

В заключение хотелось бы отметить, что рассмотренные на примере общеобразовательной школы критерии могут быть использованы при выборе программного обеспечения для организации учебного процесса и в образовательных организациях других профилей, например, в дошкольных образовательных учреждениях, учреждениях дополнительного, высшего и среднего профессионального образования.

Литература

1. ГОСТ Р 53620-2009 «Информационно-коммуникационные технологии в образовании. Электронные образовательные ресурсы. Общие положения» // <http://www.gostedu.ru/50209.html>.
2. Роберт И.В., Лавина Т.А. Толковый словарь терминов понятийного аппарата информатизации образования. – М.: ИИО РАО, 2009. – 96 с.
3. Роберт И.В. Теория и методика информатизации образования (психолого-педагогический и технологический аспекты). – М.: ИИО РАО, 2008. – 274 с.
4. Чернецкая Т.А., Крупа Т.В. Методические подходы к организации урока на основе активного использования электронных образовательных ресурсов с применением системы программ 1С: Образование 4.1. Школа 2.0. // Информатика и образование. – 2012. №6. С. 17-20.
5. Примерная основная образовательная программа образовательного учреждения // <http://www.standart.edu.ru/>
6. 273-ФЗ «Об образовании в Российской Федерации» // Российская газета, № 5976 от 31 декабря 2012 г.

Criteria for Choice of Software for Formation of Modern Information and Educational Environment

Some criteria for choosing software to form informational and educational environment are considered in the article. These criteria are illustrated by "1С:Education 5.School" learning management system and its properties for organizing and supporting teaching and learning at secondary schools. Methodological recommendations for organizing modern lesson based on using e-learning tools are also discussed.

Key words: informational and educational environment, learning management systems, e-learning tools, methodological recommendation.

*Tatyana Aleksandrovna Chernetskaya, Methodologist, Department of Educational Programs
1С Firm*

УДК 001.57

ОБУЧАЮЩАЯ МОДЕЛЬ ИССЛЕДОВАНИЯ РАБОТЫ СЕРДЦА КАК ИМПУЛЬСНОЙ СИСТЕМЫ

*Владимир Ильич Кубов, к.ф.-м.н., доцент,
Тел.: 38 066 272 0449, e-mail: kubvladimir@mail.ru*

*Черноморский государственный университет им. П. Могилы (г. Николаев)
<http://www.chdu.edu.ua>*

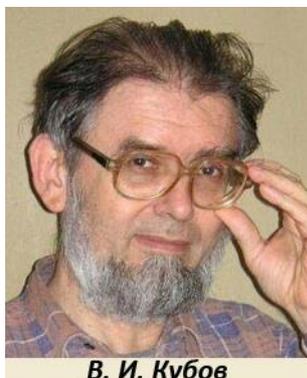
*Разия Махмудовна Кубова, к.ф.-м.н., доцент,
Тел.: 8903-615-0719, e-mail: rozmah@list.ru
Московский университет им. С.Ю. Витте*

В работе приводятся результаты моделирования работы сердца на основе представления потенциалов основных кардиографических отведений как трехмерных проекций суммарного вектора электрической активности сердца. Новизной модели является возможность путем изменения ее параметров описывать различные патологии в кардиограммах. Рассмотрены приближения модели одного диполя переменной амплитуды, двух диполей с разными ориентациями в пространстве и задержкой во времени

и тремя диполями с фиксированной ориентацией в пространстве, но с переменными значениями электрических амплитуд во времени.

Ключевые слова: электрическая активность сердца, кардиограмма, электродные отведения, диполь электрической активности, SQR-комплекс кардиограммы.

1. Введение



В. И. Кубов

Исследование человека как сложной биологической системы может быть составляющей ряда дисциплин: медицины, экологии, биологии, биофизики, а также в качестве раздела при изучении информационных систем. Важнейшая роль в биосистеме человека принадлежит сердечно-сосудистой системе, в функционировании которой главной составляющей является работа сердца. При диагностике состояния сердца используется запись электрической активности сердечной мышцы – электрокардиограмма (ЭКГ). В данной работе предлагается способ моделирования электрических сигналов сердца и записи кардиограмм. Основным преимуществом модели является возможность путем изменения ее параметров описывать различные патологии в кардиограммах, что в особенности будет полезным в процессе обучения.

Принципы работы электрокардиографа и интерпретация кардиограмм описаны в медицинских учебниках и книгах по биоэлектричеству [1, 2, 9]. Кардиограмма представляет собой запись результирующей разности потенциалов, создаваемой возбуждением каждой из клеток сердечной мышцы, между различными точками тела человека. В зависимости от места отведения потенциалов форма и амплитуда записи будет различной. Электрическое поле сердца образуется в результате наложения полей каждой клетки сердечной мышцы, каждая из которых имеет свой потенциал. Суммарный дипольный момент складывается из дипольных моментов разных клеток сердца. Направление суммарного дипольного момента образует направление электрической оси сердца, которое может у разных людей отличаться.



Р.М. Кубова

В стандартной форме при записи кардиограмм используются три основные стандартные биполярные отведения. Отведение I – между правой и левой руками (RL), отведение II – между правой рукой и левой ногой (RF), отведение III – между левой рукой и левой ногой LF. Принятая схема отведений называется треугольником Эйнтховена по имени нидерландского физиолога, разработавшего метод электрокардиографии и применившего его для диагностики [1].

Согласно представлениям Эйнтховена, туловище является сферическим телом, в центре которого находится электрический диполь. Области, из которых регистрируются разности потенциалов, представляют собой равносторонний треугольник, стоящий на вершине. Плоскость треугольника располагается во фронтальной плоскости, диполь находится в его центре. Электрокардиограммы от конечностей можно принимать за проекцию разности потенциалов на стороны треугольника. Однако из-за того, что сердце является трехмерным органом, вектор результирующего потенциала не направлен строго параллельно фронтальной плоскости. Таким образом, фронтальная проекция вектора меньше, чем фактический размер результирующей разности потенциалов. В 1887 году Август Уоллер указал дипольный характер электрического вектора сердца. Отсюда следует, что описание перемещения электрического вектора сердца необходимо описывать в векторной форме. Перемещение этого вектора проектируется на три плоскости, в результате получаем замкнутую кривую.

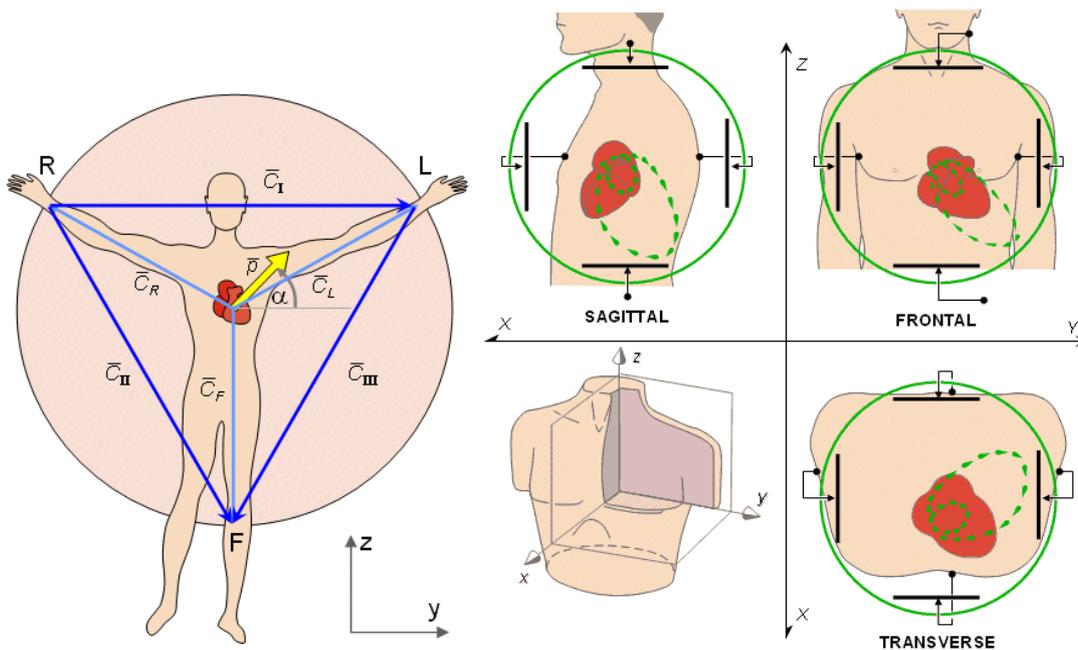


Рис. 1. 2-D модель биполярных отведений Эйнтовена и 3-D векторограмма

Таким образом, 2-D модель накладывает ограничения при попытке описать кардиограммы в грудных отведениях, так как соответствующие «проекции» отведений выходят из фронтальной плоскости. Для описания соотношения амплитуд кардиограмм в различных отведениях необходима, как минимум, трехмерная (3-D) модель. Построению такой модели и посвящена настоящая статья.

2. Постановка задачи и исходные данные

В настоящее время наиболее детальной моделью электрической активности сердца является модель ECGsim, разработанная нидерландскими кардиологами в Медицинском центре Радбаудского университета в Неймехене (A. van Oosterom, T. Oostendorp, P. van Dam). Модель описывает распределение электрических потенциалов на внутренних и внешних поверхностях сердца и на внешней поверхности тела человека [3]. Эта модель задается динамикой изменений потенциалов минимум в 250 точках поверхности сердца (в последней модели около 1500 точек). Модель ECGsim достоверно описывает активность нормального сердца, но описание патологий сопряжено с серьезными проблемами – необходимо согласованно поменять параметры в совокупности точек модели.

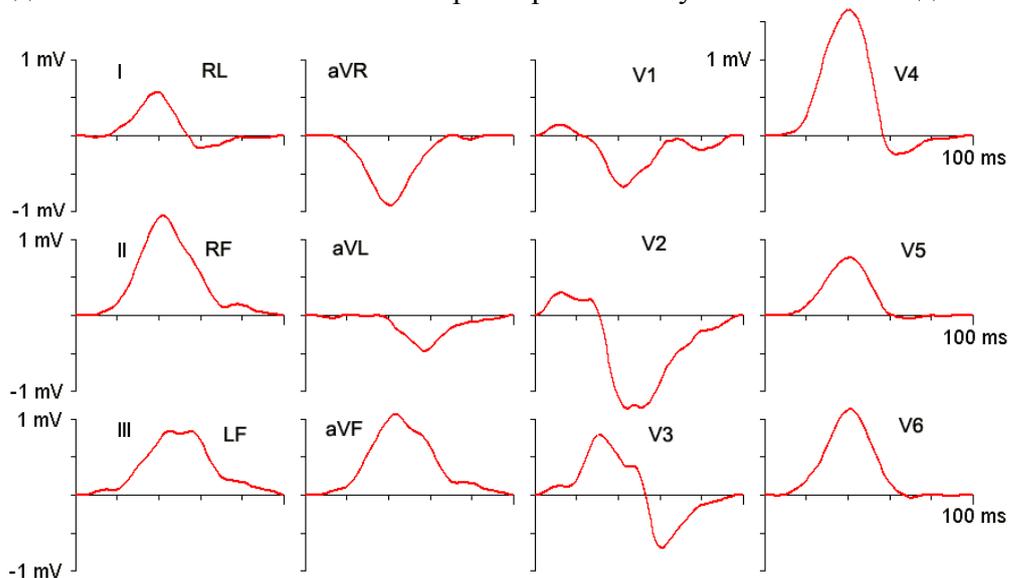


Рис. 2. Кардиограммы QRS-комплекса в 12 основных отведениях «сфотографированные» в модели ECGsim

В связи с этим была поставлена задача построения более простой, с точки зрения возможности изменения параметров, модели электрической активности сердца для интерпретации кардиограмм. Основой модели принято представление потенциалов основных кардиографических отведений как проекций дипольного вектора электрической активности на некоторые условные оси, соответствующие проекциям отведений на теле человека [4, 5]. Соответствующие проекции вычисляются путем трехмерных вращений.

3. Моделирование QRS-комплекса кардиограммы

В качестве исходных данных для построения модели диполя электрической активности сердца использовались проекции потенциалов из модели ECGsim в трех ортогональных плоскостях (XY, XZ, YZ – рис. 2), используемых в векторной кардиографии.

Для моделирования амплитуд кардиосигналов в электродных отведениях используется модель проекции векторов электрических диполей на направления электрических направлений выбранных отведений. Такое моделирование предполагает расчет преобразований векторов при вращениях системы координат и переходе из собственной системы координат сердца в систему координат конкретного отведения.

Проще всего такие преобразования выполнять в виде последовательности трех преобразований:

- поворот векторов диполей электрической активности элементов сердца в собственную систему координат сердца (X_H, Y_H, Z_H) и расчет суммарного вектора электрической активности;
- поворот суммарного вектора вместе с сердцем в систему координат тела (X_B, Y_B, Z_B);
- повороты суммарного вектора в координатные системы соответствующих отведений.

Система координат тела (X_B, Y_B, Z_B) задана следующим образом: ось Z_B – направление вверх; ось X_B – направление вперед; ось Y_B – направление левой руки.

Собственная система координат сердца выбрана следующим образом: ось X_H – направление от основания к верхушке сердца; плоскость X_H-Y_H сечет левый и правый желудочки и выбрана так, чтобы в ней максимально близко лежали главные составляющие векторов электрической активности желудочков; ось Z_H – направление, перпендикулярное плоскости X_H-Y_H вверх.

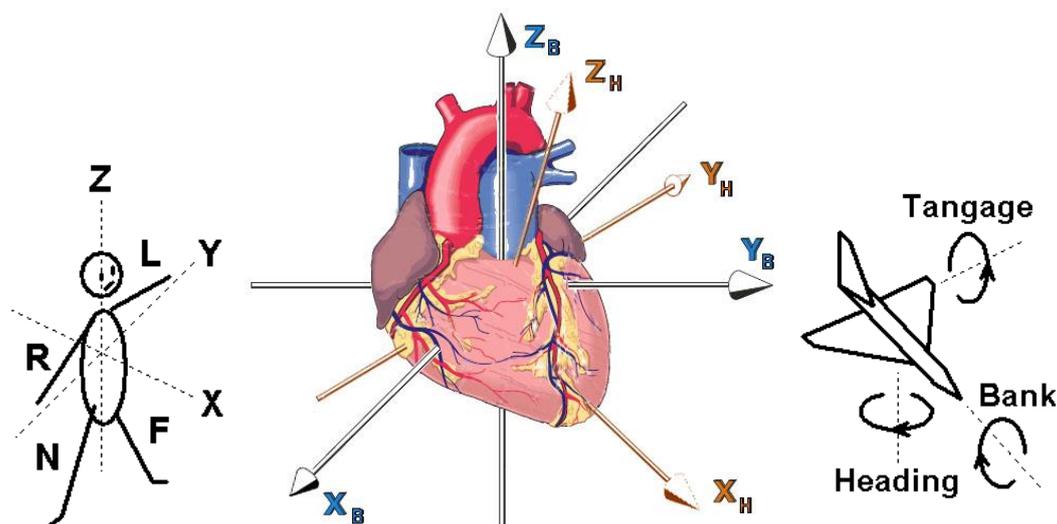


Рис. 3. Схема взаимной ориентации систем координат сердца (индекс H) и тела (индекс B) и вращений

Трехмерные вращения при переходе от одной системы координат к другой удобно описывать в терминах следующих углов:

- угол крена – φ ;
- угол места или тангажа – θ ;
- азимутальный угол или угол курса – ψ .

Поворот выполняется в последовательности: крен, тангаж, курс. Положительные направления вращений обозначены стрелками на рисунке 3.

Матрица соответствующего преобразования имеет вид:

$$\mathbf{A}_{xyz}(\varphi, \theta, \psi) = \begin{vmatrix} \cos \theta \cdot \cos \psi & -\cos \theta \cdot \sin \psi & \sin \theta \\ \sin \varphi \cdot \sin \theta \cdot \cos \psi + \cos \varphi \cdot \sin \psi & -\sin \varphi \cdot \sin \theta \cdot \sin \psi + \cos \varphi \cdot \cos \psi & -\sin \varphi \cdot \cos \theta \\ -\cos \varphi \cdot \sin \theta \cdot \cos \psi + \sin \varphi \cdot \sin \psi & \cos \varphi \cdot \sin \theta \cdot \sin \psi + \sin \varphi \cdot \cos \psi & \cos \varphi \cdot \cos \theta \end{vmatrix}$$

Преобразование векторов при переходе к повернутой системе координат задается с помощью преобразования: $\mathbf{R}'_{xyz} = \mathbf{A}_{xyz}(\varphi, \theta, \psi) \cdot \mathbf{R}_{xyz}$.

Здесь \mathbf{R}_{xyz} – координаты в исходном базисе, \mathbf{R}'_{xyz} – координаты в повернутом базисе.

В сокращенном виде матрица имеет вид:

$$\mathbf{A}_{xyz} = \begin{vmatrix} a_{xx} & a_{xy} & a_{xz} \\ a_{yx} & a_{yy} & a_{yz} \\ a_{zx} & a_{zy} & a_{zz} \end{vmatrix}$$

Здесь элементам a_{ij} соответствуют элементы матрицы $\mathbf{A}_{xyz}(\varphi, \theta, \psi)$.

Преобразование векторов при переходе из повернутой системы координат задается с помощью матрицы: $\mathbf{R}_{xyz} = \mathbf{A}^{-1}_{xyz}(\varphi, \theta, \psi) \cdot \mathbf{R}'_{xyz}$.

В развернутой, покомпонентной записи, соответствующие преобразования приобретают вид:

$$x' = a_{xx} \cdot x + a_{xy} \cdot y + a_{xz} \cdot z; \quad x = a_{xx} \cdot x' + a_{yx} \cdot y' + a_{zx} \cdot z';$$

прямое $y' = a_{yx} \cdot x + a_{yy} \cdot y + a_{yz} \cdot z$; и обратное $y = a_{xy} \cdot x' + a_{yy} \cdot y' + a_{zy} \cdot z'$; преоб-

$$z' = a_{zx} \cdot x + a_{zy} \cdot y + a_{zz} \cdot z; \quad z = a_{xz} \cdot x' + a_{yz} \cdot y' + a_{zz} \cdot z';$$

разования.

При моделировании амплитуд кардиоимпульсов использовался пакет LTspice/SwCAD III, разработанный компанией Linear Technology специально для моделирования импульсных источников питания, распространяемый на некоммерческой основе [6]. Приёмы работы с данным пакетом и возможности моделирования характеристик электронных схем на множестве примеров рассмотрены в [7]. Схема моделирования импульсов сердца в трёх основных отведениях в соответствии с классической моделью формирования проекций вектора электрической активности сердца по Эйнтховену в пакете LTspice приведена на рис.4

Генератор импульсов V1 формирует амплитуду единственного – главного диполя, соответствующего главной оси электрической активности сердца – метка «Main». Этот импульс здесь имеет форму, близкую к треугольной.

Вектор электрической активности разворачивается вместе с сердцем влево на угол 90° (Heading=-90), и ось сердца наклоняется вниз на некоторый угол, заданный параметром A (Tangage={-A}). Значение крена для единственного диполя не имеет значения. В частности, здесь значение крена задано нулевым (Bank=0).

Затем вектор электрической активности проецируется на оси отведений по Эйнтховену в плоскости Y_B-Z_B : ось отведения “1-RL” – угол 0° относительно оси Y_B ; ось отведения “2-RF” – угол -60° ; ось отведения “3-LF” – угол -120° .

Знак и амплитуда импульсов кардиограммы зависят от угла наклона электрической оси сердца. На рис. 5 приведены соответствующие классические результаты, описывающие изменения вида кардиограмм в трех отведениях при вращении электрической оси сердца в плоскости Y_B-Z_B .

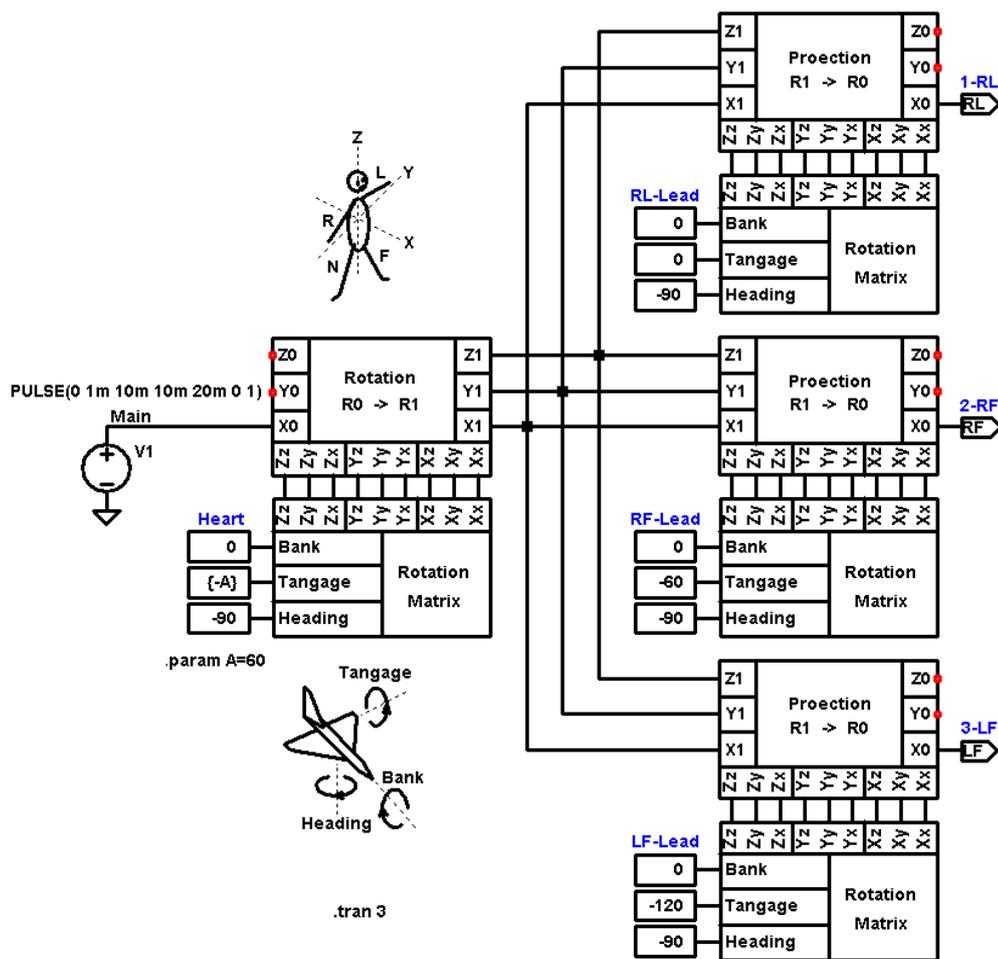
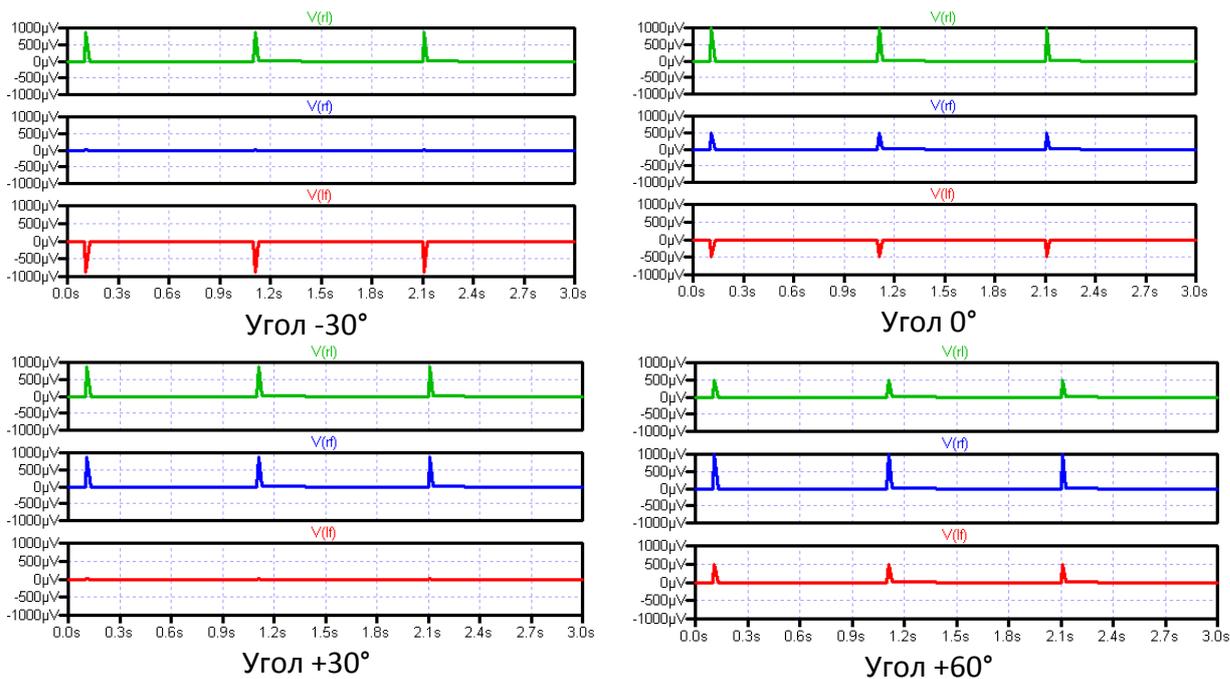


Рис. 4. Пример классической схемы формирования амплитуд кардиоимпульсов в трех отведениях



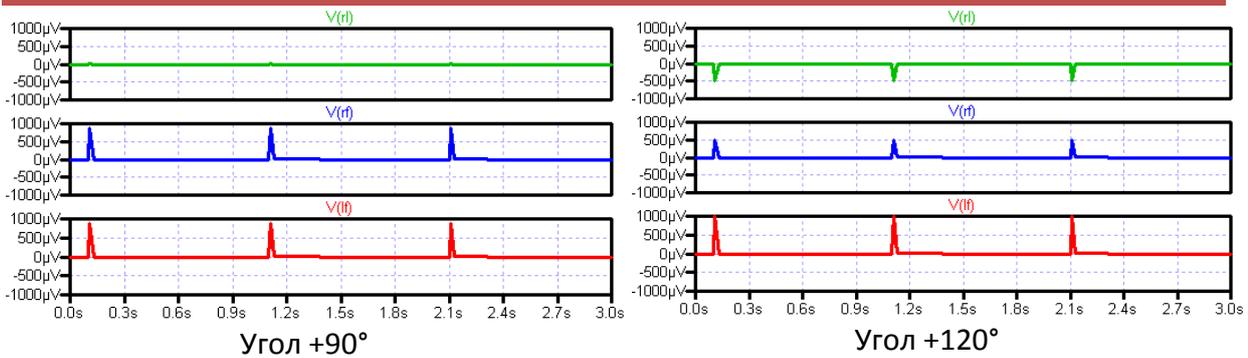


Рис. 5. Пример расчётов кардиограмм в трёх отведения для различных значений электрического угла сердца

Нормальной ориентации электрической оси сердца соответствует угол 60° . В этом случае амплитуды R-зубца во всех отведениях положительны и максимальны во втором “RF”-отведении.

На рис. 6 приведены примеры синтезированных кардиограмм для трех основных отведений RL, RF, LF 2-D проекции во фронтальной плоскости по Эйхховену (а), 3-D проекции по Бюргеру и Ван Милану (б) и грудных отведений V1, V2, V3, V4, V5, V6 (в) в сопоставлении с кардиограммой, полученной в базовой модели ECGsim. Здесь же указаны углы поворота базиса отведений (H- курсовой угол, или азимут; T – тангаж, или угол места).

Результаты моделирования по модели 3-D диполя близки к опорным результатам модели ECGsim. Лучшее совпадение наблюдается в основных отведениях, несколько хуже – в грудных отведениях. Это, вероятнее всего, связано с близостью электродов к сердцу и большими значениями соответствующих потенциалов.

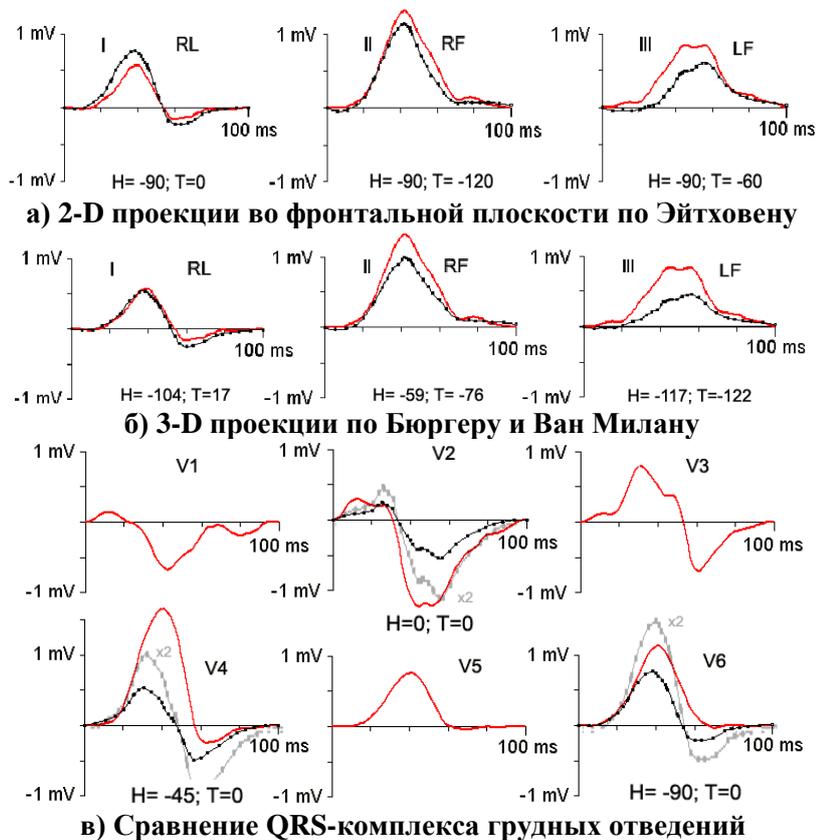


Рис. 6. Сравнение QRS-комплекса в моделях ECGsim и 3-D дипольной модели: красная линия – ECGsim; черная линия – LTspice

Модель описания проекций электрической активности сердца по Эйтховену с помощью единственного диполя часто не может описать особенностей реальных кардиограмм. В частности, эта модель не способна описать явления расщепления R-зубцов кардиограммы, петли векторной электрокардиограммы и явления кажущегося поворота оси сердца при частичных блокадах, т.е. рассогласовании во времени деятельности левого и правого желудочков сердца.

4. Моделирование проекций потенциалов X, Y, Z двумя 3-D диполями

В модели заданы два диполя, соответствующие электрической активности левого и правого желудочков сердца с отдельными значениями ориентации в пространстве и задержек во времени с целью получить многообразие соотношений амплитуд в различных отведениях, изменяя задержки и пространственные углы диполей. Модель с двумя диполями позволила описать и такое явление, как расщепление QRS-комплекса кардиограммы.

Генераторы импульсов V1 и V2 формируют амплитуды двух диполей, соответствующих активности левого и правого желудочков сердца. Схема моделирования в пакете LTspice приведена на рис. 7.

Эти импульсы имеют схожую форму, но сдвинуты по времени. В данном случае импульс правого желудочка отстает на 10 ms от импульса левого желудочка. Каждый из векторов поворачивается относительно главной оси сердца на некоторый угол в собственной системе координат сердца – один влево, другой вправо. В данном случае на углы $+30^\circ$ и -30° .

Векторы электрической активности по координатно складываются и вращаются вместе с сердцем на некоторые углы, определяющие ориентацию сердца в теле. В данном случае сердце поворачивается на 90° градусов влево, наклоняется на 60° вниз, наклоняется на 30° (левый желудочек приближается к груди, а правый удаляется). Затем вектор электрической активности проецируется на оси отведений по Эйтховену в плоскости Y_B-Z_B : ось отведения “1-RL” – угол 0° относительно оси Y_B ; ось отведения “2-RF” – угол -60° ; ось отведения “3-LF” – угол -120° .

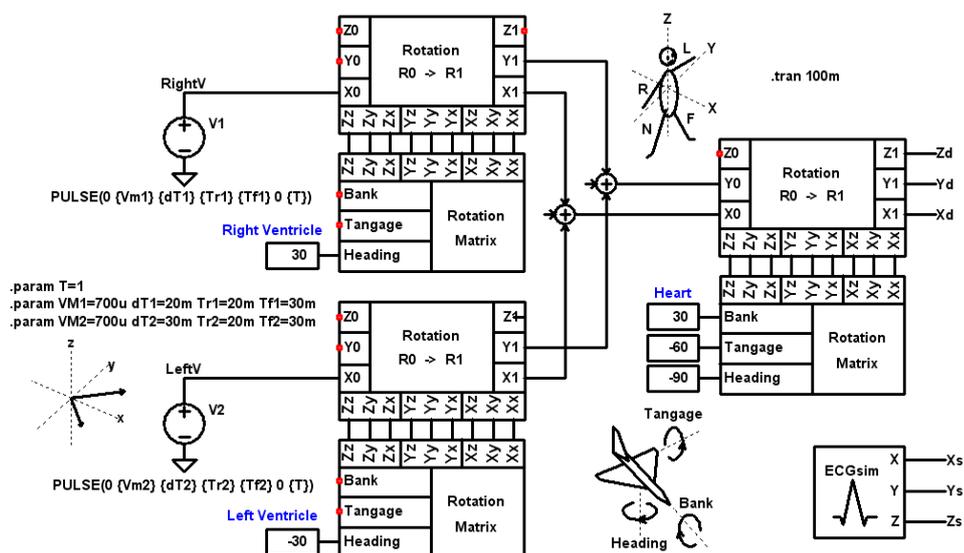


Рис. 7. Схема Test_2Dipols.asc для моделирования проекций потенциалов X, Y, Z двумя 3-D диполями

На схеме присутствует генератор эталонных потенциалов ECGsim. Он используется для сравнения результатов моделирования по дипольной модели с эталоном.

На рис. 8 представлены результаты моделирования проекций потенциалов в сопоставлении с эталонными потенциалами модели ECGsim. На верхнем графике показаны

формы импульсов потенциалов дипольных генераторов Left и Right с задержкой 10 ms между импульсами.

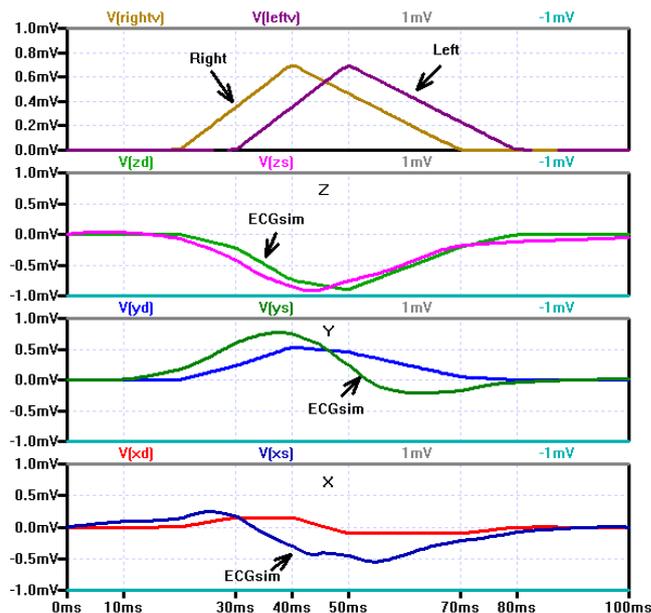


Рис. 8. Результаты моделирования проекций потенциалов

При увеличении взаимного сдвига импульсов левого и правого желудочка до 20 ms на кардиограмме проявляется расщепление R-зубца. На рис. 9 приведен соответствующий пример расчетов кардиограмм в трех основных отведениях. В данном случае расщепление R-зубца ярче всего проявляется в “RF”-отведении.

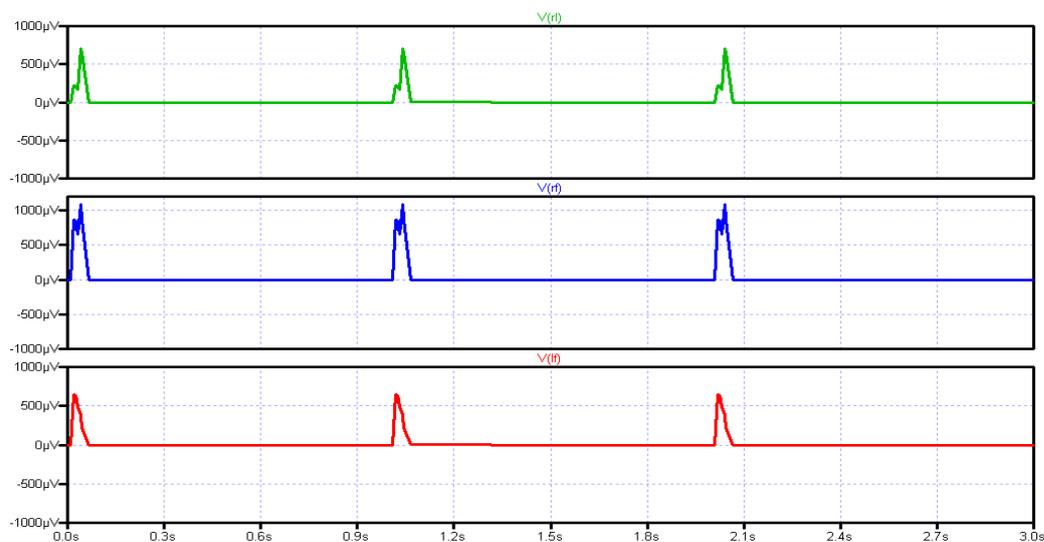


Рис. 9. Пример расчетов кардиограмм для расщепленного R-зубца

Таким образом, переход к модели двух диполей значительно увеличивает количество описываемых особенностей реальных кардиограмм. Следует надеяться, что при надлежащем выборе параметров модели, а именно углов поворота и временных задержек в активности желудочков сердца, удастся описать большую часть особенностей реальных кардиограмм.

5. Моделирование проекций потенциалов X, Y, Z тремя 3-D диполями

В развитие исследований по представлению кардиографических потенциалов в виде проекций 3-D диполя было рассмотрено представление 3-D диполя в виде суммы нескольких векторов с фиксированной ориентацией в пространстве, но с переменными значениями электрических амплитуд во времени [8]. Было принято предположение, что ориентация этих векторных компонент привязана к морфологическим особенностям сердца, а именно: левый и правый желудочки сердца, предсердия, условная ось физиче-

ской ориентации сердца в теле человека ($H = -45^\circ$ – влево вперед).

Рассматривалась комбинация из трех неподвижных в пространстве векторов с условными названиями Main – главный, Rest1, Rest2 – остатки. Изменения электрических амплитуд этих векторов описываются подобными во времени функциями с параметрами: максимальная амплитуда, временная задержка максимума, ширина интервала возрастания, ширина интервала убывания.

$$A_i(t) = \text{Imp}\left(\frac{t - t_{\max_i}}{\tau_i}\right), \text{ где } t_{\max_i} - \text{задержка максимума импульса, } \tau_i - \text{ширина им-}$$

пульса.

$$\text{Здесь } \text{Imp}'(t) = \frac{1.5 \cdot (t + 1)^2}{1 + 0.5 \cdot (t + 1)^6} \text{ для } t > -1, \text{ и } \text{Imp}'(t) = 0 \text{ для } t \leq -1.$$

Схема LTspice-модели трех диполей представлена на рис. 10.

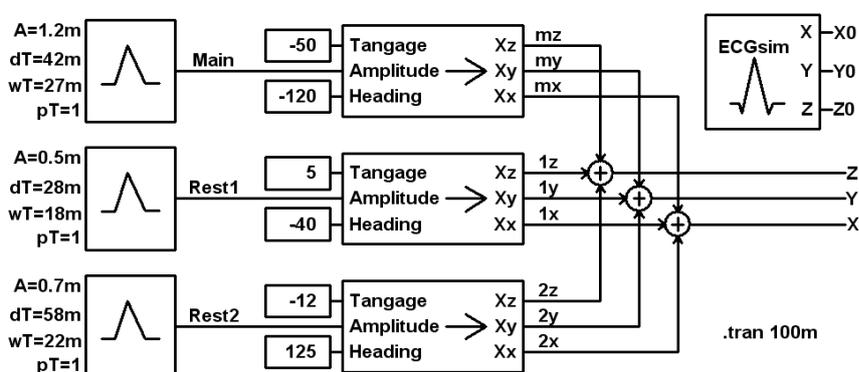


Рис. 10. Модель электрической активности из трех диполей

В системе координат тела главный вектор и остатки имеют амплитуды 1.2 mV, 0.4 mV и 0.6 mV и ориентации:

- Main – главная составляющая, $H = -120^\circ$, $T = -50^\circ$. Назад, к спине влево и вниз. Практически перпендикулярно физической оси сердца.

- Rest1 – опережающий по времени Main, $H = -30^\circ$, $T = +5^\circ$. Вперед, к животу, влево и немного вверх. Практически совпадает с направлением к верхушке сердца (направление условной физической оси сердца).

- Rest2 – отстающий по времени от Main, $H = +125^\circ$, $T = -18^\circ$. назад, к спине, вправо и немного вниз. Практически противоположен направлению к верхушке сердца (направление условной физической оси сердца).

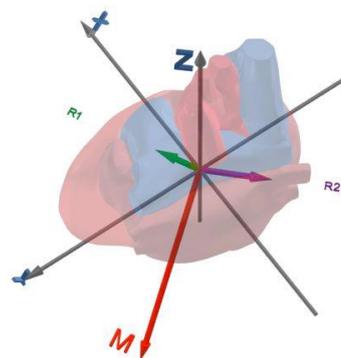


Рис. 11. Ориентация главного и двух остаточных векторов электрической активности сердца

Остатки по ориентации очень похожи на ориентацию желудочков.

А вот главный вектор ориентирован довольно странно. Верхушка сердца имеет угол в горизонтальной плоскости $\text{Heading} = -45^\circ$, а этот вектор $\text{Heading} = -120^\circ$, почти перпендикулярно физической оси сердца.

Соответствующие иллюстрации полученной ориентации представлены на рис. 11, а динамика амплитуд составляющих QRS-комплекса сердца – на рис. 12.

Получены следующие значения для направляющих углов диполей.

Из трех векторов только вторичные по амплитуде остатки могут быть привязаны к структурным особенностям сердца – в прямом и противоположном направлениях по отношению к верхушке сердца. Они согласуются с традиционной интерпретацией по Эйтховену.

Главный вектор электрической активности, по которому и определяется электрическая ось сердца в схеме Эйтховена, никак не связан со структурными особенностями сердца. Наблюдаемая ориентация вектора электрической активности сердца, наиболее вероятно, есть следствие неполной компенсации электрических потенциалов на поверхности сердца и является вторичной.

Таким образом, использование отклонения электрической оси сердца от условно нормальной ориентации ($H=-60^\circ$) малоинформативно в плане кардиодиагностики, что косвенно подтверждается отзывами врачей-практиков.

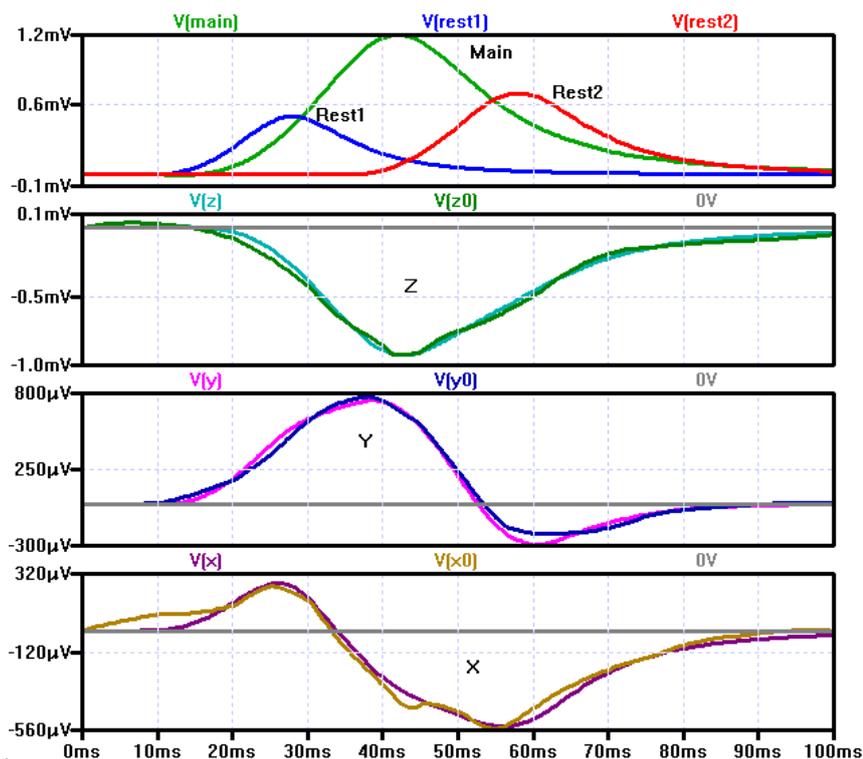


Рис. 12. Динамика амплитуд векторов электрической активности главных дипольных составляющих QRS-комплекса сердца

Заключение

Авторы считают, что в данной работе новыми являются следующие положения и результаты:

1. Разработана модель в приближениях одного, двух и трех диполей, имитирующих совокупную электрическую активность сердца с выводом кардиограммы.
2. Получены кардиограммы в разных отведениях, принятых в кардиографии, как проекции гуляющего в 3-D координатах электрического вектора сердца переменной амплитуды.
3. Моделирование работы сердца одним главным вектором электрической активности сердца неизменной ориентации и переменной амплитуды показало, что направление этого вектора не совпадает с электрической осью сердца.
4. Приближение двухдипольной модели позволяет отобразить расщепление R-зубца кардиограммы.
5. Использование приближения модели трех диполей дает возможность описать работу сердца с приемлемой точностью тремя векторами фиксированной ориентации. При этом главный вектор электрической активности непосредственно не связан с какой-либо областью сердца, и поэтому можно добиться разнообразия углов поворота электрических векторов. В то же время два остаточных вектора можно привязать к структурным особенностям сердца.

Литература

1. Плонси Р., Барр Р. Биоэлектричество. – Москва: Мир, 1991. – 366 с.
2. Jaakko Malmivuo, Robert Plonsey. Bioelectromagnetism: Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields. – Oxford University Press, New York, 1995.
3. ECGsim // <http://www.ecgsim.org>
4. Kubov V.I, Dobrovolska A.S. Application of ECGsim model for study heart electric potentials and their connections with an ECG form. // Electronics and Nanotechnology, April 12-14, 2011, Kyiv, Ukraine.// ELNANO 2011.pdf, p.118.
5. Белолуцкая И.В., Кубов В.И., Кубова Р.М. 3-D дипольная модель электрических потенциалов сердца // Материалы X Международной научно-технической конференции «Физические процессы и поля технических и биологических объектов». – Кременчуг, 2011. С. 117-118.
6. LTspice/SwCAD III/ Design Simulation and Device Models. www.linear.com/design-tools/software/index.jsp
7. Кубов В.И. Исследование схем импульсных источников питания в SwCAD/Ltspice.// Киев: МК-Пресс, СПб: КОРОНА-ВЕК, 2010. – 208 с.
8. Кубов В.И., Кубова Р.М. Трехмерная ориентация векторов электрической активности сердца и треугольник Эйтховена в кардио-диагностике. // Материалы XI Международной научно-технической конференции «Физические процессы и поля технических и биологических объектов. Кременчуг, 2012. С. 141-142
9. Robert Plonsey, Roger C. Barr. Bioelectricity: A Quantitative Approach (Hardcover) //Kluwer Academic/ Plenum Publishers, New York, 2000.

Training Model of Research of Work of Heart As Pulse System

The paper presents the results of modeling heart work by presenting potential major cardiographic leads as three-dimensional projections of the electrical activity of the heart. The novelty of the model is the ability by changing its parameters to describe various pathologies in the cardiogram. One dipole approximation model of variable amplitude, two dipoles with different orientations in space and time delay and three dipoles with fixed orientation in space, but with variable electrical amplitudes in time are considered.

Keywords: electrical activity of heart, cardiogram, electrode leads, electrical activity of dipole, SQR-complex ECG.

Vladimir Ilyich Kubov, Candidate of Physical and Mathematical Sciences, Associate Professor, Black Sea State University after P. Mogila (Nikolaev)

Raziya Makhmudovna Kubova, Candidate of Physical and Mathematical Sciences, Associate Professor

Moscow Vitte University

**АЛГОРИТМ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПЕРИОДА ИЗМЕНЕНИЯ
ЭКОНОМИЧЕСКОГО ПАРАМЕТРА**

Георгий Андреевич Ройко, к.э.н., консультант генерального директора
Тел.: 8(495)330-01-33, e-mail: eco13@yandex.ru

Сергей Николаевич Маликов, к.т.н., с.н.с., зам. генерального директора
по научно-конструкторской работе
Тел.: 8(495)330-01-33, e-mail: sergej.malikov@bk.ru

Станислав Михайлович Чудинов, д.т.н., проф., зам. генерального директора
по научной работе
Тел.: 8(495)330-01-33, e-mail: chud35@yandex.ru

ОАО «НИИ супер ЭВМ»
<http://www.super-computer.ru>