

Е.С. Семенистая

ДИАГНОСТИЧЕСКИЕ ПОКАЗАТЕЛИ КОНТУРА ПУЛЬСОВОЙ КРИВОЙ

Сердечно-сосудистые заболевания являются в настоящее время одной из основных причин смертности населения развитых стран. Снижение смертности возможно в основном за счет ранней диагностики таких заболеваний как артериальная гипертензия, сахарный диабет, хроническая почечная недостаточность. При всех этих заболеваниях органами-мишенями являются сосуды, поэтому оценка состояния сосудов имеет огромное значение для ранней диагностики. Одним из важных параметров состояния сосудов является степень жесткости сосудистой стенки. Этот параметр является одним из наиболее важных при исследовании последствий повышенного артериального давления (АД) и для прогнозирования состояния организма [1].

В последнее время всю большую популярность приобретает фотоплетизмографический метод оценки состояния сосудов, так как является наиболее удобным и простым в применении. В основном конструктивно фотоплетизмографические датчики представляют собой игольчатый инфракрасный излучатель (ИК), который посылает в палец руки световой поток, рассеивающийся на капиллярах. Зачастую используют две длины волны $\lambda_1 = 660$ нм – красный свет и $\lambda_2 = 940$ нм – инфракрасный свет, т.е. выбраны те длины волн, для которых разность между коэффициентами поглощения оксигемоглобина и гемоглобина максимальна и различна по знаку, а влияние карбоксигемоглобина и метгемоглобина минимально [2]. Степень рассеивания прямо пропорционально зависит от кровонаполнения капилляров. Кровонаполнение меняется в зависимости от характера пульсовой волны, которая в свою очередь определяется сокращением мышц сердца и стенки аорты. Рассеиваемый световой поток регистрируется фотоприемником, расположенным рядом с излучателем. Сигнал с приемника усиливается, преобразуется и либо выводится на встроенный ЖК-монитор прибора, либо передается через стандартный последовательный порт в компьютер.

Сформированный сигнал обрабатывается программами и выводится на экран компьютера, который работает в режиме виртуального осциллографа. При этом производится расчет основных параметров ССС, их анализ и запоминание.

Диагностические возможности метода базируются на следующих свойствах пульсограммы:

- ✓ пульсограмма отражает прежде всего ритмические колебания капиллярного кровотока, вызванные перемещением артериальной крови под воздействием мышечных сокращений левого желудочка сердца;
- ✓ пульсограмма полностью отражает все процессы, происходящие в сердце, связанные с возникновением ритмических сокращений;

- ✓ процесс отображения пульсограммы соответствует интервалу времени от момента открытия аортального клапана до его закрытия и дальнейшего проталкивания крови за счет эластичности стенок аорты;
 - ✓ на пульсограмме всегда наблюдается момент закрытия аортального клапана;
 - ✓ на пульсограмме хорошо виден участок, на котором проявляются свойства эластичности стенок аорты и сосудов;
- Пульсовая волна состоит из двух компонентов как показано на рис. 1.

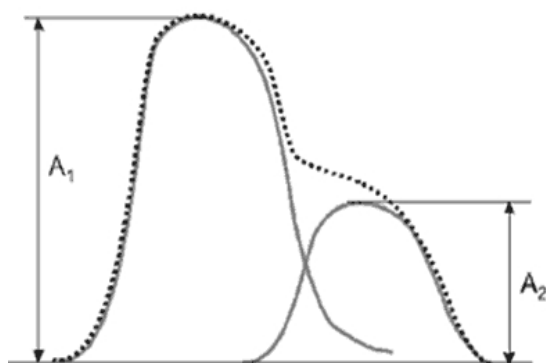


Рис. 1. Схематическое изображение пульсовой волны
 A_1 – соответствует анакротическому периоду, A_2 – дикротическому

Первый пик пульсовой волны, соответствующий анакротическому периоду пульсовой волны (A_1), образуется в период систолы. Амплитудное значение анакротической фазы носит также название амплитуды пульсовой волны и соответствует ударному объему крови при сердечной выбросе, предоставляя таким образом косвенные сведения о степени инотропного эффекта [4].

Второй пик пульсовой волны, соответствующий дикротическому периоду пульсовой волны (A_2), образуется за счет отражения объема крови от аорты и крупных магистральных сосудов и частично соответствует диастолическому периоду сердечного цикла. Дикротическая фаза предоставляет информацию о тонусе сосудов.

Вершина пульсовой волны соответствует наибольшему объему крови, а ее противоположная часть – наименьшему объему крови в исследуемом участке ткани. Характер пульсовой волны зависит от эластичности сосудистой стенки, частоты пульса, объема исследуемого участка ткани, ширины просвета сосудов. Считается, что частота и продолжительность пульсовой волны зависит от особенностей работы сердца, а величина и форма ее пиков – от состояния сосудистой стенки [1,3].

Исучаемые параметры фотоплетизмограммы группируются по двум признакам:

По вертикальной оси изучаются амплитудные характеристики пульсовой волны, соответствующие анакротическому и дикротическому периоду. Несмотря на то, что эти параметры являются относительными, их изу-

чение в динамике предоставляет ценную информацию о силе сосудистой реакции. В этой группе признаков изучаются амплитуда анакротической и дикротической волны, индекс дикротической волны. Последний показатель имеет абсолютное значение и имеет собственные нормативные показатели.

По горизонтальной оси изучаются временные характеристики пульсовой волны, предоставляющие информацию о длительности сердечного цикла, соотношении и длительности систолы и диастолы. Эти параметры имеют абсолютные значения и могут сравниваться с существующими нормативными показателями. В этой группе параметров изучаются длительность анакротической фазы пульсовой волны, длительность дикротической фазы пульсовой волны, длительность фазы изгнания, длительность пульсовой волны, индекс восходящей волны, время наполнения, продолжительность систолической фазы сердечного цикла, продолжительность диастолической фазы сердечного цикла, время отражения пульсовой волны, частота сердечных сокращений.

Нормативные значения параметров пульсовой волны представлены на рис. 2.

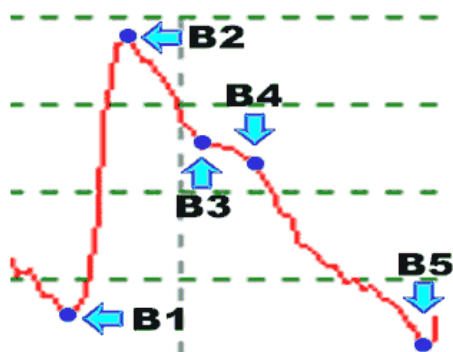


Рис. 2. Основные кодирующие точки объемного пульса

Точка B1 соответствует началу периода изгнания систолического периода, точка B2 – моменту максимального расширения сосуда в фазу форсированного изгнания, точка B3 – соответствует протодиастолическому периоду, точка B4 – соответствует началу диастолы, точка B5 – соответствует наступлению конца диастолы и указывает на завершение сердечного цикла [4].

Для диагностики наиболее важными являются следующие параметры контура пульсовой волны.

Амплитудные значения пульсовых волн:

Амплитуда пульсовой волны, более точное название – "амплитуда анакротической фазы", измеряется в относительных единицах. Значение вертикальной оси вычисляется по формуле (см. рис. 2)

$$АПВ = B2 - B1.$$

Нормативных значений не имеет, оценивается в динамике.

Амплитуда дикротической волны. Измеряется в относительных единицах. Значение вертикальной оси вычисляется по формуле

$$АДВ = B4 - B5.$$

В норме составляет $\frac{1}{2}$ от величины амплитуды пульсовой волны.

Высота инцизуры. Измеряется в относительных единицах. Значение вертикальной оси вычисляется по формуле

$$ВИ = B3 - B5.$$

В норме составляет $\frac{2}{3}$ от величины амплитуды пульсовой волны.

Индекс дикротической волны. Измеряется в процентах. Значение вертикальной оси вычисляется по формуле

$$ИДВ = (B3 - B5) / (B2 - B1) \cdot 100.$$

Нормативное значение составляет 63 - 73%.

Временные значения пульсовой волны:

Длительность анакротической фазы пульсовой волны. Измеряется в секундах. Значение по горизонтальной оси вычисляется по формуле

$$ДАФ = B3 - B1.$$

Нормативное значение не установлено.

Длительность дикротической фазы пульсовой волны. Измеряется в секундах. Значение горизонтальной оси. Вычисляется по формуле:

$$ДДФ = B5 - B3.$$

Нормативное значение не установлено.

Длительность фазы изгнания. Параметр отражающий диастолическую активность. Измеряется в секундах. Значение горизонтальной оси вычисляется по формуле

$$ДФИ = B5 - B3.$$

Нормативное значение не установлено.

Длительность пульсовой волны. Измеряется в секундах. Значение горизонтальной оси. Вычисляется по формуле:

$$ДПВ = B5 - B1.$$

Индекс восходящей волны. Отражает фазу наполнения в систолический период сердечного цикла, соответствует отношению длительности восходящего сегмента анакротической волны к общей длительности пульсовой волны. Значение горизонтальной оси на пульсовой волне вычисляется по формуле

$$ИВВ = (B2 - B1) / (B5 - B1) \cdot 100.$$

Нормативное значение соответствует 15 - 24%.

Время наполнения. Измеряется в секундах. Значение горизонтальной оси. Соответствует промежутку от начала пульсовой волны до вершины анакротической волны. Вычисляется по формуле

$$ВН = B2 - B1.$$

Нормативное значение находится в пределах 0,06 – 0,12 с.

Продолжительность систолической фазы сердечного цикла. Измеряется в секундах. Значение горизонтальной оси вычисляется по формуле

$$ДС = B4 - B1.$$

Нормативный параметр вычисляемый, равен произведению длительности ДПВ и 0.324.

Продолжительность диастолической фазы сердечного цикла. Измеряется в секундах. Вычисляется по формуле

$$ДД = B5 - B4.$$

В норме равна остатку вычитания длительности систолы от общей продолжительности пульсовой волны.

Время отражения пульсовой волны. Измеряется в секундах. Соответствует времени расслабления миокарда в протодиастолическую фазу. Значение горизонтальной оси вычисляется по формуле

$$ВОВ = B4 - B2.$$

Нормативное значение лежит в диапазоне 0,03 – 0,04 с.

Частота сердечных сокращений. Измеряется в ударах в минуту. Значение горизонтальной оси вычисляется по формуле

$$ЧСС = 60/ДПВ.$$

Одним из важнейших факторов также является артериальная ригидность. *Артериальная ригидность* – изменение диаметра сосуда в ответ на изменение давления (см/мм рт.ст.) [1]. Артериальная ригидность напрямую связана со скоростью распространения пульсовой волны. Кривая давления в периферических сосудах и волна цифрового пульсового объема пальца (DVP), полученная с помощью фотоплетизмографического датчика, довольно близки, но имеют несколько разную форму. Однако при преобразовании DVP в радиальный контур давления была выявлена высокая корреляция информации, содержащейся в обеих формах волны. Обе пульсовые волны являются результатом суммации прямой и отраженной волн, и на их основе анализируется систолическая часть контура, и рассчитываются параметры изменения амплитуды и времени изгнания. Высота систолического пика пульсовой волны зависит не только от артериальной ригидности и сосудистого тонуса, но также и от других параметров сердечно-сосудистой системы, в частности ЧСС. С помощью DVP анализируется контур пульсовой волны, соответствующий диастоле, который зависит от времени и амплитуды волны отражения, напрямую зависящий от ригидности крупных артерий и сосудистого тонуса, позволяющий оценить жесткость сосудов.

Все вышеперечисленные параметры достаточно легко вычисляются с использованием современных вычислительных средств. Вся процедуру обработки можно разбить на два этапа: первичная обработка в микроконтроллере и интерпретация полученной информации в персональном компьютере. В микроконтроллере осуществляется автоматическая подстройка усиления, так как оптические свойства кожи у разных людей могут отличаться в десятки раз, фильтрация сигналов от различного рода помех: артефактов, наводок от другого работающего оборудования, сетевой помехи в 50 Гц, при работе в стационарном режиме. В персональном компьютере производится вычисление основных параметров пульсовой волны: частоты сердечных сокращений, амплитуды систолической и диастолической фазы, длительность анакротического и дикротического периода. Эти параметры вычисляются достаточно легко и не требуют применения особых математических методов. Оценка же параметров ригидности, тонуса сосудов, жесткости сосудистой стенки требует достаточно трудоемких вычислений, применения методов коррекции фазовых искажений, в частности на основе вейвлет-анализа, изучения спектральной составляющей сигнала, дискретного преобразования Фурье и преобразование Гильберта.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Новые возможности оценки артериальной ригидности – раннего маркера развития сердечно-сосудистых заболеваний. Материалы симпозиума. – М.: Издательский дом «Русский врач», 2007. – 148 с.
2. *Дерябин Е.И., Двинанинова Е.Е., Ваганова Н.В., В.Ю. Осипов, А.П., Терещенко, Дерябина А.Г.* Применение фотоплетизмографии для исследования локального кровотока челюстно-лицевой области Лазерная медицина 3(2), 1999.
3. *Мошкевич В.С.* Фотоплетизмография. – М.: Медицина, 1970.
4. Диагностика функции сосудистого эндотелия у больных с сердечно-сосудистыми заболеваниями: Метод. указания Самарский государственный аэрокосмический университет; Лебедев П.А., Калакутский Л.И., Власова С.П., Горлов А.П. – Самара, 2004. – 18с.

А.В. Попов, И.В. Косенков

**АКУСТИКО-ЭМИССИОННОЕ УСТРОЙСТВО КОНТРОЛЯ
ТЕХНИЧЕСКОГО СОСТОЯНИЯ КОНСТРУКЦИЙ
С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ МЕТОДА ИНВАРИАНТОВ**

Оценка прочности, ресурса и надёжности конструкций ответственного назначения к настоящему времени приобретает всё большую актуальность и является одним из определяющих направлений для повышения безопасности эксплуатации объектов. Существующая оценка надёжности базируется на статистическом подходе, в основе которого лежат наблюдения за испытаниями или эксплуатацией определённой совокупности изделий с целью выявления их наработки до отказа. Однако такой метод неприменим к определению показателей надёжности единичных и уникальных изделий, кроме того, для конкретных конструкций эти оценки носят неопределённый характер.

Таким образом, особенно актуальным является направление по разработке акустико-эмиссионных методов определения прочности и ресурса конструкций, учитывающих кинетику накопления повреждений и основанных на оценке степени опасности развивающихся дефектов.

Метод акустической эмиссии основан на регистрации акустических сигналов при развитии дефектов. Но проблемным вопросом является разработка способов оценки процессов разрушения при деформировании конструкций. Известны амплитудный, интегральный, локально-динамический, интегрально-динамический способы оценки процессов разрушения конструкций при акустико-эмиссионном контроле. Данные способы основаны на анализе амплитуды и интенсивности сигналов акустической эмиссии.

Недостатки данных способов оценки процессов разрушения конструкций при акустико-эмиссионном контроле обусловлены влиянием на амплитуду и интенсивность сигналов акустической эмиссии механических шумов, предыстории эксплуатации, материала, размеров и формы контролируемых конструкций.