

## **Моделирование гемодинамических эффектов наружной контрпульсации с помощью электрических аналогий.**

**Сударев А.М., Боромянская Е.С., Дьяченко А.И.  
ИРЭ им. В.А.Котельникова РАН  
sudarev@constel.ru**

Построена модель сердечно-сосудистой системы с использованием электрических аналогий. Исследованы статические и динамические распределения гидростатического давления и кровотока в различных отделах системы. Проведено сравнение с экспериментальными и литературными данными. Показаны важность правильной оценки параметров разных отделов сосудистого русла для моделирования «быстрых» гемодинамических эффектов. Изучено влияние разных отделов русла в формировании эффектов наружной контрпульсации.

The objective of this study is to develop a model of the cardiovascular system using electrical analogy capable of simulating the short-term transient hemodynamics effects and the influence of different parts of vascular bed in the formation of the effects of external counterpulsation. We explored the static and dynamic distributions of hydrostatic pressures and bloodflow throughout the vascular bed. The comparison with the experimental data was performed. The importance of adequate estimation of parameter values of different types of vessels for the modeling of short-term responses of vascular system was demonstrated.

Одной из актуальных задач в изучении различных вариантов вспомогательного кровообращения является моделирование гемодинамических эффектов при воздействиях, синхронизированных с кардиоциклом. В частности, большое внимание привлекает метод наружной контрпульсации [4]. В этом методе воздействие создается компрессией нижних конечностей с помощью специальных манжет. Манжеты голеней, бедер и ягодиц последовательно надуваются, создавая ретроградную волну давления крови в артериях. Одновременное опорожнение (сдув) всех манжет происходит перед началом систолы. Результатом такого воздействия является уменьшение механической работы сердца.

Целью данной работы является моделирование сердечно-сосудистой системы человека, позволяющие анализировать различные варианты наружной контрпульсации и изучать основные эффекты, производимые ею на распределение кровотока и давления в системе. Использован подход с эквивалентными электрическими аналогами механических явлений в сердечно-сосудистой системе.

Предложенная модель сердечно-сосудистой системы построена следующим образом:

- Использована незамкнутая модель большого круга кровообращения [3,4], включающая левый желудочек, магистральные артерии большого круга (30 элементов), терминальные артерии, артериолярные, капиллярные и венозные отделы;
- Сердце представлено в виде источника пульсирующего давления с формой импульса, близкой к литературным данным [1,2];
- Магистральные артерии описаны в терминах электрических эквивалентов, исходя из известных усредненных данных по их геометрическим размерам и упругим характеристикам стенки [3,4];
- Параметры отделов терминальных артерий и артериолярно-капиллярных бассейнов соответствующих магистральных артерий оценены, исходя из усредненных данных о распределении кровотока по отдельным органам, а также из известных данных о распределении давления в отделах сердечно-сосудистой системы [1-4].;
- Сосуды венозного отдела представлены относительно малыми сопротивлениями и большими емкостями, обеспечивающими достаточное уменьшение среднего гидростатического давления и «подавление» пульсаций с частотами большими или равными частоте основного сердечного ритма.

Для определения средних распределений давления и кровотока в сердечно сосудистой системе использовался источник постоянного напряжения (давления), равный среднему гидростатическому давлению на уровне аорты. Подбирая сопротивления отделов системы, получены характерные значения для распределения токов (кровотока), соответствующие распределению средних давлений на уровне разных отделов системы, начиная от магистральных артерий и заканчивая венозным бассейном.

При рассмотрении временных зависимостей давления и кровотока на уровне разных отделов при использовании пульсирующего источника (сердца) модель дает данные, достаточно хорошо воспроизводящие характерную динамику, известную из литературы [1]. Показано, что для моделирования «быстрой» динамики давления и кровотока принципиальным является правильная оценка параметров эквивалентных RLC-цепей. Полученные времена задержек возмущений давления и кровотока (пульсовых волн) на разных уровнях сосудистого русла, соответствуют экспериментальным значениям скоростей распространения пульсовых волн.

Действие внешней компрессии при наружной контрпульсации моделируется тремя импульсными источниками давления (напряжения) подключенными к соответствующим емкостям кровеносных сосудов голени, бедер и таза. Воздействие происходит синхронно с фазами сердечного цикла и ведет к изменению трансмурального давления в соответствующих отделах. При воздействии импульсов (положительный фронт) происходит разрядка емкостей, моделирующая эффект сжатия сосудов конечностей. Возникающее возмущение в виде переноса заряда (объема крови) и соответствующего увеличения напряжения (давления) в системе сосудов распространяется в сторону аорты. Спад импульсов напряжения (давления) приводит к обратному эффекту. Результирующие возмущения можно наблюдать в магистральных артериях выше точки обжатия.

Модель позволяет оценить вклад сосудов различных уровней в производимые контрпульсацией гемодинамические эффекты. В частности, для создания в модели уровней диастолического увеличения и соответствующего систолического снижения давления в аорте аналогичных наблюдающимся в клинических экспериментах, необходимо включать в рассмотрение «разрядку-зарядку» в момент воздействия емкостей как минимум терминальных артерий и артериолярного русла нижних конечностей. Это говорит о том, что емкости (комплаинса) одних магистральных артериальных сосудов не хватает для создания соответствующей волны заряда-давления.

Учитывая «инерционность» венозной системы, периодическое воздействие с частотой сердечных сокращений «демпфируется» комплаинсом венозного отдела и не ведет к синхронным изменениям венозного возврата. Таким образом, гемодинамический эффект контрпульсации происходит не в венозном русле, и использование «разомкнутой» модели для данной задачи является разумным приближением.)

Задачей настоящей работы было моделирование гемодинамических процессов, включающих, но не ограничивающихся относительно «быстрыми» процессами с длительностями, составляющими долю кардиоцикла. Изучение такие процессов актуально при рассмотрении различных видов вспомогательного кровообращения, в том числе внутриаортальной и наружной контрпульсации. Построенная модель достаточно верно предсказывает временную динамику давления и кровотока в различных отделах большого круга кровообращения при контрпульсации и без нее.

Представляется важным вывод об участии в эффектах наружной контрпульсации не только магистральных сосудов, но также терминальных артерий и артериолярно-капиллярного звена нижних конечностей.

Работа поддержана грантами РФФИ 06-07-89321а, 08-07-00436а и 10-07-00481а.

Список литературы.

1. Физиология человека. Под ред. П. Шмидта и Г. Тевса, - М, Мир, 2004.
2. Heldt T., Shim E.B., Kamm R.D. and Mark R.G.. Computational modeling of cardiovascular response to orthostatic stress. J Appl Physiol 92:1239-1254, 2002.
3. Mirzaee M.R., Ghasemalizadeh O., and Firoozabadi B. Simulating of Human Cardiovascular System and Blood Vessel Obstruction Using Lumped Method. World Academy of Science, Engineering and Technology 41 2008.
4. Ozawa E.T., Bottom K.E., Xiao X., and Kamm R.D., Method Numerical Simulation of Enhanced External Counterpulsation. Annals of Biomedical Engineering, Vol. 29, pp. 284±297, 2001.