

УДК 616.12

Пьезоэлектрический измеритель сейсмокардиосигнала

В.С. Лобанов¹, П.В. Романов²

^{1,2} Студенты, МГТУ им. Н.Э. Баумана, г. Москва, Россия

Научный руководитель: Суятинов С.И., к.т.н., доцент кафедры «Теоретические основы электротехники» МГТУ им. Н.Э. Баумана, г. Москва, Россия

МГТУ им. Н.Э. Баумана
vovan-05.1993@mail.ru

Введение

Заболевания сердечно - сосудистой системы (ССС) занимают ведущее место среди причин ранней смертности населения. Особое место среди них принадлежит ишемической болезни сердца (ИБС), которая, наряду с артериальной гипертонией, является основной причиной фатальных осложнений.

Одним из наиболее эффективных методов снижения потерь вследствие рассматриваемых заболеваний являются мониторинг индивидуального здоровья каждого человека и скрининг-диагностика. Методы обнаружения изменений в ССС еще до появления симптомов коронарной и сердечной недостаточности позволяют наиболее эффективно провести лечебно-профилактические мероприятия. При этом возникают две медико-технические задачи: выбор соответствующих маркеров и разработка технических средств их регистрации.

Последние исследования показали, что диастолические маркеры функционального состояния сердечной мышцы являются наиболее ранними и информативными признаками сердечной патологии [1]. Это открывает возможности скринирования больных с латентно и атипично протекающими вариантами коронарной недостаточности путем исследования состояния диастолической функции сердца

Однако отсутствие проверенных простых и доступных методов оценки диастолической функции тормозит широкое внедрение в практику методов диагностики на основе диастолических маркеров.

В настоящее время наиболее распространенным методом исследования и систолической, и диастолической функции сердца признана эхокардиография.

Однако ультразвуковой метод является дорогостоящим, трудоемким и требует стационарных условий. В этой связи наиболее перспективным для задач мониторинга и скрининг-диагностики представляется метод верхушечной сейсмокардиографии (СКГ) - метод Боженко. Он позволяет, с достаточной для постановки диагноза точностью, получить характеристические маркеры и оценить состояния диастолического кровотока [2].

Метод Боженко основан на регистрации в локальной прекардиальной области низкочастотных колебаний, связанных с работой отдельных областей сердца. Он отличается своей доступностью, безопасностью, простотой применения и достаточно высокой информативностью.

Однако в настоящее время метод Боженко не стал обязательной процедурой скрининг-диагностики из-за отсутствия простых в обращении и надежных в принятии диагностических решений приборов [3].

В этой связи представляет интерес устройство регистрации поликардиосигналов, чувствительный элемент которого выполнен на основе современных пьезоэлектрических материалов [4]. В указанном патенте представлена функциональная схема прибора. Вместе с тем, результаты его практической реализации в значительной степени зависят от схемотехники устройств первичной обработки информации, в частности от схемы измерителя заряда и схемы аналогового дифференцирующего устройства. Разработка указанных схем является предметом данной работы.

Принцип действия и функциональная схема измерителя сейсмокардиосигналов

Следует отметить, что в данной работе под сейсмокардиосигналами понимается группа синхронно регистрируемых сигналов, характеризующих такие параметры колебательного движения, как перемещение (апекскардиограмма АКГ), скорость (сейсмокардиограмма СКГ) и виброкардиограмма (ВКГ). Предполагается, что источниками этих сигналов являются механические перемещения отдельных участков сердца, а частотный диапазон этих сигналов лежит в пределах 0,5 – 20 Гц. Синхронная регистрация этих сигналов позволяет повысить эффективность их фазового анализа.

Фазовый анализ заключается в выделении характерных точек на графиках регистрируемых сигналов и дальнейшем сравнении временных отрезков, ограниченных этими точками. Для автоматизации обработки сигналов в части распознавания характерных точек, необходимо получить производные от полученных сигналов. В данном устройстве дифференциатор реализован на основе численных методов.

Функциональная схема измерителя представлена на рис.1.

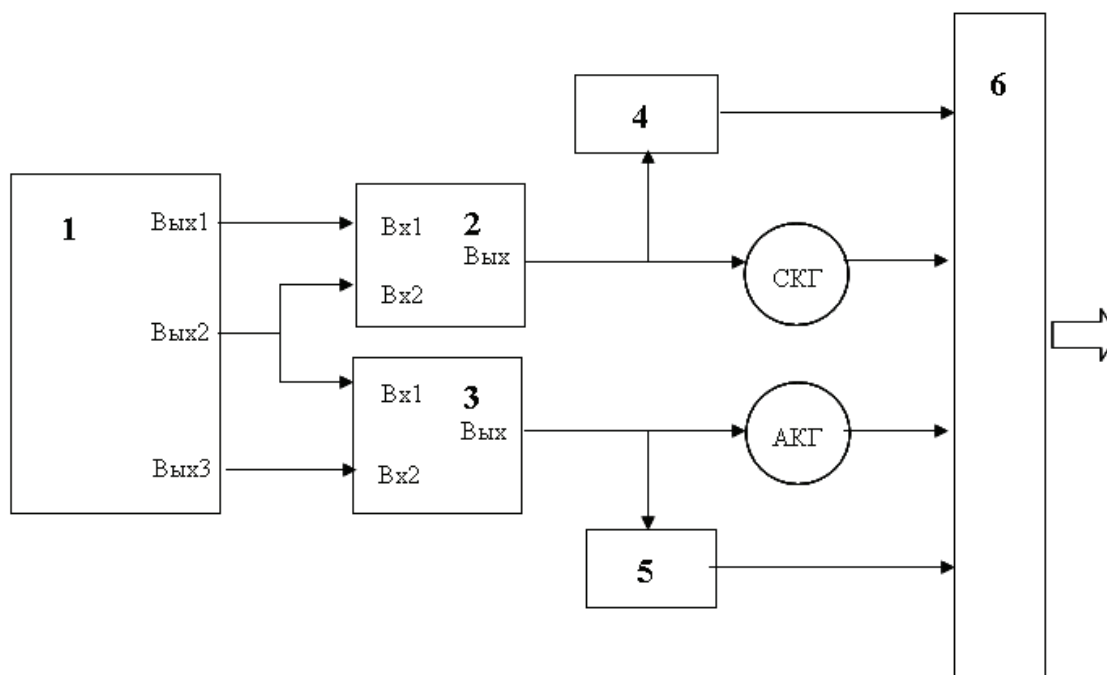


Рис.1. Функциональная схема измерителя сейсмокардиосигналов

Преобразователь 1 регистрирует перемещение и скорость колебаний грудной клетки в верхушечной области сердца. С выхода преобразователя эти сигналы поступают соответственно на усилитель напряжения 3 и усилитель заряда 2. В блоках 4 и 5 осуществляется дифференцирование сигналов. Все сигналы подаются на мультиплексор 6 для передачи в ЭВМ дальнейшей обработки.

Более детально, конструкция преобразователя изображена на рис. 2.

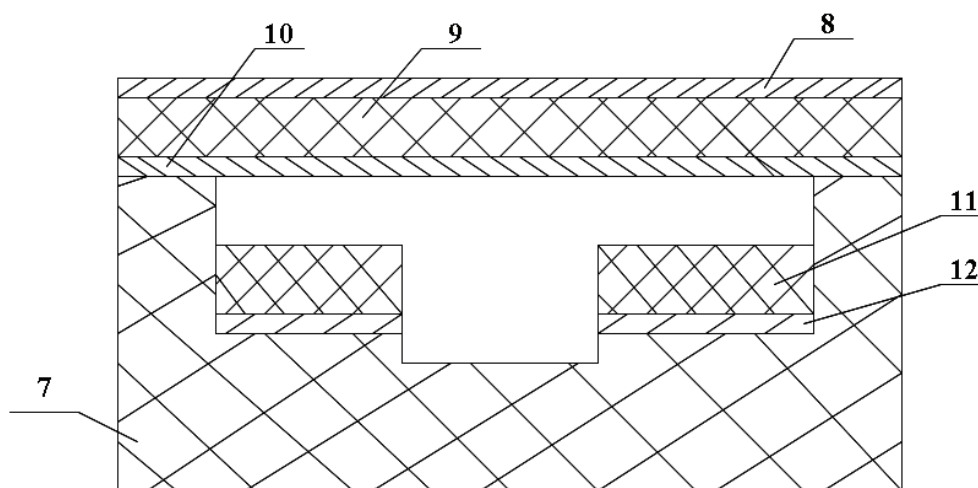


Рис. 2. Конструкция преобразователя

Преобразователь включает корпус 7, входное отверстие которого закрыто упругой мембраной 9. Мембрана выполнена из пьезоэлектрической полимерной пленки с металлизированными поверхностями и является пьезоэлектрическим чувствительным элементом, регистрирующим сейсмокардиограмму. В корпусе преобразователя к его задней стенке прикреплен своей металлизированной поверхностью 12 электрет 11, который имеет центральное отверстие, где размещаются контактные проводники, не показанные на рис.2.

Рассматриваемое устройство регистрации сейсмокардиосигналов закрепляется на груди с помощью резинового ремня, который позволяет установить необходимую величину прижатия устройства к поверхности грудной клетки. Под влиянием вибраций, передающихся через грудную клетку от работающего сердца, происходят колебания мембраны, выполняющей роль пьезоэлектрического микрофона. Вследствие прямого пьезоэффекта сигнал с металлизированных поверхностей – внешнего электрода 8 и внутреннего электрода 10 подается на вход развязывающего усилителя заряда 2. Выход усилителя заряда 2 является каналом сигнала СКГ.

Внутренний электрод 10 колеблющейся мембраны 9 выполняет роль подвижной обкладки электретного микрофона, образованного неподвижно закрепленным электретом 11 с металлизированной поверхностью 12 и внутренним электродом 10. Вследствие колебаний мембраны, и, следовательно, внутреннего электрода 10 изменяется емкость между внутренним электродом 10 и металлизированной поверхностью 12. Из-за постоянного внутреннего электростатического поля, созданного электретом 11, изменяется напряжение между внутренним электродом 10 и металлизированной поверхностью 12. Величина напряжения пропорциональна перемещению мембраны.

Реализация чувствительного элемента, регистрирующего перемещение мембраны, на принципах функционирования электретного микрофона позволяет расширить рабочий диапазон в сторону нижних частот. Сигнал с внутреннего электрода 10 и металлизированной поверхности 12 подается на развязывающий усилитель напряжения 3.

Схема усилителя заряда

Усиление сигналов с пьезоэлементов имеет свои особенности. Эти особенности схемотехнически могут быть реализованы по-разному. Рассмотрев достоинства и недостатки различных схем, предлагается принципиальная схема усилителя заряда с трехполюсником в цепи обратной связи, представленная на рис. 3.

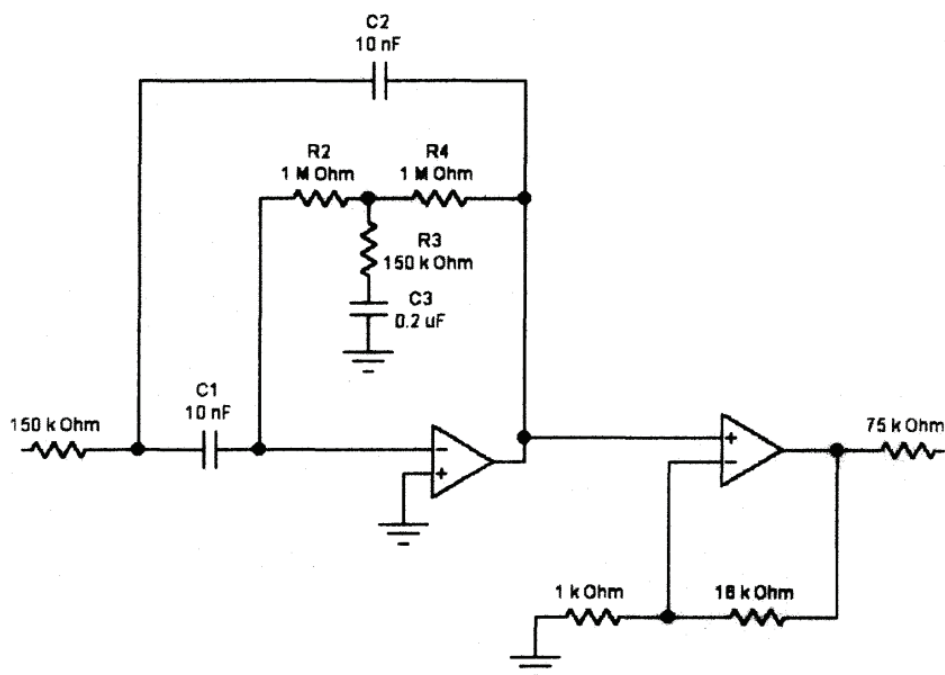


Рис. 3. Схема электрическая принципиальная усилителя заряда

Произведем расчет этой схемы. При расчете будем считать, что:

- операционный усилитель является идеальным и имеет бесконечно большой коэффициент усиления. Это означает, что даже незначительное напряжение на входе переводит усилитель без обратной связи в насыщение. Поэтому будем считать, как это рекомендуется в литературе, что напряжение между прямым и инверсным входами равно нулю, а потенциал узла, образованного C_1 и R_2 также равен нулю;

- входной ток усилителя равен нулю;
- входной сигнал, подаваемый на схему, равен e_c .

С учетом сделанных замечаний, получим эквивалентную схему усилителя (рис. 4).

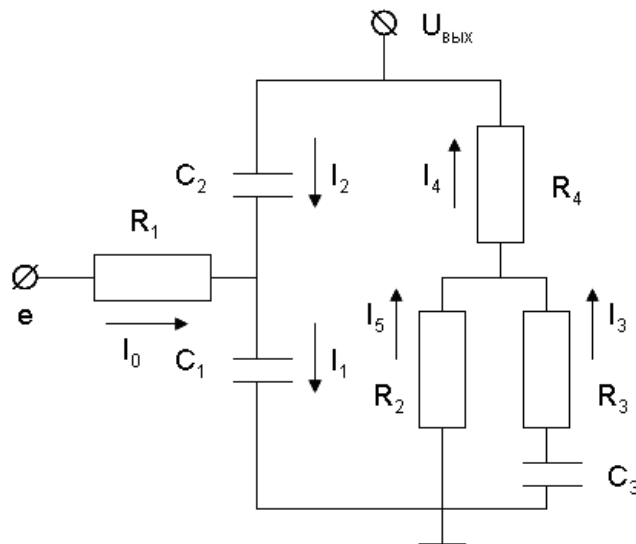


Рис. 4. Эквивалентная схема усилителя заряда

Используя первый и второй законы Кирхгофа, опишем динамику системы и представим ее в нормальной форме Коши. Для первого узла напомним следующее уравнение для токов:

$$I_{C_2} = I_{C_1} - I_{\text{ex}}$$

или

$$C_2 \dot{U}_{C_2} = C_1 \dot{U}_{C_1} - \frac{U_{R_1}}{R_1}; \quad (1)$$

Для входного контура по второму закону Кирхгофа $e = U_{R_1} + U_{C_1}$; отсюда $U_{R_1} = e - U_{C_1}$.

Подставим U_{R_1} в (1) и получим

$$C_2 \dot{U}_{C_2} = C_1 \dot{U}_{C_1} - \frac{e}{R_1} + \frac{U_{C_1}}{R_1}$$

Отсюда

$$\dot{U}_{C_1} = \frac{C_2}{C_1} \dot{U}_{C_2} + \frac{e}{C_1 R_1} + \frac{U_{C_1}}{C_1 R_1}$$

С другой стороны имеем

$$C_1 R_2 \dot{U}_{C_1} = U_{C_3} + \frac{R_3 e}{R_1} - \frac{R_3 U_{C_1}}{R_1}.$$

При составлении этого уравнения учли то, что входной ток операционного усилителя равен нулю. Поэтому, как это видно из схемы (рис. 4), $I_{C_3} = I_{R_2}$. Здесь также учли инвертирующее свойство ОУ.

Поэтому получим

$$\dot{U}_{C_1} = \frac{1}{C_1 R_2} U_{C_3} + \frac{R_3}{C_1 R_1 R_2} e - \frac{R_3}{C_1 R_1 R_2} U_{C_1} \quad (2)$$

После подстановки в (2) выражения для $\dot{U}_{C_1}$, получим

$$\frac{1}{C_1 R_2} U_{C_3} + \frac{R_3}{C_1 R_1 R_2} e - \frac{R_3}{C_1 R_1 R_2} U_{C_1} = \frac{C_2}{C_1} \dot{U}_{C_2} + \frac{e}{C_1 R_1} - \frac{U_{C_1}}{C_1 R_1}$$

Выполнив преобразования

$$\frac{C_2}{C_1} \dot{U}_{C_2} = U_{C_1} \left(\frac{1}{C_1 R_1} - \frac{R_3}{C_1 R_1 R_2} \right) + \frac{1}{C_1 R_2} U_{C_3} + \left(\frac{R_3}{C_1 R_1 R_2} - \frac{1}{C_1 R_1} \right) e,$$

получим

$$\dot{U}_{C_2} = U_{C_1} \left(\frac{1}{C_2 R_1} - \frac{R_3}{C_2 R_1 R_2} \right) + \frac{1}{C_2 R_2} U_{C_3} + \left(\frac{R_3}{C_2 R_1 R_2} - \frac{1}{C_2 R_1} \right) e \quad (3)$$

Уравнение для второго контура имеет вид

$$C_1 R_2 \dot{U}_{C_1} = U_{C_3} + R_3 C_3 U_{C_3}$$

После подстановки получим

$$\dot{U}_{C_3} = \frac{1}{R_1 C_3} e - \frac{1}{R_1 C_3} U_{C_1} \quad (4)$$

Представив уравнения (2), (3) и (4) в нормальной форме Коши, получим матрицы A , B и C , которые имеют вид:

$$\dot{U}(t) = AU(t) + BE(t)$$

$$U_{\text{вых}} = C \cdot U(t)$$

Здесь

$$A = \begin{bmatrix} -\frac{R_3}{C_1 R_1 R_2} & 0 & \frac{1}{C_1 R_2} \\ \left(\frac{1}{C_2 R_1} - \frac{R_3}{C_2 R_1 R_2} \right) & 0 & \frac{1}{C_2 R_2} \\ -\frac{1}{R_1 C_3} & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad B = \begin{bmatrix} \frac{R_3}{C_1 R_1 R_2} \\ \frac{R_3}{C_2 R_1 R_2} - \frac{1}{C_2 R_1} \\ \frac{1}{R_1 C_3} \end{bmatrix} \quad C = [1 \quad 1 \quad 0] \quad U = \begin{bmatrix} U_{C_1} \\ U_{C_2} \\ U_{C_3} \end{bmatrix} \quad E = \begin{bmatrix} e(t) \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}$$

Используя эти уравнения, получим матричную частотную характеристику усилителя

$$H(j\omega) = C(j\omega I - A)^{-1} B,$$

которая позволяет определить номиналы элементов, обеспечивающих заданную полосу пропускания. Эти номиналы указаны на схеме.

<http://sntbul.bmstu.ru/doc/544774.html>

Алгоритм дифференцирования

Дифференцирование регистрируемых сигналов можно реализовать как на аналоговых устройствах, так и численными методами. В данной работе дифференцирование осуществлялось численными методами. Взяв за основу методику сравнительного анализа, изложенную в [5], были рассмотрены следующие алгоритмы численного дифференцирования:

1) кусочно-линейная оценка производной:

$$x'(t_i) = \frac{x(t_{i+1}) - x(t_i)}{h},$$

где $x(t_i)$ - отдельно взятое значение непрерывной функции $x(t)$, а h - период времени между выборками;

2) оценка производной по трем точкам:

$$x'(t_i) = \frac{x(t_{i+1}) - x(t_{i-1}))}{2h};$$

3) оценка производной по пяти точкам:

$$x'(t_i) = \frac{x(t_{i-2}) - 8x(t_{i-1}) + 8x(t_{i+1}) - 2x(t_{i+2}))}{12h};$$

4) оценка производной, используя дискретные преобразования Фурье (ДПФ), определяются как

$$\hat{x}'(t) = DFT^{-1}[jn\omega_0 \cdot Y(n\omega_0)], n = 0, 1, \dots, 12,$$

где ω_0 – основная частота сигнала. В рассматриваемом случае техника ДПФ включала дифференцирование частот первых двенадцати гармоники исследуемого сигнала.

В качестве тестового сигнала использовали следующую косинусоиду:

$$x(t) = \sum_{n=1}^{12} \frac{15}{n^2} \cdot \cos(n\omega_0 t), t = 0, t_s, 2t_s, \dots, (N-1)t_s,$$

где ω_0 - основная частота сигнала, N - число выбранных точек в одном периоде сигнала, а t - является временем между выборками, необходимое для получения N точек за период. Энергетический вклад 12-ой гармоники при тестовых сигналах составляет приблизительно 0,43%. Если к этому сигналу добавить шумовую компоненту, в форме Гауссова белого шума, то отношение сигнал-шум определяется как

$$SNR_{IN} = 10 \log_{10} \cdot \frac{\sum_{t=1}^N [x(t)]^2}{\sum_{t=1}^N [n(t)]^2},$$

где $x(t)$ - сигнал, $n(t)$ – шум, N - число элементов данных в одном периоде сигнала.

Наилучшие результаты по критерию отношения сигнал-шум показал метод оценки производной с использованием дискретного преобразования Фурье.

Разработанные схемы и алгоритмы, а также экспериментальная апробация макета устройства подтвердили его работоспособность и пригодность для скрининг-диагностики на основе диастолических маркеров функционального состояния сердечной мышцы.

Список литературы

1. Юзбашев З.Ю. Спирин В.Ф., Буянов Е.С. Систолическая и диагностическая дисфункция в ранней диагностике заболеваний сердца. Опыт применения сейсмокардиографии в превентивной кардиологии. Саратов: Изд-во Сарат. ун-та, 2009. 172 с.
2. Юзбашев З.Ю. Сейсмокардиография в медицине труда. Саратов: Издательство «КУБиК», 2011. 227 с.
3. Беленков Ю.Н. Парадоксы сердечной недостаточности / Ю.Н. Беленков, Ф.Т. Агеев, В.Ю. Мареев // Сердечная недостаточность. 2000. № 1. URL: http://www.consilium-medicum.com/media/heart/00_01/40.shtml (дата обращения: 21.02.2007).
4. Устройство регистрации поликардиосигналов: Патент 2395231 РФ / Т.И. Булдакова, Е.С. Кузьменко, С.И. Суятинов. Заявл. 17.04.09; опубл. 27.07.10. Бюлл. №21.
5. Periyalwar S. etc. An Adaptive “Wiener” Filter for Estimating the Time-Derivative of the Left Ventricular Pressure // Signal IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 1990. Vol. 37, No. 4. Pp. 417-420.