

КОМПЬЮТЕРНАЯ СИСТЕМА ОЦЕНКИ ЭЛАСТИЧНОСТИ АРТЕРИАЛЬНЫХ СОСУДОВ

Горлов А. П., Калакутский Л. И.

Важное место в диагностике заболеваний сердечно-сосудистой системы, и в частности атеросклероза, занимает оценка гемодинамических свойств артериальных сосудов.

Целью настоящей работы является создание компьютерной системы оценки одного из основных гемодинамических показателей – эластичности артерий конечности для диагностики выраженности атеросклеротических изменений периферических сосудов.

Эластичность артериальной стенки является важнейшей механической характеристикой кровеносного сосуда, определяющей основные гемодинамические показатели периферического кровообращения. Величина эластичности артериальных сосудов изменяется с возрастом, а также вследствие сосудистых заболеваний.

Коэффициент податливости артерий C прямо пропорционален приросту объема артерии ΔV , и обратно пропорционален приросту трансмурального давления Δp_{tm} на данном участке артерии и может быть найдена по формуле [1]:

$$C = \frac{1}{V_0} \cdot \frac{dV}{dp_{tm}},$$

где V_0 - начальный объем артерии;

V - объем артерии;

p_{tm} - трансмуральное давление.

Для оценки эластичности артерий необходимо определить зависимость объема артерии от давления, т.е. зависимость упругой деформации артерии от действующего артериального давления. Таким образом, можно найти функциональную зависимость коэффициента эластичности артерий от объема участка артерии и артериального давления. Учитывая пульсирующий характер артериального давления и объема, коэффициент эластичности артерии будет оцениваться как максимальное значение функции $C = f(V, P_{mm})$.

Зависимость упругой деформации артерии от действующего артериального давления, а так же зависимость податливости артерии от давления приведены на рисунке 1. Зависимость упругой объемной деформации от артериального давления является важной гемодинамической характеристикой, определяющей запас энергии растянутых стенок во время систолы и расход этой энергии на осуществление кровотока – во время диа-

столбического периода. Эти энергетические соотношения имеют непосредственное влияние на работу сердечной мышцы. Упругая характеристика «объем - давление» в значительной мере определяет входной импеданс сердечному выбросу и степень демпфирования резких колебаний кровотока и давления.

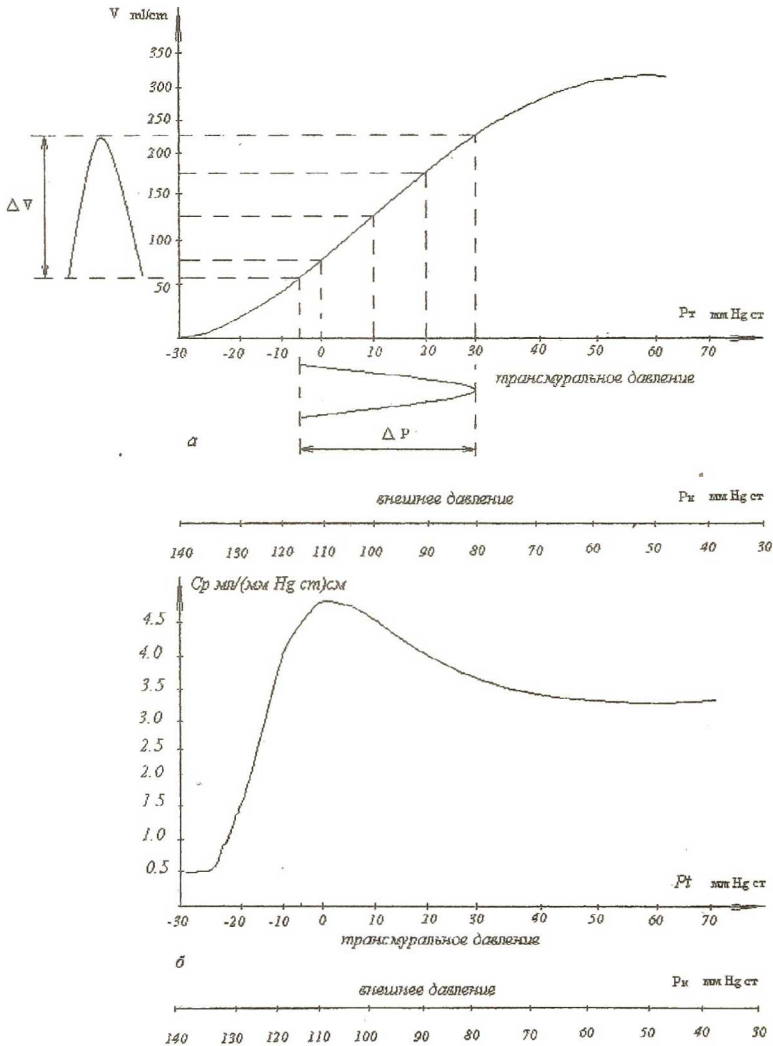


Рисунок 1 – Кривая «объем-давление» и зависимость податливости артерии от давления.

Количественная оценка влияния на артериальные сосуды различных фармакологических средств, внешних раздражителей и тестов, а также суждения о многочисленных патологических изменениях состояния сосудов при заболеваниях сердечно-сосудистой системы возможны только при знании реальной зависимости $V = f(p_{тм})$, найденной для функционирующего артериального сосуда живого организма. Количественная оценка зависимости упругой деформации от давления создаёт необходимые условия для определения физиологических норм для различных состояний человека. Следует добавить, что упругая характеристика участка артерии, подвергающегося окклюзии при изменении артериального давления, играет определяющую роль в формировании критериев равновесия внешнего давления (давления в манжете) и давления в артериальном сосуде на уровнях минимального динамического, среднего и конечного систолического давлений.

Для регистрации колебаний стенки сосуда используется тетраполярный реографический метод. В соответствии с этим методом измерительные электроды накладываются на участок конечности, подвергающийся измерению, а токовые располагаются на пальцах конечностей.

Теоретической основой метода импедансной реоплетизмографии служат представления А. А. Кедрова [2] о связи объёма (V) с комплексным электрическим сопротивлением (Z) данного участка тела:

$$\frac{\Delta V}{V} = -\frac{\Delta Z}{Z},$$

где $\Delta V, \Delta Z$ - прирост объёма и электрического импеданса артерии при пульсации крови.

Наиболее достоверная методика оценки параметра эластичности артериальной стенки включает определение механических свойств сосуда в условиях нулевого трансмурального давления. В этом случае податливость ненагруженной артериальной стенки обусловлена упругими свойствами сосуда, и ее величина может быть определена как отношение амплитуды пульсирующего объёма участка исследуемого сосуда к величине пульсового давления.

Для этого в месте наложения измерительных электродов вокруг конечности закрепляется окклюзионная манжета. При нагнетании воздуха в манжету кривые изменения объёма артерии имеют вид, показанный на рисунке.

Перед процессом регистрации характеристики «объём – давление» в манжету нагнетается воздух до полного прекращения пульсаций. Затем открывается клапан сброса давления. При давлении в манжете равном систолическому давлению появляются пульсации. По мере падения дав-

ления, эти пульсации увеличиваются по амплитуде и достигают максимуму при нулевом трансмуральном давлении.

На рисунке 2 приведены формы пульсаций при различном давлении в окклюзионной манжете.

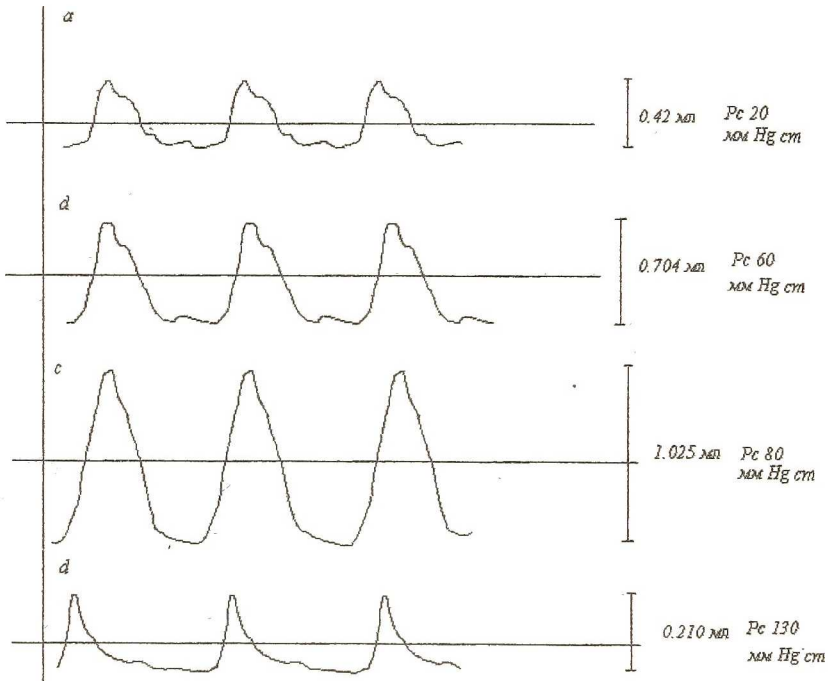


Рисунок 2 – Пульсация артерии при различном давлении.

Аппаратура системы оценки эластичности артериальных сосудов включает аналоговую часть, содержащую блок первичных преобразователей и блок первичной обработки сигналов, и цифровую часть, содержащую устройство регистрации сигналов и вычислитель диагностического показателя. Аппаратная часть системы включает реографический канал и канал регистрации параметров артериального давления.

Совместная обработка сигнала тензометрического датчика давления воздуха в манжетке и реографического сигнала позволяет определить параметры, необходимые для расчета величины эластичности артерий.

Аппаратная часть связана с ПЭВМ посредством параллельного порта ввода-вывода (LPT). Управление процессом измерения, обработка сигналов, а также вычисление диагностического показателя осуществляется ПЭВМ.

Система позволяет в реальном масштабе времени вести мониторинг параметра эластичности артериальной стенки, накопление и документирование данных, что особенно важно при диагностике и контроле хода лечения сосудистых больных.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Физиология кровообращения: физиология сосудистой системы. / Под ред. Б. И. Ткаченко. – Л.: Наука, 1984. – 625 с.- (руководство по физиологии).
2. Савицкий Н. Н. Биофизические основы кровообращения и клинические методы изучения гемодинамики. – М.: - Медицина, 1974 – 312 с.
3. IEEE transactions on biomedical engineering. VOL 38. NO 1. January 1991. Noninvasive Measurement of Compliance of Human Leg Arteries. Ravi Shankar, John G. Webster.

ОПТИМИЗАЦИЯ ПРОИЗВОДСТВЕННО – ТЕХНИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК РЭА НА ПРИМЕРЕ УЛЬТРАЗВУКОВОГО РАСХОДОМЕРА НЕФТИ И НЕФТЕПРОДУКТОВ

Щёголев В.В.

В настоящее время, по данным руководителей организаций, осуществляющих эксплуатацию магистральных трубопроводов, объем требующих замены устаревших расходомеров достигает нескольких тысяч штук. Так, только в АО "Самаранефтегаз" находятся в эксплуатации и требуют замены 450 устаревших расходомеров турбинного типа "Турбоквант" производства Венгрии. Увеличение спроса на современные расходомеры объясняется еще и возросшей аварийностью трубопроводов в связи с длительным сроком их эксплуатирования. В этом случае, при возникновении аварии нефть закачивается в специальные открытые земляные амбары, из которых в последующем при помощи передвижных насосных установок перекачивается обратно в трубопроводы. Существующий вариант исполнения передвижных насосных установок не имеет в своем составе расходомеров.

Изготавливаемые в настоящее время предприятиями России УРН являются крупногабаритными и не отвечают современным требованиям. Закупка малогабаритных УРН за рубежом (особенно