

УДК 615.47-114:616-07-08

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

## **АНАЛИЗ ИЗМЕРИТЕЛЬНОЙ АНТРОПОМЕТРИЧЕСКОЙ ИНФОРМАЦИИ ДЛЯ ПОСТРОЕНИЯ КОМПЬЮТЕРНОЙ МОДЕЛИ ТОРСА ПАЦИЕНТА**

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

## **ANALYSIS OF MEASURING ANTHROPOMETRIC INFORMATION TO CONSTRUCT A COMPUTER MODEL OF THE PATIENT'S TORSO**

**А н н о т а ц и я.** Проведен анализ и описаны особенности построения компьютерной модели торса на основании индивидуальных антропометрических данных пациента. Предложена компьютерная модель торса пациента, учитывающая размер и положение сердца в грудной клетке. Реализация компьютерной модели торса пациента возможна средствами компьютерной графики, а также математического моделирования.

**А b s t r a c t.** This article analyzes and describes the characteristics of building a computer model of the torso on the basis of individual anthropometric data of the patient. Proposed a computer model of the patient's torso, which takes into account the size and position of the heart in the chest. Implementation of a computer model of the patient's torso is possible by means of computer graphics and mathematical modeling.

**К л ю ч е в ы е с л о в а:** компьютерная модель торса, антропометрия, трансверсальный диаметр, сагиттальный диаметр.

**К e y w o r d s:** computer model of the torso, anthropometry, transverse diameter, sagittal diameter.

Здравоохранение – одна из важнейших сфер деятельности общества. В наши дни оно переживает период бурного развития, которое по темпам и качеству должно соответствовать потребностям населения.

Приоритетными целями государственной политики в области здравоохранения являются сохранение и улучшение состояния здоровья населения на основе обеспечения доступности медицинской помощи.

Основную проблему для современного здравоохранения представляют сердечно-сосудистые заболевания (ССЗ), которые, по данным Всемирной организации здравоохранения, занимают первое место в мире по причинам смертности, и Россия лидирует по их количеству: ежегодно в нашей стране умирает от ССЗ более 1 млн человек. Особая опасность ССЗ заключается в остром неожиданном начале и атипичной клинической картине, что не позволяет самим пациентам и участковым врачам поликлиник быстро и правильно оценить ситуацию. Профилактика и диагностика ССЗ являются важной задачей, а разработка соответствующих средств – актуальной научно-технической проблемой.

Основное внимание должно уделяться оснащению медицинских учреждений современным диагностическим оборудованием, а также обеспечению населения высокотехнологичной медицинской помощью. Необходимо массовое профилактическое обследование (скрининг) населения, при котором каждый житель страны должен иметь «паспорт здоровья» и ежегодно проходить электрокардиографическое и флюорографическое обследование. При этом основ-

ным принципом использования диагностического оборудования является не замена врача, а помощь врачу в оценке состояния сердечно-сосудистой системы.

Для подобных целей строятся компьютерные модели, позволяющие выявить основные факторы изучаемого объекта, в частности, исследовать отклик моделируемой физической системы на изменения ее параметров и начальных условий.

При диагностике состояния сердечно-сосудистой системы необходимо учитывать положение сердца внутри грудной клетки пациента. Сердце является геометрическим объектом сложной формы, его размеры и расположение у каждого пациента индивидуальны. Форма сердца и его положение меняются во время сокращений, а также при дыхании. 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  $45^\circ$  (рис. 1,а).
2. Вертикальное положение – у астеников, угол наклона длинника сердца составляет больше  $45^\circ$  (рис. 1,б).
3. Горизонтальное положение – у гиперстеников, угол наклона длинника сердца составляет меньше  $45^\circ$  (рис. 1,в).

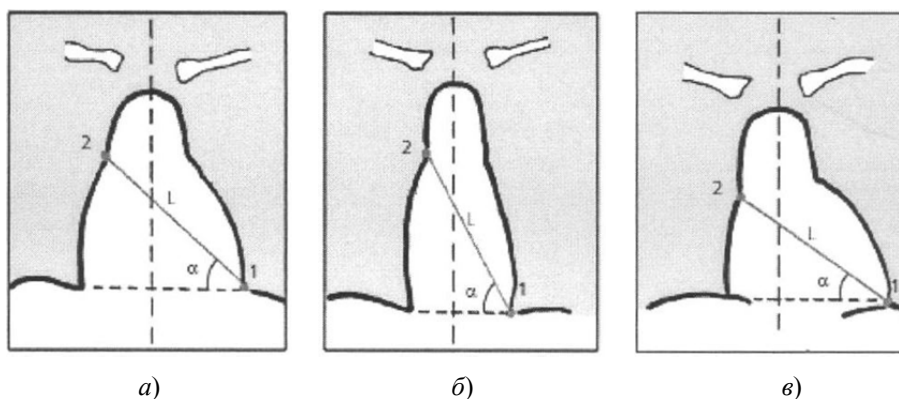


Рис. 1. Варианты расположения сердца в грудной клетке

Возможность проанализировать положение сердца пациента в грудной клетке позволит врачу более точно поставить диагноз и назначить лечение.

Для построения компьютерной модели торса используются методы компьютерной графики и математического моделирования. Алгоритм построения компьютерной модели состоит из следующих этапов [2] (рис. 2).

1 этап: моделирование (создание геометрии).

Создается геометрия тел без учета их физических свойств. Основными приемами для создания модели являются:

- выдавливание;
- вращение;
- булевы операции.

2 этап: наложение текстуры.

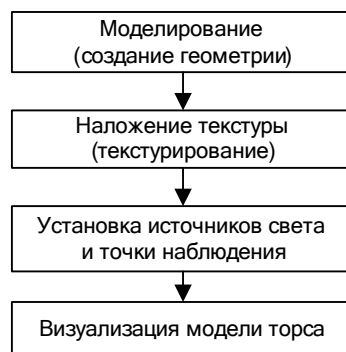


Рис. 2. Этапы построения компьютерной модели торса

Для придания более реалистичного и насыщенного вида поверхности объекта применяется метод текстурирования.

При построении компьютерной модели сердца пациента первоначально строится каркасная модель (видимыми являются только края поверхности трехмерного тела). Каркасная модель затем заполняется внутренним содержанием, цветом, текстурами, а также освещается. Внутреннее заполнение каркасной модели сердца происходит с помощью фрактального алгоритма [3].

Термин «фрактал» введен бельгийским математиком Бенуа Мандельбротом, а сам фрактал по Мандельброту состоит из геометрических фрагментов различного размера и ориентации, но аналогичных по форме. У фракталов есть общее свойство – это наличие рекурсивной процедуры их генерации, которая, как правило, достаточно проста и максимально учитывает свойство самоподобия.

Для получения твердотельного представления модели торса используется подход представления твердого тела восьмеричным деревом. Данный алгоритм является иерархическим. Заполнение объекта происходит элементами максимального размера. Объектное пространство представляется в виде куба и разделяется на восемь равных частей, которые, в свою очередь, могут разделяться таким же образом. После каждого такого разбиения необходимо проверять одно условие – пересечение граней куба с границей объекта. В зависимости от результатов проверки кубу присваивается статус: куб снаружи объекта (в этом случае он не подлежит дроблению); куб внутри объекта (он также не подлежит дроблению); куб пересекается с границей объекта (куб подлежит дроблению). Дробление прекращается, когда все кубы будут иметь первый или второй статус. Набор элементов, которые находятся во внутренней области, будет являться представлением объекта.

Элементы представляют собой кубы (хотя и разного размера), а действие, производимое над ними, – одно и то же, только каждый раз на новом уровне (каждый раз, когда дробится очередной элемент, повышается уровень детализации). Каждый куб представляет собой узел восьмеричного дерева: исходный – корневой узел, а тот, который более не подлежит дроблению, – листовой. Из всех узлов, кроме листовых, исходят восемь ветвей, так как каждый куб дробится на восемь новых.

При построении и визуализации твердотельной модели торса с использованием фракталов время визуализации пропорционально не сложности геометрии моделируемого объекта (как в традиционных алгоритмах синтеза), а числу элементов в исходной модели. Простая итеративная процедура генерирования элементов объекта позволяет построить компьютерную модель за короткое время.

3 этап: установка источников света и точки наблюдения.

На данном этапе происходит выбор яркости, тона света, глубины и резкости. Выбирается точка наблюдения, от которой зависит «эффект присутствия» – вид с высоты «птичьего полета» или с человеческого роста.

4 этап: визуализация.

Этап визуализации является завершающим при работе с моделью [4], он заключается в настройке параметров отображения модели (добавление специальных эффектов: сияние, блики и т.д.) [5].

В результате выполненных действий строится шаблон компьютерной модели торса. Данный шаблон представляет собой осредненную модель торса.

Для построения компьютерной модели торса конкретного пациента необходимо выполнить следующие этапы:

1. Измерение антропометрических данных пациента.
2. Снятие флюорографии пациента.
3. Обработка индивидуальных данных пациента.
4. Трансформация компьютерной модели торса.
5. Построение компьютерной модели торса пациента.

Рассмотрим подробнее выполняемые операции.

На этапах измерения антропометрических данных и снятия флюорографии пациента определяются опорные точки для компьютерной модели пациента.

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, сагиттальному диаметру и высоте. Высота, или длина, туловища измеряется как расстояние между уровнями гребня лопатки и верхней части позвоночной кости [6].

На рис. 3 показан контур торса пациента с указанием трансверсального, сагиттального диаметров, длины эллипса и высоты туловища.

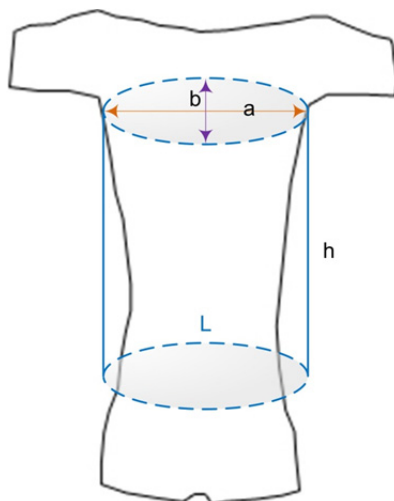


Рис. 3. Изображение контура торса пациента:  
 $a$  – трансверсальный диаметр;  $b$  – сагиттальный диаметр;  
 $L$  – длина эллипса;  $h$  – высота (длина туловища)

Для построения компьютерной модели торса пациента измеряются следующие параметры:

- обхват грудной клетки (длина эллипса);
- полуобхват грудной клетки (трансверсальный диаметр).

Рассмотрим формулу для определения длины эллипса [7]:

$$L = \pi \left( \frac{a}{2} + \frac{b}{2} \right).$$

Из указанной формулы получаем выражение для нахождения сагиттального диаметра ( $b$ ):

$$b = \frac{2L - \pi a}{\pi}.$$

Трансверсальный и сагиттальный диаметры могут быть получены из флюорографических снимков пациента.

После измерения и вычисления основных антропометрических параметров происходит их обработка, а на основании обработанных данных – трансформация уже построенной компьютерной модели торса. Корректируются опорные точки модели. В результате на выходе формируется компьютерная модель торса пациента в соответствии с его индивидуальными антропометрическими данными.

Для выделения контура сердца на модели торса используются флюорографические снимки пациента. Известен способ автоматического определения размеров и положения сердца пациента по флюорографическим снимкам (ФОС) [8]. 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:

1. Регистрация фронтального 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.

## 2. Регистрация левобочкового ФОС.

Регистрация осуществляется на рентгенограмме грудной клетки с использованием специализированной рентгенографической аппаратуры. Регистрация левобочковой проекции ФОС осуществляется с целью получения дополнительной информации о контуре сердца, его размерах и положении. Левобочковая проекция сердца совместно с фронтальной проекцией позволит произвести корректировку компьютерной модели сердца с целью получения компьютерной модели сердца пациента.

## 3. Разложение ФОС на составные части.

Данный этап осуществляется с использованием декомпозиции на эмпирические моды (ДЭМ) для зарегистрированных флюорографических снимков во фронтальной и левобочковой проекциях.

Декомпозиция ФОС на эмпирические моды является адаптивным методом анализа данных. Базис, используемый для разложения ФОС (набор эмпирических мод), конструируется непосредственно из самого регистрируемого ФОС. Это позволяет учесть все его локальные особенности [9].

Эмпирические моды – это монокомпонентные составляющие на ФОС, модулированные по амплитуде и частоте для каждой строчки и столбца снимка, т.е. их амплитуда и частота меняются во времени. Моды не имеют строгого аналитического описания, но должны удовлетворять двум условиям [10]:

- общее число экстремумов и число пересечений нуля должны отличаться не более чем на единицу;

- среднее значение двух огибающих: верхней, интерполирующей локальные максимумы, и нижней, интерполирующей локальные минимумы, – должно быть приближенно равно нулю.

Схема алгоритма ДЭМ ФОС включает следующие действия:

- определение локальных экстремумов (максимумов и минимумов) ФОС;
- определение верхней и нижней огибающих ФОС с помощью кубической сплайн-интерполяции [11] по найденным локальным экстремумам;
- вычисление среднего значения огибающих ФОС в соответствии с выражением;
- вычисление остатка ФОС;
- вычисление значения критерия останова;
- проверка условия останова. На этом этапе осуществляется сравнение значения остатка ФОС со значением нормализованной квадратичной разности;
- вывод эмпирических мод ФОС.

## 4. Восстановление ФОС путем суммирования отдельных составных частей.

Следующий этап «Восстановление ФОС» осуществляют путем суммирования отдельных составных частей ФОС. На этом этапе осуществляется восстановление флюорографических снимков путем суммирования отдельных эмпирических мод разложенных флюорографических снимков  $m_k(m_i, n_i)$ . Целью этапа «Восстановление ФОС» является получения ФОС с явными текстурными различиями в области сердца относительно других органов на снимке. Критерием оценки качества изменения текстуры сердца во фронтальной и левобочковой проекциях ФОС является однородная мелкозернистая текстура области сердца, которая позволяет выделить его границы от других органов на снимке.

## 5. Текстурированный анализ восстановленного ФОС.

Выполнение данного этапа осуществляется на восстановленных ФОС во фронтальной и левобочковой проекциях. Целью текстурного анализа является выделение области сердца от других органов на снимке.

Текстурированный анализ восстановленных ФОС производится с помощью метода скользящего окна. Суть метода заключается в том, что выбирается область на ФОС, представляющая собой квадратный участок, длина стороны которого равна 10 пикселей. Сначала с помощью скользящего окна производится обработка всех участков изображения в определенной последовательности, слева направо сверху вниз. При этом на каждом следующем шаге окно смещается на один элемент (пиксель), т.е. новое окно перекрывает предыдущее. Скользящее окно смещается сначала по горизонтали от левого края изображения к правому, затем при достижении правой границы смещается на 1 пиксель по вертикали от верхней к нижней части изобраа-

жения и возвращается к левому краю изображения. Таким образом осуществляется построчный обход изображения до тех пор, пока окно не достигнет его нижней правой границы.

Затем для выбранного окна оценивается фрактальная размерность содержимого, которая отражает степень зернистости текстуры в данном окне. Численное значение величины фрактальной размерности характеризует степень заполненности окна элементами, в котором существует фрактальная система.

Расчет фрактальной размерности выбранного квадратного участка на восстановленном ФОС осуществляется с целью определения зернистости текстуры на снимках (мелкозернистой и крупнозернистой). Для участка на снимке, в котором имеется только черный цвет, фрактальная размерность будет равна 2, т.е. совпадать с топологической размерностью плоскости изображения, а для участка на снимке, в котором имеется только белый цвет, фрактальная размерность будет равна 1. Для участка на снимке, имеющем градиацию серого цвета, фрактальная размерность будет дробной и варьируется в пределах от 1 до 2.

Расчет фрактальной размерности отдельных квадратных участков осуществляется следующим образом. Сначала на каждый квадратный участок накладывается сетка с квадратной ячейкой размером  $1 \times 1$  пиксель и подсчитывается число клеток, в которые попадает фрактал (участок только черного цвета). Затем определяется зависимость количества ячеек, занятых черными или белыми пикселями, от размера ячейки, т.е. определяется фрактальная размерность отдельно взятого квадратного участка на ФОС по следующей формуле:

$$D = \lim_{\varepsilon \rightarrow 0} \frac{\ln N}{\ln(1/\varepsilon)},$$

где  $D$  – фрактальная размерность;  $N$  – минимальное число квадратных ячеек, которые полностью покрывают фрактальное множество, т.е. участок только черного цвета;  $\varepsilon$  – длина стороны квадратной ячейки сетки квадратного участка.

$N$  может изменяться от 1 до 100, так как количество ячеек, перекрывающих участок черного цвета, находится в зависимости от текстуры снимка, при условии, что сторона одной квадратной ячейки, вписанной в квадратный участок на снимке размером  $10 \times 10$  пикселей, равна 1 пиксель.

#### 6. Определение верхней границы сердца.

Данный этап осуществляется на основе сегментации выделенной области сердца на снимках и анализа его верхней границы методом активных контуров.

Производится сегментация области сердца на снимках путем центрирования области сердца на изображении, т.е. центр снимка  $(x_s, y_s)$  совмещается с центром области сердца  $(x_c, y_c)$ . Затем относительно центра области сердца  $(x_c, y_c)$  проводится центральная вертикальная линия, на которой определяются крайние вертикальные черные точки (пиксели) области сердца, интенсивность которых в пределах своих значений будет отличаться от других точек (пикселей) на снимке:  $(x_c, y_h)$  координата верхней и  $(x_c, y_l)$  координата нижней точек области сердца, лежащие на центральной вертикальной линии. От найденных крайних точек на снимках отступается  $1/4$  для верхней точки вниз, а для нижней – вверх относительно расстояния между точками и центром, находятся дополнительные вертикальные точки области сердца на снимках:

$$(x_c, y_{h1}) = (x_c, y_h) + \frac{1}{4}((x_c, y_c) - (x_c, y_h)).$$

#### 7. Определение нижней границы сердца.

На данном этапе осуществляется определение нижней границы сердца путем обнаружения опорных прямых линий на ФОС с помощью преобразования Хафа. Для выполнения преобразования Хафа необходимо произвести предварительную обработку зарегистрированного ФОС. Сначала зарегистрированный ФОС преобразовывается к оттенкам серого цвета, затем указываются на ФОС резкие перепады интенсивности путем применения цифрового фильтра выделения границ. Далее производится операция негативного преобразования и пороговая бинаризация, которые оставят на снимке только два цвета: черный – цвет объекта, белый – цвет фона. Полученное таким образом бинарное изображение подается на вход алгоритма Хафа – поиска опорных точек, лежащих на нижней границе сердца ФОС.

После выполнения предварительной обработки ФОС приступают к выполнению преобразования Хафа. Преобразование Хафа представляет собой метод определения опорных прямых линий на снимке, заданных параметрически.

Таким образом, в результате определения опорных точек на снимке посредством преобразования Хафа осуществляется определение нижней границы сердца на ФОС.

#### 8. Регистрация левой и правой границ сердца на основе границ легких.

На данном этапе осуществляется регистрация левой и правой границ сердца на основе известных, предварительно выделенных границ правого и левого легкого. Таким образом, этап регистрации левой и правой границ сердца является решенным при заранее известных границах легких.

#### 9. Синтез проекций модели сердца.

Синтез проекций модели сердца заключается в получении проекций трехмерной модели сердца на плоскости, соответствующей 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 ( $X, Y, Z$ ).

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

#### 11. 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.

#### 12. 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 ( $X, Y, Z$ ).

#### 13. 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.

При реализации данного способа создается поверхностная модель сердца пациента, позволяющая определить размеры и положение сердца в грудной клетке.

В результате врачу представляется реалистичная компьютерная модель торса пациента с выделенным контуром сердца. Подобная модель позволит повысить качество оказания медицинской помощи и предоставит врачу новые инновационные возможности для диагностики и лечения пациентов.

### Список литературы

1. Ройтберг, Г. Е. Лабораторная и инструментальная диагностика заболеваний внутренних органов / Г. Е. Ройтберг, А. В. Струтынский. – М. : Медицина, 2003. – 224 с.
2. Никулин, Е. А. Компьютерная геометрия и алгоритмы машинной графики / Е. А. Никулин. – СПб. : БХВ-Петербург, 2003. – 560 с.
3. Бодин, О. Н. Разработка фрактального алгоритма для построения трехмерной модели сердца / О. Н. Бодин, А. В. Кузьмин // САПР и графика. – 2005. – № 3. – С. 73–75.
4. Энджел, Э. Интерактивная компьютерная графика. Вводный курс на базе OpenGL = Interactive Computer Graphics. A Top-Down Approach with Open GL / Э. Энджел. – 2-е изд. – М. : Вильямс, 2001. – 221 с.
5. Роджерс, Д. Алгоритмические основы машинной графики = Procedural elements for computer graphics / Д. Роджерс. – М. : Мир, 1989. – 445 с.

6. Титомир, Л. И. Неинвазивная электрокардиотопография / Л. И. Титомир, В. Г. Трунов, Э. А. И. Айду. – М. : Наука, 2003. – 198 с.
7. Фильчаков, П. Ф. Справочник по высшей математике / П. Ф. Фильчаков. – Киев : Наукова думка, 1974. – 167 с.
8. Пат. 2372844. Российская Федерация. Способ автоматического определения размеров и положения сердца пациента по флюорографическим снимкам / О. Н. Бодин, А. В. Кузьмин, М. А. Семенкин, А. Е. Мойсеев. – 14 с.
9. Huang, N. E. The empirical mode decomposition and the Hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary time series analysis / N. E. Huang, Z. Shen, S. R. Long // Proc. R. Soc. Lond. A. – 1998. – V. 454. – 255 с.
10. Мицель, А. А. Непараметрический алгоритм текстурного анализа аэрокосмических снимков / А. А. Мицель, Н. В. Колодникова, К. Т. Протасов // Известия ТПУ. – 2007. – № 1. – С. 65.
11. Корнейчук, Н. П. Сплайны в теории приближения / Н. П. Корнейчук. – М. : Наука, Гл. ред. физ.-мат. л-ры, 1984. – 352 с.

***Бодин Олег Николаевич***

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

***Bodin Oleg Nikolaevich***

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

***Сергеенков Антон Сергеевич***

магистрант,  
Пензенский государственный университет  
E-mail: sergeenkov\_anton@mail.ru

***Sergeenkov Anton Sergeevich***

graduate 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.***

**Анализ измерительной антропометрической информации для построения компьютерной модели торса пациента / О. Н. Бодин, А. С. Сергеенков, П. С. Царев, М. А. Целикин // Измерение. Мониторинг. Управление. Контроль. – 2013. – № 3 (5). – С. 31–38.**