

2. *Caroly J., Stephen J.B., DiCocco G. et al.* Coded aperture imaging in X-and Gamma-ray astronomy // *Space Science Reviews*. 1987. Vol. 45. № 3/4. PP. 349-403.
3. *Федоров Г.А., Терещенко С.А.* Вычислительная эмиссионная томография. – М.: Энергоатомиздат, 1990.
4. *Durrant P.T., Dallimore M., Jupp I.D. et al.* The application of pinhole and coded aperture imaging in the nuclear environment // *Nuclear Instruments and Methods A*. 1999. Vol. 422. PP. 667-671.
5. *Accorsi R.* Design of near-filed coded aperture cameras for high-resolution medical and industrial of gamma-ray imaging / Ph.D. Thesis, Department of Nuclear Engineering, MIT. 2001.
6. *Gmar M., Gal O., Le Goaller C. et al.* Development of coded-aperture imaging with a compact gamma camera // *IEEE Transactions on Nuclear Science*. 2004. Vol. 51. № 4. PP. 1682-1687.
7. *Терещенко С.А.* Методы вычислительной томографии. – М.: Физматлит, 2004.
8. *Gottesman S.R.* Coded apertures: Past, present, and future application and design // *Proceedings of Adaptive Coded Aperture Imaging and Non-Imaging Sensors*, SPIE. 2007. Vol. 6714.
9. *Starfield D.M., Rubin D.M., Marwala T.* High transparency coded apertures in planar nuclear medicine imaging / *Proceedings of the 29th Annual International Conference of IEEE EMBS*. 2007. PP. 4468-4471.
10. *Gottesman S.R., Isser A., Giglioli G.W.* Adaptive coded aperture imaging: Progress and potential future applications // *Proceedings of the International Society for Optical Engineering*, SPIE. 2011. Vol. 8165. № 13.
11. *Cook W.R., Finger M., Prince T.A., Stone E.C.* Gamma-ray imaging with a rotating hexagonal uniformly redundant array // *IEEE Tr. on Nuclear Science*. 1984. Vol. NS-31. № 1. PP. 771-775.
12. *Gottesman S.R., Fenimore E.E.* New family of binary arrays for coded aperture imaging // *Applied Optics*. 1989. Vol. 28. № 20. PP. 4344-4352.
13. *Федоров Г.А., Терещенко С.А., Антаков М.А., Бурнаевский И.С.* Аппаратные функции интегрально-кодовых систем с многопинхольными гексагональными кодирующими коллиматорами // *Измерительная техника*. 2012. № 5. С. 59-64.
14. *Спанн Р.* Свойство псевдослучайных последовательностей максимальной длины при двумерной корреляции // *ТИИЭР*. 1965. Т. 53. № 12. С. 2363-2364.
15. *Макуильямс Ф.Дж., Слоан Н.Дж.А.* Псевдослучайные последовательности и таблицы // *ТИИЭР*. 1976. Т. 64. № 12. С. 80-95.
16. *Gottesman S.R., Schneid E.J.* PNP – a new class of coded aperture arrays // *IEEE Tr. on Nuclear Science*. 1986. Vol. NS-33. № 1. PP. 745-749.
17. *Федоров Г.А., Терещенко С.А.* Расширенные псевдослучайные последовательности и двумерные кодирующие коллиматоры на их основе // *Измерительная техника*. 2007. № 6. С. 66-71.
18. *Федоров Г.А., Терещенко С.А.* Интегрально-кодовые системы регистрации ионизирующих излучений. Биполярные измерения // *Измерительная техника*. 2005. № 6. С. 58-62.
19. *Федоров Г.А., Терещенко С.А., Антаков М.А., Бурнаевский И.С.* Интегрально-кодовые системы измерений с многопинхольными гексагональными кодирующими коллиматорами на основе троичных последовательностей // *Вестник НИЯУ «МИФИ»*. 2013. Т. 2. № 1. С. 40-46.

Сергей Андреевич Терещенко,
д-р физ.-мат. наук, профессор, кафедра биомедицинских систем,
Национальный исследовательский университет «МИЭТ»,
Георгий Алексеевич Федоров,
д-р физ.-мат. наук, профессор,
кафедра радиационной физики и безопасности ядерных технологий,
Национальный исследовательский ядерный университет «МИФИ»,
Максим Александрович Антаков,
аспирант,
Игорь Сергеевич Бурнаевский,
студент,
кафедра биомедицинских систем,
Национальный исследовательский университет «МИЭТ»,
г. Москва, e-mail: tsa@miee.ru

И.С. Явелов, А.И. Гончаренко, М.Я. Израилович, Д.Ш. Катанов

Моделирование эффекта локального усиления кровотока

Аннотация

В Институте машиноведения им. А.А. Благонравова (ИМАШ) РАН на основе волоконно-оптических датчиков создана измерительная аппаратура для исследования пульсовых волн и вибросигналов сердечно-сосудистой системы человека, с помощью которой изучались процессы модуляций сердечного ритма. Предложено рассматривать изменения ритма и формы пульсовых волн с точки зрения оптимальной доставки крови к работающим или страдающим органам (импульсным потребителям). Отмечена роль низкочастотных модуляций частоты сердечных сокращений как механизма увеличения расхода крови в заданную зону (адресная доставка крови).

Сфигмография высокого разрешения не относится пока к распространенным методам функциональной диагностики. Однако с развитием методов апланационной тонометрии она все больше утверждается в качестве перспективного раздела кардиологии. Представленная статья показывает, что с помощью разработанной в ИМАШ РАН аппаратуры [1], [2] возможны наблюдение и полезное исследование гемодинамики, в том числе и процессов, связанных с неравномерностью сердечного ритма [3].

Следует отметить, что неравномерность сердечного ритма подавляется в случае сильной стрессовой реакции организма. При этом сердце работает «удар в удар» и стрессовая сборка ударов за фрагмент съемки при правильной разметке кардиоциклов превращается в «ниточку». Такой тип кровотока с подавленной ритмичкой называют в некоторых работах эмбриональным, так как он свойственен младенцам, находящимся в утробе матери [4]. По многим наблюдениям известно, что у людей в состоянии волнения или нервного стресса как бы «перехватывает» дыхание и они не могут говорить или говорить прерывисто. Это свидетельствует о нехватке кислорода. Продолжая рассуждения, приходим к выводу, что модуляции ритма есть проявление оптимизации свойств сердечно-сосудистой системы в смысле многофункционального действия кислородного обмена и, скорее все-

го, адресной доставки обогащенной крови в требуемые зоны. Анализируя многочисленные записи пульсовых волн, можно убедиться, что доминирующей низкочастотной гармоникой является частота дыхания, которая модулирует частоту сердечных сокращений.

Приведем в доказательство запись неравномерности насосной функции сердца, полученную в компьютере, связанном с анализатором «Пульс».

Здесь высота каждого столбика, обозначающего очередной кардиоцикл, соответствует величине интеграла, определяемого площадью фигуры, очерченной пульсовой волной. Исследование ритмики по пульсовой волне в отличие от исследования по кардиоинтервалам имеет следующую особенность: механопульсограмма несет полезную информацию о насосной функции сердца, которая является его конечной функцией, тогда как по ЭКГ оценивается только работа синусового узла сердца. Таким образом, в рассматриваемой работе предложен метод исследования ритмики по конечной функции сердца, а не по промежуточной.

Из рис. 1 следует, что модуляция величины площадей под кривой пульсовой волны по низкой частоте следующая: одна волна на 5-6 ударов сердца. Эта явление известно у медиков под названием «дыхательная аритмия». При подавлении изменений ритма гистограмма имеет

вид абсолютно ровного «забора». Можно предположить, что в результате низкочастотной модуляции кардиоциклов дыхательным процессом возрастает интенсивность насыщения крови кислородом. На вершине вдоха, как следует из любой записи механопульсограммы, сердце замедляет ход и артериальное давление падает. На этом явлении основаны все виды дыхательных гимнастик. С другой стороны, общеизвестно, что во время физических упражнений с определенным ритмом в организме устанавливается частота дыхания, синхронизированная с частотой упражнений. То же самое наблюдается во время ходьбы и бега (по собственным наблюдениям авторов, проверенным на 5 добровольцах): примерно один цикл дыхания на четыре шага. Следовательно, можно предположить, что работающие мышцы становятся импульсным потребителем кислорода и синхронизируют работу сердца и легких таким образом, чтобы обеспечить к ним повышенную адресную доставку кислорода с кровью.

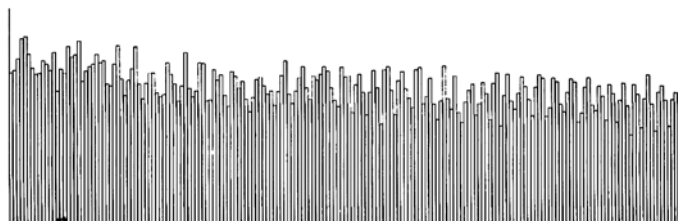


Рис. 1. Неравномерность насосной функции сердца: по оси X – номер кардиоцикла по нарастающей, по оси Y – величина площади фигуры, охваченной кривой сигнала соответствующей пульсовой волны

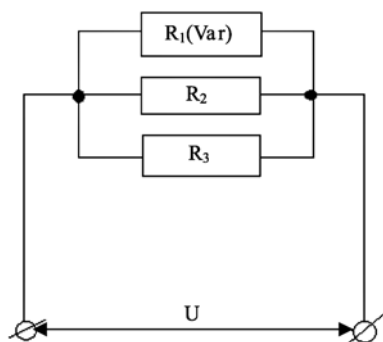


Рис. 2. Электрическая цепь с параллельным (сетевым) подключением резисторов

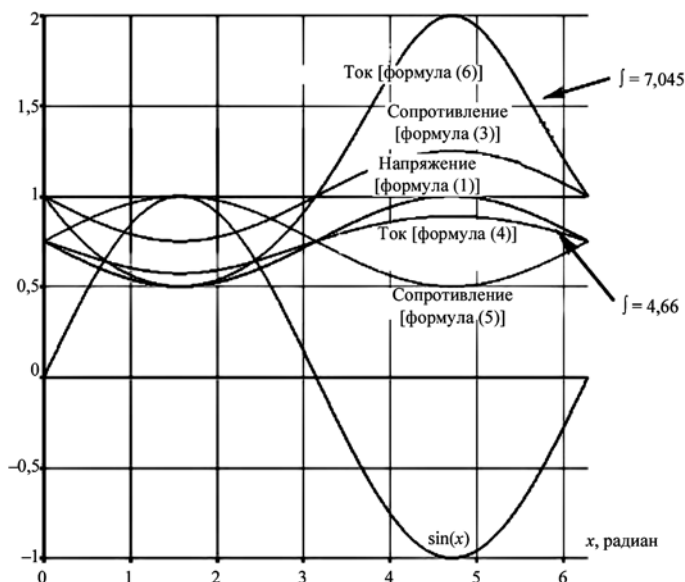


Рис. 3. Изменение тока импульсного потребителя при различном сочетании пульсаций источника и потребителя

Известно, что импульсное компрессионное воздействие на сосуды (например, с помощью наружного массажера) может создать локально более благоприятные условия в массируемой зоне с точки зрения

притока в нее крови. Имеется несколько гипотез, объясняющих это явление. Предложим еще одну трактовку для случая применения массажеров с вакуумным (подсасывающим) эффектом [5].

Если в момент прохождения пульсовой волны под зоной действия массажера осуществлять наружную декомпрессию до величин, обеспечивающих расширение сосудов, то их пассивное гидравлическое сопротивление в эту фазу снизится и кровоток возрастет. Затем следует компрессия и сосуды частично сдавливаются. Таким образом, организуется синхронный импульсный потребитель, способствующий локальному увеличению кровотока.

Построим математическую модель изменения расхода жидкости в импульсной перекачивающей системе, пользуясь методом электрических аналогий.

Проведем аналогию между гидравлическим трубопроводом и электрической цепью:

$$P = QR; \quad U = IR,$$

где P – давление; Q – расход; R_r – гидравлическое сопротивление; U – напряжение; I – ток; R – электрическое сопротивление.

Рассмотрим электрическую цепь с тремя параллельно включенными резисторами (рис. 2) и рассчитаем ее в соответствии с законом Кирхгофа. Величины резисторов в статическом состоянии одинаковы (R), и от соотношения их величин зависит количественно полезный эффект увеличения тока через активную цепочку (R_1). Введем понятия импульсного источника напряжения U и импульсного потребителя – резистора R_1 , сопротивление которого изменяется по закону синуса. Далее приводим результаты вычислений интегрального (за период колебаний импульсного источника и потребителя) значения тока, эквивалентного расходу жидкости. Сначала рассмотрим два частных случая сочетания пульсаций источника и потребителя в фазе и противофазе.

На рис. 3 сопоставлены в одних координатах изменения за период значений источника [формула (1)], значений импульсного потребителя в одной фазе с источником [формула (2)] и в противофазе с источником [формула (3)]. Кроме того, на этом рисунке даны значения тока в контрольной цепи R_1 для двух рассмотренных случаев пульсирующего потребителя, соответственно по формуле (4) и по формуле (6). В случае работы потребителя в противофазе с источником получено значительное увеличение тока в контрольной цепи. Итоговый результат дало вычисление интегрального значения тока за период: при постоянном сопротивлении $R_1 = 4,71$ [формула (2)], при пульсации сопротивлений в фазе – 4,66 [формула (4)], при пульсации в противофазе – 7,045 [формула (6)]. Последний результат доказывает, что при соответствующих взаимных пульсациях источника и потребителя наблюдается существенное увеличение тока в контрольной цепи, а значит и увеличение расхода в данной ветке гидравлической сети.

Упомянутые формулы приведены ниже.

$$U = 0,75U_0 - 0,25U_0 \sin \omega t; \quad (1)$$

$$I_1 = \frac{U}{R} = \frac{U_0}{R} (0,75 - 0,25 \sin \omega t); \quad (2)$$

$$R_1 = R - 0,25R \sin \omega t; \quad (3)$$

$$I_1 = I_{\Sigma} - 2I = \frac{U_0}{R} \cdot \frac{(0,75 - 0,25 \sin \omega t)(1,5 - 0,25 \sin \omega t)}{(0,5 - 0,125 \sin \omega t)} - \frac{2U_0(0,75 - 0,25 \sin \omega t)}{R} = \frac{U_0}{R} (0,75 - 0,25 \sin \omega t) \left[\frac{1,5 - 0,25 \sin \omega t}{0,5 - 0,125 \sin \omega t} - 2 \right]; \quad (4)$$

$$R_1 = 0,75R + 0,25R \sin \omega t; \quad (5)$$

$$I_1 = I_{\Sigma} - 2I = \frac{U_0}{R} (0,75 - 0,25 \sin \omega t) \times \left(\frac{0,5}{0,375 + 0,125 \sin \omega t} \right). \quad (6)$$

Поставим задачу более универсальным способом, имея в виду, что пульсации источника и потребителя не зависят друг от друга и могут меняться в определенных пределах. Так, формулы (1), (3) и (5) перепишем следующим образом:

$$U = U_0(\alpha_1 - \alpha_2 \sin \omega t), \quad (7)$$

где U_0 – номинальное значение напряжения; α_1, α_2 – положительные константы.

Вместо формул (3) и (5) для резистора запишем

$$R_1 = R(1 - \beta \sin \omega t), \quad (8)$$

где β – глубина пульсации; ω – частота пульсации.

Результирующее сопротивление R_Σ трех параллельно соединенных сопротивлений (см. рис. 2) запишем формулой

$$\begin{aligned} \frac{1}{R_\Sigma} &= \frac{1}{R(1 - \beta \sin \omega t)} + \frac{1}{R} + \frac{1}{R} = \frac{1}{R(1 - \beta \sin \omega t)} + \frac{2}{R} = \\ &= \frac{1}{R} \left(\frac{1}{1 - \beta \sin \omega t} + 2 \right) = \frac{1}{R} \left(\frac{3 - 2\beta \sin \omega t}{1 - \beta \sin \omega t} \right). \end{aligned} \quad (9)$$

Величина суммарного тока I_Σ , протекающего через все три ветви, определяется как напряжение, деленное на суммарное сопротивление:

$$I_\Sigma = \frac{U(t)}{R_\Sigma} = \frac{U}{R} \frac{(\alpha_1 - \alpha_2 \sin \omega t)(3 - 2\beta \sin \omega t)}{1 - \beta \sin \omega t}. \quad (10)$$

Токи I_2, I_3 протекают через второй и третий резисторы, имеющие постоянные величины сопротивлений:

$$I = I_2 = I_3 = \frac{U(t)}{R} = \frac{U}{R} (\alpha_1 - \alpha_2 \sin \omega t). \quad (11)$$

Ток, протекающий через первый резистор с переменным сопротивлением,

$$I = \frac{U}{R_1} = \frac{U}{R} \frac{\alpha_1 - \alpha_2 \sin \omega t}{1 - \beta \sin \omega t}. \quad (12)$$

В том случае, когда имеет место сдвиг фазы между приложенным напряжением и изменением переменной составляющей первого сопротивления, формула (12) записывается в виде

$$I_1 = \frac{U}{R} \frac{\alpha_1 - \alpha_2 \sin(\omega t + \varphi)}{1 - \beta \sin \omega t}. \quad (13)$$

Поскольку I_1 в формуле (12) и I_1 в формуле (13) – периодические функции, оценки изменения тока следует осуществлять за период, т. е. рассчитывать среднеинтегральные значения:

$$\bar{I}_1 = \frac{U}{R} \frac{\omega}{2\pi} \int_0^{2\pi/\omega} \frac{\alpha_1 - \alpha_2 \sin \omega t}{1 - \beta \sin \omega t} dt; \quad (14)$$

$$\bar{I}_1(\varphi) = \frac{U}{R} \frac{\omega}{2\pi} \int_0^{2\pi/\omega} \frac{\alpha_1 - \alpha_2 \sin(\omega t + \varphi)}{1 - \beta \sin \omega t} dt. \quad (15)$$

В последнем случае следует найти оптимальное значение фазы φ , при котором $I_1(\varphi)$ достигает максимума.

Для этого формулу (15) преобразуем, взяв неопределенный интеграл. Рассмотрим переменную часть полученного выражения, отбросив множитель с константами $U\omega / 2\pi R$.

$$\begin{aligned} I_{1\Sigma} &= \frac{1}{\beta\sqrt{1-\beta^2}\omega} \left\{ \arctg \left[\frac{\beta - tg\left(\frac{\omega t}{2}\right)}{\sqrt{1-\beta^2}} \right] [2\alpha_2 \cos(\varphi) - 2\alpha_1\beta] + \right. \\ &\quad \left. + \alpha_2 \sqrt{1-\beta^2} (\sin(\varphi) \ln[\beta \sin(\omega t) - 1] + \omega t \cos(\varphi)) \right\}, \end{aligned} \quad (16)$$

где φ – фазовый сдвиг; α_1, α_2 – положительные константы, характеризующие соответственно нулевой уровень и амплитуду пульсаций источника; β – глубина пульсации потребителя; ω – частота пульсации; $x = \omega t$.

Далее, вычислив определенный интеграл в пределах от 0 до $2\pi/\omega$, получим

$$I_{1\Sigma} = (\omega_2 / \beta) \cos \varphi. \quad (17)$$

Анализ этого выражения говорит о том, что максимальный положительный эффект (интегральное увеличение тока или расхода жидкости) может достигаться при малых значениях коэффициента β и величине фазового сдвига $\varphi = 0$. Стремление β к единице означает полное перекрытие сосудов, а затем их раскрытие больше исходного просвета. При этом I стремится к бесконечности (аналог короткого замыкания), а величина φ , равная нулю, означает, что пульсация потребителя должна быть в противофазе с источником, т. е. раскрытие сосудов должно приходиться на максимум пульсовой волны. Например, при $\beta = 0,5$ и $\varphi = 0$ наблюдается увеличение интегрального значения тока в 2 раза [формула (17)], это делает подобное управление достаточно эффективным, особенно при наличии обратных связей, которые можно создать, например, с помощью датчиков пульсовой волны.

По аналогии с рассмотренным выше процессом можно предположить, что при импульсном расширении сосудов (например от воздействия управляемого массажера) обеспечивается адресное увеличение доставки крови. При этом ритм массажа удобно замкнуть по обратной связи с датчиком пульсовой волны, что приведет к усилению эффекта адресации, а значит, и повысит эффективность действия препарата. При этом степень компрессии в воздействующем органе массажера по аналогии с примером, рассмотренным выше, должна быть приблизительно в 1,5 раза больше величины нижнего артериального давления. При артериальном давлении, например 120/80 мм рт. ст., разрежение должно быть соответственно –120 мм рт. ст. При таких величинах следует ожидать увеличения кровотока условно в 2 раза.

Выводы

1. Предложена и рассчитана модель, которая с помощью электрогидравлической аналогии позволяет отследить полезный эффект увеличения расхода в сети из трех потребителей в случае синхронной работы источника и потребителя.

2. Описанный способ повышения интенсивности притока крови в локальную зону предположительно может улучшить лекарственную терапию, обеспечив усиленную доставку препаратов с кровью непосредственно в требуемую область, где развита патология и требуется данное лекарство, если в этой области обеспечить ритмическую компрессию.

Список литературы:

1. Явелов И.С., Рочагов А.В. Компьютерная пульсодиагностика и анализатор «Пульс». – М. – Ижевск: НИЦ «Регулярная и хаотическая динамика», 2006. 160 с.
2. Явелов И.С., Рогоза А.Н., Рочагов А.В. Волоконно-оптические датчики кардиомеханосигналов (КМС) // Функциональная диагностика. 2009. № 2. С. 74.
3. Флейшман А.Н. Медленные колебания гемодинамики: теория, практическое применение в клинической медицине и профилактике. – Новосибирск: Наука, 1999.
4. Гончаренко А.И. Сопряженные связи сердца // Дельфис, 2003. С. 112-116.
5. Ганиев Р.Ф., Васильев Р.Х., Муфазалов Р.Ш., Захаров Ю.П., Малых Ю.Б. Устройство для гидромассажа / Патент РФ № 2010559 от 01.04.1991 г.

Игорь Самуилович Явелов,
канд. техн. наук, ведущ. научный сотрудник,
отдел биомеханики ИМАШ РАН,
Александр Иванович Гончаренко,
врач-кардиолог, член-корр. Международной
Академии энергоинформационных наук,
Михаил Яковлевич Израйлович,
д-р техн. наук, профессор,
гл. научный сотрудник,
отдел биомеханики ИМАШ РАН,
Динар Шамильевич Катанов,
аспирант,
Московский физико-технический институт
(государственный университет),
г. Москва,
e-mail: yishome@mail.ru