

ИЗМЕРИТЕЛЬНАЯ СИСТЕМА ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ НАРУШЕНИЙ КРОВООБРАЩЕНИЯ

В. Б. Юшкова

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

Своевременная диагностика нарушения мозгового и регионарного кровотока позволит избежать множеству пациентов серьезных последствий. Любое сосудистое заболевание может нести за собой серьезные последствия, которые приводят не только к частичной потере мобильности пациента, но и к летальному исходу. Поэтому очень важно диагностировать любые нарушения кровотока на самой ранней стадии.

В Алтайском Государственном Медицинском Университете не только применяются уже известные методы диагностики, но и разрабатываются новые. Плетизмография как диагностический метод используется при сосудистых заболеваниях для оценки состояния и степени нарушений регионарного кровотока, тонуса артерий и вен, для дифференциальной диагностики органических и функциональных заболеваний сосудов, а также для контроля эффективности лечения, применяемого с целью восстановления функции сосудов. Особенно ценную информацию дают симметричные исследования пораженных и непораженных сосудов у одного и того же больного, а также динамика плетизмограмм под влиянием функциональных нагрузок и при проведении фармакологических проб.

Для подобного рода исследований хорошо подходит реоплетизмограф РПГ 2-02. Его недостаток в настоящее время заключается в том, что для получения реограммы и плетизмограммы прибор необходимо подключить к кардиографу или графическому регистратору. Блок схема такого подключения приведена на рисунке 1.

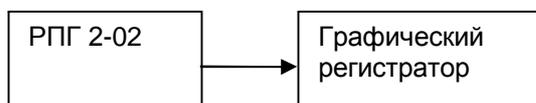


Рисунок 1 – Блок схема подключения РПГ 2-02

Как следствие, результат, полученный на бумаге, врач обрабатывает вручную.

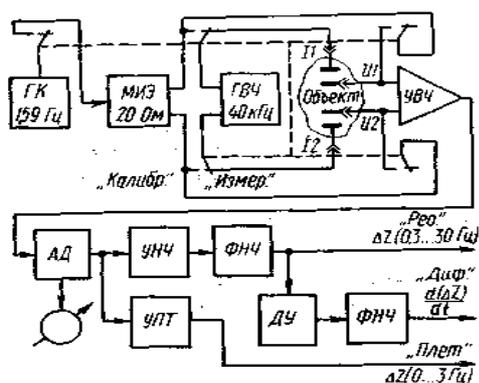
Цель настоящей работы – Разработка компьютеризированной измерительной системы

для диагностики нарушений кровообращения.

На рисунке 2 приведена блок схема канала двухканального реоплетизмографа РПГ2-02 для измерения импеданса тетраполярным (четырёхэлектродным) методом.

Токовые электроды предназначены для подведения к объекту высокочастотного напряжения от генератора. Потенциометрические электроды для отведения напряжения к измерительному усилителю.

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.



Условные обозначения:

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

Рисунок 2 – Блок – схема канала двухканального реоплетизмографа РПГ2-02 для измерения импеданса тетраполярным методом

КОМПЬЮТЕРИЗИРОВАННАЯ ИЗМЕРИТЕЛЬНАЯ СИСТЕМА ДЛЯ ДИАГНОСТИКИ НАРУШЕНИЙ КРОВООБРАЩЕНИЯ

От потенциометрических электродов U_1 - U_2 на резонансный дифференциальный усилитель высокой частоты поступает напряжение, которое пропорционально измеряемому импедансу. После усиления сигнал поступает на 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, и затем подается на выход «Диф».

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].

Графический регистратор выдает результат в виде реограммы (рисунок 3 - а), дифференциальной реограммы (рисунок 3 - б) и плетизмограммы (рисунки 4 и 5).

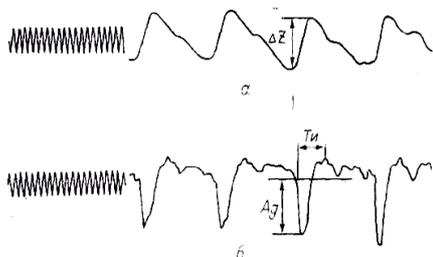


Рисунок 3 – образцы записи реограммы (а) и дифференциальной реограммы (б), сделанные графическим регистратором

Реограмма – это кривая, отражающая изменения во времени полного электрического сопротивления ткани и, тем самым, кровенаполнения ее сосудов. Одновременно с получением основной реограммы регистрируется и первая производная или дифференциальная реограмма. Она позволяет судить о сократительной функции миокарда и сосудистом тоне по изменению скорости кровенаполнения сосудов в разные фазы систолы.[1]

На плетизмограмме естественные колебания кровенаполнения отражаются тремя порядками волн. Основными являются волны первого порядка, или объемный пульс (рисунок 4, б, I); они соответствуют динамике кровенаполнения за каждый сердечный цикл и по форме напоминают волны сфигмограммы. Амплитуда объемного пульса (а), т.е. высота от основания волны до ее вершины (рисунок 4), выраженная в единицах объема, ха-

рактеризует максимальный прирост кровенаполнения артерий за период прироста давления крови в них на величину пульсового давления (ΔP) — разницы между систолическим и диастолическим АД.

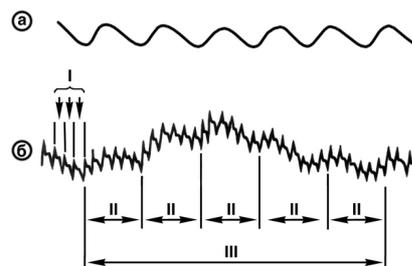


Рисунок 4 – Синхронно зарегистрированные пневмограмма (а) и пальцевая плетизмограмма (б)

Волны второго порядка (рисунок 2, б, II) имеют период дыхательных волн (рисунок 2, а); в норме их амплитуда меньше амплитуды объемного пульса. Волнами третьего порядка (рисунок 2, б, III) называют все регистрируемые колебания с периодом, большим, чем период дыхательных волн; они иногда относительно ритмичны и расцениваются как отражение периодичной активности сосудодвигательного центра (волны Траубе — Геринга). При правильной психологической подготовке обследуемого и соблюдении ряда технических условий удается получить так называемые нулевые плетизмограммы, представленные только объемным пульсом и минимально выраженными волнами второго порядка.

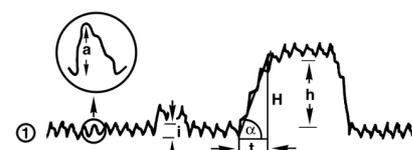


Рисунок 5 – Основные элементы окклюзионной плетизмограммы

В круге изображена отдельная волна объемного пульса: а – амплитуда объемного пульса, i – отклонение плетизмограммы при калибровке стандартным объемом, H – начальный прирост объема кровенаполнения пальца при окклюзии вен за время t , h – полный окклюзионный прирост объема кровенаполнения пальца, α – угол отклонения плетизмограммы в начале окклюзионного прироста кровенаполнения [1].

С целью автоматизации обработки полученной кривой можно подключить реоплетизмограф РПГ 2-02 к плате сбора данных, и,

соответственно к компьютеру. Но подобная схема подключения не дала адекватного сигнала, который можно было бы обработать и получить какие либо данные для исследования. Для того, чтобы устранить шумы и получить адекватный сигнал, нами был разработан низкочастотный фильтр, а также усилитель выходного сигнала.

Таким образом, сигнал, полученный с выходов «РЕО» и «ДИФ», пройдя через фильтр и усилитель, подается на плату сбора данных, затем через СОМ порт подается на компьютер, и с помощью программного обеспечения [2] выводится на дисплей.

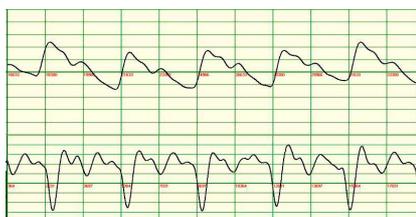
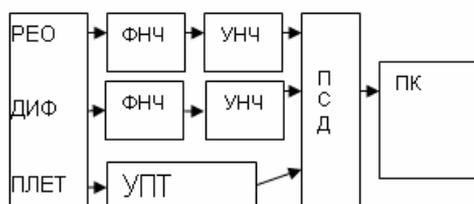


Рисунок 6 – Запись реограммы и дифференциальной реограммы выполненная с помощью компьютеризированной системы

Реализация низкочастотного фильтра и усилителя позволила получить запись реограммы и дифференциальной реограммы без каких либо помех и шумов. Запись реограммы и дифференциальной реограммы приведена на рисунке 6. Если сравнить образцы записи, приведенные на рисунке 3 (графический регистратор) и на рисунке 6 (персональный компьютер), то можно сделать вывод об их идентичности.

Из за различия выходного сигнала с выходов «РЕО» и «ПЛЕТ» (выходные характеристики сигналов «РЕО» и «ДИФ» идентичны) разработанные фильтр и усилитель для выхода «ПЛЕТ», применяться не могут.



Условные обозначения:

ФНЧ – фильтр низкой частоты; УНЧ – усилитель низкой частоты; УПТ – усилитель постоянного тока; ПСД – плата сбора данных; ПК – персональный компьютер

Рисунок 7 – Структурная схема компьютеризированной измерительной системы на основе реоплетизмографа РПГ 2-02

Для получения сигнала с выхода ПЛЕТ необходимо разработать усилитель постоянного тока. Необходимость фильтра в данном случае будет определяться эмпирически.

В данном случае блок схема полученной системы будет иметь вид (рисунке 7).

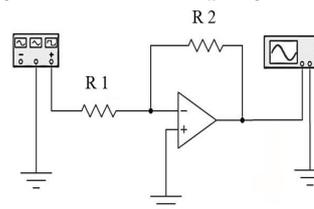


Рисунок 8 – Инвертирующий усилительный каскад на идеальном ОУ

На рисунке 8 изображен усилитель постоянного тока на основе операционного усилителя (ОУ). Во входной цепи протекает ток, действующее значение которого равно:

$$I_1 = -I_2 = \frac{U_{вх}}{R_1} = -\frac{U_{вых}}{R_2} \quad (1)$$

Так как идеальный операционный усилитель имеет бесконечно большое входное сопротивление. Тогда

$$U_{вых} = -U_{вх} \frac{R_2}{R_1}.$$

Следовательно, коэффициент усиления схемы равен

$$K_u = -\frac{R_2}{R_1}. \quad (2)$$

Отсюда следует, что K_u определяется внешними резисторами R_1 и R_2 . В современных операционных усилителях $R_{вх}$ и K_u достаточно велики, поэтому расчет по формуле 2 обеспечивает достаточную точность при практических расчетах. Опираясь на данную схему, будет разработан усилитель постоянного тока, а необходимость фильтра постоянного тока, как уже было сказано выше, будет определяться эмпирически.

Практическая реализация усилителя постоянного тока позволит получить качественный сигнал с выхода «ПЛЕТ» реоплетизмографа РПГ2-02, что позволит провести серию экспериментов совместно с АГМУ.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. М.И. Гуревич, А.И. Соловьев, Л.П. Литовченко, Л.Б. Долман «Импедансная реоплетизмография». – Киев: «Наукова думка», 1982. – 166 с.
2. Воронов А.С. Цуриков В.С., Пронин С.П. Программа для ЭВМ Программный анализатор (Анализатор), №2006610724.