

РАЗРАБОТКА СИСТЕМЫ КОНТРОЛЯ МОЗГОВОГО КРОВООБРАЩЕНИЯ НА ОСНОВЕ РЕОПЛЕТИЗМОГРАФА РПГ 2-02

В. Б. Юшкова, А. С. Воронов

Алтайский государственный технический университет им. И. И. Ползунова
г. Барнаул

Высокий уровень инвалидизации и смертности населения по причине нарушения мозгового кровообращения делает актуальной разработку приборов и методов исследования соответствующих патофизиологических механизмов. При диагностике нарушений мозгового кровообращения большое значение имеет оценка коллатерального кровотока и венозного оттока. Основными методами диагностики коллатерального кровообращения являются ультразвуковая доплерография и реоэнцефалография. При этом доплерография не дает достаточной информации о состоянии венозного оттока от мозга. Реоэнцефалография не дает однозначных результатов, получаемых при исследовании больных, а главное недостаточно хорошо понимается механизм прохождения тех или иных изменений на электроплетизмограмме.

Несовершенство обоих методов породило необходимость создания новой системы диагностики мозгового кровообращения.

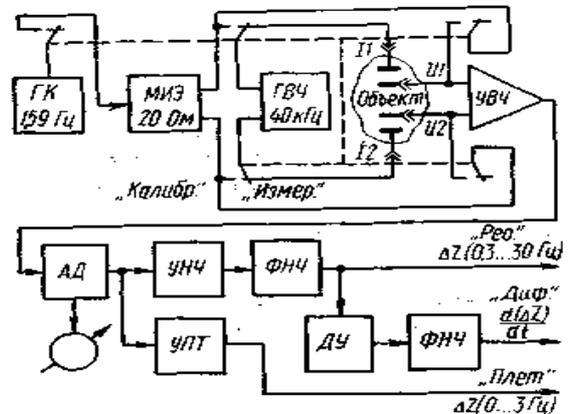
Цель настоящей работы – Разработка системы контроля мозгового кровообращения на основе реоплетизмографа РПГ 2-02.

На рисунке 1 приведена блок схема канала двухканального реоплетизмографа РПГ2-02 для измерения импеданса тетраполярным методом

От генератора на исследуемый участок поступает ток высокой частоты через токовые электроды I1 - I2. Генератор состоит из задающего автогенератора, двухстороннего амплитудного ограничителя и выходного каскада, который работает в режиме генератора тока. Это позволяет стабилизировать силу тока в измеряемой цепи. Амплитудный ограничитель, срезает флуктуации выходного напряжения задающего генератора, что обеспечивает снижение шума на выходах реоплетизмографа.

От потенциометрических электродов U1—U2 на резонансный дифференциальный усилитель высокой частоты поступает напряжение, которое пропорционально измеряемому импедансу. После усиления сигнал поступает линейный детектор, а после него на

усилитель низкой частоты. С выхода усилителя сигнал поступает на фильтр и далее на делитель выхода «РЕО». С выхода «РЕО» сигнал поступает на дифференцирующее устройство, которое обеспечивает высокое качество дифференцирования. После дифференцирующего устройства сигнал дополнительно фильтруется и усиливается, а затем подается на выход «Диф».



Условные обозначения:

ГК – генератор калибратора; МИЭ - модулятор импеданса эквивалента; ФНЧ – фильтр низкой частоты; УПТ – усилитель постоянного тока; GBЧ – генератор высокой частоты; UBЧ – усилитель высокой частоты; УНЧ - усилитель низкой частоты; АД – амплитудный детектор; ДУ – дифференцирующее устройство.

Рисунок 1 – Блок – схема канала двухканального реоплетизмографа РПГ2-02 для измерения импеданса тетраполярным методом

С амплитудного детектора сигнал подается на усилитель постоянного тока, а затем подается на выход «Плет». С выхода «Плет» снимается сигнал, соответствующий медленным изменениям импеданса объекта [1].

Для получения реоплетизмограммы прибор подключают к кардиографу или графическому регистратору.

РАЗРАБОТКА СИСТЕМЫ КОНТРОЛЯ МОЗГОВОГО КРОВООБРАЩЕНИЯ НА ОСНОВЕ РЕОПЛЕТИЗМОГРАФА РПГ 2-02

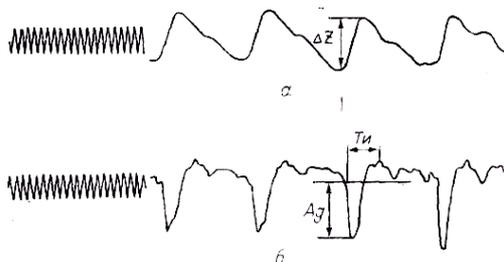


Рисунок 2 – образцы записи реограммы (а) и дифференциальной реограммы (б)

Для того, чтобы количественно оценить пульсовые колебания кровенаполнения используют контурный анализ реоплетизмографических кривых. Анализ проводится вручную, что не совсем удобно и точно.

В настоящее время существуют современные реографы, подключаемые к персональному компьютеру. Реографическая кривая выводится на дисплей монитора, а анализ кривой производится программным способом. Встроенная база данных позволяет фиксировать данные о пациентах, включая запись реограммы и поставленный диагноз. Для исследований в Алтайском государственном медицинском университете требуется применение как реографии так и электроплетизмографии.

Электроплетизмография в отличие от реографии дает возможность диагностики затруднения венозного оттока, венозного застоя, несостоятельности путей венозного оттока при функциональных пробах.

В данной ситуации проблему можно решить модернизацией прибора РПГ2-02, который дает возможность применять оба метода одновременно.

При условии получения с выходов «РЕО», «ДИФ», и «ПЛЕТ» незашумленного сигнала, достаточно провести его через аналого-цифровой преобразователь, который позволит выводить сигнал на дисплей компьютера, а затем обрабатывать его программным способом. Но в процессе работы выяснилось, что соотношение амплитуды выходного сигнала и уровня шумов не позволяют получить кривую, которую можно было бы подвергнуть адекватной оценке. Поэтому был сконструирован дополнительный низкочастотный фильтр, а также усилитель выходного сигнала. Структурная схема полученной системы представлена на рисунка 3.

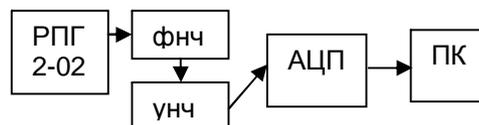


Рисунок 3 – Структурная схема системы контроля мозгового кровообращения на основе прибора РПГ2-02

После фильтрации и усиления входной сигнал проходит через аналого-цифровой преобразователь, далее через интерфейс RS232 на персональный компьютер. На рисунке 4 изображено главное окно программного анализатора. Он позволяет фиксировать сигналы и производить их статистическую обработку [2]. Особенностью программы является возможность подключать внешние программные модули для обработки данных.

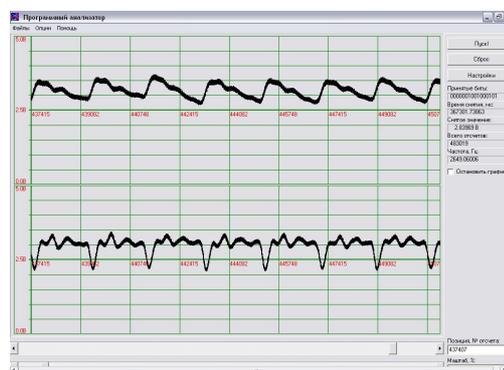


Рисунок 4 – Интерфейс программного анализатора.

Полученная система на данный момент позволяет зафиксировать сигнал на персональном компьютере. Дальнейшая работа заключается в разработке программного модуля автоматического контурного анализа реоплетизмограмм. Это позволит применять данную систему для диагностики нарушений мозгового кровообращения, а также диагностики затруднения венозного оттока.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- 1 М.И. Гуревич, А.И. Соловьев, Л.П. Литовченко, Л.Б. Доломан «Импедансная реоплетизмография». – Киев: «Наукова думка», 1982. - 166с.
- 2 Воронов А.С. Цуриков В.С., Пронин С.П. Программа для ЭВМ Программный анализатор (Анализатор) Свидетельство об официальной регистрации программы для ЭВМ, №2006610724. Дата регистр. 22.02.2006.