

КОМПЬЮТЕРНАЯ РЕОПЛЕТИЗМОГРАФИЯ

В.Б. Юшкова

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

Рассмотрен принцип работы реоплетизмографа РПГ 2-02 а также предложена схема его модернизации. Модернизация заключается в разработке фильтра низкой частоты, а также усилителя низкой частоты для выходов «РЕО» и «ДИФ», а также фильтра Баттерворта третьего порядка для выхода «ПЛЕТ». В совокупности все составляющие являются компьютерной системой, предназначенной для исследования мозгового кровообращения у лабораторных мышей, а также сосудистого тонуса и кровотока в верхних и нижних конечностях.

Ключевые слова: медицина, реоплетизмограф, реоплетизмография, усилитель, фильтр, модернизация, компьютерная система, фильтр Баттерворта.

По данным Росстата [1] заболевания, связанные с нарушением системы кровообращения лидируют среди прочих болезней, вызывающих летальный исход. К таким болезням относятся: инфаркт миокарда, инсульт, ишемическая болезнь сердца и т.д. Это далеко не полный перечень сердечно-сосудистых заболеваний, поэтому главная задача медиков попытаться предотвратить или вылечить заболевания такого рода. Этому способствуют несколько условий:

- своевременное обращение пациента в медицинское учреждение;
- своевременная диагностика сердечно-сосудистых заболеваний;
- вовремя оказанная медицинская помощь пациенту.

Как мы видим, не все зависит только от медиков, но при условии, что пациент все-таки обратился за помощью в медучреждение, главная задача врача – правильно диагностировать заболевание. Только в этом случае можно назначить необходимое лечение человеку, оказавшемуся в беде.

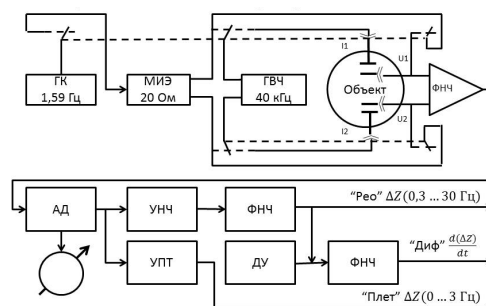
Правильная диагностика – один из ключевых моментов грамотной медицинской помощи. Поэтому необходимо как разрабатывать новые методы диагностики, так и совершенствовать существующие.

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, полу-

чаемых при исследовании больных, а главное недостаточно хорошо понимается механизм прохождения тех или иных изменений на электроплетизмограмме [2].

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

Цель настоящей работы – усовершенствование системы диагностики мозгового кровообращения на основе реоплетизмографа РПГ 2-02.



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

На рисунке 1 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.

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». 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 [2].

Для получения реоплетизмограммы прибор подключают к кардиографу или графическому регистратору. Блок схема такого подключения приведена на рисунке 2.

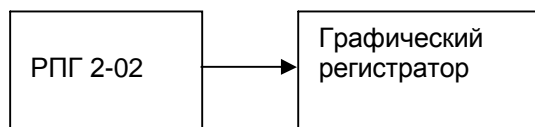


Рисунок 2 - Блок схема подключения реоплетизмографа к графическому регистратору

Графический регистратор выдает результат в виде реограммы, дифференциальной реограммы и плетизмограммы.

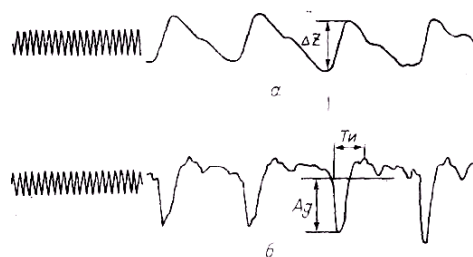


Рисунок 3 – образцы записи реограммы (а) и дифференциальной реограммы (б), сделанные графическим регистратором

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 [2].

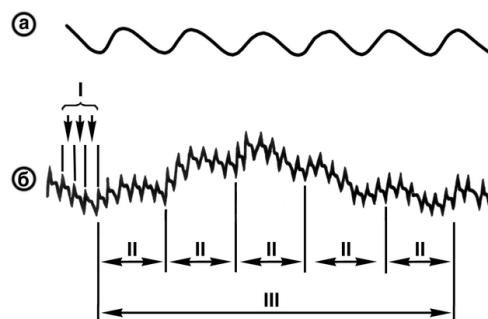


Рисунок 4 – Синхронно зарегистрированные пневмограмма (а) и пальцевая плетизмограмма (б)

На плетизмограмме естественные колебания кровенаполнения отражаются тремя порядками волн. Основными являются волны первого порядка, или объемный пульс (рис. 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 (рис. 4), выраженная в единицах объема, характеризует максимальный прирост кровенаполнения артерий за период прироста давления крови в них на величину пульсового давления (ΔP) — разницы между систолическим и диастолическим АД. Волны второго порядка (рис. 4, б, II) имеют период дыхательных волн (рис. 4, а); в

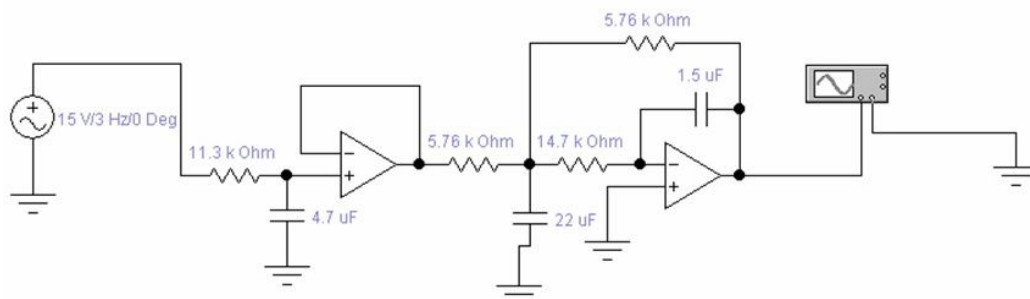


Рисунок 8 – Фильтр Баттерворта третьего порядка

Схема, изображенная на рисунке 7 работает следующим образом:

RC цепочка на входе фильтра позволяет отсечь высокочастотную и постоянную составляющие сигнала. Далее следует двухкаскадный фильтр с повторителем. После фильтрации сигнал поступает на усилитель. Первый каскад усилителя собран по неинвертирующей схеме с обратной связью. Потенциометр позволяет регулировать дрейф нуля.

Второй каскад усилителя собран по инвертирующей схеме с обратной связью. Потенциометр также позволяет регулировать дрейф нуля.

На рисунке 8 изображена принципиальная схема фильтра Баттерворта третьего порядка. Амплитудно-частотная характеристика фильтра Баттерворта приведена на рисунке 9.

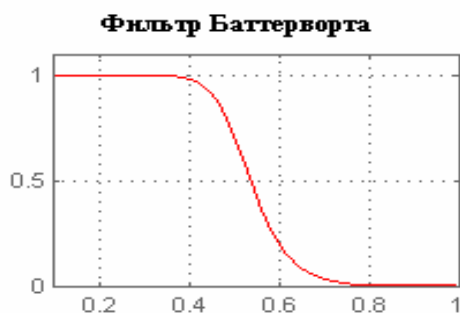


Рисунок 9 – Амплитудно-частотная характеристика фильтра Баттерворта третьего порядка

Фильтр Баттерворта третьего порядка обеспечивает необходимую и достаточную точность для реализации поставленных за-

дач, при минимальных экономических затратах.

Разработанная система предназначена для оценки мозгового кровообращения лабораторных мышей, а также для исследований сосудистого тонуса и кровотока в сосудах мелкого калибра в верхних и нижних конечностях. Данные исследования помогут восполнить пробел в методах диагностики заболеваний, связанных с нарушениями системы кровообращения.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Электронный ресурс: Официальный сайт Федеральной службы государственной статистики. Режим доступа: <http://www.gks.ru/wps/wcm/connect/rosstat/rosstatsite/main/>
2. М.И. Гуревич, А.И. Соловьев, Л.П. Литовченко, Л.Б. Доломан «Импедансная реоплетизмография». – Киев: «Наукова думка», 1982. - 166с.
3. 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.
4. Юшкова В.Б., Воронов А.С. «Разработка системы контроля мозгового кровообращения на основе реоплетизмографа 2-02»// Ползуновский альманах - № 2. – Барнаул: Изд-во АлтГТУ, 2010 – С.214-215.
5. Юшкова В.Б., Воронов А.С., Афонин В.С. «Разработка компьютеризированной измерительной системы на основе реоплетизмографа 2-02» //Измерение, контроль, информатизация – Материалы двенадцатой международной научно-технической конференции – Изд-во АлтГТУ, 2011 – С 190-194.

Юшкова Вера Борисовна – старший преподаватель, тел.: (3852) 29-09-13, e-mail: it@agtu.secna.ru