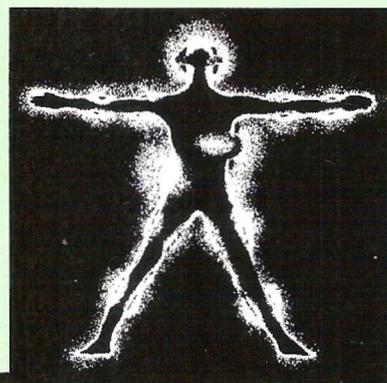


Biomedicine Radioengineering

ISSN 1560-4136

БИОМЕДИЦИНСКАЯ РАДИОЭЛЕКТРОНИКА



Входит в состав базы Russian Science Citation Index (RSCI) на платформе Web of Science

том 24, номер 3, 2021

В номере:

Роль коллагена COL6A1 в модуляции биомеханических характеристик сердечно-сосудистой системы в условиях длительной изоляции

Возможные механизмы воздействия электромагнитного телефона на слуховую систему детей и подростков

и др.



тел./факс: +7(495) 625-92-41
info@radiotec.ru



ПОДПИСНОЙ ИНДЕКС 47339 В «ОБЪЕДИНЕННОМ КАТАЛОГЕ. ПРЕССА РОССИИ. ГАЗЕТЫ И ЖУРНАЛЫ»

Научная статья

УДК 616-71

DOI: <https://doi.org/10.18127/j15604136-202103-04>

Влияние параметров цифровой фильтрации на форму пульсовой волны в фотоплетизмографии на отражение

Д.Г. Лапитан¹, А.А. Глазков², Д.А. Рогаткин³

¹⁻³ Московский областной научно-исследовательский клинический институт (МОНКИ) им. М.Ф. Владимирского (Москва, Россия)

¹ lapitandenis@mail.ru, ² staaglz@gmail.com, ³ rogatkin@medphyslab.com

Аннотация

Постановка проблемы. Фотоплетизмография (ФПГ) – оптический метод регистрации пульсовой волны (ПВ), распространяющейся по микрососудистому руслу ткани. Как правило, часто используемые при обработке ФПГ сигнала фильтры с бесконечной импульсной характеристикой (Баттерворта, Бесселя и т.д.) вносят искажения в сигнал ПВ. При этом, параметры фильтрации для более точного воспроизведения ПВ до сих пор не обоснованы.

Цель работы – изучение влияния параметров цифровой фильтрации, таких как полоса пропускания и порядок фильтра, на форму ПВ.

Результаты. В исследовании был использован цифровой полосовой фильтр Баттерворта. Нижняя частота среза фильтра менялась от 0.1 до 1 Гц, верхняя частота среза – от 2 до 10 Гц и порядок фильтра – от 2-го до 6-го. Было найдено, что увеличение нижней частоты среза полосовой фильтрации приводит к уменьшению амплитуды отраженной диастолической волны и искажению фронта прямой систолической волны. Уменьшение верхней частоты среза приводит к демпфированию диастолической выемки и фазовому сдвигу ПВ. Увеличение порядка фильтра приводит к уменьшению амплитуды отраженной волны. Минимальные искажения ФПГ сигнала наблюдались при нижней частоте среза 0.1 Гц, верхней – 10 Гц и порядке фильтра, равным 2. Таким образом, данные параметры полосовой фильтрации могут быть рекомендованы для обработки ФПГ сигналов с целью более точного морфологического анализа ПВ.

Практическая значимость. Полученные результаты позволяют создавать приборы для анализа формы ПВ с научно обоснованными медико-техническими требованиями к параметрам фильтрации.

Ключевые слова

Фотоплетизмография, фильтрация, пульсовая волна, искажение, контурный анализ

Для цитирования

Лапитан Д.Г., Глазков А.А., Рогаткин Д.А. Влияние параметров цифровой фильтрации на форму пульсовой волны в фотоплетизмографии на отражение // Биомедицинская радиоэлектроника. 2021. Т. 24. № 3. С. 37–47.

DOI: <https://doi.org/10.18127/j15604136-202103-04>

A brief version in English is given at the end of the article

Введение

Фотоплетизмография (ФПГ) – простой оптический метод регистрации изменений кровенаполнения в микрососудистом русле клеточной биоткани, который используется для оценки параметров сердечно-сосудистой системы [1]. Метод реализуется путем зондирования ткани некогерентным оптическим излучением видимого или ближнего инфракрасного диапазона длин волн и регистрации прошедшего насквозь или обратно рассеянного от ткани сигнала [2]. Регистрируемый в ФПГ сигнал состоит из постоянной компоненты (dc), обусловленной поглощением света неподвижными структурами ткани и неизменным объемом крови, и переменной компоненты (ac), которая образуется за счет артериальных пульсаций кровотока, дыхательной активности и т.д. Спектр клинических приложений метода ФПГ широк и включает в себя физиологический мониторинг артериальной сатурации крови кислородом (пульсоксиметрия), частоты пульса и его вариабельности, кровяного давления, сердечного выброса и дыхания, микрососудистого кровотока и жизнеспособности тканей, эндотелиальной и вазомоторной функ-

ции, терморегуляции и др. [1]. Однако морфологический анализ формы пульсовой волны (ПВ), выделяемой из переменной компоненты ФПГ сигнала, предоставляет другую важную информацию о состоянии сосудов (например, их жесткость, тонус, податливость и т.д.) [3, 4]. Следовательно, очень важно использовать правильную обработку сигналов, так как неправильная фильтрация может исказить форму ПВ [5]. Это особенно важно при использовании анализа второй производной ФПГ [6], а также в системах по определению скорости ПВ, в которых измеряется время распространения волны от одной точки тела до другой и, следовательно, временные характеристики ФПГ играют ключевую роль [7].

Как известно, ПВ состоит из прямой систолической и отраженной диастолической волн, а также разделяющей их дикротической выемки, характеризующей момент закрытия аортального клапана [5, 8]. При этом форма ПВ в ФПГ зависит от многих факторов, таких как длина волны зондирующего ткань источника излучения, место измерения, величина давления датчика на кожу, изменение эластичности стенок сосудов за счет возраста и т.д. [9–12]. В зависимости от задач исследователи используют различные алгоритмы обработки ФПГ-сигнала. Некоторые из них исследуют непрерывную обработку сигналов в режиме реального времени, другие фокусируются на удалении шумов движения из сигнала ФПГ [13–15], а третьи разрабатывают различные типы фильтров [16–18]. Большое распространение при обработке ФПГ-сигналов получили цифровые фильтры с бесконечной импульсной характеристикой (БИХ). В отличие от фильтров с конечной импульсной характеристикой (КИХ), они имеют более простую программную реализацию и позволяют проектировать классические аналоговые фильтры, такие как фильтры Баттерворта, Чебышева, Бесселя и т.д. [19]. Однако при этом, БИХ-фильтры менее стабильны и имеют нелинейную фазочастотную характеристику, что может приводить к фазовым искажениям обрабатываемого сигнала [19, 20]. Одним из наиболее используемых БИХ-фильтров при обработке ФПГ сигнала является фильтр Баттерворта, поскольку он имеет плоскую амплитудно-частотную характеристику в полосе пропускания, что гарантирует наименьшее искажение сигнала [18, 19].

Частотный диапазон ФПГ-сигнала составляет примерно 0,01...10 Гц [2]. При этом основные полезные гармоники сигнала сосредоточены в области низких частот. В 1 Гц наблюдаются наиболее сильные колебания, вызванные сокращениями сердца. Спектральные компоненты в диапазоне 0,15...0,4 Гц обусловлены дыханием и активностью парасимпатической нервной системы, а в диапазоне 0,01...0,15 Гц – автономной нервной системы [21]. Показано, что при увеличении нижней частоты среза полосовой фильтрации выше 0,2 Гц наблюдается искажение прямой и отраженной волн ПВ [22]. При уменьшении верхней частоты среза происходит демпфирование дикротической выемки ПВ. Было показано, что это не уменьшает точность измерения оксигенации крови в пульсоксиметрии [23]. Однако более детальных и систематических исследований на эту тему в литературе найти не удалось. В частности, более детально не было изучено влияние полосы пропускания фильтра на форму ПВ, в связи с чем оптимальный частотный диапазон фильтрации ФПГ-сигнала для более точного воспроизведения формы ПВ до сих пор не обоснован.

Ц е л ь р а б о т ы – изучение влияния параметров цифровой фильтрации, таких как полоса пропускания и порядок фильтра, на форму ФПГ-сигнала и на его амплитудно-временные характеристики применительно к задаче контурного анализа ПВ.

Материалы и методы

Оборудование. Исследования были проведены при помощи разработанного ранее многофункционального прибора для неинвазивной оценки перфузии ткани кровью, работающего в режиме ФПГ на отражение [24]. Прибор представляет собой небольшой электронный блок, к которому подключается оптический датчик, закрепляемый на руке или ноге обследуемого. Электронный блок подключается к компьютеру посредством интерфейса USB, что позволяет проводить цифровую обработку регистрируемых ФПГ-сигналов. Оптический датчик состоит из трех светодиодов (L-7104GC, Kingbright, Taiwan) и кремниевого фотодиода (TEFD4300, Vishay, USA). При этом светодиоды располагаются на равном расстоянии друг от друга и на расстоянии 5 мм от центра фотодиода для обеспечения равномерного освещения объема биоткани [25]. Светодиоды излучают зеленый свет в диапазоне длин волн 560...580 нм, при этом

максимум излучения приходится на изобестическую точку 568 нм. Поглощение света на этой длине волны окси- и дезоксигемоглобином примерно одинаково, что позволяет исключить влияние уровня сатурации крови кислородом на результаты измерений [9, 26]. К тому же, зеленый свет наиболее чувствителен к пульсациям крови за счет его сильного поглощения, что позволяет получать ФПП-сигнал с максимальным соотношением сигнал/шум [27]. Обратный рассеянный от кожи сигнал регистрируется фотодиодом оптического датчика, преобразуется в напряжение и усиливается, оцифровывается при помощи 16-битного аналого-цифрового преобразователя (ADS8320EB, Texas Instruments, USA) с частотой дискретизации 320 Гц и передается на компьютер для дальнейшей обработки.

Испытуемые и протокол измерения. Запись сырых ФПП-сигналов была проведена на 20 здоровых молодых добровольцах (10 мужчин и 10 женщин), являющихся сотрудниками ГБУЗ МО МНИКИ им. М.Ф. Владимирского. Средний возраст испытуемых составил $27 \pm 3,6$ лет. Измерения проводились в положении лежа на спине. До начала эксперимента испытуемые отдыхали в положении лежа не менее 15 мин. Запись сырого сигнала проводилась с дистальной фаланги указательного пальца левой руки в течение 40 с, далее он сохранялся на компьютере для дальнейшей обработки.

Все процедуры, выполненные в исследовании, соответствуют этическим принципам Хельсинкской декларации (пересмотр от 2013 г.) и были одобрены Независимым комитетом по этике ГБУЗ МО МНИКИ им. М.Ф. Владимирского (протокол № 13 от 7 ноября 2019 г.). От каждого из включенных в исследование участников было получено информированное добровольное согласие.

Обработка сигналов. Записанные сигналы были обработаны в среде LabView (National Instruments, USA), алгоритм обработки представлен на рис. 1,а. Сначала сырой ФПП-сигнал инвертировался и из него вычиталась постоянная компонента. Она вычислялась при помощи скользящего среднего с шириной окна, равной 1 с:

$$dc = \frac{\sum_{i=1}^N x_i}{N}, \quad (1)$$

где x_i – значение i -го отсчета ФПП-сигнала, $N = 320$.

Далее сигнал обрабатывался полосовым фильтром Баттерворта и нормировался на амплитуду прямой волны для корректного сравнения разных типов фильтрации [11]. Таким образом, выходной сигнал ПВ находился в диапазоне 0–1 отн. ед. Для оценки обусловленных фильтрацией изменений формы ПВ обработанные сигналы сопоставлялись с исходным опорным сигналом, который не проходил фильтрацию (рис. 1,а).

Сначала, для обоснования границ полосовой фильтрации по записанным сигналам, была определена частота сердечных сокращений (ЧСС). Ее среднее значение составило $71,8 \pm 14,8$ уд/мин ($1,2 \pm 0,25$ Гц) для всех испытуемых. На первом этапе было оценено влияние нижней частоты среза полосового фильтра Баттерворта на форму ПВ. Для этого один и тот же сигнал отфильтровывался в диапазонах 0,1...10 Гц, 0,5...10 Гц и 1...10 Гц. Полученные сигналы сравнивались между собой и

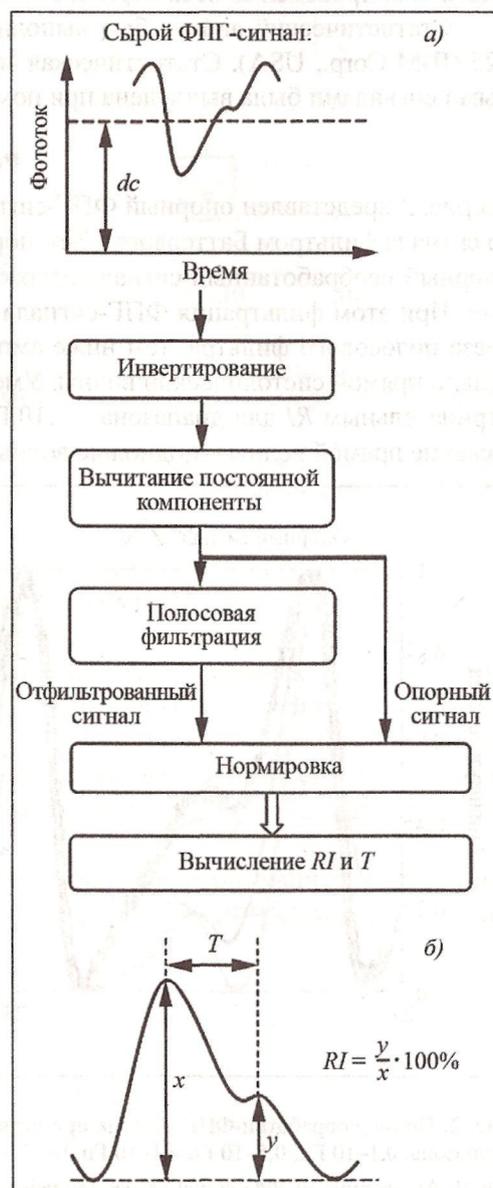


Рис. 1. Алгоритм цифровой обработки сырого ФПП-сигнала (а). Анализ формы ПВ (б)

Fig. 1. Algorithm for digital processing of the raw PPG signal (a). Pulse waveform analysis (b)

с опорным сигналом. На втором этапе исследовалось влияние верхней частоты среза полосового фильтра Баттерворта на фотоплетизмограмму, для чего сигнал отфильтровывался в диапазонах 0,1...10 Гц, 0,1...5 Гц и 0,1...2 Гц. И на третьем этапе было оценено влияние порядка фильтра Баттерворта (2-, 4- и 6-го) на форму ПВ.

Для оценки формы ПВ рассчитывались индекс отражения (RI , %) и временная задержка между диастолическим и систолическим пиками (T , мс) (рис. 1, б). RI определяется как отношение амплитуды отраженной волны y к амплитуде прямой волны x и характеризует состояние тонуса мелких артерий (артериол) [5]. Временная задержка между пиками T связана со временем прохождения ПВ от корня подключичной артерии до места отражения и обратно и является важным параметром в оценке жесткости стенок аорты [5]. В случае, когда отраженная волна слабая и четкого пика на спаде ПВ не наблюдалось, то в качестве диастолического пика использовалась точка перегиба. Расчет индексов для каждого испытуемого был проведен за весь период записи и усреднен по всем импульсам.

Статистический анализ был выполнен при помощи программного обеспечения IBM SPSS Statistics v25 (IBM Corp., USA). Статистическая значимость различий индексов между отфильтрованными и опорными сигналами была вычислена при помощи парного t -критерия Стьюдента для зависимых выборок.

Результаты и обсуждение

На рис. 2 представлен опорный ФПГ-сигнал и сигналы, полученные путем полосовой фильтрации опорного сигнала фильтром Баттерворта 2-го порядка с разной нижней частотой среза (0,1; 0,5 и 1 Гц). Как видно, опорный необработанный сигнал содержит высокочастотные помехи, которые подавляются при фильтрации. При этом фильтрация ФПГ-сигнала приводит к искажениям формы ПВ – чем выше нижняя частота среза полосового фильтра, тем ниже амплитуда отраженной волны и тем дальше она смещается относительно прямой систолической волны. Уменьшение амплитуды отраженной волны приводит, в том числе, к отрицательным RI для диапазона 1...10 Гц. При увеличении нижней частоты среза также происходит искажение прямой волны – подножие волны становится менее острым и фронт волны менее крутым.

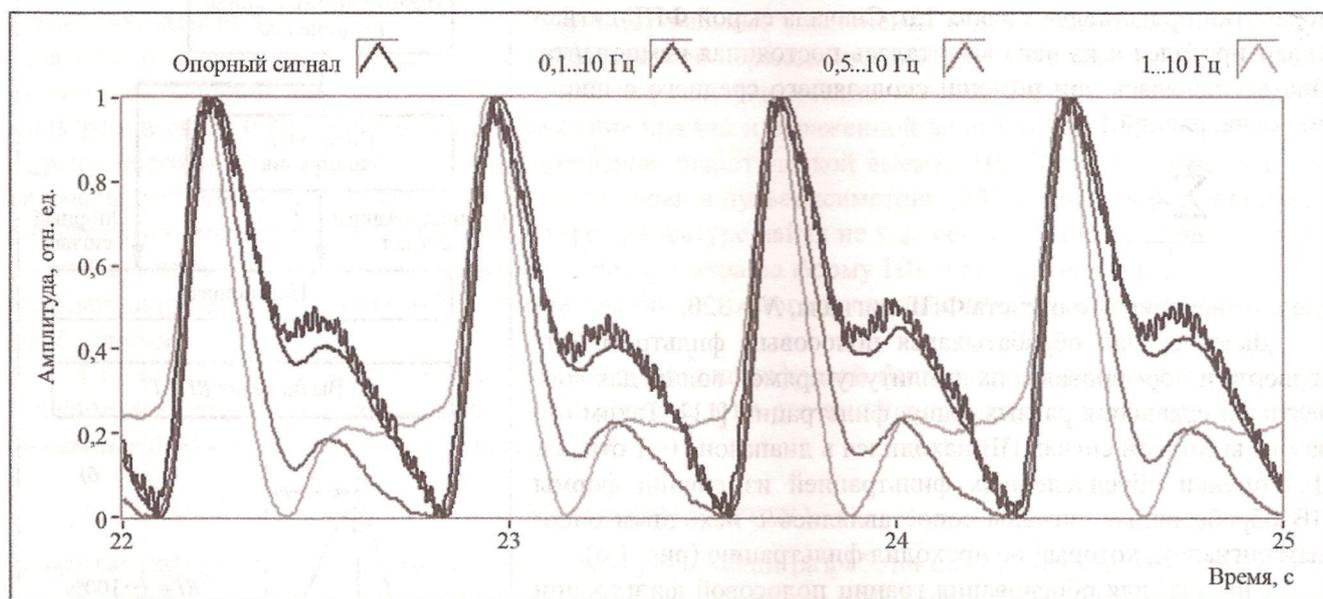


Рис. 2. Пример обработки ФПГ сигнала при помощи фильтра Баттерворта 2-го порядка с разной нижней границей частотного диапазона: 0,1–10 Гц; 0,5–10 Гц и 1–10 Гц, ЧСС = 87 уд/мин (1,45 Гц)

Fig. 2. An example of PPG signal processing using a 2nd order Butterworth filter with a different lower limit of the frequency range: 0,1–10 Hz; 0,5–10 Hz and 1–10 Hz, Heart rate = 87 bpm (1,45 Hz)

Для оценки искажений ПВ, вызванных фильтрацией, были рассчитаны отклонения индексов RI и T от опорного сигнала. Отклонение индекса отражения было рассчитано как $\Delta RI = RI_{\text{filter}} - RI_{\text{ref}}$, где RI_{filter} – индекс отражения отфильтрованного сигнала и RI_{ref} – индекс отражения опорного сигнала. Аналогично

было посчитано отклонение временной задержки между диастолическим и систолическим пиками: $\Delta T = T_{\text{filter}} - T_{\text{ref}}$. Полученные результаты представлены на рис. 3. Как видно из рис. 3,а, при увеличении нижней границы полосовой фильтрации наблюдается систематическое уменьшение RI . При этом данное изменение статистически значимо для всех трех частотных диапазонов ($p < 0,001$). Изменение T оказалось статистически не значимым для диапазона 0,1...10 Гц ($p = 0,09$) и значимым для диапазонов 0,5...10 Гц и 1...10 Гц ($p < 0,001$).

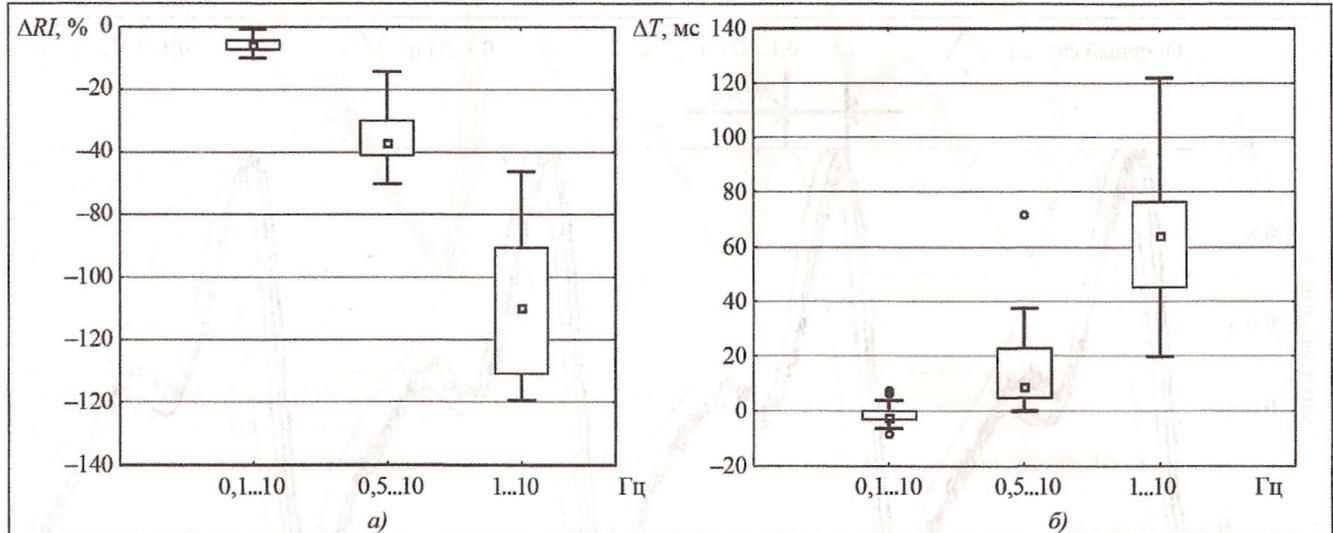


Рис. 3. Диаграммы отклонений индекса отражения (ΔRI) (а) и временной задержки между систолическим и диастолическим пиками ПВ (ΔT) (б) от опорного сигнала для всех испытуемых при обработке ФПГ-сигнала фильтром Баттерворта 2-го порядка с разной нижней границей частотного диапазона.

Fig. 3. Diagrams of deviations of the reflection index (ΔRI) (a) and the time delay between the systolic and diastolic peak of the pulse wave (ΔT) (b) from the reference signal for all subjects when the PPG signal is processed by a 2nd order Butterworth filter with a different lower limit of the frequency range

На рис. 4 показано влияние верхней частоты среза полосового фильтра Баттерворта 2-го порядка на форму ПВ. Как видно, уменьшение верхней границы частотного диапазона фильтрации приводит к демпфированию дикротической выемки и фазовому сдвигу ПВ относительно опорного сигнала. Это происходит из-за того, что более высокочастотные гармоники сигнала отфильтровываются. Для оценки данного фазового сдвига было рассчитано отклонение максимума прямой волны отфильтрованного сигнала от максимума прямой волны опорного сигнала ΔT_{peak} для трех диапазонов фильтрации. Результаты представлены на рис. 5,а. Смещение пика прямой волны может достигать сотен миллисекунд, что может приводить к погрешностям при измерениях времени и скорости распространения ПВ одноточечным способом.

Проведем также теоретический расчет задержки ФПГ-сигнала, вносимой фильтрацией. Рассмотрим в общем виде полосовой фильтр 2-го порядка, фазочастотная характеристика (ФЧХ) которого может быть представлена в виде [28]:

$$\phi(\omega) = \frac{\pi}{2} - \arctan\left(\frac{2Q\omega}{\omega_0} + \sqrt{4Q^2 - 1}\right) - \arctan\left(\frac{2Q\omega}{\omega_0} - \sqrt{4Q^2 - 1}\right), \quad (2)$$

где Q – добротность фильтра и ω_0 – центральная частота полосы пропускания.

Групповая задержка фильтра определяется как минус производная ФЧХ по частоте:

$$\tau_g(\omega) = -\frac{d\phi(\omega)}{d\omega} = \frac{2Q}{\omega_0} \left[\frac{1}{1 + \left(\frac{2Q\omega}{\omega_0} + \sqrt{4Q^2 - 1}\right)^2} + \frac{1}{1 + \left(\frac{2Q\omega}{\omega_0} - \sqrt{4Q^2 - 1}\right)^2} \right]. \quad (3)$$

Групповая задержка определяется добротностью и центральной частотой полосы пропускания фильтра. Диапазоны 0,1...10 Гц, 0,1...5 Гц и 0,1...2 Гц различаются только центральной частотой f_0 , ко-

торая для них составляет примерно 5; 2,5 и 1 Гц, соответственно. Добротность, определяемая как $f_0/\Delta f$, для них примерно одинаковая и составляет около 0,5. Таким образом, построим зависимость $\tau_g(f_0)$ по (3) для частоты основной гармоники ФПГ сигнала $f = 1,45$ Гц и добротности $Q = 0,5$. Полученный график представлен на рис. 5,б. Как видно, в диапазоне от 1 до 5 Гц групповая задержка фильтра обратно пропорционально зависит от центральной частоты полосы пропускания, что соответствует экспериментальным полученным данным на рис. 5,а.

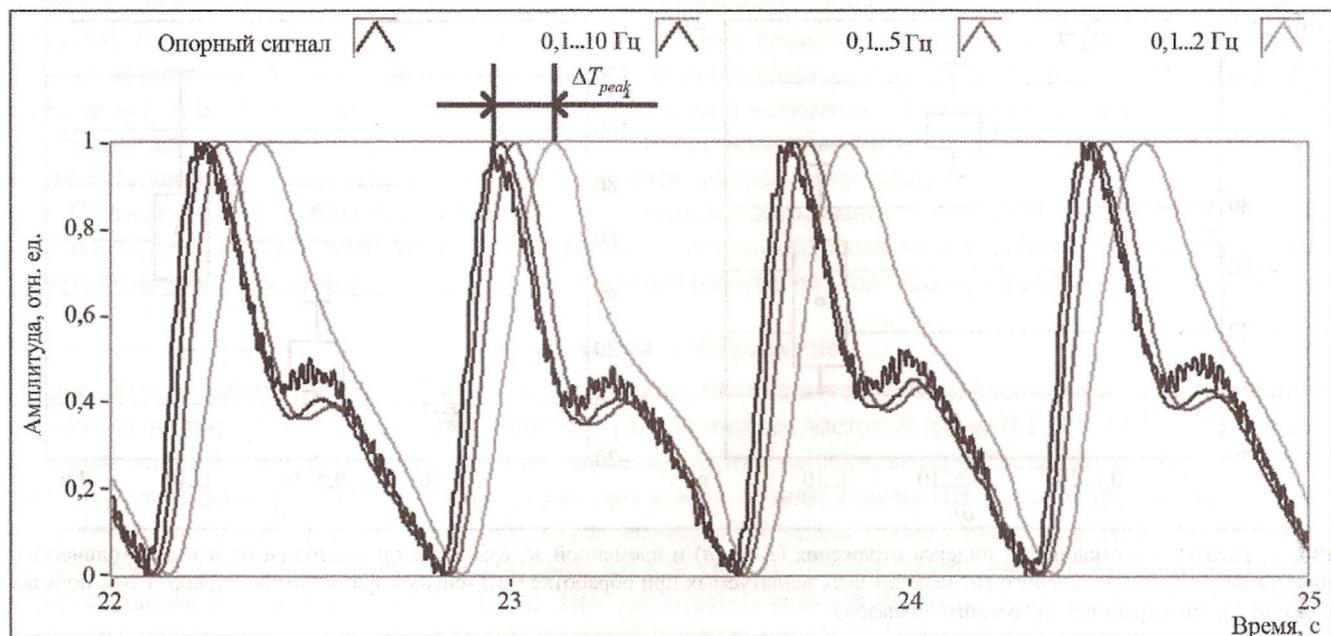


Рис. 4. Пример обработки ФПГ-сигнала при помощи фильтра Баттерворта 2-го порядка с разной верхней границей частотного диапазона: 0,1...10 Гц; 0,1...5 Гц и 0,1...2 Гц, ЧСС = 87 уд/мин (1,45 Гц)

Fig. 4. An example of PPG signal processing using a 2nd order Butterworth filter with a different upper limit of the frequency range: 0,1-10 Hz; 0,1-5 Hz and 0,1-2 Hz, Heart rate = 87 bpm (1,45 Hz)

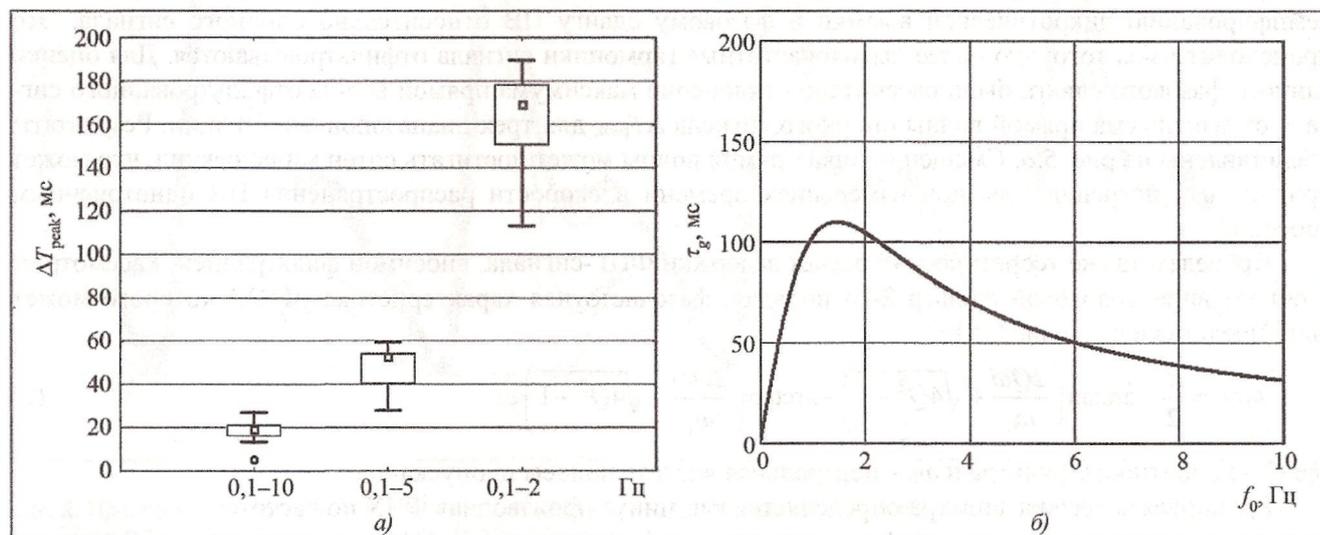


Рис. 5. Диаграммы временного сдвига систолического пика ПВ от опорного сигнала для всех испытуемых при обработке ФПГ сигнала фильтром Баттерворта 2-го порядка с разной верхней границей частотного диапазона (а). Теоретическая зависимость групповой задержки полосового фильтра от центральной частоты полосы пропускания (б), построенная для $f = 1,45$ Гц и $Q = 0,5$

Fig. 5. Diagrams of the time shift of the systolic peak of the pulse wave from the reference signal for all subjects when processing the PPG signal with a 2nd order Butterworth filter with a different upper limit of the frequency range (a). Theoretical dependence of the group delay of the bandpass filter on the center frequency of the bandwidth (b), plotted for $f = 1.45$ Hz and $Q = 0.5$

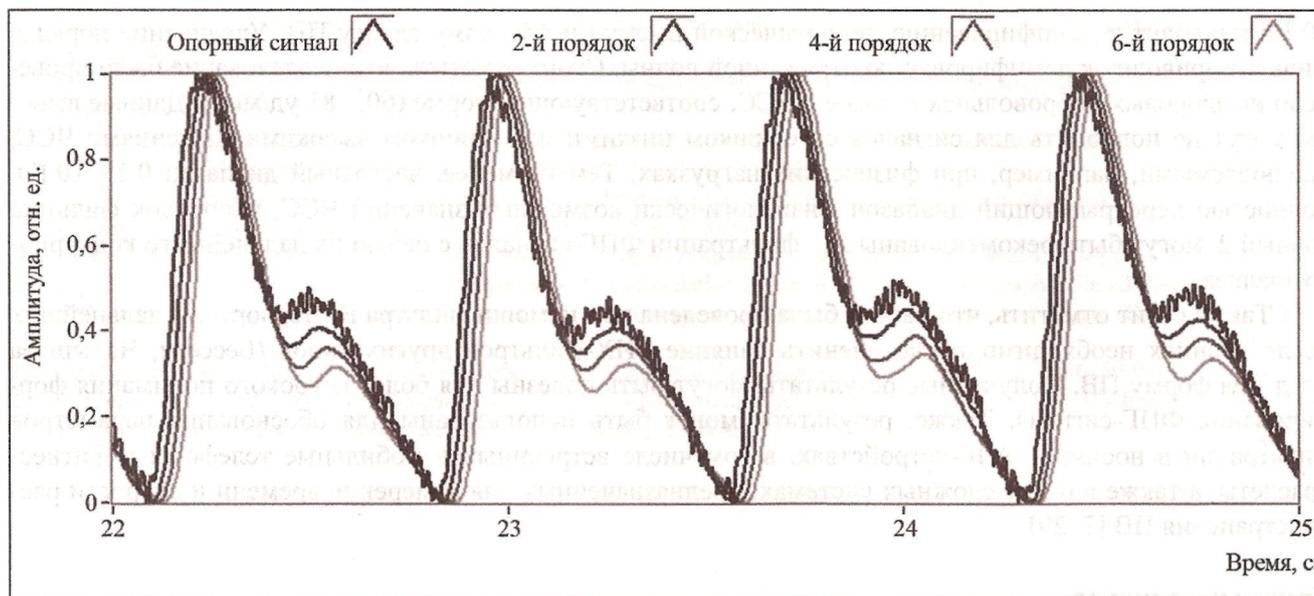


Рис. 6. Пример обработки ФПГ-сигнала при помощи фильтра Баттерворта разного порядка: 2-го, 4-го и 6-го. Сигнал отфильтровывался в диапазоне частот 0,1...10 Гц

Fig. 6. An example of processing the PPG signal using a Butterworth filter of different order: 2nd, 4th and 6th. The signal was filtered in the frequency range of 0,1–10 Hz

На рис. 6 представлены фотоплетизмограммы, полученные при фильтрации сигнала фильтром Баттерворта разного порядка (2-, 4- и 6-го). Как видно, чем выше порядок фильтра, тем меньше амплитуда отраженной волны, при этом сама форма волны практически не меняется. Для оценки изменений амплитуды отраженной волны было рассчитано отклонение индекса отражения отфильтрованного сигнала от опорного ΔRI . Полученные результаты показаны на рис. 7. Изменения RI оказались статистически значимыми для всех трех значений порядка фильтра ($p < 0,001$).

Таким образом, минимальные искажения формы ПВ наблюдаются для частотного диапазона фильтрации 0,1...10 Гц и 2-го порядка фильтра. Данные параметры могут быть рекомендованы для обработки ФПГ-сигнала. При этом нижняя граница может быть даже меньше, чем 0,1 Гц. Это только увеличит точность анализа ПВ. Однако сильное увеличение верхней границы фильтрации может привести к проникновению шумов, в том числе, связанных с движением испытуемого.

Заключение

Исследование показало, что предварительная обработка ФПГ-сигнала, а именно его фильтрация, оказывает сильное влияние на форму ПВ. Увеличение нижней частоты среза полосовой фильтрации выше 0,1 Гц приводит к уменьшению амплитуды отраженной диастолической волны и искажению фронта прямой систолической волны. Уменьшение верхней частоты среза полосовой фильтрации ниже

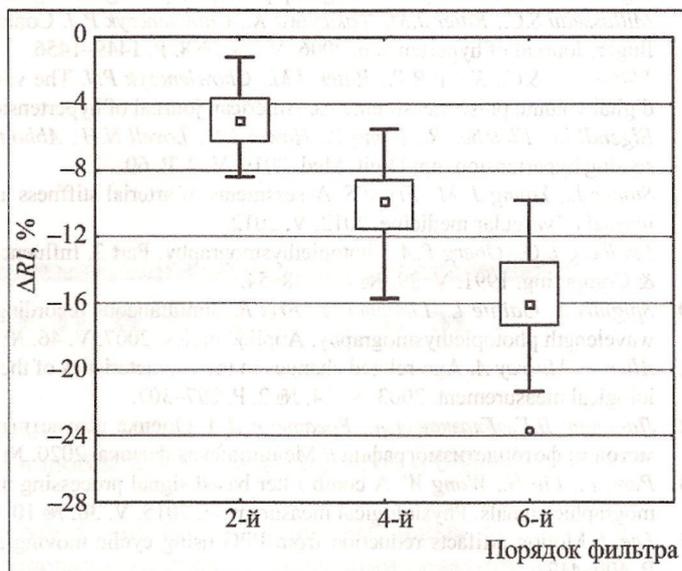


Рис. 7. Диаграммы отклонений индекса отражения отфильтрованного сигнала от опорного при обработке ФПГ-сигнала фильтром Баттерворта разного порядка

Fig. 7. Diagrams of deviations of the reflection index of the filtered signal from the reference one when processing the PPG signal by a Butterworth filter of different order

10 Гц приводит к демпфированию дикротической выемки и фазовому сдвигу ПВ. Увеличение порядка фильтра приводит к демпфированию отраженной волны. Стоит отметить, что исследование было проведено на здоровых добровольцах в покое с ЧСС, соответствующей норме (60...85 уд/мин). Данные выводы могут не подходить для сигналов со слишком низкими или слишком высокими значениями ЧСС, наблюдаемыми, например, при физических нагрузках. Тем не менее, частотный диапазон 0.1...10 Гц, полностью перекрывающий диапазон физиологически возможных значений ЧСС, и порядок фильтра, равный 2, могут быть рекомендованы для фильтрации ФПГ-сигналов с целью их дальнейшего контурного анализа.

Также стоит отметить, что работа была проведена при помощи фильтра Баттерворта. В дальнейших исследованиях необходимо также оценить влияние БИХ-фильтров других типов (Бесселя, Чебышева и т.д.) на форму ПВ. Полученные результаты могут быть полезны для более глубокого понимания формирования ФПГ-сигнала. Также, результаты могут быть использованы для обоснования параметров фильтрации в носимых ФПГ-устройствах, в том числе встроенных в мобильные телефоны и фитнес-браслеты, а также в более сложных системах, предназначенных для измерения времени и скорости пространства ПВ [7, 29].

Список источников

1. Allen J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. *Physiological measurement*. 2007. V. 28. № 3. P. R1–R39.
2. Kamal A.A.R., Harness J.B., Irving G., Mearns A.J. Skin photoplethysmography—a review. *Computer methods and programs in biomedicine*. 1989. V. 28. № 4. P. 257–269.
3. Allen J., Murray A. Similarity in bilateral photoplethysmographic peripheral pulse wave characteristics at the ears, thumbs and toes. *Physiological measurement*. 2000. V. 21. № 3. P. 369–377.
4. Elgendy M. On the analysis of fingertip photoplethysmogram signals. *Current cardiology reviews*. 2012. V. 8. № 1. P. 14–25.
5. Millasseau S.C., Ritter J.M., Takazawa K., Chowienczyk P.J. Contour analysis of the photoplethysmographic pulse measured at the finger. *Journal of hypertension*. 2006. V. 24. № 8. P. 1449–1456.
6. Millasseau S.C., Kelly R.P., Ritter J.M., Chowienczyk P.J. The vascular impact of aging and vasoactive drugs: comparison of two digital volume pulse measurements. *American journal of hypertension*. 2003. V. 16. № 6. P. 467–472.
7. Elgendy M., Fletcher R., Liang Y., Howard N., Lovell N.H., Abbott D., Lim K., Ward R. The use of photoplethysmography for assessing hypertension. *npj Digit. Med*. 2019. V. 2. P. 60.
8. Stoner L., Young J. M., Fryer S. Assessments of arterial stiffness and endothelial function using pulse wave analysis. *International journal of vascular medicine*. 2012. V. 2012.
9. Lindberg L.G., Oberg P.A. Photoplethysmography. Part 2. Influence of light source wavelength. *Medical & Biological engineering & Computing*. 1991. V. 29. № 1. P. 48–54.
10. Spigulis J., Gailite L., Lihachev A., Erts R. Simultaneous recording of skin blood pulsations at different vascular depths by multi-wavelength photoplethysmography. *Applied optics*. 2007. V. 46. № 10. P. 1754–1759.
11. Allen J., Murray A. Age-related changes in the characteristics of the photoplethysmographic pulse shape at various body sites. *Physiological measurement*. 2003. V. 24. № 2. P. 297–307.
12. Лапунан Д.Г., Глазков А.А., Рогаткин Д.А. Оценка возрастных изменений эластичности стенок периферических сосудов методом фотоплетизмографии // *Медицинская физика*. 2020. № 3. С. 71–77.
13. Peng F., Liu H., Wang W. A comb filter based signal processing method to effectively reduce motion artifacts from photoplethysmographic signals. *Physiological measurement*. 2015. V. 36. № 10. P. 2159–2170.
14. Lee J. Motion artifacts reduction from PPG using cyclic moving average filter. *Technology and Health Care*. 2014. V. 22. № 3. P. 409–417.
15. Fedotov A.A. A pulse wave monitor with adaptive filtering of motion artifacts. *Biomedical Engineering*. 2020. V. 53. № 6. P. 375–379.
16. Park C., Shin H., Lee B. Blockwise PPG enhancement based on time-variant zero-phase harmonic notch filtering. *Sensors*. 2017. V. 17. № 4. P. 860.
17. Silva I., Lee J., Mark R.G. Signal quality estimation with multichannel adaptive filtering in intensive care settings. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2012. V. 59. № 9. P. 2476–2485.
18. Liang Y., Elgendy M., Chen Z., Ward R. An optimal filter for short photoplethysmogram signals. *Scientific data*. 2018. V. 5. P. 180076.
19. Tan L., Jiang J. *Digital signal processing: fundamentals and applications*. Academic Press. 2018.
20. Nakajima K., Tamura T., Miike H. Monitoring of heart and respiratory rates by photoplethysmography using a digital filtering technique. *Medical Engineering & Physics*. 1996. V. 18. № 5. P. 365–372.
21. Moraes J.L., Rocha M.X., Vasconcelos G.G., Vasconcelos Filho J.E., De Albuquerque V.H.C., Alexandria A.R. Advances in photoplethysmography signal analysis for biomedical applications. *Sensors*. 2018. V. 18. № 6. P. 1894.

22. Allen J., Murray A. Effects of filtering on multisite photoplethysmography pulse waveform characteristics. Computers in Cardiology. 2004. IEEE. 2004. P. 485–488.
23. Stuban N., Niwayama M. Optimal filter bandwidth for pulse oximetry. Review of Scientific Instruments. 2012. V. 83. № 10. P. 104708.
24. Lapitan D., Rogatkin D. Optical incoherent technique for noninvasive assessment of blood flow in tissues: Theoretical model and experimental study. Journal of Biophotonics. 2021. V. 14. № 5. P. e202000459.
25. Lapitan D.G., Raznitsyn O.A. A Method and a Device Prototype for Noninvasive Measurements of Blood Perfusion in a Tissue. Instruments and Experimental Techniques. 2018. V. 61. № 5. P. 745–750.
26. Rogatkin Д.А. Физические основы оптической оксиметрии // Медицинская физика. 2012. № 2. С. 97–114.
27. Lapitan D.G., Tarasov A.P. Analytical Assessment of the Modulation Depth of Photoplethysmographic Signal Based on the Modified Beer-Lambert Law. 2019 IEEE 8th International Conference on Advanced Optoelectronics and Lasers (CAOL). IEEE, 2019. P. 103–106.
28. Zumbahlen H. Phase Response in Active Filters; Part 3—The Band-Pass Response. Analog Dialogue. 2016. 50-03.
29. Anisimov A.A., Yuldashev Z.M., Bibicheva Y.G. Non-occlusion Monitoring of Arterial Pressure Dynamics from Pulsation Wave Propagation Time. Biomedical Engineering. 2014. V. 48. № 2. P. 66–69.

Информация об авторах

Денис Григорьевич Лапитан – к.т.н., ст. науч. сотрудник, лаборатория медико-физических исследований

SPIN-код: 9907-6438

Алексей Андреевич Глазков – к.м.н., науч. сотрудник, лаборатория медико-физических исследований

SPIN-код: 3250-1882

Дмитрий Алексеевич Рогаткин – д.т.н., доцент, зав. лабораторией медико-физических исследований

SPIN-код: 9130-8111

Статья поступила в редакцию 02.06.2021

Одобрена после рецензирования 03.06.2021

Принята к публикации 10.06.2021

Н а ш и м п о д п и с ч и к а м !

Если вы еще не подписались на наши журналы на 2021 г., то напоминаем, что Вы можете это сделать в Издательстве «Радиотехника» в любое время, на любой срок и с любого месяца.

Оформление подписки через Издательство освободит Вас от дополнительных расходов, в том числе почтовых расходов, которые в пределах Российской Федерации редакция возьмет на себя.

Адрес Издательства:

107031, г. Москва, К-31, Кузнецкий мост, д. 20/6,

тел./факс: (495) 625-78-72, 621-48-37, 625-92-41

<http://www.radiotec.ru>, e-mail: info@radiotec.ru