

ИНФОРМАЦИОННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ В ИЗМЕРЕНИЯХ

УДК 615.47-114:616-07-08

О. Н. Бодин, А. С. Сергеенков, П. С. Царев, М. А. Целикин

ПРОВЕДЕНИЕ АНАЛИЗА ИЗМЕРИТЕЛЬНОЙ КАРДИОГРАФИЧЕСКОЙ ИНФОРМАЦИИ ДЛЯ ПОСТРОЕНИЯ КОМПЬЮТЕРНОЙ МОДЕЛИ ТОРСА И СЕРДЦА ПАЦИЕНТА

O. N. Bodin, A. S. Sergeenkov, P. S. Tsarev, M. A. Tselikin

ASSAY MEASURING CARDIOGRAPHIC INFORMATION TO BUILD A COMPUTER MODEL OF THE TORSO AND HEART PATIENT

А н н о т а ц и я. Проведен анализ и описаны особенности построения компьютерной модели торса и сердца пациента. Рассмотрены принцип построения компьютерной модели торса пациента, способ автоматического определения размеров и положения сердца пациента по флюорографическим снимкам, неинвазивный способ определения объема левого желудочка и наглядного, реалистичного представления функционального состояния сердца пациента в реальном времени по данным электрокардиограммы. Предложена компьютерная модель торса и сердца пациента с внутренними полостями.

A b s t r a c t. The article analyzes and describes the characteristics of building a computer model of the patient's heart and torso. The principle of building a computer model of the patient's torso, a way to automatically determine the size and position of the patient's heart by fluorography images, non-invasive method for determining the volume of the left ventricle and a visual, a realistic representation of the functional state of the patient's heart in real time according to the electrocardiogram. Proposed a computer model of the patient's heart and torso with internal cavities.

К л ю ч е в ы е с л о в а: компьютерная модель торса и сердца пациента, флюорографические снимки, неинвазивный способ, левый желудочек, электрокардиограмма.

К e y w o r d s: computer model of the patient's heart and torso, fluorographic shots, non-invasive way, the left ventricle, the electrocardiogram.

Целью настоящей статьи является проведение анализа измерительной кардиографической информации для построения компьютерной модели торса и сердца пациента.

Для своевременной профилактики, ранней диагностики, прогнозирования и эффективного лечения заболеваний сердца используется измерительная кардиографическая информа-

ция о физиологическом и анатомическом состоянии сердца пациента, полученная в результате обработки электрокардиосигналов и флюорографических снимков (ФОС). Электрокардиосигнал определяет электрическую активность сердца, которая является одним из важнейших показателей сердечной деятельности, а обработка ФОС – геометрическую структуру сердца.

Сердце является геометрическим объектом сложной формы, его размеры и расположение у каждого пациента индивидуальны и связаны с физиологическими особенностями. Форма сердца и его положение меняются во время сокращений, а также при дыхании.

Компьютерная модель позволяет выявить основные факторы, определяющие свойства изучаемого объекта, в частности, исследовать отклик моделируемой физической системы на изменения ее параметров и начальных условий. Данная модель позволяет наглядно представить положение сердца в торсе пациента.

Положение сердца в грудной клетке определяется углом наклона к горизонтали длинника сердечной тени («L»). Последний соединяет правый атриовазальный угол («2») с верхушкой сердца («1») [1].

В прямой проекции различают три нормальных варианта положения сердца (рис. 1):

1. Косое положение сердца – у нормостеников, угол наклона длинника сердца составляет около 45° (рис. 1,а).
2. Вертикальное положение – у астеников, угол наклона длинника сердца составляет больше 45° (рис. 1,б).
3. Горизонтальное положение – у гиперстеников, угол наклона длинника сердца составляет меньше 45° (рис. 1,в).

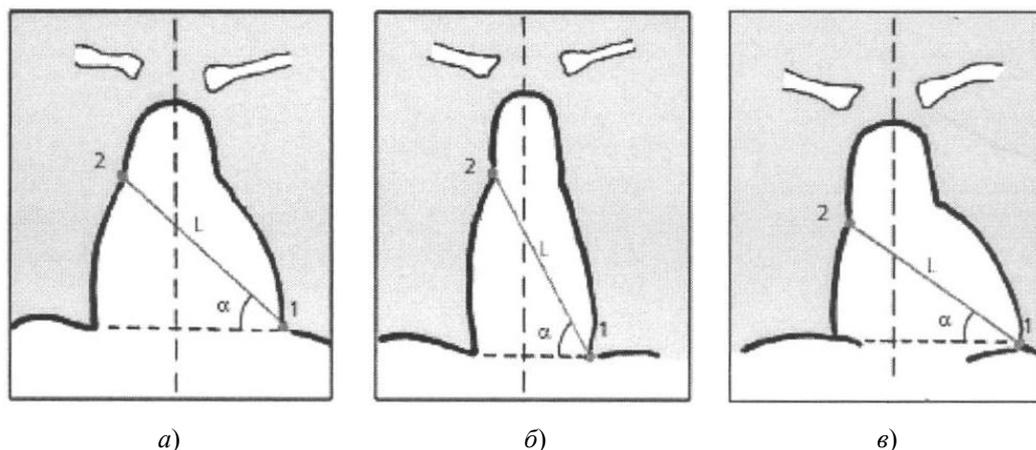


Рис. 1. Варианты расположения сердца в грудной клетке

Таким образом, при создании компьютерной модели сердца пациента необходимо учитывать его расположение в грудной клетке. Для этого строится компьютерная модель торса пациента. Для данной модели в качестве первичной медицинской информации рассматриваются индивидуальные антропометрические данные пациента, флюорографические и кардиографические данные.

Основные размеры туловища человека зависят от возраста и имеют значительные индивидуальные различия в каждой возрастной группе [2]. Поэтому необходимо ориентироваться на индивидуальное строение туловища каждого отдельного пациента. Так как в горизонтальном сечении грудная клетка человека более всего соответствует эллипсу, в качестве модели торса пациента выбирается осредненная структура в виде эллиптического цилиндра, имеющая три параметра – a , b и h , которые соответствуют основным антропометрическим параметрам груди – трансверсальному диаметру, сагитальному диаметру и высоте. Высота, или длина, туловища измеряется как расстояние между уровнями гребня лопатки и верхней части позвоночной оси [2].

На рис. 2 приведена компьютерная модель торса пациента.

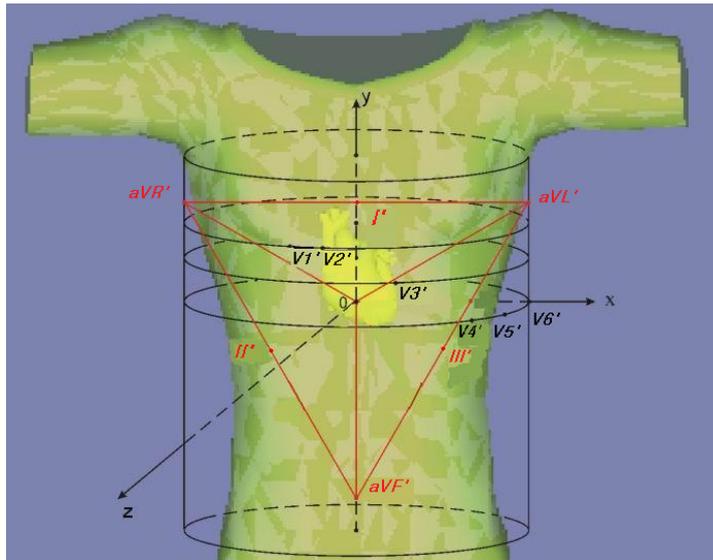


Рис. 2. Компьютерная модель торса пациента

Внутри модели торса задаются две системы координат: система координат торса с геометрическим центром x_T, y_T, z_T и система координат сердца с геометрическим центром x_C, y_C, z_C .

Определение трансверсального и сагиттального диаметров осуществляется по измеренному значению окружности грудной клетки пациента (L). Окружность грудной клетки равна полной дуге эллипса $L = L_{el}$. Полная дуга эллипса с осями a и b выражается через полный эллиптический интеграл 2-го рода [3] по формуле

$$L_{el} = 2a \int_0^{\pi/2} \sqrt{1 - \varepsilon^2 \sin^2 \omega} d\omega,$$

где

$$\varepsilon = \frac{\sqrt{(a/2)^2 - (b/2)^2}}{a/2}.$$

Следовательно, параметры трансверсального сечения грудной клетки (трансверсальный и сагиттальный диаметры или большая и малая ось эллипса соответственно) будут определяться с заданной точностью в процессе их подбора, при котором должно выполняться следующее равенство:

$$L_{el} = 2a \int_0^{\pi/2} \sqrt{1 - \left(\frac{\sqrt{(a/2)^2 - (b/2)^2}}{a/2} \right)^2 \sin^2 \omega} d\omega.$$

Так как центр сердца не находится в центре грудной клетки, необходимо определить смещения (Δ_x, Δ_z) геометрического центра сердца относительно центра трансверсального сечения грудной клетки. Для этого необходимо по результатам компьютерного анализа флюорографических снимков определить следующие параметры:

- 1) смещение центра сердца относительно центра грудной клетки по оси абсцисс в пикселах ($p_{\Delta x}$);
- 2) смещение центра сердца относительно центра грудной клетки по оси аппликат в пикселах ($p_{\Delta z}$);
- 3) размер торса в пикселах по оси абсцисс (p_a);
- 4) размер торса в пикселах по оси аппликат (p_b).

Смещения геометрического центра сердца относительно центра трансверсального сечения грудной клетки (Δ_x, Δ_z) вычисляются по формулам

$$\frac{p_{\Delta x} * a}{p_a} = \Delta_x;$$

$$\frac{p_{\Delta z} * b}{p_b} = \Delta_z,$$

где отношения $\frac{a}{p_a}$, $\frac{b}{p_b}$ используются в качестве коэффициентов масштабирования.

После построения компьютерной модели торса пациента необходимо построить компьютерную модель сердца пациента.

Известен способ автоматического определения размеров и положения сердца пациента по ФОС [4]. Данный способ может быть использован в компьютерных диагностических системах при массовых профилактических обследованиях (скрининге) сердечно-сосудистой системы для реконструкции трехмерной структуры сердца.

Данный способ включает следующие этапы:

- *Регистрация ФОС.*

Для регистрации ФОС используется специализированная рентгенографическая аппаратура, включающая люминесцентный экран, электронную камеру, оптическую систему, компьютер, планшет, светозащитный кожух и рентгенопрозрачный экран. ФОС регистрируют в нескольких стандартных проекциях. ФОС грудной клетки пациента хранятся в цифровом виде в памяти компьютера.

- *Выделение контура сердца на ФОС.*

После регистрации прямого и левого бокового ФОС пациента в цифровом формате осуществляется обработка ФОС для выделения на них контуров сердца. Для этого используются «Способ обработки изображения и система, включающая шаги выделения контура», включающие анализ изображения, вычисление значений вероятности для точек изображения, показывающих, что данная точка изображения принадлежит к определенным участкам изображения, относящимся к объекту, и получение контурной модели объекта. Данный способ позволяет выделить контур сердца на ФОС, как показано на рис. 3.

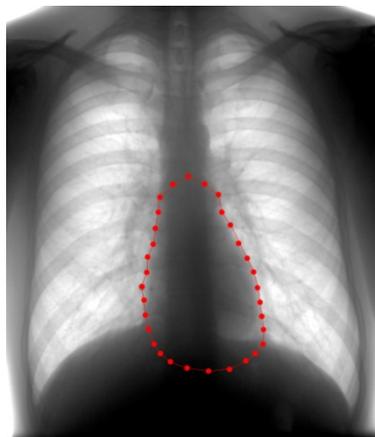


Рис. 3. Выделение контура сердца на ФОС

- *Синтез проекций модели сердца.*

Синтез проекций модели сердца заключается в получении проекций трехмерной модели сердца на плоскости, соответствующих прямой и левой боковой проекциям сердца при флюорографическом обследовании. Создается массив контуров проекций компьютерной модели сердца, получаемых последовательными поворотами модели с заданным шагом угла по трем координатным осям (X, Y, Z).

- *Наложение и совмещение проекций модели сердца с изображением на ФОС.*

Данный этап заключается в наложении изображения проекции модели сердца на изображение контура сердца, выделенного на ФОС, определении геометрического центра контурного изображения сердца, после чего производится совмещение геометрического центра про-

екции модели сердца с геометрическим центром контурного изображения сердца с помощью операции сдвига вдоль координатных осей. Данная операция реализуется средствами компьютерной графики.

- *Сравнение и выбор проекций с наименьшим несовпадением контуров.*

На данном этапе выполняется последовательное сравнение контуров сердца на ФОС пациента и контуров различных проекций модели сердца из созданного массива. При этом перебираются все возможные сочетания углов поворота вокруг координатных осей.

- *Нелинейное масштабирование модели сердца.*

В зависимости от отношения площадей изображения сердца на ФОС и проекции модели сердца, повернутой на соответствующий угол, вычисляются коэффициенты масштабирования модели сердца вдоль каждой из координатных осей (X, Y, Z).

- *Вывод параметров модели сердца.*

На данном этапе происходит представление параметров сердца врачу. После определения углов поворота и коэффициентов масштабирования трехмерная модель сердца находится в состоянии подобия сердцу пациента. Врачу представляются вычисленные размеры и положение трехмерной модели сердца, которые сохраняются в базе данных.

Таким образом, при реализации данного способа создается поверхностная модель сердца пациента, позволяющая определить только размеры и положение сердца пациента. Данные сведения недостаточны для точной диагностики пациента и постановки диагноза.

Известен неинвазивный способ определения объема левого желудочка и наглядного, реалистичного представления функционального состояния сердца пациента в реальном времени по данным электрокардиограммы [5].

Сущность способа заключается в следующем: по данным электрокардиографии и флюорографии осуществляются моделирование реалистичного трехмерного изображения сердца пациента и определение всех основных функциональных показателей миогемодинамики левого желудочка (ЛЖ) сердца.

По данным ЭКГ определяются конечный систолический радиус (КСР), конечный диастолический радиус (КДР), конечный систолический объем (КСО) и конечный диастолический объем (КДО) ЛЖ сердца пациента.

Далее определение объема ЛЖ модели сердца ($КСО_m$) осуществляется известными методами (см. рис. 3), например, по методу дисков в двух плоскостях (модифицированный алгоритм Simpson).

На рис. 4 приведена иллюстрация расчета объема ЛЖ методом дисков, где a_i – диаметр диска в апикальной позиции двухкамерного сердца; b_i – диаметр диска в апикальной позиции четырехкамерного сердца; L – длина левого желудочка сердца:

$$V = \frac{\pi}{4} \sum_{i=1}^{20} a_i b_i \frac{L}{20},$$

где V – объем ЛЖ.

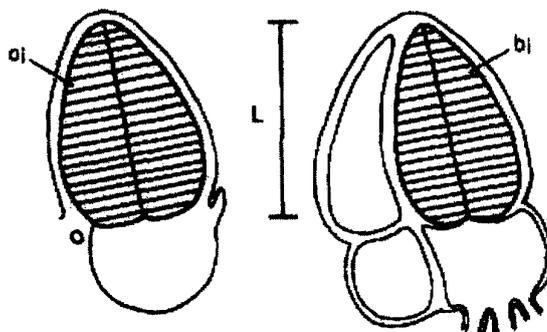


Рис. 4. Иллюстрация расчета объема ЛЖ методом дисков

При этом изображение ЛЖ модели сердца представляется в двух взаимно перпендикулярных плоскостях: в апикальной позиции четырехкамерного сердца и апикальной позиции

двухкамерного сердца. В обеих проекциях ЛЖ модели сердца делится на 20 дисков (a_i и b_i на рис. 3) одинаковой высоты; площади дисков суммируются, и сумма умножается на длину ЛЖ модели сердца.

Следующим этапом является сопоставление объемов ЛЖ сердца пациента КСО и ЛЖ модели сердца КСО_М. Полученный объем ЛЖ модели сердца принимается за его КСО, и определяется коэффициент соотношения между КСО ЛЖ сердца пациента и КСО_М ЛЖ модели сердца, на который умножаются координаты точек модели сердца:

$$K_{\text{КСР}} = \frac{\text{КСО}}{\text{КСО}_M}.$$

В результате этого получается модель сердца – полностью сердце пациента в положении систолы.

Для определения модели сердца пациента в положении диастолы находится следующий коэффициент:

$$K_{\text{КДР}} = \frac{\text{КДО}}{\text{КСО}_M}.$$

Итак, в способе определения основных функциональных показателей миогемодинамики сердца по данным электрокардиографии и флюорографии осуществляются моделирование реалистичного трехмерного изображения сердца пациента и определение его основных функциональных показателей миогемодинамики.

Недостаток данного способа заключается в том, что компьютерная модель строится без учета расположения сердца в грудной клетке, и при построении компьютерной модели не происходит визуализация внутренних полостей, что не позволяет врачу проанализировать сердце в разрезе.

Анализ электрокардиологической и флюорографической информации является необходимым условием при планировании курса лечения, принятии решений в постановке диагноза, поиске путей повышения эффективности лечения, и поэтому представление результатов анализа в более удобном для изучения и интерпретации виде является предпочтительнее. В связи с этим предлагается компьютерная модель торса и сердца пациента с внутренними полостями. Данная модель обладает достоинствами известного способа автоматического определения размеров и положения сердца пациента по флюорографическим снимкам и неинвазивного способа определения объема левого желудочка. Визуализация внутренних полостей необходима для точной диагностики пациента и постановки диагноза.

Таким образом, в статье проведен анализ и описаны особенности построения компьютерной модели торса и сердца пациента, предложена компьютерная модель торса и сердца пациента с внутренними полостями. Данная модель позволит повысить качество оказания медицинской помощи.

Список литературы

1. Ройтберг, Г. Е. Лабораторная и инструментальная диагностика заболеваний внутренних органов / Г. Е. Ройтберг, А. В. Струтынский. – М. : ООО «Медицина», 2003. – 560 с.
2. Титомир, Л. И. Неинвазивная электрокардиотопография / Л. И. Титомир, В. Г. Трунов, Э. А. И. Айду. – М. : Наука, 2003. – 198 с.
3. Фильчаков, П. Ф. Справочник по высшей математике / П. Ф. Фильчаков. – Киев : Наукова думка, 1974. – 250 с.
4. Пат. 2372844 Российская Федерация. Способ автоматического определения размеров и положения сердца пациента по флюорографическим снимкам / Бодин О. Н., Кузьмин А. В., Семенкин М. А., Моисеев А. Е. – 16 с.
5. Пат. 2264786 Российская Федерация. Способ определения основных функциональных показателей миогемодинамики сердца / Бодин О. Н., Бурукина И. П., Митин А. А., Огоньков В. В., Митрошин А. Н., Бондаренко Л. А., Рудакова Л. Е. – 12 с.

Бодин Олег Николаевич

доктор технических наук, профессор,
кафедра информационно-измерительной техники,
Пензенский государственный университет
E-mail: iit@pnzgu.ru

Bodin Oleg Nikolaevich

doctor of technical sciences, professor,
sub-department of information
and measuring technique,
Penza State University

Сергеенков Антон Сергеевич

магистрант,
Пензенский государственный университет
E-mail: sergeenkov_anton@mail.ru

Sergeenkov Anton Sergeevich

master student,
Penza State University

Царев Павел Сергеевич

студент,
Пензенский государственный университет
E-mail: tsarevpavel@mail.ru

Tsarev Pavel Sergeevich

student,
Penza State University

Целикин Михаил Алексеевич

студент,
Пензенский государственный университет
E-mail: Tselikin@mail.ru

Tselikin Mikhail Alekseevich

student,
Penza State University

УДК 615.47-114:616-07-08

Бодин, О. Н.

Проведение анализа измерительной кардиографической информации для построения компьютерной модели торса и сердца пациента / О. Н. Бодин, А. С. Сергеенков, П. С. Царев, М. А. Целикин // Измерение. Мониторинг. Управление. Контроль. – 2013. – № 1(3). – С. 37–43.