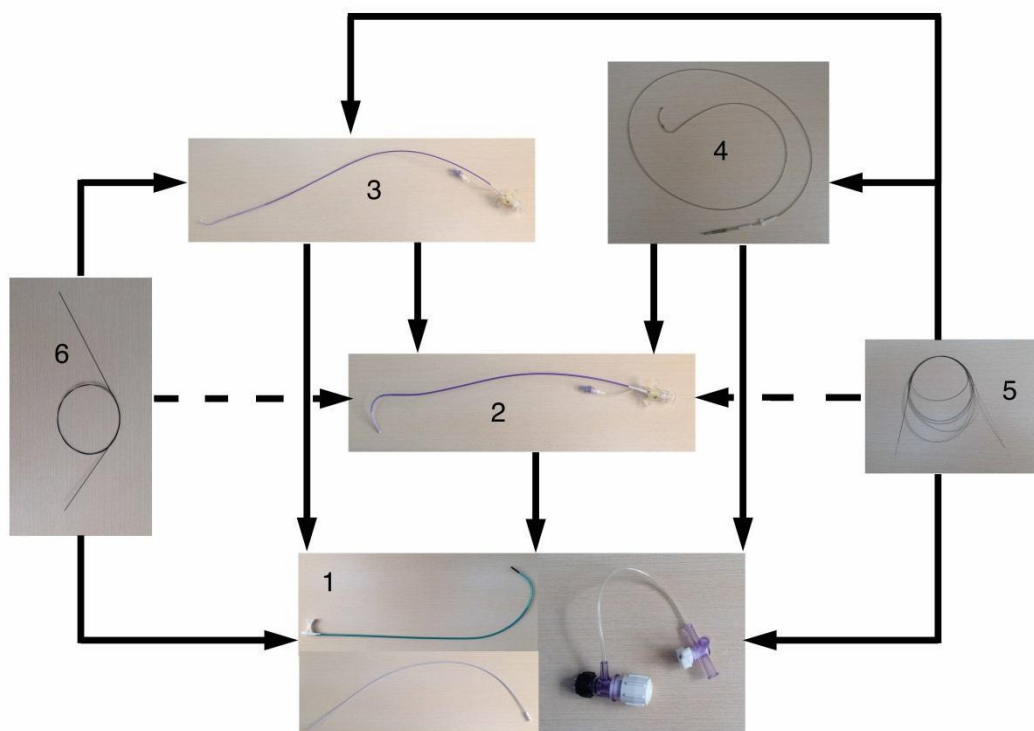


Рис. 4.25. Можливості комбінації різних інструментів для забезпечення доступу до вен ЛШ: система доставки з гемостатичним клапаном (1), субселектор (2), субсубселектор (3), ЛШ електрод (4), КГ провідник (5), АГ провідник (6)

Важливою є чітка диференціація ЗМШВ і ЗВС, ПМШВ і ПБВ, тому що клінічні результати імплантації в ці анатомічно сусідні вени можуть бути абсолютно різними.

*Бічні і задньобоківі вени серця* значно розрізняються калібром, кутом відходження і формою. Зазвичай вени достатнього діаметру, що відходять від КС або ВВС під тупим кутом, можуть бути адекватно доступні із застосуванням тільки стилета. При канюляції цих вен КГ провідниками важливо вибрати "правильну" гілку, що має адекватні співвідношення - діаметр-звуження - звивистість, щоб провести і надійно стабілізувати ЛШ електрод. При цьому може бути корисною повторна економна венографія через бічний порт основної системи доставки або субселектора з метою оцінки розташування КГ провідника (рис. 4.26).

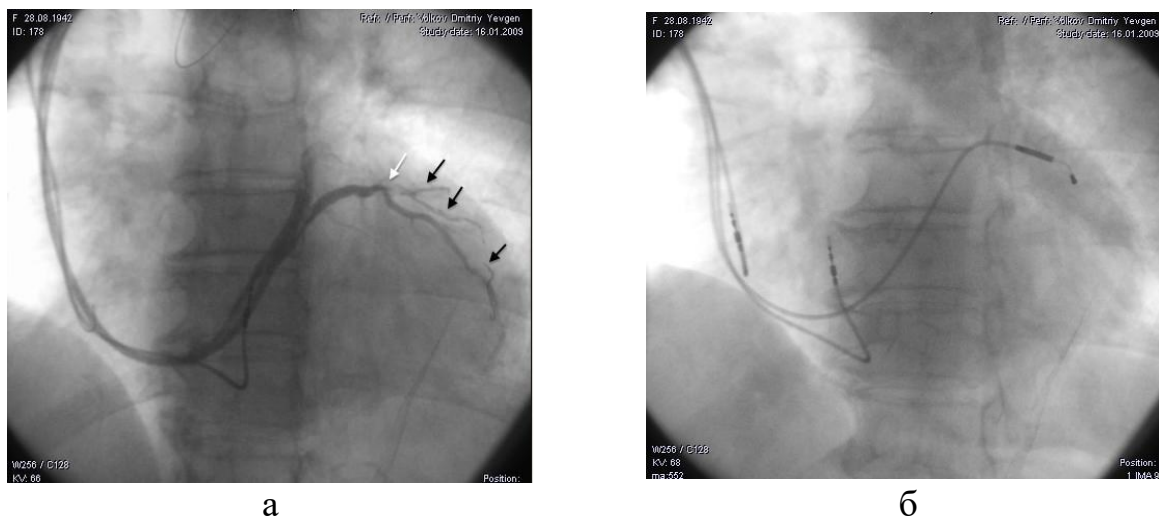


Рис. 4.26. Зручний для імплантації кут відходження ЗБВС від КС, вена має основний стовбур і дрібніші припливи, середній відділ має звуження (біла стрілка), що не дозволило провести ЛШ електрод, для імплантації обрано менший за діаметром, але конкордатний по напрямку притоку, по якому проведений провідник (чорна стрілка) (а); імплантований ЛШ електрод (б).

Частіше вени мають кут відходження близько або менше 90 градусів, що може утруднити імплантацію ЛШ електроду (рис. 4.27). Для використання таких вен часто потрібна техніка проведення ЛШ електроду "over - the - wire" та/або використання субселекторів.

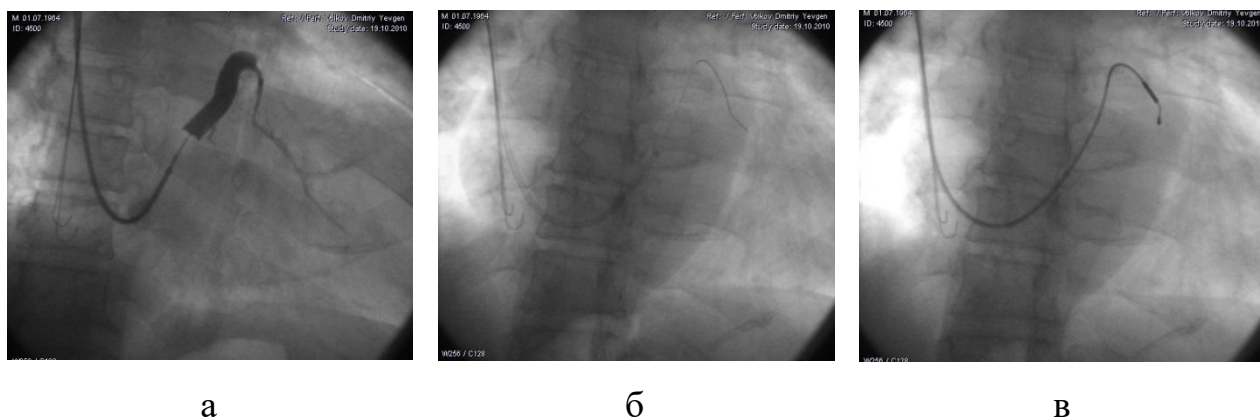


Рис. 4.27. Гострий кут відходження тонкої бічної вени, що потенційно припускає складнощі при імплантації (а); у вену проведений КГ провідник (б); імплантований ЛШ електрод (в).

Поступальний рух в КС при застосуванні субселекторів небезпечний у зв'язку з ризиком дисекції. Для його подолання доцільна тракція вздовж КС з



невеликими обертальними рухами і дозованим введенням контрастної речовини з метою ідентифікації гирла вени. При такому підході катетер часто "пірнає" у вену, якщо цього не відбувається можна ізольовано використати КГ або АГ провідники, які треба провести максимально дистально для забезпечення достатньої підтримки при імплантації ЛШ електроду або підведення до гирла вени системи доставки. Значну допомогу в цьому процесі може надати уточнення ситуації при селективній ангіографії і описана вище техніка "buddy-wire".

*Передньобоківі вени серця є найбільш дистальними з усіх можливих для імплантації, інколи мають різкі вигини, проте, при їх використанні практично неможливе використання субселекторів і у край складно отримати достатню опорну "підтримку" з боку системи доставки для просування електродів, а враховуючи зазвичай "плавний" хід електроду в цих венах, є більш високий ризик дислокації в порівнянні зі ЗБВС і БВ, особливо при значному діаметрі таргет-вени і ПМШВ (рис. 4.28). Для кращої їх візуалізації раціонально використати невеликі краніальні ангуляції рентгенівської трубки в косих проекціях.*

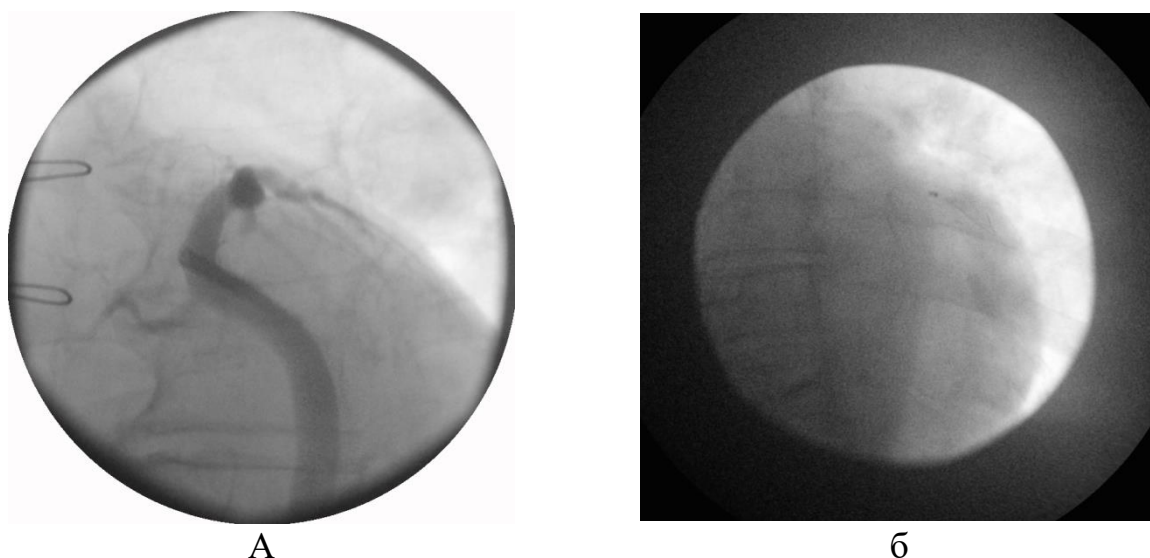


Рис. 4.28. Імплантація ЛШ електроду в ПМШВ: звитий дистальний сегмент ВВС з неможливістю конкордатного розташування основної системи доставки (а); ЛШ електрод позиціонується в ПМШВ за допомогою КГ провідника.

Задні вени серця зазвичай мають достатній діаметр і просту конфігурацію, що полегшує успішну імплантацію ЛШ електроду без застосування додаткових пристроїв. Особливостями цих вен є проксимальне розташування гирла в початковому відділі КС, що іноді утрудняє їх виявлення, а також може призводити до дислокації системи доставки в ПП при спробі їх канюляції. В цьому випадку особливо виправдано застосування субселекторів та/або ЛШ електродів, що дозволяють безпечно "подовжити" конструкцію при акуратному витяганні системи доставки аж до порожнини ПП і ідентифікувати гирло вени з мінімальним ризиком пролабування усієї системи в нижні відділи ПП. Негативним моментом, характерним для цих вен являється хід, паралельний ЗМШВ з більш менш апікальним розташуванням зони стимуляції, що є небажаним. Крім того, відносно прямий хід цієї вени і значний діаметр створюють проблеми із стабільністю ЛШ електроду в місці імплантації, що нерідко примушує шукати варіанти "заклинювання" ЛШ електроду в колатеральних венах меншого діаметру, що йдуть до бічної стінки (рис. 4.29).

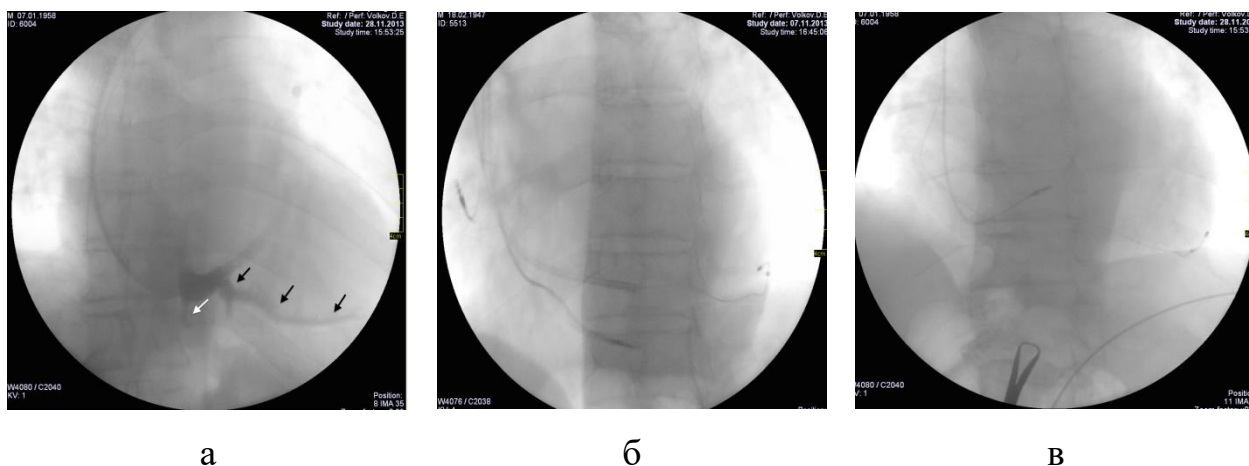


Рис. 4.29. (а) Імплантація ЛШ електроду в ЗВС із заклинюванням у бічній гілці (продовження рис. ); (б) - контрастування ЗВС у іншого пацієнта (чорні стрілки), видно також гирло ЗМШВ (біла стрілка), що знаходиться поруч і має паралельний напрям; (в) відносно апікальне розташування ЛШ електроду після імплантації, ПШ електрод імплантований у базальні відділи МШП для досягнення максимальної геометричної відстані між ЛШ і ПШ електродами.



Треба відмітити, що великий діаметр вени, який полегшує розташування ЛШ електроду в ній, одночасно приводить і до збільшення ризику дислокації, тому значні, легко провоковані зміщення ЛШ електроду при акуратних спробах тракцій, а, особливо, поступального руху, що утруднює пошук місця надійнішої фіксації. Нерідко поступальний рух ЛШ електроду призводить до дистального зміщення в зону розташування діафрагмального нерву і появи в післяопераційному періоді ускладнень у вигляді побічної його стимуляції.

Задня міжшлуночкова вена у зв'язку з септальним розташуванням і апікальним напрямом може бути використана для проведення ЛШ електроду до колатералів з іншими венами ЛШ для остаточного розташування ЛШ електроду в іншому басейні (рис. 4.30).

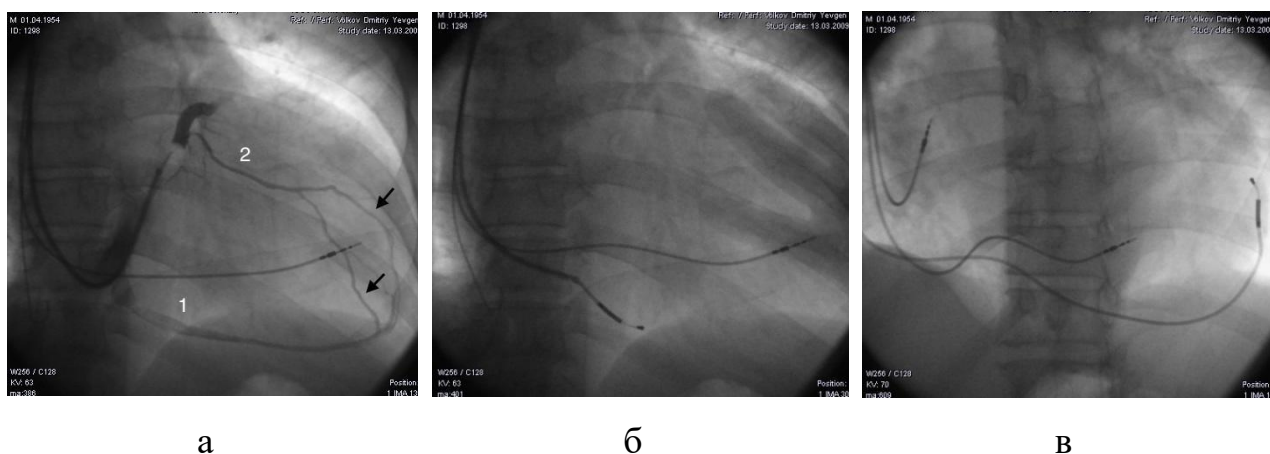


Рис. 4.30. Імплантація ЛШ електроду з використанням ЗМШВ: оклюзійна венографія з ідентифікацією доступної для канюляції ЗМШВ (1) і БВ малого калібру неадекватною для проведення ЛШ електроду, колатералі між двома венами показані стрілками (а); виконана канюляція проксимального відділу ЗМШВ ЛШ електродом (б); електрод проведений через апікальний відділ до бічної стінки через колатераль (в).

При дуже складній анатомічній ситуації (особливо малий калібр вен) і неможливості антеградного проведення ЛШ електродів ефективним може бути тактика ретроградного проведення КГ провідників з інших вен через систему колатералів, із захопленням дистального кінця провідника через

одну або дві системи доставки і використання цієї "кругової" конструкції для антеградного проведення ЛШ електроду.

Парадоксально, але первинні труднощі при імплантації, пов'язані з анатомічними особливостями, зазвичай сприяють стабілізації ЛШ електроду у вибраній вені при успіху. І, навпаки, великий калібр вени, відсутність вигинів і тупий кут впадання підвищують ризик дислокації в післяопераційному періоді, що зазвичай вимагає "заклинювання" кінчика ЛШ електроду в дистальних припливах малого діаметру. Тому товщина електроду має певне значення, хоча загальна тенденція розвитку технології, безумовно, полягає в зменшенні калібру електродів, при одночасному збільшенні діапазону еластичність-жорсткість і у посиленні вигинів з метою поліпшення фіксації.

Наступний етап – імплантація ПП і ПШ електродів, яка технічно не відрізняється від відповідних методів при імплантації брадіпристроїв. Але особливістю хворих з показаннями до КРТ зазвичай є збільшені розміри правих відділів серця, зі зменшенням їх трабекулярності, у зв'язку з чим імплантація електродів пасивної фіксації абсолютно недоцільна. Зазвичай необхідно формувати великі за радіусом кривизни стилети для досягнення і адекватного контакту із стінками ПП і ПШ.

При високому базально-бічному і передньобічному розташуванні ЛШ електроду оптимальна зона імплантації ПШ електроду знаходиться в середньо- і нижньосептальних відділах ПШ і може зміщуватися в апікальні ділянки, рідше при використанні ЗБВ і ЗВС ми розташовуємо ПШ електрод у вихідному тракті ПШ (рис. 4.31).

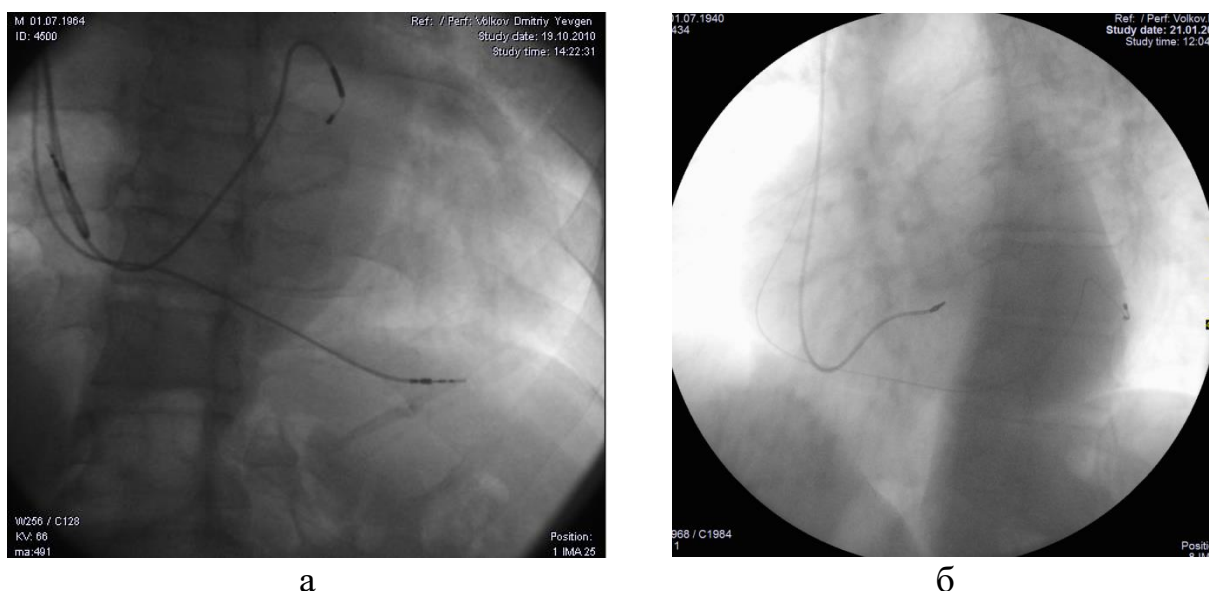


Рис. 4.31. Варіанти розташування ППШ електроду: (а) у ділянці верхівки; (б) у ділянці середньої частини МШП.

Розташування ПП електроду при операціях КРТ зазвичай схоже з таким при стандартних процедурах з основними вимогами до нього — стабільність положення і достатній внутрішньосерцевий сигнал для адекватної детекції передсердної активності і дискримінації аритмій. Зазвичай ми розташовуємо ПП електрод у верхніх відділах ПП, за можливістю в медіальних відділах вушка, що найкраще відповідає цим критеріям. Особливістю позиціонування можуть бути збільшені розміри ПП, які вимагають використання стилетів з більшою кривизною і іноді їх мануальною корекцією для надійного позиціонування.

Завершальним етапом внутрішньосерцевих маніпуляцій при імплантації КРТ ЕКС є видалення системи доставки. Особливість цієї маніпуляції полягає в потенційній можливості повної або часткової дислокації ЛШ електроду. Необхідно відмітити, що система доставки, окрім функції канюляції КС надає певну жорсткість і стабільність ЛШ електроду в ході усієї процедури, без якої його імплантація практично неможлива. На відміну від ППШ і ПП електродів видалення венозних інтрод'юсерів зазвичай не призводять до небажаних наслідків. Але навіть незначні неконтрольовані

рухи ЛШ електроду і системи доставки при її видаленні можуть привести до дислокації, неможливості репозиціонування і необхідності виконання повної повторної процедури імплантації ЛШ електроду.

Важливо, що ризик дислокації визначається анатомічними особливостями, але зростає при помилкових діях хірурга. Найчастіше нами використовуються системи доставки, які розрізають по усій довжині сплітером. Введення стилета до кінчика електроду за рахунок створення жорсткості по усій його довжині допомагає уникнути зісковзування ЛШ електроду паралельно з витягуванням системи доставки. При наявності крутих вигинів вен це іноді неможливо, тому ми намагаємось провести стилет за гирло вени до упору в її вигин, але без зайвих зусиль. Сплітер мануально фіксуємо і під час усієї процедури він залишається нерухомим, а розтин здійснюється тракцією системи доставки назовні плавним рівномірним рухом, що дозволяє без труднощів видалити систему доставки. Небезпеку може представляти видалення системи доставки з меншим радіусом вигину ніж хід КС. Витягування системи доставки з КС в цій ситуації може привести до різкого стрибкоподібного її "падіння" на "дно" ПП з можливим натягненням електроду. Сила при спробі поступального руху ЛШ вперед в даний момент спрямована зовні КС і може привести до парадоксального погіршення ситуації за рахунок утворення в ПП надлишку електроду з подальшою дислокацією. Аналогічно надлишок ЛШ може утворюватися і в тілі КС з аналогічними наслідками (рис. 4.32).

Припускаючи такий розвиток подій, краще початково до розтину дещо витягнути усю систему, попереджаючи її зміщення вниз паралельно, просуваючи дещо вперед ЛШ електрод. Після звільнення ЛШ електроду від системи доставки з нього зазвичай без проблем витягається стилет і формується необхідний надлишок по дну ПП.

Таким чином, ризик ускладнень при виконанні КРТ більший ніж при звичайній стимуляції правих відділів серця, головним чином, за рахунок можливих складнощів імплантації ЛШ електроду, яку можна розглядати як

додатковий етап традиційної брадістимуляції. Усі вищеописані особливості, обмеження і інструменти для їх подолання збільшують вірогідність ушкодження передусім анатомічних структур КС, хоча практично усі вони зустрічаються і при ЕКС правих відділів серця.

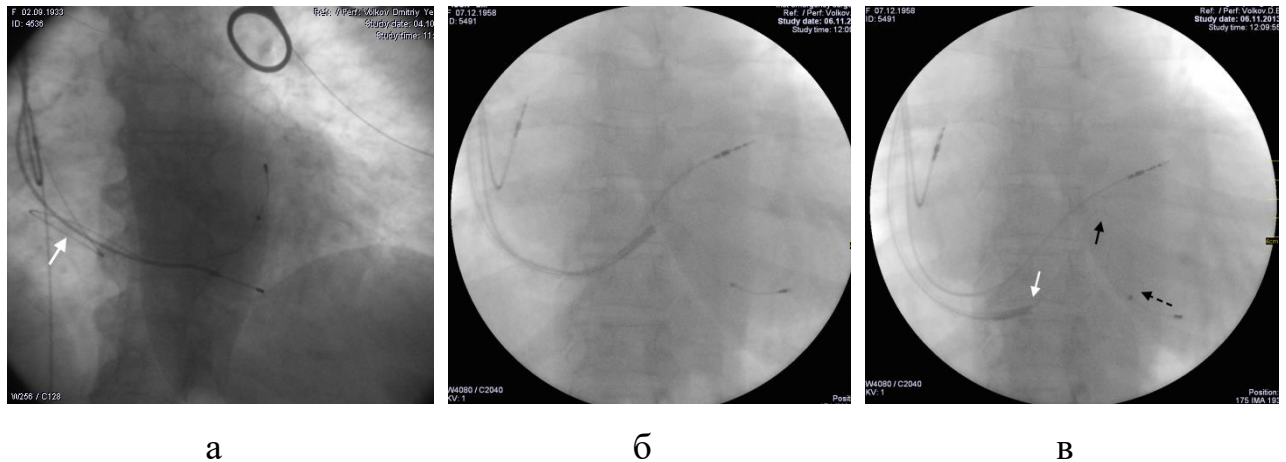


Рис. 4.32. Варіанти дислокації ЛШ, викликані видаленням системи доставки: (а) повна дислокація в тіло КС, викликана спробою просування ЛШ електроду зі стилетом в умовах утворення петлі (біла стрілка) в ПП; (б) стан системи перед видаленням; (в) протрузія системи доставки на дно ПП (біла стрілка), часткова дислокація ЛШ електроду в межах вени (чорна переривчаста стрілка), спроба поступальної ходи призводить до пролабування ЛШ в основний стовбур КС (чорна стрілка) з потенційним посилюванням дислокації.

Специфічним ускладненням КРТ з трансвенозною імплантацією ЛШ є дисекція КС і його гілок, яка можлива навіть при акуратних маніпуляціях, особливо на тлі спазму КС і його невеликого діаметру. Це вимагає від оператора більшої делікатності і терпіння ніж при імплантаціях електродів в ПП і ПШ. Саме по собі це ускладнення не несе ризику для життя пацієнта, проте часто не дозволяє безпечно продовжити процедуру, а при наполегливих спробах може привести до перфорації і гемоперикарду (рис. 4.33).

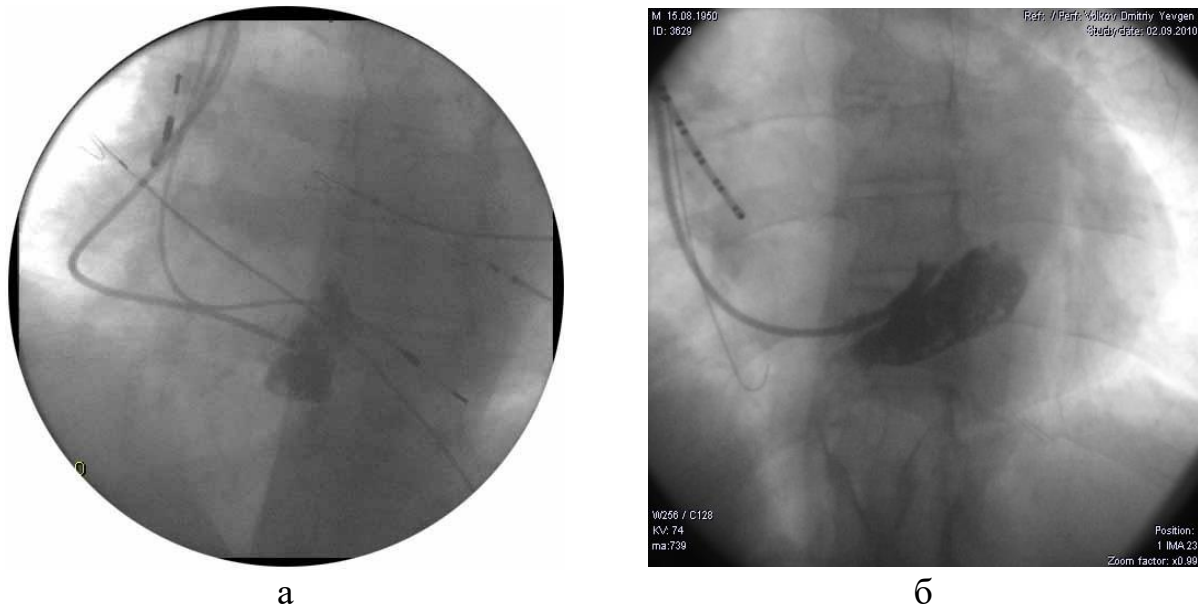


Рис. 4.33. Дисекції КС, що привели до припинення процедури КРТ: (а) - гирла (вірогідно нижньо-септальних відділів ПП при спробі канюляції КС); (б) - середніх відділів при спробі просування системи доставки по КС дистально. У обох випадках значне стійке депо контрасту і характер дисекції не дозволив продовжити процедуру.

Невеликі дисекції іноді дозволяють успішно закінчити процедуру після паузи в 10-20 хвилин і зникнення або зменшення депо контрасту (за умови його відсутності в перикардіальній порожнині) особливо якщо дисекція розташована дистальніше "зони інтересу" або за неї проведена система доставки або провідник, а також при дисекції другорядних гілок (рис. 4.34).

Перфорація міокарду і супутній гемоперикард можуть бути наслідком первинної дисекції при жорстких маніпуляціях інструментами усередині КС, але частіше виникають при наполегливих спробах дистального проведення КГ провідників у венозній системі, особливо при нерозпізаному їх попаданні в другорядні гілки, тому украй важливо уникати насильницького їх проведення, використати "м'які" (floppy) КГ провідники і при необхідності проводити додаткове контрастування.

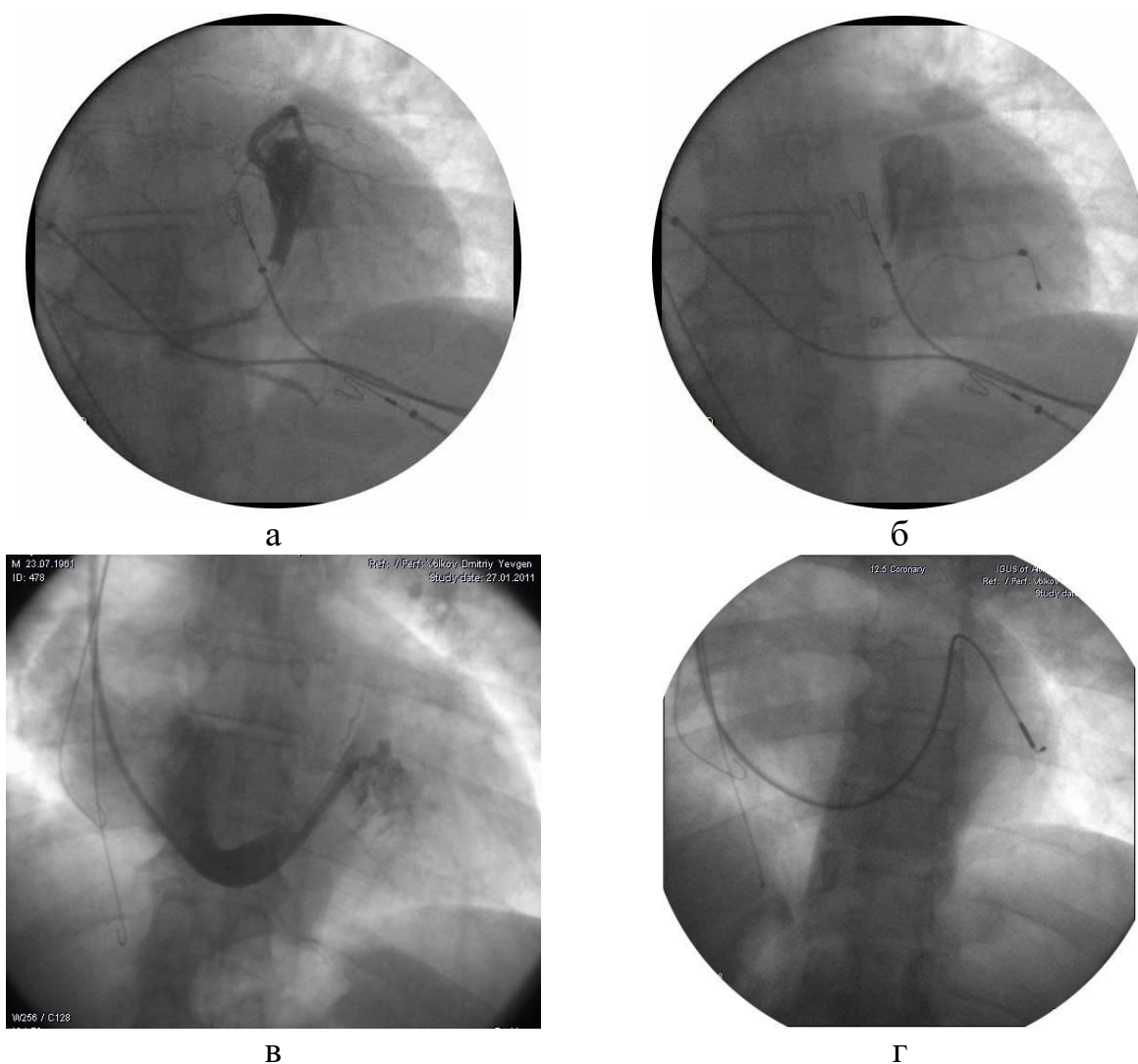


Рис. 4.34. "Доброякісні" дисекції КС: (а, б) - з імплантацією ЛШЕ електроду проксимальніше зони дисекції; (в, г) - з проведенням системи доставки і імплантацією ЛШЕ електроду дистальніше за зону дисекції

Прогноз перфорації залежить від діаметру інструменту, що викликав стан гемокоагуляції, та загального стану хворого. Вчасно розпізнана перфорація КГ провідником зазвичай не призводить до катастрофічних наслідків за рахунок малого діаметру отвору, тоді як дисекція-перфорація системою доставки може привести до гемодинамічно значимого гемоперикарду, необхідності ургентного дренивання перикарду і навіть відкритого доступу з метою досягнення гемостазу. Запідозрити це ускладнення можна рентгенологічно при зниженні амплітуди руху меж серцевого контуру, що підтверджується вступом контрастної речовини в перикардіальну сумку, даними ЕхоКГ і відповідною клінічною картиною.



При невеликій кількості крові і стабільному стані можливе динамічне спостереження, питання про продовження процедури вирішується індивідуально, але більше виправдано зупинити процедуру і перенести її на строк до 4-8 тижнів до повної елімінації наслідків. Прогностично у край важливо моніторувати об'єм гемоперикарду при ЕхоКГ, яка разом з клінічною картиною є найважливішим детермінантом ухвалення рішень по тактиці ведення хворого.

Значимі аритмії серця у хворих, що піддаються КРТ, є серйозними ускладненнями зважаючи на їх небезпеку для життя як безпосередньо (шлуночкова тахікардія, фібриляція шлуночків), так і опосередковано за рахунок погіршення гемодинамічної ситуації на тлі наявної ХСН (фібриляція передсердя) (рис. 4.35). Усе це примушує відноситись до підготовки даних хворих до операції і анестезіологічного посібника як до важливих її складових, що іноді визначають її успіх і безпеку.



Рис. 4.35. Порушення ритму при КРТ: (а) пароксизмальна рецидивуюча тахісистолична фібриляція передсердя, що виникла в ході процедури при маніпуляціях інструментами в ПП; (б) з розвитком на її фоні рецидивуючих епізодів гемодинамічно значимої шлуночкової тахікардії, які вимагали повторних електричних кардіоверсій і припинення проведення процедури з подальшим успішним її виконанням через місяць після насичення пацієнта аміодароном



Для подолання різноманітних технічних труднощів, пов'язаних з індивідуальними анатомічними особливостями необхідний індивідуальний підхід. Окремі підходи підсумовано в табл. 4.2.

Таблиця 4.2 – Технічні прийоми та пристрої використані при імплантаціях КРТ

| Технічні прийоми та пристрої                                              | Показання                                                                                    | Кількість спостережень/ відсоток позитивного результату |
|---------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------|
| Використання клапанних інтрод'юсерів для проведення декількох провідників | Проведення декількох електродів через єдиний венозний доступ при труднощах повторних пункцій | 8/100                                                   |
| Первинна стимуляція ПШ з подальшим проведенням ЛШ електроду               | Наявність або високий ризик розвитку повної АВ блокади підчас процедури                      | 15/100                                                  |
| Ангіографічний / комбінований підхід до канюляції КС                      | Складності при канюляції КС електрофізіологічним способом                                    | 11/91                                                   |
| Балонна оклюзійна ангіографія КС                                          | Недостатність діагностичної інформації при болусній ангіографії                              | 65/83                                                   |
| Технологія buddy-wire для підтримки проведення ЛШ електроду               | Труднощі при проведенні ЛШ електродів повздовж КС та його вен                                | 15/ 73                                                  |
| Використання субселекторів                                                | Неможливість канюляції таргентної вени                                                       | 12/58                                                   |
| Використання ЛШ електроду з активною фіксацією                            | Неможливість стабілізувати ЛШ електрод в вені                                                | 1/100                                                   |
| Фіксація ЕКС в рані                                                       | Попередження міграції та пролежнів                                                           | 67/75                                                   |
| Між-підм'язове розташування апарату ЕКС                                   | Знижений тургор шкіри, зниження ваги, великий ризик розвитку пролежнів                       | 4/100                                                   |

Узагальнюючи особистий досвід були сформульовані наступні правила техніки імплантації ЛШ електродів, які сприятимуть зниженню ризику ускладнень:

1. Маніпуляції катетерами, системами доставки, провідниками під контролем різних (зазвичай лівою і правою косих) флюороскопічних проекцій, виключення застосування грубих зусиль при будь-яких рухах.
2. Виключення поступального та, за можливістю, зворотного руху (особливо усередині КС) систем доставки без знаходження в її просвіті катетера, електроду і (чи) провідника, дуже акуратне проведення їх досить глибоко всередину анатомічної структури (зменшення вірогідності дисекції вільним краєм системи доставки).
3. Фіксація або обережне підтягування назад катетера (електроду) і достатнє дистальне проведення усередині просвіту системи доставки для полегшення її поступального руху у венозній системі і профілактики ушкодження КС при "скачку" системи доставки після подолання перешкоди (клапана).
4. Виявлення неумисної субселекції дрібних вен передсердя (шлуночків), відповідно, виключення подальших спроб просування системи доставки (катетера, електроду, провідника).
5. Розпізнавання надмірної звивистості венозної системи, гострого кута відходження вен від основного стовбура КС або ВВС, застосування відповідних прийомів для безпечного подолання цих труднощів (субселектори, over-the-wire електроди відповідної форми, м'які "floppy" коронарні провідники).
6. Визначення міри контакту електроду (провідника) з тканинами (нон- і конкордатне переміщення з серцевим силуетом) і можливої перфорації (надмірна рухливість кінчика провідника, невідповідність положення і кривизни провідника ходу і діаметру вени), якщо підозрюється перфорація - виключення спроб просування інструментів.

7. Виключення надмірних зусиль при проведенні електродів і провідників, обережне введення контрасту при фіксованому положенні кінчика провідника в дистальних відділах венозної системи (небезпека дисекції і перфорації)

Крім цього, для оптимізації імплантації трикамерних систем для КРТ доцільно дотримуватися наступних правил:

- 1) корисно застосування передопераційної інструментальної візуалізації (частіше КГ), враховуючи це і нерідко скомпрометовану функцію нирок - жорстке титрування введення контрасту під час процедури (звичайне використання розведення 2-3:1) із звичайною дозою 50-150 мл за рахунок максимального використання переваг ЕФ підходу до доступу в КС;

- 2) використання стандартних і фокусних режимів флюороскопії при роботі в КС (рідше посилені для візуалізації коронарних провідників), усі інші маніпуляції, що вимагають флюороскопії - при мінімальному променевому навантаженні (25-50% від стандартної);

- 3) переважна сторона доступу - ліва, де виконуються три послідовні пункції v.axillaris, стандартний порядок проведення електродів - ЛШ, ПШ, ПП, ПШ, рідше ПШ першим при наявній або такій, що розвинулася в ході процедури АВ блокаді;

- 4) доступ до КС початково виконується з допомогою ЕФ катетера, встановлюється розташування АВ борозни і можливого гирла КС за характером ЕГ, розташуванню і руху катетера, ЕФ катетер може бути замінений на АГ катетер (частіше Amplatz left №3-4) або катетер для субселекції вен ЛШ, канюляція КС також може виконуватися ангіографічним провідником, з послідовним проведенням катетеру та/або системи доставки. При неефективності з урахуванням даних локальної венографії можливі повторні спроби використання ЕФ катетерів іншої кривизни і жорсткості і техніки двох катетерів-систем доставки.

Для упорядкування дій під час «складних» імплантацій розроблено та впроваджено принципову схему вирішення проблем оперативного втручання (табл. 4.3).

Таблиця 4.3. Труднощі при імплантації ЛШ електродів та способи їх вирішення

| Труднощі при імплантації | Чинники                                                                       | Способи вирішення                                                                                                                                                                                                                      |
|--------------------------|-------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| 1                        | 2                                                                             | 3                                                                                                                                                                                                                                      |
| Доступ до КС             | Глибока subeustachian кишеня<br>Збільшення ПП<br>Неможливість знайти гирло КС | Використання системи доставки і картуючих електродів з великою кривизною, пропорційно розмірам правого передсердя і глибині subeustachian кишені, використання спеціальної конфігурації системи доставки (типу Amplatz)                |
|                          |                                                                               | Альтернативна техніка канюляції КС з високим розташуванням системи доставки і вертикальним вектором атаки керованого катетера з боку МПП                                                                                               |
|                          |                                                                               | Знайти пучок Гіса з просуванням вниз від верху ПП для досягнення гирла КС                                                                                                                                                              |
|                          |                                                                               | Зробити субселективну атріографію в зоні припустимого гирла для його визначення                                                                                                                                                        |
|                          | Значущий Thebesian клапан                                                     | Канюляція КС в нижній частині, з боку шлуночку, де Thebesian клапан менш виражений                                                                                                                                                     |
|                          |                                                                               | Використання АГ катетерів і провідників, прицільне контрастування, балонна дилатація КС                                                                                                                                                |
|                          |                                                                               | Використання другого катетера (провідника) для додаткового тиску на клапан, збільшення просвіту гирла КС і полегшення проведення основної системи доставки                                                                             |
|                          | Тримірний вигін КС за рахунок збільшення ЛШ                                   | Врахування більшого кута між КС і нижнім контуром серця, комбінація ангіографічної та електрофізіологічної методик канюляції з телескопічним використанням більш жорстких інструментів, ситуаційний підбір адекватної системи доставки |

подовження табл. 4.3

| 1                           | 2                                              | 3                                                                                                                                                                       |
|-----------------------------|------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Просування по КС            | Стеноз / спазм                                 | Використання теплих розчинів і вазодилататорів, пауза в декілька хвилин після первинного введення системи доставки в КС                                                 |
|                             |                                                | Провести провідник і зробити балонну дилатацію низьким тиском                                                                                                           |
|                             |                                                | Вибір для імплантації латеральних гілок задньої вени                                                                                                                    |
| Просування по КС            | Клапани всередині КС                           | Використання жорсткішого провідника                                                                                                                                     |
|                             |                                                | Використання керованого катетера, гідрофільних і коронарних провідників різного діаметру і жорсткості, іноді в комбінації з ЛШ електродом для проходження клапана       |
|                             |                                                | Вибір для імплантації латеральних гілок задньої вени для доступу до бічної стінки                                                                                       |
|                             | Труднощі при канюляції вени                    | Використання субселекторів, декількох коронарних провідників ізольовано і разом з ЛШ електродами, ситуаційна міра підтримки основною системою доставки                  |
|                             | Надмірна звивистість вен                       | Використання м'якого (коронарного) провідника під контролем венографії, іноді декількох провідників для випрямлення вени (buddy - wire)                                 |
|                             | Неумисна канюляція передсердної вени катетером | Визначення передсердного або шлуночкового розташування електроду (провідника, катетера) в правій передній косій проекції, пробне контрастування без балона              |
| Позиціонування ЛШ електроду | Нестабільність електроду                       | Заклинювання електроду у вені другого-третього порядку                                                                                                                  |
|                             |                                                | Уникнення надмірного надлишку або натягнення електроду при флюороскопії                                                                                                 |
|                             |                                                | Використання вен другого і третього порядку з метою отримати U- образну або L- образну форму кінчика електроду, проведення усіх вигинів ЛШ електроду у канюльовану вену |
|                             |                                                | Використання ЛШ електродів з активною фіксацією                                                                                                                         |

подовження табл. 4.3

| 1 | 2                                                                               | 3                                                                                                                           |
|---|---------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
|   | Масивні рубці<br>(збільшення порогу<br>ЕКС та періоду<br>латентного<br>захвату) | Розташування електроду антеро- або<br>постеролатерально по відношенню до<br>зони бічної стінки, якщо вона містить<br>рубець |
|   |                                                                                 | Максимізувати контакт електроду зі<br>стінкою вени-міокардом                                                                |
|   |                                                                                 | Використання іншого вектору стимуляції                                                                                      |
|   |                                                                                 | Використання квадріполярного ЛШ<br>електроду                                                                                |
|   |                                                                                 | Урахування латентності при<br>програмуванні                                                                                 |
|   | Відсутність або<br>малий діаметр<br>латеральних вен                             | Використання анастомозів задніх і<br>передніх вен, які дренують латеральну<br>стінку                                        |
|   |                                                                                 | Балонна ангіопластика звужень                                                                                               |
|   |                                                                                 | Техніка ретроградної канюляції з<br>антероградним захопленням провідника                                                    |
|   | Розширені вени                                                                  | Використання більших за діаметром<br>електродів на стилеті                                                                  |
|   |                                                                                 | Використання гілок основних вен до<br>досягнення вен меншого калібру з метою<br>заклинювання кінчика електроду              |
|   |                                                                                 | Використання ЛШ електроду з активною<br>фіксацією                                                                           |
|   | Стимуляція<br>діафрагмального<br>нерву                                          | Використання квадріполярних ЛШ<br>електродів                                                                                |
|   |                                                                                 | Змінювання параметрів стимуляції,<br>використання іншого вектору<br>стимуляції-електричне репозиціонування                  |
|   |                                                                                 | Уникання позиціонування ЛШ електроду<br>в одній і тій же гілці головної вени при<br>невдалій первинній стимуляції           |
|   |                                                                                 | Віддання переваги переміщенню<br>електроду в іншу вену ЛШ перед<br>стимуляцією з меншою амплітудою                          |

Безпосередні результати імплантації ЕКС з метою КРТ практично не відрізнялись від стандартних імплантацій (табл. 4.4). Все це можна пояснити ретельною підготовкою та додатковою увагою на усіх етапах лікування згідно розроблених алгоритмів. Основним незадовільним результатом операції слід вважати неможливість канюляції КС для проведення ЛШІ електроду, яка потребувала подальшої конверсії в 3 випадках з 4. В цьому аспекті виконання трансвенозної ендокардіальної ЛШІ стимуляції (див. розд. 4.2.3.) може позбавити необхідності виконання повторного втручання.

Таблиця 4.4 – Безпосередні результати трансвенозної епікардіальної імплантації КРТ (n=80)

| Показник                                                   | Досліджувана група (n=80) |
|------------------------------------------------------------|---------------------------|
| 1                                                          | 2                         |
| Частота використання вен доступу, n(%) /<br>успішність (%) |                           |
| - v. cephalica                                             | 14(17%)/79%               |
| - v. jugularis ext.                                        | -                         |
| - v. subclavia                                             | 9(11%)/80%                |
| - v. axillaris                                             | 74(93%)/93%               |
| - v. innominate                                            | 2(3%)/ (100%)             |
| - середній відсоток успішності                             | 89,9%                     |
| Пороги стимуляції, В                                       |                           |
| - передсердний                                             | 1,6±1,0                   |
| - правошлуночковий                                         | 1,2±0,8                   |
| - лівошлуночковий                                          | 2,6±1,7                   |
| Амплітуда сигналів, мВ                                     |                           |
| - передсердний                                             | 2,7±2,0                   |
| - ПШ                                                       | 15,5±12,4                 |
| - ЛШ                                                       | 9,3±4,5                   |
| Імпеданс електродів, омс                                   |                           |
| - передсердний                                             | 450±135                   |
| - ПШ                                                       | 510±210                   |
| - ЛШ                                                       | 770±275                   |
| Тривалість оперативного втручання, хв                      | 123±62                    |
| Промєневе навантаження, хв                                 | 31±17                     |

Подовження табл. 4.4

| 1                                                                               | 2       |
|---------------------------------------------------------------------------------|---------|
| Тривалість госпіталізації, доби                                                 | 2,8±1,5 |
| Кількість хворих з ускладненнями, які потребували додаткового лікування n, (%): |         |
| - неможливість канюляції/дисекція КС                                            | 5(6%)   |
| - гематоми ложа ЕКС                                                             | 1(1%)   |
| - перфорація камер серця                                                        | 1 (1%)  |
| - ранні тромбози вен доступу                                                    | 1(1%)   |
| - пізні тромбози вен доступу                                                    | 2 (3%)  |
| - гнійно-запальні процеси                                                       | 1(1%)   |
| Дислокація електродів n, (%)                                                    | 5(7%)   |
| — із правих відділів серця                                                      | 3(4%)   |
| — ЛШ електродів                                                                 | 2(3%)   |
| Стимуляція діафрагмального нерву, що коригується n, (%)                         | 6(8%)   |

Треба підкреслити, що за останні 4 роки відкрита операція була виконана лише одному хворому з успішною трансвенозною імплантацією ЛШ електрода але незадовільним клінічним результатом.

Незважаючи на вищевикладені труднощі трансвенозної імплантації ЛШ електроду з використанням венозної системи КС, на сьогодні вона є "золотим стандартом" КРТ. Існують альтернативні методи імплантації, які зазвичай застосовуються при неможливості виконання або неефективності трансвенозної імплантації ЛШ електроду: трансторакальна епікардіальна імплантація ЛШ електродів, яка є основним "резервним" методом. Але високий операційний ризик у хворих з виразною СН та більш тяжкий перебіг післяопераційного періоду обмежують застосування цього методу. Більш перспективними є методи ендокардіальної ЛШ ЕКС, які є менш інвазивними і більш фізіологічними ніж трансвенозна або відкрита епікардіальна стимуляція (див. розд. 1.5).

Ще однією особливістю КРТ є труднощі при фіксації ЛШ-електроду. На відміну від позиціонування ендокардіальних електродів в правих відділах серця, при якому вибір місця практично не обмежений через наявність



активного фіксуючого елемента (висувна спіраль), трансвенозна імплантація ЛШ електрода має ряд істотних обмежень, пов'язаних, в першу чергу, з особливостями будови КС та його гілок, розташуванням діафрагмального нерву і наявністю рубцевих змін в місці імплантації.

Для успішної імплантації необхідний набір спеціального інструментарію і електродів, що відповідає анатомічним особливостям обраної вени. У зв'язку з цим розроблено дизайн ЛШ електрода з можливістю активної фіксації та техніка його імплантації, що дозволяє теоретично виключити ризик дислокації і здійснити його стабільну імплантацію в ділянки, не призначені для стандартних електродів і при дислокаціях останніх. Отримані безпосередні і відстрочені клінічні результати свідчать про високу ефективність та безпечність даного типу електрода [86; 149; 341]. Наводимо перший в Україні клінічний випадок імплантації ЛШ електрода з активною фіксацією.

#### *Клінічний випадок:*

Пацієнт А., 81 рік, чоловік. Надійшов зі скаргами на задишку при незначному фізичному навантаженні і в спокої, неможливість спати вночі через посилення задишки в горизонтальному положенні, набряки нижніх кінцівок до коліна, слабкість, перебої в роботі серця, кашель з відходженням мокротиння, що посилюється в нічний час і в горизонтальному положенні. Дискомфорт за грудиною при незначному фізичному навантаженні, ходьбі до 150 метрів. Приймає протягом останніх двох місяців: валсартан 40 мг 1 р/д вранці, торасемід 40 мг 1 р/д вранці, карведилол 3,125 мг 2 р/д, розувастатин 20 мг 1 р/д на ніч, еперенон 50 мг 1 р/д вранці.

Анамнез захворювання: Зазначає підвищення артеріального тиску (АТ) з 2010 року, з максимальними значеннями АТ 170/100 мм рт.ст. Вищевказані скарги поступово наростали останні 3 роки. У вересні 2018 р при коронарографії діагностовано стенозуючий коронаросклероз. Протягом кількох років на ЕКГ реєструвалася БЛНПГ. Пацієнт неодноразово проходив стаціонарне лікування з приводу декомпенсації ХСН, однак зазначалося

лише тимчасове поліпшення. 03.09.18 після неухильного наростання задишки був госпіталізований в кардіологічне відділення за місцем проживання, де під час обстеження виявлено СН ПБ зі зниженою ФВ - 19%. Рекомендовано оперативне лікування ХСН - імплантації ресинхронізуючого ЕКС.

Об'єктивно. Загальний стан середнього ступеня тяжкості. Периферичний акраціаноз. ЧДД - 22-24 в хвилину. Аускультативно дихання послаблене, в нижніх відділах вологі хрипи, тони серця приглушені, аритмічні, ЧСС = PS - 62 уд / хв, АТ - 100/60 мм рт. ст. Печінка перкуторно +3 см, чутлива при пальпації, селезінка не пальпується. Набряки нижніх кінцівок до рівня верхньої третини гомілки.

ЕхоКГ серця (01.10.18): Дилатація камер серця. Акінезія базального сегменту нижньобокової стінки і верхівки ЛШ. Регургітація на мітральному клапані 2+, трикуспідальна регургітація 1,5 +. Лівий шлуночок: КДР 6,6 см, КСР 5,6 см, МШП - 1,4 см, ЗСЛШ 1,3 см, ЛП - діаметр довга вісь 4,1 см, апікальний розмір 6,3 см \* 4,1 см. ПП - 4,9 см. Клапан легеневої артерії - гіпертензія 54 mm Hg. Скорочення серця: КДО 223 мл, КСО 158 мл, УО 64 мл, ФВ 25%. Порожнина ПШ - 3,2 см, систолічний тиск - 57 мм Hg.

Діагноз: ІХС. Стабільна стенокардія напруги ФК ІІІ. Постінфарктний (неуточненої давності) кардіосклероз. Стенозуючий коронаросклероз (КГ 19.09.2018). Шлуночкова екстрасистолічна аритмія IVb за Лауном. ДКМП. БЛНПГ. Гіпертонічна хвороба 3 стадії, 0 ступеня, гіпертензивне серце, ризик 4. Мітральна недостатність 2+. Трикуспідальна недостатність 1,5+. Легенева гіпертензія (до 54 мм рт.ст.). ХСН ПБ зі зниженою ФВ ЛШ (ФВ = 25%).

У плановому порядку виконано стандартний доступ в лівій підключичній області, три роздільні пункції v. axillaris с проведенням системи доставки в ПП і канюляція КС за допомогою ЕФ катетера. При виконанні оклюзійної балонної ангіографії КС виявлено відсутність патентних вен доступу в проксимальних і середніх відділах КС з наявністю вен малого діаметру в дистальних відділах - бокова, передньо-бокова і передня міжшлуночкова (рис. 4.36а).

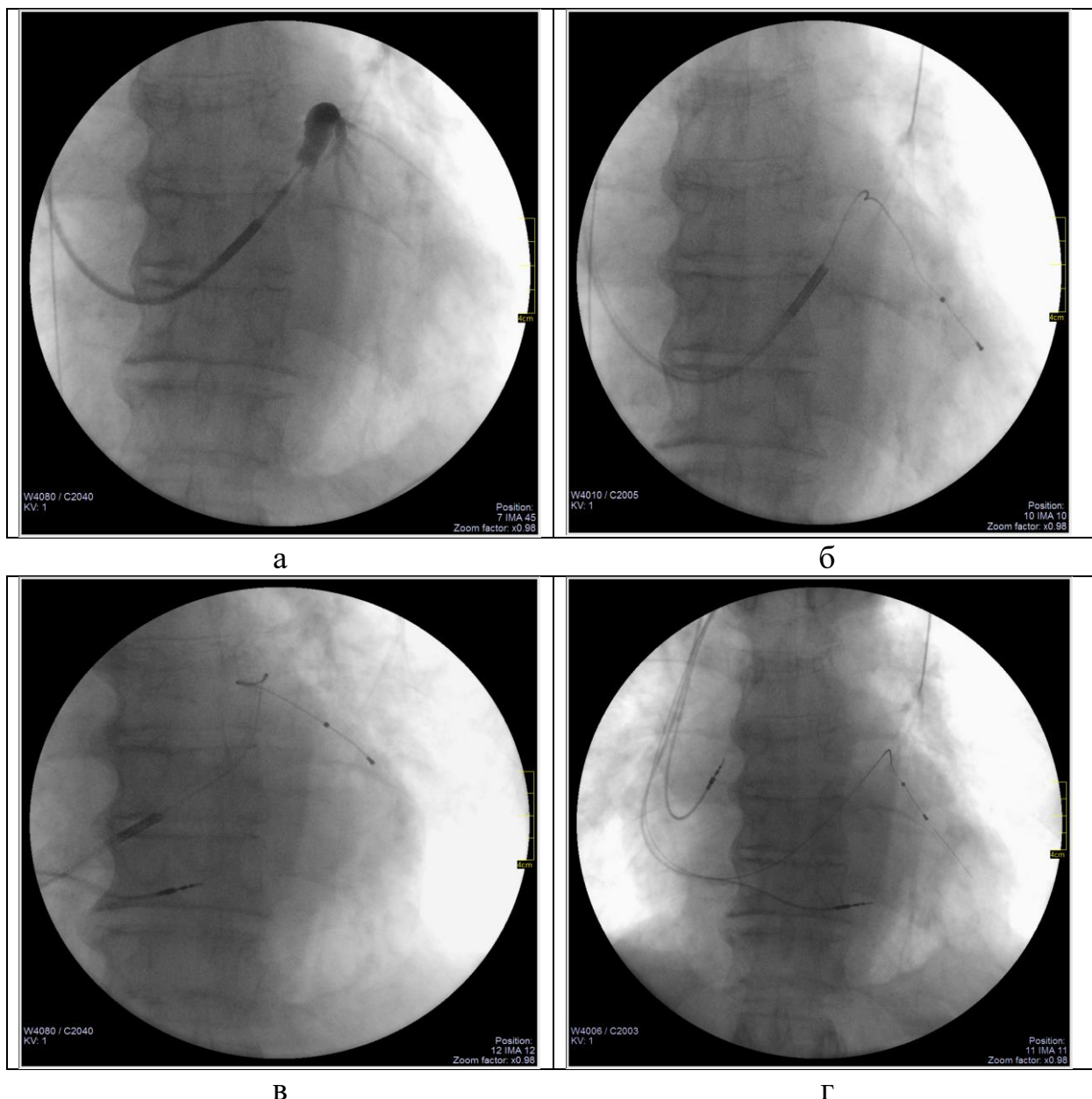


Рис. 4.36: а - дистальна оклюзійна балонна венографія КС з контрастуванням бічної і декількох передньо-бічних вен; б - глибока канюляція передньобічної вени з розташуванням електрода в середніх відділах ЛШ - дислокація після фіксації електродів в рані і імплантації ЕКС на етапі закриття рани; в - повторна канюляція КС іншою системою доставки та розташування електрода в бічній вені серця - дислокація при видаленні системи доставки; г - повторне розташування ЛШ електрода в передньо-боковій вені серця, система доставки видалена - дислокація при видаленні коронарного провідника.

Інших венозних утворень, придатних для імплантації ЛШ електрода, не виявлено. З технічними труднощами, у зв'язку з малим діаметром вен, ЛШ електрод за допомогою стилета і коронарного провідника по черзі проведено та імплантовано в передньо-бокову в середньому відділі (ЕГ - 12-18 мВ, поріг

ЕКС - 1,8 В (1,0 мс), бічну вену серця (ЕГ - 10-12 мВ, поріг ЕКС - 0,7 в (1,0 мс) і знов у передньо-бокову вену в базальних відділах відповідно. При першій спробі відзначена дислокація ЛШ електрода в КС після видалення системи доставки, стилета, фіксації електродів в рані на етапі її ушивання (рис. 4.36б).

При наступних спробах після повторної канюляції КС дислокація двічі сталася на етапі видалення системи доставки і коронарного провідника (рис. 4.36в-г). З огляду на трикратну дислокацію даного типу ЛШ електрода на різних етапах процедури з різних відділів двох вен від подальших спроб імплантації ЛШ електрода вирішено відмовитися. Виконана ендокардіальна трансвенозна імплантація КРТ ЕКС SOLARA (MEDTRONIC) в режимі DDD (R) з імплантацією в вушко ПП і ПШ електрода в МШП і тимчасовим plugging каналу ЛШ електрода. Пацієнт запланований на повторну імплантацію ЛШ електрода з активною фіксацією через 1,5 місяці після первинної процедури.

В післяопераційному періоді відзначено поліпшення загального самопочуття, ортопное відсутнє, зменшилась задишка при ході. У ранньому післяопераційному періоді виконана Ехо-оптимізація АВ затримки ЕКС за даними трансмітрального кровотоку. Зміни в об'єктивному статусі: відзначено зменшення периферичного акроціанозу, стабілізація АТ на рівні 115-120 / 70-80 мм рт.ст., зменшення набряків гомілок до рівня  $\frac{1}{3}$ . Під час контрольного Ехо-КГ через 7 днів після імплантації - відзначено збільшення ФВ до 30 %.

Через 1,5 місяця пацієнт госпіталізований для повторної операції - імплантації ЛШ електрода з активною фіксацією. Виконано доступ до ЕКС, пункція v. axillaris, канюльовано КС, повторна балон-венографія. Системою доставки ЛШ електрод проведено в дистальні відділи КС. Over-the-wire електрод проведено і імплантовано в передньо-бокову вену серця (рис. 4.37). (ЕГ - 11-14 мВ, поріг ЕКС - 0,6 В (1,0 мс).

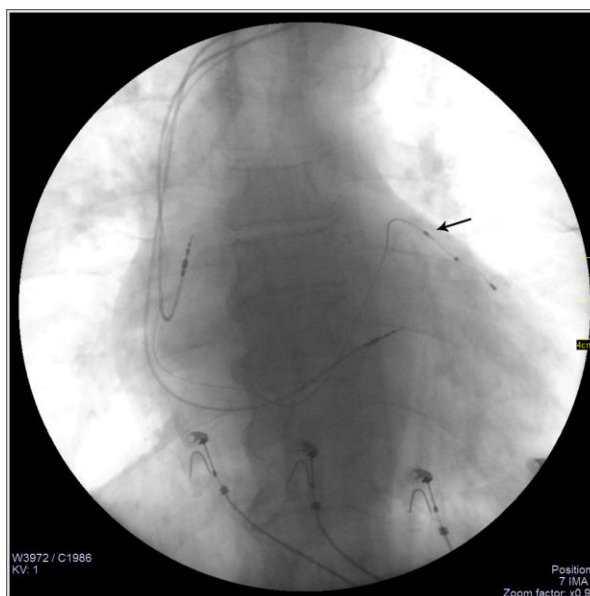


Рис. 4.37. Кінцева позиція імплантованого в передньо-бокову вену серця ЛШ електрода з активною фіксацією (стрілкою вказано розташування фіксуючої спіралі).

Ширина комплексу QRS до операції складала 202 мс, в режимі DDD – 192 мс, режимі KPT (DDD BiV) – 186 мс. Незважаючи на незначне вкорочення комплексу QRS відзначено клінічне поліпшення через тиждень після імплантації ЛШ електрода: зник акроціаноз та набряки гомілок, перкуторне зменшення печінки до +1 см. За даними Ехо-КГ, ФВ збільшилась до 34%, відзначена позитивна динаміка у вигляді ремодуляції функціонального стану насосної функції ЛШ (табл. 4.5).

Табл. 4.5. Динаміка змін показників Ехо-КГ

| Показник | До операції | В режимі DDD | В режимі DDD BiV |
|----------|-------------|--------------|------------------|
| ФВ ЛШ, % | 25          | 30           | 34               |
| КДО, мл  | 223         | 201          | 195              |
| КСО, мл  | 158         | 137          | 122              |
| УО, мл   | 64          | 64           | 73               |

Заключний діагноз: ІХС. Стабільна стенокардія напруги ФК ІІІ. Постінфарктний (неуточненої давності) кардіосклероз. Стенозуючий коронаросклероз (КГ 19.09.2018). Шлуночкова екстрасистолічна аритмія IVb

за Лауном. ДКМП. БЛНПГ. 03.10.18 ендокардіальна імплантація ЕКС SOLARA DDDRВ (MEDTRONIC), імплантація ЛШ електрода (28.11.2018). Гіпертонічна хвороба 3 стадії, 0 ступеня, гіпертензивне серце, ризик 4. Мітральна недостатність 2+. Трикуспідальна недостатність 1,5+. Легенева гіпертензія (до 70 мм рт.ст.). ХСН II А зі зниженою ФВ ЛШ (ФВ = 34%).

Цей клінічний випадок демонструє, що електрод з активною фіксацією дозволяє уникнути недоліків стандартних ЛШ електродів і підвищити відсоток успішних імплантацій.

4.2.3. Ендокардіальна ЛШ ЕКС. Новою перспективною методикою є ендокардіальна ЛШ ЕКС з різними доступами (трансапікальна, транслівопередсердна і трансептальна шлуночкова). Будучи апріорі більше фізіологічним, цей підхід має певні обмеження, потребує подальшого доопрацювання і визначення клінічної значущості.

Для ендокардіальної стимуляції ЛШ у хворих з показаннями до КРТ ми використовували:

- торакотомію і введення електрода шляхом пункції верхівки ЛШ (7 випадків) і шляхом введення через ліве передсердя (2 випадки);
- трансвенозний доступ через ліву підключичну вену з подальшою пункцією МШП (22 випадки).

*Трансапікальна ЛШ ендокардіальна стимуляція.* В історичному плані ми почали ендокардіальні стимуляції ЛШ саме з цього методу. Наш досвід - 7 операцій за цією методикою.

В умовах рентгеноопераційної або «гібридної» операційної проводиться стандартна лівостороння торакотомія. На працюючому серці виділяли верхівку ЛШ, де накладали кисетний шов та здійснювали пункцію і введення металевого гнучкого направника в ЛШ (оптимально в аорту). Пункцію ЛШ здійснювали стандартною голкою під безпосереднім флюороскопічним контролем. Введення голки намагалися здійснювати паралельно довгій осі ЛШ, що є важливим для правильного введення інтрод'юсера, діагностичного

і постійного електродів. Це полегшує подальший вільний рух електродів в порожнині ЛШ і вибору оптимального місця для фіксації електрода. В одному випадку з 7 операцій, нам довелося повторно пунктувати верхівку ЛШ через неможливість вільного маніпулювання електродом в порожнині ЛШ.

Відразу після пункції ЛШ вводили гепарин в дозі 80-100 од / кг маси тіла. Надалі вводили гепарин за необхідністю, контролювали показник АСТ (active clotting time) в межах 250-350 сек. Потім по металевому направнику в порожнину ЛШ на глибину 1.0-1.5 см вводили стандартний гемостатичний індродьюсер діаметром 9F або розривний гемостатичний інтрод'юсер діаметром 7 F. Металевий направник витягувався. Через гемостатичний інтрод'юсер вводився електрод з активною фіксацією довжиною 58-66 см із зігнутим під кутом 90-120° стилетом. Далі проводилось позиціонування електрода в оптимальне місце ЛШ. На нашу думку, верхівкова пункція забезпечує оптимальний доступ до ендокарду ЛШ, дозволяє відносно легко провести картування ЛШ і визначення місця з найбільш пізньою активацією ЛШ, в яке ми і намагалися імплантували електрод.

Після фіксації електрода до верхівки ЛШ кісетним швом (рис. 4.38) він виводився в ліву підключичну ділянку до ложа кардіостимулятора (рис. 4.39). Імплантація електродів в ПШ і ПП здійснювалась аналогічно до- або після виконання основного етапу.

Технічно імплантувати електрод через верхівку ЛШ вдалося у всіх випадках. У всіх випадках проводилася оцінка електрофізіологічних параметрів: амплітуди внутрішньосерцевого сигналу, порогу стимуляції, тривалості комплексу QRS в режимі бівентрікулярної стимуляції. Картування показало, що оптимальне місце для імплантації електрода в двох випадках - латеральна стінка, в двох випадках - близько до верхівки ЛШ (рис. 4.40), і в одному випадку заднь-базальні відділи, близько до мітрального клапану (рис. 4.41). За допомогою керованого електрода до системи підключали стандартний біполярний електрод з активною фіксацією, який і позиціонували в обрану

зону ЛШ. У 4 з 5 випадків вдалося імплантувати електрод для постійної стимуляції в обрану зону.

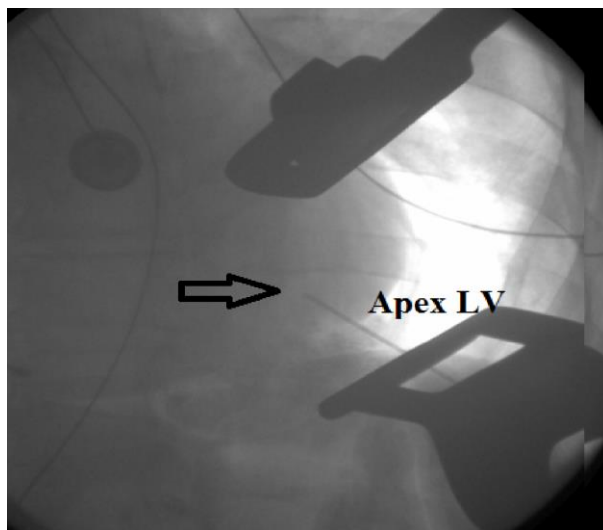
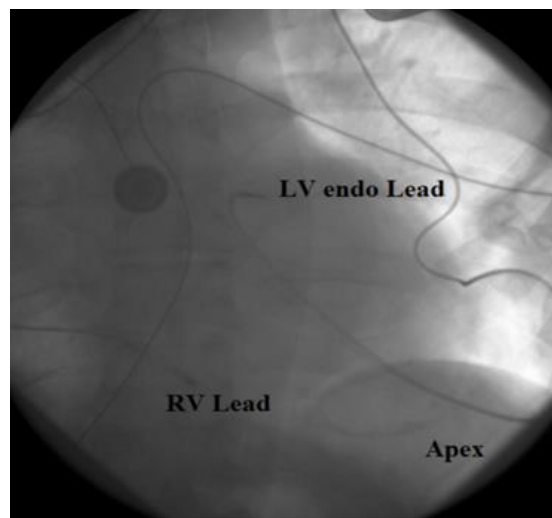


Рис. 4.38. Рентгенографія пункції верхівки лівого шлуночка. Лівостороння торакотомія. Кінчик голки для пункції ЛШ вказано стрілкою. Електрод в порожнину лівого шлуночка вводиться за технікою Сельдингера. Введення електрода з активною фіксацією через верхівку ЛШ.



А



Б

Рис. 4.39. Проведення електрода підшкірно до ложа кардіостимулятора в лівій підключичній області (а). Кінцеве положення електродів (б). LV endo – ендокардіальний електрод в базально-латеральних відділах ЛШ; RV - електрод в верхівці правого шлуночка; LV apex - місце введення електрода в ЛШ в області верхівки.



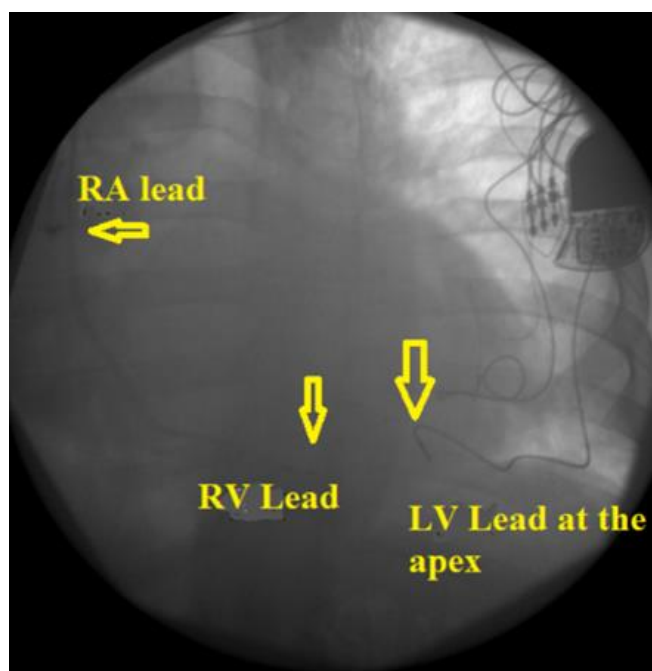
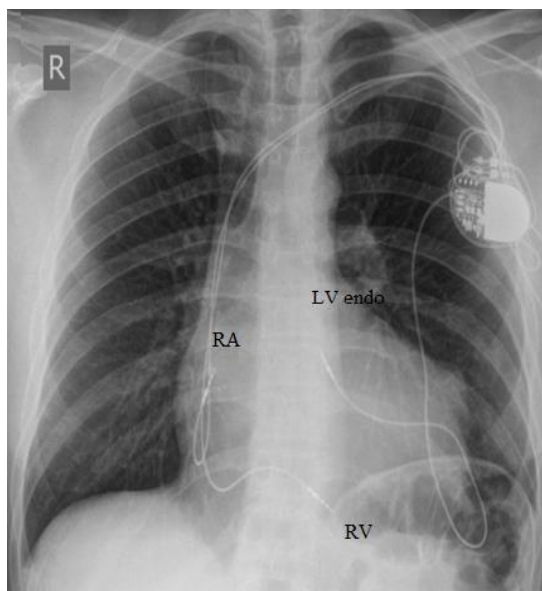


Рис. 4.40. Рентгенографія кінцевої позиції електродів. Позиція ендокардіального ЛШ електрода - близько до верхівки ЛШ, в зоні найбільш пізньої активації ЛШ. Так само видно нефункціонуючий епікардіальний електрод, фіксований в передньо-верхівковій області.



а



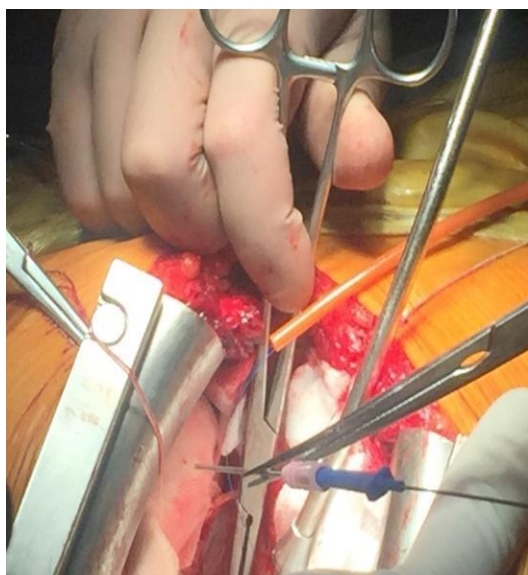
б

Рис. 4.41. Рентгенографія позиції електродів в передньо-задній (а) і лівій латеральній проекціях (б) у хворого з ДКМП і БЛНПГ. Позиція ендокардіального електрода в лівому шлуночку – заднє-базальна зона близько до мітрального клапану.

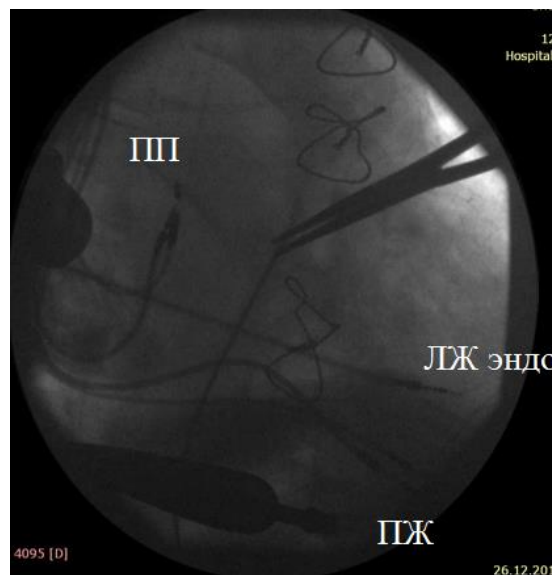
В одному випадку виникла дислокація електрода з місця первісної фіксації в вихідний тракт ЛШ з подальшою фіксацією до ендокарду із задовільним порогом стимуляції (1.9 В). Виявлено на контрольному огляді через 3 місяці. Ширина QRS збільшилася з 123 мс до 135 мс. Ширина власного QRS була 160 мс. Клінічний статус пацієнта залишався стабільним, у зв'язку з чим корекція позиції електрода не проводилася. Наступні контрольні огляди через 6, 12 і 24 місяці показали стабільну позицію електрода і адекватні параметри стимуляції.

*Трансатріальний доступ (торакотомічний).* В двох випадках імплантацію ендокардіального електрода в ЛШ було виконано шляхом правобічної торакотомії з введенням електрода пункцією задньої стінки ЛП. В обох випадках пацієнти раніше перенесли операції аорто-коронарного шунтування. Вибір доступу через правобічну торакотомію ґрунтувався на припущенні, що апікальний доступ у них буде утруднений в результаті спайок перикарда ЛШ, що ускладнює виділення верхівки та збільшує тривалість операції і ризик кровотечі. В умовах рентгеноопераційної виконували торакотомію, виділяли задню стінку ЛП, накладали кисетний шов, здійснювали пункцію ЛП та вводили гемостатичний інтрод'юсер (рис. 4.42а).

Проводили контрастування ЛП для визначення анатомії і положення мітрального клапана і ЛШ. Після проходження металевим направником мітрального клапана, вводили в ЛШ гемостатичний інтрод'юсер, через який в ЛШ проводили електрод з активною фіксацією. Положення електрода контролювали за допомогою трансторакальної ехокардіографії і флюороскопії (рис. 4.42б).



А



Б

Рис. 4.42. а - правобічна торакотомія; пункція ЛП і введення металевого провідника; введення електрода під контролем флюороскопії в ЛП, далі через мітральний клапан в ЛШ; б - фінальна позиція електродів (інтраопераційно). ЛШ ендо-електрод проведено через задню стінку ЛП, мітральний клапан до латеральної стінці ЛШ.

Технічно в обох випадках нам вдалося імплантувати електрод в ЛШ. В одному випадку пацієнт був гіперреспондером до КРТ. Хворому проведена операція АКШ в 2009 році. У 2012 - імплантація двокамерного ЕКС з приводу повної АВ блокади з подальшим прогресивним зниженням ФВ і наростанням симптомів СН. Трансвенозні спроби імплантувати ЛШ електрод (класична методика) були безуспішними через відсутність цільових вен. Оперований в грудні 2016 року. ФВ збільшилася з 22% до 36-38% і тримається на цьому рівні.

У другому випадку (операція в червні 2019 роки) нам не вдалося встановити електрод в оптимальному місці, комплекс QRS при ендо- ЕКС скоротився з 212 мс до 187 мс.

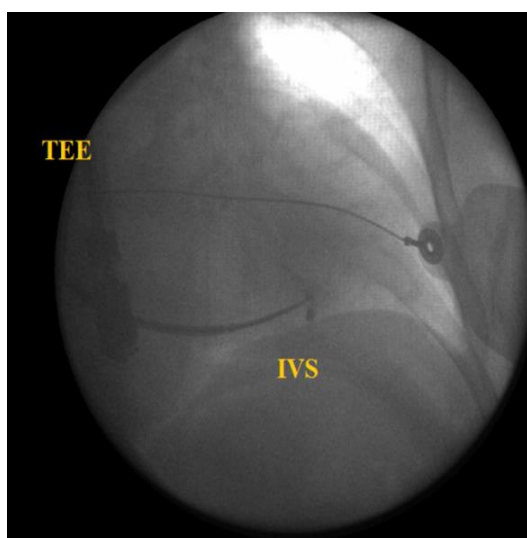
За нашими даними, імплантація електрода в ЛШ через пункцію ЛП до цього часу не проводилася. Наш досвід показав технічну можливість ендо-ЕКС шляхом доставки електрода через пункцію лівого передсердя. Даний вид КРТ можна пропонувати пацієнтам після перенесених раніше відкритих

операцій і невдалих імплантацій ЛШІ електрода трансвенозним або іншими доступами.

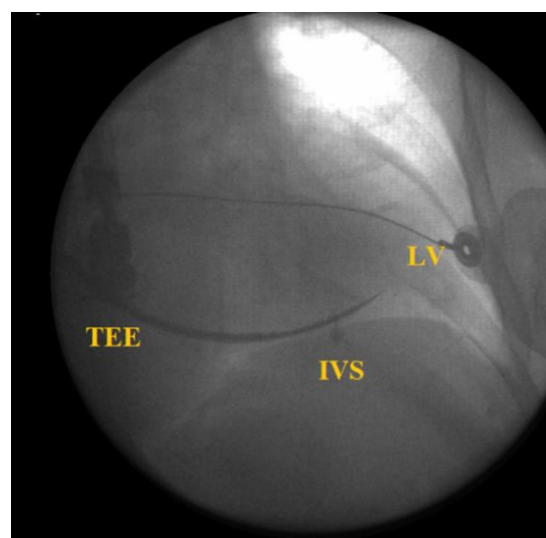
*Трансвенозний доступ з пункцією МШП.* Трансвенозний доступ через МШП для введення ендокардіального електрода виконано у 22 пацієнтів. Перед процедурою проводилася трансторакальна ЕхоКС для виключення тромбів в ЛШІ і оцінки анатомії МШП. Встановлювали інтрод'юсер в променеву артерію для постійного моніторингу артеріального тиску. Під час перших 5 операцій ми проводили загальну анестезію з інтубацією пацієнта і введенням трансезофагеального датчика для контролю положення системи доставки і проходження електрода через МШП, в подальшому – глибоку седацію і інтраопераційну трансторакальну або внутрішньосерцеву ЕхоКС.

Для проходження МШП застосовували стандартні інструменти. Доступ - ліва підключична вена або v. axillaris. Потім вводили в правий шлуночок (оптимально в вихідний тракт) направник (металеву проволоку) діаметром 0,32. Після чого вводили в порожнину ПШІ керований інтрод'юсер (Agillis, St. Jude Medical, USA) 8.5 F. Інтрод'юсер і внутрішній дилататор згинали і повертали проти годинникової стрілки, намагаючись позиціонувати в середній частині МШП перпендикулярно до перетинки. Положення інтрод'юсера контролювали флюороскопічно і ехокардіоскопічно. Пункцію МШП здійснювали двома способами - використовуючи транссептальну голку (n=15) або діатермію.

При пункції МШП з використанням транссептальної голки (Brockenbrough 98 см) згинали її під необхідним кутом, наближеним до 90° і вводили через керований інтрод'юсер Agillis. Проводили пункцію МШП з постійним моніторингом артеріального тиску і введенням невеликої кількості контрасту. Попадання контрасту в порожнину ЛШІ контролювалось за даними ЕхоКС. Після підтвердження проходження голкою та інтрод'юсером МШП, всю конструкцію вводили на глибину 1.0-1.5 см в порожнину ЛШІ (рис. 4.43, 4.44).

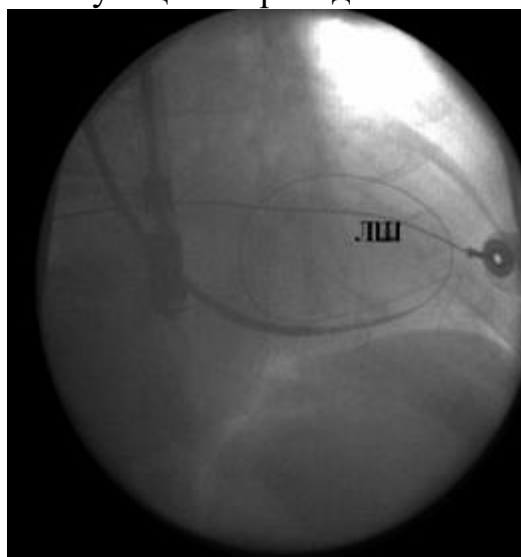


а

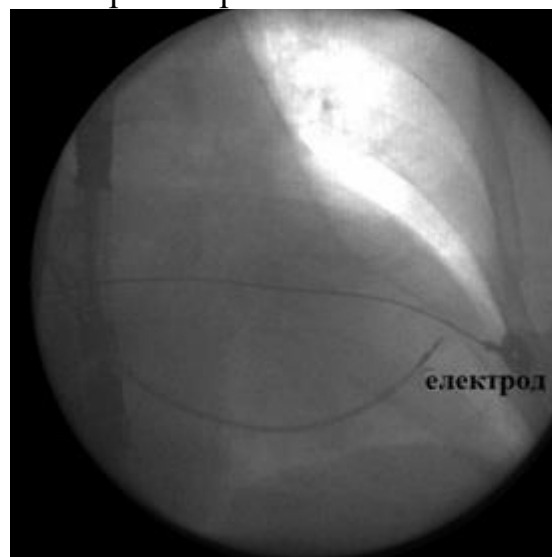


б

Рис. 4.43. Пункція МШП і введення голки і інтрод'юсера в ЛШ. ТЕЕ-трансезофагеальний датчик. IVS - МШП. LV - ЛШ. (а) - тентинг МШП; (б) – виконано пункцію з проведенням голки та дїлататора в порожнини ЛШ.



а



б

Рис. 4.44. Введення жорсткого металевого дроту з м'яким кінцем в ЛШ і заміна інтрод'юсера (а); фіксація електрода в латеральну стінку ЛШ (б).

Після цього голка витягувалась і в порожнину ЛШ вводився жорсткий дріт-направник з м'яким J-подібним кінцем (Amplatz Stiff Wire 260 см). Ми намагалися м'який кінець напрямника вивести в висхідний відділ аорти для додання всій конструкції більшої жорсткості і зменшення подразнення ЛШ і профілактики шлуночкових аритмій. Після цього витягували керований інтрод'юсер і по жорсткому напрямнику в порожнину ЛШ вводили початковий інтрод'юсер (що розрізається або розривається) для імплантації

епікардіального ЛШ електрода через венозну систему серця. Цієї меті найкраще відповідає інтрод'юсер Medtronic Attain, Medtronic, USA. Постачальний інтрод'юсер досить легко проходить перетинку і встановлюється навпроти латеральної стінки. Електроди з активною фіксацією довжиною 65 і 69 см діаметром 6F-менш краще підходять для пацієнтів зі значно дилатованим ЛШ. При помірній дилатації ЛШ можливо застосовувати найбільш поширені електроди з активною фіксацією довжиною 58-60 см. Після фіксації електрода в обраному місці ендокарду ЛШ і оцінки електричних, електрофізіологічних і гемодинамічних параметрів, система доставки видаляється шляхом розрізання або розривання.

Стилет видаляється в останню чергу, звичайно після установки електродів в правий шлуночок і праве передсердя. При адекватній візуалізації контуру ЛШ і положення сосочкових м'язів ми намагаємося імплантувати електрод в основу передньо-латерального сосочкового м'язу (рис. 4.45), особливо у пацієнтів з вираженою мітральною недостатністю.

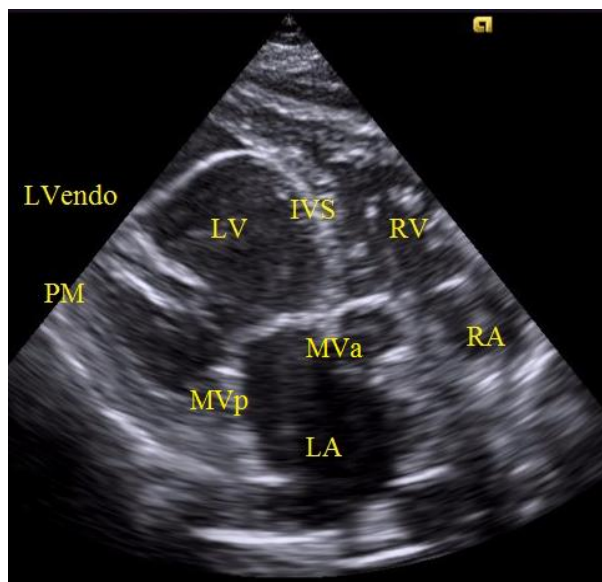
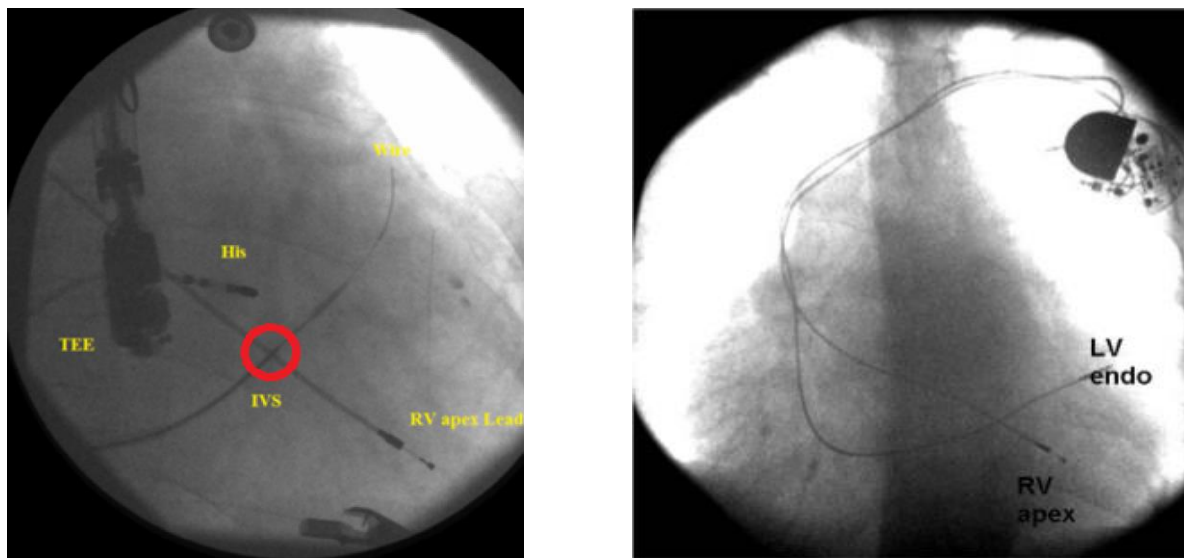


Рис. 4.45. Черезстравохідна ехокардіографія. PM – сосочковий м'яз, LV – лівий шлуночок, RV – правий шлуночок, RA – праве передсердя, LA – ліве передсердя, MVa – передня стулка мітрального клапана, MVp – задня стулка мітрального клапана. Електрод фіксований до основи сосочкового м'язу. Чітко видно, що хордальний апарат від передньо-латерального сосочкового м'язу фіксується до передньої і задньої стулок мітрального клапана і регулює роботу всього мітрального клапана.



Швидка активація сосочкового м'язу і всієї латеральної стінки у частини пацієнтів з БЛНПГ грає ключову роль в зменшенні мітральної недостатності.

Найбільш складним етапом всієї процедури ми вважаємо пункцію МШП і введення дроту-направника в ЛШ. Власне позиціонування електрода в порожнині ЛШ, пошук оптимального місця для фіксації (зона максимальної затримки Q-LV) не є проблемою при правильно проведеній пункції МШП. Ми намагаємося провести пункцію МШП максимально проксимально (базально) або в середній частині МШП. На відміну від добре відпрацьованої методики пункції МПП, при якій існують чіткі анатомічні орієнтири - овальна ямка (fossa ovalis), при пункції МШП доводиться спиратися на дані ехокардіоскопії і рентген-анатомії (рис. 4.46).



а

б

Рис. 4.46. Проекція RAO. Пункція МШП на межі проксимальної і середньої частини МШП. Виділено червоним кружком. Позиція His-електрода показує базальні відділи МШП. RV-електрод у верхівці правого шлуночка показує дистальну частину перетинки. Оптимальне місце пункції в середній частині перетинки або більш базально, ближче до пучка Гіса. Wire - дріт-провідник в ЛШ. TEE – черезстравохідний датчик. IVS – МШП (а); кінцеве положення електродів в ПШ і ЛШ (б).

Для більш точного визначення анатомії МШП ми вводимо два діагностичних електрода: в верхівку ПШ і в проекцію пучка Гіса. Пункцію

МШП намагалися проводити в середній частині лінії, що з'єднує верхівку ПШ і пучка Гіса в правій бічній проекції (рис. 4.46). Перпендикулярність установки інтрод'юсера по відношенню до МШП контролювали за даними черезстравохідної або трансторакальної ЕхоКС.

При пункції МШП із застосуванням радіочастотного випромінювання (n=7) керований інтрод'юсер і внутрішній дилататор вводили і позиціонували перпендикулярно МШП, як описано раніше. Після чого вводили дріт-направник, який жорстким кінцем позиціонували перпендикулярно до МШП (Amplatz Stiff Wire 260 см). До проксимального кінця дроту подавали радіочастотний струм від стандартного радіочастотного генератора (в нашому випадку IBI, St Jude Medical, USA) потужністю струму 30 Вт, з тривалістю аплікації 3-5 сек. Одночасно з подачею радіочастотної енергії просуваємо дріт-направник вперед до проходження МШП на глибину 1.5-2.0 см. Контроль положення конструкції здійснюємо при безперервній ЕхоКС і флюороскопії. Після цього дріт-направник витягується і вводиться вже м'яким кінцем в порожнину ЛШ. Проводиться заміна керованого інтрод'юсера Agillis на розрізний інтрод'юсер Attain, Medtronic, USA. Далі - як описано вище.

Тривалість імплантації ЛШ ендокардіального електрода складала  $35 \pm 7$  хв. Для зменшення ймовірності дислокації ЛШ електрода, в порожнині ЛШ необхідно залишати невелику петлю, а фіксувати електрод необхідно максимально перпендикулярно стінці ЛШ. Для цього використовували керовані провідники для постійних електродів компанії St. Jude Medical, USA або стандартні провідники з модифікованим кінцем.

Оптимальними значеннями при виборі місця фіксації електрода вважали: амплітуду біполярної ЕГ вище 8 мВ, поріг стимуляції менш 1В і ширину QRS в режимі бівентрикулярної стимуляції менше 120 мс. У жодному разі ми не спостерігали діафрагмальної стимуляції навіть при стимуляції з амплітудою 10 В.



В 7 випадках було виконано трьохвимірне електроанатомічне картування ЛШ задля ідентифікації точки найбільш пізнього електричного збудження та успішною імплантацією ЛШ електрода в дану зону (рис. 4.47).

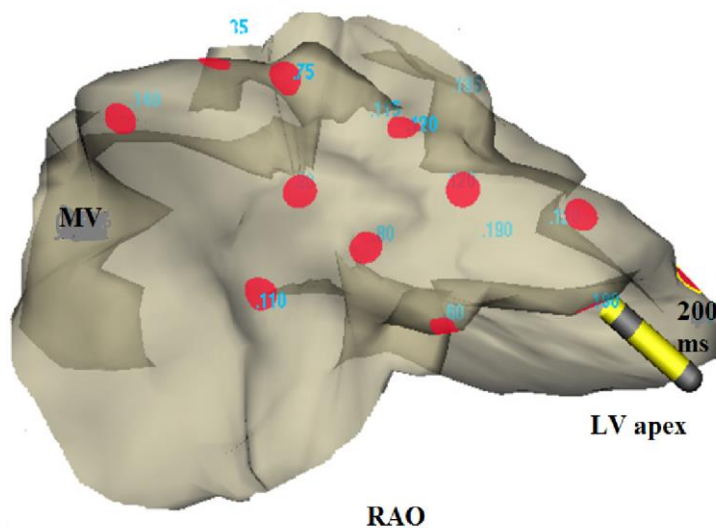


Рис. 4.47. Трьохвимірне електроанатомічне картування ЛШ з виявленням зон пізнього збудження в області верхівки ЛШ (+200 мс).

З 22 процедур пункції МШП успішними були 21 (95%). В одному випадку нам не вдалося провести пункцію МШП через виразну сферичність МШП. При цьому вся конструкція для пункції зміщалася більш дистально до верхівки ПШ. Цьому пацієнту в подальшому проведена торакотомія і введення ендокардіального електрода через верхівку ЛШ.

Відзначено три ускладнення, пов'язані з процедурою (14%):

- в одному випадку виникла фібриляція шлуночків при подачі радіочастотної енергії на дріт-направник, яка була усунена зовнішньої дефібриляцією;
- перфорація ПШ з виходом металевго направника в перикард (тільки дріт) - 1 випадок. При цьому гемоперикарду і ефузії крові в перикард не відзначено і ми успішно закінчили процедуру імплантації.
- дислокація ендокардіального електрода в ранньому післяопераційному періоді (на 3 день) (1 випадок), яку успішно кориговано шляхом репозиціонування електрода на стилеті.

Середній час перебування в стаціонарі в цій групі складав  $5 \pm 2$  дні.

У всіх випадках нам вдавалося досягти добрих інтраопераційних параметрів ЛШ чутливості (sensing):  $12.1 \pm 4.4$  mV і порога стимуляції:  $0.72 \pm 0.2$  V. Ці параметри залишалися стабільними і у віддаленому періоді: через 6 місяців і 12 місяців  $11.7 \pm 4.5$  mV,  $1.3 \pm 0.5$  V і  $11.2 \pm 5.1$  mV,  $1.3 \pm 0.40$  V відповідно (табл. 4.6).

Таблиця 4.6 – Пороги стимуляції і амплітуда сигналу інтраопераційно і у віддаленому періоді.

| Камера                   | Інтраопераційно | Через 1 міс.   | Через 6 міс.   | Через 12 міс.  |
|--------------------------|-----------------|----------------|----------------|----------------|
| Поріг ЕКС ПШ, В          | $0,9 \pm 0,3$   | $1,3 \pm 0,4$  | $1,5 \pm 0,4$  | $1,4 \pm 0,4$  |
| Поріг ЕКС ЛШ, В          | $0,7 \pm 0,4$   | $1,2 \pm 0,5$  | $1,3 \pm 0,5$  | $1,3 \pm 0,4$  |
| Амплітуда ЛШ сигналу, мВ | $12,1 \pm 4.4$  | $11,3 \pm 3.9$ | $11,7 \pm 3.5$ | $11,2 \pm 3.1$ |

Пункцію МШП ми вважаємо оптимальною методикою ендо-ЕКС ЛШ. На нашу думку, її технічно легше виконати і провести електрод до латеральної стінки ЛШ, ніж введення електрода в ЛШ шляхом пункції МПП. В останньому випадку дуже складно провести електрод з ЛП через мітральний клапан до латеральної стінки ЛШ. Пряма пункція і введення електрода через МШП дозволяють уникнути потенційних труднощів при проведенні електрода через мітральний клапан – мітральної недостатності і електродного ендокардиту. При цьому електрод досить легко позиціонується на протилежну латеральну стінку ЛШ, яка традиційно вважається оптимальною для імплантації ЛШ електрода. Пункція ЛШ менш небезпечна з точки зору перфорації і подальшої тампонади, ніж пункція МПП, тому що товщина міокарда ЛШ набагато більше, ніж товщина міокарда ЛП. Ще однією перевагою цього доступу є потенційно менша кількість

тромбоемболічних ускладнень, пов'язаних з наявністю меншої довжини електрода в лівих відділах серця.

Таким чином, досвід ендо-ЕКС ЛШ для КРТ свідчить про те, що ендокардіальна стимуляція технічно можлива в більшості випадків і більш фізіологічна, ніж епікардіальна стимуляція. Ефекти ендокардіальної стимуляції реалізуються через більш значуще скорочення електричної і механічної систоли ЛШ, вкорочення комплексу QRS, збільшення ФВ ЛШ та глобального повздовжнього стрейна, зменшення ступеня мітральної недостатності та поліпшення ФК СН за NYHA.

Методика ендокардіальної стимуляції ЛШ для КРТ може використовуватися, перш за все, при неможливості здійснити епікардіальну стимуляцію і у пацієнтів, які не поліпшили свій функціональний статус після імплантації кардіоресінхронізуючого стимулятора. При накопиченні достатнього досвіду, імплантація ендокардіального електрода може проводитися як продовження стандартної процедури, в разі виникнення технічних труднощів або для поліпшення гемодинамічного ефекту КРТ.

### Резюме

На цей час одним з найбільш фізіологічних методів кардіостимуляції вважається КРТ та пряма стимуляція провідної системи, але частота її виконання значно поступається традиційним методам імплантації. Це пов'язано з більшими технічними труднощами імплантації електродів до ЛШ, які обумовлені величезною варіабельністю анатомії КС. За нашими даними, практично в кожному випадку виявляються особливості будови гирла КС, наявність додаткових клапанів, звивистість вен та ін. Для подолання технічних труднощів нами запропоновано кілька технологічних удосконалень та вперше в Україні застосовано ЛШ-електрод з активною фіксацією, що дозволило у більшості випадків досягти гарних результатів при трансвенозній імплантації. Але в деяких випадках трансвенозний підхід неможливий, що вимагає конверсії на відкритий доступ.

Гарною альтернативою в цих випадках є ендокардіальна ЛШ ЕКС, яка впроваджена та апробована нами у трансапікальному та трансептальному варіантах. Отримані результати свідчать про перспективність цієї методики, але необхідні подальші дослідження у цьому напрямку. Ще один приклад нестандартної ресинхронізації шляхом стимуляції пучка Гіса в поєднанні з ЛШ ЕКС буде приведений в главі 5.

Результати цього розділу опубліковано у наступних працях:

1. Бойко ВВ, Рыбчинский СВ, Лопин ДА, Волков ДЕ. Перший в Україні клінічний випадок імплантації лівошлуночкового електрода з активною фіксацією з метою кардіоресинхронізуючої терапії. Кардіохірургія та інтервенційна кардіологія. 2019; 3: 51-57

2. Волков ДЕ. Опыт хирургического лечения брадиаритмий и сердечной недостаточности методом электрокардиостимуляции: оперативные доступы, имплантируемые устройства, осложнения, особенности техники имплантации / Клінічна хірургія. 2012; 4: 58-64.

3. Karpenko Y, Abramova A, Goriachiy A, Naydenko N, Khanafi M, Volkov D. Left ventricular endocardial pacing: novel transmyocardial approaches. Europace. 2017; 3: iii27.

4. Karpenko Y, Abramova AA, Naydenko NV, Volkov DE. Left ventricular endocardial pacing for CRT in patients with heart failure using puncture of interventricular septum and apex of left ventricle. European Heart Journal. 2015; 36(1): 53.

5. Karpenko Y, Volkov D. Different techniques for CRT implantations. Europace. 2011; 13(1): i.29s.

6. Karpenko Y, Volkov D. Transapical endocardial LV pacing for CRT, first experience in five patients. PACE. 2011; 34: 1401.

7. Karpenko Y, Volkov D. Unconventional techniques for CRT implantations, does it have to be seldom? In: The 10th international dead sea

symposium on cardiac arrhythmias and device therapy, 08-10.02.2010 Tel-Aviv, Israel, Abstract Number: 140-59

8. Volkov D, Karpenko Y. Approaches for CRT execution with non-CRT devices. *J Cardiovasc Electrophysiol*. 2009; 20 (1): S42.

9. Volkov D, Karpenko Y. Multifocal LV pacing for CRT in a patient with extremely dilated heart by additional anodal captures from two bipolar sew-in leads. *J Cardiovasc Electrophysiol*. 2011; 22(1): 140-141.

10. Karpenko Y, Abramova A, Goriachiy A, Khanafi M, Volkov D. Anticoagulant therapy in patients with left ventricular endocardial stimulation for cardiac resynchronization therapy. *European Heart Journal*. 2016; 37(suppl\_1): 641

## **РОЗДІЛ 5**

### **ЕФЕКТИВНІСТЬ ЕКС ТА КРТ ТА ШЛЯХИ ПОЛІПШЕННЯ ВІДПОВІДІ НА ЛІКУВАННЯ**

Як було зазначено у попередньому розділі, важливою складовою електрофізіологічного лікування аритмій є доставка та розташування електродів ЕКС в камерах серця та пейсмейкера. Ретельне дотримання технічних вимог при проведенні електродів, безперервний візуальний контроль за допомогою променевих методів дозволяє подолати технічні труднощі, пов'язані з індивідуальними особливостями будови венозної системи та камер серця. Але на наступному етапі виникають не менш складні тактичні завдання – визначення оптимального місця постійного розташування електродів, режимів стимуляції, базової медикаментозної терапії та ін. Від цих аспектів залежить відповідь пацієнта на лікування. Незважаючи на існування чисельних клінічних настанов, ці аспекти кардіостимуляції залишаються дискусійними та дослідження в цьому напрямку не припиняються.

#### **5.1. Значення режимів ЕКС та КРТ та шляхи їх оптимізації**

Треба вказати, що сьогодні надійність програмної та технічної бази ЕКС є аксіомою застосування, а наявність сучасних алгоритмів програмування є абсолютно необхідними для отримання позитивних результатів. Такий підхід з урахуванням наявних даних надійності та ефективності змусив відмовитися від деяких виробників ЕКС і використовувати індивідуалізований вибір типу ЕКС у кожного хворого та інколи нестандартні підходи перевірки його параметрів. Для усунення негативного впливу ПШ стимуляції застосовують різноманітні підходи, зокрема, використання секвенціальної двокамерної передсердно-шлуночкової стимуляції з септальним положенням ПП та ПШ електродів, алгоритми програмування АВ-затримки, метою яких є скорочення відсотку

ПШ стимуляції, первинна або відстрочена КРТ, стимуляція пучка Гіса (СПГ). У частини хворих з цією метою виконано зміну режиму (upgrade) системи ЕКС.

Імплантація електродів в перетинкові відділи ПП і ПШ призводила до вкорочення детектованого ЕКС АВ проведення. Показники АВ проведення більш залежали від позиції ПП електрода, ніж ПШ (табл. 5.1).

Таблиця 5.1. АВ-проведення залежно від розташування електродів

| Позиція електродів в камерах серця, n=45          | АВ проведення при передсердній детекції, мс | АВ проведення при передсердній стимуляції, мс | Відсоток ПШ стимуляції, % |
|---------------------------------------------------|---------------------------------------------|-----------------------------------------------|---------------------------|
| Вушко ПП – верхівка ПШ, n=16                      | 192±40                                      | 251±37                                        | 92±7                      |
| Вушко ПП – ВТ ПШ, n=16                            | 185±32                                      | 239±44                                        | 78±12                     |
| Нижньо-перетинкові відділи ПП - верхівка ПШ, n=11 | 156±38                                      | 215±45                                        | 43±11                     |
| Нижньо-перетинкові відділи ПП – ВТ ПШ, n=15       | 147±35                                      | 206±39                                        | 28±6                      |

Результати аналізу АВ проведення при детекції та стимуляції свідчать, що найменшими ці показники були при розташуванні електродів в нижньо-перетинкових відділах ПП та в області ВТ ПШ (147±35) мс або в області верхівки ПШ (156±38) мс ( $p < 0,05$  у порівнянні зі стандартним розташуванням електродів в області вушка ПП). При цій локалізації електродів також спостерігався найменший відсоток ПШ стимуляції: (28±6)% - при розташуванні в нижньо-перетинкових відділах ПП та в області ВТ ПШ, та (43±11)% в області верхівки ПШ. Це пояснюється меншою відстанню між електродами при цьому розташуванні у порівнянні зі стандартною локалізацією (рис. 5.1).

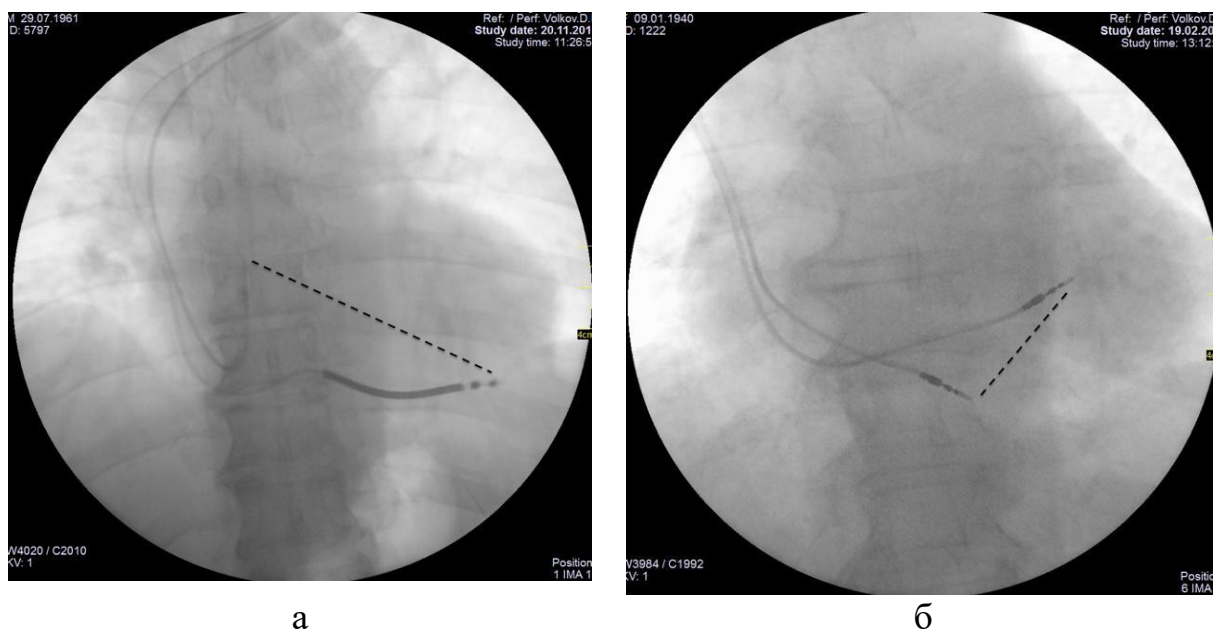


Рис. 5.1. Відстань між електродами при стандартній (а) та септальній (б) імплантації

Використання алгоритмів зниження ПШ стимуляції дозволило додатково зменшити відсоток ПШ стимуляції, найбільш ефективними для цього виявилися алгоритми переключення режимів ЕКС (табл. 5.2).

Таблиця 5.2. Ефективність алгоритмів програмування режимів ЕКС.

| Показник                           | Алгоритм       |                          |                          |
|------------------------------------|----------------|--------------------------|--------------------------|
|                                    | Гистерезис АВЗ | Гистерезис АВЗ з пошуком | Переключення режимів ЕКС |
| Причини стимуляції ПШ, %           |                |                          |                          |
| - АВ блокада І                     | 86             | 53                       | 13                       |
| - АВ блокада ІІ                    | 10             | 35                       | 51                       |
| - АВ блокада ІІІ                   | 4              | 12                       | 36                       |
| Зниження відсотку ПШ стимуляції, % | 21±7           | 39±9                     | 58±11 <sup>1</sup>       |
| Середній термін роботи ЕКС, міс.   | 82±17          | 90±11                    | 105±15 <sup>1</sup>      |

Примітка. 1 – різниця у порівнянні з іншими алгоритмами достовірна –  $p < 0,05$  за t-критерієм)

Алгоритми ефективно попереджали стимуляцію ПШ в основному за рахунок уникнення стимуляції при значній АВ блокаді І ст., при якій



алгоритми гістерезису АВ затримки неефективні, призводять до зниження точки Венкенбаха та погіршення детекції передсердних аритмій. Крім того, зниження відсотку стимуляції ПШ достовірно збільшило тривалість роботи батареї ЕКС у середньому до  $(105 \pm 15)$  міс ( $p < 0,05$  за t-критерієм).

Крім того, застосування стратегії септального положення електродів та фізіологічної стимуляції з преференцією передсердної призвела до зниження розповсюдженості передсердних аритмій (табл. 5.3).

Таблиця 5.3. Характеристика передсердних тахіаритмій до- та після імплантації ЕКС

| Показник                                           | До імплантації | Після імплантації | $p^1$     |
|----------------------------------------------------|----------------|-------------------|-----------|
| Кількість приступів на рік                         | $22 \pm 9$     | $6 \pm 4$         | $< 0,001$ |
| Середня тривалість приступів, хв.                  | $380 \pm 220$  | $160 \pm 70$      | $< 0,01$  |
| Відсоток передсердних аритмій в структурі ритму, % | $31 \pm 36$    | $15 \pm 12$       | $< 0,01$  |
| Госпіталізації з приводу аритмій на рік            | $4 \pm 3$      | $1 \pm 1$         | $< 0,05$  |
| Розмір ЛП, см                                      | $3,8 \pm 0,7$  | $3,7 \pm 0,5$     | $> 0,05$  |

Примітка. 1 – достовірність різниці між показниками до та після імплантації за t-критерієм

У 5 хворих з персистенцією аритмій в подальшому успішно виконано РЧА ФП з радикальним зниженням розповсюдженості передсердних аритмій в 4 випадках, в одному випадку з метою контролю частоти застосована РЧА АВ вузла.

Крім цього, одним із основних параметрів ЕКС, який суттєво впливає на гемодинаміку є програмована АВЗ. АВЗ обумовлює баланс між активною систолою передсердь та пасивним заповненням ПШ та ЛШ протягом діастолі. При виконанні КРТ в умовах електро-механічної ДС також має

значення показник програмованої міжшлуночкової затримки (МШЗ), який при коректному налаштуванні дозволяє оптимізувати послідовність скорочення шлуночків та їх окремих відділів для максимально можливого збільшення його механічної ефективності.

Загальноприйнятою методикою КРТ є пов'язана з активацією передсердь одночасна чи послідовна стимуляція ЛШ та ПШ, однак, ПШ ЕКС може мати негативні наслідки у пацієнтів з брадикардіями. В цих випадках можливість використання збереженого власного проведення по правій гілці пучка Гіса, як референтного сигналу для часу стимуляції ЛШ, може дати перевагу більш фізіологічного розповсюдження збудження по шлуночках та зберегти енергію батареї ЕКС. Відстань від передсердної події до сенсингу деполяризації ПШ електродом може обумовити АВЗ у наступному кардіоциклі. При значній затримці проведення по правій гілці пучка Гіса або при його відсутності ЕКС перемикається до стандартної бівентрикулярної стимуляції.

Існуючі алгоритми оптимізації АВЗ складні, вимагають аналізу великої кількості тестів ЕКС, не дозволяють автоматично адаптувати АВЗ та МШЗ у разі змінення стану передсердно-шлуночкового та міжшлуночкового проведення з урахуванням кожного скорочення (beat-to-beat), реалізація зміни алгоритмів можлива тільки під час очних візитів.

Тому був розроблений і впроваджений новий спосіб, який включає автоматичний підбір АВЗ електричної стимуляції ЛШ та автоматичне переключення між уніЛШ та бівентрикулярним режимами трикамерних ЕКС за рахунок реєстрації та аналізу сигналу ПШ, який відрізняється тим, що розрахунок виконується за спеціальними формулами при кожному скороченні в умовах визначення коридору фізіологічного АВ проведення з можливою автоматичною зміною трендів стимуляції за даними діагностики (рис. 5.2).



В основі алгоритму адаптація АВЗ beat-to-beat, що дозволяє обґрунтовано зменшуючи відсоток стимуляції ПШ. Для цього здійснюється підстроювання АВЗ після оцінки адекватності АВ проведення та проведення про правої гілці пучка Гіса за спеціальним алгоритмом: 1) це АВ проведення? 2) це фізіологічне АВ проведення? 3) це налаштоване АВ проведення? з наступними специфічними заходами адаптації АВЗ у кожному випадку (Пат. 131936).

Приклад реалізації цього алгоритму наведено на рис. 5.3-5.7.

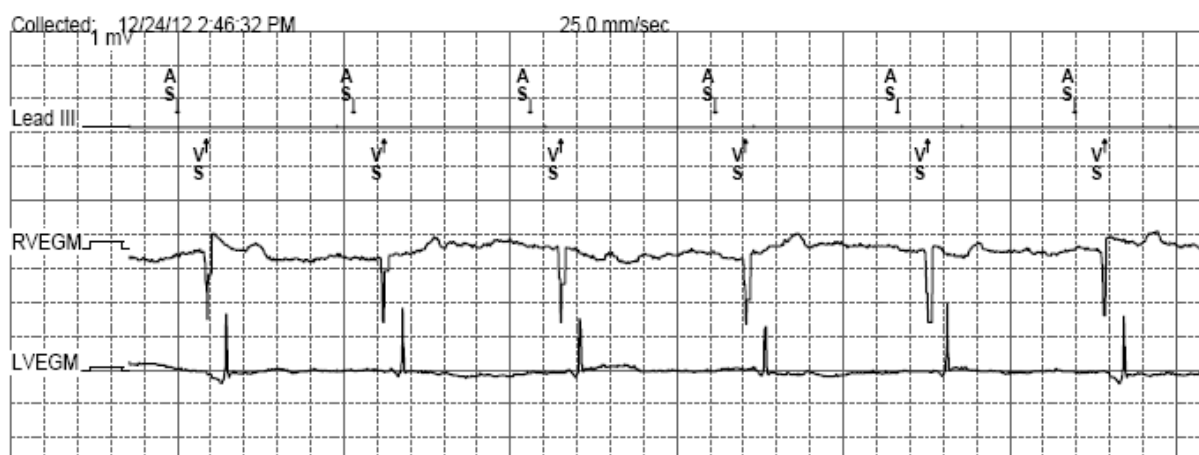


Рис. 5.3. Детекція власного проведення ПШ електродом ЕКС з відстроченим на 60 мс збудженням ЛШ

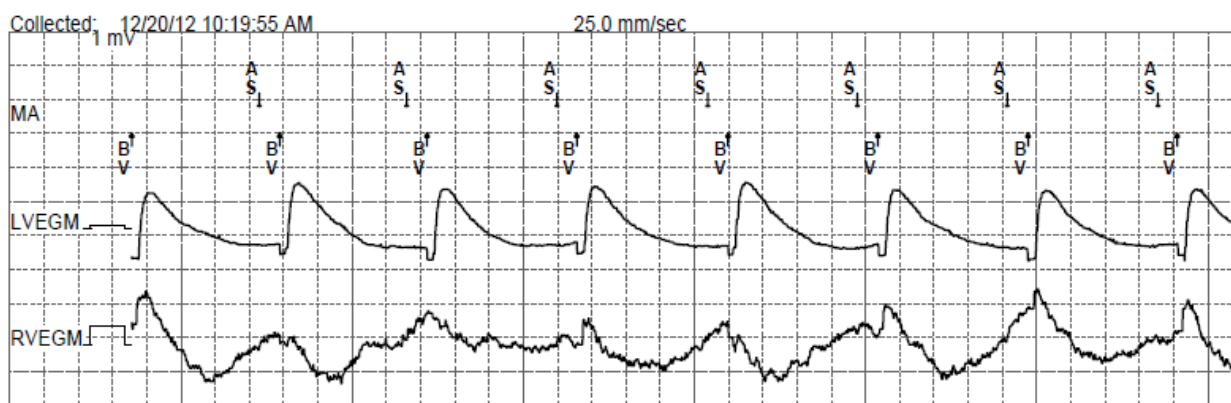


Рис. 5.4. Стандартна КРТ шляхом симультанної стимуляції обох шлуночків

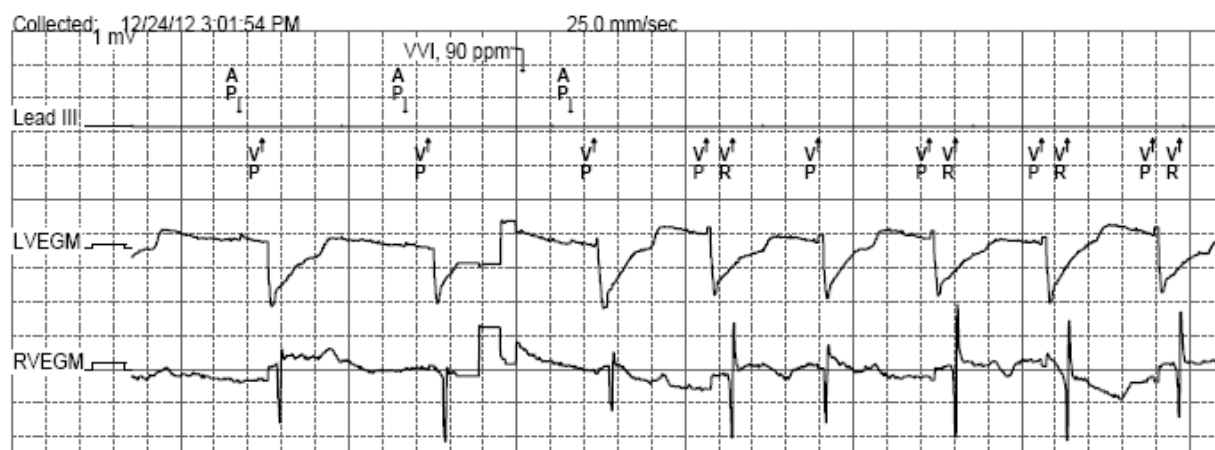


Рис. 5.5. Стимуляція ЛШ в режимі VVI з подовженим проведенням на ПШ (170 мс), яке детектується ЕКС в рефрактерному періоді

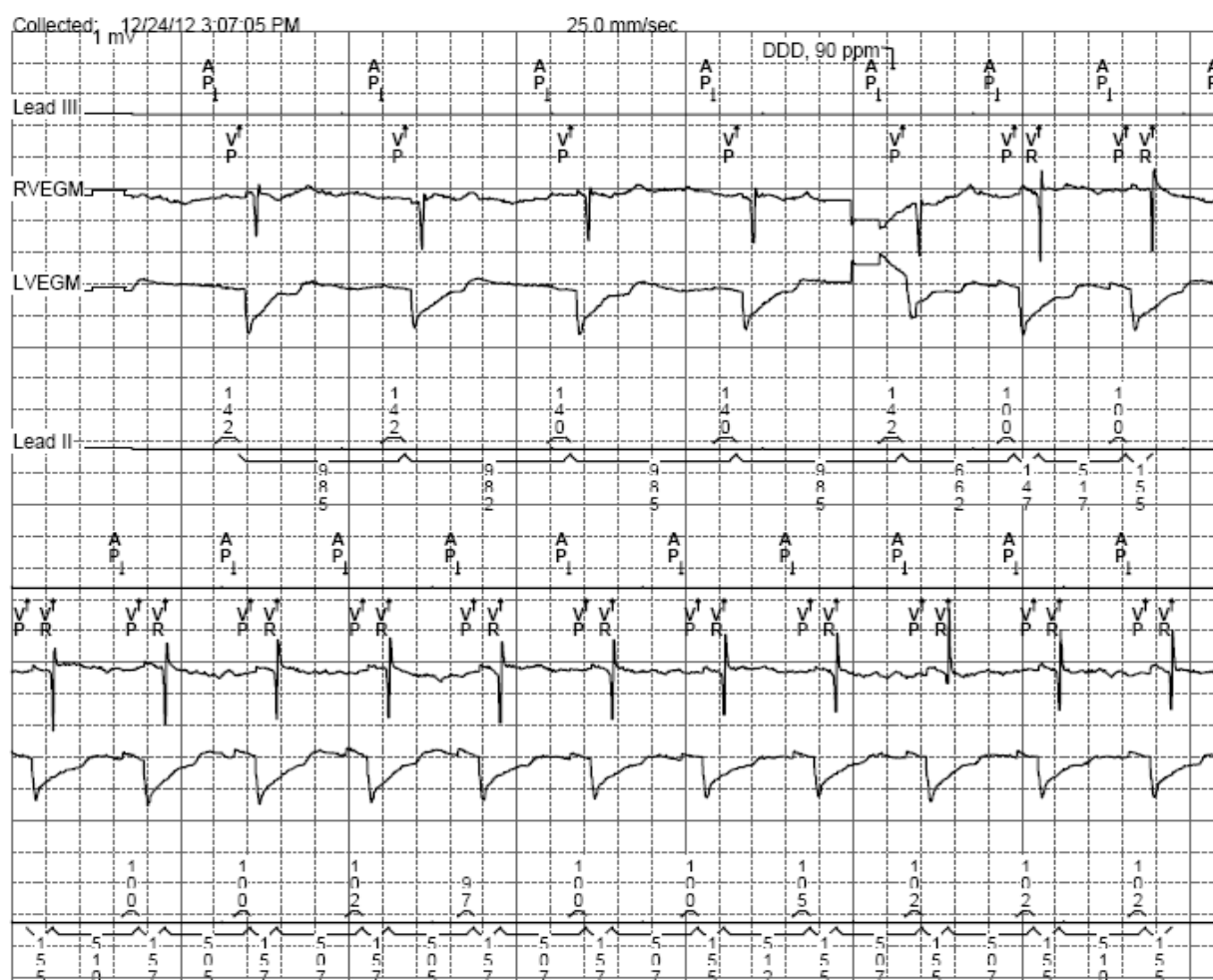


Рис. 5.6. Фьюжн збудження ПШ через його нормальну провідну систему та ЛШ трансміокардіально зліва за рахунок стимуляції з наступним повним переключенням на виключно трансміокардіальне з ЛШ при скороченні АВЗ та зростанні темпу стимуляції.

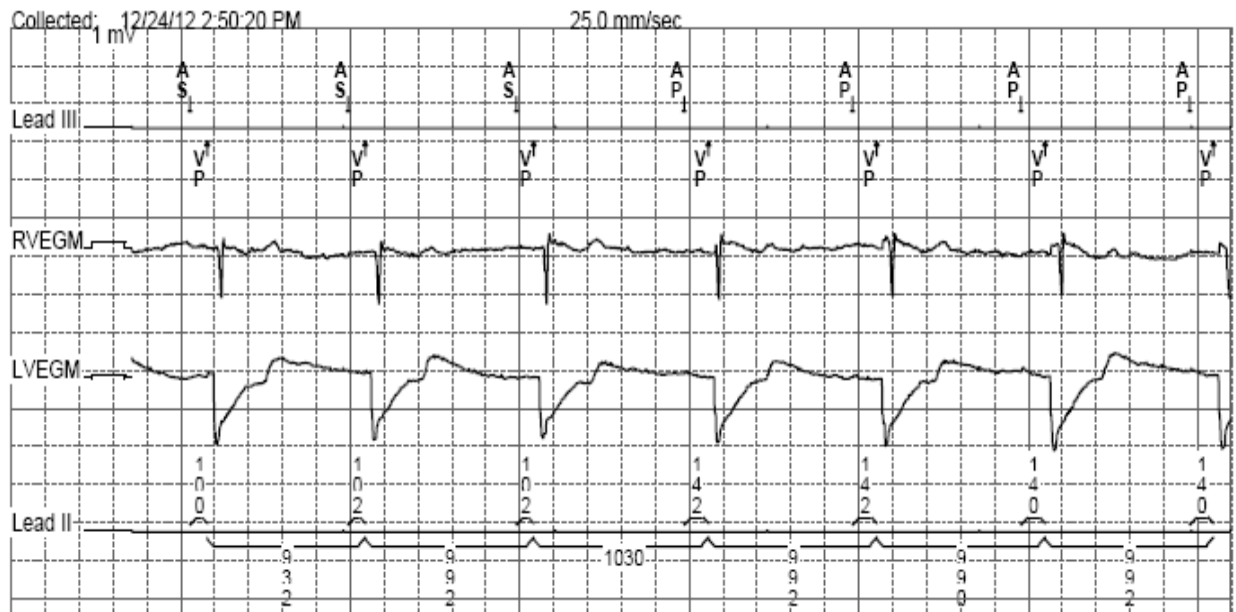


Рис. 5.7. Адекватний синхронізований фьюжн збудження ПШ через його провідну систему та ЛШ за рахунок його стимуляції.

Враховуючи потенційну нефізіологічність ПШ ЕКС, яка може призводити до прогресування ХСН виглядала логічною мінімізація ПШ ЕКС у хворих з виконаними КРТ, у яких ХСН була показанням до втручання. УніЛШ ЕКС є пріоритетом в реалізації КРТ у хворих з нормальним проведенням по АВ вузлу та ПНПГ з типовою БЛНПГ. В нашій когорті хворих при виконанні стандартної трикамерної КРТ при наявності вищеназваних умов та обмежень відповіді на лікування здійснено перехід на уніЛШ стимуляцію у 25 хворих. При цьому налаштування параметрів ЕКС виконувалися за запропонованим алгоритмом (Пат. 131936 України), намагаючись максимального «фьюжн»-ефекту фронтів збудження фізіологічного проведення по ПНПГ та ЛШ стимуляції за даними ВС ЕГ. Виконання уніЛШ КРТ призводило до додаткового звуження QRS та покращення клінічних результатів (табл. 5.4).

У 5 хворих була виконана двокамерна ресинхронізуюча ПП-ЛШ ЕКС з використанням традиційних ЕКС. Важливим критерієм відбору у цих хворих була наявність значної інтервентрикулярної диссинхронії та її корекція при КРТ за рахунок синхронізації викиду в аорту та легеневу артерію (Пат. 36709 України).

Таблиця 5.4 – Результати використання уніЛШ КРТ в порівнянні з бівентрикулярною КРТ.

| Показник            | Бівентрикулярна КРТ<br>(n=55) | УніЛШ КРТ<br>(n=25) |
|---------------------|-------------------------------|---------------------|
| QRS, мс             | 152±20                        | 133±28 <sup>1</sup> |
| ФВ, %               | 32±6                          | 35±7                |
| Тест 6-хв ходьби, м | 240±23                        | 268±19 <sup>1</sup> |
| Відсоток ЛШ ЕКС     | 94±5                          | 92±6                |

Примітка. 1 – різниця достовірна ( $p < 0,05$ ) за парним критерієм Стьюдента.

Ще у двох хворих успішно використаний Y-подібний роз'єм для симультанної бівентрикулярної ЕКС за допомогою двокамерного ЕКС. Даний підхід дозволив виконувати ЕКС в середньому на 1,5 роки довше ніж трикамерними ЕКС та був майже в 2 рази менш затратним по матеріалам. В подальшому у двох хворих виконаний upgrade до трикамерного ЕКС з імплантацією ПШ електроду в одному випадку при плановій заміні у зв'язку з виснаженням батареї ЕКС. Ще однією можливістю зниження вартості лікування при збереженні фізіологічності проведення може бути використання двокамерних ЕКС з імплантацією електрода в провідну систему (Гіс, ЛНПГ) з корекцією блокад внутрішньощлуночкового проведення. Ці результати можуть бути потенційно покращені при реалізації алгоритму підбору АВ затримки методом «beat-to-beat».

Основними обмеженнями в використанні уніЛШ ЕКС були наявність АВ блокад, подовження АВ проведення більш за 200 мс та морфологічні елементи БПНПГ. Слід зазначити, що потенційною проблемою уніЛШ стимуляції можуть бути передсердні аритмії, в зв'язку з чим потенційно кращі результати можуть бути отриманні при використанні алгоритмів переключення уніЛШ та бівентрикулярних режимів, антиаритмічної терапії та РЧА супутніх аритмій.

Ще одним новим підходом к виконанню КРТ у пацієнтів з постійною формою ФП було використання передсердного каналу ЕКС в якості третього

місця шлуночкової стимуляції, частіше з використанням системи для СПГ. Даний підхід дозволяв виконувати трифокальну стимуляцію шлуночків, досягаючи більш гомогенної електричної і механічної ресинхронізації та гнучку систему програмування ЕКС з використанням DVI(R) режиму (Гіс-оптимізована КРТ). Такі операції були успішно виконанні у 3 пацієнтів.

Одному пацієнту з повною БПНПГ, постійною ФП та тяжкою ХСН у зв'язку з питанням відповіді на стандартну КРТ було виконано імплантацію трикамерної системи ЕКС з імплантацією електрода в зону пучка Гіса, ПШ електрода в середню третину МШП та розташуванням ЛШ електрода на бічній стінці ЛШ (Гіс-оптимізована КРТ) з наступною РЧА АВ вузла. Такий вид оперативного втручання в Україні був здійснений вперше. Тому наводимо опис цього клінічного випадку.

Пацієнт М., 74 роки, чоловік, поступив зі скаргами на виразну слабкість і задишку, що підсилюється в горизонтальному положенні і при мінімальному фізичному навантаженні (ходьба до 100 метрів, підйом на 1 поверх).

Анамнез захворювання. Періодично відмічає збільшення артеріального тиску з максимальними значеннями до 140/90 мм рт.ст. Кілька років тому діагностована ФП. Справжнє погіршення стану спостерігає протягом року у вигляді поступового прогресування вищеописаних скарг. Проходив лікування за місцем проживання, без значного поліпшення. Приймає протягом останніх двох місяців оптимальну терапію з приводу ХСН практично без ефекту. Хворий госпіталізований в ДУ "ІЗНХ ім. В.Т. Зайцева НАМН України" для проведення оперативного лікування. Попередній діагноз: Фібриляції передсердь, постійна форма, еу-тахісistolічний варіант. CHA<sub>2</sub>DS<sub>2</sub>-VASc - 4 бали, HAS-BLED - 1 бали, EHRA III. Відносна недостатність тристулкового клапана 2 ступеня. Повна БПНПГ. Гіпертонічна хвороба, 3 стадії, 1 ступеня. ХСН III ст., NYHA IV. Супутній діагноз: ХОЗЛ, група С, дихальна недостатність 2 ст.



Об'єктивно. Загальний стан важкий. Шкірні покриви звичайного кольору, акроціаноз. Частота дихальних рухів – 22 за хв. Аускультативно в легенях ослаблене дихання, сухі свистячі хрипи, в нижніх відділах вологі хрипи, тони серця глухі, аритмічні, ЧСС - 89 уд. / хв, АТ - 120/80 мм рт. ст. Печінка перкуторно збільшена – на 3 см нижче реберної дуги. Набряки до середньої третини гомілки. Тест 6-хвилинної ходьби: 180 м.

Ехокардіографія: ФВЛШ 35% (метод Simpson), дилатація ПШ: RVD1 = 45 мм, RVD2 = 38 мм, RVD3 = 87 мм (граничні значення при дилатації ПШ: RVD1 <42 мм, RVD2 <35 мм, RVD3 <86 мм). Відносна недостатність тристулкового клапана 2 ступеня. ЕКГ: повна БПНПГ, еу-тахісistolічна форма ФП, ширина комплексу QRS – 200 мс (рис. 5. 8).

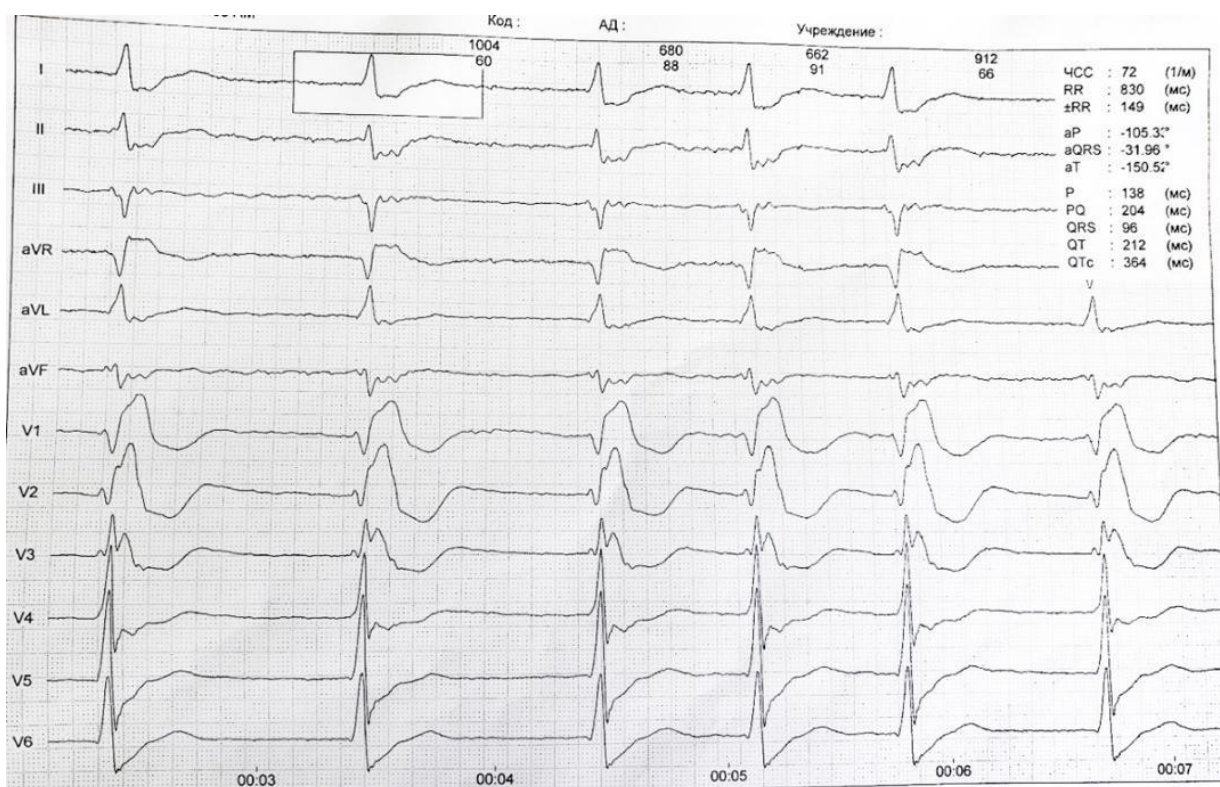


Рис. 5.8. Вихідна ЕКГ пацієнта М. – ФП з повною БПНПГ.

З огляду на наявність у пацієнта виразної ХСН на тлі тахісistolічної форми ФП у поєднанні з повною БПНПГ та неефективність проведеної медикаментозної терапії хворому встановлено показання до КРТ у вигляді імплантації ресинхронізуючого ЕКС зі спробою Гіс оптимізації і подальшою РЧА АВ вузла. Застосування трикамерного ЕКС дозволяє використовувати

кілька варіантів підключення електродів, змінювати канали, Сенсинг і програмування «back-up» стимуляції при потенційних проблемах в роботі одного з електродів. Крім того, можливе використання всіх трьох каналів ЕКС для стимуляції шлуночків для трифокальної стимуляції з метою кращої ресинхронізації.

План проведення процедури полягав в наступному: 1) імплантація ЛШ електрода; 2) картування електрично «пізньої» зони ПШ з можливою подальшою імплантацією електрода в цю область; 3) стандартна септальна імплантація ПШ електрода; 4) картування зони пучка Гіса і імплантація електрода в цю зону з метою корекції існуючих порушень проведення, особливо БПНПГ; 5) визначення підключення електродів до портів ЕКС; 6) відстрочена РЧА АВ вузла.

Під місцевою анестезією проекційним доступом зліва виконані три пункції *v. axillaris sinistra*. За допомогою ЕФД катетера з системою доставки виконана канюляція КС та венографія. Електрод проведено і імплантовано через задню вену на задньобоківу поверхню серця в середньо-базальних відділах (детекція - 3,1-4,8 мВ, поріг ЕКС - 1,0 В). Виконано картування ПШ – найбільш пізня точка збудження визначена в базальних передньо-бокових відділах, проте надійно імплантувати стандартний електрод в цей відділ ПШ не вдалося. ПШ електрод імплантовано в середню третину МШП (детекція - 16,2-17,5 мВ, поріг ЕКС - 0,8 В). При стимуляції комплекс QRS з морфологією БЛНПГ.

За допомогою системи доставки C315HIS і електрода SelectSecure 3830 (Medtronic, Minneapolis, MN, United States) виконано картування МШП з ідентифікацією зони пучка Гіса і подальшою імплантацією електрода в дистальний його відділ (детекція - 4,0-6,0 мВ, поріг ЕКС - 1,5 В - для пучка Гіса; 1,0 В - для ПШ (рис. 5.9 а-б). Після перевірки правильного позиціонування електродів виконано підключення до CRT-P Allure RF (St.Jude). Під час пробної стимуляції в різних конфігураціях мінімальна тривалість QRS отримана при Гіс-стимуляції + стимуляція ЛШ (+15 мс). У зв'язку з чим до

порту A підключений електрод, імплантований в середню третину МШП, до порту RV підключений електрод для пучка Гіса, до порту LV підключений ЛШ електрод з програмуванням по ньому шлуночкової детекції. Робота ЕКС адекватна (VVI BiV). ЕКС розташовано в підшкірне ложе.

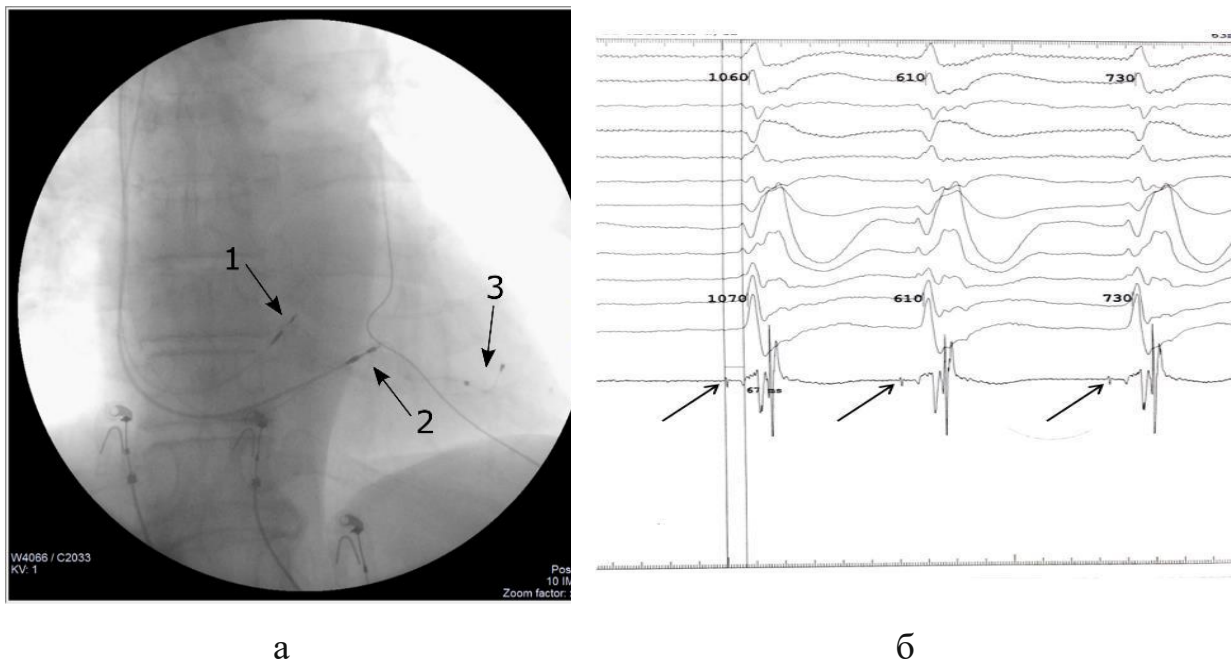


Рис. 5.9. Результати операції: а) остаточний рентгенологічний вигляд розташування електродів – в зоні пучка Гіса (1), середній третині МШП (2) і задньої вені ЛШ (3); б) запис потенціалу пучка Гіса (стрілки) після імплантації, час проведення по пучку - 67 мс.

Надалі проведена РЧА АВ вузла з використанням EnSite™ NavX™. При цьому виконано картування зони пучка Гіса і місця імплантації Гіс-електрода. Повторні спроби досягти АВ-блокади дистанційно від останнього з боку правих відділів серця безуспішні, в зв'язку з чим виконана РЧА трансаортальним доступом без впливу на параметри СПГ (рис. 5. 10). Після проведення РЧА АВ вузла виконана перевірка ритму - ритм з дистальної частини АВ з'єднання з БПНПГ. Перевірений поріг Гіс стимуляції - без динаміки. (рис. 5. 11).

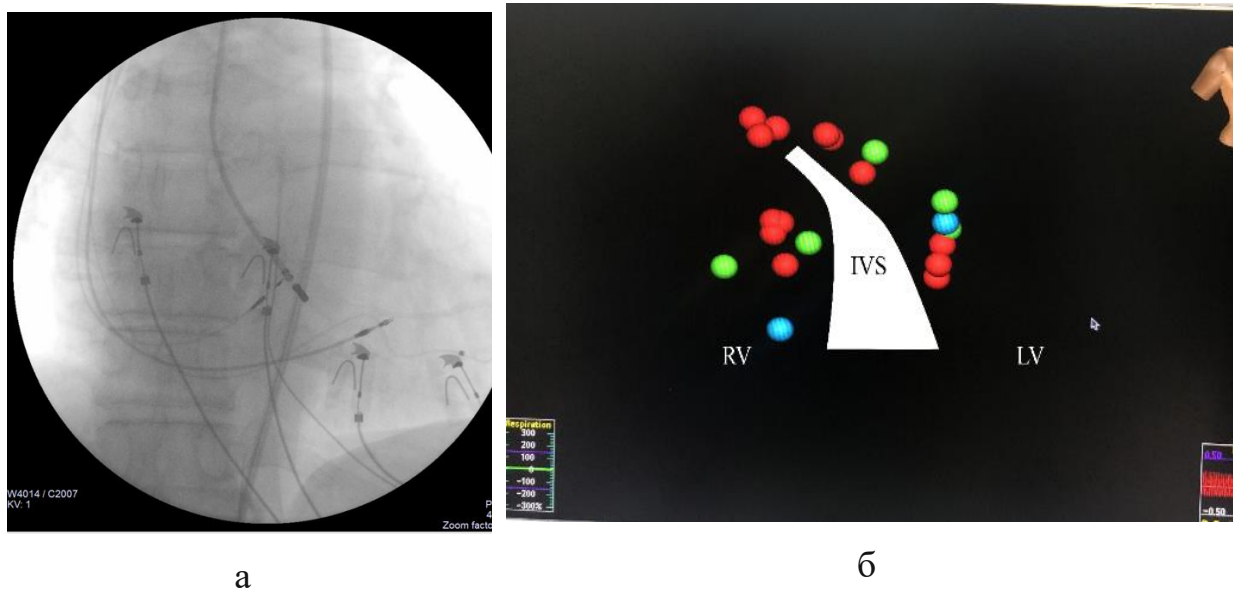


Рис. 5.10. РЧА АВ вузла: а) положення електрода в зоні успішної РЧА; б) результати 3D- картування (зелені сфери - елементи провідної системи пучка Гіса, сині сфери - зона проєкції Гіс-електрода, червоні сфери - зони РЧА).

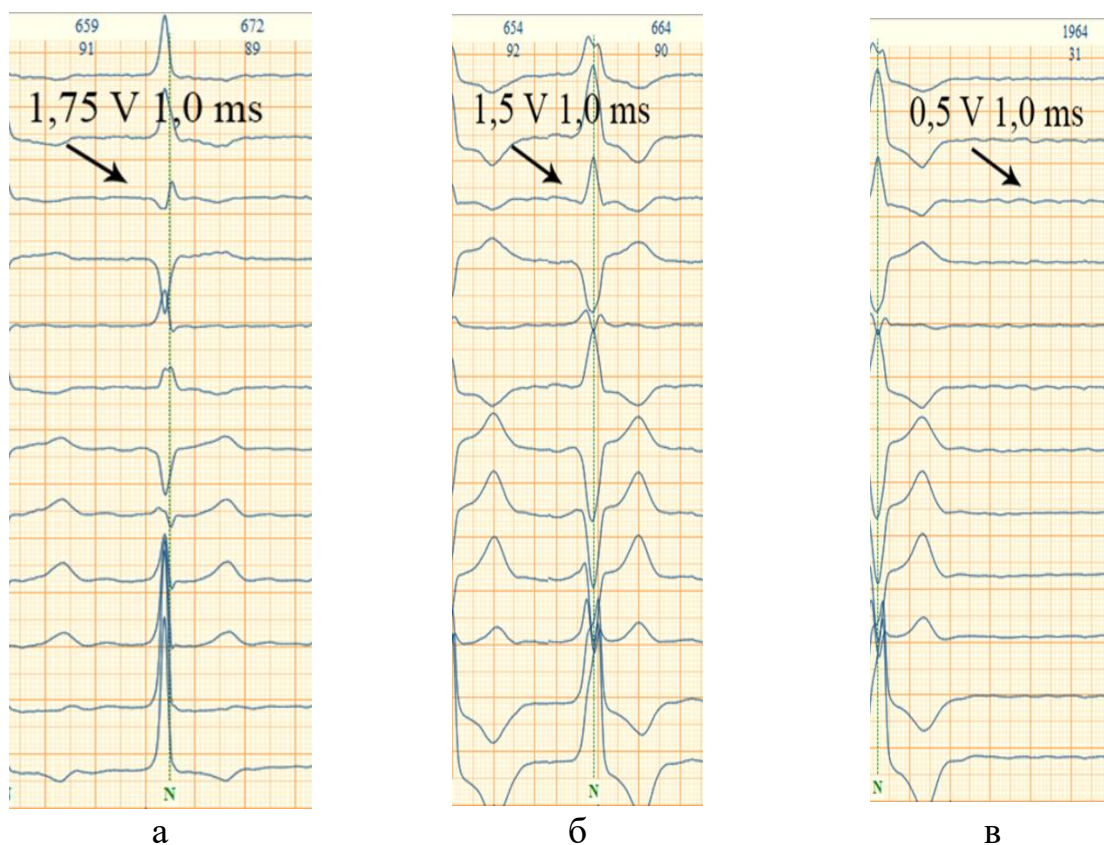


Рис. 5.11. Перевірка порога стимуляції по Гіс електроду: а) захоплення пучка Гіса з корекцією БПНПГ (1,75 В); б) захоплення ПШ (1,5 В); в) втрата захоплення (0,5 В).



При проведенні ізолюваної СПГ відзначається корекція БПНПГ але більша тривалість комплексу QRS, що обумовлено наявністю тільки одного фронту збудження та залишкової внутрішньошлуночкової блокади проведення. Гіс-оптимізована КРТ, при якій проводиться додаткова стимуляція від ЛШ електроду забезпечує максимальну корекцію порушень проведення (рис. 5.12).

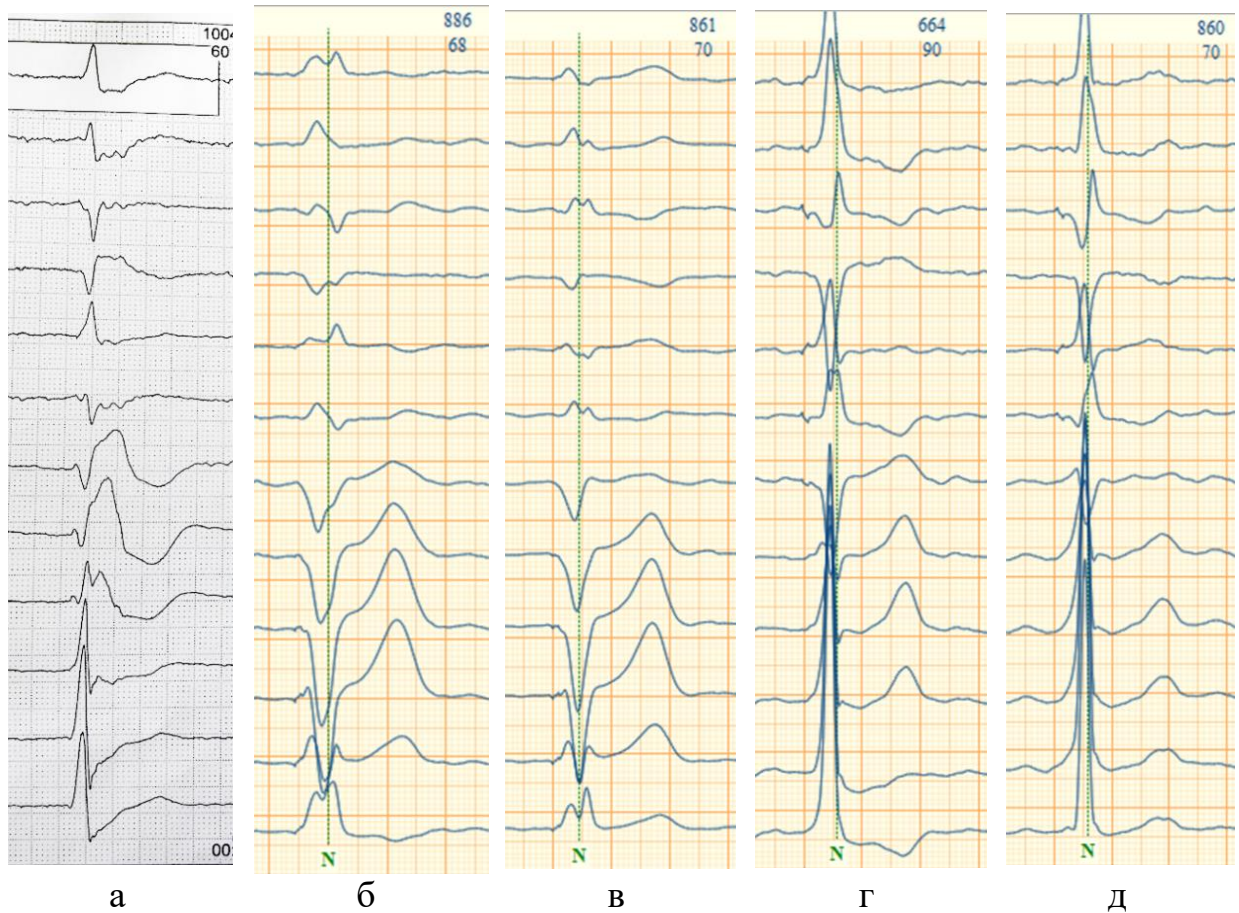


Рис. 5.12. Порівняння ЕКГ при різних варіантах стимуляції: а) початково; б) при стимуляції ПШ; в) при бівентрікулярній стимуляції; г) при стимуляції зони пучка Гіса; д) при поєднанні стимуляції зони пучка Гіса і ЛШ.

В кінці підбору різних режимів роботи обрана СПГ і епікардіальна ЛШ стимуляція. Досягнута неселективна СПГ з корекцією БПНПГ та ЛШ ЕКС з подальшою корекцією затримки внутрішлуночкового проведення та отриманням вузького «фізіологічного» QRS (рис. 5.13).

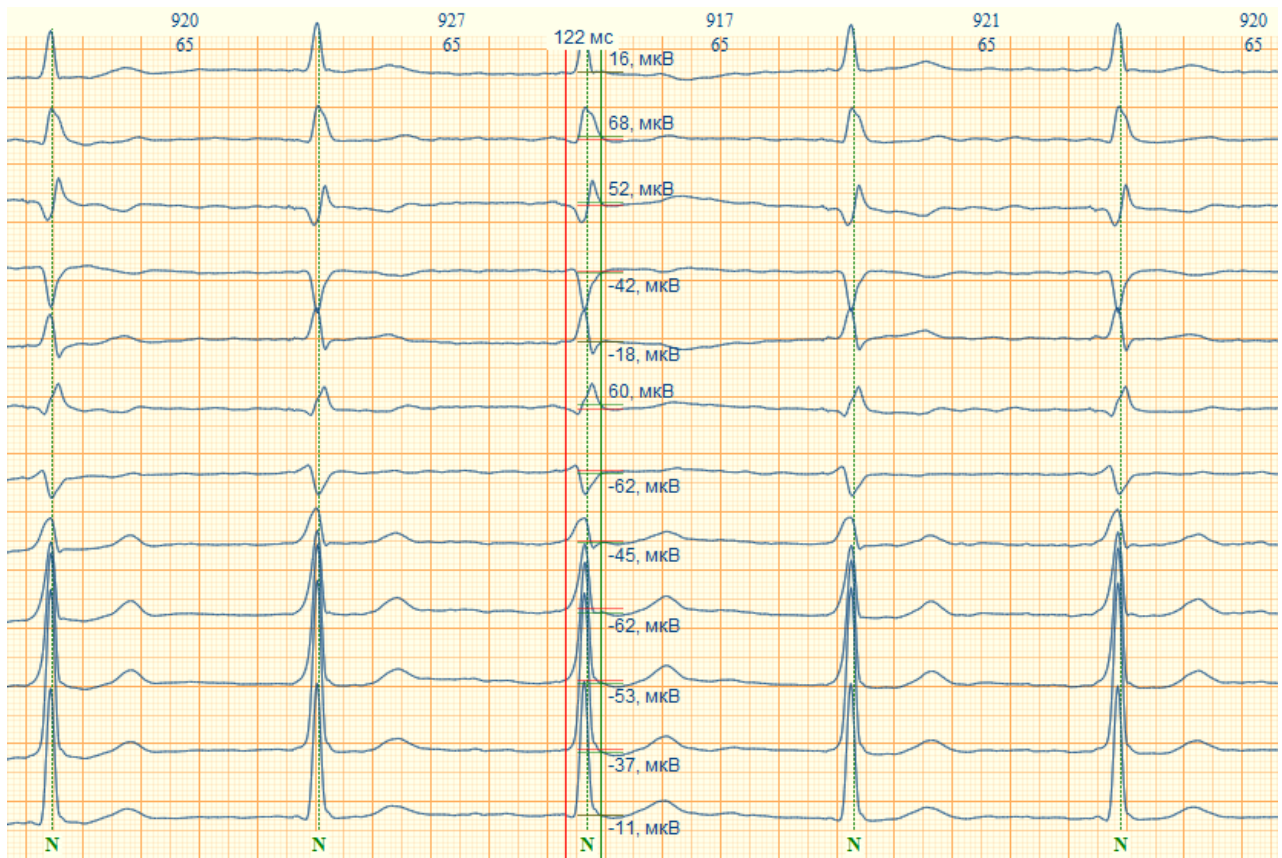


Рис. 5.13. Остаточний результат Гіс-оптимізованої КРТ (Гіс-стимуляція + стимуляція ЛШ (+15 мс)), QRS = 122 мс.

При ЕхоКГ Гіс-електрод візуалізується глибоко в мембранозній частині МШП, його кінчик практично у лівого її краю. У парастернальній проекції по довгій осі відзначена ресинхронізація руху стінок ПШ і МШП по відношенню до задньої стінки ЛШ. Перевірена затримка руху перетинки по відношенню до задньої стінки (рис. 5.14 а-б).

Через три тижні після проведеного лікування пацієнт відзначає клінічне поліпшення з відсутністю погіршення в горизонтальному положенні. Спостерігається перкуторне зменшення печінки, немає акроціанозу та набряку гомілок. При проведенні Ехо-КГ відзначається збільшення ФВЛШ до 45%, зменшення розмірів ПШ до RVD1 = 37 мм, RVD2 = 29 мм, RVD3 = 76 мм. Пацієнт відзначає суб'єктивне поліпшення толерантності до фізичних навантажень, тест 6-хв. ходьби – 240 м.

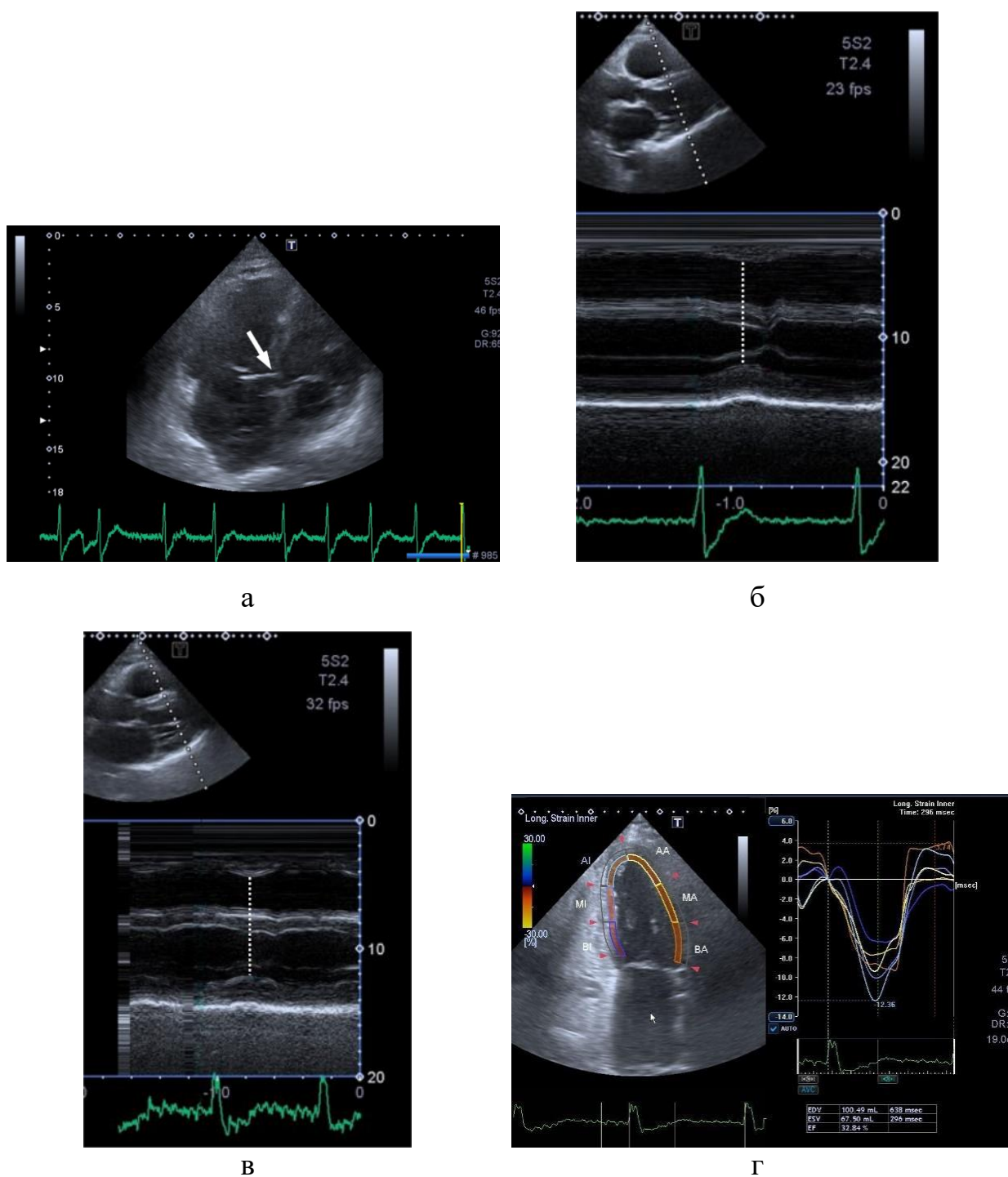


Рис. 5.14. ЕхоКГ: а - візуалізація електроду; б - М-режим - парастернальний доступ по довгій осі – природний ритм, затримка ПШ та скорочення МШП досягають піків щодо задньої стінки ЛШ; в - М-режим парастернальний доступ по довгій осі – проведення стимуляції – відновлення синхронності скорочення стінок; г – поздовжній стрейн ЛШ.

Заключний діагноз: ФП, постійна форма, еу-тахісистолічний варіант. CHA2DS2-VASc - 4 бали, HAS-BLED - 1 бала, EHRA I. Стан після ендокардіальної імплантації ЕКС Allure RF (St.Jude) в режимі VVIR

(25.06.2019). РЧА АВ-вузла (02.07.19). Відносна недостатність тристулкового клапана 1 ступеня. Повна БПНПГ. Гіпертонічна хвороба, 3 стадії, 1 ступеня. СН III ст. зі зниженою ФВ ЛШ (ФВ - 45%), NYHA II.

Ще один спосіб покращення результатів імплантації ЕКС є upgrade режиму ЕКС за допомогою імплантації додаткових електродів та більш функціональних пристроїв. Необхідність в цьому виникає при клінічних та інструментальних проявах серцевої недостатності, пов'язаних з одним або кількома типами (АВ-, між-, внутрішньошлуночкової) ДС та неефективності вищенаведених заходів та режимів ЕКС. Частіше це необхідно при так званому синдромі ЕКС, який в теперішній час трактується як наявність клінічно значущих явищ ДС, пов'язаних з проведенням ЕКС.

Використовувалися наступні варіанти: у 15 пацієнтів – upgrade AAI-VVI(R) до DDD(R)ЕКС, в 6 випадках VVI-DDD(R) – CRT (табл. 5.5). Зміна режиму до CRT здійснена при наявності кардіоміопатії дилатаційної або ішемічної етіології з наявністю ДС.

Таблиця 5.5 – Варіанти upgrade ЕКС (n=21).

| Характеристика пацієнтів, | AAI-VVI(R) - DDD(R), n=15 | VVI-DDD(R) – CRT, n=6 |
|---------------------------|---------------------------|-----------------------|
| чоловіки/жінки, n         | 7/8                       | 4/2                   |
| Середній вік, р.          | 71±15                     | 64±11                 |
| СССВ, n                   | 1                         | -                     |
| АВБ 2, n                  | 4                         | 1                     |
| АВБ 3, n                  | 2                         | 5                     |
| ДКМП, n                   | -                         | 3                     |
| ІКМП, n                   | -                         | 3                     |

В результаті зміни режиму ЕКС у всіх пацієнтів вдалося покращити клінічні показники зі збільшенням величини ФВ, зменшенням ступеня мітральної регургітації, величини порожнини ЛП та збільшення дистанції у тесті 6-хв. ходьби. Це призвело до зменшення частоти передсердних аритмій та кількості госпіталізації з серцево-судинних причин (табл. 5.6).



Таблиця 5.6. – Клінічні результати upgrade ЕКС

| Зміна показників                                      | AAI-VVI(R) -<br>DDD(R) | VVI-DDD(R) –<br>CRT |
|-------------------------------------------------------|------------------------|---------------------|
| ФВ, %                                                 | +3                     | +11                 |
| Мітральна регургітація, ст.                           | -0,5                   | -0,8                |
| ЛП, см                                                | -0,4                   | -0,2                |
| Тест 6-хв ходьби, м                                   | +81                    | +74                 |
| Відсоток передсердних аритмій<br>в структурі ритму, % | -23                    | -9                  |
| Госпіталізації з серцево-<br>судинних причин на рік   | -1,3                   | -2,1                |

При виконанні операцій upgrade ЕКС нами не відмічене серйозних ускладнень, лише одна незначна гематома ложа ЕКС та підгострий тромбоз вен доступу, які були усунені консервативно.

Треба вказати, що наше прагнення до максимально фізіологічної стимуляції реалізоване при ендоЛШ ЕКС, призвело до східних та навіть кращих клінічних результатів в порівнянні з традиційною методикою КРТ (табл. 5.7).

Таблиця 5.7 – Динаміка ЕхоКГ показників у пацієнтів з КРТ при ендоЛШ кардіостимуляції ( $m \pm SD$ )

| Показник                  | Вихідні дані | Через 1 міс. | Через 3 міс. | Через 6 міс.       | Через 12 міс.        |
|---------------------------|--------------|--------------|--------------|--------------------|----------------------|
| КДО ЛШ, мл/м <sup>2</sup> | 140±36       | 134±31       | 127±26       | 119±21             | 114±18               |
| КСО ЛШ, мл/м <sup>2</sup> | 103±32       | 91±26        | 85±22        | 79±24 <sup>1</sup> | 75±21 <sup>1</sup>   |
| УО ЛШ, мл                 | 80±21        | 83±23        | 84±21        | 88±21              | 91±22                |
| ФВ ЛШ, %                  | 21±5         | 29±6         | 35±8         | 37±6               | 39±8 <sup>1</sup>    |
| ЛП, мл                    | 127±12       | 115±8        | 112,9        | 108±7              | 106±5                |
| МР, ст.                   | 3,6±0,4      | 3,0±0,5      | 2,7±0,3      | 2,5±0,4            | 2,4±0,3 <sup>1</sup> |

Примітка. 1 – різниця достовірна у порівнянні з вихідними даними ( $p < 0,05$  за t-критерієм).

Як видно, протягом періоду спостереження відбувається відчутне поліпшення всіх ЕхоКГ показників, що характеризують ефективність роботи серця. Вже через місяць після КРТ з ендоЛШ ЕКС відбувається зменшення КДО, КСО, обсягу ЛП та ступеня МР з одночасним збільшенням УО та ФВ ЛШ. Найбільш відчутна динаміка ФВ ЛШ, яка через 12 міс. після КРТ збільшилась з  $21 \pm 5$  % до  $39 \pm 8\%$  ( $p < 0,05$ ) та ступеня МР –  $2,4 \pm 0,3$  ст. у порівнянні з  $3,6 \pm 0,4$  до КРТ ( $p < 0,05$ ).

Ще одна вкрай серйозна проблема догляду хворих з ЕКС є виконання регулярних та ургентних перевірок роботи ЕКС (FU) в зв'язку з наростанням кількості хворих після імплантацій та великого обсягу інформації сучасних девайсів, яка повинна бути перевірена та використана не тільки при настройці ЕКС, але й при всіх повторних візитах. Існуючі програмні репорти ЕКС надають тільки поточну інформацію в форматі pdf, що не дозволяє пряме порівняння ретроспективних даних. В зв'язку з цим нами була розроблена оригінальна програма для більш ефективного аналізу та порівняння даних FU ЕКС (рис. 5.15).

Основними перевагами даної програми є пряме порівняння найбільш важливих показників ЕКС впродовж декількох FU (відсоток стимуляції камер серця, розповсюдженість аритмій, стан батареї). Крім того, залежно від динаміки показники (у порівнянні з попередніми даними) маркуються різним кольором – блакитним ті, що залишились без змін, зеленим ті, що змінилися. Запропонована програма дозволяє отримати хронологію параметрів, що вивчаються, з визначенням найбільш важливої інформації, дає можливість кластеризувати показники, здійснити динамічний контроль стану батареї, ефективність алгоритмів ЕКС, консервативної терапії.

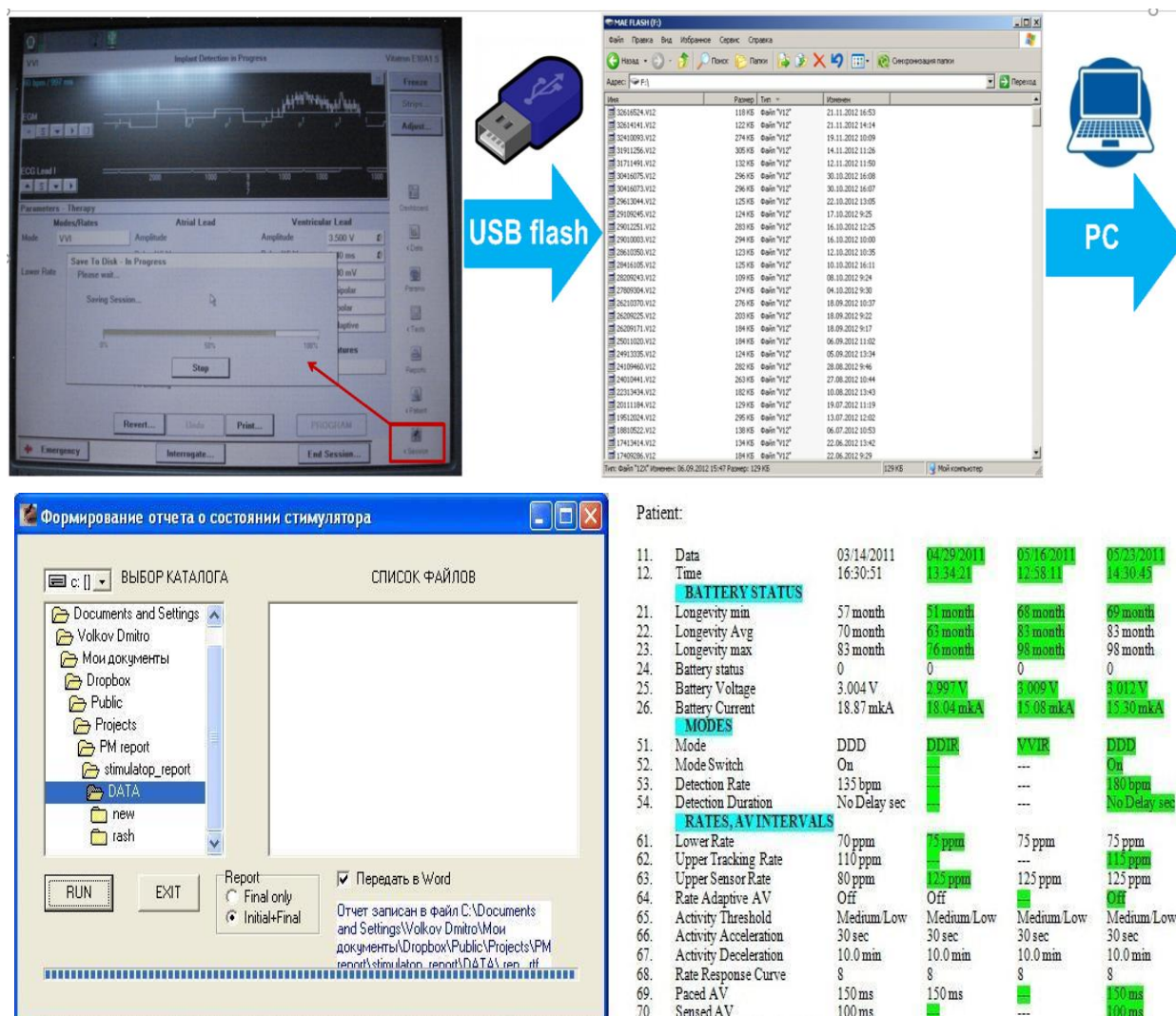


Рис. 5.15. Принципи функціонування та вигляд кінцевого результату перевірки роботи ЕКС.

## 5.2. Клінічні фактори, що впливають на ефективність ЕКС та КРТ

Крім суто технічних параметрів ЕКС, ефективність лікування залежить від багатьох інших факторів, які умовно можна розподілити на об'єктивні, що пов'язані з загальним станом здоров'я пацієнта (характер основної та супутньої серцево-судинної патології, ступінь компенсації гемодинаміки, наявність іншої загально-соматичної патології та ін.), та суб'єктивні, до яких відносяться оптимальність призначеної терапії, прихильність пацієнтів до лікування, своєчасна корекція параметрів ЕКС.

Одними з найбільш важливих факторів, що впливають на результати лікування, є вихідний стан провідності міокарда, який можна оцінити за

величиною комплексу QRS. Збільшення тривалості комплексу QRS пов'язують з порушенням деполяризації та ранньої реполяризації міокарда, які асоціюються з розвитком диссинхронії, ремоделюванням міокарда та зі зменшенням ФВ [76]. У зв'язку з цим вивчено динаміку окремих параметрів гемодинаміки та параметрів ЕКС протягом року спостереження залежно від тривалості QRS (табл. 5.8, 5.9).

Таблиця 5.8 – Динаміка окремих функціональних показників кровообігу протягом року спостереження залежно від тривалості комплексу QRS.

| Показники                                    | До 120 мс       |           | 120-149 мс      |                   | 150 та більше мс |                   |
|----------------------------------------------|-----------------|-----------|-----------------|-------------------|------------------|-------------------|
|                                              | До імплант ації | Через рік | До імплант ації | Через рік         | До імплантаці ї  | Через рік         |
| Стандартні режими ЕКС (DDD, DDDR, VVI, VVIR) |                 |           |                 |                   |                  |                   |
| ЧСС, 1/хв.                                   | 52±11           | 67±8      | 46±8            | 67±7              | 46±9             | 64±8              |
| САД                                          | 150±15          | 133±13    | 140±15          | 120±8             | 153±18           | 122±22            |
| ДАД                                          | 82±6            | 78±10     | 81±9            | 82±3              | 79±7             | 80±13             |
| ФВ (%)                                       | 53±10           | 47±8      | 47±8            | 56±7              | 50±6             | 43±16             |
| ЛП(см)                                       | 4,9±0,6         | 4,7±0,6   | 4,3±0,5         | 3,9±1,3           | 4,5±0,5          | 4,5±0,5           |
| KPT                                          |                 |           |                 |                   |                  |                   |
| ЧСС, 1/хв.                                   | 69±9            | 68±7      | 72±7            | 68±2              | 69±7             | 68±5              |
| САД                                          | 126±15          | 120±12    | 137±11          | 133±5             | 148±18           | 123±8             |
| ДАД                                          | 79±13           | 80±8      | 83±4            | 83±3              | 81±4             | 80±9              |
| ФВ (%)                                       | 30±18           | 35±7      | 26±7            | 39±5 <sup>1</sup> | 23±4             | 43±9 <sup>1</sup> |
| ЛП(см)                                       | 5,5±0,5         | 5,4±0,7   | 5,1±1,0         | 4,8±1,0           | 5,4±1,0          | 5,2±1,0           |

Примітка. 1– різниця між вихідним станом та через рік достовірна ( $p < 0,05$  за t-критерієм). ЧСС – частота серцевих скорочень, САД – систолічний артеріальний тиск; ДАД – діастолічний артеріальний тиск; ФВ – фракція викиду; КСО – кінцево-систолічний об'єм; КДО – кінцево-діастолічний об'єм; ЛП – ліве передсердя.

Таблиця 5.9 – Динаміка параметрів ЕКС протягом року спостереження залежно від тривалості комплексу QRS

| Параметр ЕКС                                 | До 120 мс         |                     | 120-149 мс        |           | 150 та більше мс  |                      |
|----------------------------------------------|-------------------|---------------------|-------------------|-----------|-------------------|----------------------|
|                                              | Ранній п/о період | Через рік           | Ранній п/о період | Через рік | Ранній п/о період | Через рік            |
| Стандартні режими ЕКС (DDD, DDDR, VVI, VVIR) |                   |                     |                   |           |                   |                      |
| Базова частота, 1/хв.                        | 68±6              | 63±6                | 70±10             | 64±4      | 65±6              | 62±7                 |
| Поріг ПШ стимуляції, V                       | 0,65±0,25         | 0,75±0,4            | 0,58±0,27         | 0,84±0,58 | 0,74±0,34         | 1,4±0,6 <sup>1</sup> |
| Імпеданс ПШ електрода, Ом                    | 484±65            | 295±62 <sup>1</sup> | 430±58            | 390±21    | 504±79            | 440±36               |
| АВЗ стимул.                                  | 168±24            | 208±35              | 194±36            | 170±45    | 232±23            | 220±28               |
| АВЗ детек.                                   | 124±25            | 186±60              | 130±21            | 154±45    | 146±31            | 200±48               |
| Відсоток ПШ, %                               | 96,4±11,6         | 97,4±4,8            | 94,5±15,6         | 93±34     | 98,2±10,9         | 99±11,3              |
| Відсоток часу ФП, %                          | 3±0,1             | 2±0,2               | 10±4              | 11±6      | 31±21             | 15±8                 |
| KPT                                          |                   |                     |                   |           |                   |                      |
| Базова частота, 1/хв.                        | 60±5              | 60±5                | 65±5              | 60±5      | 65±5              | 60±5                 |
| Поріг стимуляції ЛШ, V                       | 1,74±0,82         | 1,53±0,94           | 1,37±0,32         | 1,31±0,34 | 1,88±0,41         | 1,93±0,43            |
| Поріг стимуляції ПШ, V                       | 0,74±0,22         | 0,94±0,42           | 0,58±0,26         | 0,62±0,39 | 0,75±0,36         | 0,83±0,67            |
| Імпеданс ЛШ електрода, Ом                    | 467±35            | 432±54              | 502±37            | 496±42    | 514±59            | 506±42               |
| Імпеданс ПШ електрода, Ом                    | 434±47            | 380±38              | 426±48            | 357±42    | 489±69            | 396±66               |
| АВЗ стимул.                                  | 178±24            | 180±26              | 194±36            | 190±46    | 232±23            | 214±54               |
| АВЗ детект.                                  | 124±25            | 126±24              | 130±21            | 134±18    | 146±31            | 148±32               |
| МШЗ, мс                                      | 22±8              | 22±18               | 28±6              | 16±6      | 26±15             | 32±14                |
| Відсоток стимуляції ЛШ, %                    | 98,3±9,8          | 99,2±9              | 98,5±21,6         | 98,3±17,1 | 97,2±10,6         | 98±9                 |
| Відсоток стимуляції ПШ, %                    | 96,4±11,6         | 99,1±11,3           | 94,5±15,6         | 97±14,7   | 98,2±10,9         | 98,8±12,2            |

Примітки. 1 – різниця між вихідним станом та через рік достовірна ( $p < 0,05$  за t-критерієм). АВЗ – атріовентрикулярна затримка; МШЗ – міжшлуночкова затримка.

За результатами аналізу встановлено, що зі збільшенням вихідної тривалості комплексу QRS погіршуються функціональні показники кровообігу, особливо у пацієнтів з КРТ. Слід зазначити, що збільшення тривалості комплексу QRS є одним з критеріїв відбору хворих на КРТ. Крім цього, через рік після операції спостерігається поліпшення функціональних показників кровообігу, що більш помітно після КРТ. При цьому більш значима нормалізація показників, зокрема достовірне збільшення ФК, відбувається у пацієнтів з більш істотним збільшенням комплексу QRS (табл. 5.9).

За результатами аналізу параметрів ЕКС протягом спостереження встановлено, що у пацієнтів з ЕКС базова частота, стимульована і детектована АВЗ та відсоток шлуночкової стимуляції не залежать від тривалості QRS комплексу. Протягом року поріг ПШ стимуляції та відсоток часу ФП збільшується зі збільшенням тривалості QRS комплексу, а імпеданс ПШ електрода зменшується зі зменшенням тривалості QRS комплексу (табл. 5.14). У пацієнтів з КРТ протягом року зміни параметрів ЕКС незначні, найбільш помітне зменшення імпедансу ПШ електрода у пацієнтів з меншою тривалістю комплексу QRS.

Ще одним цікавим показником стану кровообігу є тривалість інтервалу QTc, який характеризує тривалість електричної систоли серця. Встановлено асоціацію цього показника з тяжкістю та перебігом ІХС, ФП, ХСН [295]. Тому вивчено залежність функціональних показників гемодинаміки та параметрів ЕКС залежно від тривалості інтервалу QTc (табл. 5.15).

Як видно з отриманих результатів, подовження тривалості інтервалу QTc до імплантації ЕКС асоціювалося з великими значеннями САТ та низькими ФВ ЛШ. Стандартна ЕКС в гострому післяопераційному періоді зменшувала САТ та покращувала ФВ ЛШ у пацієнтів з нормальною тривалістю інтервалу QTc. У всіх пацієнтів з КРТ відбувалось значиме збільшення ФВ ЛШ (табл. 5.10).

Таблиця 5.10 – Динаміка окремих функціональних показників кровообігу протягом року спостереження залежно від тривалості інтервалу QTc.

| Показники                                    | 320-439 мс     |           | >440 мс             |           |
|----------------------------------------------|----------------|-----------|---------------------|-----------|
|                                              | До імплантації | Через рік | До імплантації      | Через рік |
| Стандартні режими ЕКС (DDD, DDDR, VVI, VVIR) |                |           |                     |           |
| ЧСС, 1/хв.                                   | 48±15          | 64±7      | 54±14               | 64±10     |
| САД                                          | 130±18         | 129±12    | 146±17 <sup>1</sup> | 134±18    |
| ДАД                                          | 79±12          | 77±6      | 84±10               | 92±11     |
| ФВ (%)                                       | 52±7           | 51±9      | 52±12               | 53±13     |
| ЛП(см)                                       | 4,1±0,4        | 4±0,4     | 4±0,7               | 4±0,5     |
| KPT                                          |                |           |                     |           |
| ЧСС, 1/хв.                                   | 74±5           | 72±6      | 67±14               | 70±10     |
| САД                                          | 130±8          | 126±10    | 144±20              | 138±12    |
| ДАД                                          | 86±4           | 78±4      | 88±15               | 94±16     |
| ФВ (%)                                       | 36±4           | 45±5      | 32±14               | 41±11     |
| ЛП(см)                                       | 4,2±0,3        | 4,2±0,3   | 4,8±0,7             | 4±0,5     |

Примітка. 1– різниця між вихідним станом та через рік достовірна ( $p<0,05$  за t-критерієм). ЧСС – частота серцевих скорочень, САД – систолічний артеріальний тиск; ДАД – діастолічний артеріальний тиск; ФВ – фракція викиду; КСО – кінцево-систолічний об'єм; КДО – кінцево-діастолічний об'єм; ЛП – ліве передсердя.

Загалом позитивна динаміка функціональних показників кровообігу у пацієнтів після імплантації ЕКС асоціюється, в більшій мірі, з початково нормальною тривалістю інтервалу QTc, ЕКС в режимах дво- і трикамерної стимуляції за умови посилення антигіпертензивної та антиішемічної терапії і терапії ХСН у хворих зі збільшеною тривалістю інтервалу QTc.

Встановлено вплив тривалості інтервалу QTc на параметри ЕКС (табл. 5.16). Перш за все, слід зазначити, що пацієнтам з нормальною тривалістю інтервалу QTc більш часто імплантували двокамерні пристрої, з подовженою - трикамерні КРТ. Однокамерні VVI і VVIR ЕКС встановлювали однаково часто. Через рік після операції збільшення тривалості інтервалу QTc асоціювалося зі збільшенням відсотка ТП і ФП, з більшою частотою ШТ, збільшенням амплітуди стимулу та AV-затримок у всіх пацієнтів (табл. 5.11).

Таблиця 5.11 – Динаміка параметрів ЕКС протягом року спостереження залежно від тривалості інтервалу QTc.

| Параметри ЕКС                                | 320-439 мс            |                      | >440 мс               |                       |
|----------------------------------------------|-----------------------|----------------------|-----------------------|-----------------------|
|                                              | Після імплантації ЕКС | Через рік            | Після імплантації ЕКС | Через рік             |
| 1                                            | 2                     | 3                    | 4                     | 5                     |
| Стандартні режими ЕКС (DDD, DDDR, VVI, VVIR) |                       |                      |                       |                       |
| Відсоток стимуляції, %:                      |                       |                      |                       |                       |
| ПП                                           | 27±12                 | 29±14                | 41±9                  | 36±10                 |
| ПШ                                           | 88±14                 | 81±12                | 81±7                  | 85±8                  |
| Відсоток ТП/ФП, %                            | 1,6±0,2               | 1,7±0,4              | 2,0±0,3               | 3,5±0,5 <sup>1</sup>  |
| Частота ШТ (%±р)                             | -                     | 3±1                  | 2±0,5                 | 6±2 <sup>1</sup>      |
| Базова частота стимуляції, 1/хв              | 71±19                 | 58±9                 | 62±3                  | 67±8                  |
| Імпеданс, Ом:                                |                       |                      |                       |                       |
| ПП електрод                                  | 588±26                | 582±24               | 592±21                | 641±27                |
| ПШ електрод                                  | 206±42                | 237±37               | 271±32                | 319±33 <sup>1</sup>   |
| Амплітуда стимулу, В:                        |                       |                      |                       |                       |
| ПП електрод                                  | 2,1±0,2               | 1,4±0,9              | 1,3±0,7               | 1,6±0,3               |
| ПШ електрод                                  | 9,1±6,4               | 7,9±2,5              | 12,1±9,8              | 10,6±3,9 <sup>1</sup> |
| Тривалість стимулу, мс:                      |                       |                      |                       |                       |
| ПП електрод                                  | 0,4±0,1               | 0,4±0,1              | 0,4±0,1               | 0,4±0,2               |
| ПШ електрод                                  | 0,4±0,2               | 0,4±0,1              | 0,4±0,2               | 0,4±0,3               |
| АВЗ стимульована, мс                         | 134±18                | 151±22               | 132±22                | 181±30 <sup>1</sup>   |
| АВЗ детектована, мс                          | 106±9                 | 129±14               | 118±10                | 156±27 <sup>1</sup>   |
| KPT                                          |                       |                      |                       |                       |
| Відсоток стимуляції, %:                      |                       |                      |                       |                       |
| ПП                                           | 18±12                 | 17±11                | 31±9 <sup>1</sup>     | 35±11 <sup>1</sup>    |
| ПШ                                           | 84±3                  | 68±2                 | 87±7                  | 76±3                  |
| ЛШ                                           | 96±3                  | 98±2                 | 97±5                  | 99±1                  |
| Відсоток ТП/ФП, %                            | 2,6±0,2               | 3,2±0,8 <sup>1</sup> | 3,0±0,3               | 5,5±0,9 <sup>1</sup>  |
| Частота ШТ (%±р)                             | -                     | -                    | 3±2                   | 6±3 <sup>1</sup>      |
| Базова частота стимуляції, 1/хв              | 68±6                  | 60±16                | 69±3                  | 60±4                  |
| Імпеданс, Ом:                                |                       |                      |                       |                       |
| ПШ електрод                                  | 596±26                | 601±34               | 592±21                | 683±51 <sup>1</sup>   |
| ЛШ електрод                                  | 236±42                | 263±50               | 271±32                | 306±48 <sup>1</sup>   |
| Амплітуда стимулу, В:                        |                       |                      |                       |                       |
| ПШ електрод                                  | 1,4±0,2               | 0,8±0,2 <sup>1</sup> | 1,3±0,3               | 2,1±0,4 <sup>1</sup>  |
| ЛШ електрод                                  | 4,1±1,4               | 4,3±2,5              | 3,1±0,8 <sup>1</sup>  | 3,4±1,6 <sup>1</sup>  |



продовження табл. 5.11

| 1                       | 2       | 3       | 4       | 5       |
|-------------------------|---------|---------|---------|---------|
| Тривалість стимулу, мс: |         |         |         |         |
| ПШ електрод             | 0,4±0,1 | 0,4±0,1 | 0,4±0,1 | 0,4±0,2 |
| ЛШ електрод             | 0,4±0,2 | 0,4±0,1 | 0,4±0,1 | 0,5±0,2 |
| АВЗ стимульована, мс    | 134±18  | 160±21  | 163±23  | 175±19  |
| АВЗ детектована, мс     | 106±9   | 132±10  | 131±11  | 143±21  |
| МШЗ, мс                 | 12±7    | 34±18   | 33±10   | 42±21   |

Примітки. 1– різниця достовірна у порівнянні з вихідним станом ( $p < 0,05$  за t-критерієм).

Ще один важливий інтегральний показник стану кровообігу – ФК ХСН за NYHA, від якого також залежить результат лікування (табл. 5.12).

Таблиця 5.12 – Динаміка окремих функціональних показників кровообігу протягом року спостереження залежно від ФК ХСН за NYHA.

| Показники                                    | I-II ФК         |           | III ФК          |           | IV ФК           |                   |
|----------------------------------------------|-----------------|-----------|-----------------|-----------|-----------------|-------------------|
|                                              | До імплант ації | Через рік | До імплант ації | Через рік | До імплантаці ї | Через рік         |
| Стандартні режими ЕКС (DDD, DDDR, VVI, VVIR) |                 |           |                 |           |                 |                   |
| ЧСС, 1/хв.                                   | 45±7            | 64±5      | 46±13           | 66±5      | 44±3            | 62±4              |
| САД                                          | 150±15          | 135±13    | 153±15          | 135±7     | 162±10          | 155±21            |
| ДАД                                          | 90±8            | 81±10     | 93±7            | 85±14     | 95±6            | 90±7              |
| ФВ (%)                                       | 50±7            | 60±7      | 46±8            | 61±17     | 38±11           | 44±13             |
| ЛП(см)                                       | 4,3±1           | 3,8±1     | 4,6±1           | 4,3±1     | 4,7±1           | 4,5±1             |
| KPT                                          |                 |           |                 |           |                 |                   |
| ЧСС, 1/хв.                                   | 68±7            | 65±9      | 73±9            | 66±5      | 64±10           | 67±8              |
| САТ                                          | 151±25          | 133±6     | 145±13          | 135±7     | 155±7           | 140±5             |
| ДАТ                                          | 87±14           | 83±6      | 87±7            | 85±7      | 95±7            | 87±3              |
| ФВ (%)                                       | 42±20           | 51±17     | 36±10           | 47±8      | 38±4            | 43±9 <sup>1</sup> |
| ЛП(см)                                       | 4±0,9           | 3,6±0,5   | 4,9±0,7         | 4,0±1,0   | 4,9±0,6         | 4,3±0,3           |

Примітка. 1– різниця між вихідним станом та через рік достовірна ( $p < 0,05$  за t-критерієм).

Як видно з отриманих даних, протягом року відбувається нормалізація ЧСС у всіх групах ФК ХСН і режимах стимуляції, САТ і ДАТ в стандартних

режимах стимуляції і КРТ, ФВ ЛШ в групі I-II ФК ХСН у всіх режимах і в групі III ФК ХСН - в стандартних режимах та особливо з КРТ, а також зі зменшенням розмірів ЛП в групі I-II ФК ХСН у всіх режимах. Найменший ефект отримано у хворих з IV ФК ХСН.

Таким чином, вихідний стан гемодинаміки має суттєвий вплив на результат електрофізіологічного лікування, що необхідно враховувати під час оцінки його результатів.

### **5.3. Віддалений результат електрофізіологічного лікування**

Вищенаведені дані свідчать про існування багатьох факторів, від яких залежать безпосередні та віддалені результати електрофізіологічного лікування порушень ритму та провідності серця та ХСН.

Крім вихідного стану пацієнта з особливостями характеру та перебігу основної і супутньої патології, слід враховувати й досвід хірургічної бригади та лікарів, що беруть участь в післяопераційному веденні та реабілітації пацієнтів, оптимальність призначеної медикаментозної терапії в післяопераційному періоді, прихильність пацієнта до лікування.

Суттєвий вплив має обґрунтований вибір методу постійної ЕКС. За результатами тривалих спостережень та порівняльного аналізу ефективності окремих методів при тій чи іншій патології нами був розроблений алгоритм вибору методу постійної ЕКС (рис. 5.16).

В основі алгоритму оцінка типу порушення провідності, основними з яких є CCCB, порушення АВ-провідності та порушення внутрішньо-шлуночкової провідності. Залежно від типу порушень провідності обирається режим ЕКС (DDD(R), VVV(R), CRT) та розміщення електродів з подальшим застосуванням алгоритмів оптимізації, резервних підходів до ЕКС та при необхідності додаткових електрофізіологічних втручань.



Крім цього алгоритму, були застосовані вищезгадані удосконалення та нововведення під час виконання оперативного втручання та у післяопераційному періоді, які також впливали на перебіг операції та післяопераційного періоду.

Тому здійснено порівняльний аналіз основних показників ефективності лікування пацієнтів до та після впровадження алгоритмів, удосконалень та нововведень (починаючи з 2014 р.). Були сформовані групи порівняння (хворі, що знаходились на лікуванні у 2004-2013 рр.) та основна (2014-2019 рр.), які були співставними за основними клініко-демографічними показниками (див. розд. 2).

Перш за все були проаналізовані показання до ЕКС та режими стимуляції (табл. 5.13)

Таблиця 5.13 – Показання до ЕКС та режими стимуляції в основній групі та групі порівняння.

| Показник               | порівняння<br>(n=162) | основна<br>(n=223) | p <sup>1</sup> |
|------------------------|-----------------------|--------------------|----------------|
| Показання до операції: |                       |                    |                |
| АВБ                    | 89 (54,9%)            | 120 (53,8%)        | 0,529          |
| СССВ                   | 32 (19,8%)            | 39 (17,5%)         |                |
| ФП                     | 25 (15,4%)            | 31 (13,9%)         |                |
| ДКМП                   | 16 (9,9%)             | 33 (14,8%)         |                |
| Режими ЕКС:            |                       |                    |                |
| VVI/VVIR               | 25 (15,4%)            | 31 (13,9%)         | 0,02           |
| DDD/DDDR               | 121 (74,7%)           | 138 (61,9%)        |                |
| KPT                    | 16 (9,9%)             | 54 (24,2%)         |                |

Примітка. 1 – рівень значимості різниці між основною та групою порівняння за критерієм  $\chi^2$

За результатами аналізу встановлено, що в обох групах основним показанням були АВБ та СССРВ, в основній групі збільшилась кількість хворих з ДКМП, однак, загалом структура показань до ЕКС не мала статистично достовірної різниці ( $\chi^2=2,220$ ;  $p>0,05$ ). У той же час, структура режимів ЕКС достовірно змінилась, головним чином, завдяки зростанню питомої ваги пацієнтів, у яких застосовано КРТ (9,9% в групі порівняння та

24,2% в основній групі) ( $\chi^2=13,050$ ;  $p=0,02$ ). Тобто, завдяки впровадженню алгоритмів вибору режиму стимуляції значно збільшилась кількість пацієнтів, у яких застосовано фізіологічні режими стимуляції та зменшилась кількість хворих у яких застосовано режим VVI/VVIR.

Оцінку результатів електрофізіологічного лікування виконано на річному етапі спостереження. Перш за все здійснено аналіз летальних випадків протягом доступного періоду спостереження (до 5 років) (табл. 5.14).

Таблиця 5.14 – Летальні випадки протягом спостереження в основній та групі порівняння.

| Показник             | порівняння<br>(n=162) | основна<br>(n=223) | p <sup>1</sup> |
|----------------------|-----------------------|--------------------|----------------|
| Летальність          | 16 (9,9%)             | 10 (4,5%)          | 0,038          |
| Термін смерті:       |                       |                    |                |
| 1-7 доба             | 7 (44%)               | 2 (20%)            | p>0,05         |
| 8-30 доба            | 2 (13%)               | 2 (20%)            |                |
| від 30 діб та більше | 7 (44%)               | 6 (60%)            |                |
| Причини смерті:      |                       |                    |                |
| СН                   | 9 (56%)               | 3 (30%)            | p>0,05         |
| ТЕЛА                 | 2 (13%)               | 1 (10%)            |                |
| Інсульт              | 4 (25%)               | 4 (40%)            |                |
| Онкопатологія        | 1 (6%)                | 2 (20%)            |                |

Примітка. 1 – рівень значимості різниці між основною та групою порівняння за критерієм  $\chi^2$

В групі порівняння зафіксовано 16 (9,9%) летальних випадків, більшість з яких трапились в найгострішому періоді після операції (44%), в гострому періоді (через 8-30 діб після операції) померли 13%, інші пацієнти померли у постімплантаційному періоді. В основній групі померло 10 (4,5%) хворих (достовірно менше ніж в групі порівняння -  $\chi^2=4,333$ ;  $p=0,038$ ). Більшість пацієнтів померли у постімплантаційному періоді (60%) (різниця у порівнянні з групою порівняння статистично не достовірна -  $\chi^2=1,553$ ;  $p>0,05$ ).

Найчастішою причиною смерті в групі порівняння була СН, що виникала в найгострішому та гострому періодах. В поодиноких випадках причиною смерті була ТЕЛА в найгострішому періоді. В основній групі

виявляється збільшення питомої ваги смерті у зв'язку з коморбідною патологією (інсульт та онкопатологія) в постімплантаційному періоді, однак ця різниця статистично недостовірною ( $\chi^2=2,410$ ;  $p>0,05$ ).

Іншим глобальним показником ефективності електрофізіологічного лікування є динаміка тяжкості ХСН, яка була проаналізована на річному етапі спостереження: в групі порівняння – 152 випадки; в основній групі – 215 випадків (табл. 5.15).

Таблиця 5.15 – Показники ефективності лікування на річному етапі спостереження.

| Показник                | порівняння<br>(n=152) | основна<br>(n=215) | p <sup>1</sup>    |
|-------------------------|-----------------------|--------------------|-------------------|
| Динаміка ФК СН за NYHA: |                       |                    |                   |
| - збільшення            | 31 (20,4%)            | 21 (9,8%)          | p<0,001<br>16,652 |
| - без змін              | 85 (55,9%)            | 104 (48,4%)        |                   |
| - зменшення             | 36 (23,7%)            | 90 (41,9%)         |                   |

Примітка. 1 – рівень значимості різниці між основною та групою порівняння за критерієм  $\chi^2$ .

Згідно отриманим даним, в основній групі погіршення клінічного стану зі збільшенням ФК СН за NYHA протягом року спостерігалось у 9,8%, у той час в групі порівняння – у 20,4%, та навпаки, в основній групі було більше хворих з поліпшенням клінічного стану зі зменшенням ФК СН за NYHA – 41,9% проти 23,7% в групі порівняння ( $\chi^2=16,552$ ;  $p<0,001$ ).

Таким чином, в основній групі, де були застосовані нові алгоритми вибору режиму ЕКС, удосконалення та нововведення під час оперативного втручання та протягом післяопераційного періоду сприяли зменшенню летальності та покращенню динаміки клінічного стану відповідно до ФК СН за NYHA.

### Резюме

Таким чином, отримані дані свідчать про важливість режимів стимуляції для досягнення оптимальних результатів. Використання фізіологічних режимів ЕКС, алгоритмів зниження відсотку ПШ ЕКС, в тому числі уніЛШ

ЕКС в рамках КРТ, первинної КРТ у хворих з АВБ в поєднанні з індивідуалізованими підходами до місця імплантації електродів призвело до достовірного зниження прогресування ХСН, а також більш ефективному з економічної точки зору використанню методики ЕКС.

У випадках значних технічних труднощів при проведенні електродів для КРТ, доцільна ендоЛШ ЕКС, яка виявилася ефективним та безпечним методом імплантації ЛШ електроду у порівнянні з трансвенозною епікардіальною. Ця методика дозволила покращити результати лікування у нон-респондерів та пацієнтів з неможливістю використання традиційної методики. Ще один фізіологічний спосіб ЕКС є пряма СПГ та провідних шляхів, яка безумовно має пріоритет у хворих субоптимальних кандидатів до КРТ.

Узагальнюючи результати проведення ЕКС та КРТ необхідно підкреслити достовірний зв'язок між клінічним результатом терапії та меншою тривалістю QRS, особливо у хворих з нормальним інтервалом QT та середнім класом ХСН, також відмічена тенденція до програмування довшої АВЗ з часом проведення КРТ та ЕКС як наслідок зворотного ремоделювання та покращення трансмітрального кровотоку.

Удосконалення техніки імплантації ЕКС, застосування алгоритму індивідуального вибору метода ЕКС та його корекції при незадовільному результаті кардіостимуляції, з використанням всього арсеналу інтервенційних методів лікування порушень ритму дозволило зменшити ранню та відстрочену післяопераційну летальність, кількість ускладнень та прогресування СН зі зменшенням питомої ваги СН у структурі летальності.

Результати цього розділу опубліковано у наступних працях:

1. Бойко ВВ, Волков ДЕ, Скибо ЮИ, Васильев ДВ, Поливенко ИВ, Шовкун СА, Лопин ДА. Подходы к улучшению клинических исходов в отдалённом периоде у пациентов после имплантации электрокардиостимулятора по поводу брадиаритмий. Сучасні медичні технології. 2011; 3-4 (11-12): 40-43.

2. Дериенко ТА, Волков ДЕ, Лопин ДА, Яблучанский НИ. Стадии артериальной гипертензии и частота назначения отдельных групп кардиологических препаратов у пациентов в течение года наблюдения после имплантации электрокардиостимуляторов. Медицина сьогодні і завтра. 2016; 2: 21–24.
3. Дериенко ТА, Волков ДЕ, Лопин ДА, Яблучанский НИ. Стадии артериальной гипертензии и изменения гемодинамических показателей в течение года после имплантации кардиостимулятора. Проблеми безперервної медичної освіти та науки. 2016; 3: 29–33.
4. Дериенко ТА, Волков ДЕ, Лопин ДА та ін. Прогностически значимые гемодинамические показатели эффективности медикаментозной терапии у пациентов с имплантированными электрокардиостимуляторами и артериальной гипертензией. Клінічна інформатика і телемедицина. 2017; 13: 70–74.
5. Дериенко ТА, Волков ДЕ, Лопин ДА, Яблучанский НИ. Степень артериальной гипертензии и частота назначения отдельных групп кардиологических препаратов у пациентов на годовом этапе наблюдения после имплантации электрокардиостимуляторов. Міжнародний медичний журнал. 2017; 2: 19-23.
6. Коломицева ІМ, Волков ДЄ, Лопін ДО, Яблучанський МІ. Функціональний клас хронічної серцевої недостатності та зміни гемодинамічних показників у пацієнтів у ранньому післяопераційному періоді після імплантації кардіостимуляторів. Медицина транспорту України. 2014; 3(51): 5-8.
7. Коломыцева ИН, Волков ДЕ, Лопин ДА, Яблучанский НИ. Течение хронической сердечной недостаточности и медикаментозная терапия пациентов с имплантируемыми кардиостимуляторами. Український терапевтичний журнал. 2015; 4: 101–106.
8. Лопин ДО, Рибчинський СВ, Волков ДЄ. Вплив місця імплантації правошлуночкового електрода на ефективність кардіостимуляції. Міжнародний медичний журнал. 2019; 25(4): 13-17.



9. Мальцева МС, Волков ДС, Лопін ДО, Яблучанський МІ. Класс продолжительности интервала Q–Tс и функциональные показатели кровообращения у пациентов с кардиоресинхронизирующей терапией в первые полгода после имплантации электрокардиостимулятора. Семейная Медицина. 2015; 3: 148–151.

10. Починская МВ, Волков ДС, Лопін ДО, Яблучанський МІ. Классы пульсового артериального давления и параметры электрокардиостимуляции у пациентов на годовом этапе после имплантации. Міжнародний медичний журнал. 2017; 3: 11–15.

11. Сычѳв ОС, Бородай АА, Волков ДЕ. Применение ресинхронизирующей терапии у больных с сердечной недостаточностью. Серцева недостатність. 2011; 1: 34–43.

12. Шанина ИВ, Волков ДЕ, Бойко ВВ. Постоянная электрокардиостимуляция и медикаментозное сопровождение пациентов. Серце і судини. 2014; 2: 91–95.

13. Шанина ИВ, Волков ДЕ, Крайз ІГ, Яблучанський МІ. Частота призначення та дозування окремих груп кардіологічних препаратів у пацієнтів у різних класах тривалості QRS комплексу в перші 6 місяців постійної електрокардіостимуляції. Медицина транспорту України. 2014; 2: 5 –10.

14. Derienko TA, Pochinska MV, Volkov DE, Yabluchansky MI. Analyze of death in patients with cardiac pacing. Journal of V. N. Karazin` KhNU. 2014; 1141: 13–16.

15. Derienko TA, Volkov DE. Clinical features of patients with permanent pacemakers depending on the stage of arterial hypertension. The Journal of V. N. Karazin KhNU, series Medicine. 2015; 30: 5–8.

16. Drokin DG, Shanina IV, Volkov DE, Yabluchansky NI. Diagnosis and choice of the management strategy in patients with cardiac resynchronization therapy in case of chronic heart failure with multimorbidity. Journal of V. N. Karazin` KhNU. 2013; 1090 (26): 61–65.

17. Kolomytseva IN, Volkov DE, Lopin DA, Yabluchansky MI. Functional class of chronic heart failure and clinical features of patients with permanent pacemakers. The Journal of Kharkiv V. N. Karazin` National University, Series «Medicine». 2014; 27(1108): 5–9.

18. Shanina IV, Volkov DE, Lopin DA, Yabluchansky NI. Functional parameters of blood circulation in patients with permanent pacemakers in the early postoperative period in different QRS complex duration classes. Медицина транспорту України. 2013; 4: 14–21.

19. Shanina IV, Volkov DE, Lopin DA. Experience of management of the patient with the resynchronization biventricular pacing without destruction of atrio-ventricular node suffering from chronic heart failure and permanent atrial fibrillation. Journal of V. N. Karazin` KhNU. 2013; 25 (1044): 72–76.

20. Shanina IV, Volkov DE, Yabluchansky NI. Blood circulation values in patients with cardiac resynchronization therapy during the first 6 months in different stimulated QRS complex duration classes. Український медичинський журнал. 2014; 4 (102): 91–93.

21. Shanina IV, Volkov DE. Pacing parameters changes in patients with implanted pacemaker in different QRS complex duration classes at the annual observation stage. Journal of V. N. Karazin` KhNU. 2015; 1154: 49–52.

22. Voronenko OS, Brynza MS, Volkov DE et al. Heart electrical axis  $\alpha$  angle values distribution in patients, undergoing permanent pacemaker implantation Journal of V.N. Karazin KhNU. 2016; 31: 32–36.

23. Волков ДЕ, Лопин ДА. ЭКГ-паттерны у больных после имплантации ЭКС по поводу брадиаритмий. Аритмологія. 2012; 2 (2): 57-58.

24. Коломицева ІМ, Волков ДЄ, Лопін ДО, Яблучанський МІ. Функціональний клас хронічної серцевої недостатності та зміни гемодинамічних показників у пацієнтів у ранній післяопераційний період після імплантації кардіостимуляторів та серцевої ресинхронізаційної терапії. Аритмологія. 2015; 2 (14): 54-55.

25. Яблучанский НИ, Волков ДЕ, Карпенко ЮИ, Шанина ИВ. Медикаментозная терапия в ресинхронизирующей двухжелудочковой электрокардиостимуляции при хронической сердечной недостаточности в сочетании с постоянной формой фибрилляции предсердий. Аритмология. 2013; 2: 62-63.

26. Volkov D, Lopin D, Vasilenko O, Chuhaieva V, Karpenko I. Relative width of interventricular septum at different levels as approach to RV pacing: morphological study in general population cohort EP. P412. Europace. 2018; 20(1): i76.

27. Volkov D, Lopin D. Getting RV lead at thinner part of interventricular septum tends to shorten paced QRS duration with less dyssynchrony. J Arrhythmia. 2013; 29(2013.10): i52.

28. Volkov DY, Karpenko YI, Lopin DA. Intraoperative external ECG-guided mapping to individualize RV lead position in bradyarrhythmia patients. Eur Heart J. 2012; 14(A): 10.

29. Volkov D, Polivenok I, Shovkun S, Smirnov V, Boyko V. Patterns of pacemakers' malfunctions, five year single-center experience. Europace. 2009; 11(2): Abs. 835.

30. Volkov D, Boyko V, Polivenok I, Skibo U, Vinogorod'ska O, Iacenko E. Making CRT in heart failure patients by conventional dual-chamber pacemakers. Do we really need RV electrode in all cases? Giornale Italiano di aritmologia e cardiostimolazione. 2008;11(4): 28.

31. Volkov D. Indirect measurement of retrograde p-waves amplitude during pacemaker follow-up. Giornale Italiano di aritmologia e cardiostimolazione. 2007; 10(2): 19.

32. Volkov DY, Lopin D, Rashkovskiy S. Stim report - program for the simple direct comparison of sequential pacemaker information. Europace. 2013; 15(suppl. 2): ii225.

33. Volkov D, Karpenko Y. Possibility to shorten programmable AV delay by closer positioning the atrial and ventricular leads in the septal regions. PACE. 2011; 34: 1424-25

34. Karpenko I, Abramova A, Chanafi M, Lopin D, Volkov D. Comparison of endocardial vs epicardial LV pacing in patients receiving CRT. *Europace*. 2018; 20(1): i33.

35. Shanina IV, Volkov DE, Yablucyansky NI. Functional blood circulation values in patients with CRT in the early postoperative period in different QRS complex duration classes. В сб.: Матеріали науково-практичної конференції «Наукові та практичні аспекти хронізації неінфекційних захворювань внутрішніх органів» 6 листопада 2014 р., ДУ «Національний інститут терапії ім. Малої», Харків. – С. 397

36. Пат. 36742 Україна МПК А61В17/00, А61F2/02. Спосіб імплантації електрода в міжшлуночкову перетинку. Бойко В.В., Волков Д.Є. - ДУ „Інститут загальної та невідкладної хірургії АМН України”. и 2008 05684; Заявл. 30.04.2008; Опубл. 10.11.2008; Бюл. №21

37. Пат. 37646 Україна МПК А61В17/00. Стилєт для імплантації ендокардиальних електродів. Бойко В.В., Волков Д.Є. – ДУ „Інститут загальної та невідкладної хірургії АМН України” - и 2008 06043, Заявл. 08.05.2008 Опубл. 10.12.2008; Бюл. №23).

38. Пат. 131610 Україна МПК А61В17/00 Спосіб імплантації правошлуночкового електрода. Бойко В.В., Волков Д.Є., Лопін Д.О - ДУ „Інститут загальної та невідкладної хірургії ім. В.Т. Зайцева НАМН України”. - заявка U 2018 07587, заявл. 06.07.2018. Опубл. 25.01.19; Бюл. № 2).

39. Пат. 131936 Україна МПК А61В5/00 А61N/00 Спосіб динамічного автоматичного корегування атріовентрикулярної затримки кардіоресинхронізуючих пристроїв. Волков Д.Є - ДУ «Інститут загальної та невідкладної хірургії ім. В.Т. Зайцева НАМН України». - заявка U 2018 07586, заявл. 06.07.2018. Опубл. 11.02.2019; Бюл. № 3.

40. Пат. 36709 Україна МПК А61В8/00. Спосіб відбору пацієнтів для кардіоресинхронізаційної терапії в секвенціальному двокамерному режимі. Бойко В.В., Волков Д.Є. Винагородська О.В., Полівенок І.В., Яценко Є.С.,

Петков О.В. - ДУ „Інститут загальної та невідкладної хірургії АМН України”.  
и 2008 04489; Заявл. 09.04.2008; Опубл. 10.11.2008; Бюл. №21

41. Пат. 9109 Україна МПК А61В17/00. Спосіб електрокардіостимуляції. Бойко В.В., Волков Д.Є. – ДУ „Інститут загальної та невідкладної хірургії АМН України”. – и 200500178; Заявл. 10.01.2005; Опубл. 15.09.2005; Бюл. №9

42. Пат. 36708 Україна МПК А61В8/00. Спосіб визначення оптимальної атріовентрикулярної затримки у пацієнтів з електрокардіостимуляторами. Бойко В.В., Волков Д.Є. Винагородська О.В. - ДУ „Інститут загальної та невідкладної хірургії АМН України”. и 2008 04488; Заявл. 09.04.2008; Опубл. 10.11.2008; Бюл. №21.

43. Пат. 82190 Україна МПК А61В5/00. Спосіб діагностики внутрішньошлуночкової дисинхронії серця у хворих хронічною серцевою недостатністю з супутнім цукровим діабетом. Власенко М.А., Волков Д.Є., Родіонова Ю.В., Лопін Д.О., Лопіна Н.А., Годлевська О.М. – ХМАПО, заявка № и 2013 01298, заявл. 12.03.2013. Опубл. 25.07.2013; Бюл. №14.

44. Patent US 10,631,811 B2, United States Patent; A61B6/032, A61B8/06, A61B8/0883 Method and system for processing of medical images for generating of prognosis of cardiac function. Dmytro Volkov, Valerij Boyko, Alexander Bakai; appl. № 15/060,970; filed 04.03.2016; issued 28.04.2020.

## АНАЛІЗ ТА ОБГОВОРЕННЯ ОТРИМАНИХ РЕЗУЛЬТАТІВ

Розповсюдженість ССЗ у всьому світі неухильно зростає, що свідчить про надзвичайне соціальне та медичне значення проблеми їх профілактики та лікування [23; 64; 114; 117]. Серед ССЗ важливе місце займають порушення ритму та провідності серця [23; 173; 230] та серцева недостатність (СН) [60; 160; 252]. На цей час розповсюдженість СН стрімко зростає особливо серед осіб похилого та старечого віку [64; 114; 117; 208; 229]. В багатьох випадках забезпечити належну якість життя та попередити передчасну смерть можуть тільки сучасні технології серцево-судинної хірургії, зокрема, електрофізіологічне лікування – ЕКС. На цей час ЕКС визнано єдиним ефективним методом лікування брадіаритмій, що виникають в результаті СССВ та блокад провідної системи серця. В останні роки спектр показань до кардіостимуляції значно збільшився за рахунок хворих з ХСН у зв'язку з ДС шлуночків серця [9; 14]. В розвинених державах Європи щорічно імплантується від 600 до 900 кардіостимуляторів та пристроїв для кардіальної ресинхронізуючої терапії (КРТ), у той час як в Україні лише 100-150 на 1 мільйон населення, що не відповідає реальним потребам охорони здоров'я. Особливе помітне відставання України від провідних Європейських держав за кількістю процедур КРТ: у 2016 році лише 2 імплантації, проти 267 на 1 млн. населення у Німеччині [163; 255].

Важливою причиною недостатнього розвитку електрокардіотерапії в Україні, як й в окремих державах Євросоюзу, вважають недостатнє фінансування [308]. Дійсно, в умовах бюджетного фінансування це дуже стримує створення та розвиток високотехнологічних закладів та підготовку відповідних фахівців, але і в розвинених державах водії ритму застосовуються не у всіх пацієнтів з показаннями згідно сучасних рекомендацій [163; 252]. В Україні, як й у більшості розвинутих країн світу протягом останнього десятиріччя кількість центрів електрофізіологічного лікування та рівень їх технологічного забезпечення постійно зростає, але досі кількість імплантацій

не відповідає існуючим потребам, що пов'язано не тільки з організаційними та економічними проблемами, але й з багатьма медичними факторами.

Серед не повністю вирішених проблем електрофізіологічного лікування чітко визначення показань до імплантації пейсмейкера, технологічні труднощі, що є причиною ускладнень під час та після операції, визначення оптимального місця імплантації електродів, режимів стимуляції та багато інших, які потребують подальшого вивчення.

Це стало причиною обсерваційного двоцентрового дослідження, метою якого було поліпшення безпосередніх та віддалених результатів лікування хворих з порушеннями ритму та провідності серця шляхом удосконалення технології імплантації та режимів ЕКС і КРТ. Для досягнення мети були вирішені кілька завдань, у тому числі, вивчення клінічно значимих варіантів анатомії венозної системи, КС та камер серця, що впливають на на процедуру доступу та проведення електродів для ЕКС та КРТ, визначення оптимального місця імплантації ПШ електрода, та розробка удосконалень технологічних труднощів під операції, оцінити ефективність ендоЛШ стимуляції та оптимізувати режими та алгоритми ЕКС та КРТ.

Дослідження виконано на базі відділення ультразвукової та клініко-інструментальної діагностики та мініінвазивних втручань ІЗНХ ім. В.Т. Зайцева НАМН України (м. Харків). Загальна кількість спостережень - 798 хворих, що були розподілені на серії залежно від завдань дослідження. Додатково здійснено патологоанатомічне дослідження 34 сердець померлих від різноманітних причин та 30 померлих з встановленими при житті водіями ритму.

Перш за все, на підставі ангіографічних досліджень вивчено анатомічні особливості венозної системи та камер серця під час імплантації ЕКС. Виявлено досить велику розповсюдженість варіантів анатомії, які виявлялись у 61,7% пацієнтів під час первинної імплантації. Найбільш розповсюдженими варіантами вен доступу були: зменшення просвіту вени, наявність виразних вигинів, клапанів, змінений кут впадіння у наступну вену,

у то му числі, зі сполученням двох та більше варіантів «складної» анатомії». Ці особливості мають значний вплив на хід оперативного втручання, завдяки створення додаткових труднощів під час проведення провідників, систем доставки та електродів, що, у свою чергу, може бути причиною інтраопераційних та окремих післяопераційних ускладнень. При повторних втручаннях ще більше зростала частота клінічно значимих стенозів вен доступу, а у 8% пацієнтів додавався ще й їх спазм. Наслідком «складної» анатомії була не тільки анатомічні пролонгація оперативного втручання, але й ускладнення. Зокрема, гематоми ліжка ЕКС або міжм'язові гематоми та локальний інфекційно-запальний процес в області рани (4,5%), дислокація електродів (1,5%). При цьому, загальна кількість ускладнень після операцій в умовах «складеної» анатомії була достовірно більшою, ніж при нормальній анатомії вен доступу (19,2% та 7,2% відповідно;  $p=0,003$ ).

За результатами дослідження виявлені анатомічні варіанти були впорядковані залежно від етапу виконання процедури імплантації та можливих труднощів, які є їх наслідком. На підставі цих узагальнень були запропоновані технічні прийоми та удосконалений інструментарій на всіх етапах оперативного втручання, що дозволило збільшити успішність венозного доступу з 74,1% в 2004-2013 рр. до 91,8% в 2014-2019 рр. та сприяло покращенню результатів ЕКС, пов'язаних з процедурою імплантації зі зменшенням частоти безпосередніх ускладнень з 12,9% до 5,9% ( $p=0,002$ ), а віддалених ускладнень – з 9,1% до 4,7% ( $p=0,024$ ). Достовірно зменшилась тривалість операції з імплантації двокамерних ЕКС з  $59\pm 7$  хв. до  $42\pm 5$  хв. ( $p<0,05$ ), а термін госпіталізації – з  $4,0\pm 0,7$  до  $2,3\pm 0,5$  діб. ( $p<0,05$ ).

Таким чином, забезпечення доступу до венозної системи, починаючи з прийняття рішення щодо оптимального методу та вени, є дуже важливим етапом оперативного втручання. Аналіз особистих спостережень з порівнянням їх з даними інших дослідників виявив досить варіабельну анатомію периферичних та центральних вен, системи венозного відтоку серця та його камер, які є причиною різноманітних труднощів під час



проведення електродів та їх позиціонуванні, що є причиною значної пролонгації операції та однією з причин розвитку гнійно-інфекційних ускладнень. Ці особливості необхідно враховувати не тільки при плануванні оперативного втручання, але бути готовими подолати, якщо вони виявлені під операції. Оптимальне проведення та розташування імплантуємих електродів для забезпечення ЕКС та КРТ можливе лише при використанні чисельних технічних прийомів та спеціального інструментарію.

Після подолання труднощів при проведенні електродів виникає інше не менш складне питання – визначення оптимального місця розташування ПШ електрода, стимуляція якого забезпечить найбільш фізіологічний режим. Визначення оптимального розташування ПШ електроду є основою ефективного ЕФ-лікування. На цей час відомо, що стимуляція з верхівки та з ВТ ПШ призводить до порушення локальної та глобальної скоротливості ЛШ у хворих з брадіаритміями з нормальною систолічною функцією ЛШ, що може служити предиктором розвитку СН у даної когорти хворих у віддаленому післяопераційному періоді [69; 100; 202; 313; 342]

В рамках цього дослідження проаналізовано динаміку показників ДС у 101 хворого з повною АВБ, збереженою ФВ ЛШ, з відсутністю в анамнезі інфаркту міокарду після імплантації двокамерного ЕКС: 1 група (n=35) – ПШ електрод імплантовано у середню та нижньосептальну зони МШП, 2 група (n=31) – ПШ електрод імплантовано у ВТ ПШ, 3 група (n=35) – хворі зі стимуляцією верхівки ПШ. Встановлено, що при стимуляції з верхівки ПШ найбільше зниження LS спостерігалось в верхівкових сегментах ЛШ, а найбільше запізнювання часу до піку LS відзначено в базальнолатеральних сегментах ЛШ, що призводило з одного боку до зниження GLS, з іншого – до збільшення індексів ДС в роботі серця. Через рік та більше після імплантації ЕКС у пацієнтів 1, 2 та 3 груп GLS був достовірно знижений у порівнянні з вихідною величиною, але найбільшим це зниження було у пацієнтів з верхівковою стимуляцією, в меншому ступені при ВТПШ стимуляції, та найменше при МШП стимуляції. Крім цього, серед хворих 1 групи (МШП

стимуляція) частка хворих з СН 3-4 ФК зменшилась з 23% до 20%, після стимуляції ВТПШ зросла з 19% до 23%, а після апікальної стимуляції зросла найбільш значно – з 20% до 37%. Цим результатам відповідала динаміка ФВ ЛШ, яка через рік та більше після імплантації ЕКС найбільш значимо знизилась в 3 групі (ПШ апікальна стимуляція) – з  $54 \pm 10\%$  до  $46 \pm 9\%$  ( $p < 0,05$ ), в меншому ступені в 2 групі (стимуляція ВТ ПШ) – з  $57 \pm 12\%$  до  $50 \pm 13\%$  та найменше в 1 групі – з  $53 \pm 15\%$  до  $51 \pm 18\%$ .

Схожі результати отримано іншими дослідниками, які також виявили покращення ФВ ЛШ та зменшення ДС у пацієнтів з ПШ стимуляцією в середній частині МШП або ВТ ПШ [67; 68; 165].

Це є свідченням оптимальності розташування ПШ електрода в області МШП. Але клінічна ефективність залежить також від рівня розташування електрода в МШП. Тому були проведені анатомічні дослідження 34 сердець з метою оцінки товщини МШП на різних рівнях. Виявилось, що найчастіше МШП має найменшу товщину на рівні верхньої та нижньої третини, але спостерігається досить великий розкид індивідуальних значень.

Під час клінічного дослідження особливостей МШП при ЕхоКГ обстеженні через місяць та більше після імплантації ЕКС виявлено три типи: рівномірна товщина МШП – 22%; найбільша товщина в області ВТПШ – 62%, найбільша товщина в області верхівки – 16%. При цьому, середня тривалість QRS у ВТПШ склала  $(155 \pm 17)$  мс, в середній частині МШП –  $(143 \pm 15)$  мс, в нижній частині МШП –  $(152 \pm 18)$  мс. У пацієнтів з електродом, імплантованим в більш тонку частину МШП ( $RSWT \leq 1,0$ ,  $n = 31$ ) – тривалість комплексу QRS була меншою, ніж у пацієнтів з  $RSWT > 1,05$  ( $n = 25$ ) –  $(142 \pm 15)$  мс та  $(153 \pm 17)$  мс відповідно. При зіставленні величини RSWT на рівні електрода з тривалістю стимульованого комплексу QRS виявлено достовірну позитивну кореляцію між цими показниками:  $r = 0,43$  ( $p < 0,05$ ).

Аналогічні результати отримано Н. Nakmura та співавт. (2011) [233] та Т. Kawakami та співавт. (2013) [186], які стверджують, що розташування центру стимуляції впливає на величину міжшлуночкової затримки та тривалість

стимульованого комплексу QRS, збільшення яких асоціюється з погіршенням функції ЛШ та зі збільшенням тяжкості СН.

Ці результати свідчать, що ефективною альтернативою верхівковій імплантації електродів є МШП в найбільш тонкій області, де створюються оптимальні умови для проведення імпульсу. За даними сонографічного дослідження, підтвердженими морфологічним дослідженням серця, у більшості пацієнтів найбільш вузьке місце МШП знаходиться на межі її середньої та нижньої третини, де і отримані найменші значення тривалості стимульованого комплексу QRS. Однак слід враховувати індивідуальні властивості, зокрема, у окремих хворих молодого віку, МШП має приблизно однакову товщину і тривалість QRS у всіх відділах, тому місце імплантації ПШ електрода не має істотного значення, а у частини пацієнтів найбільш вузький комплекс отримано при стимуляції передньої і навіть бічної стінок ПШ, що, можливо, пояснюється наявністю прямих комунікантних провідних шляхів між правим і лівим шлуночками і швидким поширенням збудження по ним до ЛШ. У хворих з дистальними АВБ нерідко QRS має велику тривалість незалежно від області стимуляції у зв'язку з множинним ураженням провідної системи серця. В цих випадках, особливо, при наявності ХСН, доцільна первинна бівентрикулярна стимуляція. Окремі автори вважають, що єдиного ідеального місця стимуляції не існує [177].

Доопераційне визначення оптимального місця позиціонування електрода досі ненадійне. Тому був розроблений метод інтраопераційного картування ПШ, завдяки якому у кожного конкретного хворого визначається оптимальне місце позиціонування ПШ електрода. Суть методики полягає в наступному: електрод проводиться в ВТПШ і далі по МШП спускається до верхівки, де здійснюється короткочасна пробна стимуляція для з'ясування характеру шлуночкового комплексу QRS. Перевага при вирішенні питання про остаточне місце імплантації електрода віддається місцю з найбільш вузьким комплексом QRS та / або за морфологією найбільш близькою до власного. Розташування електрода розцінювалося, як септальне при

наявності чітко визначених флюороскопічних і ЕКГ критеріїв. Інтраопераційно, ґрунтуючись на флюороскопічних та ЕКГ маркерах, припущення про септальну імплантацію електрода було зроблено у 46 пацієнтів (60,5%). При Ехо-ЕКГ така локалізація електрода була підтверджена лише у 32 пацієнтів (42,1%). Зазначені відмінності пояснюються тим, що розташування електрода в ділянці передньої (10,5% vs. 19,7%,  $p < 0,05$ ) і вільної (2,6% vs. 10,5%,  $p < 0,05$ ) стінок набагато рідше правильно інтерпретувалася під час операції. Верхівкова локалізація електрода однаково коректно виявлялася усіма методами (26,3% vs. 27,6%,  $p = 0,34$ ). У 28,9% випадків точно встановити розташування ПШ електрода можна було тільки з нестандартних Ехо-ЕКГ проекцій. Найчастіше знаходили таку проекцію, в якій можна було лоціювати кінчик електрода і його основну частину. У 12 випадках нами відзначений феномен ультразвукової тіні, що відкидається металевим кінчиком та основною частиною електрода, за яким можна було встановити його розташування. Таким чином, ЕхоЕКГ в порівнянні з існуючими ЕКГ і флюороскопічними маркерами дозволяє з більшою точністю встановлювати місце імплантації ПШ електрода, але для об'єктивізації розташування ПШ електрода у значної частини пацієнтів крім стандартних проекцій необхідний комплексний підхід з використанням синтезованих косих проекцій.

Також були запропоновані інші удосконалення імплантації електрода в МШП, які дозволили до операції визначити зону інтересу за допомогою ЕхоЕКГ та підчас імплантації сформувати стилет необхідної кривизни та розміру для позиціонування в задану зону. Додаткова інтраопераційна верифікація за допомогою ЕКГ картування дозволяє визначити найбільш оптимальне місце для імплантації ПШ електрода.

Крім цього, для усунення негативного впливу ПШ стимуляції застосовано алгоритми зниження ПШ стимуляції, зокрема алгоритми переключення режимів ЕКС, які ефективно попереджали стимуляцію ПШ в основному за рахунок уникнення стимуляції при АВБ. Це також збільшило тривалість роботи батареї ЕКС на  $17 \pm 5$  міс у середньому до  $(105 \pm 15)$  міс

( $p<0,05$ ) та зменшило частоту передсердних аритмій з  $31\pm36\%$  до  $15\pm12\%$  ( $p<0,01$ ) та з  $22\pm9$  до  $6\pm4$  ( $p<0,001$ ) клінічно значимих епізодів на рік зі зменшенням їх тривалості та кількості госпіталізацій. У 5 хворих з персистенцією аритмій в подальшому успішно виконано РЧА їх субстрату.

Ще більш варіабельною виявилась анатомія КС, варіанти якої залежали як від індивідуальних фенотипичних особливостей, так й пов'язаних зі змінами внаслідок наявної або перенесеної кардіальної патології. За результатами аналізу анатомічних особливостей будови КС встановлено, що ускладнений тип гирла (pipe-like або goose-neck-shaped) виявлявся в 55% з 80 випадків, значимий клапан Thebesian – в 45%, значимий клапан Vieussens – в 35%, гострий кут між веною та КС – 30%. Загальна частота складних варіантів анатомії сягала 77%. Ці варіанти анатомії значно ускладнюють процедуру імплантації, що призводить до значної пролонгації оперативного втручання, збільшують ризик дисекції венозних структур та інших ускладнень [73]. Для подолання технічних труднощів необхідні спеціальні технічні прийоми починаючи з початкових етапів оперативного втручання.

Подібні результати отримано й іншими авторами. Зокрема, A.L. Miller та співавт. (2011) повідомили, що у 8-12% випадках при імплантації КРТ пристроїв у післяопераційному періоді виникають порушення стимуляції через дислокацію електрода або зростання порога стимуляції [224]. Крім того, кілька авторів виявили, що перша спроба стимуляції ЛШ через КС технічно неможлива в 5-10% випадках навіть у експертних центрах. Більш того, навіть при технічно успішній імплантації електрода в венозну систему серця до 40% пацієнтів залишаються «нон-респондерами» [81; 85; 310].

Для упорядкування дій під час «складних» імплантацій розроблено та впроваджено принципову схему вирішення проблем оперативного втручання під час доступу до КС, під час просування по КС та під час позиціонування ЛШ електроду. При цьому середній відсоток успішності канюляції вен доступу складав 89,9%, тривалість оперативного втручання –  $123\pm62$  хв., тривалість госпіталізації –  $2,8\pm1,5$  діб. Дислокація ПШ електроду спостері-

гальсала в 3% випадків, ЛШ електроду – 1%. Основним незадовільним результатом операції слід вважати неможливість канюляції КС для проведення ЛШ електроду, які потребували подальшої конверсії в 3 випадках з 4.

Окрема серія досліджень була присвячена вивченню ефективності альтернативних методів імплантації. Найбільш перспективними можна вважати методи ендокардіальної ЛШ стимуляції, особливо трансвенозно з проведенням ЛШ електроду шляхом пункції МШП. Цей метод на відміну від транспікальної імплантації, не потребує торакотомії, яка значно збільшує ризики оперативного втручання.

Трансвенозну ендоЛШ стимуляцію здійснено у 22 пацієнтів, у 21 пацієнта (95%) вона була успішною. Середня тривалість імплантації ЛШ ендокардіального електроду складала  $35 \pm 7$  хв. В одному випадку нам не вдалося провести пункцію МШП через виразну сферичність МШП. Цьому пацієнту в подальшому проведена торакотомія і введення ендокардіального електроду через верхівку ЛШ. У 3 випадках виникли ускладнення: в одному випадку виникла ФШ при подачі радіочастотної енергії на дріт-направник, яка була усунена зовнішньої дефібриляцією; перфорація ПШ з виходом металевго направника в перикард (тільки дріт) без гемоперикарду; дислокація ендокардіального електроду на 3 день після операції (1 випадок), яку успішно кориговано шляхом репозиціонування електроду на стилеті. Середній час перебування в стаціонарі в цій групі складав  $5 \pm 2$  дні. У всіх випадках нам вдавалося досягти хороших інтраопераційних параметрів ЛШ чутливості (sensing), які залишалися стабільними і у віддаленому періоді.

За результатами досліджень інших авторів, ендоЛШ стимуляція є більш фізіологічною, ніж епікардіальна стимуляція, забезпечує кращий гемодинамічний ефект та дає можливість вибору оптимальної зони стимуляції ЛШ завдяки відсутності обмежень, пов'язаних з анатомією КС [213; 241; 284].

Таким чином, досвід ендо-ЕКС ЛШ для КРТ свідчить про те, що ендокардіальна стимуляція технічно можлива в більшості випадків і більш

фізіологічна, ніж епікардіальна стимуляція. Методика може використовуватися, перш за все, при неможливості здійснити епікардіальну стимуляцію і у пацієнтів, які не поліпшили свій функціональний статус після КРТ.

Не менш складним завданням є визначення оптимального режиму стимуляції. Одним із основних параметрів ЕКС, який суттєво впливає на гемодинаміку є програмована АВЗ. При виконанні КРТ в умовах електро-механічної ДС також має значення показник програмованої МШЗ. Нами був розроблений та впроваджений новий спосіб, який включає автоматичний підбір АВЗ електричної стимуляції ЛШ та автоматичне переключення між уніЛШ та бівентрикулярним режимами трикамерних ЕКС за рахунок реєстрації та аналізу сигналу ПШ. Враховуючи потенційну нефізіологічність ПШ ЕКС, яка може призводити до прогресування ХСН виглядала логічним мінімізація ПШ ЕКС у хворих з виконаними КРТ, у яких ХСН була показанням до втручання. УніЛШ ЕКС є пріоритетом в реалізації КРТ у хворих з нормальним проведенням по АВ вузлу та ПНПГ з типовою БЛНПГ. В нашій когорті хворих при виконанні стандартної трикамерної КРТ здійснено перехід на уніЛШ стимуляцію у 25 хворих. Налаштування параметрів ЕКС виконувалися за запропонованим алгоритмом, намагаючись максимального «фьюжн»-ефекту фронтів збудження фізіологічного проведення по ПНПГ та ЛШ стимуляції за даними ВС ЕГ. Виконання уніЛШ КРТ призвело до додаткового звуження QRS (з  $152 \pm 20$  до  $133 \pm 28$ ,  $p < 0,05$ ), та покращення клінічних результатів: збільшення ФВ ЛШ з  $32 \pm 6\%$  до  $35 \pm 7\%$ ,  $p > 0,05$ , збільшення тесту 6-хв. ходьби – з  $240 \pm 23$  м до  $268 \pm 19$  м ( $p < 0,05$ ).

Безпечність та ефективність уніЛШ стимуляції підтверджено і іншими дослідженнями, в яких показано покращення функціональних показників та якості життя, але без суттєвого впливу на частоту госпіталізації та смертність [88; 203] причому відмічають і економічну обґрунтованість цього методу [156].

У 5 хворих була виконана двокамерна ресинхронізуюча ПП-ЛШ ЕКС з використанням традиційних ЕКС. Важливим критерієм відбору у цих хворих була наявність значної міжшлуночкової ДС та її корекція при КРТ за рахунок

синхронізації викиду в аорту та легеневу артерію. Ще у двох хворих успішно використаний Y-подібний роз'їм для симультанної бівентрикулярної ЕКС за допомогою двокамерного ЕКС. Даний підхід дозволив виконувати ЕКС в середньому на 1,5 роки довше ніж трикамерними ЕКС та був майже в 2 рази менш затратним по матеріалам. В подальшому у двох хворих виконаний upgrade до трикамерного ЕКС з імплантацією ПШ електроду в одного випадку при плановій заміні в зв'язку з виснаженням батареї ЕКС.

Основними обмеженнями в використанні уніЛШ ЕКС були наявність АВБ, подовження АВ проведення більш 200 мс та морфологічні елементи блокади ПНПГ. Слід зазначити, що потенційною проблемою уніЛШ стимуляції можуть бути передсердні аритмії, в зв'язку з чим потенційно кращі результати можуть бути отриманні при використанні алгоритмів переключення уніЛШ та бівентрикулярних режимів, антиаритмічної терапії та РЧА супутніх аритмій.

Ще одним новим підходом к виконанню КРТ у пацієнтів з постійною формою ФП було використання передсердного каналу ЕКС в якості третього місця шлуночкової стимуляції, частіше з використанням системи для СПГ. Даний підхід дозволяв виконувати трифокальну стимуляцію шлуночків, добиваючись більш гомогенної електричної і механічної ресинхронізації та гнучку систему програмування ЕКС з використанням DVI(R) режиму (Гіс-оптимізована КРТ). Такі операції були успішно виконанні у 3 пацієнтів з подальшою РЧА АВ вузла для досягнення максимального відсотку стимуляції. Одному пацієнту з повною БПНПГ, постійною фібриляцією передсердь (ФП) та тяжкою ХСН у зв'язку з недостатньою відповіддю на стандартну КРТ було виконано імплантацію трикамерної системи ЕКС з імплантацією електроду в зону пучка Гіса, ПШ електроду в середню третину МШП та розташуванням ЛШ електроду на бічній стінці ЛШ (Гіс-оптимізована КРТ) з наступною РЧА АВ вузла. Такий вид оперативного втручання в Україні був здійснений вперше.

Крім цього, для покращення результатів ЕКС при клінічних та



інструментальних проявах СН, пов'язаних з ДС та при неефективності вищенаведених заходів та режимів ЕКС використовували upgrade шляхом імплантації додаткових електродів та більш функціональних пристроїв. У 15 пацієнтів здійснено upgrade AAI-VVI(R) до DDD(R)ЕКС, в 6 випадках VVI-DDD(R) – КРТ. В результаті зміни режиму ЕКС у всіх пацієнтів вдалося покращити клінічні показники зі збільшенням величини ФВ (від 3 до 11%), зменшенням ступеня мітральної регургітації (на 0,5–0,8 ст.), збільшення дистанції у тесті 6-хв. ходьби на 74–81 м, зменшенню частоти передсердних аритмій на 9–23% та кількості госпіталізації на 1,3–2,1 на рік. Серйозних ускладнень не було.

Окрему частину досліджень присвячено вивченню вихідного стану серцево-судинної системи. Зокрема, встановлено, що зі збільшенням вихідної тривалості комплексу QRS погіршуються функціональні показники кровообігу, особливо у пацієнтів з КРТ. Через рік після операції більш значима нормалізація показників, зокрема достовірне збільшення ФК, відбувається у пацієнтів з більш істотним збільшенням комплексу QRS. Також виявлено залежність динаміки функціональних показників кровообігу від тривалості інтервалу QTc: збільшення тривалості інтервалу QTc асоціювалося зі збільшенням відсотка передсердних аритмій, з більшою частотою шлуночкових тахікардій, та зі збільшенням порогів ЕКС у всіх пацієнтів. Помітний вплив на результат лікування мала також вихідна величина ФК ХСН – найменший ефект отримано у хворих з IV ФК ХСН.

Отримані результати були узагальнені у вигляді алгоритму вибору методу постійної ЕКС, в основі якого оцінка типу порушення провідності, основними з яких є CCCB, порушення АВ-провідності та порушення внутрішньошлуночкової провідності. Залежно від типу порушень провідності обирається режим ЕКС (DDD(R), VVI(R), КРТ) та розміщення електродів з подальшим застосуванням алгоритмів оптимізації, резервних підходів до ЕКС та при необхідності додаткових електрофізіологічних втручань.

Впровадження удосконалень та нововведень під час виконання

оперативного втручання та у післяопераційному періоді, та алгоритму вибору методу та режиму кардіостимуляції призвело до зростання питомої ваги пацієнтів, у яких застосовано КРТ (9,9% в контрольній та 24,2% в основній групах) ( $p=0,02$ ), зменшенню летальності з 9,9% до 4,5% ( $p=0,038$ ), та збільшенню частки хворих з поліпшенням клінічного стану зі зменшенням ФК СН за NYHA з 41,9% до 23,7% ( $p<0,001$ ).

Таким чином, узагальнюючи результати анатомічних, рентгенологічних, сонографічних та електрофізіологічних методів дослідження можна стверджувати, що відхилення від нормальної анатомії вен доступу, венозної системи серця, КС та камер серця зустрічаються значно частіше, ніж нормальна анатомія. Тому імплантація електродів ля ЕКС та КРТ потребує індивідуального підходу к кожному пацієнту.

Застосування комплексу технологічних удосконалень для забезпечення доступу та імплантації електродів, з ефективним визначенням оптимального місця імплантації за допомогою інтраопераційного картування з наступним сонографічним контролем розташування електроду, обґрунтований вибір режимів ЕКС та КРТ, застосування альтернативних методів ендоЛШ стимуляції із застосуванням розробленого алгоритму програмування АВЗ дозволило покращити безпосередні та віддалені результати лікування хворих з порушеннями ритму і провідності та хворих з ДС та ХСН.

Перспективним напрямком подальших досліджень є оптимізація вибору методів та режимів кардіостимуляції з урахуванням об'єктивних та суб'єктивних факторів (особливості характеру та перебігу основної і супутньої патології, досвід хірургічної бригади та лікарів, що беруть участь в післяопераційному веденні та реабілітації пацієнтів, оптимальність призначеної медикаментозної терапії в післяопераційному періоді, прихильність пацієнта до лікування та ін.) та вивчення ефективності альтернативних методів стимуляції.

## ВИСНОВКИ

Дисертація містить теоретичне обґрунтування та практичне вирішення актуальної наукової проблеми в галузі сучасної кардіохірургії – оптимізації процедури імплантації пристроїв для ЕКС та КРТ. На підставі аналізу результатів клінічних, інструментальних та патологоанатомічного методів дослідження встановлено:

1. Безпечність та успішність процедури імплантації ЕКС залежать від особливостей анатомії венозної системи та камер серця. За результатами рентгенологічного та ультразвукового методів дослідження визначено клінічно значимі варіанти анатомії венозної системи, які 61,4% випадків ускладнюють процедуру імплантації. Найчастіше це малий діаметр вен доступу, їх звивистість, наявність значущих клапанів вен, аномальні кути впадіння та спазм. При повторних операціях додаткові труднощі обумовлені значимими стенозами (від 50% до 95%) та оклюзіями вен доступу.

2. Складні анатомічні варіанти обумовлюють неможливість первинної канюляції вен доступу, труднощі при проведенні електродів через ТК та навпаки їх зворотній рух в ПП при значній недостатності ТК, ненадійну фіксацію та дислокацію електродів з неможливістю прицільного картування ПШ, що супроводжується збільшенням частоти інтраопераційних та післяопераційних ускладнень у порівнянні з пацієнтами з нормальною анатомією: 19,2% та 7,2% відповідно ( $\chi^2=8,829$ ;  $p=0,003$ ).

3. Для удосконалення технології імплантації електродів для ЕКС розроблено та впроваджено передопераційну оцінку вен доступу, застосування модифікованих провідників та стилетів, додаткових ангіопроекцій та удосконалених оперативних технік, що дозволило збільшити відсоток успішності первинної канюляції вен та проведення електродів з 74,1% до 91,8% ( $p<0,001$ ) та зменшити частоту додаткового доступу з 52,0% до 24,3% ( $p<0,001$ ).

4. За результатами патологоанатомічного та ультразвукового методів дослідження оптимальним місцем імплантації ПШ електрода для ЕКС є

ділянка МШП з найменшою товщиною, яка найчастіше розташована на межі її середньої та нижньої частини, що забезпечує найбільше скорочення тривалості стимульованого комплексу QRS одразу після імплантації ( $143 \pm 15$  мс), а через рік та більше – зменшення частки хворих з III-IV ФК СН за NYHA до 20% з мінімальними ознаками порушення скоротливості міокарда ЛШ за показниками ДС (посегментарного повздовжнього та глобального стрейну). У окремих пацієнтів з дистальною АВБ внаслідок множинного ураження провідної системи серця та з ознаками зниження систолічної функції ЛШ QRS має велику тривалість незалежно від області стимуляції, що свідчить про доцільність первинної бівентрикулярної стимуляції або стимуляції лівої сторони МШП.

5. У зв'язку з неможливістю передопераційного визначення оптимального місця розташування ПШ електроду доцільне інтраопераційне картування ПШ з короткочасною стимуляцією в області МШП для визначення місця стимуляції з найбільш вузьким комплексом QRS та/або за морфологією найбільш близькою до власного. Для верифікації реального положення ПШ електроду у значної частини пацієнтів крім стандартних флюороскопічних проекцій та ЕКГ маркерів необхідний комплексний підхід з використанням синтезованих косих ЕхоКГ проекцій і специфічних ультразвукових феноменів.

6. При імплантації ЛШ електродів для проведення КРТ важливе значення має варіабельна анатомічна будова КС, яка пов'язана з фенотипічними індивідуальними особливостями та з прогресуванням систолічної дисфункції ЛШ. Складні варіанти анатомії, у тому числі, трубчаті з вертикальним кутом впадіння та звивисті з різним діаметром (pipe-like та goose-neck-shaped) типи гирла КС, наявність значимих Thebesian та/або Vieussens клапанів, гострий кут між гирлом вени доступу та КС, виявляються у 77% пацієнтів. Ці варіанти можуть значно утруднювати процедуру трансвенозної імплантації ЛШ електродів, пролонгують оперативне втручання та є причиною ускладнень, найчастіше – неможливість

канюляції або дисекція КС (6%), яка у 75% випадків була причиною повторного втручання, у тому числі, конверсії на трансторакальний доступ.

7. Процедура імплантації електродів для КРТ в кожному випадку вимагає індивідуального підходу, починаючи з перших етапів операції, що реалізується передопераційною візуалізацією, модифікованою технікою проведення та вилучення систем доставки із застосуванням стандартних та фокусних флюороскопічних проекцій, з використанням додаткових ЕФ та АГ катетерів, модифікованих провідників та субселекторів оптимальної жорсткості, забезпечення надійної фіксації ЛШ електроду шляхом вибору оптимальної конфігурації та заклинювання у венах другого-третього порядку або із застосуванням електродів з активною фіксацією.

8. Перспективною методикою КРТ є ендокардіальна ЛШ ЕКС з проведенням ЛШ електрода шляхом пункції МШП, яка була успішною в 95% випадків. Значно утруднює або унеможлиблює пункцію МШП її значна сферичність, пов'язана зі значним ремоделюванням камер серця. Ефекти ендокардіальної стимуляції реалізуються через більш значуще скорочення електричної і механічної систоли ЛШ, вкорочення комплексу QRS, збільшення ФВ ЛШ та глобального повздовжнього стрейна, зменшення ступеня мітральної недостатності та поліпшення ФК СН за NYHA. Ендокардіальна стимуляція ЛШ для КРТ доцільна при неможливості епікардіальної стимуляції та у пацієнтів, які не поліпшили свій функціональний статус після КРТ. ФВ ЛШ через 12 міс. після КРТ з ендокардіальною стимуляцією збільшилась з  $21 \pm 5$  % до  $39 \pm 8\%$  ( $p < 0,05$ ), а ступінь МР зменшився з  $3,6 \pm 0,4$  ст. до  $2,4 \pm 0,3$  ст. ( $p < 0,05$ ).

9. Алгоритми переключення режимів ЕКС дозволяють зменшити відсоток ПШ стимуляції на  $58 \pm 11\%$  та збільшити тривалість роботи батареї ЕКС до  $105 \pm 15$  міс. Алгоритми переключення режимів поряд з оптимальною антиаритмічною терапією та РЧА зменшили кількість приступів передсердних аритмій з  $22 \pm 9$  до  $6 \pm 4$  приступів на рік. УніЛШ КРТ сприяла достовірному зниженню тривалості QRS (з  $152 \pm 20$  до  $133 \pm 28$  мс,  $p < 0,05$ ),

збільшенню ФВ ЛШ (з  $32\pm 6\%$  до  $35\pm 7\%$ ,  $p>0,05$ ), поліпшенню результатів тесту 6 хв. ходи (з  $240\pm 23$  м до  $268\pm 19$  м,  $p<0,05$ ) зі збереженням загального відсотка ЛШ ЕКС та значним подовженням строку дії батареї.

10. У випадках прогресування ХСН, які пов'язані з одним або кількома типами ДС та при неефективності програмної корекції режимів ЕКС, зокрема, при синдромі ЕКС, застосування upgrade ЕКС за допомогою імплантації додаткових електродів та більш функціональних пристроїв (AAI-VVI(R) - DDD(R) та VVI-DDD(R) – KPT) дозволило збільшити ФВ ЛШ на 3-11%, зменшити ступінь мітральної регургітації на 0,5-0,8 ст., збільшити результати тесту 6-хв. ходи на 74-81 м, зменшити відсоток передсердних аритмій на 9-23% та частоту профільних госпіталізацій на 1,3-2,1 на рік.

11. При аналізі результатів лікування встановлено погіршення функціональних показників кровообігу при збільшенні вихідної тривалості комплексу QRS. При цьому через рік після операції спостерігається суттєве поліпшення функціональних показників кровообігу у пацієнтів з більш істотним збільшенням комплексу QRS; поріг ПШ стимуляції та відсоток часу ФП збільшується зі збільшенням тривалості QRS комплексу, а імпеданс ПШ електрода зменшується зі зменшенням тривалості QRS комплексу. Краща позитивна динаміка функціональних показників кровообігу після імплантації ЕКС асоціюється з початково нормальною тривалістю інтервалу QTc; при збільшенні тривалості інтервалу QTc позитивна динаміка спостерігається при посиленні медикаментозного лікування ХСН, антигіпертензивної та антиішемічної терапії. Найменший ефект ЕКС отримано у хворих з IV ФК ХСН за NYHA.

12. Комплексне удосконалення процедури імплантації ЕКС та КРТ з раціональним вибором місця імплантації ПШ та ЛШ електродів та режиму ЕКС з обґрунтованими алгоритмами його оптимізації дозволили збільшити частку хворих з поліпшенням клінічного стану з 23,7% до 41,9% ( $p<0,001$ ) та зменшити частоту летальних випадків протягом періоду спостереження з 9,9% до 4,5% ( $p=0,038$ ).

## ПРАКТИЧНІ РЕКОМЕНДАЦІЇ

1. У хворих з порушеннями провідності серця на різних рівнях та при наявності ХСН в поєднанні з неефективністю оптимальної медикаментозної терапії показана імплантація ЕКС або проведення КРТ.

2. При виборі режиму ЕКС необхідно враховувати тип порушень провідності (СССВ, порушення АВ та/або внутрішньошлуночкової провідності), стан гемодинаміки з оцінкою ФК ХСН за NYHA, ефективність та особливості механічної скоротливості серця за показниками стандартної ЕхоКГ (ФВ ЛШ) та наявності диссинхронії (поздовжній глобальний стрейн) і ЕКГ показників (тривалість комплексу QRS) з наступною оцінкою їх динаміки після втручання.

3. При плануванні оперативного втручання необхідно враховувати ймовірність «складних» варіантів анатомії вен доступу та камер серця. Доцільна попередня ультразвукова оцінка потенційних вен доступу та їх маркування до операції та контрастування в її ході з обґрунтованим вибором оптимального підходу.

4. У випадках «складної» анатомії доцільно застосування додаткового інструментарію та технічних прийомів, зокрема:

- диференційований підхід до вибору венозного доступу з використанням передопераційної оцінки та маркування, контрастування підчас процедури, використання гідрофільних провідників малого діаметру для первинної канюляції вен, проходження звужень, пункція вен проксимальніше зон стенозів, бужування / балонна ангіопластика зон стенозів.
- використання альтернативних стратегій проходження ТК з первинним застосуванням жорстких стилетів з великим радіусом кривизни без необхідності подальшої зміни з кутом атаки по нижньому краю ТК та опорою на нижньо-базальні відділи ПШ.
- картування МШП в зоні найменшої товщини за даними ЕхоКГ з отриманням найкоротшого QRS комплексу;

- підбір стилета відповідної жорсткості з формуванням тангенціальної ангуляції згідно діаметру ПШ в місті найтоншої МШП, первина анатомічна фіксація на потрібному стилеті кількома оборотами зі зміною стилету на жорсткий з подальшою надійною глибокою фіксацією перпендикулярно до стінки з мікроадаптацією внутрішнім стилетом.
- виконання попередньої контрлатеральної тимчасової ендокардіальної стимуляції, страхувальна ПШ стимуляція ПП електродом із зони віддаленої від місця ПШ картування у хворих з дуже рідким ритмом та/або високим ризиком асистолії під час втручання;
- імплантація ПП електроду в ділянці нижньої третини МПП, устя, проксимальний/середній відділ КС або тракт Бахмана в випадках неможливості фіксації та неадекватних параметрів ЕКС в вушку ПП та у хворих з передсердними аритміями і подовженим проведенням по передсердям.

##### 5. При імплантації електродів для КРТ необхідно:

- маніпуляції катетерами, системами доставки, провідниками виконувати під контролем різних (зазвичай лівою і правою косих) флюороскопічних проекцій, виключення застосування грубих зусиль при будь-яких рухах;
- виключення поступального та, за можливістю, зворотного руху систем доставки без знаходження в її просвіті катетера, електрода та/або провідника;
- фіксація або обережне підтягування назад електрода і достатнє дистальне проведення усередині просвіту системи доставки для полегшення її поступального руху у венозній системі і профілактики ушкодження КС;
- розпізнавання надмірної звивистості венозної системи, гострого кута відходження вен від основного стовбура КС або великої вени серця із застосуванням балонної венографії, використання відповідних прийомів для безпечного подолання цих труднощів (субселектори, over-the-wire електроди відповідної форми, м'які коронарні провідники);
- визначення ступеню контакту електроду (провідника) з тканинами і ризику



можливої перфорації;

- виключення надмірних зусиль при проведенні електродів і провідників, особливо при фіксованому положенні кінчика провідника в дистальних відділах венозної системи;
- застосування передопераційної інструментальної візуалізації (частіше КГ) для діагностики ІХС, орієнтовного визначання патентних вен для імплантації та форми ЛШ електроду;
- у пацієнтів з порушеннями функції нирок – ретельне титрування введення контрасту під час процедури (звичайне використання розведення 2:1) із звичайною дозою 50-150 мл за рахунок максимального використання переваг ЕФ підходу до доступу в КС;
- використання стандартних і фокусних режимів флюороскопії при роботі в КС (рідше посилені для візуалізації коронарних провідників), усі інші маніпуляції, що вимагають флюороскопії - при мінімальному променевому навантаженні (25-50% від стандартної);
- переважна сторона доступу - ліва, де виконуються три послідовні пункції v.axillaris, стандартний порядок проведення електродів - ЛШ, ПШ, ПП, рідше ПШ першим при наявній або такій, що виникла під час процедури, АВБ;
- доступ до КС спочатку виконується за допомогою ЕФ катетера, встановлюється розташування АВ борозни і можливого гирла КС за характером ЕГ, розташуванням і рухом катетера. ЕФ катетер може бути замінений на АГ катетер (частіше Amplatz left №3-4 або багатоцільовий) або катетер для субселекції вен ЛШ.
- Канюляція КС також може виконуватися ангіографічним провідником, з послідовним проведенням катетеру та/або системи доставки. При неефективності з урахуванням даних локальної атріо-венографії можливі повторні спроби використання ЕФ катетерів іншої кривизни і жорсткості і техніки двох катетерів-систем доставки.

6. Для усунення негативного впливу ПШ стимуляції доцільно застосування секвенціальної двокамерної передсердно-шлуночкової стимуляції з септальним розташуванням ПП та ПШ електродів, алгоритми програмування АВ-затримки з метою скорочення відсотку ПШ стимуляції. У хворих, яким виконано КРТ з приводу ХСН з нормальним проведенням по АВВ та ПНПГ з типовою БЛНПГ доцільна уніЛШ ЕКС з налаштуванням параметрів ЕКС за запропонованим алгоритмом (Пат. 131936 України). Для контролю передсердних аритмій доцільно використання ЕКС алгоритмів їх попередження та переключення режимів, оптимальної антиаритмічної терапії та РЧА субстрату аритмій та/або АВВ.

7. При неефективності вищенаведених заходів та режимів ЕКС та наявності клінічних і інструментальних проявів прогресування ХСН на фоні КМП з наявними ознаками ДС та при синдромі ЕКС доцільне upgrade режиму ЕКС за допомогою імплантації додаткових електродів та більш функціональних пристроїв (AAI-VVI(R) до DDD(R) або VVI-DDD(R) до КРТ)

8. При інструментальних ознаках ХСН у хворих з брадіаритміями і необхідності ПШ стимуляції  $> 40\%$  слід оцінити вираженість ДС та розглянути доцільність первинної КРТ та/або більш фізіологічної ЕКС (стимуляція провідної системи, лівої частини МШП).

9. Після імплантації ЕКС пристроїв або КРТ необхідно продовжити базову медикаментозну терапію серцево-судинної та супутньої соматичної патології згідно існуючих клінічних рекомендацій (оптимальна медикаментозна терапія) з корекцією відповідно до виразності клінічних проявів ХСН та інших патологічних синдромів.

## СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Алтуніна НВ, Лизогуб ВГ. Структура порушень серцевого ритму у постінфарктних хворих із цукровим діабетом 2 типу. Медицина транспорту України. 2015; 3: 44-48.
2. Атрощенко ЕС. Проблемы и перспективы ресинхронизирующей терапии больных хронической сердечной недостаточностью. Сердечная недостаточность. 2010; 11(2): 124-7.
3. Барт БЯ, Ларина ВН. Блокада левой ножки пучка Гиса при хронической сердечной недостаточности: клинико-прогностическая значимость. Российский кардиологический журнал. 2009; 80(6): 56-61.
4. Бойко ВВ, Волков ДЕ, Лопин ДА. Связь между шириной межжелудочковой перегородки и длительностью QRS-комплекса при правожелудочковой стимуляции. В зб.: Щорічник наукових праць Асоціації серцево-судинних хірургів України. 2013; 21: 49-51.
5. Бойко ВВ, Волков ДЕ, Поливенко ИВ, Карпенко ЮИ, Лопин ДА. Эхокардиография в определении места имплантации правожелудочкового электрода ЭКС. В зб.: Щорічник наукових праць Асоціації серцево-судинних хірургів України. 2012; 20. – К.: НІСХХ ім. М.М. Амосова, 590 с. : 46-48.
6. Бойко ВВ, Волков ДЕ, Скибо ЮИ, Васильев ДВ, Поливенко ИВ, Шовкун СА, Лопин ДА. Подходы к улучшению клинических исходов в отдалённом периоде у пациентов после имплантации электрокардиостимулятора по поводу брадиаритмий. Сучасні медичні технології. 2011; 3-4 (11-12): 40-43.
7. Бойко ВВ, Волков ДЄ, Полівенко ІВ, Скібо ЮМ, Лопін ДО. Ресинхронізація серця: Підходи та результати. В зб.: Щорічник наукових праць Асоціації серцево-судинних хірургів України. 2010(18). К.: НІСХХ ім. М.М. Амосова, 720 с.: 81-84.
8. Бойко ВВ, Рыбчинский СВ, Лопин ДА, Волков ДЕ. Первый в Украине клинический случай имплантации левожелудочкового электрода з

активной фиксации с целью кардиоресинхронизирующей терапии. Кардіохірургія та інтервенційна кардіологія. 2019; 3: 51-57.

9. Бокерия ЛА, Неминуций НМ, Постол АС. Сердечная ресинхронизирующая терапия. формирование показаний и современные подходы к повышению эффективности метода. Комплексные проблемы сердечно-сосудистых заболеваний. 2018;7(3):102-116. <https://doi.org/10.17802/2306-1278-2018-7-3-102-116>.

10. Волков ДЕ, Лопин ДА. ЭКГ-паттерны у больных после имплантации ЭКС по поводу брадиаритмий. Аритмологія. 2012; 2 (2): 57-58.

11. Волков ДЕ. Опыт хирургического лечения брадиаритмий и сердечной недостаточности методом электрокардиостимуляции: оперативные доступы, имплантируемые устройства, осложнения, особенности техники имплантации. Клінічна хірургія. 2012; 4: 58-64.

12. Волков ДЕ. Расположение правожелудочкового электрода при электрокардиостимуляции. Возможности эхокардиографической верификации. Серце і судини. 2012; 3: 81-86.

13. Волков ДЕ. Хирургические аспекты трансвенозной имплантации электрокардиостимуляторов: наш подход к снижению риска гнойно-воспалительных осложнений. Харківська хірургічна школа. 2013; 3: 115-118.

14. Воронков ЛГ, Амосова КМ, Дзяк ГВ, Жарінов ОЙ, Коваленко ВМ, Коркушко ОВ та ін. Серцева недостатність та коморбідні стани/ Рекомендації Асоціації кардіологів України з діагностики та лікування хронічної серцевої недостатності (2017). Серцева недостатність та коморбідні стани. 2017; 1. Додаток № 1. Доступно на: [https://strazhesko.org.ua/upload/ch\\_rekomendaciyi\\_dlya-sayta.pdf](https://strazhesko.org.ua/upload/ch_rekomendaciyi_dlya-sayta.pdf).

15. Всесвітній день серця як гасло та зміст засідання Президії НАМН України. Газета «Аптека .ua». 2016; 39(1060) від 10.10.2016. <http://www.apteka.ua/article/387041>.

16. Гандзюк ВА. Динаміка захворюваності та поширеності хвороб системи кровообігу серед населення України на сучасному етапі:

національний та регіональний аспекти. Вісник соціальної гігієни та організації охорони здоров'я України. 2014; 2(60).

17. Горбась ІМ, Воронков ЛГ. Епідеміологічні аспекти хронічної серцевої недостатності у дорослого населення України. Український кардіологічний журнал. 2008; 4: 8–12.

18. Дериенко ТА, Волков ДЕ, Лопин ДА Яблучанский НИ. Прогностически значимые гемодинамические показатели эффективности медикаментозной терапии у пациентов с имплантированными электрокардиостимуляторами и артериальной гипертензией. Клінічна інформатика і телемедицина. 2017; 13: 70–74.

19. Дериенко ТА, Волков ДЕ, Лопин ДА, Яблучанский НИ. Стадии артериальной гипертензии и частота назначения отдельных групп кардиологических препаратов у пациентов в течение года наблюдения после имплантации электрокардиостимуляторов. Медицина сьогодні і завтра. 2016; 2: 21–24.

20. Дериенко ТА, Волков ДЕ, Лопин ДА, Яблучанский НИ. Стадии артериальной гипертензии и изменения гемодинамических показателей в течение года после имплантации кардиостимулятора. Проблеми безперервної медичної освіти та науки. 2016; 3: 29–33.

21. Дериенко ТА, Волков ДЕ, Лопин ДА, Яблучанский НИ. Степень артериальной гипертензии и частота назначения отдельных групп кардиологических препаратов у пациентов на годовом этапе наблюдения после имплантации электрокардиостимуляторов. Міжнародний медичний журнал. 2017; 2: 19-23.

22. Дудник С. Серцево-судинні захворювання в Україні: прогнози — невтішні. Ваше здоров'я. 2015; 1-2. <http://www.vz.kiev.ua/sercevo-sudinni-zakhvoryuvannya-v-ukrayini-prognozi-nevtishni>.

23. Затонская ЕВ, Матюшин ГВ, Гоголашвили НГ, Новгородцева НЯ. Эпидемиология аритмий(обзор данных литературы). Сибирское медицинское обозрение. 2016; 3: 5-16.

24. Книшов ГВ, Білінський СО, Лазоришинець ВВ, Вітовський РМ, Залевський ВП, Кравчук ББ та ін. Аналіз існуючих і пошук нових кількісних критеріїв електромеханічної взаємодії в міокарді – шлях до підвищення ефективності кардіоресинхронізаційної терапії. Вісник серцево-судинної хірургії. 2014; 22: 112-115. Режим доступу: [http://nbuv.gov.ua/UJRN/shnp\\_2014\\_22\\_28](http://nbuv.gov.ua/UJRN/shnp_2014_22_28).

25. Книшов ГВ, Білінський СО, Лазоришинець ВВ, Залевський ВП, Кравчук ББ, Парацій ОЗ, Распутняк ОВ. Послідовність електромеханічних процесів у міокарді шлуночків – шлях до розуміння асинхронії й оптимального застосування кардіоресинхронізаційної терапії. Український кардіологічний журнал. 2013; 5: 88-94. - Режим доступу: [http://nbuv.gov.ua/UJRN/Ukzh\\_2013\\_5\\_12](http://nbuv.gov.ua/UJRN/Ukzh_2013_5_12).

26. Коломицева ІМ, Волков ДЄ, Лопін ДО, Яблучанський МІ. Функціональний клас хронічної серцевої недостатності та зміни гемодинамічних показників у пацієнтів у ранньому післяопераційному періоді після імплантації кардіостимуляторів. Медицина транспорту України. 2014; 3(51): 5-8.

27. Коломицева ІМ, Волков ДЄ, Лопін ДО, Яблучанський МІ. Функціональний клас хронічної серцевої недостатності та зміни гемодинамічних показників у пацієнтів у ранній післяопераційний період після імплантації кардіостимуляторів та серцевої ресинхронізаційної терапії. Аритмологія. 2015; 2 (14): 54-55.

28. Коломыцева ИН, Волков ДЕ, Лопин ДА, Яблучанский НИ. Течение хронической сердечной недостаточности и медикаментозная терапия пациентов с имплантируемыми кардиостимуляторами. Український терапевтичний журнал. 2015; 4: 101–106.

29. Кравчук ББ, Карпенко ЮІ, Петканич ММ, Парацій ОЗ, Якушев АВ, Малярчук РГ та ін. Досвід імплантації лівошлуночкового електрода для ресинхронізаційної терапії із застосуванням пункції міжшлуночкової перегородки в пацієнта із серцевою недостатністю. Кардіохірургія та

інтервенційна кардіологія. 2018; 4: 42-46. - Режим доступу: [http://nbuv.gov.ua/UJRN/karx\\_2018\\_4\\_8](http://nbuv.gov.ua/UJRN/karx_2018_4_8).

30. Кравчук ББ, Парацій ОЗ, Якушев АВ, Сичик ММ, Оніщенко ВФ, Черняга-Ройко УП. Фізіологічна електрокардіостимуляція шлуночків методом селективної стимуляції пучка Гіса. Український кардіологічний журнал. 2019; 26(1): 89-93. - Режим доступу: [http://nbuv.gov.ua/UJRN/Ukzh\\_2019\\_26\\_1\\_15](http://nbuv.gov.ua/UJRN/Ukzh_2019_26_1_15).

31. Кропоткин ЕБ, Иваницкий ЭА, Сакович ВА и др. Эндокардиальная имплантация левожелудочкового электрода для кардиоресинхронизирующей терапии. Сиб. мед. журнал. 2015; 30 (1): 101-105

32. Кузнецов ВА, Виноградова ТО, Енина ТН и др. Влияние сердечной ресинхронизирующей терапии на выживаемость пациентов с кардиомиопатией ишемического и неишемического генеза в реальной клинической практике. Терапевтический архив. 2012; 84(8): 52-56.

33. Кузнецов ВА, Чуркевич (Виноградова) ТО, Колунин ГВ и др. Отдаленные результаты влияния сердечной ресинхронизирующей терапии на выживаемость пациентов с хронической сердечной недостаточностью и низкой фракцией выброса левого желудочка. Сердечная недостаточность. 2010; 60(4): 203-205.

34. Кушаковский МС. Аритмии сердца. СПб.: Фолиант. 2007; 672.

35. Лазоришинець ВВ. Стратегічна роль сімейної медицини у профілактиці серцево-судинних катастроф. Український журнал серцево-судинної хірургії. 2020, 3(40): 7-8.

36. Лазоришинець ВВ. Перспективи якості та доступності високоспеціалізованої медичної допомоги передусім залежать від ініціативи і результативності професіоналів. Український журнал серцево-судинної хірургії. 2019, 3(36): 7-9.

37. Лопин ДО, Рибчинський СВ, Волков ДС. Вплив місця імплантації правошлуночкового електрода на ефективність кардіостимуляції. Міжнародний медичний журнал. 2019; 25(4): 13-17.

38. Мальцева МС, Волков ДЄ, Лопін ДО, Яблчанський МІ. Класс продолжительности интервала Q–Tс и функциональные показатели кровообращения у пациентов с кардиоресинхронизирующей терапией в первые полгода после имплантации электрокардиостимулятора. Семейная Медицина. 2015; 3: 148–151.

39. Национальные рекомендации ОССН, РКО и РНМОТ по диагностике и лечению ХСН (четвертый пересмотр). Сердечная недостаточность. 2013; 14(7): 379-472.

40. Национальные рекомендации по определению риска и профилактике внезапной сердечной смерти. Клин. Практика. 2012; 4: 1-80.

41. Пат. 131610 Україна МПК А61В17/00 Спосіб імплантації правошлуночкового електрода. Бойко В.В., Волков Д.Є., Лопін Д.О - ДУ „Інститут загальної та невідкладної хірургії ім. В.Т. Зайцева НАМН України”. - заявка U 2018 07587, заявл. 06.07.2018. Опубл. 25.01.19; Бюл. № 2.

42. Пат. 131936 Україна МПК А61В5/00 А61N/00 Спосіб динамічного автоматичного корегування атріовентрикулярної затримки кардіоресинхронізуючих пристроїв. Волков Д.Є - ДУ «Інститут загальної та невідкладної хірургії ім. В.Т. Зайцева НАМН України». - заявка U 2018 07586, заявл. 06.07.2018. Опубл. 11.02.2019; Бюл. № 3.

43. Пат. 36708 Україна МПК А61В8/00. Спосіб визначення оптимальної атріовентрикулярної затримки у пацієнтів з електрокардіостимуляторами. Бойко В.В., Волков Д.Є. Винагородська О.В. - ДУ „Інститут загальної та невідкладної хірургії АМН України”. u 2008 04488; Заявл. 09.04.2008; Опубл. 10.11.2008; Бюл. №21.

44. Пат. 36709 Україна МПК А61В8/00. Спосіб відбору пацієнтів для кардіоресинхронізаційної терапії в секвенціальному двокамерному режимі. Бойко В.В., Волков Д.Є. Винагородська О.В., Полівенок І.В., Яценко Є.С., Петков О.В. - ДУ „Інститут загальної та невідкладної хірургії АМН України”. u 2008 04489; Заявл. 09.04.2008; Опубл. 10.11.2008; Бюл. №21.



45. Пат. 36742 Україна МПК А61В17/00, А61F2/02. Спосіб імплантації електрода в міжшлуночкову перетинку. Бойко В.В., Волков Д.Є. - ДУ „Інститут загальної та невідкладної хірургії АМН України”. и 2008 05684; Заявл. 30.04.2008; Опубл. 10.11.2008; Бюл. №21.

46. Пат. 37646 Україна МПК А61В17/00. Стилєт для імплантації ендокардіальних електродів. Бойко В.В., Волков Д.Є. – ДУ „Інститут загальної та невідкладної хірургії АМН України” - и 2008 06043, Заявл. 08.05.2008 Опубл. 10.12.2008; Бюл. №23

47. Пат. 38033 Україна МПК А61В17/00. Спосіб визначення локалізації венозного доступу при імплантації електрокардіостимуляторів. Бойко В.В., Волков Д.Є. – ДУ „Інститут загальної та невідкладної хірургії АМН України” - и 2008 06042, Заявл. 08.05.2008. Опубл. 25.12.2008; Бюл. №24.

48. Пат. 82190 Україна МПК А61В5/00. Спосіб діагностики внутрішньшлуночкової дисинхронії серця у хворих хронічною серцевою недостатністю з супутнім цукровим діабетом. Власенко М.А., Волков Д.Є., Родіонова Ю.В., Лопін Д.О., Лопіна Н.А., Годлевська О.М. – ХМАПО, заявка № и 2013 01298, заявл. 12.03.2013. Опубл. 25.07.2013; Бюл. №14.

49. Пат. 9109 Україна МПК А61В17/00. Спосіб електрокардіостимуляції. Бойко В.В., Волков Д.Є. – ДУ „Інститут загальної та невідкладної хірургії АМН України”. – и 200500178; Заявл. 10.01.2005; Опубл. 15.09.2005; Бюл. №9.

50. Починская МВ, Волков ДЄ, Лопін ДО, Яблучанський МІ. Классы пульсового артериального давления и параметры электрокардиостимуляции у пациентов на годовом этапе после имплантации. Міжнародний медичний журнал. 2017; 3: 11–15.

51. Ревишвили АШ. Ресинхронизирующая терапия при хронической сердечной недостаточности. Журнал Сердечная недостаточность 2009; 10(6): 349-57.

52. Рекомендации ESC по диагностике и лечению острой и хронической сердечной недостаточности. 2016. Российский

кардиологический журнал. 2017; 1(141): 7–81. <http://dx.doi.org/10.15829/1560-4071-2017-1-7-81>.

53. Рекомендации по применению имплантируемых устройств. Рекомендации Рабочей группы по нарушениям ритма сердца Ассоциации кардиологов Украины [Текст]. К. 2012; 26.

54. Рычков АЮ, Кузнецов ВА, Хорькова НЮ, Криночкин ДВ, Мельников НН, Оленников ЕА, Дюрягина ЕЛ. Диссинхрония миокарда и факторы риска внезапной кардиальной смерти у больных с хронической сердечной недостаточностью. Сибирский медицинский журнал. 2014; 29(4): 22-26.

55. Сапельников ОВ, Алтыпов РС, Гришин ИР и др. Антитахикардитические и ресинхронизирующие устройства в лечении сердечной недостаточности и профилактике внезапной смерти. Кардиология. 2011; 51(9): 60-67.

56. Солдатова АМ, Кузнецов ВА, Криночкин ДВ, Енина ТН, Широков НЕ. Прогнозирование суперответа на сердечную ресинхронизирующую терапию у пациентов с хронической сердечной недостаточностью. Медицинская визуализация. 2018;(3):49-59. <https://doi.org/10.24835/1607-0763-2018-3-49-59>.

57. Солдатова АМ, Кузнецов ВА, Криночкин ДВ, Енина ТН, Широков НЕ. Прогнозирование суперответа на сердечную ресинхронизирующую терапию у пациентов с хронической сердечной недостаточностью. Медицинская визуализация. 2018; 3: 49-59.

58. Сычёв ОС, Бородай АА, Волков ДЕ. Применение ресинхронизирующей терапии у больных с сердечной недостаточностью. Серцева недостатність. 2011; 1: 34-43.

59. Фишман АЮ, Чесникова АИ. Оценка эффективности сердечной ресинхронизирующей терапии у больных с хронической сердечной недостаточностью ишемического генеза. Клиницист. 2011; 4: 30-36.

60. Чернюк СВ. Оцінка взаємозв'язку структурних змін серця із порушеннями серцевого ритму у хворих з дифузним міокардитом та ділятаційною кардіоміопатією. Вісник Вінницького національного медичного університету. 2016; 1(20): 57-62.

61. Шанина ИВ, Волков ДЕ, Бойко ВВ. Постоянная электрокардиостимуляция и медикаментозное сопровождение пациентов. Серце і судини. 2014; 2: 91–95.

62. Шанина ИВ, Волков ДЕ, Крайз ІГ, Яблучанський МІ. Частота призначення та дозування окремих груп кардіологічних препаратів у пацієнтів у різних класах тривалості QRS комплексу в перші 6 місяців постійної електрокардіостимуляції. Медицина транспорту України. 2014; 2: 5–10.

63. Школьникова МА, Шубик ЮВ, Шальнова ВМ, Школьников ВМ, Ваупель Д. Сердечные аритмии у лиц пожилого возраста и их ассоциация с характеристиками здоровья и смертности. Вестник аритмологии. 2007; 49: 5-13.

64. Щукіна ОС, Коваль ОА. Порівняльна характеристика хворих з гострим коронарним синдромом за даними Українських та Європейських реєстрів 2009-2015 рр. Медичні перспективи. 2017; XXII (1): 32-37.

65. Яблучанский НИ, Волков ДЕ, Карпенко ЮИ, Шанина ИВ. Медикаментозная терапия в ресинхронизирующей двухжелудочковой электрокардиостимуляции при хронической сердечной недостаточности в сочетании с постоянной формой фибрилляции предсердий. Аритмологія. 2013; 2: 62-63.

66. 2013 ESC Guidelines on cardiac pacing and cardiac resynchronization therapy. European Heart Journal. 2013; 34: 2281–2329.

67. Alhous MH, Small GR, Hannah A, Hillis GS, Broadhurst P. Impact of temporary right ventricular pacing from different sites on echocardiographic indices of cardiac function. Europace. 2011 Dec;13(12):1738-46. doi: 10.1093/europace/eur207.

68. Alhous MH, Small GR, Hannah A, Hillis GS, Frenneaux M, Broadhurst PA. Right ventricular septal pacing as alternative for failed left ventricular lead implantation in cardiac resynchronization therapy candidates. *Europace*. 2015 Jan; 17(1) :94-100. doi: 10.1093/europace/euu259.
69. Ali N, Keene D, Arnold A, Shun-Shin M, Whinnett ZI, Sohaib SMA. His Bundle Pacing: a new frontier in the treatment of heart failure. *Arrhythmia and Electrophysiol Rev*. 2018;7(2):103–10.
70. Alvarez CK, Cronin E, Baker WL, Kluger J. Heart failure as a substrate and trigger for ventricular tachycardia. *J Interv Card Electrophysiol*. 2019 Dec;56(3):229-247. doi: 10.1007/s10840-019-00623-x.
71. Ambrosy AP, Fonarow GC, Butler J, et al. The global health and economic burden of hospitalizations for heart failure: lessons learned from hospitalized heart failure registries. *J Am Coll Cardiol*. 2014; 63: 1123-1133.
72. An Y, Ando K, Soga Y, Nomura A, Nagashima M, Hayashi K et al. Mortality and predictors of appropriate implantable cardioverter defibrillator therapy in Japanese patients with Multicenter Automatic Defibrillator Implantation Trial II criteria. *J. Arrhythm*. 2017; 33(1): 17–22. doi: 10.1016/j.joa.2016.01.012.
73. Anh DJ, Eversull CS, Chen HA, Mofrad P, Mourlas NJ, Mead RH et al. Characterization of human coronary sinus valves by direct visualization during biventricular pacemaker implantation/ Pacing and Clinical Electrophysiology. 2008; 31: 78–82.
74. Arias MA, Pachón M, Puchol A, Jiménez-López J, Rodríguez-Padial L. Acute and mid-term outcomes of transvenous implant of a new left ventricular quadripolar lead versus bipolar leads for cardiac resynchronization therapy: Results from a single-center prospective database. *Cardiol J*. 2012; 19(5): 470–478.
75. Auricchio A, Delnoy PP, Butter C, et al. Feasibility, safety, and short-term outcome of leadless ultrasound-based endocardial left ventricular resynchronization in heart failure patients: results of the wireless stimulation endocardially for CRT (WiSE-CRT) study. *Europace*. 2014;16:681–688.

76. Auricchio A, Huck KH, Hatala R. et al. The current status of cardiac electrophysiology in ESC members countries. 2014 White Book of EHRA. 2014; 5: 510–518.

77. Baker JH, Mckenzie J, Beau S, Greer GS, Porterfield J, Fedor M, et al. Acute evaluation of programmer-guided AV/PV and VV delay optimization comparing an IEGM method and echocardiogram for cardiac resynchronization therapy in heart failure patients and dual-chamber ICD implants. *J Cardiovasc Electrophysiol* 2007; 18:1-7.

78. Balt JC, van Hemel N.M., Wellens H.J., de Voogt W.G. Radiological and electrocardiographic characterization of right ventricular outflow tract pacing. *Europace*. 2010; 12: 1739-1744.

79. Bardy GH, Lee KL, Mark DB, Poole JE, Packer DL et al. Amiodarone or an implantable cardioverter–defibrillator for congestive heart failure. *N Engl J Med* 2005; 352: 225–237.

80. Barra S, Providência R, Tang A, Heck P, Virdee M, Agarwal S. Importance of Implantable Cardioverter-Defibrillator Back-Up in Cardiac Resynchronization Therapy Recipients: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Am Heart Assoc*. 2015; Nov 6; 4(11). pii: e002539. doi: 10.1161/JAHA.115.002539.

81. Behar JM, Jackson T, Hyde E et al. Optimized left ventricular endocardial stimulation is superior to optimized epicardial stimulation in ischemic patients with poor response to cardiac resynchronization therapy: a combined magnetic resonance imaging, electroanatomic contact mapping, and hemodynamic study to target endocardial lead placement. *JACC Clin Electrophysiol*. 2016; 2(7):799-809.

82. Behar JM, Claridge S, Jackson T, Sieniewicz B, Porter B, Webb J, et al. The role of multi modality imaging in selecting patients and guiding lead placement for the delivery of cardiac resynchronization therapy. *Expert Rev Cardiovasc Ther*. 2017 Feb;15(2):93-107. doi: 10.1080/14779072.2016.1252674.

83. Beshai J, Grimm R, Naqesh S, et al. Study Investigators. Cardiac-resynchronization therapy in heart failure with narrow QRS complexes. *N Engl J Med* 2007; 357:2461–71.
84. Betts TR, Gamble JHP, Khiani R, Bashir Y, Rajappan K. Development of a technique for left ventricular endocardial pacing via puncture of the interventricular septum. *Circ Arrhythm Electrophysiol.* 2014;7:17–22.
85. Biffi M, Defaye P, Jais P, Ruffa F, Leclercq C, Gras D et al. Benefits of left ventricular endocardial pacing comparing failed implants and prior non-responders to conventional cardiac resynchronization therapy: a subanalysis from the ALSYNC study. *Int J Cardiol* 2018;259:88–93.
86. Bontempi L, Vassanelli F, Ashofair N, Inama L, Mariggio D, Cerini M, Curnis A. The novel active fixation coronary sinus lead: efficacy and safety of transvenous extraction Procedure. *Europace.* 2016; 18: 301–303.
87. Bordachar P, Grenz N, Jais, P. et al. Left ventricular endocardial or triventricular pacing to optimize cardiac resynchronization therapy in a chronic canine model of ischemic heart failure. *Am J Physiol Heart Circ Physiol.* 2012; 303: H207–H215.
88. Boriani G, Gardini B, Diemberger I, Bacchi Reggiani ML, Biffi M, Martignani C et al. Meta-analysis of randomized controlled trials evaluating left ventricular vs. biventricular pacing in heart failure: effect on all-cause mortality and hospitalizations. *Eur J Heart Fail* 2012;14: 652–60.
89. Boriani G, Kranig W, Donal E, Calo L, Casella M, Delarche N et al. A randomized double-blind comparison of biventricular versus left ventricular stimulation for cardiac resynchronization therapy: the Biventricular versus Left Univentricular Pacing with ICD Back-up in Heart Failure Patients (B-LEFT HF) trial. *Am Heart J* 2010;159: 1052 – 8.
90. Bracke FA, Houthuizen P, Rahel BM, and van Gelder BM. Left ventricular endocardial pacing improves the clinical efficacy in a non-responder to cardiac resynchronization therapy: role of acute haemodynamic testing. *Europace.* 2010; 12: 1032–1034.

91. Bracke FA, van Gelder BM, Dekker LR. et al. Left ventricular endocardial pacing in cardiac resynchronisation therapy: moving from bench to bedside. *Neth Heart J*. 2012; 20: 118–124.
92. Brenyo A, Zariba W. Prognostic significance of QRS duration and morphology. *Cardiol J*. 2011; 18(1): 8-17.
93. Brignole M, Auricchio A, Baron-Esquivias G, Bordachar P, Boriani G, Breithardt O, Cleland J et al. 2013 ESC Guidelines on cardiac pacing and cardiac resynchronization therapy. *European Heart Journal*. 2013; **34**: 2281-2329 doi:10.1093/eurheartj/eh150.
94. Bristow MR, Saxon LA, Boehmer J, Krueger S, Kass DA, De Marco T, et al.. Cardiac-resynchronization therapy with or without an implantable defibrillator in advanced chronic heart failure. *N Engl J Med*. 2004; 350: 2140–2150.
95. Burri H, Park CI, Zimmermann M, Gentil-Baron P, Stettler C, Sunthorn H et al. Utility of the surface electrocardiogram for confirming right ventricular septal pacing: validation using electroanatomical mapping. *Europace*. 2011; 13(1): 82-86.
96. Burri H, Prinzen FW, Gasparin M, Leclercq C. Left univentricular pacing for cardiac resynchronization therapy. *Europace*. 2017; 19: 912–919.
97. Burri H, Sunthorn H, Shah D, Lerch R. Optimization of device programming for cardiac resynchronization therapy. *Pace*. 2006; 29: 1416-1425.
98. Calizio NO, Pesce R, Valero E et al. Which patients with congestive heart failure may benefit from biventricular pacing? *Pacing Clin Electrophysiol* 2003; 26(1,2): 158-61.
99. Calvo N, Bisbal F, Guiu E, Ramos P, Nadal M, Tolosana JM et al. Impact of atrial fibrillation-induced tachycardiomyopathy in patients undergoing pulmonary vein isolation. *Int J Cardiol* 2013; 168: 4093–4097.
100. Cano O, Osca J, Sancho-Tello MJ, Sanchez JM, Ortiz V, Castro JE et al. Comparison of effectiveness of right ventricular septal pacing versus right ventricular apical pacing. *Am J Cardiol*. 2010; 105(10): 1426-32.

101. Catanzariti D, Maines M, Manica A, Angheben C, Varbaro A, Vergara G. Permanent His-bundle pacing maintains long-term ventricular synchrony and left ventricular performance, unlike conventional right ventricular apical pacing. *Europace*. 2013; 15: 546-553. doi:10.1093/europace/eus313.
102. Cazeau S, Ritter P, Bakdach S, Lazarus A, Limousin M, Henao L et al. Four chamber pacing in dilated cardiomyopathy. *Pacing Clin Electrophysiol*. 1994; 17(11 Pt 2):1974-9.
103. Cazeau SJ, Daubert JC, Tavazzi L et al. Responders to cardiac resynchronization therapy with narrow or intermediate QRS complexes identified by simple echocardiographic indices of dyssynchrony: the DESIRE study. *Eur J Heart Fail* 2008; 10: 273–80.
104. Chen S, Yin Y, Lan X, et al. PREDICT-Heart Failure study international group. Paced QRS duration as a predictor for clinical heart failure events during right ventricular apical pacing in patients with idiopathic complete atrioventricular block: results from an observational cohort study (PREDICT-HF). *Eur J Heart Fail*. 2013; 15(3): 352-9.
105. Cheng A, Helm RH, Abraham TP. Pathophysiological mechanisms underlying ventricular dyssynchrony. *Europace*. 2009; 11(5): 10–4.
106. Chien-Ming C, Huang JL, Wu TJ et al. Novel tips for engaging the coronary sinus guided by right ventricular lead . *Europace*. 2012; 14: 1754–1758.
107. Chierchia G-B, Geelen P, Rivero-Ayerza M, Brugada P. Double wire technique to catheterize sharply angulated coronary sinus branches in cardiac resynchronization therapy. *Pacing and Clinical Electrophysiology*. 2005; 28: 168–170.
108. Chung ES, Leon AR, Tavazzi L et al. Results of the Predictors of Response to CRT (PROSPECT) Trial. *Circulation* 2008; 117(20): 2608–16.
109. Cleland J, Daubert J, Erdmann E, Freemantle N, Gras D, Kappenberger L, Tavazzi L. The effect of cardiac resynchronization on morbidity and mortality in heart failure. *N Engl J Med*. 2005; 352: 1539–1549.



110. Cleland JG, Abraham WT, Linde C, Gold MR, Young JB, Claude Daubert J et al. An individual patient meta-analysis of five randomized trials assessing the effects of cardiac resynchronization therapy on morbidity and mortality in patients with symptomatic heart failure. *Eur Heart J*. 2013; 34: 3547–3556.
111. Cleland JGF, Freemantle N, Erdmann E, Gras D, Kappenberger L, Tavazzi L, Daubert J-CC. Long-term mortality with cardiac resynchronization therapy in the Cardiac Resynchronization–Heart Failure (CARE-HF) trial. *Eur J Heart Fail* 2012; 14: 628–634.
112. Cleland JGF, Mareev Y, Linde C. Reflections on EchoCRT: sound guidance on QRS duration and morphology for CRT? *Eur Heart J*. 2015; 36: 1948–1951.
113. Clements IP, Akerem Khan SK, Chen HH, Mullan BP. Measurement of left and right ventricular volumes with tomographic equilibrium radionuclide angiocardiology and cardiac MRI. *Nucl Med Commun*. 2012 May; 33(5): 481-5.
114. Coats AJS. Ageing, demographics, and heart failure. *Eur Heart J Suppl*. 2019 Dec;21(Suppl L):L4-L7. doi: 10.1093/eurheartj/suz235. Epub 2019 Dec 23. PMID: 31885504.
115. Conen D, Adam M, Roche ., Barthelemy JC, Felber DD, Imboden M et al. Premature atrial contractions in the general population: frequency and risk factors. *Circulation*. 2012; 126: 2302-2308.
116. Connolly SJ, Kerr CR, Gent M et al. Effects of physiologic pacing versus ventricular pacing on the risk of stroke and death due to cardiovascular causes. *N. Engl. J. Med*. 2000; 342: 1385-1391.
117. Conrad N, Judge A, Tran J, Mohseni H, Hedgecott D, Crespillo AP, Allison M, Hemingway H, Cleland JG, McMurray JJ, Rahimi K. Temporal trends and patterns in heart failure incidence: a population-based study of 4 million individuals. *Lancet* 2018;391:572-580.
118. Curtis AB, Worley SJ, Chung ES, Li P, Christman SA, St John Sutton M . Improvement in Clinical Outcomes With Biventricular Versus Right

Ventricular Pacing: The BLOCK HF Study. *J Am Coll Cardiol*. 2016 May 10;67(18):2148-2157. doi: 10.1016/j.jacc.2016.02.051.

119. Curtis AB, Worley SJ, Adamson PB, Chung ES, Niazi I, Sherfese L, Shinn T et al. Biventricular pacing for atrioventricular block and systolic dysfunction for the Biventricular versus Right Ventricular Pacing in Heart Failure Patients with Atrioventricular Block (BLOCK HF) trial investigators. *N Engl J Med*. 2013;17368:1585–93.

120. Da Costa A, Gate-Martinet A, Rouffiange P, Cerisier A, Nadrouss A, Bisch L, Romeyer-Bouchard C, Isaaz K. Anatomical factors involved in difficult cardiac resynchronization therapy procedure: a non-invasive study using dual-source 64-multi-slice computed tomography. *Europace*. 2012 Jun; 14(6): 833-40. doi: 10.1093/europace/eur350.

121. Daubert C, Behar N, Martins RP, Mabo P, Leclercq C. Avoiding non-responders to cardiac resynchronization therapy: a practical guide. *Eur Heart J*. 2017; 14;38(19):1463-1472.

122. De Cock CC, Giudici MC, Twisk JW. Comparison of the haemodynamic effects of right ventricular outflow-tract pacing with right ventricular apex pacing: a quantitative review. *Europace*. 2003; 3(3): 275-8.

123. De Maria E, Ziacchi M, Diemberger I, Biffi M. Leadless left ventricular endocardial pacing: a real alternative or a luxury for a few? *Cardiovasc Diagn Ther*. 2018; 8(4): 530–533.

124. Derienko TA, Pochinska MV, Volkov DE, Yabluchansky MI. Analyze of death in patients with cardiac pacing. *Journal of V. N. Karazin` KhNU*. 2014; 1141: 13-16.

125. Derienko TA, Volkov DE. Clinical features of patients with permanent pacemakers depending on the stage of arterial hypertension. *The Journal of V. N. Karazin KhNU, series Medicine*. 2015; 30: 5–8.

126. Derval N, Steendijk P, Gula LJ, et al. Optimizing hemodynamics in heart failure patients by systematic screening of left ventricular pacing sites: the lateral left ventricular wall and the coronary sinus are rarely the best sites. *J Am*

Coll Cardiol. 2010;55:566–575.

127. Deshmukh P, Casavant DA, Romanyshyn M, Anderson K. Permanent, direct His bundle pacing: A novel approach to cardiac pacing in patients with normal His-Purkinje activation. *Circulation*. 2000; 101(8): 869-877.

128. Deshmukh P, Romanyshyn M. Direct His-bundle pacing: present and future. *Pacing Clin Electrophysiol*. 2004; 27(6): 862-70.

129. Dhingra R, Pencina MJ, Wang TJ, et al. Electrocardiographic QRS duration and the risk of congestive heart failure: the Framingham Heart Study. *Hypertension* 2006; 47: 861-7.

130. Drokin DG, Shanina IV, Volkov DE, Yabluchansky NI. Diagnosis and choice of the management strategy in patients with cardiac resynchronization therapy in case of chronic heart failure with multimorbidity. *Journal of V. N. Karazin` KhNU*. 2013; 1090 (26): 61–65.

131. Ellenbogen KA, Greenspon AJ, Freedman RA, Lee KL, Lamas GA. Adverse effect of ventricular pacing on heart failure and atrial fibrillation among patients with normal baseline QRS duration in a clinical trial of pacemaker therapy for sinus node dysfunction. *Circulation*. 2003; 107(23): 2932–2937.

132. Ermis C, Benditt DG. Stent-stabilization of left ventricular pacing leads for cardiac resynchronization therapy: a promising concept? *J Cardiovasc Electrophysiol*. 2007; 18: 308–309.

133. Farmakis D, Filippatos G, Parissis J, Lekakis J. The social and economic burden of hospitalization for heart failure *Medicographia*. 2015; 37:135-138.

134. Foley PW, Chalil S, Ratib K et al. Fluoroscopic left ventricular lead position and the long-term clinical outcome of cardiac resynchronization therapy. *Pacing Clin. Electrophysiol*. 2011; 34: 785–97.

135. Foley PW, Patel K, Irwin N et al. Cardiac resynchronization therapy in patients with heart failure and normal QRS duration The RESPOND study. *Heart* 2011; 97(13): 1041–7.

136. Francis D P. The annual global economic burden of heart failure. *Internat. J. of Cardiology.* 2014; 171(3): 368-376. DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ijcard.2013.12.028>.
137. Funck RC, Mueller H-H, Lunati M, Piorkowski C, De Roy L, Paul V, et al. Characteristics of a large sample of candidates for permanent ventricular pacing included in the Biventricular Pacing for Atrio-ventricular Block to Prevent Cardiac Desynchronization Study (BioPace). *EP Eur.* 2014;16(3):354–62.
138. Gamble JHP, Herring N, Ginks M, Rajappan K, Bashir Y, Betts TR. Endocardial left ventricular pacing for cardiac resynchronization: systematic review and meta-analysis. *Europace.* 2018;20:73–81.
139. Gamble JHP, Herring N, Ginks M, Rajappan K, Bashir Y, Betts TR. Procedural success of left ventricular lead placement for Cardiac Resynchronization Therap. *JACC: Clinical electrophysiology.* 2016; 2(1): 69-77.
140. Gamble JHP, Herring N, Ginks MR, Rajappan K, Bashir Y, Betts TR. Endocardial left ventricular pacing across the interventricular septum for cardiac resynchronization therapy: clinical results of a pilot study. *Heart Rhythm.* 2018;15(7):1017–22.
141. Gao C-H, Zhang H, Cui J-Y, Zou D-Z. Real-time three-dimensional echocardiographic determination of right ventricular outflow tract high septal pacing sites. *European Heart Journal – Cardiovascular Imaging.* 2012; 13: 104–108.
142. García-Lunar I, Castro-Urda V, Toquero-Ramos J, Mingo-Santos S, Moñivas-Palomero V et al. Ventricular Arrhythmias in Super-responders to Cardiac Resynchronization Therapy. *Rev Esp Cardiol.* 2014; 67(11): 883-889. DOI: 10.1016/j.rec.2014.01.016.
143. Gasparini M, Birnie D, Lemke B, Aonuma K, Lee KL, Gorcsan J 3rd, Adaptive Cardiac Resynchronization Therapy Reduces Atrial Fibrillation Incidence in Heart Failure Patients With Prolonged AV Conduction: The Adaptive CRT Randomized Trial.. *Circ Arrhythm Electrophysiol.* 2019 May;12(5):e007260. doi: 10.1161/CIRCEP.119.007260.

144. Gasparini M, Bocchiardo M, Lunati M, Ravazzi PA, Santini M, Zardini M et al. Comparison of 1-year effects of left ventricular and biventricular pacing in patients with heart failure who have ventricular arrhythmias and left bundle-branch block: the Bi vs Left Ventricular Pacing: an International Pilot Evaluation on Heart Failure Patients with Ventricular Arrhythmias (BELIEVE) multicenter prospective randomized pilot study. *Am Heart J* 2006;152:e1 – 7.

145. Gasparini M, Proclemer A, Klersy C, Kloppe A, Lunati M, Ferrer JBM, et al. Effect of long-detection interval vs standard-detection interval for implantable cardioverter-defibrillators on antitachycardia pacing and shock delivery: the ADVANCE III randomized clinical trial. *JAMA* 2013; 309: 1903–1911.

146. Gasparini M. LV lead site had no effect on improvement in cardiac function and exercise capacity. *PACE*. 2003; 23: 162-168.

147. Gaztañaga L, Marchlinski FE, Betensky BP. Mechanisms of Cardiac Arrhythmias. *Rev Esp Cardiol*. 2012; 65(02): 174-185. DOI: 10.1016/j.rec.2011.09.020.

148. Gellér L, Salló Z, Molnár L et al. Long-term single-centre large volume experience with transseptal endocardial left ventricular lead implantation. *Europace*. 2019; 21(8): 1237–1245.

149. Giannola G, Torcivia R, Farulla RA, Heynens J. Overcoming an impossible anatomy with a novel left ventricular active fixation lead in the coronary sinus: A case report. *Heart Rhythm Case Reports*. 2015;1:130–132.

150. Global, regional, and national life expectancy, all-cause mortality, and cause-specific mortality for 249 causes of death, 1980–2015: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2015. *Lancet*. 2016; 388: 1459–1544. [http://www.thelancet.com/pdfs/journals/lancet/PIIS0140-6736\(16\)31012-1.pdf](http://www.thelancet.com/pdfs/journals/lancet/PIIS0140-6736(16)31012-1.pdf).

151. Goldberger JJ, Buxton AE, Cain M et al. Risk stratification for arrhythmic sudden cardiac death: identifying the roadblocks. *Circulation*. 2011; 123: 2423-2430.

152. Goldenberg I, Gillespie J, Moss AJ, Hal WJ, Klein H, McNit S et al. Long-term benefit of primary prevention with an implantable cardioverter-defibrillator: an extended 8-year follow-up study of the Multicenter Automatic Defibrillator Implantation Trial II. *Circulation*. 2010; 122(13): 1265-1271. doi: 10.1161/CIRCULATIONAHA.110.940148.

153. Goldenberg I, Kutyifa V, Klein HU, Cannom DS, Brown MW, Dan A, et al. Survival with cardiac-resynchronization therapy in mild heart failure. *N Engl J Med* 2014; 370: 1694–1701.

154. Gómez-Martínez L., Orozco-Beltrán D., Quesada J.A., Bertomeu-González V., Gil-Guillén V.F., López-Pineda A., Carratalá-Munuera C. Trends in premature mortality due to heart failure by autonomous community in Spain: 1999 to 2013. *Rev Esp Cardiol (Engl Ed)*. 2018; 10. pii: S1885-5857(17)30584-4. doi: 10.1016/j.rec.2017.09.026.

155. Gong X, Su Y, Pan W, Cui J, Liu S, Shu X. Is right ventricular outflow tract pacing superior to right ventricular apex pacing in patients with normal cardiac function?. *Clin Cardiol*. 2009; 32(12): 695-699.

156. Gopi A, Sundar G, Yelagudri S, Lalukota K, Sridevi C, Narasimhan C. Atrial synchronous left ventricular only pacing with VDD pacemaker system - a cost effective alternative to conventional cardiac resynchronization therapy. *Indian Heart J* 2014; 66:612-616.

157. Gorcsan J, Abraham T, Agler DA, Bax JJ, Derumeaux G, Grimm RA et al. Echocardiography for cardiac resynchronization therapy: recommendations for performance and reporting – a report from the American Society of Echocardiography Dyssynchrony Writing Group. *Journal of the American Society of Echocardiography*. 2008; 21(3): 191-213.

158. Gould J, Sieniewicz B, Porter B. Chronic Right Ventricular Pacing in the Heart Failure Population. *Current Heart Failure Reports*. 2018; 15:61–69.

159. Graham AJ, Providencia R, Honarbakhsh S, Srinivasan N, Sawhney V, Hunter R, Lambiase P. Systematic review and meta-analysis of left ventricular endocardial pacing in advanced heart failure: Clinically efficacious but at what

cost? *Pacing Clin Electrophysiol.* 2018; 41(4): 353-361.

160. Groenewegen A, Rutten FH, Mosterd A, Hoes AW. Epidemiology of heart failure. *Eur J Heart Fail.* 2020 Jun 1. doi: 10.1002/ejhf.1858

161. Helm RH, Byrne M, Helm PA et al. Three-Dimensional Mapping of Optimal Left Ventricular Pacing Site for Cardiac Resynchronization. *Circulation.* 2007; 115: 953-961.

162. Hillock RJ, Mond HG. Pacing the right ventricular outflow tract septum: time to embrace the future. *Europace.* 2012; 14(1): 28-35.

163. Hindricks G, Camm J, Merkely B, Raatikainen P, Arnar DO. The EHRA White Book 2017 The Current Status of Cardiac Electrophysiology in ESC Member Countries. Available on: [www.escardio.org/EHRA-whitebook](http://www.escardio.org/EHRA-whitebook).

164. Hingorani P, Natekar M, Deshmukh S, Karnad DR, Kothari S, Narula D, Lokhandwala Y. Morphological abnormalities in baseline ECGs in healthy normal volunteers participating in phase I studies. *Indian. J. Med. Res.* 2012; 135: 322-330.

165. Hirayama Y, Kawamura Y, Sato N, Saito T, Tanaka H, Saijo Y, et al. Functional characteristics of left ventricular synchronization via right ventricular outflow-tract pacing detected by two-dimensional strain echocardiography. *Journal of Arrhythmia.* 2017; 33: 28-34.

166. Huang XM, Fu HX, Zhong L, Osborn MJ, Asirvatham SJ, Sinak LJ et al. Outcomes of lead revision for myocardial perforation after cardiac implantable electronic device placement. *J Cardiovasc Electrophysiol.* 2014 Oct; 25(10): 1119-24. doi: 10.1111/jce.12457.

167. Ilkhanoff L, Liu K, Ning H, et al. Association of QRS duration with left ventricular structure and function and risk of heart failure in middle-aged and older adults: the Multi-Ethnic Study of Atherosclerosis (MESA). *Eur J Heart Fail* 2012 Nov; 14(11): 1285-92.

168. Jabbour R, Francis DP. The annual global economic burden of heart failure *Internat. J. of Cardiology.* 2014; 171(3): 368-376. DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ijcard.2013.12.028>.

169. Jackson KP. Left Ventricular Lead Placement for Cardiac Resynchronization Therapy. *J Innovat Cardiac Rhythm Manag.* 2013; 4: 1284–1291.
170. Jaïs P, Douard H, Shah DC, Barold S, Barat JL, Clémenty J. Endocardial biventricular pacing. *Pacing Clin Electrophysiol.* 1998; 21:2128–31.
171. Jaïs P, Takahashi A, Garrigue S, Mid-term follow-up of endocardial biventricular pacing. *Pacing Clin Electrophysiol.* 2000;23():1744–1747.
172. Jeevanantham V, Zareba W, Navaneethan S et al. Metaanalysis on effects of cardiac resynchronization therapy in heart failure patients with narrow QRS complex. *Cardiol J.* 2008; 15(3): 230–6.
173. Jensen PN, Gronroos NN, Chen LY, Folsom AR, de Filippi C, Heckbert SR. Incidence of and risk factors for sick sinus syndrome in the general population. *J. Am. Coll. Cardiol.* 2014; 64: 531-538.
174. Jongbloed MR, Lamb HJ, Bax JJ et al. Noninvasive visualization of the cardiac venous system using multislice computed tomography. *J Amer Coll Cardiol.* 2005; 45: 749–53.
175. Kaiser DW, Tsai V, Heidenreich PA, Goldstein MK, Wang Y, Curti J, Turakhi MP. Defibrillator implantations for primary prevention in the United States: Inappropriate care or inadequate documentation: Insights from the National Cardiovascular Data ICD Registry. *Heart Rhythm.* 2015; 12(10): 2086-2093. doi: 10.1016/j.hrthm.2015.05.010.
176. Karpawich PP, Rabah R, Haas JE. Altered cardiac histology following apical right ventricular pacing in patients with congenital atrioventricular block. *Pacing Clin Electrophysiol.* 1999; 22(9): 1372-1377.
177. Karpawich PP, Singh H, Zelin K. Optimizing paced ventricular function in patients with and without repaired congenital heart disease by contractility-guided lead implant. *Pacing Clin Electrophysiol.* 2015 Jan; 38(1): 54-62. doi: 10.1111/pace.12521.
178. Karpenko I, Abramova A, Chanafi M, Lopin D, Volkov D. Comparison of endocardial vs epicardial LV pacing in patients receiving CRT. *Europace.* 2018;



20(1): i33.

179. Karpenko Y, Abramova A, Goriachiy A, Khanafi M, Volkov D. Anticoagulant therapy in patients with left ventricular endocardial stimulation for cardiac resynchronization therapy. *European Heart Journal*. 2016; 37(suppl\_1): 641.

180. Karpenko Y, Abramova A, Goriachiy A, Naydenko N, Khanafi M, Volkov D. Left ventricular endocardial pacing: novel transmyocardial approaches. *Europace*. 2017; 3: iii27.

181. Karpenko Y, Abramova AA, Naydenko NV, Volkov DE. Left ventricular endocardial pacing for CRT in patients with heart failure using puncture of interventricular septum and apex of left ventricle. *European Heart Journal*. 2015; 36(1): 53.

182. Karpenko Y, Volkov D. Different techniques for CRT implantations. *Europace*. 2011; 13(1): i.29s.

183. Karpenko Y, Volkov D. Transapical endocardial LV pacing for CRT, first experience in five patients. *PACE*. 2011; 34: 1401.

184. Karpenko Y, Volkov D. Unconventional techniques for CRT implantations, does it have to be seldom? In: The 10th international dead sea symposium on cardiac arrhythmias and device therapy, 08-10.02.2010 Tel-Aviv, Israel, Abstract Number: 140-59.

185. Kassai I, Foldesi C, Szekely A, Szili-Torok T. New method for cardiac resynchronization therapy: transapical endocardial lead implantation for left ventricular free wall pacing. *Europace*. 2008;10(7):882-883.

186. Kawakami T, Tanaka N, Ohno H, et al. The relationship between right ventricular lead position and paced QRS duration. *Pacing Clin Electrophysiol*. 2013 Feb; 36(2): 187-93.

187. Khan FZ, Virdee MS, Palmer CR, Pugh PJ, O'Halloran D, Elvik M, Read P a, Begley D, Fynn SP, Dutka DP. Targeted left ventricular lead placement to guide cardiac resynchronization therapy: the TARGET study: a randomized, controlled trial. *J Am Coll Cardiol*. 2012; 59: 1509–1518.

188. Khan SG, Klettas D, Kapetanakis S. Clinical utility of speckle-tracking echocardiography in cardiac resynchronisation therapy *Echo Res Pract.* 2016; 3(1): R1–R11.

189. Kirchhof P, Benussi S, Kotecha D, Ahlsson A, Atar D, Casadei B et al. 2016 ESC Guidelines for the management of atrial fibrillation developed in collaboration with EACTS. *Eur Heart J.* 2016. doi: 10.1093/ eurheartj/ehw210. Forthcoming.

190. Kis Z, Arany A, Gyori G. Kassai I, et al Long-term cerebral thromboembolic complications of transapical endocardial resynchronization therapy. *J Interv Card Electrophysiol.* 2017; 48(2): 113–120.

191. Kolomytseva IN, Volkov DE, Lopin DA, Yabluchansky MI. Functional class of chronic heart failure and clinical features of patients with permanent pacemakers. *The Journal of Kharkiv V. N. Karazin` National University, Series «Medicine».* 2014; 27(1108): 5–9.

192. Kronborg MB, Albertsen AE, Nielsen JC et al. Long-term clinical outcome and left ventricular lead position in cardiac resynchronization therapy. *Europace.* 2009; 11: 1177–1182.

193. Krum H, Lemke B, Birnie D, Lee KL, Aonuma K, Starling RC et al. A novel algorithm for individualized cardiac resynchronization therapy: rationale and design of the adaptive cardiac resynchronization therapy trial. *Am Heart J.* 2012;163(5):747-752.

194. Kurl S, Makikallio TH, Rautaharju P, Kiviniemi V, Laukkanen JA. Duration of QRS complex in resting electrocardiogram is a predictor of sudden cardiac death in men. *Circulation* 2012; 125: 2588-94.

195. Kusumoto FM, Schoenfeld MH, Barrett C, Edgerton JR, Ellenbogen KA, Gold MR et al. 2018 ACC/AHA/HRS Guideline on the Evaluation and Management of Patients With Bradycardia and Cardiac Conduction Delay: A Report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Clinical Practice Guidelines and the Heart Rhythm Society. *Circulation.* 2019;140:e382–e482. <https://doi.org/10.1161/CIR.0000000000000628>.

196. Kutyifa V, Bela M, Szilagyi S, Zima E, Roka A, Kiraly A et al. Usefulness of electroanatomical mapping during transseptal endocardial left ventricular lead implantation. *Europace*. 2012; 14: 599–604.
197. Kypka A, Steinwender J, Kammler J, Leisch J, Hofmann R. Long-term outcomes in patients with atrioventricular block undergoing septal ventricular lead implantation compared with standard apical pacing. *Europace*. 2008; 10(5): 574-579.
198. Lafitte S, Reant P, Zaroui A et al. Validation of an echocardiography multiparametric strategy to increase responders patients after cardiac resynchronization : A multicentre study. *Eur Heart J* 2009; 30: 2880–7.
199. Lakkireddy DR, Chung MK, Gopinathannair R. Guidance for Cardiac Electrophysiology During the COVID-19 Pandemic from the Heart Rhythm Society COVID-19 Task Force; Electrophysiology Section of the American College of Cardiology; and the Electrocardiography and Arrhythmias Committee of the Council on Clinical Cardiology, American Heart Association. *Heart Rhythm*. 2020, In Press.
200. Lamas GA, Lee KL, Sweeney MO, Silverman R, Leon A, Yee R et al. Mode Selection Trial in Sinus-Node Dysfunction. Ventricular pacing or dual-chamber pacing for sinus-node dysfunction. *N. Engl. J. Med*. 2002; 346(24): 1854-1862.
201. Lamas GA, Orav EJ, Stambler BS, Ellenbogen KA, Sgarbossa EB, Huang SK et al. Quality of life and clinical outcomes in elderly patients treated with ventricular pacing as compared with dual-chamber pacing. *Pacemaker Selection in the Elderly Investigators*. *N. Engl. J. Med*. 1998; 12(12): 1097-1104.
202. Leong DP, Mitchell AM, Salna I, Brooks AG, Sharma G, Lim HS et al. Young Long-term mechanical consequences of permanent right ventricular pacing: effect of pacing site. *J Cardiovasc Electrophysiol*. 2010; 21(10): 1120-1126.
203. Liang Y, Pan W, Su Y, Ge J. Meta-analysis of randomized controlled trials comparing isolated left ventricular and biventricular pacing in patients with chronic heart failure. *Am J Cardiol* 2011;108:1160–5.

204. Lieberman R, Grenz D, Mond HG, Gammage MD. Selective site pacing: defining and reaching the selected site. *Pacing and Clinical Electrophysiology*. 2004; 27(6): 883-886.

205. Linde C, Abraham WT, Gold MR, Sutton MSJ, Ghio S, Daubert C. Randomized trial of cardiac resynchronization in mildly symptomatic heart failure patients and in asymptomatic patients with left ventricular dysfunction and previous heart failure symptoms. *J American Coll Cardiol*. 2008; 52: 1834-1843.

206. Linde C, Gold MR, Abraham WT, St John Sutton M, Ghio S, Cerkenvenik J, Daubert C. Long-term impact of cardiac resynchronization therapy in mild heart failure: 5-year results from the REsynchronization reVERses Remodeling in Systolic left Ventricular dysfunction (REVERSE) study. *Eur Heart J* 2013; 34: 2592–2599.

207. Liu Y-H, Lai L-P, Lin J-L. Using multiple buddy wires to facilitate left ventricular lead advancement in cardiac resynchronization therapy. *J Intervent Cardiac Electrophysiol*. 2007; 18(3): 239-241.

208. López-Sendón J. The changing landscape of heart failure outcomes *Medicographia*. 2015; 37: 125-134.

209. López-Sendón J. The heart failure epidemic. *Medicographia*. 2011; 33: 363-369.

210. Ludinghausen M. The venous drainage of the human myocardium. *Advances in Anatomy, Embryology and Cell Biology*. 2003; 168: 1–104.

211. Lunati M, Magenta G, Cattafi G Clinical relevance of systematic CRT device optimization *J Atr Fibrillation*. 2014; 7(2): 62-69.

212. Lustgarten DL, Crespo EM, Arkhipova-Jenkins I, Lobel R, Winget J, Koehler J, Liberman E, Sheldon T. His-bundle pacing versus biventricular pacing in cardiac resynchronization therapy patients: A crossover design comparison. *Heart Rhythm*. 2015 Jul; 12(7):1548-57.

213. Mafi-Rad M, Luermans JG, Blaauw Y et al. Feasibility and acute hemodynamic effect of left ventricular septal pacing by transvenous approach through the interventricular septum. *Circ Arrhythm Electrophysiol*. 2019; 9:

e003344.

214. Maggioni AP, Orso F, Calabria S, Rosi E, Cinconze E, Baldasseroni S, Martini N. The real-world evidence of heart failure: findings from 41 413 patients of the ARNO database. *Eur J Heart Fail.* 2016; 18(4): 402-410. doi: 10.1002/ejhf.471.

215. Makaryus AN, Boutis L, Goldner B et al. Coronary Venous Angioplasty and Stenting for Biventricular Pacemaker Left Ventricular Lead Implantation. *J Invasive Cardiol.* 2007; 19(5): 128-130.

216. Manolis AS. The deleterious consequences of right ventricular apical pacing: time to seek alternate site pacing. *Pacing and Clinical Electrophysiology.* 2006; 29: 298-315.

217. Masarone D, Limongelli G, Rubino M, Valente F, Vastarella R, Ammendola E et al. Management of arrhythmias in heart failure. *J Cardiovasc Dev Dis.* 2017 Feb 28;4(1):3. doi: 10.3390/jcdd4010003.

218. Mason JW, Ramseth DJ, Chanter DO. Electrocardiographic reference ranges derived from 79,743 ambulatory subjects. *J. Electrocardiol.* 2007; 40: 228-234.

219. Massoulié G, Chouki C, Mulliez A, et al. Effect of optimization of medical treatment on long-term survival of patients with heart failure after implantable cardioverter defibrillator and cardiac resynchronization device implantation (from the French national EGB database). *Am J Cardiol.* 2018;121(6):725–730.

220. McGavigan AD, Roberts-Thomson KC, Hillock RJ, Stevenson IH, Mond HG. Right ventricular outflow tract pacing: radiographic and electrocardiographic correlates of lead position. *Pacing and Clinical Electrophysiology.* 2006; 29(10): 1063-8.

221. Meade TH, Lopez JA. Balloon occlusion technique to cannulate angulated and tortuous coronary sinus branches in cardiac resynchronization therapy. *Pacing Clin Electrophysiol.* 2005; 28: 1243–1244.

222. Medi C, Mond HG. Right ventricular outflow tract septal pacing: long-term follow up of ventricular lead performance. *Pacing Clin Electrophysiol.* 2009; 32(2): 172-176.

223. Mera F, De Lurgio DB, Patterson RE, Merlino JD, Wade ME, Leon AR. A comparison of ventricular function during high right ventricular septal and apical pacing after his-bundle ablation for refractory atrial fibrillation. *Pacing Clin Electrophysiol.* 1999; 22(8): 1234-1239.

224. Miller AL, Kramer DB, Lewis EF et al. Event-free survival following CRT with surgically implanted LV leads versus standard transvenous approach. *Pacing Clin Electrophysiol.* 2011; 34: 490–500.

225. Mond HG, Vlay SC. Pacing the right ventricular septum: time to abandon apical pacing. *Pacing Clin Electrophysiol.* 2010; 33(11): 1293-7.

226. Morgan JM, Biffi M, Gellér L et al. ALternate Site Cardiac ResYNChronization (ALSYNC): a prospective and multicentre study of left ventricular endocardial pacing for cardiac resynchronization therapy. *Eur Heart J.* 2016; 37:2118–2127.

227. Moss AJ, Hall WJ, Cannom DS, Klein H, Brown MW, Daubert JP, et al. Cardiac-resynchronization therapy for the prevention of heart-failure events. *N Engl J Med* 2009; 361: 1329–1338.

228. Moya A, Garcia-Civera R, Croci F, Menozzi C, BrugadaJ, Ammirati F, et al. Diagnosis, management, and outcomes of patients with syncope and bundle branch block. *Eur Heart J* 2011; 32: 1535-1541.

229. Mozaffarian D, Benjamin EJ, Go AS et al. Heart disease and stroke statistics - 2015 update: a report from the American Heart Association. *Circulation.* 2015; 131(4): e29-e322.

230. Murakoshi N, Aonuma K. Epidemiology of arrhythmias and sudden cardiac death in Asia. *Circ. J.* - 2013; 77: 2419-2431.

231. Nabeta T, Inomata T, Iida Y, et al. Prognostic significance of beta-blocker up-titration in conjunction with cardiac resynchronization therapy in heart failure management. *Heart Vessels.* 2016;31 (7):1109–1116.

232. Naegeli B, Kurz DJ, Koller D, Straumann E, Furrer M, Maurer D. Single-chamber ventricular pacing increases markers of left ventricular dysfunction compared with dual-chamber pacing. *Europace*. 2007; 9(3): 194-199.

233. Nakamura H, Mine T, Kanemori T, Ohyanagi M, Masuyama T. Effect of right ventricular pacing site on QRS Width. *Asian Cardiovasc Thorac Ann*. 2011; 19: 339-45.

234. National Guideline Centre (UK). Chronic Heart Failure in Adults: Diagnosis and Management. London: National Institute for Health and Care Excellence (UK); 2018. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK53607>.

235. Ng AC, Allman C, Vidaic J, Tie H, Hopkins AP, Leung DY. Long-term impact of right ventricular septal versus apical pacing on left ventricular synchrony and function in patients with second- or third-degree heart block. *Am J Cardiol*. 2009; 103(8): 1096-1101.

236. Nicholls M. RESPOND-CRT trial. *European Heart Journal*. 2016, Vol. 37( 41), 3128–3129.

237. Nowak B, Tasche K, Barnewold L, Heller G, Schmidt B, Bordignon S et al. Association between hospital procedure volume and early complications after pacemaker implantation: results from a large, unselected, contemporary cohort of the German nationwide obligatory external quality assurance programme. *Europace*. 2015 May; 17(5): 787-93. doi: 10.1093/europace/euv003.

238. Occhetta E, Bortnik M, Magnani A, Francalacci G, Piccinino C, Plebani L, Marino P. Prevention of ventricular desynchronization by permanent para-Hisian pacing after atrioventricular node ablation in chronic atrial fibrillation: a crossover, blinded, randomized study versus apical right ventricular pacing. *J Am Coll Card*. 2006; 47(10): 1938-1945.

239. Opić P, van Kranenburg M, Yap SC, van Dijk AP, Budts W, Vliegen HW et al. Complications of pacemaker therapy in adults with congenital heart disease: a multicenter study. *Int J Cardiol*. 2013 Oct 9; 168(4): 3212-6. doi: 10.1016/j.ijcard.2013.04.114.

240. Ouali S, Neffeti E, Ghoul K, Hammas S, Kacem S, Gribaa R, Remedi F, Boughzela E. DDD versus VVIR pacing in patients, ages 70 and over, with complete heart block. *Pacing and Clin Electrophysiol.* 2010; 33(5): 583-9.

241. Özcan EE, Szilagyi S, Sallo Z, Molnar L. Comparison of the effects of epicardial and endocardial cardiac resynchronization therapy on transmural dispersion of repolarization. *Pacing Clin Electrophysiol.* 2015;38(9):1099-1105

242. Padeletti L, Lieberman R, Schreuder J, Michelucci A, Collella A, Pieragnoli P et al. Acute effects of His bundle pacing versus left ventricular and right ventricular pacing on left ventricular function. *Am J Cardiol.* 2007; 100(10): 1556-60.

243. Padeletti L, Pieragnoli P, Ricciard G, Perrotta L, Grifoni G, Porciani MC, et al. Acute hemodynamic effect of left ventricular endocardial pacing in cardiac resynchronization therapy: assessment by pressure–volume loops. *Circ Arrhythm Electrophysiol.* 2012;5:460–467.

244. Padeletti L. Clinical efficacy of CRT continuous optimization with SonR versus standard clinical practice. *HRS* 2010;7(5S):AB27\_4.

245. Page RM, Burns KV, Bank AJ. Echocardiographic and clinical response to cardiac resynchronization therapy in heart failure patients with and without previous right ventricular pacing. *EHJ* 2014, 16(11):1199-205.

246. Palmisano P, Accogli M, Zaccaria M, Luzzi G, Nacci F, Anaclerio M, Favale S. Rate, causes, and impact on patient outcome of implantable device complications requiring surgical revision: large population survey from two centres in Italy. *Europace.* 2013 Apr; 15(4): 531-40. doi: 10.1093/europace/eus337.

247. Pan W, Su Y, Gong X, Sun A, Shu X, Ge J. Value of the paced QRS duration. *J Card Fail* 2009; 15: 347-52.

248. Pasquie JL, Massin F, Macia JC et al. Long-term follow-up of biventricular pacing using a totally endocardial approach in patients with end-stage cardiac failure. *Pacing Clin Electrophysiol.* 2007; 30: S31–S33.



249. Patel P, Banchs JE et al. Distal balloon occlusion allows epicardial lead placement in a tortuous branch of the great cardiac vein. *J Interventi Cardiol Electrophysiol.* 2009; 25(2): 159-61.

250. Patent US 10,631,811 B2, United States Patent; A61B6/032, A61B8/06, A61B8/0883 Method and system for processing of medical images for generating of prognosis of cardiac function. Dmytro Volkov, Valerij Boyko, Alexander Bakai; appl. № 15/060,970; filed 04.03.2016; issued 28.04.2020.

251. Perkiomaki JS, Ruwald AC, Kutiyfa V, Ruwald MH, Mcnitt S, Polonsky B, et al. Risk factors and the effect of cardiac resynchronization therapy on cardiac and non-cardiac mortality in MADIT-CRT. *Europace.* 2015 Dec; 17(12): 1816-22. doi: 10.1093/europace/euv201.

252. Ponikowski P, Voors AA, Anker SD, Bueno H, Cleland JG, Coats AJ et al. 2016 ESC Guidelines for the diagnosis and treatment of acute and chronic heart failure: The Task Force for the diagnosis and treatment of acute and chronic heart failure of the European Society of Cardiology (ESC) Developed with the special contribution of the Heart Failure Association (HFA) of the ESC. *European Heart Journal.* 2016; 37: 2129-2200. doi:10.1093/eurheartj/ehw128.

253. Poole JE, Gleva MJ, Mela T, Chung MK, Uslan DZ, Borge R. Complication rates associated with pacemaker or implantable cardioverter-defibrillator generator replacements and upgrade procedures: results from the REPLACE registry. *Circulation.* 2010;122(16):1553-1561.

254. Prineas RJ, Le A, Soliman EZ, Zhang ZM, Howard VJ, Ostchega Y, Howard G. Reasons for Geographic and Racial Differences in Stroke (REGARDS) Investigators. United States national prevalence of electrocardiographic abnormalities in black and white middle-age (45- to 64-Year) and older (>65-Year) adults (from the Reasons for Geographic and Racial Differences in Stroke Study) *Am. J. Cardiol.* 2012; 109:1223-1228.

255. Raatikainen MJP, Arnar DO, Merkely B, Nielsen JC, Hindricks G, Heidbuchel H, Camm J. A Decade of Information on the Use of Cardiac Implantable Electronic Devices and Interventional Electrophysiological Procedures

in the European Society of Cardiology Countries: 2017 Report from the European Heart Rhythm Association. *Europace*. 2017; 19: 1111–1190. doi:10.1093/europace/eux258.

256. Rademakers LM, van Gelder BM, Scheffer MG, Bracke FA. Mid-term follow up of thromboembolic complications in left ventricular endocardial cardiac resynchronization therapy. *Heart Rhythm*. 2014;11:609–13.

257. Rafael A, West MB. Coronary Venous Floss: A Novel Technique for Left Ventricular Lead Positioning in Cardiac Resynchronization Therapy. *J Innovat Cardiac Rhythm Manag*. 2012; 3: 988–991.

258. Randhawa A, Saini A, Aggarwal A, Rohit MK, et al. Variance in coronary venous anatomy: a critical determinant in optimal candidate selection for cardiac resynchronization therapy. *Pacing and Clinical Electrophysiology*. 2013; 36(1): 94-102.

259. Reddy VY, Miller MA, Neuzil P, et al. Cardiac resynchronization therapy with wireless left ventricular endocardial pacing: the SELECT-LV study. *J Am Coll Cardiol*. 2017;69:2119–29.

260. Rossillo A, Verma A, Saad EB et al. Impact of coronary sinus lead position on biventricular pacing: mortality and echocardiographic evaluation during long term follow-up. *J Cardiovasc Electrophysiol*. 2004; 15: 1120–1125.

261. Rosso R, Medi C, Teh AW, Hung TT, Feldman A, Lee G, Mond HG. Right ventricular septal pacing: a comparative study of outflow tract and mid ventricular sites. *Pacing and Clin Electrophysiol*. 2010; 33(10): 1169-1173.

262. Ruschitzka F, Abraham WT, Singh JP, Bax JJ, Borer JS, Brugada J et al. Cardiac-resynchronization therapy in heart failure with a narrow QRS complex. *N Engl J Med* 2013; 369: 1395–1405.

263. Saba S, Marek J, Schwartzman D, Jain S, Adelstein E, White P et al. Echocardiography-guided left ventricular lead placement for cardiac resynchronization therapy: results of the Speckle Tracking Assisted Resynchronization Therapy for Electrode Region Trial. *Circ Heart Fail* 2013; 6: 427–434.

264. Salden FCWM, Luermans JGLM, Westra SW, et al. Short-term hemodynamic and electrophysiological effects of cardiac resynchronization by left ventricular septal pacing. *J Am Coll Cardiol* 2020;75:347–59.

265. Sankaranarayanan R, James MA, Gonna H et al. Is there a role for bi-atrial pacing resynchronisation therapy in the management of drug-refractory atrial fibrillation in patients unsuitable for left atrial ablation? *Circ J.* 2011; 75(1): 67–72.

266. Schmidt M, Bromsen J, Herholz C, Adler K, Neff F, Kopf C, Block M. Evidence of left ventricular dyssynchrony resulting from right ventricular pacing in patients with severely depressed left ventricular ejection fraction. *Europace.* 2007; 9(1): 34-40.

267. Schuchert A, Muto C, Maounis T, Frank R, Boulogne E, Polauck A, Padeletti L. MASCOT study group. Lead complications, device infections, and clinical outcomes in the first year after implantation of cardiac resynchronization therapy-defibrillator and cardiac resynchronization therapy-pacemaker. *Europace.* 2013 Jan; 15(1): 71-6. doi: 10.1093/europace/eus247.

268. Schwaab B, Kindermann M, Fröhlig G, Berg M, Kusch O, Schieffer H. Septal lead implantation for the reduction of paced QRS duration using passive-fixation leads. *Pacing Clin Electrophysiol.* 2001; 24(1): 28-33.

269. Seferović PM. ESC/HFA Guidelines for the diagnosis and treatment of acute and chronic heart failure 2016. *Journal of Cardiac Failure.* 2017; 23(10): S7.

270. Shanina IV, Volkov DE, Lopin DA, Yabluchansky NI. Functional parameters of blood circulation in patients with permanent pacemakers in the early postoperative period in different QRS complex duration classes. *Медицина транспорту України.* 2013; 4: 14–21.

271. Shanina IV, Volkov DE, Lopin DA. Experience of management of the patient with the resynchronization biventricular pacing without destruction of atrio-ventricular node suffering from chronic heart failure and permanent atrial fibrillation. *Journal of V. N. Karazin` KhNU.* 2013; 25 (1044): 72–76.

272. Shanina IV, Volkov DE, Yabluchansky NI. Blood circulation values in patients with cardiac resynchronization therapy during the first 6 months in

different stimulated QRS complex duration classes. Український медичний часопис. 2014; 4 (102): 91–93.

273. Shanina IV, Volkov DE, Yablucyansky NI. Functional blood circulation values in patients with CRT in the early postoperative period in different QRS complex duration classes. В сб.: Матеріали науково-практичної конференції «Наукові та практичні аспекти хронізації неінфекційних захворювань внутрішніх органів» 6 листопада 2014 р., ДУ «Національний інститут терапії ім. Малої», Харків. – С. 397.

274. Shanina IV, Volkov DE. Pacing parameters changes in patients with implanted pacemaker in different QRS complex duration classes at the annual observation stage. Journal of V. N. Karazin` KhNU. 2015; 1154: 49–52.

275. Sharma G, Shetkar SS, Patel CD, Singh H, Naik N, Roy A et al. Paced QRS duration predicts left ventricular function in patients with permanent pacemakers - One-year follow-up study using equilibrium radionuclide angiography (ERNA) Indian facing and electrophysiology journal. 2015; 15: 90-95.

276. Sharma PS, Dandamudi G, Herweg B, et al. Permanent His-bundle pacing as an alternative to biventricular pacing for cardiac resynchronization therapy: a multicenter experience. Heart Rhythm 2018;15:413–20.

277. Shetty AK, Duckett SG, Bostock J, Rosenthal E, Rinaldi CA. Use of a quadripolar left ventricular lead to achieve successful implantation in patients with previous failed attempts at cardiac resynchronization therapy. Europace. 2011; 13: 992-6.

278. Shetty AK, Sohal M, Chen Z, Ginks MR, Bostoc J. A comparison of left ventricular endocardial, multisite, and multipolar epicardial cardiac resynchronization: an acute haemodynamic and electroanatomical study. Europace. 2014;16:873-879.

279. Sieniewicz BJ, Gould J, Porter B, Sidhu BS, Teall T, Webb J, et al. Understanding non-response to cardiac resynchronisation therapy: common problems and potential solutions. Heart Failure Reviews (2019) 24:41–54.

280. Silver MA. The functional anatomy of the human coronary sinus. *American Heart Journal*. 1988; 115(5): 1080-4.
281. Singh JP, Klein HU, Huang DT et al. Left ventricular lead position and clinical outcome in the Multicenter Automatic Defibrillator Implantation Trial–Cardiac Resynchronization Therapy (MADIT-CRT) Trial. *Circulation*. 2011; 123: 1159-1166.
282. Smit MD, Moes ML, Maass AH, Achekar ID, Van Geel PP, Hillege HL et al. The importance of whether atrial fibrillation or heart failure develops first. *Eur J Heart Fail* 2012; 14: 1030–1040.
283. Sohaib SMMA, Finegold JA, Nijjer SS, Hossain R, Linde C, Levy WC et al. Opportunity to increase life span in narrow QRS cardiac resynchronization therapy recipients by deactivating ventricular pacing: evidence from randomized controlled trials. *JACC Heart Fail* 2015; 3: 327–336.
284. Sohal M, Chen Z, Sammut E, et al. New developments in the delivery of cardiac resynchronization therapy: targeted lead placement, multi-site and endocardial pacing. *Expert Review of Medical Devices*. 2014; 11(3): 295-304. doi: 10.1586/17434440.2014.885320.
285. Spragg DD, Dong J, Fetters BJ, Helm R, et al. Optimal left ventricular endocardial pacing sites for cardiac resynchronization therapy in patients with ischemic cardiomyopathy. *J Am Coll Cardiol*. 2010;56:774–781.
286. Stavrakis S, Garabelli P, Reynolds DW. Cardiac resynchronization therapy after atrioventricular junction ablation for symptomatic atrial fibrillation: a meta-analysis. *Europace* 2012; 14: 1490–1497.
287. Steffel J, Robertson M, Singh JP, Abraham WT, Bax JJ, Borer JS et al. The effect of QRS duration on cardiac resynchronization therapy in patients with a narrow QRS complex: a subgroup analysis of the EchoCRT trial. *Eur Heart J* 2015; 36: 1983–1989.
288. Strik M, van Middendorp LB, Houthuizen P, Ploux S, van Hunnik A, Kuiper M et al. Interplay of electrical wavefronts as determinant of the response to cardiac resynchronization therapy in dyssynchronous canine hearts. *Circ Arrhythm*

Electrophysiol 2013;6:924 – 31.

289. Sutton M, Bax J, Jessup M, Brugada J, Schalij M. Cardiac Resynchronization Therapy. Informa. 2007; 472.

290. Sweeney MO, Sweeney MO, Hellkamp AS, Ellenbogen KA, Greenspon AJ, Freedman RA et al. Adverse effect of ventricular pacing on heart failure and atrial fibrillation among patients with normal baseline QRS duration in a clinical trial of pacemaker therapy for sinus node dysfunction. Circulation. 2003; 107(23): 2932-2937.

291. Tang ASL, Wells GA, Talajic M, Arnold MO, Sheldon R, Connolly S et al. Cardiac-resynchronization therapy for mild-to-moderate heart failure. N Engl J Med 2010; 363: 2385–2395.

292. Tantengco MV, Thomas RL, Karpawich PP. Left ventricular dysfunction after long-term right ventricular apical pacing in the young. J Am Coll Cardiol. 2001; 37(8): 2093-2100. PMID: 11419893.

293. Teodorescu C, Reinier K, Uy-Evanado A, et al. Prolonged QRS duration on the resting ECG is associated with sudden death risk in coronary disease, independent of prolonged ventricular repolarization. Heart Rhythm 2011; 8(10): 1562-7.

294. Ter Horst IA, Kuijpers Y, van 't Sant J, Tuinenburg AE, Cramer MJ, Meine M. «Are CRT upgrade procedures more complex and associated with more complications than de novo CRT implantations?» A single centre experience. Neth Heart J. 2016; 24:75–81.

295. Tereshchenko LG, Henrikson CA, Berger RD. Strong coherence between heart rate variability and intracardiac repolarization lability during biventricular pacing is associated with reverse electrical remodeling of the native conduction and improved outcome. J Electrocardiol. 2011; 44(6): 713-7.

296. Thambo JB, Bordachar P, Garrigue S et al. Detrimental ventricular remodeling in patients with congenital complete heart block and chronic right ventricular apical pacing. Circulation. 2004; 110: 3766–72.

297. Theuns DAMJ, Smith T, Hunink MGM, Bardy GH, Jordaens L.

Effectiveness of prophylactic implantation of cardioverter-defibrillators without cardiac resynchronization therapy in patients with ischaemic or non-ischaemic heart disease: a systematic review and meta-analysis. *Europace* 2010; 12: 1564–1570.

298. Toff WD, Camm J, Skehan JD. Single chamber versus dual chamber pacing for high Grade atrioventricular block. *N. Engl. J. Med.* 2005; 353(2): 145–155.

299. Tops LF, SchaliJ MJ, Holman ER, van Erven L, van der Wall EE, Bax JJ. Right ventricular pacing can induce ventricular dyssynchrony in patients with atrial fibrillation after atrioventricular node ablation. *J. Am.Coll. Card.* 2006; 48(8): 1642-1648.

300. Tops LF, Suffoletto MS, Bleeker GB, Boersma E, van der Wall EE, Gorcsan J III et al. Speckle-tracking radial strain reveals left ventricular dyssynchrony in patients with permanent right ventricular pacing. *J. Am. Coll. Card.* 2007; 50(12): 1180-1188.

301. Tracy CM, Epstein AE, Darbar D, DiMarco JP, Dunbar SB, Estes NA et al. 2012 ACCF/AHA/HRS focused update of the 2008 Guidelines for device-based therapy of cardiac rhythm abnormalities. A report of the American College of Cardiology Foundation/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines and the Heart Rhythm Society. *Circulation.* 2012; 126: 1784-800.

302. Trucco E, Tolosana JM, Arbelo E, Doltra A, Castel MA, Benito E et al. Improvement of reverse remodelling using electrocardiogram fusion-optimized intervals in cardiac resynchronization therapy: a randomized study. *JACC Clin Electrophysiol* 2018;4:181–9.

303. Tse HF, Wong KK, Siu CW, Tang MO, Tsang V, Ho WY, Lau CP. Impacts of ventricular rate regularization pacing at right ventricular apical vs. septal sites on left ventricular function and exercise capacity in patients with permanent atrial fibrillation. *Europace.* 2009; 11(5): 594-600.

304. Tse HF, Wong KK, Siu CW, Zhang XH, Ho WY, Lau CP. Upgrading pacemaker patients with right ventricular apical pacing to right ventricular septal

pacing improves left ventricular performance and functional capacity. *J Cardiovasc Electrophysiol*. 2009; 20(8): 901-905.

305. Tse HF, Yu C, Wong KK, Tsang V, Leung YL, Ho WY, Lau CP. Functional abnormalities in patients with permanent right ventricular pacing: the effect of sites of electrical stimulation. *J Am Coll Card*. 2002; 40(8): 1451-1418.

306. Upadhyay GA, Cherian T, Shatz DY. Intracardiac Delineation of Septal Conduction in Left Bundle-Branch Block Patterns *Circulation*. 2019; 139:1876–1888.

307. Upadhyay GA, Vijayaraman P, Nayak HM, et al., on behalf of the His-SYNC Investigators. His corrective pacing or biventricular pacing for cardiac resynchronization in heart failure. A randomized pilot trial (His-Sync). *J Am Coll Cardiol* 2019; 74:157–9.

308. Valzania C, Torbica A, Tarricone R, Leyva F, Boriani G. Implant rates of cardiac implantable electrical devices in Europe: A systematic literature review. *Health Policy*. 2016; 120(1): 1-15. doi: 10.1016/j.healthpol.2015.11.001.

309. van Deursen C, van Geldorp IE, Rademakers LM et al. Left ventricular endocardial pacing improves resynchronization therapy in canine left bundle-branch hearts. *Circ Arrhythm Electrophysiol*. 2009; 2: 580-587.

310. van Gelder BM, Nathoe R, Bracke FA. Haemodynamic evaluation of alternative left ventricular endocardial pacing sites in clinical non-responders to cardiac resynchronisation therapy. *Neth Heart J*. 2016;24(1):85-92.

311. Van Rees JB, de Bie MK, Thijssen J, Borleffs CJW, Schalijs MJ, van Erven L. Implantation-related complications of implantable cardioverter-defibrillators and cardiac resynchronization therapy devices: a systematic review of randomized clinical trials. *J Amer Coll Cardiol*. 2011; 58: 995–1000.

312. Varma N, Stadler RW, Ghosh S, Kloppe A. Influence of automatic frequent pace-timing adjustments on effective left ventricular pacing during cardiac resynchronization therapy. *Europace* 2017;19:831–7.



313. Verma AJ, Lemler MS, Zeltser IJ, Scott WA. Relation of right ventricular pacing site to left ventricular mechanical synchrony. *Am J Cardiol.* 2010; 106(6): 806-809.

314. Vernooij K, Verbeek X, Cornelussen R, Dijkman D, Crijns HJGM, Arts T et al. Calculation of effective VV-interval facilitates optimization of AV-delay and VV-interval in cardiac resynchronization therapy. *Heart Rhythm* 2007; 4: 75–82.

315. Victor F, Mabo P, Mansour H, Pavin D, Kabalu G, de Place C et al. A randomized comparison of permanent septal versus apical right ventricular pacing: short-term results. *J Cardiovasc Electrophysiol.* 2006; 17(3): 238-242.

316. Vijayaraman P, Dandamudi G, Zanon F, Sharma PS, Tung R, Huang W et al. Permanent His bundle pacing: Recommendations from a Multicenter His Bundle Pacing Collaborative Working Group for standardization of definitions, implant measurements, and follow-up. *Heart Rhythm.* 2018 Mar;15(3):460-468. doi: 10.1016/j.hrthm.2017.10.039.

317. Vijayaraman P, Bordachar P, Ellenbogen KA. The continued search for physiological pacing: where are we now? *J Am Coll Cardiol.* 2017;69:3099–3114.

318. Vijayaraman P, Dandamudi G, Zanon F, et al. Permanent His bundle pacing: recommendations from a multi-center HBP collaborative working group for standardization of definitions, implant measurements, and follow-up. *Heart Rhythm* 2018;15:460–8.

319. Vijayaraman P, Herweg B, Ellenbogen KA, Gajek J. His-Optimized Cardiac Resynchronization Therapy to Maximize Electrical Resynchronization. *Circ Arrhythm Electrophysiol.* 2019 Feb;12(2):e006934.

320. Vijayaraman P, Nayak HM, Ellenbogen KA. Left ventricular septal versus left bundle branch pacing a new beginning in cardiac resynchronization therapy? *JACC.* 2000; 75(4): 360-362. doi: 10.1016/j.jacc.2019.11.041.

321. Vijayaraman P, Subzposh FA, Naperkowski A, et al. Prospective evaluation of feasibility, electrophysiologic and echocardiographic characteristics of left bundle branch area pacing. *Heart Rhythm* 2019;16:1774–82.

322. Vlay SC. Right ventricular outflow tract pacing: practical and beneficial. A 9-year experience of 460 consecutive implants. *Pacing Clin Electrophysiol.* 2006; 29(10): 1055-62.

323. Volkov D, Boyko V, Polivenok I, Skibo U, Vinogorod'ska O, Iacenko E. Making CRT in heart failure patients by conventional dual-chamber pacemakers. do we really need RV electrode in all cases? *Giornale Italiano di aritmologia e cardiostimolazione.* 2008; 11(4): 28.

324. Volkov D, Karpenko Y. Approaches for CRT execution with non-CRT devices. *Journal of cardiovascular electrophysiology.* 2009; 20 (Suppl. 1): S42.

325. Volkov D, Karpenko Y. Multifocal LV pacing for CRT in a patient with extremely dilated heart by additional anodal captures from two bipolar sew-in leads. *Journal of Cardiovascular Electrophysiology.* 2011; 22(1): 140-141.

326. Volkov D, Lopin D, Vasilenko O, Chuhaieva V, Karpenko I. Relative width of interventricular septum at different levels as approach to RV pacing: morphological study in general population cohort. *Europace.* 2018; 20(1): i76.

327. Volkov D, Lopin D. Getting RV lead at thinner part of interventricular septum tends to shorten paced QRS duration with less dyssynchrony. *Journal of Arrhythmia.* 2013; 29(2013.10. - OP 22-1): i5.

328. Volkov D, Polivenok I, Shovkun S, Smirnov V, Boyko V. Patterns of pacemakers' malfunctions, five year single-center experience. *Europace.* 2009; 11 (Suppl.2): Abst. 835.

329. Volkov D. Indirect measurement of retrograde p-waves amplitude during pacemaker follow-up. In: *Materials of XIII World Congress on Cardiac Pacing and Electrophysiology, Rome, 02-06.12.2007, Giornale Italiano di aritmologia e cardiostimolazione.* 2007; 10(2): 19.

330. Volkov D, Karpenko Y. Possibility to shorten programmable AV delay by closer positioning the atrial and ventricular leads in the septal regions. *PACE.* 2011; 34: 1424-25.

331. Volkov DY, Lopin D, Rashkovskiy S. Stim report - program for the simple direct comparison of sequential pacemaker information. *Europace.* 2013; 15

(suppl. 2): ii225.

332. Volkov DYe, Karpenko YI, Lopin DA. Intraoperative external ECG-guided mapping to individualize RV lead position in bradyarrhythmia patients. *European Heart Journal*. 2012; 14 (Suppl. A): 10.

333. Voronenko OS, Brynza MS, Volkov DE et al. Heart electrical axis  $\alpha$  angle values distribution in patients, undergoing permanent pacemaker implantation. *Journal of V.N. Karazin KhNU*. 2016; 31: 32–36.

334. Waweru C, Steenrod A, Wolff C, Eggington S, Wright DJ, Wyrwich KW. Global health resource utilization associated with pacemaker complications. *J Med Econ*. 2017 Jul; 20(7): 732-739. doi: 10.1080/13696998.2017.1320560

335. Whinnett Z, Bordachar P. The risks and benefits of transseptal endocardial pacing. *Curr Opin Cardiol*. 2012; 27:19–23

336. Wikstrom G, Blomstrom-Lundqvist C, Andren B, Lonnerholm S, Blomstrom P, Freemantle N et al. The effects of aetiology on outcome in patients treated with cardiac resynchronization therapy in the CARE-HF trial. *Eur Heart J* 2009; 30: 782–788.

337. Wilkoff BL, Cook JR, Epstein AE, Greene HL, Hallstrom AP, Hsia H et al. Dual chamber pacing or ventricular backup pacing in patients with an implantable defibrillator: the Dual Chamber and VVI Implantable Defibrillator (DAVID) Trial. *J Am Med Assoc*. 2002; 288(24): 3115-23.

338. Witt CM, Lenz CJ, Shih HH, Ebrille E, Rosenbaum AN, Aung H et al. Right atrial lead fixation type and lead position are associated with significant variation in complications. *J Interv Card Electrophysiol*. 2016 Dec; 47(3): 313-319.

339. Witt CM, Lenz CJ, Shih HH, Ebrille E, Rosenbaum AN, van Zyl M et al. Right ventricular pacemaker lead position is associated with differences in long-term outcomes and complications. *J Cardiovasc Electrophysiol*. 2017 May; 24. doi: 10.1111/jce.13256

340. Witt CT, Kronborg MB, Nohr EA, et al. Optimization of heart failure medication after cardiac resynchronization therapy and the impact on long-term survival. *Eur Heart J Cardiovasc Pharmacother*. 2015;1 (3):182–188.

341. Yee R, Gadler F, Hussin A. et al. Novel active fixation mechanism permits precise placement of a left ventricular lead: early results from a multicenter clinical study. *Heart Rhythm*. 2014; 11(7): 1150-1155.

342. Yoshikawa H, Suzuki M, Tezuka N, Otsuka T, Sugi K. Differences in left ventricular dyssynchrony between high septal pacing and apical pacing in patients with normal left ventricular systolic function. *J Cardiol*. 2010; 56(1): 44-50.

343. Zanon F, Baracca E, Aggio S, Pastore G, Boaretto G, Cardano P et al. A feasible approach for direct his-bundle pacing using a new steerable catheter to facilitate precise lead placement. *J Cardiovasc Electrophysiol*. 2006; 17(1): 29-33.

344. Zhang Q, Yu CM. Is mechanical dyssynchrony still a major determinant for responses after cardiac resynchronization therapy? *J Cardiol* 2011; 57(3): 239–48.

345. Ziacchi M, Palmisano P, Ammendola E. Clinically guided pacemaker choice and setting: pacemaker expert programming study. *Europace*. 2017; 19: 1500–1507

346. Ziaeeian B, Fonarow GC. Epidemiology and aetiology of heart failure. *Nature Reviews Cardiology*. 2016; 13(6): 368.

## ДОДАТОК А

### АКТИ ВПРОВАДЖЕННЯ

«ЗАТВЕРДЖУЮ»

Директор ДУ «Інститут загальної  
та невідкладної хірургії ім.  
В.Т.Зайцева НАМН України»  
Членкор НАМНУ, д.мед.н., проф.  
Бойко В.В.

#### АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Назва наукової розробки для впровадження: «Спосіб імплантації електрода в міжшлуночкову перетинку».
2. Установа, відділення та ППБ авторів наукової розробки:  
ДУ «Інститут загальної та невідкладної хірургії ім. В.Т.Зайцева НАМН України»,  
відділення клініко-інструментальної та ультразвукової діагностики і мініінвазивних  
втручань Д.С.Волков.
3. Джерело інформації (назва, рік видання метод. рекомендацій, інформ. листа,  
бібліографічні дані наук. публікацій, патенту тощо)  
  
Пат. 36742 Україна МПК А61В17/00, А61F2/02. Спосіб імплантації електрода в  
міжшлуночкову перетинку. Бойко В.В., Волков Д.Є. - ДУ „Інститут загальної та  
невідкладної хірургії АМН України”. и 2008 05684; Заявл. 30.04.2008; Опубл.  
10.11.2008; Бюл. №21.
4. Назва установи, відділення, де впроваджена наукова розробка:  
  
ДУ «Інститут загальної та невідкладної хірургії ім. В.Т.Зайцева НАМН України»,  
відділення клініко-інструментальної та ультразвукової діагностики патології  
внутрішніх органів і серцево-судинної системи.
5. Терміни впровадження 2014-2015\_рр.
6. Загальна кількість спостережень: 54 випадки.
7. Ефективність впровадження (вказати конкретний клінічний ефект): спосіб дозволяє  
покращити умови фіксації електрода в області міжшлуночкової перетинки шляхом  
створення надійного контакту та фіксації електроду під прямим кутом до стінки  
шлуночка.
8. Зауваження (пропозиції для подальшого вдосконалення) Рекомендується для  
впровадження в практику кардіохірургічних та кардіологічних центрів/відділень.

Відповідальний за впровадження,  
молодший науковий співробітник відділення клініко-інструментальної та  
ультразвукової діагностики і мініінвазивних втручань  
Лопін Д.О.

«30» 12 \_\_\_\_\_ 2015р.

«ЗАТВЕРДЖУЮ»

Директор ДУ «Інститут загальної та невідкладної хірургії ім.

В.Т.Зайцева НАМН України»

Член-кор. НАМНУ, д.мед.н., проф.

Бойко В.В.

### АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Назва наукової розробки для впровадження: «Спосіб визначення оптимальної атріовентрикулярної затримки у пацієнтів з електрокардіостимуляторами»
2. Установа, відділення та ПІБ авторів наукової розробки:  
ДУ «Інститут загальної та невідкладної хірургії ім. В.Т.Зайцева НАМН України», відділення клініко-інструментальної та ультразвукової діагностики і мініінвазивних втручань Д.Є.Волков.
3. Джерело інформації (назва, рік видання метод. рекомендацій, інформ. листа, бібліографічні дані наук. публікацій, патенту тощо)  
Пат. 36708 Україна МПК А61В8/00. Спосіб визначення оптимальної атріовентрикулярної затримки у пацієнтів з електрокардіостимуляторами. Бойко В.В., Волков Д.Є. Винагородська О.В. - ДУ «Інститут загальної та невідкладної хірургії АМН України». у 2008 04488; Заявл. 09.04.2008; Опубл. 10.11.2008; Бюл. №21.
4. Назва установи, відділення, де впроваджена наукова розробка:  
ДУ «Інститут загальної та невідкладної хірургії ім. В.Т.Зайцева НАМН України», відділення УЗ та клініко-інструментальної та ультразвукової діагностики і мініінвазивних втручань
5. Терміни впровадження \_\_2017-2018\_\_рр.
6. Загальна кількість спостережень: 75 випадків.
7. Ефективність впровадження (вказати конкретний клінічний ефект): спосіб дозволяє підвищити ефективність вибору АВЗ, скоротити час обстеження та спростити його практичне застосування.
8. Зауваження (пропозиції для подальшого вдосконалення) Рекомендується для впровадження в практику кардіохірургічних та кардіологічних центрів/відділень

Відповідальний за впровадження,  
молодший науковий співробітник відділення клініко-інструментальної та ультразвукової  
діагностики і мініінвазивних втручань  
Лопін Д.О.

«17» 12 2017 р.

«ЗАТВЕРДЖУЮ»

Директор ДУ «Інститут загальної та невідкладної хірургії ім.

В.Т.Зайцева НАМН України»

Член-кор. НАМНУ, д.мед.н., проф.

Бойко В.В.

### АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Назва наукової розробки для впровадження: «Спосіб динамічного автоматичного корегування атріовентрикулярної затримки кардіоресинхронізуючих пристроїв»
2. Установа, відділення та ПІБ авторів наукової розробки:  
ДУ «Інститут загальної та невідкладної хірургії ім. В.Т.Зайцева НАМН України», відділення клініко-інструментальної та ультразвукової діагностики і мініінвазивних втручань Д.С.Волков.
3. Джерело інформації (назва, рік видання метод. рекомендацій, інформ. листа, бібліографічні дані наук. публікацій, патенту тощо)  
Пат. 131936 Україна МПК А61В5/00 А61N/00 Спосіб динамічного автоматичного корегування атріовентрикулярної затримки кардіоресинхронізуючих пристроїв. Волков Д.С - ДУ «Інститут загальної та невідкладної хірургії ім. В.Т. Зайцева НАМН України». - заявка U 2018 07586, заявл. 06.07.2018. Опубл. 11.02.2019; Бюл. № 3.
4. Назва установи, відділення, де впроваджена наукова розробка:
5. ДУ «Інститут загальної та невідкладної хірургії ім. В.Т.Зайцева НАМН України», відділення клініко-інструментальної та ультразвукової діагностики патології внутрішніх органів і серцево-судинної системи.
6. Терміни впровадження 2016-2017 рр.
7. Загальна кількість спостережень: 43 випадки.
8. Ефективність впровадження (вказати конкретний клінічний ефект): спосіб дозволяє підвищити ефективність вибору АВЗ, обґрунтовано зменшуючи відсоток стимуляції ПШ.
9. Зауваження (пропозиції для подальшого вдосконалення) Рекомендується для впровадження в практику кардіохірургічних та кардіологічних центрів/відділень.

Відповідальний за впровадження,  
молодший науковий співробітник відділення клініко-інструментальної та  
ультразвукової діагностики і мініінвазивних втручань

Лопін Д.О.

«18» 12 2017 р.

«ЗАТВЕРДЖУЮ»

Директор ДУ «Інститут загальної  
та невідкладної хірургії ім.

В.Т.Зайцева НАМН України»

Член-кор. НАМНУ, д.мед.н., проф.

Бойко В.В.

# АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Назва наукової розробки для впровадження: «Спосіб визначення локалізації венозного доступу при імплантації електрокардіостимуляторів»
2. Установа, відділення та ПІБ авторів наукової розробки:  
ДУ «Інститут загальної та невідкладної хірургії ім. В.Т.Зайцева НАМН України», відділення клініко-інструментальної та ультразвукової діагностики і мініінвазивних втручань Д.С.Волков.
3. Джерело інформації (назва, рік видання метод. рекомендацій, інформ. листа, бібліографічні дані наук. публікацій, патенту тощо)  
Пат. 38033 Україна МПК А61В17/00. Спосіб визначення локалізації венозного доступу при імплантації електрокардіостимуляторів. Бойко В.В., Волков Д.С. – ДУ „Інститут загальної та невідкладної хірургії АМН України” - у 2008 06042, Заявл. 08.05.2008. Опубл. 25.12.2008; Бюл. №24.
4. Назва установи, відділення, де впроваджена наукова розробка:  
ДУ «Інститут загальної та невідкладної хірургії ім. В.Т.Зайцева НАМН України», відділення клініко-інструментальної та ультразвукової діагностики патології внутрішніх органів і серцево-судинної системи за конкурсом
5. Терміни впровадження 2015-2016 рр.
6. Загальна кількість спостережень: 65 випадків
7. Ефективність впровадження (вказати конкретний клінічний ефект): спосіб дозволяє спростити та уточнити обґрунтований вибір місць доступів до венозної системи для проведення ендокардіальних електродів, скоротити час операції та зменшити ризик ускладнень.
8. Зауваження (пропозиції для подальшого вдосконалення) Рекомендується для впровадження в практику кардіохірургічних та кардіологічних центрів/відділень

Відповідальний за впровадження,  
молодший науковий співробітник відділення клініко-інструментальної та ультразвукової  
діагностики і мініінвазивних втручань  
Лопін Д.О.

« 19 » 12 2016 р.



## ЗАТВЕРДЖУЮ

Головний лікар ДУ "Національний  
інститут серцево-судинної хірургії  
ім. М.М.Амосова НАМН України"

к.мед.н.



Сіромаха С.О.

« 2 » вересня 2020 р.

## АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Назва наукової розробки для впровадження: «Спосіб визначення оптимальної атріовентрикулярної затримки у пацієнтів з електрокардіостимуляторами»
2. Установа, відділення та ПІБ авторів наукової розробки: ДУ «Інститут загальної та невідкладної хірургії ім. В.Т.Зайцева НАМН України», відділення клініко-інструментальної та ультразвукової діагностики і мініінвазивних втручань Д.Є.Волков.
3. Джерело інформації (назва, рік видання метод. рекомендацій, інформ. листа, бібліографічні дані наук. публікацій, патенту тощо). Пат. 36708 Україна МПК А61В8/00. Спосіб визначення оптимальної атріовентрикулярної затримки у пацієнтів з електрокардіостимуляторами. Бойко В.В., Волков Д.Є. Винагородська О.В. - ДУ «Інститут загальної та невідкладної хірургії АМН України». у 2008 04488; Заявл. 09.04.2008; Опубл. 10.11.2008; Бюл. №21.
4. Назва установи, відділення, де впроваджена наукова розробка: Національний інститут серцево-судинної хірургії ім.М.М.Амосова (НІССХ ім. М.М.Амосова), відділення лікування аритмій з рентгеноопераційною.
5. Терміни впровадження 2019-2020 рр.
6. Загальна кількість спостережень: 41 випадок
7. Ефективність впровадження (вказати конкретний клінічний ефект): спосіб дозволяє підвищити ефективність вибору АВЗ, скоротити час обстеження та спростити його практичне застосування
8. Зауваження (пропозиції для подальшого вдосконалення) Рекомендується для впровадження в практику кардіохірургічних та кардіологічних центрів/відділень

Відповідальний за впровадження зав. відділення лікування аритмій з рентгеноопераційною  
НІССХ ім.М.М.Амосова к.мед.н.

« 1 » вересня 20\_\_р.

Б.Б.Кравчук

ЗАТВЕРДЖУЮ

Головний лікар ДУ "Національний  
інститут серцево-судинної хірургії  
імені М.М.Амосова НАМН України"

к.мед.н.

С.О. Сіромаха

“ 2 ” вересня 2020 р.

## АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Назва наукової розробки для впровадження: «Спосіб імплантації електрода в міжшлуночкову перетинку»
2. Установа, відділення та ПІБ авторів наукової розробки: ДУ «Інститут загальної та невідкладної хірургії ім. В.Т.Зайцева НАМН України», відділення клініко-інструментальної та ультразвукової діагностики і мініінвазивних втручань Д.Є.Волков.
3. Джерело інформації (назва, рік видання метод. рекомендацій, інформ. листа, бібліографічні дані наук. публікацій, патенту тощо. Пат. 36742 Україна МПК А61В17/00, А61F2/02. Спосіб імплантації електрода в міжшлуночкову перетинку. Бойко В.В., Волков Д.Є. - ДУ „Інститут загальної та невідкладної хірургії АМН України”. и 2008 05684; Заявл. 30.04.2008; Опубл. 10.11.2008; Бюл. №21.
4. Назва установи, відділення, де впроваджена наукова розробка: Національний інститут серцево-судинної хірургії ім.М.М.Амосова НАМНУ, відділення хірургії лікування аритмій з рентгеноопераційною
5. Терміни впровадження\_2019-2020рр.
6. Загальна кількість спостережень: 59 випадків
7. Ефективність впровадження (вказати конкретний клінічний ефект):\_спосіб дозволяє покращити умови фіксації електрода в області міжшлуночкової перетинки шляхом створення надійного контакту та фіксації електрода під прямим кутом до стінки шлуночка.
8. Зауваження (пропозиції для подальшого вдосконалення) Рекомендується для впровадження в практику кардіохірургічних та кардіологічних центрів/відділень

Відповідальний за впровадження зав. відділення лікування аритмій з  
рентгеноопераційною НІССХ ім.М.М.Амосова

« 1 » вересня 2020 р.

Б.Б.Кравчук

ЗАТВЕРДЖУЮ



Керівник КП «Одеська обласна клінічна лікарня Одеської обласної Ради»

кандидат медичних наук, доцент  
Гульченко Юрій Іванович«21» 09 2020 р.  
М.П.

## АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Назва наукової розробки для впровадження: «Детермінований відбір хворих та налаштування параметрів ЕКС задля зниження відсотку правошлуночкової стимуляції та оптимізації проведення кардіоресінхронізаційної терапії»
2. Установа, відділення та ПІБ авторів наукової розробки:  
ДУ «Інститут загальної та невідкладної хірургії ім. В.Т.Зайцева НАМН України», відділення клініко-інструментальної та ультразвукової діагностики і мініінвазивних втручань Д.Є.Волков.
3. Джерело інформації (назва, рік видання метод. рекомендацій, інформ. листа, бібліографічні дані наук. публікацій, патенту тощо)  
Пат. 36709 Україна МПК А61В8/00. Спосіб відбору пацієнтів для кардіоресінхронізаційної терапії в секвенціальному двокамерному режимі. Бойко В.В., Волков Д.Є. Винагородська О.В., Полівенок І.В., Яценко Є.С., Петров О.В. - ДУ «Інститут загальної та невідкладної хірургії АМН України». у 2008 04489; Заявл. 09.04.2008; Опубл. 10.11.2008; Бюл. №21;  
Пат. 131936 Україна МПК А61В5/00 А61N/00 Спосіб динамічного автоматичного корегування атріовентрикулярної затримки кардіоресинхронізуючих пристроїв. Волков Д.Є - ДУ «Інститут загальної та невідкладної хірургії ім. В.Т. Зайцева НАМН України». - заявка U 2018 07586, заявл. 06.07.2018. Опубл. 11.02.2019; Бюл. № 3.
4. Назва установи, відділення, де впроваджена наукова розробка:  
КП «Одеська обласна клінічна лікарня Одеської обласної Ради», Регіональний центр кардіохірургії, кардіохірургічне відділення
5. Терміни впровадження 2019-2020 рр.
6. Загальна кількість спостережень: 38 випадків
7. Ефективність впровадження (вказати конкретний клінічний ефект): Впровадження детермінованого відбору хворих та налаштування параметрів ЕКС задля зниження відсотку правошлуночкової стимуляції та оптимізації проведення кардіоресінхронізаційної терапії дозволили мінімізувати відсоток правошлуночкової стимуляції, збільшити позитивну відповідь пацієнтів на лікування, подовжити термін роботи ЕКС та знизити вартість лікування.
8. Зауваження (пропозиції для подальшого вдосконалення) Рекомендується для впровадження в практику кардіохірургічних та кардіологічних центрів/відділень

Відповідальний за впровадження  
Керівник РКХЦ Одеської ОКБ  
Професор, д.мед.н.

Карпенко Ю.І.

«21» 09 2020 р.



ЗАТВЕРДЖУЮ

Керівник КП «Одеська обласна

клінічна лікарня Одеської обласної Ради»

кандидат медичних наук, доцент

Гульченко Юрій Іванович

Керівник установи, де проведено  
впровадження, підпис, ПІБ)

М.П.

20 09 2019 р.

## АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Назва наукової розробки для впровадження: «Спосіб визначення оптимальної атріовентрикулярної затримки у пацієнтів з електрокардіостимуляторами»
2. Установа, відділення та ПІБ авторів наукової розробки:  
ДУ «Інститут загальної та невідкладної хірургії ім. В.Т.Зайцева НАМН України», відділення клініко-інструментальної та ультразвукової діагностики і мініінвазивних втручань, Д.Є.Волков.
3. Джерело інформації (назва, рік видання метод. рекомендацій, інформ. листа, бібліографічні дані наук. публікацій, патенту тощо).  
Пат. 36708 Україна МПК А61В8/00. Спосіб визначення оптимальної атріовентрикулярної затримки у пацієнтів з електрокардіостимуляторами. Бойко В.В., Волков Д.Є. Винагородська О.В. - ДУ „Інститут загальної та невідкладної хірургії АМН України”. и 2008 04488; Заявл. 09.04.2008; Опубл. 10.11.2008; Бюл. №21.
4. Назва установи, відділення, де впроваджена наукова розробка:  
КП «Одеська обласна клінічна лікарня Одеської обласної Ради»  
Регіональний центр кардіохірургії, кардіохірургічне відділення
5. Терміни впровадження 2019-2020 рр.
6. Загальна кількість спостережень: 47 випадків
7. Ефективність впровадження (вказати конкретний клінічний ефект): спосіб дозволяє підвищити ефективність вибору АВЗ, скоротити час обстеження та спростити його практичне застосування
8. Зауваження (пропозиції для подальшого вдосконалення) Рекомендується для впровадження в практику кардіохірургічних та кардіологічних центрів/відділень

Відповідальний за впровадження

Керівник РКХЦ Одеської ОКБ

Професор, д.мед.н.

Карпенко Ю.І.

21 09 2019 р.



ЗАТВЕРДЖУЮ

Керівник КП «Одеська обласна клінічна лікарня Одеської обласної Ради»  
кандидат медичних наук, доцент  
Гульченко Юрій Іванович

М.П.

2029.

## АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Назва наукової розробки для впровадження: «Спосіб імплантації електрода в міжшлуночкову перетинку»
2. Установа, відділення та ПІБ авторів наукової розробки:  
ДУ «Інститут загальної та невідкладної хірургії ім. В.Т.Зайцева НАМН України», відділення клініко-інструментальної та ультразвукової діагностики і мініінвазивних втручань Д.Є.Волков.
3. Джерело інформації (назва, рік видання метод. рекомендацій, інформ. листа, бібліографічні дані наук. публікацій, патенту тощо)  
Пат. 36742 Україна МПК А61В17/00, А61F2/02. Спосіб імплантації електрода в міжшлуночкову перетинку. Бойко В.В., Волков Д.Є. - ДУ „Інститут загальної та невідкладної хірургії АМН України”. и 2008 05684; Заявл. 30.04.2008; Опубл. 10.11.2008; Бюл. №21.
4. Назва установи, відділення, де впроваджена наукова розробка:  
КП «Одеська обласна клінічна лікарня Одеської обласної Ради»  
Регіональний центр кардіохірургії, кардіохірургічне відділення
5. Терміни впровадження 2019-2020 рр.
6. Загальна кількість спостережень: 67 випадків
7. Ефективність впровадження (вказати конкретний клінічний ефект): спосіб дозволяє покращити умови фіксації електрода в області міжшлуночкової перетинки шляхом створення надійного контакту та фіксації електроду під прямим кутом до стінки шлуночка.
8. Зауваження (пропозиції для подальшого вдосконалення) Рекомендується для впровадження в практику кардіохірургічних та кардіологічних центрів/відділень

Відповідальний за впровадження  
Керівник РКХЦ Одеської ОКБ  
Професор, д.мед.н.

Карпенко Ю.І.

«30» 09 2029.



### АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Назва наукової розробки для впровадження: «Спосіб визначення локалізації венозного доступу при імплантації електрокардіостимуляторів»
2. Установа, відділення та ПІБ авторів наукової розробки:  
ДУ «Інститут загальної та невідкладної хірургії ім. В.Т.Зайцева НАМН України», відділення клініко-інструментальної та ультразвукової діагностики і мініінвазивних втручань Д.Є.Волков.
3. Джерело інформації (назва, рік видання метод. рекомендацій, інформ. листа, бібліографічні дані наук. публікацій, патенту тощо)  
Пат. 38033 Україна МПК А61В17/00. Спосіб визначення локалізації венозного доступу при імплантації електрокардіостимуляторів. Бойко В.В., Волков Д.Є. – ДУ «Інститут загальної та невідкладної хірургії АМН України» - у 2008 06042, Заявл. 08.05.2008. Опубл. 25.12.2008; Бюл. №24.
4. Назва установи, відділення, де впроваджена наукова розробка:  
КП «Одеська обласна клінічна лікарня Одеської обласної Ради», Регіональний центр кардіохірургії, кардіохірургічне відділення
5. Терміни впровадження 2018-2020 рр.
6. Загальна кількість спостережень: 47 випадків
7. Ефективність впровадження (вказати конкретний клінічний ефект): спосіб дозволяє спростити та уточнити обґрунтований вибір місць доступів до венозної системи для проведення ендокардіальних електродів, скоротити час операції та зменшити ризик ускладнень.
8. Зауваження (пропозиції для подальшого вдосконалення) Рекомендується для впровадження в практику кардіохірургічних та кардіологічних центрів/відділень

Відповідальний за впровадження  
Керівник РКХЦ Одеської ОКБ  
Професор, д.мед.н.

«30» 09 2020 р.

Карпенко Ю.І.

«ЗАТВЕРДЖУЮ»  
Головний лікар ДУ  
«ННЦ «Інститут кардіології імені академіка М.Д. Стражеска»  
НАМН України  
д.мед.н., проф. Корнацький В.М.

### АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Назва наукової розробки для впровадження: «Спосіб імплантації електрода в міжшлуночкову перетинку».
2. Установа, відділення та ПІБ авторів наукової розробки:  
ДУ «Інститут загальної та невідкладної хірургії ім. В.Т.Зайцева НАМН України», відділення клініко-інструментальної та ультразвукової діагностики і мініінвазивних втручань Д.Є.Волков.
3. Джерело інформації (назва, рік видання метод. рекомендацій, інформ. листа, бібліографічні дані наук. публікацій, патенту тощо)  
  
Пат. 36742 Україна МПК А61В17/00, А61F2/02. Спосіб імплантації електрода в міжшлуночкову перетинку. Бойко В.В., Волков Д.Є. - ДУ „Інститут загальної та невідкладної хірургії АМН України”. у 2008 05684; Заявл. 30.04.2008; Опубл. 10.11.2008; Бюл. №21.
4. Назва установи, відділення, де впроваджена наукова розробка:  
  
ДУ «Інститут загальної та невідкладної хірургії ім. В.Т.Зайцева НАМН України», відділення клініко-інструментальної та ультразвукової діагностики патології внутрішніх органів і серцево-судинної системи.
5. Терміни впровадження 2019-2020 рр.
6. Загальна кількість спостережень: 22 випадки.
7. Ефективність впровадження (вказати конкретний клінічний ефект): спосіб дозволяє покращити умови фіксації електрода в області міжшлуночкової перетинки шляхом створення надійного контакту та фіксації електроду під прямим кутом до стінки шлуночка.
8. Зауваження (пропозиції для подальшого вдосконалення) Рекомендується для впровадження в практику кардіохірургічних та кардіологічних центрів/відділень.

Відповідальний за впровадження,  
завідувач електрофізіологічною лабораторією  
з рентген операційною  
Лизогуб С.В.

«02» 10 2019р.

«ЗАТВЕРДЖУЮ»  
Головний лікар ДУ  
«ІНЦ «Інститут кардіології імені академіка М.Д. Стражеска»  
НАМН України  
д.мед.н., проф. Корнацький В.М.



### АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Назва наукової розробки для впровадження: **«Спосіб визначення оптимальної атріовентрикулярної затримки у пацієнтів з електрокардіостимуляторами»**
2. Установа, відділення та ПІБ авторів наукової розробки:  
  
ДУ «Інститут загальної та невідкладної хірургії ім. В.Т.Зайцева НАМН України», відділення клініко-інструментальної та ультразвукової діагностики і мініінвазивних втручань Д.Є.Волков.
3. Джерело інформації (назва, рік видання метод. рекомендацій, інформ. листа, бібліографічні дані наук. публікацій, патенту тощо)  
Пат. 36708 Україна МПК А61В8/00. Спосіб визначення оптимальної атріовентрикулярної затримки у пацієнтів з електрокардіостимуляторами. Бойко В.В., Волков Д.Є. Винагородська О.В. - ДУ „Інститут загальної та невідкладної хірургії АМН України”. у 2008 04488; Заявл. 09.04.2008; Опубл. 10.11.2008; Бюл. №21.
4. Назва установи, відділення, де впроваджена наукова розробка:  
ДУ «Інститут загальної та невідкладної хірургії ім. В.Т.Зайцева НАМН України», відділення УЗ та клініко-інструментальної та ультразвукової діагностики і мініінвазивних втручань
5. Терміни впровадження 2019-2020 рр.
6. Загальна кількість спостережень: 25 випадків.
7. Ефективність впровадження (вказати конкретний клінічний ефект): спосіб дозволяє підвищити ефективність вибору АВЗ, скоротити час обстеження та спростити його практичне застосування.
8. Зауваження (пропозиції для подальшого вдосконалення) Рекомендується для впровадження в практику кардіохірургічних та кардіологічних центрів/відділень

Відповідальний за впровадження,  
завідувач відділенням аритмій серця, к.мед.н, Заяць М.А.

«02» 10 2020 р.

*Заяць*



## ЗАТВЕРДЖУЮ

Заступник генерального директора  
ДУ «Інститут серця МОЗ України»

з хірургії, кардіохірург,

кандидат медичних наук

Дем'янюк Віталій Богданович

Керівник установи, де проведено

випробування, підпис, ПІБ)

20\_\_р.



## АКТ ВПРОВАДЖЕННЯ

1. Назва наукової розробки для впровадження: **«Спосіб визначення оптимальної атріовентрикулярної затримки у пацієнтів з електрокардіостимуляторами»**
2. Установа, відділення та ПІБ авторів наукової розробки:  
ДУ «Інститут загальної та невідкладної хірургії ім. В.Т.Зайцева НАМН України», відділення клініко-інструментальної та ультразвукової діагностики і мініінвазивних втручань Д.Є.Волков.
3. Джерело інформації (назва, рік видання метод. рекомендацій, інформ. листа, бібліографічні дані наук. публікацій, патенту тощо)  
Пат. 36708 Україна МПК А61В8/00. Спосіб визначення оптимальної атріовентрикулярної затримки у пацієнтів з електрокардіостимуляторами. Бойко В.В., Волков Д.Є. Винагородська О.В. - ДУ «Інститут загальної та невідкладної хірургії АМН України». u 2008 04488; Заявл. 09.04.2008; Опубл. 10.11.2008; Бюл. №21.
4. Назва установи, відділення, де впроваджена наукова розробка:  
ДУ «Інститут серця МОЗ України», відділення порушень ритму серця
5. Терміни впровадження \_\_2019-2020\_\_рр.
6. Загальна кількість спостережень: 48 випадків
7. Ефективність впровадження (вказати конкретний клінічний ефект): спосіб дозволяє підвищити ефективність вибору АВЗ, скоротити час обстеження та спростити його практичне застосування
8. Зауваження (пропозиції для подальшого вдосконалення) Рекомендується для впровадження в практику кардіохірургічних та кардіологічних центрів/відділень

Відповідальний за впровадження  
Зав. відділення порушень ритму серця

Грицай О.М.

«28» 09 20\_\_р.

## ДОДАТОК Б

### СПИСОК ПУБЛІКАЦІЙ ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ ТА ВІДОМОСТІ ПРО АПРОБАЦІЮ РЕЗУЛЬТАТІВ ДИСЕРТАЦІЇ

1. Волков ДЕ. Опыт хирургического лечения брадиаритмий и сердечной недостаточности методом электрокардиостимуляции: оперативные доступы, имплантируемые устройства, осложнения, особенности техники имплантации. Клінічна хірургія. 2012; 4: 58-64.
2. Волков ДЕ. Расположение правожелудочкового электрода при электрокардиостимуляции. Возможности эхокардиографической верификации. Серце і судини. 2012; 3: 81-86.
3. Шанина ИВ, Волков ДЕ, Бойко ВВ. Постоянная электрокардиостимуляция и медикаментозное сопровождение пациентов. Серце і судини. 2014; 2: 91–95.
4. Shanina IV, Volkov DE, Lopin DA, Yabluchansky NI. Functional parameters of blood circulation in patients with permanent pacemakers in the early postoperative period in different QRS complex duration classes. Медицина транспорту України. 2013; 4: 14–21.
5. Шаніна ІВ, Волков ДЕ, Крайз ІГ, Яблучанський МІ. Частота призначення та дозування окремих груп кардіологічних препаратів у пацієнтів у різних класах тривалості QRS комплексу в перші 6 місяців постійної електрокардіостимуляції. Медицина транспорту України. 2014; 2: 5–10.
6. Коломицева ІМ, Волков ДЄ, Лопін ДО, Яблучанський МІ. Функціональний клас хронічної серцевої недостатності та зміни гемодинамічних показників у пацієнтів у ранньому післяопераційному періоді після імплантації кардіостимуляторів. Медицина транспорту України. 2014; 3(51): 5-8.
7. Shanina IV, Volkov DE, Lopin DA. Experience of management of the patient with the resynchronization biventricular pacing without destruction of

atrio-ventricular node suffering from chronic heart failure and permanent atrial fibrillation. Journal of V. N. Karazin` KhNU. 2013; 25 (1044): 72–76.

8. Drokin DG, Shanina IV, Volkov DE, Yabluchansky NI. Diagnosis and choice of the management strategy in patients with cardiac resynchronization therapy in case of chronic heart failure with multimorbidity. Journal of V. N. Karazin` KhNU. 2013; 1090 (26): 61–65.

9. Kolomytseva IN, Volkov DE, Lopin DA, Yabluchansky MI. Functional class of chronic heart failure and clinical features of patients with permanent pacemakers. The Journal of Kharkiv V. N. Karazin` National University, Series «Medicine». 2014; 27(1108): 5–9.

10. Derienko TA, Pochinska MV, Volkov DE, Yabluchansky MI. Analyze of death in patients with cardiac pacing. Journal of V. N. Karazin` KhNU. 2014; 1141: 13-16.

11. Derienko TA, Volkov DE. Clinical features of patients with permanent pacemakers depending on the stage of arterial hypertension. The Journal of V. N. Karazin KhNU, series Medicine. 2015; 30: 5–8.

12. Shanina IV, Volkov DE. Pacing parameters changes in patients with implanted pacemaker in different QRS complex duration classes at the annual observation stage. Journal of V. N. Karazin` KhNU. 2015; 1154: 49–52.

13. Voronenko OS, Brynza MS, Volkov DE et al. Heart electrical axis  $\alpha$  angle values distribution in patients, undergoing permanent pacemaker implantation. Journal of V.N. Karazin KhNU. 2016; 31: 32–36.

14. Мальцева МС, Волков ДЄ, Лопін ДО, Яблучанський МІ. Класс продовжителности интервала Q–Тс и функциональные показатели кровообращения у пациентов с кардиоресинхронизирующей терапией в первые полгода после имплантации электрокардиостимулятора. Семейная Медицина. 2015; 3: 148–151.

15. Бойко ВВ, Рыбчинский СВ, Лопин ДА, Волков ДЕ. Первый в Украине клинический случай имплантации левожелудочкового электрода з

активной фиксации с целью кардиоресинхронизирующей терапии. Кардіохірургія та інтервенційна кардіологія. 2019; 3: 51-57

16. Волков ДЕ. Хирургические аспекты трансвенозной имплантации электрокардиостимуляторов: наш подход к снижению риска гнойно-воспалительных осложнений. Харківська хірургічна школа. 2013; 3: 115-118.

17. Бойко ВВ, Волков ДЕ, Поливенко ИВ, Карпенко ЮИ, Лопин ДА. Эхокардиография в определении места имплантации правожелудочкового электрода ЭКС. В зб.: Щорічник наукових праць Асоціації серцево-судинних хірургів України. 2012; 20. – К.: НІСХХ ім. М.М. Амосова, 590 с. : 46-48.

18. Бойко ВВ, Волков ДЕ, Лопин ДА. Связь между шириной межжелудочковой перегородки и длительностью QRS-комплекса при правожелудочковой стимуляции. В зб.: Щорічник наукових праць Асоціації серцево-судинних хірургів України. 2013; 21: 49-51

19. Дериенко ТА, Волков ДЕ, Лопин ДА, Яблучанский НИ. Степень артериальной гипертензии и частота назначения отдельных групп кардиологических препаратов у пациентов на годовом этапе наблюдения после имплантации электрокардиостимуляторов. Міжнародний медичний журнал. 2017; 2: 19-23.

20. Починская МВ, Волков ДЄ, Лопін ДО, Яблучанський МІ. Классы пульсового артериального давления и параметры электрокардиостимуляции у пациентов на годовом этапе после имплантации. Міжнародний медичний журнал. 2017; 3: 11–15.

21. Лопин ДО, Рибчинський СВ, Волков ДЄ. Вплив місця імплантації правошлуночкового електрода на ефективність кардіостимуляції. Міжнародний медичний журнал. 2019; 25(4): 13-17.

22. Бойко ВВ, Волков ДЕ, Скибо ЮИ, Васильев ДВ, Поливенко ИВ, Шовкун СА, Лопин ДА. Подходы к улучшению клинических исходов в отдалённом периоде у пациентов после имплантации электрокардиостимулятора по поводу брадиаритмий. Сучасні медичні технології. 2011; 3-4 (11-12): 40-43.

23. Дериенко ТА, Волков ДЕ, Лопин ДА, Яблучанский НИ. Стадии артериальной гипертензии и частота назначения отдельных групп кардиологических препаратов у пациентов в течение года наблюдения после имплантации электрокардиостимуляторов. Медицина сьогодні і завтра. 2016; 2: 21–24.

24. Shanina IV, Volkov DE, Yabluchansky NI. Blood circulation values in patients with cardiac resynchronization therapy during the first 6 months in different stimulated QRS complex duration classes. Український медичний часопис. 2014; 4 (102): 91–93.

25. Дериенко ТА, Волков ДЕ, Лопин ДА Яблучанский НИ. Прогностически значимые гемодинамические показатели эффективности медикаментозной терапии у пациентов с имплантированными электрокардиостимуляторами и артериальной гипертензией. Клінічна інформатика і телемедицина. 2017; 13: 70–74.

26. Коломыйцева ИН, Волков ДЕ, Лопин ДА, Яблучанский НИ. Течение хронической сердечной недостаточности и медикаментозная терапия пациентов с имплантируемыми кардиостимуляторами. Український терапевтичний журнал. 2015; 4: 101–106.

27. Сычёв ОС, Бородай АА, Волков ДЕ. Применение ресинхронизирующей терапии у больных с сердечной недостаточностью. Серцева недостатність. 2011; 1: 34-43.

28. Дериенко ТА, Волков ДЕ, Лопин ДА, Яблучанский НИ. Стадии артериальной гипертензии и изменения гемодинамических показателей в течение года после имплантации кардиостимулятора. Проблеми безперервної медичної освіти та науки. 2016; 3: 29–33.

29. Волков ДЕ, Лопин ДА. ЭКГ-паттерны у больных после имплантации ЭКС по поводу брадиаритмий. Аритмологія. 2012; 2 (2): 57-58.

30. Коломицева ІМ, Волков ДС, Лопін ДО, Яблучанський МІ. Функціональний клас хронічної серцевої недостатності та зміни гемодинамічних показників у пацієнтів у ранній післяопераційний період

після імплантації кардіостимуляторів та серцевої ресинхронізаційної терапії. Аритмологія. 2015; 2 (14): 54-55.

31. Яблучанский НИ, Волков ДЕ, Карпенко ЮИ, Шанина ИВ. Медикаментозная терапия в ресинхронизирующей двухжелудочковой электрокардиостимуляции при хронической сердечной недостаточности в сочетании с постоянной формой фибрилляции предсердий. Аритмологія. 2013; 2: 62-63.

32. Volkov D. Indirect measurement of retrograde p-waves amplitude during pacemaker follow-up. In: Materials of XIII World Congress on Cardiac Pacing and Electrophysiology, Rome, 02-06.12.2007, Giornale Italiano di aritmologia e cardiostimolazione. 2007; 10(2): 19.

33. Volkov D, Boyko V, Polivenok I, Skibo U, Vinogorod'ska O, Iacenko E. Making CRT in heart failure patients by conventional dual-chamber pacemakers. do we really need RV electrode in all cases? Giornale Italiano di aritmologia e cardiostimolazione. 2008; 11(4): 28.

34. Volkov D, Polivenok I, Shovkun S, Smirnov V, Boyko V. Patterns of pacemakers' malfunctions, five year single-center experience. Europace. 2009; 11 (Suppl.2): Abst. 835.

35. Volkov D, Karpenko Y. Approaches for CRT execution with non-CRT devices. Journal of cardiovascular electrophysiology. 2009; 20 (Suppl. 1): S42.

36. Volkov D, Karpenko Y. Multifocal LV pacing for CRT in a patient with extremely dilated heart by additional anodal captures from two bipolar sew-in leads. Journal of Cardiovascular Electrophysiology. 2011; 22(1): 140-141.

37. Volkov D. Karpenko Y. Possibility to shorten programmable AV delay by closer positioning the atrial and ventricular leads in the septal regions. PACE. 2011; 34: 1424-25.

38. Volkov DYe, Karpenko YI, Lopin DA. Intraoperative external ECG-guided mapping to individualize RV lead position in bradyarrhythmia patients. European Heart Journal. 2012; 14 (Suppl. A): 10.

39. Volkov DY, Lopin D, Rashkovskiy S. Stim report - program for the simple direct comparison of sequential pacemaker information. *Europace*. 2013; 15 (suppl. 2): ii225.
40. Volkov D, Lopin D. Getting RV lead at thinner part of interventricular septum tends to shorten paced QRS duration with less dyssynchrony. *Journal of Arrhythmia*. 2013; 29(2013.10. - OP 22-1): i5.
41. Volkov D, Lopin D, Vasilenko O, Chuhaieva V, Karpenko I. Relative width of interventricular septum at different levels as approach to RV pacing: morphological study in general population cohort. *Europace*. 2018; 20(1): i76.
42. Karpenko Y, Volkov D. Different techniques for CRT implantations. *Europace*. 2011; 13(1): i.29s.
43. Karpenko Y, Volkov D. Unconventional techniques for CRT implantations, does it have to be seldom? In: The 10th international dead sea symposium on cardiac arrhythmias and device therapy, 08-10.02.2010 Tel-Aviv, Israel, Abstract Number: 140-59.
44. Karpenko Y, Volkov D. Transapical endocardial LV pacing for CRT, first experience in five patients. *PACE*. 2011; 34: 1401.
45. Karpenko Y, Abramova AA, Naydenko NV, Volkov DE. Left ventricular endocardial pacing for CRT in patients with heart failure using puncture of interventricular septum and apex of left ventricle. *European Heart Journal*. 2015; 36(1): 53.
46. Karpenko Y, Abramova A, Goriachiy A, Khanafi M, Volkov D. Anti-coagulant therapy in patients with left ventricular endocardial stimulation for cardiac resynchronization therapy. *European Heart Journal*. 2016; 37(suppl\_1): 641.
47. Karpenko Y, Abramova A, Goriachiy A, Naydenko N, Khanafi M, Volkov D. Left ventricular endocardial pacing: novel transmyocardial approaches. *Europace*. 2017; 3: iii27.
48. Karpenko I, Abramova A, Chanafi M, Lopin D, Volkov D. Comparison of endocardial vs epicardial LV pacing in patients receiving CRT. *Europace*. 2018; 20(1): i33.

49. Shanina IV, Volkov DE, Yablucyansky NI. Functional blood circulation values in patients with CRT in the early postoperative period in different QRS complex duration classes. В сб.: Матеріали науково-практичної конференції «Наукові та практичні аспекти хронізації неінфекційних захворювань внутрішніх органів» 6 листопада 2014 р., ДУ «Національний інститут терапії ім. Малої», Харків. – С. 397.

50. Пат. 9109 Україна МПК А61В17/00. Спосіб електрокардіостимуляції. Бойко В.В., Волков Д.Є. – ДУ „Інститут загальної та невідкладної хірургії АМН України”. – и 200500178; Заявл. 10.01.2005; Опубл. 15.09.2005; Бюл. №9.

51. Пат. 36708 Україна МПК А61В8/00. Спосіб визначення оптимальної атріовентрикулярної затримки у пацієнтів з електрокардіостимуляторами. Бойко В.В., Волков Д.Є. Винагородська О.В. - ДУ „Інститут загальної та невідкладної хірургії АМН України”. и 2008 04488; Заявл. 09.04.2008; Опубл. 10.11.2008; Бюл. №21.

52. Пат. 36709 Україна МПК А61В8/00. Спосіб відбору пацієнтів для кардіоресінхронізаційної терапії в секвенціальному двокамерному режимі. Бойко В.В., Волков Д.Є. Винагородська О.В., Полівенок І.В., Яценко Є.С., Петков О.В. - ДУ „Інститут загальної та невідкладної хірургії АМН України”. и 2008 04489; Заявл. 09.04.2008; Опубл. 10.11.2008; Бюл. №21.

53. Пат. 36742 Україна МПК А61В17/00, А61F2/02. Спосіб імплантації електрода в міжшлуночкову перетинку. Бойко В.В., Волков Д.Є. - ДУ „Інститут загальної та невідкладної хірургії АМН України”. и 2008 05684; Заявл. 30.04.2008; Опубл. 10.11.2008; Бюл. №21.

54. Пат. 37646 Україна МПК А61В17/00. Стилети для імплантації ендокардіальних електродів. Бойко В.В., Волков Д.Є. – ДУ „Інститут загальної та невідкладної хірургії АМН України” - и 2008 06043, Заявл. 08.05.2008 Опубл. 10.12.2008; Бюл. №23.

55. Пат. 38033 Україна МПК А61В17/00. Спосіб визначення локалізації венозного доступу при імплантації електрокардіостимуляторів. Бойко В.В.,



Волков Д.Є. – ДУ „Інститут загальної та невідкладної хірургії АМН України” - и 2008 06042, Заявл. 08.05.2008. Опубл. 25.12.2008; Бюл. №24.

56. Пат. 82190 Україна МПК А61В5/00. Спосіб діагностики внутрішньоплуночкової дисинхронії серця у хворих хронічною серцевою недостатністю з супутнім цукровим діабетом. Власенко М.А., Волков Д.Є., Родіонова Ю.В., Лопін Д.О., Лопіна Н.А., Годлевська О.М. – ХМАПО, заявка № и 2013 01298, заявл. 12.03.2013. Опубл. 25.07.2013; Бюл. №14.

57. Пат. 131610 Україна МПК А61В17/00 Спосіб імплантації правошлуночкового електрода. Бойко В.В., Волков Д.Є., Лопін Д.О - ДУ „Інститут загальної та невідкладної хірургії ім. В.Т. Зайцева НАМН України”. - заявка U 2018 07587, заявл. 06.07.2018. Опубл. 25.01.19; Бюл. № 2.

58. Пат. 131936 Україна МПК А61В5/00 А61N/00 Спосіб динамічного автоматичного корегування атріовентрикулярної затримки кардіоресинхронізуючих пристроїв. Волков Д.Є - ДУ «Інститут загальної та невідкладної хірургії ім. В.Т. Зайцева НАМН України». - заявка U 2018 07586, заявл. 06.07.2018. Опубл. 11.02.2019; Бюл. № 3.

59. Patent US 10,631,811 B2, United States Patent; A61B6/032, A61B8/06, A61B8/0883 Method and system for processing of medical images for generating of prognosis of cardiac function. Dmytro Volkov, Valerij Boyko, Alexander Bakai; appl. № 15/060,970; filed 04.03.2016; issued 28.04.2020.

***Основні результати дослідження презентовані на наступних наукових форумах:***

- EHRA Congress 2017: – Left ventricular endocardial pacing: novel transmyocardial approaches – усна доповідь, публікація тез;
- EHRA Congress 2018: Comparison of endocardial vs epicardial LV pacing in patients receiving CRT – усна доповідь, публікація тез;
- EHRA Congress 2018: Relative width of interventricular septum at different levels as approach to RV pacing: morphological study in general population

- cohort – усна доповідь, публікація тез;
- ESC Congress 2015: Left ventricular endocardial pacing for CRT in patients with heart failure using puncture of interventricular septum and apex of left ventricle – усна доповідь, публікація тез;
  - ESC Congress 2016: Anticoagulant therapy in patients with left ventricular endocardial stimulation for cardiac resynchronization therapy – публікація тез;
  - EHRA Europace Conference 2009: Patterns of pacemakers' malfunctions, five year single-center experience – усна доповідь, публікація тез;
  - EHRA Europace Conference 2013: Stim report - program for the simple direct comparison of sequential pacemaker information – усна доповідь, публікація тез;
  - International Congress of Cardiology 2012: Intraoperative external ECG-guided mapping to individualize RV lead position in bradyarrhythmia patients – публікація тез;
  - APHRS Cardiorhythm, 2011: Different techniques for CRT implantations – публікація тез;
  - APHRS Cardiorhythm, 2013: Getting RV lead at thinner part of interventricular septum tends to shorten paced QRS duration with less dyssynchrony – усна доповідь, публікація тез;
  - XX Наукова конференція Асоціації серцево-судинних хірургів України «Актуальні питання серцево-судинної хірургії»: Эхокардиография в определении места имплантации правожелудочкового электрода ЭКС - усна доповідь, публікація тез;
  - XXI Наукова конференція Асоціації серцево-судинних хірургів України «Актуальні питання серцево-судинної хірургії»: Связь между шириной межжелудочковой перегородки и длительностью QRS-комплекса при правожелудочковой стимуляции - усна доповідь, публікація тез;
  - XIII Національний з'їзд кардіологів України: Диссинхрония сердца у больных с постинфарктным кардиосклерозом в сочетании с сахарных

диабетом 2-го типа: публікація тез;

- XIV Національний з'їзд кардіологів України: Стрейн-ехокардіографія в аритмології – усна доповідь;
- XIV Національний з'їзд кардіологів України: Подовженість QRS і QT у хворих з імплантованим кардіостимулятором – усна доповідь;
- XV Національний з'їзд кардіологів України: Наш підхід до лівошлуночкової стимуляції при кардіоресинхронізуючій терапії - усна доповідь;
- XIII Міжнародний Конгрес з електрокардіостимуляції і електрофізіології серця: Indirect measurement of retrograde p-waves amplitude during pacemaker follow-up - усна доповідь, публікація тез;
- XIV Міжнародний Конгрес з електрокардіостимуляції і електрофізіології серця: Making CRT in heart failure patients by conventional dual-chamber pacemakers. do we really need RV electrode in all cases? - усна доповідь, публікація тез;
- II Науково-практична конференція «Інтервенційні та медикаментозні підходи до ведення хворих з порушеннями ритму серця: Ехокардіографія в оцінці ефективності трикамерної стимуляції - усна доповідь;
- III Науково-практична конференція «Інтервенційні та медикаментозні підходи до ведення хворих з порушеннями ритму серця»: Медикаментозна терапія при ресинхронізуючий двошлуночкової кардіостимуляції у хворих з хронічною серцевою недостатністю у поєднанні з постійною формою фібриляції передсердь - публікація тез;
- IV Науково-практична конференції Асоціації аритмологів України: Прикладна анатомія коронарного синусу: роль у трансвенозній імплантації кардіоресинхронізуючих ЕКС - усна доповідь;
- V Науково-практична конференція Асоціації аритмологів України: Функціональний клас хронічної серцевої недостатності та зміни гемодинамічних показників у пацієнтів у ранній післяопераційний період після імплантації кардіостимуляторів та серцевої ресинхронізаційної

терапії - публікація тез;

- VI Науково-практична конференція Асоціації аритмологів України: Нові можливості ехокардіографії у хворих з електрокардіостимуляторами- усна доповідь;
- VII Науково-практична конференція Асоціації аритмологів України: Upgrade системи ЕКС: показання та клінічні приклади - усна доповідь;
- X Науково-практична конференція «Дні аритмології в Києві»: Серцева недостатність у пацієнтів з блокадою правої ніжки пучка Гіса – перший досвід стимуляції пучка Гіса та імплантації ресинхронізуючого кардіостимулятора - усна доповідь;
- X International Dead Sea symposium on cardiac arrhythmias and device therapy: Unconventional techniques for CRT implantations, does it have to be seldom? - публікація тез;
- EHRA Summit 2010 with the Participation of Central-Eastern European Countries: 'ICD for Life' Initiative: Interventional arrhythmology in Ukraine, brief overview - усна доповідь;
- VIII International Congress of update in cardiology and cardiovascular surgery: Device for life: A step forward – Ukrainian experience - усна доповідь.