

МОДЕЛИРОВАНИЕ СИГНАЛА ФОТОПЛЕТИЗМОГРАФИЧЕСКОГО ИЗМЕРИТЕЛЬНОГО ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЯ ГЕМОДИНАМИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ СОСУДИСТОГО КРОВОТОКА

Л.И. Калакутский, И.М. Куликовских

Самарский государственный аэрокосмический университет, г. Самара

Инструментальная оценка гемодинамических показателей магистральных сосудов является важным фактором ранней диагностики сердечно-сосудистых заболеваний.

Ишемическая болезнь сердца, сахарный диабет 2 типа, атеросклероз периферических сосудов характеризуются повышением жесткости эластических сосудов в результате изменения сосудистой стенки и дисфункции эндотелия. В настоящее время для оценки функции эндотелия и процессов сосудистого ремоделирования используются ультразвуковые доплерографические, сфигмоманометрические и фотоплетизмографические методы инструментального исследования параметров гемодинамики.

Наиболее простым методом для построения приборов экспресс-диагностики является метод анализа формы объемной пульсовой волны, регистрируемой с помощью фотоплетизмографического датчика, расположенного на ногтевой фаланге пальца руки обследуемого. Данный метод применяется для оценки возрастных изменений эластичности сосудов у здоровых и процессов сосудистого ремоделирования у больных с сердечно-сосудистыми заболеваниями. Пальцевая фотоплетизмограмма отражает слияние двух объемных пульсовых волн. Первый (анакротический) максимум фотоплетизмограммы образуется за счет систолической, прямой волны формируемой объемом крови в систолу, передающимся напрямую от левого желудочка к пальцам верхних конечностей. Второй (дикротический) максимум образуется за счет отраженной волны, которая возникает из-за отражения объема крови, передающегося по аорте и крупным магистральным артериям к нижним конечностям, и направляющегося обратно в восходящий отдел аорты и далее к пальцам верхних конечностей.

Для оценки выраженности отраженной волны используется показатель – индекс отражения, представляющий собой отношение амплитуды отраженной волны, к амплитуде прямой волны.

Отраженная волна отстоит от прямой систолической на величину артериального временного интервала, определяемого как промежуток времени, отсчитываемый от момента анакротического максимума артериальной пульсации до момента дикротического максимума той же пульсации. Артериальный временной интервал зависит от скорости распространения

пульсовой волны и расстояния, которое она должна пройти. Расстояние определяется ростом обследуемого. Для характеристики распространения пульсовой волны вводится специальный показатель – индекс жесткости, определяемый как отношение роста обследуемого, к величине артериального временного интервала.

Индекс жесткости определяется скоростью распространения пульсовой волны: чем больше скорость распространения, тем меньше время отражения и тем раньше, по отношению к систоле, возвращается отраженная волна. Чем более ригиден сосуд, тем меньше время отражения, тем больше индекс жесткости.

Параметры формы периферической объемной пульсовой волны, полученные с помощью анализа пальцевой фотоплетизмограммы, определяются главным образом характеристиками большого круга кровообращения, скоростью распространения волны давления в аорте и крупных эластических артериях, а также тонусом мелких артерий, от которого зависит отражение. Эти факторы определяют высокую диагностическую ценность получаемых показателей – индексов отражения и жесткости.

Наибольшую погрешность в определении данных диагностических показателей вносит определение координат максимумов анакротической и дикротической волны. При патологических изменениях сосудистой стенки, в первую очередь, из-за уменьшения эластических свойств, дикротический максимум может быть слабо выражен, а артериальный временной интервал иметь малую величину. В этом случае для получения достоверных диагностических показателей необходимо исследование новых алгоритмов выделения максимумов фотоплетизмограммы.

Разработана модель сигнала фотоплетизмографического измерительного преобразователя гемодинамических параметров сосудистого кровотока учитывающая возрастные изменения формы периферической объемной пульсовой волны. Пользуясь аналогией между уравнениями гемодинамики и уравнениями электрической линии с распределенными параметрами, можно представить распространение пульса по сосудистому руслу как прохождение сигнала по длинной линии с согласованной нагрузкой. В этом приближении целесообразно представить сигнал пальцевой фотоплетизмограммы в экспоненциальном разложении. Для построения модели сигнала была использована обучающая выборка данных, состоящая из записей сигналов пальцевой фотоплетизмограммы для практически здоровых обследуемых различного возраста (от 23 до 61 года). При задании входных данных, включающих значения возраста и роста, модель позволяет формировать значения диагностических показателей – индексов отражения и жесткости.

Изучение алгоритмов определения координат максимумов сигналов с использованием модели сигнала позволяет получить оценки попадания значений диагностических индексов в соответствующие возрастные группы, что может служить оценкой достоверности исследуемых алгоритмов.

Работа выполнена при поддержке гранта РФФИ № 07-08-96609.

ОСОБЕННОСТЬ ПОСТРОЕНИЯ МИКРОПРОЦЕССОРНОГО УСТРОЙСТВА ДЛЯ СИСТЕМ ДИАГНОСТИРОВАНИЯ ТЕХНИЧЕСКОГО СОСТОЯНИЯ ГИДРОСИСТЕМ

М.А.Ковалев

Самарский государственный аэрокосмический университет, г. Самара

В последнее время разработчики гидросистем все большее внимание уделяют построению систем диагностирования, поскольку такие системы способны значительно повысить надежность гидросистем и увеличить ресурс гидроагрегатов. Одним из важнейших диагностических признаков технического состояния гидроагрегатов являются параметры частиц износа, генерированные узлами трения в рабочую жидкость. Анализируя дисперсный состав таких частиц (концентрация и размер частиц), можно прогнозировать состояние и остаточный ресурс того или иного гидроагрегата [1].

Системы диагностирования технического состояния агрегатов гидросистемы по параметрам частиц износа должны включать датчики встроенного контроля (ДВК), микропроцессорные устройства (МПУ) и ПЭВМ. При их построении [1] наибольшее распространение получили фотоэлектрические ДВК. Принцип работы таких ДВК основан на том, что частицы износа, увлекаемые потоком рабочей жидкости, проскакивая в потоке между источником излучения и фотоприемником ДВК, создают на фотоприемнике тень, которая преобразуется в импульс напряжения, амплитуда которого U связана с размерами частицы d нелинейной зависимостью $U = k \cdot d^2$, где $k=0,004 \text{ В/мкм}^2$.

Сигнал с ДВК поступает на МПУ, главной задачей которого является оцифровывание сигнала и передача его посредством интерфейса в ПЭВМ для дальнейшей обработки. При этом шаг дискретизации по напряжению ΔU определяется разрядностью АЦП M . В связи с нелинейностью зависимости $U(d)$ постоянному значению ΔU будет соответствовать шаг дискретизации по размеру частиц Δd , величина которого будет зависеть от значения d . Характер зависимости $\Delta d(d)$ для восьмиразрядного АЦП приведен на рисунке 1 (кривая 1). Из анализа этого графика следует, что с уменьшением