УДК 681.2.084 DOI: 10.22184/NanoRus.2019.12.89.560.568

ЭЛЕКТРОСЕЙСМОКАРДИОБЛОК, В СОСТАВЕ КОТОРОГО ЭЛЕКТРОКАРДИОБЛОК ВЫСОКОГО РАЗРЕШЕНИЯ И СЕЙСМОКАРДИОБЛОК НА ОСНОВЕ МИКРОМЕХАНИЧЕСКИХ ДАТЧИКОВ

ELECTROSEISMOCARDIOGRAPHY SYSTEM CONSISTING OF A HIGH-RESOLUTION ELECTROCARDIOGRAPH AND A SEISMOCARDIOGRAPHY SYSTEM BASED ON MICROMECHANICAL SENSORS

АЧИЛЬДИЕВ ВЛАДИМИР МИХАЙЛОВИЧ[1]
glmnems@geo-nv.com

БАСАРАБ МИХАИЛ АЛЕКСЕЕВИЧ[2]
basarab.74@yandex.ru

БЕДРО НИКОЛАЙ АНАТОЛЬЕВИЧ[1]
job_nick@mail.ru

СОЛДАТЕНКОВ ВИКТОР АКИНДИНОВИЧ[1]
geo@elnet.msk.ru

ГРУЗЕВИЧ ЮРИЙ КИРИЛЛОВИЧ[1]
yukg@mail.ru

ЕВСЕЕВА ЮЛИЯ НИКОЛАЕВНА[1]
ing1_0481@geo-nv.com

КОННОВА НАТАЛЬЯ СЕРГЕЕВНА[2]
ttttasha@mail.ru

ЛЕВКОВИЧ АЛЕКСАНДР ДМИТРИЕВИЧ[1]
levkaldm@gmail.ru

УСПЕНСКИЙ ВЯЧЕСЛАВ МАКСИМИЛИАНОВИЧ[3]
medddik@mm.st

[1] *ОАО «НПО ГЕОФИЗИКА-НВ»*
107076, г. Москва, ул. Матросская Тишина, 23, стр. 2
[2] *МГТУ им. Н. Э. Баумана*
105005, Москва, 2-я Бауманская ул., 5, стр. 1
[3] *ФКУ «ЦВКГ им. П. В. Мандрыка» МО РФ*
107014, г. Москва, Б. Оленья ул., владение 8а

ACHILDIEV VLADIMIR M.[1]
glmnems@geo-nv.com

BASARAB MIKHAIL A.[2]
basarab.74@yandex.ru

BEDRO NIKOLAY A.[1]
job_nick@mail.ru

SOLDATENKOV VICTOR A.[1]
geo@elnet.msk.ru

GRUZEVICH YURY K.[1]
yukg@mail.ru

EVSEEVA YULIYA N.[1]
ing1_0481@geo-nv.com

KONNOVA NATALYA S.[2]
ttttasha@mail.ru

LEVKOVICH ALEXANDER D.[1]
mnems.@geo-nv.com

USPENSKY VYACHESLAV M.[3]
medddik@mm.st

[1] *SPU GEOPHIZIKA-NV*
bld. 2, 23 Matrosskaya Tishina St., Moscow, 107076
[2] *Bauman MSTU*
bld. 1, 5 2nd Baumanskaya St., Moscow, 105005
[3] *FSI "CMCH P. V. Mandryka" of the RF MD*
8a B. Olen'ya St., Moscow, 107014

Разработан электросейсмокардиоблок, позволяющий производить одновременное измерение параметров электрокардиосигналов и сейсмокардиосигналов. Разработан алгоритм работы электросейсмокардиоблока. Проведены эксперименты и анализ полученных результатов.

Ключевые слова: микромеханические датчики; сейсмокардиография; электрокардиография; фазовые портреты ЭКГ и СКГ; синфазные помехи.

An electroseismocardiography system has been developed that allows simultaneous measurement of the electrocardiograms parameters and seismic cardiograms. The algorithm of the electroseismocardio system operation has been developed. Experiments and analysis of the obtained results have been carried out.

Keywords: micromechanical sensors; seismocardiography; electrocardiography; ECG and SCG phase portraits; common-mode noise.

На основании предложенной теории информационной функции сердца [1, 2] В. М. Успенский разработал метод [1] и аппарат [2] диагностики заболеваний внутренних органов методом информационного анализа электрокардиосигналов, который позволяет в настоящее время диагностировать около 40 наиболее распространенных и опасных для жизни человека заболеваний, а также риски их возникновения. В целях поиска новых технических возможностей для диагностики заболеваний внутренних органов по методу В.М. Успенского нами изучены сейсмокардиосигналы в составе аппаратуры, позволяющей проводить диагностику на основании информационного анализа не только электрокардиограммы (далее — ЭКГ), но и сейсмокардиограммы (далее — СКГ) одновременно.

СКГ основана на методе регистрации механических колебаний (вибрации) грудной стенки, связанных с деятельностью сердца, и используется для изучения силы сердечных сокращений и фазового анализа сердечного цикла. Но в процессе движения и дыхания человека происходит изменение ориентации тела относительно плоскости местного горизонта и, соответственно, измерительных осей сейсмокардиоблока (далее — СКБ), что приводит к значительному искажению сигналов. Исходя из этого возникает задача измерения углов ориентации осей чувствительности микромеханических акселерометров относительно плоскости местного горизонта и проведения алгоритмической компенсации показаний микромеханических акселерометров в СКБ. Для реализации данного метода был разработан электросейсмокардиоблок (далее — ЭСКБ), состоящий из СКБ, электродов, предназначенных для съема ЭКГ по методу Эйтховена [4, 5], 24-разрядного сигма-дельта аналого-цифрового преобразователя (далее — АЦП), осуществляющего первичную обработку ЭКГ, микроконтроллера, который обрабатывает данные с АЦП и с СКБ, блока вторичных источников питания, необходимого для обеспечения высокостабильного малошумящего питания, блока USB-интерфейса для взаимодействия ЭСКБ с персональным компьютером (рис. 1).

Использование 24-разрядного АЦП позволяет измерять ЭКГ с разрешением 0,2 мкВ по амплитуде и с частотой 4 кГц. Высокая частота и повышенная разрядность АЦП дают возможность определять амплитудно-временные параметры ЭКГ с повышенной точностью. Это приводит к повышению точности диагностики заболевания, так как диагностика заболеваний по методу В. М. Успенского строится на вариабельности амплитуды и периода R пиков ЭКГ [1, 2]. Для информационного анализа электрокардиосигналов имеет значение низкая погрешность измерения амплитуд QRS-комплексов ЭКГ и интервалов между ними с последующим анализом их динамики при любой частоте пульса. Сформированные технические требования к электрокардиоблоку высокого разрешения заключаются в первую очередь в обеспечении высокой дискретизации входного сигнала от 2000 до 4000 Гц, обеспечивающей измерение основных параметров QRS-комплексов, с погрешностью амплитуды до 5 мкВ и интервалов времени QRS-комплексов до (0,5–0,25) мс [3].

В кардиологии и функциональной диагностике используется электрическая ось сердца, отражающая электрические процессы, происходящие в сердце [5, 6]. Задача измерения СКГ усложняется тем, что в процессе измерений электрическая ось сердца совершает некоторое пространственное движение, которое тоже несет определенную информацию. Направление электрической оси сердца показывает суммарную величину биоэлектрических изменений, протекающих в сердечной мышце при каждом ее сокращении. Сердце — трехмерный орган, и для того чтобы рассчитать направление движения оси, кардиологи представляют грудную клетку в некоторой системе координат.

Масса сердечной мышцы левого желудочка в норме значительно больше массы правого желудочка. Таким образом, электрические процессы, происходящие в левом желудочке, суммарно сильнее и электрическая ось сердца будет иметь

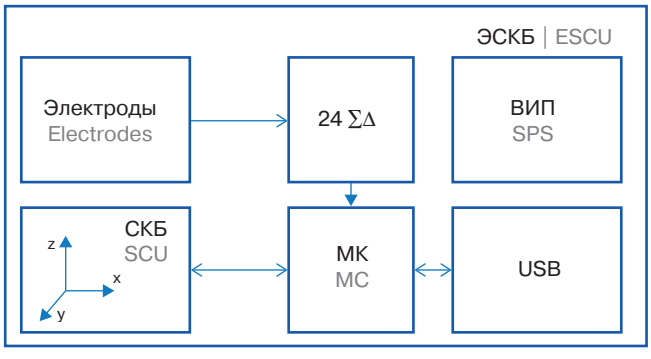

Рис. 1. Блок-схема электросейсмокардиоблока
Fig. 1. Block diagram of an electroseismocardio system

The currently developed method [1] and devices [2] for non-invasive diagnostics of diseases of internal organs by the technique of information analysis of electrocardiograms allow diagnosing more than 40 different diseases. Is it possible to use seismic and cardiac signals to diagnose diseases of internal organs, and whether seismic and cardiac signals have an information function according to the V.M. Uspensky method is not currently known. To check whether the diagnosis can be performed using the V.M. Uspensky method on seismocardiogram and for increasing the accuracy of diagnosis and expanding the list of diagnosed diseases, equipment has been developed that allows performing diagnostics on the basis of an electrocardiogram (ECG) and a seismocardiogram (SCG) simultaneously.

SCG is based on the method of recording the mechanical vibrations (vibration) of the chest associated with the activity of the heart and is used to study the strength of the heartbeats and the phase analysis of the cardiac cycle. However, during the movement and breathing of a person, the orientation of the body changes relative to the plane of the local horizon and, consequently, the measuring axes of the seismocardio block (SCB), which leads to a significant distortion of the signals. Proceeding from this, the problem arises of measuring the angles of orientation of the sensitivity axes of micromechanical accelerometers relative to the plane of the local horizon and the algorithmic compensation of the readings of micromechanical accelerometers in the SCB. To implement this method, an electroseismocardio system has been developed (ESCS), consisting of: SCB; electrodes intended for ECG recording using Einthoven method [4, 5]; 24-bit sigma-delta analog-to-digital converter (ADC), which performs primary ECG processing; a microcontroller that processes data from the ADC and with the SCB; a block of secondary power supplies needed to ensure a highly stable low-noise power supply; circuit of the USB interface, for the interaction of the ESCS with a personal computer (Fig. 1).

Using a 24-bit ADC allows measuring an ECG at a resolution of 0.2 μV

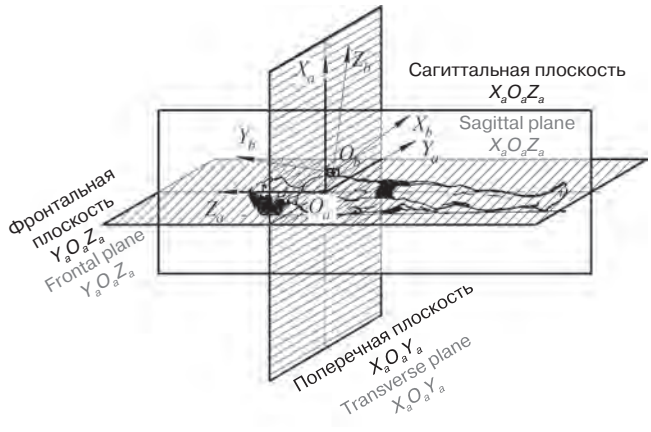

Рис. 2. Анатомическая система координат, связанная с сердцем человека

Fig. 2. The anatomical coordinate system associated with the human heart

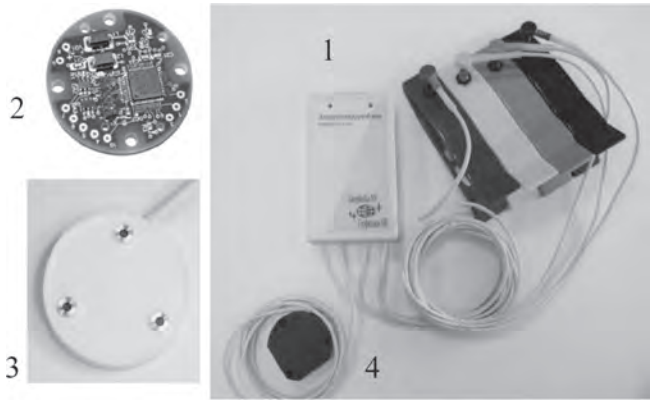

Рис. 3. Фотографии макетов электросейсмокардиоблока и сейсмокардиоблока: 1 — электросейсмокардиоблок; 2 — модуль сейсмокардиоблока; 3 — для носимого сейсмокардиоблока; 4 — сейсмокардиоблок в корпусном исполнении

Fig. 3. Photos of the electrocardioseismometer unit and cardioseismometer unit models: 1 — electroseismocardio unit; 2 — cardioseismometer unit; 3 — cardioseismometer unit for portable unit; 4 — cardioseismometer unit in a housing version

некоторое угловое движение. В зависимости от индивидуальных анатомических особенностей положение электрической оси сердца у здоровых людей может колебаться от 0 до 90° [5, 6].

Представим сердце в виде материальной точки, совпадающей с центром масс сердца и, соответственно, с началом отсчета анатомической системы координат. Под действием биомеханических процессов сердце совершает комбинированные движения — линейные и угловые. Комбинация движений приводит к равноускоренному равнозамедленному движению, описываемому вектором собственного ускорения.

Для вычислений используются три системы координат:

- приборная система координат $O_bX_bY_bZ_b$ (body frame), связанная с корпусом сейсмокардиоблока;
- полусвободная в азимуте географическая система координат (wander frame) $O_gX_gY_gZ_g$;
- анатомическая система координат $O_aX_aY_aZ_a$ — центр совпадает с центром масс сердца, оси образуют сагиттальную, поперечную и фронтальную плоскости.

На рис. 2 приведена анатомическая система координат $O_aX_aY_aZ_a$ относительно тела человека, используемая при вычислениях направления электрической оси сердца в медицине. Оси анатомической системы координат образуют следующие анатомические плоскости:

- сагиттальная плоскость $X_aO_aZ_a$ разделяет правую и левую половины тела;
- фронтальная или корональная плоскость $Y_aO_aZ_a$ располагается вертикально, перпендикулярно к сагиттальной, отделяет переднюю (вентральную) часть тела от задней (дорсальной) части;
- поперечная (аксиальная или горизонтальная плоскость) $X_aO_aY_a$ перпендикулярна двум первым, она отделяет вышележащие отделы тела от нижележащих, пересекает грудную клетку в центре сердца.

Приборная система координат, связанная с СКБ $O_bX_bY_bZ_b$, образована следующими осями: ось Y_b направлена к голове при креплении на человека, ось Z_b — перпендикулярно плоскости основания, ось X_b дополняет систему координат до правой.

В качестве опорной системы координат используется полусвободная в азимуте географическая система координат $O_gX_gY_gZ_g$, у которой оси X_g и Y_g лежат в плоскости местного горизонта, а ось Z_g направлена перпендикулярно поверхности Земли (вертикально вверх).

in amplitude and a frequency of 4 kHz. High data rate and high bit resolution of the ADC makes it possible to determine the amplitude-time parameters of the ECG with increased accuracy. That leads to an increase in the accuracy of diagnosis of the disease, since the diagnosis of diseases by the V. M. Uspensky method is built on the variability of the amplitude and period R of ECG peaks [1, 2]. For the information analysis of electrocardiosignals, a low error in measuring the amplitudes of QRS complexes of ECG and the intervals between them is important, followed by an analysis of their dynamics at any pulse rate. The generated technical requirements for a high-resolution electrocardio unit are primarily to ensure a high sampling rate of the input signal from 2000 to 4000 Hz, which provides measurement of the basic parameters of QRS-complexes, with an amplitude error of up to 5 μV and time intervals of QRS complexes up to 0.5–0.25 ms [3].

In cardiology and functional diagnostics, the electric axis of the heart is used, reflecting the electrical processes taking place in the heart [5, 6]. The task of measuring SCG is complicated by the fact that during the measurements the electric axis of the heart performs some spatial motion, which also carries specific information. The direction of the electrical axis of the heart shows the total value of the bioelectric changes that occur in the cardiac muscle with each contraction. The heart is a three-dimensional organ, and to calculate the direction of movement of the axis, cardiologists represent the thorax in some coordinate system. Usually the mass of the left ventricular heart muscle is much greater than the right ventricle mass. Thus, the electrical processes occurring in the left ventricle are much stronger, and the electric axis of the heart will have some angular motion depending on the individual anatomical features, the position of the electrical axis of the heart of healthy people can range from 0 to 90° [5, 6].

We represent the heart in the form of a material point coinciding with the center of mass of the heart and, accordingly, with the origin of the anatomical coordinate system.

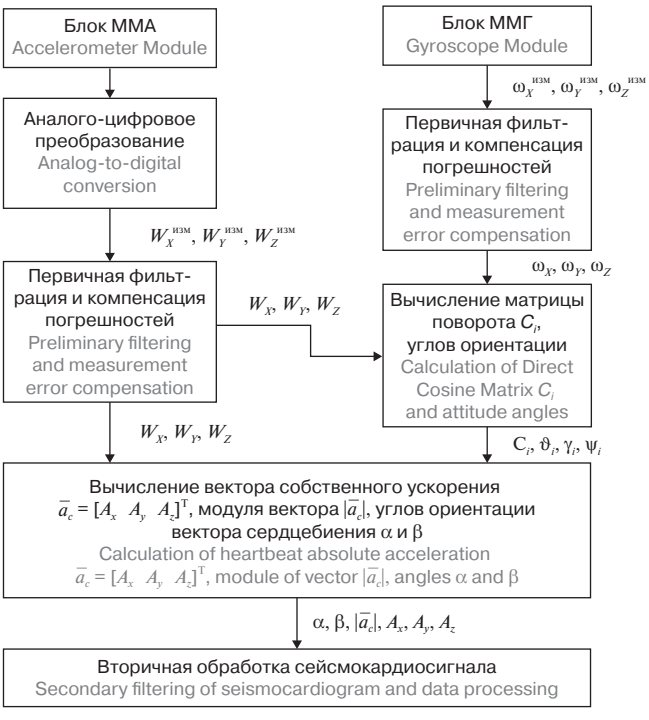

Рис. 4. Блок-схема алгоритма измерения и вычисления СКГ: $W_x^{изм}$, $W_y^{изм}$, $W_z^{изм}$ [g] — проекции измеренного вектора кажущегося ускорения; W_x, W_y, W_z [g] — проекции вектора кажущегося ускорения после первичной фильтрации; $\omega_x^{изм}$, $\omega_y^{изм}$, $\omega_z^{изм}$ [рад/с] — проекции измеренной угловой скорости; ω_x, ω_y, ω_z [рад/с] — проекции угловой скорости после первичной фильтрации; C_i — матрица направляющих косинусов на i-м шаге интегрирования; ϑ_i, γ_i, ψ_i [°] — углы тангажа, крена и рыскания соответственно; a_c — вектор собственного ускорения биения сердца; A_X, A_Y, A_Z [g] — проекции вектора собственного ускорения на оси приборной СК; α [°] — угол отклонения вектора собственного ускорения сердца от горизонтальной плоскости; β [°] — угол поворота вектора собственного ускорения сердца относительно направления оси Y_b (к голове человека)

Fig. 4. Flowchart of the seismocardiosignal processing: W_x^m, W_y^m, W_z^m, [g] — measured specific force projections; W_x, W_y, W_z, [g] — projections of specific force after preliminary filtering; ω_x^m, ω_y^m, ω_z^m, [rad/s] — projections of measured angular rate; ω_x, ω_y, ω_z, [rad/s] — projections of measured angular rate $\bar{\omega}$ after preliminary filtering; C_i — direct cosine matrix; ϑ_i, γ_i, ψ_i [°] — pitch, roll and yaw angles; a_c — heartbeat absolute acceleration vector; A_X, A_Y, A_Z, [g] — projections of heartbeat absolute acceleration vector to the body frame; α, [°] — angle between heartbeat absolute acceleration vector and horizontal plane; β, [°] — rotation angle of heartbeat absolute acceleration vector with respect to direction of Y_b (to the head)

При этом предполагается, что направления осей чувствительности акселерометров и гироскопов совпадают с соответствующими осями приборной системы координат. Погрешности установки микромеханических акселерометров и микромеханических гироскопов относительно приборной системы координат компенсируются по результатам заводской калибровки. При установке прибора на тело человека появляются начальные углы ориентации относительно опорной системы координат ϑ_0 и γ_0, а угол рыскания считается равным нулю: $\psi_0 = 0$.

Основой СКБ являются микромеханический акселерометр и микромеханический гироскоп. Микромеханический акселерометр обладает низким уровнем внутренних шумов, не более 50 мкВ/√Гц [7]. Малая амплитуда СКГ, не более 20 mg, требует использования малошумящих микромеханических акселерометров с высоким уровнем чувствительности и широкой полосой пропускания до 500 Гц. На рис. 3 приведены макеты ЭСКБ и СКБ. СКБ представляет собой печатную плату с установленными на нее радиоэлементами. Плата СКБ может помещаться в специальный корпус или быть залитой, оба исполнения обеспечивают герметичность класса IP67, что делает устройство безопасным и надежным. Также используется специальный гипоаллергенный материал с антибактериальными свойствами для соответствия медицинским стандартам качества.

Способ определения СКГ заключается в последовательной обработке сигналов с микромеханического акселерометра и микромеханического гироскопа в соответствии с рис. 4. Выполняется измерение значений проекций кажущегося ускорения на оси приборной системы координат, аналого-цифровое преобразование сигналов и первичная фильтрация, компенсация смещения нулей и погрешностей коэффициента

Under the influence of biomechanical processes, the heart performs combined linear and angular movements. The combination of motions results in a uniformly accelerated-decelerated motion, described by the proper acceleration vector.

For the calculation, three coordinate systems are used:

- a body frame $O_bX_bY_bZ_b$, related to the body of the cardioseismometer unit;
- a wander frame $O_gX_gY_gZ_g$;
- an anatomical frame $O_aX_aY_aZ_a$ — the center coincides with the center of mass of the heart, the axes form the sagittal, transverse and frontal planes.

Figure 1 shows the anatomical frame $O_aX_aY_aZ_a$ relative to the human body, used in calculating the direction of the electrical axis of the heart in medicine. The axes of the anatomical frame form the following anatomical planes:

- a sagittal plane, $X_aO_aZ_a$ — divides the right and left halves of the human body;
- a frontal or coronal plane, $Y_aO_aZ_a$ — also located vertically, perpendicular to the sagittal plane, it separates the ventral part of the body from the dorsal part;
- a transverse plane, $X_aO_aY_a$ — perpendicular to the first two, it separates the overlying parts of the body from the underlying, crosses the thorax in the center of the heart.

The body frame is formed by Y_b-axis pointing towards the head, Z_b-axis that is perpendicular to the base plane and X_b-axis that completes the right-handed system.

The navigation frame coincides with the wander frame $O_gX_gY_gZ_g$. The X_g and Y_g axes lie in the plane of the local horizon, and the Z_g-axis is perpendicular to the Earth's surface (vertically up).

It is assumed that the direction of the sensitivity axes of accelerometers and gyroscopes coincide with the corresponding axes of the body frame. Factory calibration compensates for the installation errors due to the mounting of micromechanical accelerometers and micromechanical gyroscopes relative to the body frame. When the device is placed on the human body, initial orientation angles are obtained for the navigation coordinate system

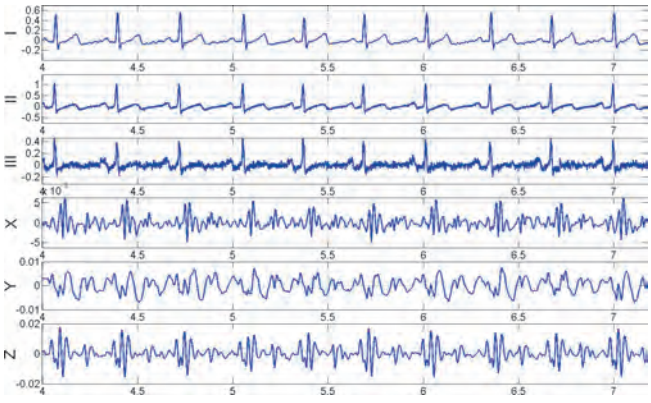

Рис. 5. ЭКГ и СКГ
Fig. 5. ECG and SCG

преобразования (для ускорений). Кроме того, вычисляются проекции угловых скоростей на оси приборной системы координат и производится компенсация смещения нулей и погрешностей коэффициентов преобразования гироскопов (для угловых скоростей). На основе полученных значений проекций угловых скоростей и кажущихся ускорений выполняется вычисление матрицы поворота приборной системы координат относительно опорной и вычисление углов ориентации: крен, тангаж, рыскание. Далее вычисляется значение вектора собственного ускорения сердцебиения, его модуль и углы α и β.

Результатом обработки измеренных проекций кажущихся ускорений и угловых скоростей в приборной системе координат является модуль вектора собственного ускорения сердцебиения, регистрируемого на грудной клетке, и углы пульсовых колебаний сердечной мышцы на оси ортогональной системы координат, связанной с телом человека.

Вычисление матрицы направляющих косинусов C, углов крена, тангажа и рыскания проводится по известным выражениям [8], и вычисляются проекции вектора собственного ускорения сердца, модуль вектора собственного ускорения сердца, значения углов ориентации α и β относительно плоскости местного горизонта. В случае носимого прибора при движении человека углы ориентации вычисляются по информации с гироскопов. Инициализация матрицы C выполняется с учетом начальных углов крена и тангажа, вычисленных по данным акселерометров:

$$C=\begin{bmatrix} c_{11} & c_{12} & c_{13} \\ c_{21} & c_{22} & c_{23} \\ c_{31} & c_{32} & c_{33} \end{bmatrix}=$$

$$=\begin{bmatrix} \cos\gamma\cos\psi & \sin\vartheta\sin\gamma\cos\psi-\cos\vartheta\sin\psi & \cos\vartheta\sin\gamma\cos\psi+\sin\vartheta\sin\psi \\ \cos\gamma\sin\psi & \sin\vartheta\sin\gamma\sin\psi+\cos\vartheta\cos\psi & \cos\vartheta\sin\gamma\sin\psi-\sin\vartheta\cos\psi \\ -\sin\gamma & \sin\vartheta\cos\gamma & \cos\vartheta\cos\gamma \end{bmatrix},$$

$$\bar{\omega}=\bar{u}+\bar{\omega}^r,\ \bar{u}=0\Rightarrow\bar{\omega}=\begin{bmatrix}\omega_X\\ \omega_Y\\ \omega_Z\end{bmatrix}\equiv\bar{\omega}^r,$$

где $\bar{u}$ [рад/с] — переносная угловая скорость, $\bar{\omega}^r$ [рад/с] — относительная угловая скорость, $\bar{\omega}$ [рад/с] — абсолютная угловая скорость, измеренная ММГ (после фильтрации),

$\dot{C}=C\left[\overline{\omega^r x}\right]$, где $\left[\overline{\omega^r x}\right]=\begin{bmatrix} 0 & -\omega_Z & \omega_Y \\ \omega_Z & 0 & -\omega_X \\ -\omega_Y & \omega_X & 0 \end{bmatrix}$ — кососимметрическая матрица,

$$C=A^{-1}=A^T\quad\text{при}\quad\det(A)=1,$$

$$\overline{W}=\begin{bmatrix}W_X\\ W_Y\\ W_Z\end{bmatrix}=A(\bar{a}_c-\bar{g})\Rightarrow\bar{a}_c=C\overline{W}+\bar{g},$$

$$\alpha=\operatorname{arctg}\frac{A_z}{|a_c|},\quad\beta=\operatorname{arctg}\frac{A_x}{A_y},$$

$$\psi=\operatorname{arctg}\left(\frac{c_{21}}{c_{11}}\right);\quad\gamma=\arcsin(-c_{31});\quad\vartheta=\operatorname{arctg}\left(\frac{c_{32}}{c_{33}}\right).$$

Алгоритм работы сейсмокардиоблока учитывает взаимосвязь систем координат: приборной и опорной. Первоначально напряжение с микромеханических акселерометров преобразуется в последовательность проквантованных по амплитуде и времени дискретных отсчетов. В процессе разработки было

θ_0 and γ_0, the yaw angle is considered equal to zero $\psi_0 = 0$.

The basis of the SCB is a micromechanical accelerometer and a micromechanical gyroscope. The micromechanical accelerometer has a low internal noise level, not more than 50 μV/√Hz [7]. The small amplitude of the SCG, no more than 20 mg, requires the use of low-noise micromechanical accelerometers with high sensitivity and wide bandwidth of up to 500 Hz. Figure 3 shows the models of ESCS and SCB. The SCB is a printed circuit board with radioelements installed on it. The SCB board can be placed in a special case or be poured, both designs provide a tightness class IP67, which makes the device safe and reliable. A particular hypoallergenic material with antibacterial properties is also used to meet medical quality standards.

The method for determining the human heart seismocardiocycle is the sequence of signals processing from the accelerometers and gyroscopes, in accordance with Fig. 4. Acceleration measurement assembly includes the measuring of specific acceleration projections on the axis of the body frame, analog-to-digital conversion of signals and preliminary filtration, compensation for zero offset, and scale factor errors (for accelerations). Angular velocity projections on the axis of the body frame are also calculated and zeros offset and scale factor error are compensated for. Based on the obtained values of the angular velocity projections and specific force projections, the direct cosine matrix between the body frame and the wander frame is calculated, and the attitude angles (roll, pitch, yaw) are calculated. Next, the value of the heartbeat acceleration, its modulus and angles α and β are calculated.

The result of processing measured projections of specific force and angular velocity in the body frame is the modulus of the heartbeat acceleration vector captured on the chest and the angles of the heart muscle oscillations on the axis of the orthogonal coordinate system associated with the human body.

The calculation of the direction cosine matrix C, the attitude angles of roll, pitch and yaw is provided with known expressions [8]. The projections of the heartbeat acceleration vector, its modulus and angles α and β are calculated as shown below. Initialization of the matrix C is performed taking into account the initial angles of roll and pitch, calculated from the accelerometer data:

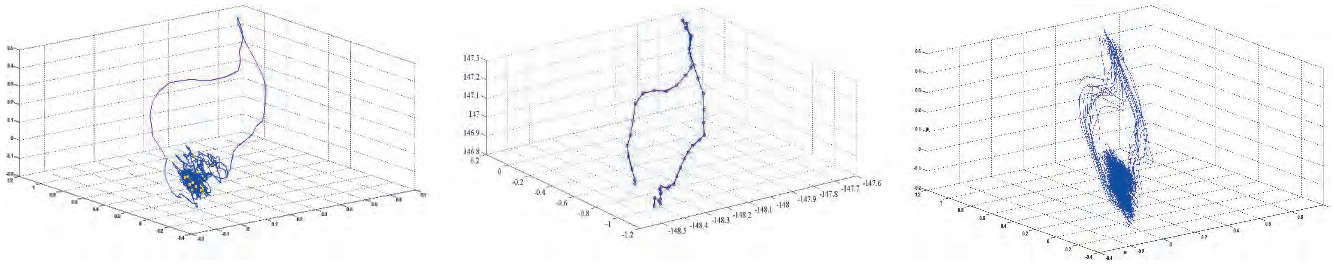

Рис. 6. Трехмерный график ЭКГ для одного цикла
Fig. 6. 3-D figure of the ECG for one cycle

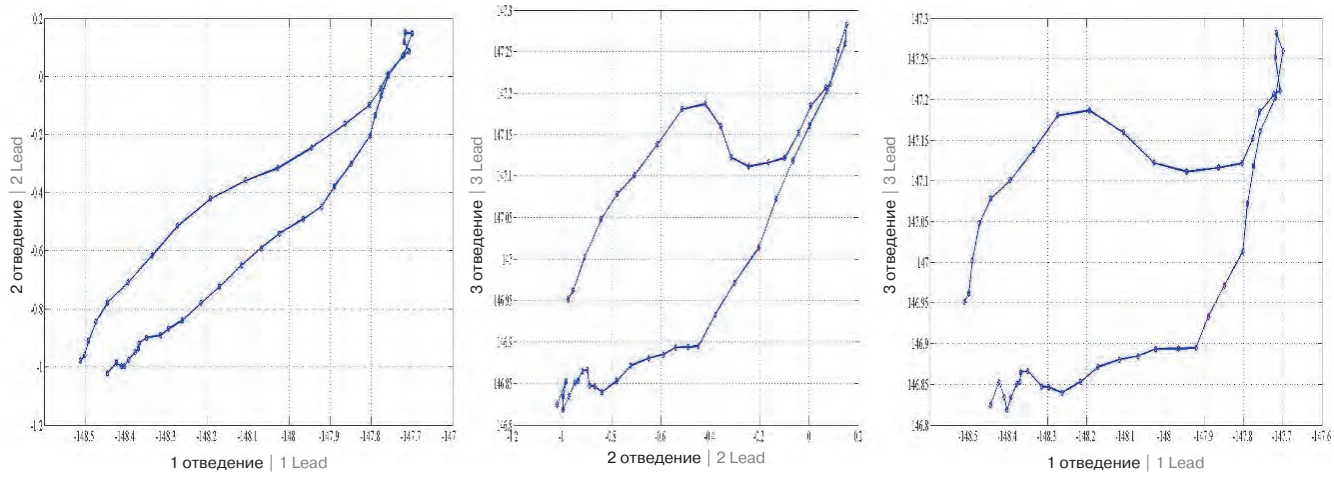

Рис. 7. Фазовые портреты QRS-цикла электрокардиограмм в координатах 1–2, 2–3 и 1–3 отведений
Fig. 7. Phase portraits of QRS cycle of electrocardiograms in coordinates of 1–2, 2–3 and 1–3 leads

изготовлено восемь опытных образцов электрокардиоблоков высокого разрешения. В процессе испытаний погрешность внутренних шумов не превысила 3 мкВ при частоте дискретизации входного сигнала в диапазоне от 2 кГц до 4 кГц.

На рис. 5 приведены экспериментальные данные ЭКГ по трем отведениям и СКГ по трем осям. Как видно из результатов эксперимента, наибольшей информативностью обладает СКГ по оси Z. Это объясняется тем, что максимальная энергия импульса всегда направлена перпендикулярно поверхности, что соответствует оси Z. В горизонтальной плоскости энергия импульса меньше, что сразу отражается на величине регистрируемого сигнала. Оси X, Y отвечают за колебательные значения модуля вектора ускорения, в то время как ось Z — за амплитуду.

Как говорилось выше, на основании ЭКГ можно определить направление электрической оси сердца путем построения трехмерного графика на основании данных по первому, второму и третьему отведению. Само по себе положение электрической оси сердца не является диагнозом. Информативность диагностики может быть существенно увеличена за счет использования векторной кардиографии и фазовых портретов углов, аналогично используемых методов для анализа трехмерных кардиограмм. На рис. 6 приведен трехмерный график ЭКГ для одного цикла, а на рис. 7 — фазовые портреты QRS-цикла электрокардиограмм в координатах 1–2, 2–3 и 1–3 отведений.

Из полученных графиков видно, что фазовые портреты по отведениям несут дополнительную информацию и могут быть учтены при информационном анализе электрокардиосигналов.

Однако существует ряд заболеваний, при которых наблюдается смещение оси сердца. К значительным изменениям положения электрической оси сердца приводят: ишемические болезни сердца, кардиомиопатии различного генеза, хроническая сердечная

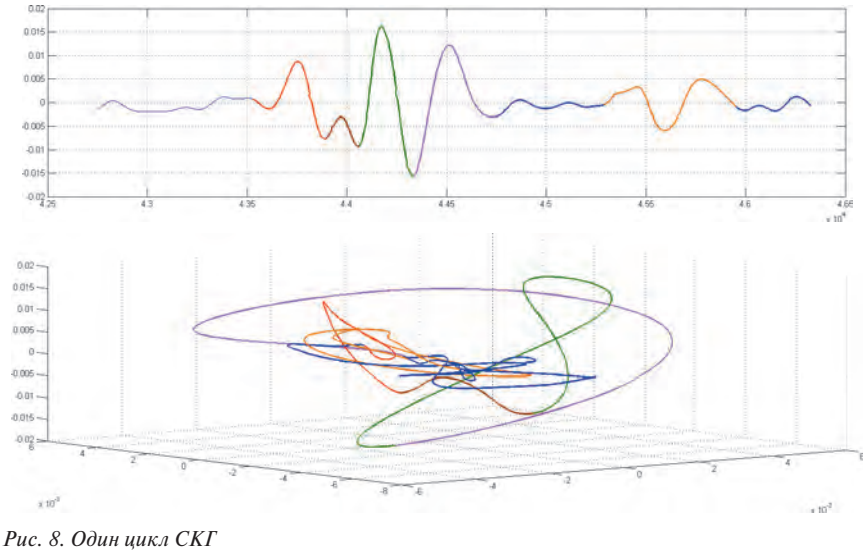

Рис. 8. Один цикл СКГ
Fig. 8. One cycle of the SCG

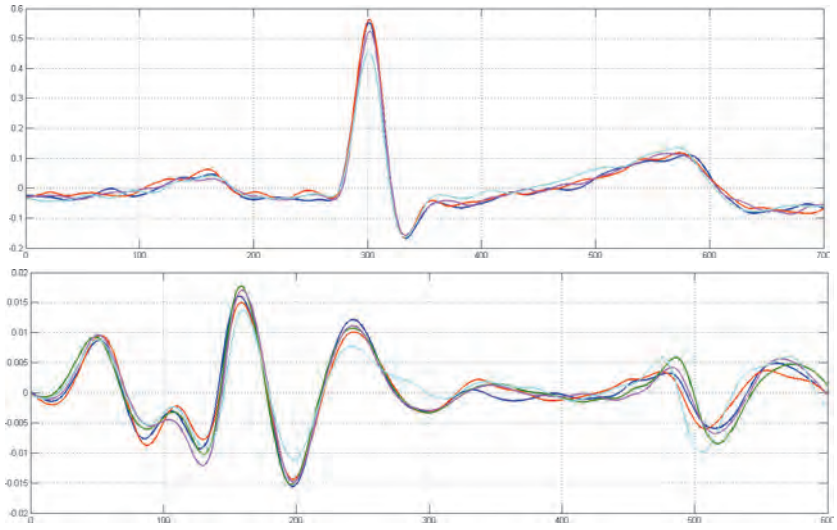

Рис. 9. Несколько циклов ЭКГ и СКГ
Fig. 9. Several ECG (top) and SCG (bottom) cycles

недостаточность, врожденное аномальное строение сердца. Используя отфильтрованные и скорректированные данные с СКБ о величине проекции собственного ускорения на оси, можно построить трехмерный график модуля ускорения (фазовый портрет СКГ). Ниже на рис. 8 приведен фазовый портрет СКГ и значение проекции ускорения по оси Z. В отличие от фазового портрета ЭКГ, фазовый портрет СКГ не лежит в одной плоскости в связи с колебательно-вращательным движением сердца. Для наглядности фазовый портрет СКГ и проекция линейного ускорения на ось Z разбиты на различные сегменты, окрашенные разным цветом. Такое построение графиков позволяет сопоставить траекторию движения модуля ускорения с проекциями линейных ускорений и производить более детальный анализ.

Также одним из методов сопоставления данных ЭКГ и СКГ является спектральный анализ сигналов. В табл. 1 приведено сравнение спектральных характеристик ЭКГ и СКГ.

Согласно [9] частота дыхания взрослого человека в спокойном состоянии варьируется 0,2 до 0,3 Гц. Если сравнить данные табл. 1, то в СКГ и ЭКГ имеется наличие составляющих дыхания. Это обусловлено тем, что принцип измерения ЭКГ основан на определении разности электрических потенциалов, соответственно, при дыхании изменяется расстояние между электродами, что приводит к наложению дыхания на сигнал ЭКГ. Так же и для СКГ колебания грудной клетки, на которой крепится СКБ, изменяет его угловое положение (следовательно, и проекции линейного ускорения на приборную систему координат), но не более нескольких градусов. Частоты, равные 1 Гц, — это частота полного кардио- и сейсмоцикла, виден ряд кратных частот, особенно в спектре канала Z кажущегося и собственного ускорения 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10 Гц (пики на спектре преимущественно не слишком высокие по амплитуде). Частота 0,36–0,4 Гц наблюдается только в спектрах угловой скорости и собственного ускорения по оси X (возникает в спектре ускорения в связи с использованием угловой скорости при вычислениях собственного ускорения) и неизвестно, является шумом или полезным сигналом.

Метод В. М. Успенского базируется на вариабельности амплитуды и периода R пиков ЭКГ. На рис. 9 приведены совмещенные графики нескольких циклов ЭКГ и СКГ. Как видно

$$C=\begin{bmatrix} c_{11} & c_{12} & c_{13} \\ c_{21} & c_{22} & c_{23} \\ c_{31} & c_{32} & c_{33} \end{bmatrix}=$$

$$=\begin{bmatrix} \cos\gamma\cos\psi & \sin\vartheta\sin\gamma\cos\psi-\cos\vartheta\sin\psi & \cos\vartheta\sin\gamma\cos\psi+\sin\vartheta\sin\psi \\ \cos\gamma\sin\psi & \sin\vartheta\sin\gamma\sin\psi+\cos\vartheta\cos\psi & \cos\vartheta\sin\gamma\sin\psi-\sin\vartheta\cos\psi \\ -\sin\gamma & \sin\vartheta\cos\gamma & \cos\vartheta\cos\gamma \end{bmatrix},$$

$$\bar{\omega}=\bar{u}+\bar{\omega}^r,\ \bar{u}=0\Rightarrow\bar{\omega}=\begin{bmatrix}\omega_X\\ \omega_Y\\ \omega_Z\end{bmatrix}\cong\bar{\omega}^r,$$

where $\bar{u}$, [rad/s] is bulk angular velocity, $\bar{\omega}^r$, [rad/s] — relative angular velocity, $\bar{\omega}$, [rad/s] — absolute value of the angular velocity measured by MMG (after filtration),

$$\dot{C}=C\left[\overline{\omega^r x}\right],\quad \text{where}\left[\overline{\omega^r x}\right]=\begin{bmatrix}0 & -\omega_Z & \omega_Y\\ \omega_Z & 0 & -\omega_X\\ -\omega_Y & \omega_X & 0\end{bmatrix}$$ is skew-symmetric matrix,

$$C=A^{-1}=A^T,\quad \text{where}\quad \det(A)=1,$$

$$\overline{W}=\begin{bmatrix}W_X\\ W_Y\\ W_Z\end{bmatrix}=A(\bar{a}_c-\bar{g})\Rightarrow\bar{a}_c=C\overline{W}+\bar{g},$$

$$\alpha=\operatorname{arctg}\frac{A_z}{|a_c|},\quad \beta=\operatorname{arctg}\frac{A_x}{A_y},$$

$$\psi=\operatorname{arctg}\left(\frac{c_{21}}{c_{11}}\right);\quad \gamma=\arcsin(-c_{31});\quad \vartheta=\operatorname{arctg}\left(\frac{c_{32}}{c_{33}}\right).$$

The algorithm of the cardioseismometer unit operation takes into account the interrelationship of the body frame and the wander frame. Initially, the voltage from the micromechanical accelerometers is converted into a sequence of discrete samples quantized in amplitude and time. At the next stage, primary filtering and compensation for the errors in the signals of micromechanical gyroscopes and accelerometers are carried out. In the development process, eight prototypes of high-resolution electrocardiographs were manufactured. During the tests, the internal noise error did not exceed 3 μV, at the sampling frequency of the input signal in the range from 2 kHz to 4 kHz.

Figure 5 shows the experimental ECG data for three leads and the three-axis SCG. As can be seen from the results of the experiment, the SCG along the Z-axis has the greatest informativity. This is because the maximum energy of the pulse is always directed perpendicular to the surface, which corresponds to the Z-axis. In the horizontal plane, the pulse energy is smaller, which immediately reflects the value of the detected signal. The X, Y axes are responsible for the vibrational values of the modulus of the acceleration vector, while the Z-axis is the amplitude.

As stated above, based on the ECG, you can determine the direction of the electrical axis of the heart by building a three-dimensional graph

Таблица 1. Сравнение спектральных характеристик ЭКГ и СКГ
Table 1. Comparing spectral characteristics of the ECG and SCG

ЭКГ ECG		Угловая скорость Angular velocity			Кажущееся ускорение Specific force			Собственное ускорение Self-acceleration		
1 отв., Гц 1 lead, Hz	2 отв., Гц 2 lead, Hz	X, Гц X, Hz	Y, Гц Y, Hz	Z, Гц Z, Hz	X, Гц X, Hz	Y, Гц Y, Hz	Z, Гц Z, Hz	X, Гц X, Hz	Y, Гц Y, Hz	Z, Гц Z, Hz
0,113	0,113	0,113	–	–	0,113	0,113	0,113	0,125	0,125	0,125
0,2259	0,2259	0,2485	–	–	0,2259	0,2259	0,2259	0,25	0,25	0,25
–	–	–	0,3615	0,3615	–	–	–	0,4	–	–
0,9714	0,9714	0,994	0,994	–	–	0,994	0,994	1	1	1
–	–	1,988	2,124	–	2,011	–	1,988	2,025	2	2
2,937	2,937	–	–	2,982	–	–	2,982	–	3,05	3,05
–	–	3,886	4,066	–	–	–	3,999	–	3,95	3,975
–	4,902	–	–	–	4,97	–	4,97	5	5,15	5,125
–	–	–	5,874	5,874	–	–	6,122	–	–	6,15
–	–	–	7,071	–	–	–	–	–	–	–
–	–	–	7,952	–	–	–	–	–	–	7,925
–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	8,9
–	–	9,985	–	–	–	–	9,85	–	–	10,2

из рис. 9, СКГ также имеет вариабельность по амплитуде и периоду. Основной сложностью при адаптации метода В. М. Успенского является определение несущего импульса СКГ или анализ СКГ по каждому импульсу отдельно с учетом доверительного интервала. Также на рис. 9 прослеживается закономерность между амплитудой ЭКГ и СКГ, и, тем самым, СКГ может выступать дополнительным источником параметров кардиосигналов в процессе их информационного анализа в целях диагностики заболеваний внутренних органов человека.

Авторы считают, что в данной работе новыми являются полученные результаты в области обработки данных и проектирования диагностической аппаратуры медицинского назначения, основными из которых являются следующие:

based on the data for the first, second and third lead. In itself, the position of the electric axis of the heart is not a diagnosis. Informativeness of diagnostics can be substantially increased due to the use of vectorcardiography and phase portraits of angles, similar to the methods used for the analysis of three-dimensional cardiograms. Figure 6 shows a three-dimensional ECG graph for one cycle and Figure 7 gives the QRS phase portraits of the electrocardiogram cycle in coordinates of 1–2, 2–3 and 1–3 leads.

From the obtained graphs, it can be seen that the phase portraits on the leads carry additional information and can be used to refine the diagnosis.

However, there are some diseases in which there is a displacement of the axis of the heart. Significant changes in the position of the electrical axis of the heart lead to coronary heart disease, cardiomyopathy of various origins, chronic heart failure, congenital abnormal heart structure. Using the filtered and corrected data from the CCD on the magnitude of the projection of the self-acceleration on the axis, we can construct a three-dimensional graph of the acceleration modulus (phase portrait of the SCG). Below in Fig. 8, the CGS phase porter and the value of the acceleration projection along the Z-axis are shown. Unlike the phase portrait of the ECG, the phase portrait of the SCG does not lie in the same plane, due to the vibrationally rotational movement of the heart. For clarity, the phase portrait of the CGG and the projection of the linear acceleration on the Z-axis are divided into different segments with different colors. Such a plotting of graphs will make it possible to compare the trajectory of motion of the acceleration module with the projections of linear acceleration and to perform a more detailed analysis.

One of the methods of comparing ECG and SCG data is a spectral analysis of signals. Table 1 compares the spectral characteristics of ECG and SCG.

According to [9], the respiratory rate of an adult in a calm state varies from 0.2 to 0.3 Hz. If we compare the data in Table 1, the SCG and ECG have the presence of respiratory constituents. This is because the principle of ECG measurement is based on the determination of the difference of electrical potentials, so changes in the distance between the electrodes lead to the imposition of respiration on the ECG signal. Similarly, for the SCG, the vibration of the chest on which the SCB is attached is changing its angular position (hence, the projection of the linear acceleration onto the body frame of axes), but not more than a few degrees. Frequencies near to 1 Hz are the frequency of the full cardiac and seismic cycle, some multiple frequencies are seen, especially in the spectrum of the Z channel of apparent and self-acceleration 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10 Hz (peaks in the spectrum predominantly not too high in amplitude). The frequency of 0.36–0.4 Hz is observed only in the angular velocity and the self-acceleration spectra along the X-axis (arises in the acceleration spectrum due to the use of angular velocity in the calculation of the self-acceleration) and it is unknown whether it is noise or useful signal.

The V. M. Uspensky method is based on the variability of the amplitude and period R of ECG peaks. Figure 9 shows the combined

- разработан алгоритм вычисления СКГ, устраняющий влияние ускорения свободного падения на результаты измерения сейсмокардиограммы при угловых колебаниях пациента;
- разработан ЭСКБ, позволяющий производить измерение параметров ЭКГ с повышенной точностью;
- проведен спектральный анализ ЭКГ и СКГ.

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта №18-29-02019.

ЛИТЕРАТУРА

1. Патент РФ на изобретение №2407431. Способ диагностики заболеваний внутренних органов. / Успенский В.М.; приор. 07.07.2009; заявитель и патентообладатель Успенский В.М.; опубл. 27.12.2010, бюлл. №36.
2. Патент РФ на изобретение №2159574. Устройство экспресс-диагностики заболеваний внутренних органов и онкопатологии / В.М. Успенский, Ю.Г. Кравченко, К.Н. Павловский, Ю.И. Авербах; приор. 13.04.2000; заявитель и патентообладатель В.М. Успенский; опубл. 27.11.2000, бюлл. №33.
3. Успенский В.М. Информационная функция сердца. Теория и практика диагностики заболеваний внутренних органов методом информационного анализа электрокардиосигналов / В.Б. Симоненко. 2-е дополненное изд. — М.: «ПЛАНЕТА», 2016. — 296 с.
4. Мурашко В.В., Струтынский А.В. Электрокардиография: Учеб. пособие — 2-е изд., перераб. и доп. — М.: Медицина, 1991. — 288 с.
5. Электрическая ось сердца (ЭОС): суть, норма положения и нарушения [Электронный ресурс] // URL: http://sosudinfo.ru/serdce/eos-elektricheskaya-os-serdca (дата обращения: 23.03.16).
6. Sun-She Man, Ariel C. Maan, Martin J. Shalij, Cees A. Swenne. Vectorcardiographic diagnostic & prognostic information derived from 12-lead electrocardiogram // J. Electrocardiol., 2015. 48. P. 463–475.
7. 2-g Tri-axis Accelerometer Specifications / KXR94-7050 Rev. 3 May-2014 [Электронный ресурс] // URL: http://kionixfs.kionix.com/en/datasheet/KXR94-7050%20Specifications%20Rev%203.pdf (дата обращения: 20.02.2018 г.).
8. Ачильдиев В.М., Солдатенков В.А., Басараб М.А., Бедро Н.А., Грузевич Ю.К., Евсеева Ю.Н., Коннова Н.С., Левкович А.Д. Сейсмокардиоблок на основе микромеханических датчиков // Электронный сборник трудов XXV Санкт-Петербургской международной конференции по интегрированным навигационным системам. — С. 185–194.
9. Гуцол Л.О. [и др.]. Физиологические и патофизиологические аспекты внешнего дыхания // ГБОУ ВПО ИГМУ Минздрава России, кафедра матологической физиологии с курсом клинической иммунологии, кафедра нормальной физиологии. — Иркутск: ИГМУ, 2014. — 116 с.

graphs of several ECG and SCG cycles. As can be seen from Fig. 9, the SGS also has variability in amplitude and period. The main difficulty in adapting the V. M. Uspensky method is to determine the carrier pulse of the SCG or to analyze the SCG for each pulse separately, taking into account the confidence interval. Also, according to Fig. 9, a regularity is observed between the amplitude of the ECG and the SGS, and thus the SGS can act as an additional factor of evaluation in diagnosing the patient.

The authors consider that in this work novel results have been obtained in the field of data processing and design of diagnostic equipment for medical purposes, the main ones being the following:

- an algorithm for SCG calculating has been developed, eliminating the effect of free fall acceleration on the results of a seismocardiogram measurement with angular patient motions;
- ESCB allowing performing ECG measurement with increased accuracy has been designed;
- the spectral analysis of ECG and SCG has been performed.

The reported study was funded by RFBR according to the research project №18-29-02019.

REFERENCES

1. Patent RF na izobretenie №2407431. Sposob diagnostiki zabolevanii vnutrennikh organov. / Uspenskii V.M.; prior. 07.07.2009; zayavitel' i patentoobladatel' Uspenskii V.M.; opubl. 27.12.2010, byull. №36. (In Russian).
2. Patent RF na izobretenie №2159574. Ustroistvo ekspress-diagnostiki zabolevanii vnutrennikh organov i onkopatologii / V.M. Uspenskii, Yu.G. Kravchenko, K.N. Pavlovskii, Yu.I. Averbakh; prior. 13.04.2000; zayavitel' i patentoobladatel' V.M. Uspenskii; opubl. 27.11.2000, byull. №33. (In Russian).
3. Uspenskii V.M. Informatsionnaya funktsiya serdtsa. Teoriya i praktika diagnostiki zabolevanii vnutrennikh organov metodom informatsionnogo analiza elektrokardiosignalov / V.B. Simonenko. 2-e dopolnennoe izd. M.: «PLANETA», 2016. 296 p. (In Russian).
4. Murashko V.V., Strutynskii A.V. Elektrokardiografiya: Ucheb. posobie — 2-e izd., pererab. i dop. M.: Meditsina, 1991. 288 p. (In Russian).
5. Elektricheskaya os' serdtsa (EOS): sut', norma polozheniya i narusheniya [Elektronnyi resurs] // URL: http://sosudinfo.ru/serdce/eos-elektricheskaya-os-serdca (data obrashcheniya: 23.03.16).
6. Sun-She Man, Ariel C. Maan, Martin J. Shalij, Cees A. Swenne. Vectorcardiographic diagnostic & prognostic information derived from 12-lead electrocardiogram // J. Electrocardiol., 2015. 48. P. 463–475.
7. 2-g Tri-axis Accelerometer Specifications / KXR94-7050 Rev. 3 May-2014 [Электронный ресурс] // URL: http://kionixfs.kionix.com/en/datasheet/KXR94-7050%20Specifications%20Rev%203.pdf (дата обращения: 20.02.2018 г.).
8. Achil'diev V.M., Soldatenkov V.A., Basarab M.A., Bedro N.A., Gruzevich Yu.K., Evseeva Yu.N., Konnova N.S., Levkovich A.D. Seismokardioblok na osnove mikromekhanicheskikh datchikov // Elektronnyi sbornik trudov XXV Sankt-Peterburgskoi mezhdunarodnoi konferentsii po integrirovannym navigatsionnym sistemam. P. 185–194. (In Russian).
9. Gutsol L.O. [i dr.]. Fiziologicheskie i patofiziologicheskie aspekty vneshnego dykhaniya // GBOU VPO IGMU Minzdrava Rossii, kafedra matologicheskoi fiziologii s kursom klinicheskoi immunologii, kafedra normal'noi fiziologii. — Irkutsk: IGMU, 2014. 116 p. (In Russian).