

УДК 616-073.65:616-12.7

<http://dx.doi.org/10.22328/2079-5343-2023-14-3-46-52>

## МЕТОДИКА ИНТРАОПЕРАЦИОННОЙ ВИЗУАЛИЗАЦИИ ПРИ ИМПЛАНТАЦИИ ЭЛЕКТРОДА В ПРОВОДЯЩУЮ СИСТЕМУ СЕРДЦА: АСПЕКТЫ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ: РЕТРОСПЕКТИВНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ

М. С. Медведь<sup>✉\*</sup>, С. Д. Рудь<sup>✉</sup>, Г. Е. Труфанов<sup>✉</sup>, Д. С. Лебедев<sup>✉</sup>

Национальный медицинский исследовательский центр имени В. А. Алмазова, Санкт-Петербург, Россия

**ВВЕДЕНИЕ:** Стимуляция проводящей системы сердца (ПСС) активно входит в мировую практику. С целью снижения количества нецелевых имплантаций разработан «Способ интраоперационной визуализации и контроля положения электрода для постоянной электрокардиостимуляции при имплантации электрода в ПСС», основанный на интеграции в систему ангиографа трехмерной реконструкции сердца по данным компьютерной томографии (КТ) в виде маски на фоне флюороскопии. Важным этапом методики интраоперационной визуализации (МИВ) является КТ.

**ЦЕЛЬ:** Изучение возможностей применения протокола КТ-исследования сердца с контрастированием для построения трехмерной частично сегментированной реконструкции сердца на ангиографическом комплексе для последующего использования при имплантации электрода в ПСС в рамках авторской МИВ.

**МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ:** В рамках разработки МИВ из собственной базы данных отобраны 21 КТ-исследования сердца: шаг градиента перепада плотностей контрастированной крови около 10 HU, диапазон перепада денситометрических показателей левый желудочек (ЛЖ) — правый желудочек (ПЖ) от 0 HU до 200 HU, а также 11 КТ-исследований сердца: шаг градиента перепада денситометрических показателей контрастированной крови в полости ЛЖ — миокард около 10 HU, диапазон от 0 HU до 100 HU. Все КТ исследования поочередно загружены в ангиограф с последующим созданием 3D-модели сердца с помощью базового программного обеспечения.

**РЕЗУЛЬТАТЫ:** Для выполнения частичной сегментации на левые и правые камеры 3D-модели сердца в ангиографическом комплексе, который не имеет специализированного модуля сегментации, необходимо превышение степени контрастирования полости ЛЖ над полостью ПЖ не менее 80 HU. При меньшем градиенте при «подавлении» сигнала от контрастированной крови в полости правого желудочка (ПЖ) происходит исчезновение достаточно большой части полости левого желудочка (ЛЖ) за счет частичного совпадения плотностей. Минимальный градиент полость ПЖ — миокард не менее 20 HU. При меньшем градиенте контрастирования не визуализируются границы правожелудочкового края межжелудочковой перегородки (МЖП), что является важным при определении места внедрения электрода в МЖП.

**ЗАКЛЮЧЕНИЕ:** Для выполнения частичной сегментации на левые и правые камеры 3D-модели сердца в ангиографическом комплексе, который не имеет специализированного модуля сегментации необходимо превышение денситометрических показателей контрастированной крови в полостях ЛЖ над ПЖ не менее 80 HU, полости ПЖ над миокардом не менее 20 HU.

**КЛЮЧЕВЫЕ СЛОВА:** компьютерная томография, трехмерная интраоперационная визуализация, стимуляция проводящей системы сердца

\*Для корреспонденции: Медведь Михаил Сергеевич, e-mail: [medved\\_mikhail@mail.ru](mailto:medved_mikhail@mail.ru)

Для цитирования: Медведь М.С., Рудь С.Д., Труфанов Г.Е., Лебедев Д.С. Методика интраоперационной визуализации при имплантации электрода в проводящую систему сердца: аспекты компьютерной томографии: ретроспективное исследование // *Лучевая диагностика и терапия*. 2023, Т. 14, № 3. С. 46–52, DOI: <http://dx.doi.org/10.22328/2079-5343-2023-14-3-46-52>.

## THE INTRAOPERATIVE VISUALISATION TECHNIQUE DURING LEAD IMPLANTATION INTO THE CARDIAC CONDUCTIVE SYSTEM: ASPECTS OF COMPUTED TOMOGRAPHY: PROSPECTIVE STUDY

Mikhail S. Medved<sup>✉\*</sup>, Sergey D. Rud<sup>✉</sup>, Gennady E. Trufanov<sup>✉</sup>, Dmitry S. Lebedev<sup>✉</sup>

Almazov National Medical Research Centre, St. Petersburg, Russia

© Авторы, 2023. Издательство ООО «Балтийский медицинский образовательный центр». Данная статья распространяется на условиях «открытого доступа», в соответствии с лицензией CCBY-NC-SA 4.0 («Attribution-NonCommercial-ShareAlike») / «Атрибуция-Некоммерчески-Сохранение Условий» 4.0), которая разрешает неограниченное некоммерческое использование, распространение и воспроизведение на любом носителе при условии указания автора и источника. Чтобы ознакомиться с полными условиями данной лицензии на русском языке, посетите сайт: <https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/deed.ru>

**INTRODUCTION:** The lead implantation into the cardiac conduction system (CCS) is the most physiological method of pacing nowadays. «The method of intraoperative visualization and control of the lead position for permanent electrocardiostimulation during implantation of the lead in the CCS» has been developed for reduce the number of non-targeted implantations. This method based on the integration into the angiograph system 3D-reconstruction of the heart converted to computed tomography (CT) in the form of a mask against the background of fluoroscopy. CT is an important stage of the intraoperative visualization technique (IVT).

**OBJECTIVE:** The aim of the study was to adapt the protocol of CT examination of the heart with contrast to construct a partially segmented 3D-reconstruction of the heart on an angiographic complex for subsequent use during of the lead implantation in the CCS within the framework of the author's IVT.

**MATERIALS AND METHODS:** As part of the development of the IVT, 21 CT studies of the heart were selected from own database. The step of the gradient of the density difference of the contrasted blood is about 10 HU, the range of the difference of densitometric parameters of the «left ventricle (LV) — right ventricle (RV)» from 0 HU to 200 HU. As well as selected 11 CT studies of the heart. The step of the gradient of the difference of densitometric indicators the contrasted blood in «the RV cavity — myocardium» is about 10 HU, the range is from 0 HU to 100 HU. All CT scans are alternately loaded into the angiograph, followed by the creation of a 3D model of the heart using basic software.

**RESULTS:** It's necessary to exceed the degree of contrast of the LV cavity over the RV cavity by at least 80 HU to perform partial segmentation on the left and right chambers of a 3D-model of the heart in an angiographic complex that does not have a specialized segmentation module. A sufficiently large part of the left ventricular cavity (LV) disappears with a smaller gradient when the right ventricular cavity (RV) is suppressed. The minimum gradient of «the ventricular cavity — myocardium» is at least 20 HU. The boundaries of the right ventricular edge of the interventricular septum (IVS) are not visualized with a smaller contrast gradient. It's important for determining the insertion place of the lead into the IVS.

**CONCLUSION:** It's necessary to exceed the contrast of the LV cavities above the RV cavity by at least 80 HU, the RV cavity above the myocardium by at least 20 HU to perform partial segmentation on the left and right chambers of a 3D-model of the heart in an angiographic complex that does not have a specialized segmentation module.

**KEYWORDS:** computed tomography, intraoperative visualization, cardiac conduction system pacing

\*For correspondence: *Mikhail S. Medved, e-mail: medved\_michail@mail.ru*

**For citation:** Medved M.S., Rud S.D., Trufanov G.E., Lebedev D.S. The intraoperative visualisation technique during lead implantation into the cardiac conductive system: aspects of computed tomography: prospective study // *Diagnostic radiology and radiotherapy*. 2023. Vol. 14, No. 3. P. 46–52, DOI: <http://dx.doi.org/10.22328/2079-5343-2023-14-3-46-52>.

**Введение.** Стимуляция проводящей системы сердца (ПСС) все активнее входит в мировую практику. Однако в Российской Федерации данный вид постоянной электрокардиостимуляции (ЭКС) только начинает внедряться в практику. Характерной его особенностью является необходимость имплантации электрода в толщу межжелудочковой перегородки (МЖП), где локализована проводящая система сердца [1]. В зависимости от цели (стимуляция пучка Гиса или стимуляция левой ножки пучка Гиса) электрод имплантируют в базальные отделы, либо несколько дистальнее — на границе проксимальной и средней третей МЖП в ее толщу [2]. Как правило, интраоперационно позиция электрода оценивается с помощью электрофизиологического и флюороскопического контролей [3].

Электрофизиологический контроль заключается в получении специфической для проводящей системы эндограммы электрической активности проводящей системы сердца, а также характерных изменений импеданса при проникновении электрода в толщу МЖП [4]. Флюороскопический контроль достигается установкой в характерной позиции электрода в стандартных ангиографических проекциях: передней прямой проекции (AP), левой косой проекции с углом наклона рентгеновской

трубки 30° (LAO 30), правой косой проекции с углом наклона рентгеновской трубки 30° (RAO 30) [5]. Необходимо отметить, что изображение, получаемое с ангиографов, является суммационным, поэтому мягкотканые структуры, такие как МЖП, не создают на изображении четко визуализируемой контрастной тени. Заключение о корректности положения электрода, как правило, основывается на соотношении положения электрода по данным флюороскопии с наиболее типичным анатомическим строением и положением сердца, что не дает уверенности в истинной позиции электрода у конкретного индивидуума [5]. Отсутствие четкой визуализации МЖП при проведении процедуры создает вероятность пенетрации МЖП, что сопряжено с определенным риском ОНМК или имплантации электрода в стенку правого желудочка, что сопряжено с повышением вероятности возникновения гемоперикарда. По этой причине при имплантации электрода в ПСС важна визуализация как правожелудочковой, так и левожелудочковой поверхностей МЖП.

Для решения проблемы в некоторых клиниках используют системы навигационного картирования. Дело в том, что некоторые, в большинстве своем импедансные, навигационные системы предоставляют возможность построения как электроанатоми-

ческих, так и активационных трехмерных навигационных карт с помощью электрода для постоянной ЭКС. Это позволяет произвести точное картирование области локализации ПСС и прецизионно имплантировать электрод [6]. Однако необходимо понимать, электродом для постоянной ЭКС возможно выполнить построение правых камер и, соответственно, правожелудочковой поверхности МЖП. Левожелудочковую поверхность МЖП возможно визуализировать при использовании дополнительного картирующего либо диагностического электрода и артериального доступа. Картирование левых камер сердца подразумевает необходимость введения антикоагулянтов, в частности гепарина, что при процедуре имплантации ЭКС сопряжено с риском кровотечения, гематом, как и, собственно, создание артериального доступа.

Также некоторые операторы для визуализации структур сердца используют трансторакальную и транспищеводную эхокардиографию. Данная методика позволяет визуализировать структуры сердца, в том числе оценивать функциональную составляющую трикуспидального клапана (ТК), практически не используя флюороскопию. Несмотря на все достоинства, этот метод требует наличия ультразвукового (УЗ) оборудования, квалифицированного УЗ-специалиста, имеет свои противопоказания и риски возникновения осложнений. Кроме того, не всегда удается визуализировать МЖП на всем протяжении [7].

Исходя из всего вышеперечисленного специалистами ФГБУ «НМИЦ им. В. А. Алмазова» разработан «Способ интраоперационной визуализации и контроля положения электрода при имплантации электрода в проводящую систему сердца» (заявка на регистрацию объекта интеллектуальной собственности № 2022108573), основанный на интеграции в систему ангиографа трехмерной реконструкции сердца по данным компьютерной томографии (КТ) с совмещением изображений КТ и флюороскопии. Преимущества методики заключаются в возможности визуализации любой структуры сердца. Однако на практике возникает определенная особенность: не все ангиографы имеют возможность реконструкции трехмерной модели сердца ввиду отсутствия соответствующего программного модуля. Однако в эксперименте, при определенном контрастировании полостей сердца, возможно произвести процедуру визуализации с «частичной сегментацией» на правые и левые камеры, используя возможности базовой 3D-станции ангиографа, даже в условиях отсутствия соответствующего программного модуля сегментации сердца.

**Цель.** Изучение возможностей применения протокола КТ-исследования сердца с контрастированием для построения трехмерной частично сегментированной реконструкции сердца на ангиографическом комплексе для последующего использования при имплантации электрода в ПСС в рамках авторской МИВ.

### **Задачи исследования:**

— определить минимальный градиент перепада денситометрических плотностей миокард — полость сердца, при которой на трехмерной реконструкции будут четко визуализироваться правожелудочковая и левожелудочковая поверхности межжелудочковой перегородки;

— определить минимальный градиент перепада денситометрических плотностей контрастированной крови в полостях сердца, при котором возможна процедура частичной сегментации на правые и левые камеры сердца;

— определить доминирующие по контрастированию камеры сердца.

**Материалы и методы.** Одобрения этического комитета не требовалось. Инофрмированное согласие получено от каждого пациента. В рамках исследования из собственной базы данных выполненных ранее исследований отобраны 21 КТ-исследований области сердца, которые соответствовали соответствующим требованиям: шаг градиента перепада плотностей контрастированной крови около 10 HU, диапазон перепада денситометрических показателей от 0 HU до 200 HU и 11 КТ-исследований области сердца, которые соответствовали следующим требованиям: шагом градиента перепада денситометрических показателей контрастированной крови в полости левого желудочка — миокард около 10 HU и диапазон от 0 HU до 100 HU.

**Результаты.** В рамках исследования загружены в ангиограф 21 томограмма с шагом градиента контрастирования камер около 10 HU от 0 до 200 HU и 11 исследований с шагом градиента контрастирования полости — миокард около 10 HU от 0 до 100 HU. Выполнена реконструкция трехмерной модели. Опытным путем определено, что для выполнения частичной сегментации на левые и правые камеры сердца необходимо превышение разности степени контрастирования левого желудочка над правым не менее чем на 80 HU. При меньшем градиенте при подавлении сигнала от контрастной крови в полости правого желудочка происходит исчезновение достаточно большой части сигнала от полости левого желудочка. Минимальный градиент полости ПЖ — миокард не менее 20 HU. При меньшем градиенте контрастирования нет возможности визуализации четкой границы правожелудочкового края МЖП, что важно при определении места внедрения электрода в МЖП. Данные минимальные значения, полученные в результате этого эксперимента, отражены в заявке на объект интеллектуальной собственности № 20221008573 «Способ интраоперационной визуализации и контроля положения электрода для постоянной электрокардиостимуляции при имплантации электрода в проводящую систему сердца».

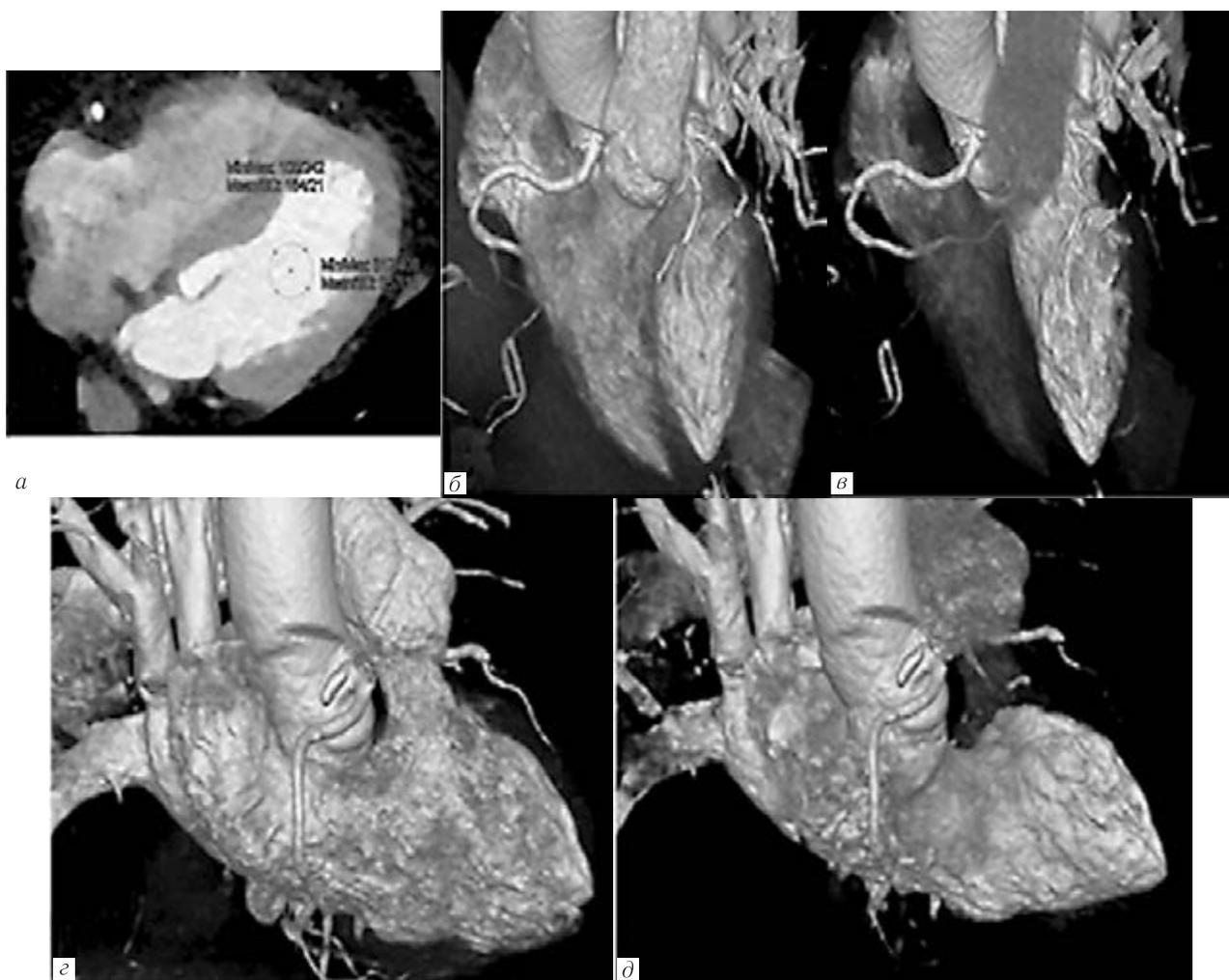
**Обсуждение.** Согласно технике имплантации с использованием интраоперационной визуализации позиционирование электрода во время имплан-

тации первоначально определяется относительно границ правожелудочковой поверхности и левожелудочковой поверхности, как правило, в проекции AP и RAO. В данных проекциях правожелудочковая поверхность МЖП трехмерной реконструкции накладывается на левожелудочковую, несколько дезориентируя оператора (рис. 1, 2). С целью визуализации только левожелудочковой поверхности МЖП необходимо временно «убрать» визуализацию правых камер с использованием отдельно построенной «маски» трехмерной реконструкции с заданными денситометрическими показателями.

При наличии специализированного модуля сегментации достаточно отключить отображение данных структур. Дело в том, модуль сегментации в автоматическом режиме позволяет выполнить

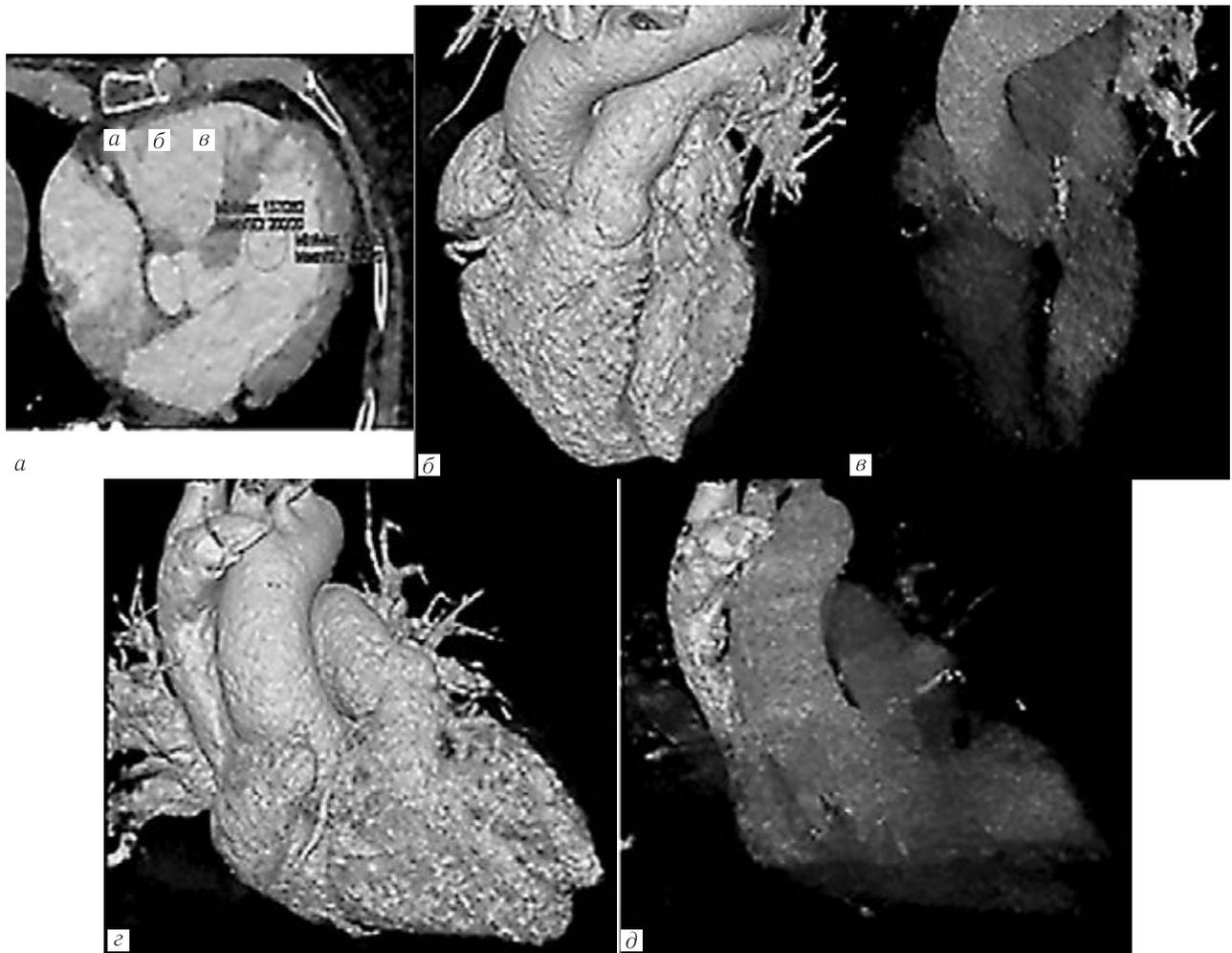
полноценную сегментацию сердца, отдельно выделить правое предсердие, левое предсердие, ПЖ и ЛЖ. Выделение областей основывается на разности денситометрических параметров крови, находящейся в соответствующих полостях сердца.

При отсутствии соответствующего модуля сегментации необходимо сместить окно интереса по степени контрастирования в область с более высоким значением по денситометрическим показателям при построении VRT-реформации области сердца, тем самым «погасив» сигнал области с более слабым контрастированием. Так как существует потребность в отсутствии визуализации правых камер, необходимо добиться более высокого градиента контрастирования левых камер. Кроме того, при смещении окна интереса необходимо,



**Рис. 1.** Реконструированные частично сегментированные трехмерные модели сердца, градиент контрастирования ЛЖ-ПЖ более 80 HU: *a* — компьютерная томография с удовлетворительным градиентом контрастирования полостей ЛЖ и ПЖ; *б* — реконструкция сердца в левой косой проекции, без подавления правых камер; *в* — реконструкция сердца в левой косой проекции, с подавлением правых камер; *г* — реконструкция сердца в правой косой проекции, без подавления правых камер; *д* — реконструкция сердца в правой косой проекции, с подавлением правых камер

**Fig. 1.** Reconstructed partially segmented models of the heart, the LV–RV contrast gradient is more than 80 HU: *a* — computed tomography with a satisfactory contrast gradient of the LV and RV cavities; *б* — reconstruction of the heart in the left oblique projection, without suppression of the right chambers; *в* — reconstruction of the heart in the left oblique projection, with suppression of the right chambers; *г* — reconstruction of the heart in the right oblique projection, without suppression of the right chambers; *д* — reconstruction of the heart in the right oblique projection, with suppression of the right chambers



**Рис. 2.** Реконструированные трехмерные модели сердца, градиент контрастирования ЛЖ–ПЖ 30 HU, частичная сегментация неудовлетворительная: *а* — компьютерная томография с неудовлетворительным градиентом контрастирования полостей ЛЖ и ПЖ; *б* — реконструкция сердца в левой косо́й проекции, без подавления правых камер; *в* — реконструкция сердца в левой косо́й проекции, с попыткой подавления правых камер; *з* — реконструкция сердца в правой косо́й проекции, без подавления правых камер; *д* — реконструкция сердца в правой косо́й проекции, с попыткой подавления правых камер

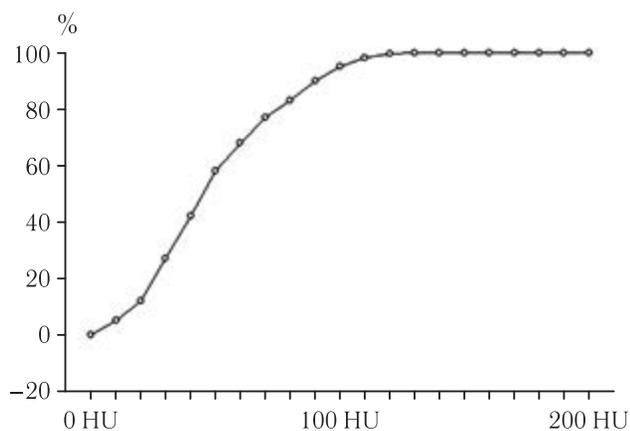
**Fig. 2.** Reconstructed partially segmented models of the heart, the LV–RV contrast gradient is 30 HU: *a* — computed tomography with a satisfactory contrast gradient of the LV and RV cavities; *б* — reconstruction of the heart in the left oblique projection, without suppression of the right chambers; *в* — reconstruction of the heart in the left oblique projection, with suppression of the right chambers; *з* — reconstruction of the heart in the right oblique projection, without suppression of the right chambers; *д* — reconstruction of the heart in the right oblique projection, with suppression of the right chambers

чтобы отсутствовало или было минимизировано исчезновение вместе с сигналами от полости ПЖ сигналов полости ЛЖ, соответствующих по денситометрическим показателям.

Для определения оптимального и минимального градиента контрастирования правых и левых камер каждая из 21 томограммы загружена в ангиограф. Далее с использованием базовых «пресетов» стандартного программного обеспечения выполнена визуализация с «частичной сегментацией» на правые и левые камеры с построением денситометрических масок (рис. 1, 2). Поскольку при выполнении позиционирования электрода следует убрать из визуализации модели острый край сердца со стороны правых камер, необходимо превышение степе-

ни контрастирования левых камер над правыми. У каждой томограммы с помощью базового программного комплекса 3D-станции ангиографа определена площадь левожелудочковой поверхности МЖП на стандартных значениях окна интереса степеней контрастирования. Далее была определена площадь левожелудочковой поверхности МЖП после смещения окна интереса в область более высоких значений степеней контрастирования до исчезновения сигнала от правых камер сердца. Одновременно со смещением окна интересов происходит «исчезновение» части объема полостей левых камер сердца, соответствующих по плотности правым (рис. 1, 2). Как правило, это область верхушки, место перехода МЖП в свободную стенку

ЛЖ. Зависимость изменения площади МПЖ от градиента контрастирования отражена на рис. 3. Целевая область при имплантации электрода при осуществлении стимуляции проводящей системы сердца (ПСС), в частности левой ножки пучка Гиса (ЛНПГ), располагается в МЖП на 1,5–2 см дистальнее кольца трехстворчатого клапана (ТК) [8]. С учетом этой особенности нами определено, что минимально достаточно градиента денситометрических показателей контрастной крови в левом и правом желудочках в 80 HU для выполнения отдельной визуализации на правые и левые камеры сердца, с сохранением практически без изменений целевой области для имплантации.



**Рис. 3.** График зависимости изменения площади левожелудочковой поверхности МЖП от градиента контрастирования ЛЖ–ПЖ

**Fig. 3.** Graph of the dependence of the change in the area of the right ventricular surface of the IVS on the contrast gradient of the LV–RV

Для достижения необходимой степени контрастирования правых камер необходимо учитывать достаточно много факторов, связанных прежде всего с индивидуальными особенностями пациента. Наибольшее влияние на контрастирование камер сердца оказывают «размер» тела пациента и сердечный выброс [9]. В идеале при проведении КТ сердца с контрастированием необходимо рассчитывать объем контрастного вещества исходя из площади поверхности тела либо массы пациента, что весьма трудоемко и отнимает большое количество времени. На практике в большинстве клиник используются протоколы контрастирования с фиксированным объемом контрастного вещества [10]. Фракция выброса оказывает существенное влияние на время контрастирования камер сердца. При низкой фракции выброса происходит как более медленное нарастание контрастирования камер сердца, так и более медленное «вымывание» контрастного вещества из камер сердца [10]. Необходимо отметить, что подавляющее большинство пациентов, кому планируется имплантация электродов в прово-

дящую систему сердца для осуществления постоянной кардиостимуляции, за исключением His-оптимизированной кардиоресинхронизирующей терапии (НОТ-CRT), не имеют низкой фракции выброса. Таким образом, для получения требуемой степени контрастирования необходим подбор протокола сканирования (напряжение и сила тока на катоде и аноде рентгеновской трубки), объема контрастного вещества и схемы его введения, а также задержки по времени от начала введения болюса контрастного вещества до начала проведения непосредственно сканирования — так называемое время задержки сканирования.

Наиболее удовлетворяющими наши потребности являются аппаратные настройки стандартного протокола сканирования при выполнении КТ-коронарографии с синхронизацией сердечных сокращений. Однако необходимо понимать, при стандартном протоколе КТ-коронарографии, как правило, применяют протокол двухфазного контрастирования, при котором отсутствует, либо минимизировано контрастирование правых камер [11]. По этой причине необходимо использование трехфазных протоколов контрастирования, включающих болюс контрастного вещества; болюс разведенного контрастного вещества (с 40% содержанием контрастного вещества), болюс физиологического раствора. Степень разведения контрастного вещества может варьироваться (например, 20% контрастного вещества с 80% солевым раствором) и обеспечивает снижение ослабления контрастирования правых камер сердца [12].

Исходя из всего вышеперечисленного, разработан протокол проведения КТ сканирования: коронарный пресет для построения VRT изображения области сердца с ЭКГ-синхронизацией процесса сканирования, напряжение на рентгеновской трубке — 110 кВ, зона триггера начала сканирования устанавливается в восходящей аорте. Начало сканирования через 10 секунд после достижения степени контрастирования в 110 HU в восходящей аорте. Протокол контрастирования трехфазный: 1 фаза — болюс 50 мл контрастного вещества (скорость введения 5 мл/сек), 100 мл 40% раствора контрастного вещества (скорость введения 5 мл/сек), 40 мл физиологического раствора (скорость введения контрастного вещества — 5 мл/сек).

**Заключение.** Для выполнения отдельной визуализации и последующей частичной сегментации сердца на правые и левые камеры с помощью построения VRT-реформаций необходимо добиться превышения градиента контрастирования левых камер над правыми не менее чем на 80 HU, а также превышения плотности контрастирования правого желудочка над миокардом на менее чем на 20 HU. Предложенный протокол сканирования позволяет добиться такого градиента контрастирования у всех пациентов.

**Сведения об авторах:**

*Медведь Михаил Сергеевич* — аспирант кафедры сердечно-сосудистой хирургии Института медицинского образования, Национальный медицинский исследовательский центр им. В. А. Алмазова; 197341, Санкт-Петербург, ул. Акkuratова, 2; e-mail: medved\_mikhail@mail.ru, ORCID 0000-0002-2825-899X;

*Рудь Сергей Дмитриевич* — кандидат медицинских наук, врач-рентгенолог отделения лучевой диагностики № 1, Национальный медицинский исследовательский центр им. В. А. Алмазова; 197341, Санкт-Петербург, ул. Акkuratова, 2; e-mail: rsd@mail.ru, ORCID 0000-0002-3585-9793;

*Труфанов Геннадий Евгеньевич* — доктор медицинских наук, профессор, заведующий кафедрой лучевой диагностики Института медицинского образования, Национальный медицинский исследовательский центр им. В. А. Алмазова; 197341, Санкт-Петербург, ул. Акkuratова, 2; e-mail: trufanovge@mail.ru, ORCID 0000-0002-1611-5000;

*Лебедев Дмитрий Сергеевич* — доктор медицинских наук, профессор РАН, руководитель, главный научный сотрудник научно-исследовательского отдела аритмологии Института сердца и сосудов «Национальный медицинский исследовательский центр имени В. А. Алмазова»; 197341, Санкт-Петербург, ул. Акkuratова, 2; e-mail: lebedevdmity@mail.ru, ORCID 0000-0002-2334-1663.

**Information about the authors:**

*Mikhail S. Medved* — postgraduate of the Department of Cardiovascular Surgery, Institute of Medical Education, Almazov National Medical Research Centre; 197341, St. Petersburg, Akkuratova str., 2; e-mail: medved\_mikhail@mail.ru, ORCID 0000-0002-2825-899X;

*Sergey D. Rud* — Cand. of Sci. (Med.), Radiologist of the Department of Radiation Diagnostics No.1, Almazov National Medical Research Centre; 197341, St. Petersburg, Akkuratova str., 2; e-mail: rsd@mail.ru, ORCID 0000-0002-3585-9793;

*Gennady E. Trufanov* — Dr. of Sci. (Med.), Professor, Chief Researcher of Research Department of Radiation Diagnostics, Almazov National Medical Research Centre; Head of the Department of Radiation Diagnostics and Medical Imaging, Institute of Medical Education, Almazov National Medical Research Centre; 197341, St. Petersburg, Akkuratova str., 2; e-mail: trufanovge@mail.ru, ORCID 0000-0002-1611-5000;

*Dmitry S. Lebedev* — Dr. of Sci. (Med.), Professor of the Russian Academy of Sciences; Head, Chief Researcher of Arrhythmology Research Department, Institute of Heart and Vessels, Almazov National Medical Research Centre; Professor of Department of Cardiovascular Surgery, Faculty of Higher Qualification Training, Institute of Medical Education, Almazov National Medical Research Centre; 197341, St. Petersburg, Akkuratova str., 2; e-mail: lebedevdmity@mail.ru, ORCID 0000-0002-2334-1663.

**Вклад авторов.** Все авторы подтверждают соответствие своего авторства, согласно международным критериям ICMJE (все авторы внесли существенный вклад в разработку концепции, проведение исследования и подготовку статьи, прочли и одобрили финальную версию перед публикацией). Наибольший вклад распределен следующим образом: концепция и план исследования — *М. С. Медведь, С. Д. Рудь, Г. Е. Труфанов*; сбор и математический анализ данных — *М. С. Медведь*; подготовка рукописи — *М. С. Медведь, С. Д. Рудь, Г. Е. Труфанов, Д. С. Лебедев*.

**Authors' contributions.** All authors confirm their authorship according to the international ICMJE criteria (all authors made substantial contributions to the conception, research, and preparation of the article, and read and approved the final version before publication). Special contribution: *MSM, SDR, GET* aided in the concept and plan of the study; *MSM* provided collection and mathematical analysis of data; *MSM, SDR, GET, DSL* preparation of the manuscript.

**Потенциальный конфликт интересов:** авторы заявляют об отсутствии конфликтов интересов.

**Disclosure.** The authors declare that they have no competing interests.

**Соответствие принципам этики:** Для данного дизайна исследования утверждения этическим комитетом не требовалось. Информированное согласие получено от каждого пациента.

**Adherence to ethical standards:** For this design, the approval of the ethics committee was not required.

**Финансирование:** работа выполнена в рамках государственного задания, регистрационный номер ЕГИСУ 122041500020-5.

**Funding:** the study was carried out within the framework of the state task, registration No: ЕГИСУ 122041500020-5.

Поступила/Received: 11.05.2023.

Принята к печати/Accepted: 29.08.2023.

Опубликована/Published: 29.09.2023.

**ЛИТЕРАТУРА/REFERENCES**

- Furman S., Schwedel J.B. An intracardial pacemaker for Stokes? Adams seizures // *NEJM*. 1959. Vol. 261. P. 943–948. doi: 10.1056/NEJM195911052611904.
- Sutton R. Ventricular pacing: what does it do? // *Eur. J. CPPE*. 1993. Vol. 3. P. 194–196.
- Liu P, Wang Q, Sun H, Qin X, Zheng Q Left Bundle Branch Pacing: Current Knowledge and Future Prospects // *Front. Cardiovasc. Med*. 2021. Vol. 8. P. 630399. doi: 10.3389/fcvm.2021.630399.
- Deshmukh P., Casavant D.A., Romanyshyn M., Anderson K. Permanent, direct His-bundle pacing: a novel approach to cardiac pacing in patients with normal His-Purkinje activation // *Circulation*. 2000. Vol. 101. P. 869–877. doi: 10.1161/01.cir.101.8.869.
- Arnold A.D., Shun-Shin M.J., Keene D. et al. His Resynchronization Versus Biventricular Pacing in Patients With Heart Failure and Left Bundle Branch Block // *J. Am. Coll. Cardiol*. 2018. Vol. 72, No. 24. P. 3112–3122. doi: 10.1016/j.jacc.2018.09.073.
- Abdelrahman M., Subzposh F.A., Beer D. et al. Clinical Outcomes of His Bundle Pacing Compared to Right Ventricular Pacing // *J. Am. Coll. Cardiol*. 2018. Vol. 71, No. 20. P. 2319–2330. doi: 10.1016/j.jacc.2018.02.048.
- Богачевский А.Н., Богачевская С.А., Бондарь В.Ю. Имплантация постоянных кардиостимуляторов под ультразвуковым контролем // *Вестник аритмологии*. 2014. Т. 78. С. 42–46. [Bogachevsky A.N., Bogachevskaya S.A., Bondar V.Yu. Ultrasound-guided permanent pacemaker implantation. *Journal of Arrhythmology*, 2014, Vol. 78. pp. 42–46 (In Russ.)].
- Devabhaktuni S., Mar P.L., Shirazi J. et al. How to Perform His Bundle Pacing: Tools and Techniques // *Card Electrophysiol. Clin*. 2018. Vol. 10, No. 3. P. 495–502. doi: 10.1016/j.ccep.2018.05.008.
- Bae K.T. Intravenous contrast medium administration and scan timing at CT: considerations and approaches // *Radiology*. 2010. Vol. 256. P. 32–61. doi: 10.1148/radiol.10090908.
- Bae K.T., Seeck B.A., Hildebolt C.F. et al. Contrast enhancement in cardiovascular MDCT: effect of body weight, height, body surface area, body mass index, and obesity // *AJR Am. J. Roentgenol*. 2008. Vol. 190. P. 777–784. doi: 10.2214/AJR.07.2765.
- Abbara S., Arbab-Zadeh A., Callister T.Q. et al. SCCT guidelines for performance of coronary computed tomographic angiography: A report of the Society of Cardiovascular Computed Tomography Guidelines Committee // *J. Cardiovasc. Comput. Tomogr*. 2009. Vol. 3. P. 190–204. doi: 10.1016/j.jcct.2009.03.004.
- Scholtz J.E., Ghoshhajra B. Advances in cardiac CT contrast injection and acquisition protocols // *Cardiovasc. Diagn. Ther*. 2017. Vol. 7, No. 5. P. 439–451. doi: 10.21037/cdt.2017.06.07.