

УДК 616:617.58(075.8)

## МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ГЕМОДИНАМИЧЕСКИХ ЭФФЕКТОВ НАРУЖНОЙ КОНТРУЛЬСАЦИИ И КАРДИОСИНХРОНИЗИРОВАННОЙ ПОСЛЕДОВАТЕЛЬНОЙ АНТЕГРАДНОЙ ПНЕВМОКОМПРЕССИИ

А.М. Сударев<sup>1,2,3</sup>, Л.Б. Платонова<sup>2</sup>

1. ООО «КОНСТЭЛ», Россия, 107076, г. Москва, ул. Стрмынка, 19, корп. 2 (495)6245166 [alexeyсударев@gmail.com](mailto:alexeyсударев@gmail.com), 2. Московский государственный университет приборостроения и информатики (МГУПИ) Россия, 107076, г. Москва, ул. Стрмынка, 20, 3. ИРЭ им. В.А.Котельникова РАН, 125009, г. Москва, ул. Моховая, д. 11, корп. 7, (495)629-3590

**Ключевые слова:** Кардиосинхронизированная пневмокомпрессия, облитерирующие заболевания нижних конечностей

### 1. Введение

Целью работы является построение модели усиленной наружной контрпульсации (УНКП) [1] и кардиосинхронизированной последовательной антеградной пневмокомпрессии (КПАПК) [2]. Данные методы эффективны при лечении сердечнососудистых заболеваний, в том числе кардиологических и заболеваний артерий нижних конечностей. В УНКП воздействие создается компрессией нижних конечностей с помощью пневматических манжет. Манжеты голени, бедер и ягодиц последовательно надуваются, создавая ретроградную волну давления крови в артериях, синхронизированную с кардиоциклом так, что ретроградная волна доходит до устья аорты в диастолу, увеличивая коронарный кровоток. Одновременный сдув манжет происходит перед началом систолы, что уменьшает механическую работу сердца. В методе КПАПК последовательность обжатия обратная, создает антеградную волну давления, которая оказывает гемодинамические эффекты в сосудах конечностей, аналогичных влиянию УНКП на коронарные сосуды.

### 2. Материалы и методы

Использована 0-D модель сосудистой системы. Для модели использован подход [3], когда гидродинамические параметры сосудов (компарментов) заменяются их электрическими аналогами. По известным параметрам сосудов оценивались гидродинамические параметры сосудов. Так, сопротивление  $R = 8l\mu/A^2$ , инерционность крови (индуктивность)  $L = 9lp/4A$ , комплайнс сосуда (емкость)  $C = 3l\pi r^3/2Eh$ , где  $l$  – длина сосуда,  $A$  – площадь поперечного сечения,  $\mu$  – вязкость крови,  $E$  – модуль Юнга стенки,  $r$  – радиус,  $h$  – толщина стенки сосуда, а  $\rho$  – плотность крови.

В Табл. 1 приведены эквивалентные единицы измерения.

Таблица 1

Параметр	гидродинамическое	электрическое
Сопротивление	$10^{-3}$ Па с мл <sup>-1</sup>	1 Ом
Комплаинс (емкость)	$10^3$ мл Па <sup>-1</sup>	1 Ф
Инерционность (индуктивность)	$10^{-3}$ Па с <sup>2</sup> мл <sup>-1</sup>	1 Гн
Масса (заряд)	133.416 л	1 Кл
Давление (напряжение)	1 мм рт. ст.	1 В

В качестве модели артериального дерева использованы как подробная (30 компарментов) [4], так и упрощенная незамкнутая схема (Рис. 1), в которой представлены основные ветви большого круга кровообращения.

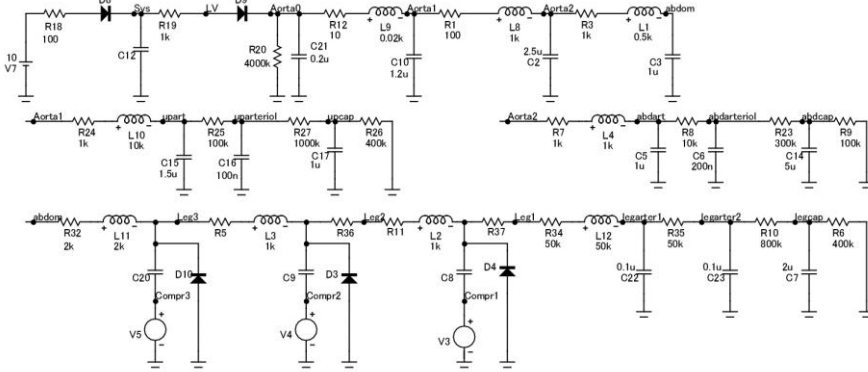


Рис. 1 Упрощенная схема артериального дерева

Моделирование воздействия осуществляется с помощью источников внешнего давления ( $V2 - V4$ ). Левый желудочек представлен в виде конденсатора ( $C12$ ), с зависящей от времени емкостью аналогично [5]. Для численного моделирования использован программный пакет Microcap 9.

### 3. Результаты и их обсуждение

Приведем оценки параметров модели. Основное периферическое сопротивление  $R_{общ}$ , определяется, в первую очередь резистивными сосудами и составляет порядка 160 кОм. Если систолическое и диастолическое давление составляют в норме 120 и 80 мм рт. ст., соответственно, а длительность диастолы  $\tau_{диаст}$  порядка 0.6 с, то оценка характерного времени релаксации давления в диастолу  $\tau = R_{общ} \cdot C_{общ}$  составляет порядка 1.5 с, что дает для  $C_{общ}$  (емкость магистральных артерий) величину порядка 10 мкФ (1.3 мл/ мм рт. ст.). Ударный выброс 70÷100 мл (500÷700 мкКл) создаст в системе артерий систолическое увеличение давления порядка 40 мм рт. ст.

Для увеличения диастолического давления в аорте при УНКП (на десятки мм рт. ст.) требуется масса крови, поступающая в аорту из артерий ног по порядку величины близкая к ударному выбросу. Однако значение емкости

артерий ног в линейном приближении дает для заряда (объема крови) недостаточные значения. Поэтому, как в работе [6] мы использовали тот факт, что при приближении трансмурального значения давления к нулю сосуды претерпевают коллапс и из них можно «выжать» объем крови, сопоставимый с объемом в расправленном состоянии. Для этого в модели использовали нелинейную зависимость объем (заряд) - трансмуральное давление. В нашей модели не имеет принципиального значения точная форма зависимости, поэтому мы использовали формулу, качественно описывающую эффект коллапса:

$$Q = \frac{Q_0}{2} \cdot \left( \tanh\left(\frac{U}{U_0}\right) + 1 \right) + C \cdot U. \text{ Заряд сосуда } Q_0 \text{ при малых значениях}$$

давлений оценивали из объема сосуда в расправленном состоянии [4]. Сосуды бедер и голени представлены симметричными схемами из двух сопротивлений, зависящих от трансмурального давления для описания эффекта пережатия манжетами. Использована модель  $R = R_0 \cdot (1 + k \cdot (Q(C) < Q_{\text{нороз}}))$ , где  $Q(C)$  - заряд емкости  $C$ ,  $Q_{\text{нороз}}$  - заряд сосуда, соответствующий коллапсу, а  $k$  - коэффициент увеличения сопротивления.

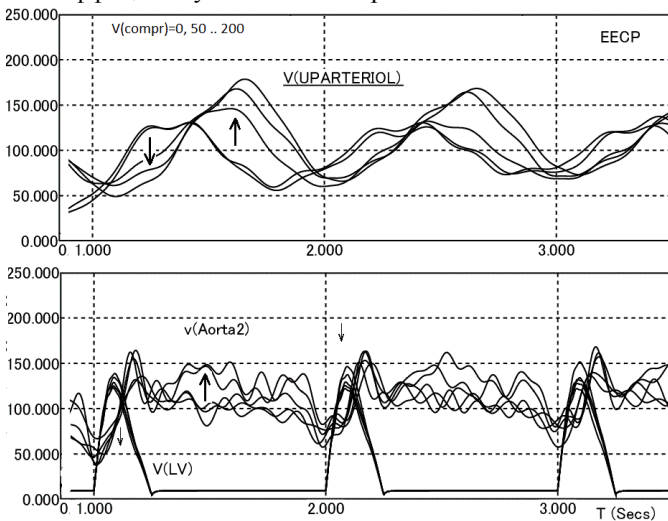


Рис. 2 Гемодинамические эффекты при УНКП

На рис 2 показаны зависимости давления при УНКП в артериолах верхней половины тела (UPARTERIOR) (этот сигнал доступен в измерениях, т.к. обычно воздействие оценивают по фотоплетизмограмме пальца руки), в аорте (Aorta2) и левом желудочке (LV) при разных значениях давления компрессии (стрелками показаны изменения кривых при изменении давления от 0 до

200 мм рт. ст.). Видно, что эффект диастолического усиления является пороговым. Существенный эффект (усиление в 1.5 – 2 раза) наступает при давлениях компрессии порядка артериального давления, что соответствует экспериментальным данным. Систолическая разгрузка происходит из-за зарядки емкостей конечностей после сдува манжет.

Исследован эффект усиления кровотока дистальных отделов нижних конечностей (давление в артериолах) ( $V(\text{legarter2})$ ) в режиме КПАПК (последовательное сжатие бедра – голени) (Рис 3.). Как и при УНКП продемонстрирована нелинейная зависимость эффекта от давления компрессии. Кроме того, сравнивался эффект усиления кровотока в дистальном отделе в режимах КПАПК и УНКП. При КПАПК увеличение давления выше примерно в 1.5 раза, что близко к экспериментальным данным [2]. При КПАПК также исследована зависимость давления крови в аорте и верхней половине тела. В этом случае также наблюдаются положительные эффекты (диастолическое усиление и систолическая разгрузка), однако они меньше, чем при УНКП.

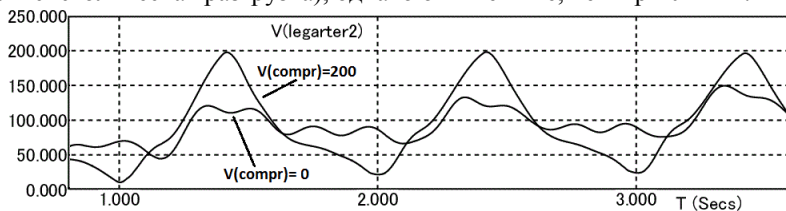


Рис. 3 Гемодинамические эффекты при КПАПК

Предложенная модель качественно описывает основные экспериментально гемодинамические эффекты УНКП и КПАПК, в т.ч. временные диаграммы, пороговую зависимость усиления кровотока от давления компрессии, зависимость эффекта от последовательности обжатия.

**Благодарности:** Благодарим д.т.н. А.И. Дьяченко за полезные дискуссии. Работа поддержана грантом РФФИ 13-07-00621.

### Список литературы

1. Conti C.R., EECР-Enhanced External Counterpulsation, Journal of the American College of Cardiology. 1999; 33: 7: 1841-1842
2. Сударев А.М. Лечение облитерирующих заболеваний артерий нижних конечностей. Ангиология и сосудистая хирургия, -М., Изд. «Ангиология инфо», 2013, т.19, 1, стр. 26 – 32
3. A. Noordergraaf, G.N. Jager, N. Westerhof, Circulatory Analogy Computer, North-Holland Publishing Co, Amsterdam, 1963.
4. Avolio, A. P.. Multi-branched model of the human arterial system. Med. Biol. Eng. Comput. 18:709–718, 1980. (Модель дерева и параметры артерий)
5. Sagawa, K., Suga, H., Nakayama, K.: Instantaneous pressure–volume ratio of the left ventricle versus instantaneous force–length relation of papillary muscle. In: Baan, J., Noordergraaf, A., Raines, J. (eds.): Cardiovascular System Dynamics. pp. 99–105. Cambridge, MA: M.I.T. Press 1978
6. Ozawa E.T., Bottom K.E., Xiao X., Kamm R.D.. Numerical Simulation of Enhanced External Counterpulsation. Annals of Biomedical Engineering, Vol. 29, pp. 284–297, 2001