

Термометрическое устройство для мониторинга колебаний объемного кровенаполнения на основе фильтра высоких частот

Аннотация

Разработано устройство для преобразования колебаний температуры кожи в колебания объемного кровенаполнения. Работа устройства основана на использовании фильтра высоких частот Саллена-Кея, воспроизводящего тепловые свойства кожи человека. Продемонстрировано восстановление колебаний объемного кровенаполнения из сигнала колебаний температуры кистей с использованием разработанного устройства. Отмечены перспективы медицинского применения разработанного устройства в эндотелиальном, нейрогенном и миогенном диапазонах частот.

Введение

В настоящее время среди инструментальных методов диагностики нарушений периферической микрогемодинамики наиболее распространены методы лазерной доплеровской флоуметрии, фотоплетизмографии, импедансной реографии, сфигмографии, а также инфракрасной термографии [1]-[3]. Помимо вышеперечисленных, в исследовательской практике находят применение метод контактной термометрии. При этом одновременная регистрация колебаний температуры кожи и кожного кровотока демонстрирует различие форм сигналов [4]-[6], что затрудняет прямое использование термометрии в качестве средства анализа гемодинамических процессов.

Вместе с тем в серии работ установлено наличие амплитудных и фазовых соотношений между колебаниями температуры кожи и объемным кровотоком [7], [8], что свидетельствует о наличии возможности определения второго сигнала при известной форме колебаний первого. Предложен ряд методик для преобразования колебаний температуры кожи в колебания кровотока [9]-[11].

Цель данной работы состоит в аппаратной реализации устройства, предназначенного для преобразования колебаний температуры кожи в колебания объемного кровенаполнения в режиме реального времени, основанного на использовании фильтра высоких частот.

В перспективе разработка такого устройства может способствовать расширению диагностических возможностей контактной термометрии и двумерной визуализации гемодинамики при использовании тепловизионной камеры.

Материалы и методы

Аналогия свойств кожи и фильтра нижних частот

В соответствии с данной аналогией, тепловые волны, возникающие в глубине кожи, как следствие колебаний объемного кровенаполнения (ОК) распространяются к поверхности кожи, формируя колебания ее температуры [9]-[11]. При своем распространении тепловые волны испытывают затухание амплитуды и фазовый сдвиг, которые описываются амплитудно-частотной (АЧХ) и фазо-частотной (ФЧХ) характеристиками фильтра нижних частот. Таким образом, для восстановления сигнала ОК необходимо выполнить обратное преобразование, а именно модифицировать спектральные составляющие сигнала температуры с учетом поправок на амплитудные и фазовые изменения. Для реализации такого восстановления используемый фильтр должен иметь параметры АЧХ и ФЧХ фильтра высоких частот (ФВЧ), определяемые формулами (1) и (2) соответственно [7], [8]:

$$Amp(f, z) = \exp\left(z \cdot \sqrt{\frac{\pi f}{\chi}}\right); \quad (1)$$

$$Phase(f, z) = -z \sqrt{\frac{\pi f}{\chi}}, \quad (2)$$

где f – частота колебаний экспериментального сигнала, Гц; z – толщина кожи (1,5 мм); $\chi = \lambda / (c\rho)$ – температуропроводность, m^2/c ; λ – коэффициент теплопроводности [0,3 Вт/(м·К)]; ρ – плотность (1100 кг/м³); c – удельная теплоемкость [3500 Дж/(кг·К)]. Числовые значения физических величин, используемых для вычисления характеристик (1) и (2), выбраны на основе данных работ [5], [12], [13].

При подаче температурного сигнала на вход устройства с АЧХ (1) и ФЧХ (2) на выходе должен формироваться электрический сигнал, пропорциональный динамике объемного кровенаполнения. Трудности в проектировании описанного устройства состоят в том, что АЧХ кожи имеет нелинейный вид, который сложно аппроксимируется стандартными схемами фильтров высоких частот, поэтому в рассматриваемой работе возникла необходимость использовать активный фильтр Саллена-Кея и точно подобрать частоту резонанса, определяющую вид АЧХ данного фильтра. При адекватном подборе вида АЧХ, соответствующего выражению (1), также необходимо было одновременно обеспечить вид ФЧХ, соответствующий выражению (2).

Конвертация экспериментального сигнала

Для того чтобы оценить качество восстановления сигнала ОК, на вход устройства подавался экспериментальный сигнал температуры. Далее сигнал ОК, полученный с выхода устройства – $BF^*(t)$ (от англ. blood filling), сопоставлялся с экспериментальным сигналом объемного кровенаполнения $BF(t)$, полученным при помощи метода отражательной фотоплетизмографии (ФПГ). После этого вычислялся коэффициент корреляции Пирсона между сигналами $BF^*(t)$ и $BF(t)$, измеренными в состоянии физиологического покоя и при проведении окклюзионной пробы.

Регистрация температуры и гемодинамики

Экспериментальный сигнал колебаний температуры на поверхности кожи регистрировался прибором МИТ 2.05М при помощи термопары К-типа с чувствительностью 0,01 °С. Контроль однородности пространственного распределения температуры осуществлялся инфракрасной камерой «ThermaCam SC 3000 FLIR Systems» (Швеция) с температурной чувствительностью 0,02 °С. Контроль пространственного распределения температуры показал, что динамика температуры конечностей в состоянии покоя и окклюзии была обусловлена в основном физиологическими процессами и не имела значимых шумовых воздействий, связанных с колебаниями температуры окружающей среды и побочных источников ИК-излучения и т. п.

Экспериментальный сигнал ОК регистрировался методом отражательной фотоплетизмографии с использованием светодиода с длиной волны 850 нм. Полученный ФПГ-сигнал поступал на модуль аналого-цифрового преобразователя «L-Card E14-440», где оцифровывался с частотой 50 Гц и передавался на компьютер. Далее сигнал $BF(t)$ определялся из ФПГ-сигнала; для этого выделялись точки систолических максимумов пульсовых волн и по найденным точкам строилась огибающая.

Температурные и ФПГ-данные регистрировались на дистальной фаланге указательного пальца правой руки испытуемого без нарушений регуляции периферического кровотока. Во время записи сигнала температуры и ФПГ проводилась окклюзионная проба. Использовался следующий временной протокол: состояние покоя – 10 мин, период полной окклюзии кровотока – 3 мин, постокклюзионный период – 10 мин. Окклюзия создавалась в области предплечья при помощи компрессионной манжеты, давление воздуха в которой нагнеталось до уровня 180 мм рт. ст.

Результаты и их обсуждение

В результате анализа вариантов построения и способов комбинации фильтров различных типов [14]-[17] была разработана электрическая схема (рис. 1), имеющая АЧХ и ФЧХ, близкие к характеристикам кожи человека [см. выражения (1), (2)]. На основе данной схемы было собрано устройство для преобразования сигнала колебаний температуры в сигнал колебаний объемного кровенаполнения.

Номиналы элементов активного фильтра высоких частот Саллена-Кея (I на рис. 1) определяют форму и крутизну АЧХ. Для корректировки ФЧХ используется фазовый фильтр (II), выполняющий сдвиг фазы частотных составляющих сигнала друг относительно друга без изменения их амплитуды. Далее сигнал усиливается при помощи неинвертирующего усилителя III. Повторитель напряжения VI используется для согласования выходного сопротивления фильтра с входным сопротивлением АЦП.

Передачная характеристика схемы устройства описывается следующим выражением:

$$H^*(f) = - \frac{(i \cdot 2\pi f)^2 \cdot \left(1 + \frac{R3}{R4}\right)}{(i \cdot 2\pi f)^2 + (i \cdot 2\pi f) \left(\frac{1}{R2C1} + \frac{1}{R2C2} - \frac{R3}{R1R4C1}\right) + \frac{1}{R1R2C1C2}} \times \frac{1 - (i \cdot 2\pi f) \frac{R6}{R5} \cdot R7C3}{1 + (i \cdot 2\pi f) \cdot R7C3} \cdot \left(\frac{R8}{R9} + 1\right). \quad (3)$$

В результате подбора номиналов радиоэлектронных компонентов схемы были получены характеристики АЧХ и ФЧХ, которые наиболее близко совпадают с характеристиками, описывающими свойства кожи человека. Сопоставление АЧХ и ФЧХ для спроектированного устройства и модели кожи человека [выражения (1), (2)] демонстрирует рис. 2.

Для построения схемы устройства (рис. 1) использовались радиоэлементы со следующими номиналами: R1, R2, R5, R6 – 10 кОм; R3, R4, R9 – 1 кОм; R7, R8 – 100 кОм; C1, C2, C3 – 47 мкФ. В качестве операционного усилителя использовалась микросхема LM358.

В результате проверки работоспособности устройства на экспериментальном сигнале температуры был получен сигнал объемного кровенаполнения. На рис. 3а показан исходный температурный сигнал и BF(t), а на рис. 3б – сигнал кровенаполнения BF*(t) в сравнении с сигналом BF(t).

Выполнение аппаратной конвертации колебаний температуры в колебания объемного кровенаполнения привело к по-

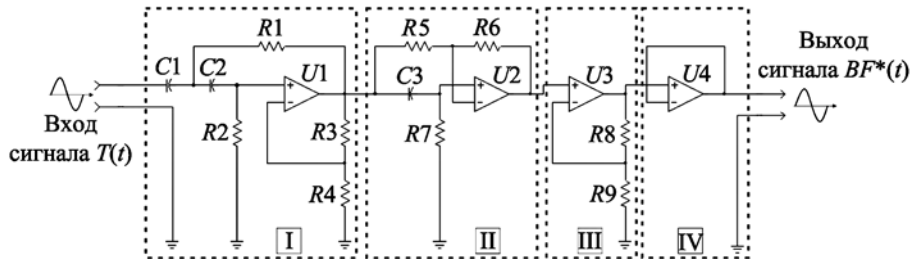


Рис. 1. Электрическая схема устройства. Основные функциональные узлы схемы: I – ФВЧ Саллена-Кея; II – фазовый фильтр; III – неинвертирующий усилитель; IV – цепь согласования

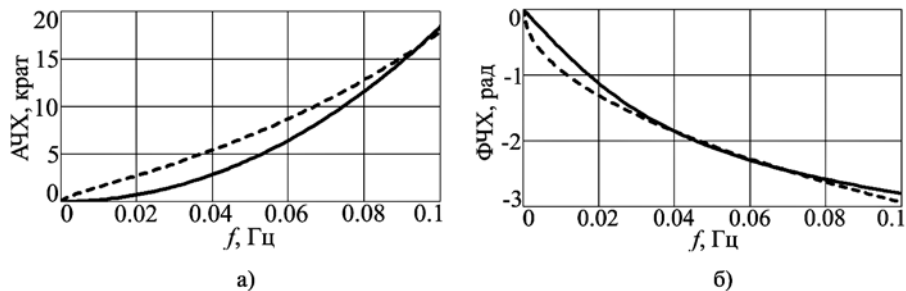


Рис. 2. Сравнение теоретической и экспериментальной характеристик схемы: а) АЧХ; б) ФЧХ. Пунктирными линиями изображены теоретические характеристики [формулы (1), (2)], сплошными линиями – характеристики разработанного устройства

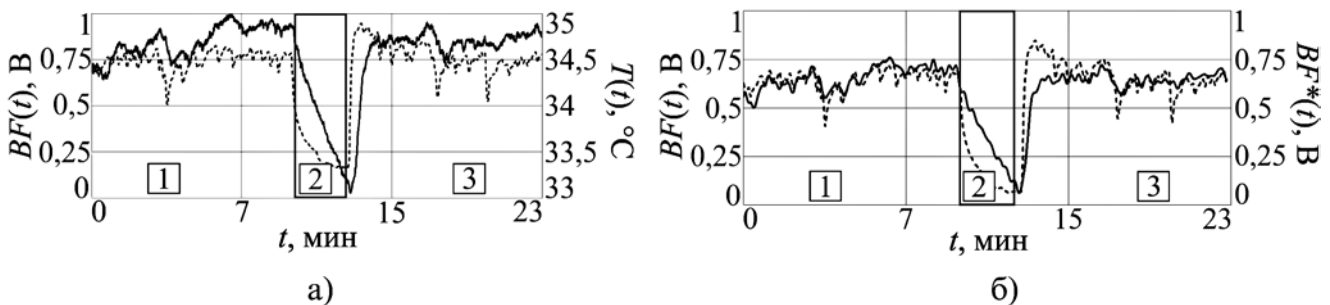


Рис. 3. Пример преобразования сигнала температуры T(t) в объемное кровенаполнение BF*(t): а) экспериментальные сигналы колебаний BF(t) (штриховая линия) и T(t) (сплошная линия) при проведении окклюзионной пробы; б) сравнение сигнала BF(t) с сигналом BF*(t), полученным с выхода разработанного устройства. Цифрами обозначены периоды: 1 – предокклюзионный; 2 – окклюзионный; 3 – постокклюзионный

вышению коэффициента корреляции Пирсона сигналов на рис. 3б от 0,68 до 0,84. Также на рис. 3б видно, что сигнал кровотока, полученный с выхода устройства, хорошо совпадает с сигналом объемного кровенаполнения в предокклюзионный и постокклюзионный периоды. Во время окклюзии наблюдается некоторое несоответствие формы сигналов, что может быть обусловлено небольшим расхождением амплитудно-частотной характеристики устройства с характеристикой кожи в области низких частот (рис. 2а).

Современная температурная оценка гемодинамики при разрешении 0,01 °С доступна в полосе частот до 0,1 Гц [18], [19], а при разрешении 0,0001 °С – вплоть до кардиальных колебаний [20], [21]. Следует полагать, что применение таких датчиков в комбинации с описанным здесь устройством (рис. 1) позволит расширить диапазон восстанавливаемых колебаний кровотока в область высоких частот. Помимо этого, разработанная схема также позволит расширить функциональные возможности существующих термометрических устройств для исследований параметров гемодинамики, в частности таких, как прибор «Vendys 2» фирмы «Endothelix» (США) и «Microtest 100WF» компании «ФМ Диагностика» (Россия) [22].

Заключение

Таким образом, при помощи разработанного устройства любой температурный датчик может использоваться как сенсор для регистрации колебаний объемного кровенаполнения кожи человека, что позволяет расширить функциональные возможности метода контактной термометрии для медицинских исследований. В перспективе разработанное устройство может применяться в первую очередь для диагностики заболеваний, связанных с нарушением периферической гемодинамики, например таких, как болезнь Рейно, вибрационная болезнь, а также осложнений сахарного диабета.

Работа выполнена при поддержке Совета по грантам Президента Российской Федерации для государственной поддержки молодых российских ученых-кандидатов наук (проект № МК-140.2021.4).

Список литературы:

1. *Рогаткин Д.А.* Физические основы современных оптических методов исследования микрогемодинамики *in vivo* // Медицинская физика. 2017. № 4. С. 75-93.
2. *Сагайдачный А.А.* Окклюзионная проба: методы анализа, механизмы реакции, перспективы применения // Регионарное кровообращение и микроциркуляция. 2018. № 17 (3). С. 5-22.
3. *Allen J., Howell K.* Microvascular imaging: Techniques and opportunities for clinical physiological measurements // Physiological Measurement. 2014. Vol. 35. № 7. P. R91.
4. *Burton A.C., Taylor R.M.* A study of the adjustment of peripheral vascular tone to the requirements of the regulation of body temperature // American Journal of Physiology. 1940. Vol. 129. PP. 566-577.
5. *Shitzer A., Stroschein L.A., Vital P., Gonzalez R.R., Pandolf K.B.* Numerical analysis of an extremity in a cold environment including countercurrent arterio-venous heat exchange // Journal of Biomechanical Engineering. 1997. Vol. 119. PP. 179-186.
6. *Sagaidachnyi A.A., Usanov D.A., Skripal A.V., Fomin A.V.* Correlation of skin temperature and blood flow oscillations / Optical Technologies in Biophysics and Medicine XIII. Saratov Fall Meeting. 2011. Proc. of SPIE. Vol. 8337. PP. 1-8.
7. *Sagaidachnyi A.A., Skripal A.V., Fomin A.V., Usanov D.A.* Determination of the amplitude and phase relationships between oscillations in skin temperature and photoplethysmography-measured blood flow in fingertips // Physiological Measurement. 2010. Vol. 35 (2). PP. 153-166.
8. *Сагайдачный А.А., Усанов Д.А., Скрипаль А.В., Фомин А.В.* Метод тепловизионной визуализации колебаний кожного кровотока в конечностях: модификация спектральных со-

ставляющих // Регионарное кровообращение и микроциркуляция. 2015. № 14 (1). С. 46-52.

9. *Сагайдачный А.А., Усанов Д.А., Скрипаль А.В., Фомин А.В.* Электротепловая аналогия свойств кожи и фильтра низких частот: взаимосвязь колебаний температуры и кожного кровотока в области конечностей // Математическая биология и биоинформатика. 2014. Т. 9. № 2. С. 309-318.
10. *Сагайдачный А.А., Волков И.Ю., Фомин А.В., Скрипаль А.В.* Закономерности распространения тепловой волны в модели биологической ткани и возможность термовизуализации вазомоторной активности периферических сосудов // Российский журнал биомеханики. 2019. Т. 23. № 2. С. 251-260.
11. *Sagaidachnyi A., Fomin A., Usanov D., Skripal A.* Real-time technique for conversion of skin temperature into skin blood flow: Human skin as a low-pass filter for thermal waves // Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering. 2019. Vol. 22 (12). PP. 1009-1019.
12. *Березовский В.А., Колотилов Н.Н.* Биофизические характеристики тканей человека / Справочник. – Киев: Наук. думка, 1990. 224 с.
13. *Федоров А.Е., Самарцев В.А., Кириллова Т.А.* О механических свойствах кожи человека // Российский журнал биомеханики. 2006. Т. 10. № 2. С. 29-42.
14. *Лэм Г.* Аналоговые и цифровые фильтры. – М.: Мир, 1982. 589 с.
15. *Кисель В.А.* Аналоговые и цифровые корректоры / Справочник. – М.: Радио и связь, 1986. 184 с.
16. *Пейтон А.Дж.* Аналоговая электроника на операционных усилителях. – М.: Бином, 1994. 352 с.
17. *Хоровиц П., Хилл У.* Искусство схемотехники. В 3-х томах. Т. 1 / Пер. с англ. 4-е изд., перераб. и доп. – М.: Мир, 1993. 413 с.
18. *Сагайдачный А.А., Фомин А.В., Волков И.Ю.* Предельные возможности современных тепловизоров как инструмента для исследования колебаний периферического кровотока человека в различных диапазонах частот // Медицинская физика. 2016. № 4. С. 84-93.
19. *Frick P., Mizveva I., Podtaev S.* Skin temperature variations as a tracer of microvessel tone // Biomedical Signal Processing and Control. 2015. Vol. 21. PP. 1-7.
20. *Cuadras A., Casas S.* High resolution temperature measurement [Biomedical applications] / Proceedings of Institute of Electrical and Electronics Engineers (IEEE) Sensors. 2004. PP. 1363-1368.
21. *Suvorov N., Belov A., Sergeev T., Kuliabin K., Anisimov A.* Novel method for recording high frequency human skin temperature oscillations / Proceeding of the 24th Conference of FRUCT Association. 2019. PP. 437-443.
22. *Зубарева Н.А., Подтаев С.Ю., Паршаков А.А.* Диагностика нарушений вазодилатации микрососудов кожи у больных с синдромом диабетической стопы при проведении локальной тепловой пробы // Регионарное кровообращение и микроциркуляция. 2015. № 14 (3). С. 27-33.

Андрей Александрович Сагайдачный,
канд. физ.-мат. наук, доцент,

Иван Юрьевич Волков,
аспирант,

Андрей Владимирович Фомин,
канд. физ.-мат. наук, ассистент,

Иван Сергеевич Залетов,
аспирант,

Анатолий Владимирович Скрипаль,
д-р физ.-мат. наук, профессор, зав. кафедрой,
кафедра медицинской физики,

Саратовский национальный исследовательский
государственный университет им. Н.Г. Чернышевского,

г. Саратов,

e-mail: andsag@yandex.ru