

УДК 621.386.8; 616-079.2

Н.М. Федотов, А.И. Оферкин, А.А. Шелупанов

## Метод комплексирования данных ротационной рентгенографии и электрической локации для визуализации анатомических структур сердца и хирургического инструмента

Разработан метод для создания комплексированной технологии визуализации и совмещения хирургического инструмента с очагом аритмии внутри сердца на основе системы электрической локации, обеспечивающей непрерывное слежение за положением инструмента и регистрацию электрических сигналов сердца, и синхронизированных с ней рентгенографических изображений анатомических структур сердца и сосудов.

**Ключевые слова:** ротационная рентгенография, электрическая локация, комплексирование.

В кардиохирургической практике большое распространение имеют малотравматичные методы лечения аритмий сердца, которые осуществляются без разреза грудной клетки пациента. К таким методам относятся эндоваскулярные вмешательства, при выполнении которых хирургический инструмент доставляется к сердцу через сосуды. В России выполняется ежегодно более 80000 эндоваскулярных хирургических вмешательств, в том числе около 5000 вмешательств по лечению сложных форм аритмий сердца, возникающих при фибрилляции предсердий [1].

Технология выполнения эндоваскулярных вмешательств при лечении аритмий сердца выглядит следующим образом. Через периферические сосуды во внутреннее пространство сердца вводится хирургический инструмент, представляющий собой полимерный катетер длиной около 1500 мм и диаметром около 2 мм с расположенными на его поверхности кольцевыми металлическими электродами шириной в 1–2 мм (датчиками электрических сигналов сердца). Катетер содержит от 1 до 20 электродов с межэлектродным расстоянием от 1 до 10 мм и может изгибаться в различных плоскостях для облегчения продвижения по сосудам и позиционирования его на внутренней поверхности сердца. В ходе манипуляций хирургического инструмента датчики соприкасаются с внутренней поверхностью сердца и воспринимают электрические сигналы сердца в точках касания. По воспринятым сигналам производится анализ процессов распространения электрического возбуждения в тканях сердца с целью определения положения очага аритмии и степени его деструктивного влияния на работу сердца. Очаг аритмии может быть не один, иметь произвольную форму и местоположение. Линейные размеры очага аритмии составляют от одного до нескольких миллиметров. Один из электродов переводится на позицию очага аритмии и производит его разрушение путем термического воздействия. Термическое воздействие создается локальным нагревом тканей сердца в точке контакта с электродом (например, токами высокой частоты, которые пропускают между выбранным электродом и электродом с большой площадью, расположенным на поверхности тела пациента). Контролируемая термодатчиками коагуляция белковых структур возможна на расстояниях 1–4 мм от поверхности электрода, что достаточно для инактивации очага аритмии.

Эффективность операции зависит от качества проведения прецизионных манипуляций и позиционирования инструмента внутри сердца относительно очага аритмии. Но для этого требуется:

- визуализация внутренней анатомии сердца, которая в мелких деталях у каждого пациента различна, включая наличие аневризм, индивидуальных анатомических особенностей устьев легочных вен и областей, в которых выявлены очаги аритмии;
- непрерывный контроль положения инструмента внутри сердца относительно анатомических структур;
- точное совмещение лечебного хирургического инструмента с очагом аритмии.

Основным средством визуализации для контроля за положением инструмента при манипуляциях инструментами внутри сердца в настоящее время является одноплоскостная рентгеноскопия с разрешением не менее 2 пар. линий/мм. Основная проблема использования рентгеноскопии состоит в том, что пространственная визуализация внутренних структур сердца невозможна: изображение

плоское (двухмерное), к тому же на рентгеновском изображении хорошо различимы только рентгеноконтрастные объекты: кости и металлические части хирургического инструмента. Точное определение положения электродов относительно анатомических структур затруднено, так как они совершают колебательные движения из-за сокращений сердца и дыхания пациента с размахом до 20 мм. Хирурги с трудом ориентируются по слабо различимым изображениям контура сердца. Поиск и визуализация очагов аритмии также невозможен, так как эти участки сердца на рентгеновском изображении не отличаются от здоровых тканей. Кроме того, применение рентгеноскопии во время операции следует ограничивать для снижения дозы облучения пациента и персонала.

Для снижения дозы облучения в процессе слежения за манипуляциями инструмента внутри сердца в клинической практике используют вспомогательные средства трехмерной визуализации и локации. Такие системы трехмерной визуализации и локации дают возможность непрерывного слежения за положением металлических электродов – датчиков в слабых электропотенциальных или в магнитных полях (системы электрической и магнитной локации) с разрешающей способностью до 1 мм [2, 3]. Определение координат инструмента в магнитном или электропотенциальном поле дает возможность непрерывного слежения за положением инструмента и увеличения паузы между облучениями, а также создавать модели внутренней поверхности камер сердца. Подобные системы (Carto XP, EnSite NavX – США, Биоток Space Vision – Россия) получили широкое распространение. Процедура реконструкции основана на последовательном запоминании координат электрода в точках касания внутренней поверхности камеры сердца. По запомненным координатам точек строится модель сердца в виде трехмерной поверхности. В этих точках также одновременно запоминаются и локальные электрические сигналы сердца. Анализ электрических сигналов сердца позволяет программным способом визуализировать очаги аритмии на реконструированной трехмерной поверхности [4]. Но жесткость конструкции используемого инструмента с электродами и недостаток времени не позволяют тщательно обследовать внутреннее пространство сердца. Повышение степени детализации требует значительных временных затрат на построение из-за необходимости последовательного запоминания большого количества позиций электродов. При этом в каждой точке хирург должен быть уверен в том, что электрод правильно, с одинаковым усилием, касается внутренней поверхности сердца. Следовательно, получаемая реконструкция далека от совершенства и имеет низкий уровень детализации анатомических особенностей.

Для улучшения детализации внутренней структуры сердца в хирургической практике стали использовать анатомически точные изображения компьютерных томографов непосредственно во время операции. В упомянутых выше системах локации созданы модификации, которые используют технологию импорта трехмерных моделей сердца и сосудов, заранее подготовленных на основе томографических срезов [5, 6]. Получив дополнительную информацию об особенностях анатомии сердца пациента, хирург может скорректировать тактику манипуляций инструментом.

Несмотря на полученные успешные результаты, в целом вышеуказанные и аналогичные предложенные методы визуализации не являются совершенными. Процессы интеграции изображений являются громоздкими, разнесенными во времени и пространстве, многошаговыми, что содержит потенциальные опасности для появления ошибок. Общим недостатком применения томографических изображений является отсутствие возможности непрерывного (в реальном времени) слежения за положением инструмента и визуализации очагов аритмии.

Все это приводит к тому, что несмотря на активное внедрение и развитие технологии эндоваскулярных вмешательств, обусловлены низкой травматичностью лечения, клиническая эффективность метода при лечении фибрилляции предсердий в настоящее время не превышает 40–50% [7]. В то время как при открытых хирургических вмешательствах на сердце эффективность составляет 90% и более [1]. Наличие столь существенной разницы в эффективности лечения этой патологии «открытым» и «закрытым» способами объясняется в основном недостаточной визуализацией объекта лечения и низкой точностью позиционирования инструмента относительно очагов аритмии.

Таким образом, с целью повышения клинической эффективности технологии эндоваскулярных вмешательств разработан интраоперационный комплекс, в котором для визуализации анатомических структур сердца и хирургического инструмента реализован метод комплексирования трехмерных объектов ротационной рентгенографии и трехмерных объектов электрической локации, содержащих информацию о положении инструмента и результатах топической диагностики.

В качестве интраоперационного томографа использован рентгеновский ротационный комплекс Биоток-ХР (рис. 1). Для трехмерной реконструкции применен метод многослойной томографии из

конусного пучка излучения (Cone Beam Computed Tomography: СВСТ). Метод основан на обработке серии рентгеновских снимков, полученных приемником при вращении рентгеновской трубки относительно объекта с последующей программной обработкой. Метод СВСТ позволяет в несколько раз снизить дозу облучения пациента за счет просвечивания только зоны интереса по сравнению с обычным медицинским рентгеновским компьютерным томографом. Кроме того интраоперационный томограф может использоваться и в режиме одноплоскостной рентгеноскопии реального времени. Выбор рентгеновского ротационного комплекса Биоток-ХР сделан по причине того, он специализирован именно для длительных интервенционных процедур с возможностью ротационной съемки и синхронизацией с устройствами впрыскивания рентгеноконтрастных веществ.

Особенность предложенной технологии визуализации заключается в комплексировании ротационной рентгенографии и электрической локации путем временной и пространственной синхронизации систем координат по измеренным координатам инструмента с электродами и коррекции пространственных искажений системы непрерывной электрической локации путем деформации трехмерного пространства при совмещении поверхностей объектов. Такой подход является новым, и достижение поставленной задачи позволит существенно повысить клиническую эффективность эндоваскулярных вмешательств.

Алгоритм функционирования комплекса включает следующую последовательность операций. Пациент располагается на рентгенопрозрачном столе так, чтобы была возможность просвечивать его рентгеновскими лучами с различных ракурсов. На поверхность тела пациента приклеивают электроды генератора системы электрической локации. Через периферические сосуды вводят хирургический инструмент во внутреннее пространство сердца. Слежение за положением инструмента на этом этапе операции осуществляют раздельно в двух системах визуализации: в системе электрической локации и с помощью интраоперационного томографа, функционирующего в режиме одноплоскостной рентгеноскопии. Затем во внутреннее пространство сердца с помощью хирургического инструмента вводят рентгеноконтрастное вещество и выполняют синхронизированную с ЭКГ рентгеновскую съемку в режиме ротации интраоперационного томографа конусным пучком рентгеновского излучения. Полученные рентгеновские снимки преобразуют в послойные изображения и выполняют построение модели трехмерной анатомической структуры сердца и сосудов. Проводится процедура синхронизации систем координат. Процедура заключается во временной и пространственной синхронизации систем координат интраоперационного томографа и системы электрической локации по измеренным координатам инструмента с электродами. Возможность синхронизации систем координат обусловлена тем, что в этот момент времени есть возможность точного измерения координат электродов в обеих системах визуализации в выбранную фазу сердечного цикла. В дальнейшем положение инструмента непрерывно отслеживается системой электрической локации в объединенной и синхронизированной системе координат, и больше нет необходимости подвергать пациента рентгеновскому облучению.

Для ускорения процесса синхронизации систем координат и одновременной коррекции искажений трехмерного пространства системы электрической локации, вызванных неоднородностью электрической проводимости биологической среды, выполняется реконструкция камер сердца и сосудов с помощью многополюсного катетера типа Lasso. Затем трехмерное пространство системы электрической локации деформируется таким образом, чтобы получить максимальное совмещение поверхностей камер сердца системы электрической локации и анатомической модели, построенной по результатам рентгенографии. Результат коррекции запоминается в таблице LUT (look up table) и затем используется для перерасчета координат во время слежения за положением электродов. Наилучшее совпадение координат наблюдается при приближении к поверхности объекта, за пределы объекта электроды не выходят, а внутри объекта наличие искажений не представляет практического интере-



Рис. 1. Внешний вид комплекса для интервенционных процедур рентгеновского ротационного «Биоток-ХР»

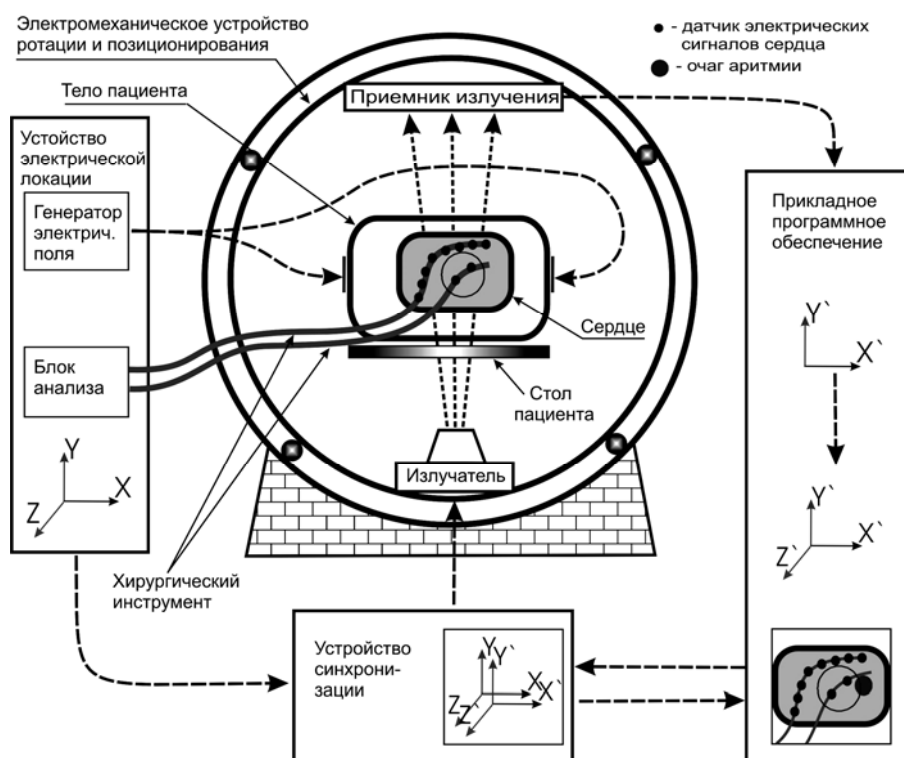
са. Далее в камеру сердца вводится многополюсный электрод типа «корзина» (например, 64-полюсный электрод EP Technologies, model EPT8038, США) и одновременно регистрируется порядка 64 монополярных электрограмм с последующей аппроксимацией времени активации на поверхность анатомической модели камеры сердца. Положение очага аритмии с высокой точностью до 1–2 мм определяется с помощью алгоритма интерполяции относительно синхронизированной анатомической модели в процессе анализа электрограмм. Затем абляционный электрод переводится на расчетную позицию очага аритмии и блокирует его путем контролируемого термического воздействия, что приводит к восстановлению правильного режима работы сердца.

Сопоставление с характеристиками аналогов, используемых в клинической практике в настоящее время для выполнения задач по визуализации инструмента и операционного пространства [рентгеновский ангиографический комплекс Siemens Artis-zee-MN с программой Dina-CT; мобильный интраоперационный компьютерный томограф (O-Arm, Medtronic)], с разработанным хирургическим комплексом показывает его явное преимущество. Это объясняется тем, что в сравниваемых изделиях отсутствует возможность одновременной визуализации мышечных тканей сердца – нерентгеноконтрастных, механически перемещающихся синхронно с дыханием пациента и сердечным циклом, анатомической визуализации очагов аритмии, также подвижных и не отличающихся по рентгенооптической плотности от здоровой ткани и визуализации хирургического инструмента внутри сокращающегося сердца.

В состав интраоперационного комплекса входят следующие устройства (рис. 2):

– устройство синхронизации с сердечным циклом, центрирования и масштабирования систем координат системы электрической локализации и интраоперационного томографа (устройство синхронизации);

– электромеханическое устройство для высокоскоростной ротации до 60 град/с и позиционирования рентгеновского излучателя и приемника относительно пациента с точностью до  $\pm 0,5$  мм на основе конструкции штатива кольцевого типа (электромеханическое устройство ротации и позиционирования);



– импульсное питающее рентгеновское устройство мощностью до 30 кВт и анодным напряжением до 120 кВ с блоками управления тепловыми и дозовыми режимами, блоком синхронизации с сердечным циклом, блоками управления и калибровки режимов накала катода, блоками управления вращением анода и анодного напряжения и блоком управления параметрами коллимации пучка излучения (излучатель);

– многоканальное устройство электрической локации с блоком анализа электрических сигналов сердца (до 90 каналов) и блоком компенсации колебаний от сокращений сердца и дыхательных движений (устройство электрической локации);

– компьютерные программы для обеспечения функционирования комплекса, получения трехмерного изображения из серии рентгеновских снимков и из томографических срезов, коррекции трехмерных изображений, анализа электрических сигналов сердца (прикладное программное обеспечение [8]).

**Заключение.** Разработан интраоперационный комплекс, способный обеспечивать визуализацию и высокоточное совмещение инструмента с очагом аритмии внутри сердца. Выполнена разработка электронных блоков устройства синхронизации, многоканального устройства электрической локации с блоками визуализации и амплитудно-временного анализа электрических сигналов сердца, а также компенсации колебаний от сокращений сердца и дыхательных движений. Разработана конструктивная схема электромеханического устройства ротации и позиционирования рентгеновского излучателя и приемника относительно пациента в виде штатива кольцевого типа с рентгенопрозрачным столом пациента. Разработано прикладное программное обеспечение для организации функционирования комплекса, для коррекции и синхронизации трехмерных изображений систем электрической локации и рентгенографии, анализа электрических сигналов сердца.

Проведена оценка эффективности и безопасности предлагаемой комплексированной технологии визуализации и совмещения хирургического инструмента с очагом аритмии внутри сердца. Организуется опытное производство комплекса.

#### *Литература*

1. Бокерия Л.А. Сердечно-сосудистая хирургия – 2009. Болезни и врожденные аномалии системы кровообращения / Л.А. Бокерия, Р.П. Гудкова. – М.: Изд-во НЦССХ им. А.Н. Бакулева РАМН, 2010. – 180 с.
2. New method for nonfluoroscopic endocardial mapping in humans: accuracy assessment and first clinical results / J.L. Smeets, S.A. Ben-Haim, L.M. Rodriguez et al. // *Circulation*. – 1998. – Vol. 97. – P. 2426–2432.
3. Пат. № 2 422 084 РФ. Устройство слежения за электродами внутри тела пациента и способ его реализации / Н.М. Федотов, С.В. Жарый, А.И. Оферкин (РФ); заявл. 18.11.2009; опубл. 27.06.2011. Бюл. № 18.
4. Имитационное моделирование и визуализация электрической активности миокарда / Н.М. Федотов, С.В. Жарый, А.А. Шелупанов и др. // *Изв. Том. политех. ун-та*. – 2009. – Т. 315, № 5. – С. 98–104.
5. Integrated electroanatomic mapping with three-dimensional computed tomographic images for real-time guided ablations / J. Dong, H. Calkins, S.B. Solomon et al. // *Circulation*. – 2006. – № 113. – P. 186 – 194.
6. Zhong H. On the accuracy of CartoMerge for guiding posterior left atrial ablation in man / H. Zhong, J.M. Lacomis, D. Schwartzman // *Heart Rhythm*. – 2007. – Vol. 4(5). – P. 595–602.
7. A randomised comparison of Cartomerge vs. NavX fusion in the catheter ablation of atrial fibrillation: the CAVERN Trial / M.C. Finlay, R.J. Hunter, V. Baker, et al. // *J. Interv Card Electrophysiol*. – 2012. – № 33(2). – P. 161–169.
8. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ. – № 2010615380. – Программа управления компьютерной системой визуализации рентгенографических исследований и трехмерной реконструкции сердца / С.В. Жарый, Н.М. Федотов, А.И. Оферкин (РФ); зарегистрировано в Реестре программ для ЭВМ 20.08.2010.

---

#### **Федотов Николай Михайлович**

Канд. техн. наук, зав. лаб. безопасных биомедицинских технологий ЦТБ ТУСУРа  
Тел.: +7-923-404-99-59  
Эл. почта: n.m.fedotov@gmail.com

**Оферкин Александр Иванович**

Канд. мед. наук, с.н.с., руководитель отделения сердечно-сосудистой хирургии СибГМУ, г. Томск

Тел.: 8 (382-2) 55-59-91

Эл. почта: cardiovascular@ssmu.ru

**Шелупанов Александр Александрович**

Д-р техн. наук, профессор, проректор по ИР ТУСУРа

Тел.: 8 (382-2) 51-43-02

Эл. почта: saa@keva.tusur.ru

Fedotov N.M., Oferkin A.I., Shelupanov A.A.

**The integration method the data rotating X-ray and electrical location systems for visualization of anatomical structures of the heart and the surgical tool**

The equipment for an operating room is developed which realizes an interconnected technology of imaging and superposition of a surgical instrument in case when a heart arrhythmia is in the heart. The system is based on the technique of electrical location, providing continuous monitoring of the position of a tool and the registration of electrical signals of a heart, and 3-D tomographic images of anatomical structures of heart and blood vessels are synchronized with it.

**Keywords:** rotary radiography, electrical location, integration.

---