

УДК 611.1; 519.23/25

ВИЗУАЛИЗАЦИЯ ПУЛЬСА ПОСРЕДСТВОМ ВИДЕОСИГНАЛА

В. Л. Чечулин¹, Л. Ю. Брохин^{2*}, Ю. А. Черепанова¹, П. И. Анисимов³, Е. Л. Лях³

¹Пермский государственный национальный исследовательский университет,

²Пермский государственный медицинский университет им. академика Е. А. Вагнера,

³Пермский национальный исследовательский политехнический университет,
г. Пермь, Российская Федерация

PULSE VISUALIZATION WITH VIDEOSIGNAL

V. L. Chechulin¹, L. Yu. Brokhin^{2*}, Yu. A. Cherepanova¹, P. I. Anisimov³, E. L. Lyakh³

¹Perm State National Research University,

²Perm State Medical University named after E.A. Wagner,

³Perm State National Research Polytechnical University, Perm, Russian Federation

Цель. Описание процедуры усиления видеосигнала изображения лица человека для визуализации артериального пульса.

Материалы и методы. Использованы принципы фильтрации зашумленных сигналов: линейное сглаживание, формирующее базовое значение сигнала, усреднение по промежутку времени, равному среднему периоду пульса; линейное сглаживание, фильтрующее разность видеосигнала и полученного выше базового сигнала. Полученная разность умножается на коэффициент усиления и складывается с исходным или с полученным базовым сигналом.

Результаты. Показано, что динамическое видеоусиление, не использующее фильтрации по периоду, равному среднему значению периода пульса, является малоприменимым из-за наличия помех в виде изменения яркости освещения или перемещения испытуемого.

Выводы. Предложенный алгоритм является отличным от зарубежных аналогов, использующих динамическое усиление. Описанные математические методы усиления видеосигнала апробированы на видеосигнале съемки лба испытуемого.

Ключевые слова. Скрининг состояния гемодинамики, усиление видеосигнала, визуализация пульса человека, линейная фильтрация, обработка видеоизображений, фильтрация шумов.

Materials and methods. The following principles of noisy signal filtration were used: linear smoothing forming the basic signal values, averaging by the period equal to mean pulse period, linear smoothing filtering difference in videosignal and the obtained basic signal. The obtained difference is multiplied by the gain constant and added to the initial or the obtained basic signal.

Conclusions. It was indicated that dynamic videoamplification, which does not apply filtration by the period equal to the mean value of pulse period, is of little use owing to artifacts available in the form of changes in brightness of lighting or relocation of the examined person. The offered algorithm differs from foreign analogs using dynamic amplification. The described mathematical methods for videosignal amplification are tested on videosignal of human forehead imaging.

© Чечулин В. Л., Брохин Л. Ю., Черепанова Ю. А., Анисимов П. И., Лях Е. Л., 2015

e-mail: leonyd.b@gmail.com

тел.: 8 (342) 217 10 31

[Чечулин В. Л. – старший преподаватель кафедры прикладной математики и информатики; Брохин Л. Ю. (*контактное лицо) – аспирант кафедры неврологии им. проф. В. П. Первушина; Черепанова Ю. А. – магистрант кафедры прикладной математики и информатики; Анисимов П. И. – студент VI курса; Лях Е. Л. – студент I курса].

Key words. Hemodynamics state screening, videosignal amplification, human pulse visualization, linear filtration, videoimage processing, noise filtration.

ВВЕДЕНИЕ

Диагностическое значение визуализации артериального пульса определяется зависимостью его характеристик от ряда ключевых показателей центральной и периферической гемодинамики. Свойства пульсовой волны зависят от физических свойств (реактивное сопротивление – эластичность) и функциональных характеристик (активное сопротивление) сосудистой стенки, характеристик просвета сосуда (диаметр, форма), параметров сердечного выброса, уровня и динамики артериального давления в исследуемом сосуде [7, 11].

Необходимость создания неинвазивного метода для скрининга состояния гемодинамики определяется широкой распространенностью кардио- и цереброваскулярной патологии, хронической артериальной недостаточности нижних конечностей, высокими показателями инвалидизации и летальности при данных заболеваниях, а также высокой стоимостью, сосредоточением диагностического оборудования лишь в крупных диагностических центрах (ультразвуковая доплерография, магнитно-резонансная ангиография), а в ряде случаев высоким риском при использовании «золотых стандартов» оценки гемодинамики (рентгеноконтрастная аортоартериография), невозможностью использования этих методов для длительного мониторинга [5–9].

Информация о состоянии сосудистой стенки необходима при принятии персонализированных лечебно-диагностических решений (оценка риска развития сердечно-сосудистых событий, дифференцированный подход к терапии и оценка ее эффективности) [3, 5, 7, 8].

Скорость распространения пульсовой волны общепризнана как маркер риска кардиоваскулярных катастроф, и ее контроль введен в регламент Европейской лиги по артериальной гипертензии [3, 11, 13].

Изучение характеристик пульсовой волны в пробе с постокклюзионной реактивной гиперемией является одним из методов оценки вазомоторного компонента эндотелиальной дисфункции – одного из основных патогенетических механизмов развития и прогрессирования сердечно-сосудистых заболеваний, проявляющегося нарушением нейрогуморальной регуляции тонуса сосудов, их ремоделированием, активацией процессов тромбогенеза и воспаления в сосудистой стенке [4, 10].

Визуализация характеристик пульсовой волны в условиях дозированного воздействия на артериальную стенку (компрессия манжетой, наложенной на область предплечья и др.) позволяет определить минимально необходимый для указанных выше задач набор параметров; ряд параметров (скорость распространения пульсовой волны, мощность отраженной пульсовой волны) может быть получен без дополнительного воздействия [3, 5, 6, 8, 10].

Постоянный амбулаторный мониторинг состояния гемодинамики является еще одним направлением в применении методик неинвазивной оценки гемодинамики. Значимость данного направления определяется частым развитием сердечно-сосудистых катастроф во время ночного сна, неверной оценкой пациентом симптомов, частым отсутствием или неспецифичностью ранних субъективных симптомов гемодинамических нарушений (безболевые формы острого инфаркта миокарда на фоне сахарного диабета и полинейропатий, нарушения ритма серд-

ца, некоторые формы острых нарушений мозгового кровообращения) или их неверной оценки пациентом, что приводит к несвоевременности оказания медицинской помощи (выход за пределы «терапевтического окна»), а также возможностью самостоятельного контроля за состоянием пациентами с гипертонической болезнью, хронической артериальной недостаточностью нижних конечностей и другими заболеваниями, сопровождающимися нарушением периферического кровообращения [15, 17, 22].

Важность мониторинга характеристик периферического артериального пульса повышается при состояниях, сопровождающихся диссоциацией или неинформативностью электрокардиографических (ЭКГ) показателей в отношении периферической гемодинамики («дефицит пульса» при фибрилляции предсердий, остановка кровообращения по типу электромеханической диссоциации); исследование артериального пульса при данных состояниях вносит вклад в объективизацию определения стадии или класса сердечной недостаточности [2, 7, 21].

Симультанное определение и визуализация артериального, венозного, капиллярного пульса и ЭКГ расширяют диагностические возможности за счет мониторинга уровня компенсации периферической гемодинамики при патологии клапанного аппарата сердца, нарушениях ритма сердца, нарушениях микроциркуляции, [2, 7, 14, 20].

ОБЗОР МЕТОДОВ ВИЗУАЛИЗАЦИИ

Усиление видеосигнала используется для выявления и визуализации изменений, которые неразличимы невооруженным взглядом, но информация, содержащаяся в этом сигнале, является полезной для дальнейшей интерпретации (диагностики).

Существует множество разработок в области определения пульса, основанных на

анализе и обработке видеоизменений, происходящих на поверхности кожи человека во время сердечного цикла. Основным методом, предлагаемым зарубежными авторами, является метод видеоусиления Эйлера [16], в основе которого лежит динамическое усиление сигнала. Недостаток этого метода – громоздкость кода и большой объем вычислений, это связано с тем, что предлагаемый алгоритм является универсальным (для усиления интенсивности и пространственных микродвижений). Другая методология бесконтактного измерения пульса основана на методе слепого исходного разложения (BSS – Blind Source Separation), в частности на методе анализа независимых компонент (ICA – Independent Component Analysis) [19]. Также существуют методы, основанные на информации, содержащейся в тепловом сигнале, излучаемом поверхностью кровеносных сосудов [23]. Все указанные выше методы требуют специальной аппаратуры видеосъемки [19, 23] или значительного объема вычислений [18], что затрудняет их реализацию в мобильных устройствах широкого применения. Кроме того, они искажают информацию об исходном сигнале, делая произвольные предположения о форме исходного сигнала, что не позволяет применить эти методы при тонкой медицинской диагностике – анализе аритмий и т.п.

Разработан алгоритм, решающий задачу усиления видеосигнала для визуализации пульса с использованием доступного оборудования и простых математических методов, не требующих большого количества вычислений, т.е. такой метод, который сможет работать на обычном персональном компьютере или ноутбуке, оснащенном видеокамерой (обеспечивая тем самым массовость применения медицинской диагностики, основанной на этом методе).

ФИЛЬТРАЦИЯ И УСИЛЕНИЕ ВИДЕОСИГНАЛА

С использованием обычного персонального компьютера, оснащенного веб-камерой, ведется видеосъемка лица человека, получается исходная последовательность кадров $X = (X_1, X_2, \dots, X_n)$. На кадре случайным образом выбирается m точек (например $m = 8$) $X_{i1}, X_{i2}, \dots, X_{im}$, i – номер кадра, $i = \overline{1, n}$.

На всей исходной последовательности кадров по выбранным точкам считается среднее значение:

$$\bar{X}_i = \frac{\sum_{j=1}^m X_{ij}}{m},$$

где i – номер кадра, $i = \overline{1, n}$; j – номер точки, $j = \overline{1, m}$.

Так как точка (цвет) задается в модели RGB, то имеется три последовательности средних для красного, зеленого и синего цветов: $\bar{R}_i, \bar{G}_i, \bar{B}_i, i = \overline{1, n}$. С учетом свойств человеческого зрения, определяющего относительную светлоту видимых цветных объектов [1, 12], для дальнейшего анализа используются

относительные величины: $\hat{R}_i = \frac{\bar{R}_i}{\bar{R}_i + \bar{G}_i + \bar{B}_i}$;

$\hat{G}_i = \frac{\bar{G}_i}{\bar{R}_i + \bar{G}_i + \bar{B}_i}$; $\hat{B}_i = \frac{\bar{B}_i}{\bar{R}_i + \bar{G}_i + \bar{B}_i}$, где i –

номер кадра, $i = \overline{1, n}$.

Система визуализации работает для диапазона значений пульса от $P_{\min} = 30$ до $P_{\max} = 250$ ударов в минуту. Самый длинный период, s , между ударами и самый короткий составляют соответственно $\tau_{long} = \frac{60}{P_{\min}} = \frac{60}{30} = 2$;

$\tau_{short} = \frac{60}{P_{\max}} = \frac{60}{250} = 0,24$, где 60 – количество секунд в минуте.

В таком случае интервалы времени, s , по которым считается короткое и длинное среднее, находятся следующим образом:

$$t_{long} = 2\tau_{long} = 4; \quad t_{short} = \frac{1}{2}\tau_{short} = 0,12, \quad \text{где}$$

t_{long} – интервал времени для вычисления длинного среднего, τ_{long} – самый длинный период между ударами, t_{short} – интервал времени для вычисления короткого среднего, τ_{short} – самый короткий период между ударами.

Длинное и короткое среднее считаются симметрично во времени, т.е. не на всей рассматриваемой последовательности кадров $X = (X_1, X_2, \dots, X_n)$, а в соответствии с рис. 1,

на промежутке $\left[1 + \frac{k_2}{2}; n - \frac{k_2}{2}\right]$, k_2 – количество кадров, поступивших за промежуток времени t_{long} .

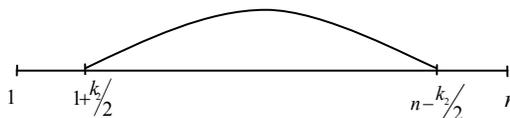


Рис. 1. Период получения среднего

Короткое среднее $\bar{R}_i, \bar{G}_i, \bar{B}_i$ находится как среднее значение относительных величин $\hat{R}_i, \hat{G}_i, \hat{B}_i$, поступивших за промежуток времени t_{short} . Подробнее рассматривается на примере красного сигнала:

$$\bar{R}_i = \frac{1}{k_1} \sum_{l \in [i - k_1/2; i + k_1/2]} \hat{R}_l,$$

где i – номер кадра, $i \in \left[1 + \frac{k_2}{2}; n - \frac{k_2}{2}\right]$, k_1 – количество кадров, поступивших за промежуток времени t_{short} .

Длинное среднее $\bar{\bar{R}}_i, \bar{\bar{G}}_i, \bar{\bar{B}}_i$ находится как среднее значение величин $\hat{R}_i, \hat{G}_i, \hat{B}_i$, по-

ступивших за промежуток t_{long} .
 $\bar{R}_i = \frac{1}{k_2} \sum_{l \in [i-k_2/2; i+k_2/2]} \hat{R}_l$, где i – номер кадра,
 $i \in \left[1 + \frac{k_2}{2}; n - \frac{k_2}{2}\right]$, k_2 – количество кадров,
 поступивших за промежуток t_{long} .

Далее считается разница между длинным и коротким средним:

$$\Delta R_i = \bar{R}_i - \hat{R}_i,$$

где i – номер кадра, $i \in \left[1 + \frac{k_2}{2}; n - \frac{k_2}{2}\right]$. Полученная разность усиливается умножением на положительный коэффициент α^1 , $\alpha > 1$, и складывается с относительной величиной \hat{R}_i или с длинным средним \bar{R}_i . В результате получается усиленный сигнал R_i^* :

$R_i^* = \hat{R}_i + \alpha \cdot \Delta R_i$ или $R_i^* = \bar{R}_i + \alpha \cdot \Delta R_i$, где i – номер кадра, $i \in \left[1 + \frac{k_2}{2}; n - \frac{k_2}{2}\right]$.

При необходимости аналогичные расчеты делаются для зеленого и синего сигналов \hat{G}_i, \hat{B}_i .

РЕЗУЛЬТАТЫ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

Применение алгоритма рассматривается на видеосигнале съемки лба человека. Как видно на рис. 2, где представлен результат применения фильтрации и усиления к исходному сигналу, после использования одного фильтра остаются шумы.

Применение двойной фильтрации позволяет избавиться от шумов, что видно на рис. 2, при этом отфильтрованный сигнал близок по форме к синусоиде.

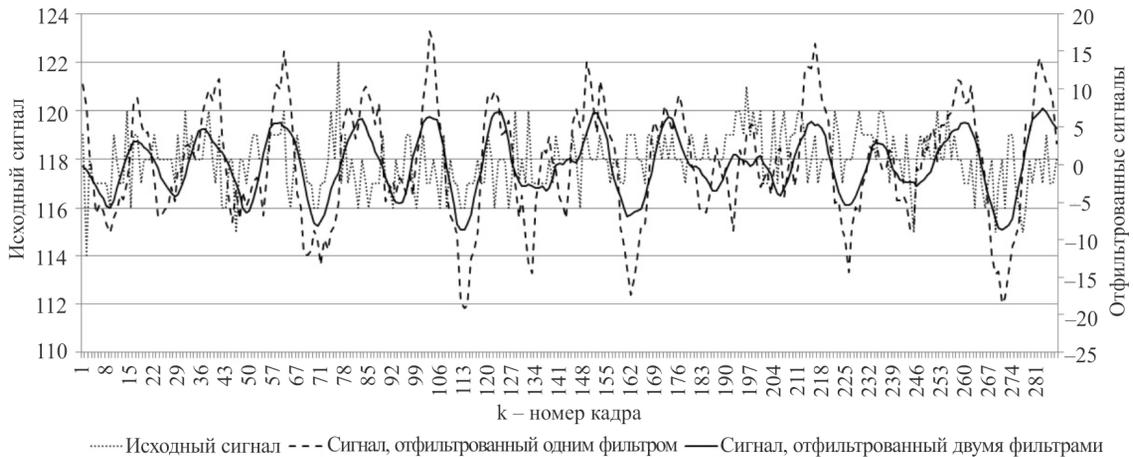


Рис. 2. Результат работы алгоритма

Выводы

В работе проанализированы зарубежные подходы к математическим методам усиления видеосигнала для визуализации пульса человека. Указаны их недостатки:

требование прецизионной видеоаппаратуры и большого объема вычисления при сложных алгоритмах эйлерова видеоусиления, решающих задачу в общем случае (в том числе для пространственных движений), а не в частном случае визуализации пульса

¹ Коэффициент выбирается таким образом, чтобы усиленный сигнал не выходил за пределы диапазона [0; 255].

(изменения цветовой насыщенности изображения).

Описан алгоритм усиления сигнала видеоизображения, пригодный для решения задачи визуализации пульса и требующий (при сжатии и развертывании изображения) относительно небольшое количество вычислений. Используется двойная фильтрация шумов. Апробация выявила пригодность метода фильтрации для визуализации сигнала пульса человека.

Математические методы обработки сигнала успешно апробированы на данных, полученных с реального объекта. Эти математические методы усиления сигнала пульса человека предназначены для дальнейшего использования в определенном программном модуле программного комплекса медицинской диагностики.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. *Бертулис А. В., Глезер В. Д.* Пространственное цветовое зрение; АН СССР. Л.: Наука 1990; 144.
2. *Борзенкова Г. А., Германов А. В., Терешина О. В.* Компьютерная сфигмография для оценки адаптационных свойств магистральных артерий при экстрасистолии. Материалы Российского национального конгресса кардиологов, 2005. Кардиоваскулярная терапия и профилактика 2005; 4 (4): 47.
3. *Логачёва О. С., Кожевникова О. В., Намазова-Баранова Л. С., Широкова И. В.* Неинвазивная осциллометрическая артериография – новый метод диагностики ранних атеросклеротических изменений сосудов у детей. Медицинский вестник Северного Кавказа 2010; 19 (3): 38–39.
4. *Мартынов А. И., Аветяк Н. Г., Акатова Е. В., Гороховская Г. Н., Романовская Г. А.* Эндотелиальная дисфункция и методы ее определения. Российский кардиологический журнал 2005; 54 (4): 94–98.
5. *Мизёва И. А., Думлер А. А., Муравьёв Н. Г.* Особенности пульсовой волны при хронической артериальной недостаточности нижних конечностей. Российский журнал биомеханики 2012; 16 (2): 83–94.
6. *Окороков Л. Н.* Диагностика болезней внутренних органов. Т. 8. Диагностика болезней сердца и сосудов. М.: Мед. лит. 2004; 432.
7. *Рогоза А. Н.* Неинвазивные методы определения эластических свойств сосудистой стенки. ДОКТОР.RU 2010; 54 (3): 23–29.
8. *Рогоза А. Н., Балахонова Т. В., Чихладзе Н. М.* Современные методы оценки состояния сосудов у больных артериальной гипертонией: пособие для практикующих врачей. М: Атмосфера 2008; 72.
9. *Самарцев В. А., Думлер А. А., Семков Н. Г., Федоров А. Е.* Значение исследования центральной гемодинамики в хирургическом лечении больших вентральных грыж. Материалы межрегиональной конференции «Современное состояние и перспективы герниологии» 2008; 19 (3): 38.
10. *Солдатова О. А., Рябов А. Е., Шукин Ю. В.* Компьютерная сфигмография как неинвазивный метод оценки эндотелиальной дисфункции у больных постинфарктным кардиосклерозом с артериальной гипертонией. Материалы Российского национального конгресса кардиологов, 2005. Кардиоваскулярная терапия и профилактика 2005; 4 (4): 303.
11. *Фролов А. В., Сидоренко Г. И., Воробьев А. П., Мельникова О. П., Гуль Л. М.* Прямая и отраженная пульсовые волны: методы исследования. Кардиология в Беларуси 2009; 6 (5): 99–108.
12. *Хьюбел Д.* Глаз, мозг, зрение; пер. с англ., ред. А. Л. Бызов. М.: Мир 1990; 239.
13. *Böhm M, Mancina G, Fagard R, Narkiewicz K, Redyn J, Zanchetti A, Christiaens T, Cifkova R, De Backer G, Dominiczak A, Galderisi M, Grobbee D. E., Jaarsma T, Kirchhof P, Kjeldsen S. E., Laurent S, Manolis A. J., Nilsson*

- P. M., Ruilope L. M., Schmieder R. E., Sirnes P. A., Sleight P., Viigimaa M., Waeber B., Zannad F.* Guidelines for the management of arterial hypertension. *J. Hypertens.* 2013; 31 (7): 1281–1357.
14. *Devine P. J., Sullenberger L. E., Bellin D. A., Atwood J. E.* Jugular venous pulse: window into the right heart. *South. Med. J.* 2007; 100 (10): 1022–1027.
 15. *Durduran T., Putt M. E., Zhou C., Edlow B. L., Yu G., Choe R., Kim M. N., Cucchiara B. L., Shab Q., Kasner S. E., Greenberg J. H., Yodanis C. A., Detre J. A.* Transcranial optical monitoring of cerebrovascular hemodynamics in acute stroke patients. *Opt. Express* 2009; 17 (5): 3884–3902.
 16. *Garbey M., Sun N., Merla A., Pavlidis I.* Contact-free measurement of cardiac pulse based on the analysis of thermal imagery. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 2007; 54 (8): 1418–1426.
 17. *Gjesdal K., Moya A., Sutton R., Ammirati F., Blanc J. J., Brignole M., Dahlmanns J. B., Debaro J. C., Gajek J., Krahn A., Massin M., Pepi M., Pezawas T., Ruiz Granell R., Sarasin F., Ungar A., van Dijk J. G., Walma E. P., Wieling W.* Guidelines for the diagnosis and management of syncope (version 2009). *European Heart Journal* 2009; 30: 2631–2671.
 18. *Haiying Xia, Zbouxiao Bao, Haomiao Jiang.* Mobile cardiac pulse measurements. *Electrical Engineering*, Stanford, available at: https://stacks.stanford.edu/file/druid:yj296hj2790/Jiang_Bao_Xia_Mobile_cardiac_pulse_measurements.pdf.
 19. *Hao-Yu Wu, Rubinstein M., Shib E., Gutttag J., Durand F., Freeman W.* Eulerian video magnification for revealing subtle changes in the world. MIT CSAIL, Quanta Research Cambridge, Inc., available at: <http://people.csail.mit.edu/mrub/evm/>
 20. *Maby I. R., Shore A. C., Smith L. D., Tooke J. E.* Capillary pulse waveform in aortic stenosis. *Int. J. Microcirc. Clin. Exp.* 1994; 14 (5): 257–261.
 21. *Parmley W. W., Diamond G., Tomoda H., Forrester J. S., Swan H. J. C.* Clinical evaluation of left ventricular pressures in myocardial infarction. *Circulation* 1972; 45: 358–366.
 22. *Seet R. C., Friedman P. A., Rubinstein A. A.* Prolonged rhythm monitoring for the detection of occult paroxysmal atrial fibrillation in ischemic stroke of unknown cause. *Circulation* 2011; 124: 477–486.
 23. *Scalise L.* Non contact heart monitoring. Dipartimento di Ingegneria Industriale e Scienze Matematiche, Universita Politecnica delle Marche, available at: <http://cdn.intechopen.com/pdfs-wm/27007.pdf>.

Материал поступил в редакцию 22.03.2015