

Реографические устройства могут донести до нас ценную информацию о гемодинамике практически любого отдела живого организма, выявить заболевания на субклинических стадиях. Эффективность, атравматичность метода, относительно невысокая стоимость реографов предопределяет широкие перспективы их применения в функциональной диагностике. Область эта активно развивается. Однако разработчикам таких устройств предстоит решить еще множество проблем. Некоторые из них рассматриваются в публикуемой ниже статье.

Импедансная реография — бескровный метод исследования гемодинамики — широко применяется в медицинской практике уже несколько десятилетий. В числе ее главных достоинств минимальный дискомфорт для пациента, высокая информативность за счет получения интегральных характеристик и, что особенно важно, возможность исследования практически любого органа. В зависимости от выбора органа исследования и, соответственно, конструкции датчиков реография делится на реоэнцефалографию (исследование мозгового кровообращения), реокардиографию, реогепатографию (исследование кровенаполнения печени), реовазографию, документирующую кровенаполнение конечностей, и т.д. Получаемые при этом кривые достаточно легко верифицируются, что упрощает обработку данных при электронном анализе. В отличие от многих других способов функциональной диагностики в реографии большую диагностическую ценность несут временные интервалы. Поэтому в ряде случаев обработка данных сводится к изменению длительности заранее известных временных интервалов. Учитывая общую тенденцию построения электронных устройств в цифровом виде, это весьма привлекательно, так как отпадает необходимость в использовании сложных и дорогостоящих АЦП, а процесс аналогово-цифрового преобразования сводится к простому клиппированию сигналов с заполнением счетными импульсами.

Классическая схема реографа, которая вряд ли претерпит какие-либо изменения, показана на рис.1. Синусоидальный сигнал с частотой 30—40 кГц, вырабатываемый генератором  $G$ , проходя через исследуемый сегмент, модулируется по амплитуде за счет изменения импедан-

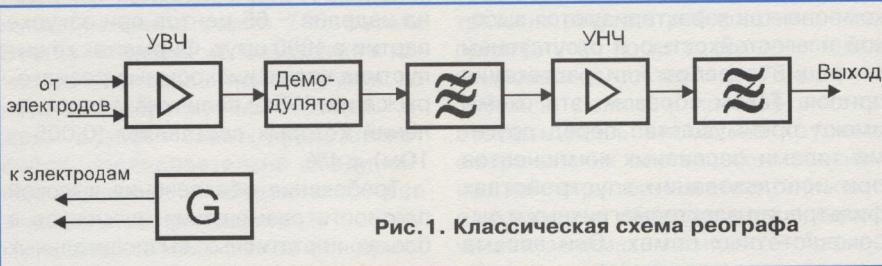


Рис.1. Классическая схема реографа

са сегмента вследствие колебаний объема крови и, воспринятый электродами, поступает на вход высокочастотного усилителя (УВЧ). Конечно, называть усилитель с граничной частотой 40 кГц высокочастотным не совсем корректно, однако если учесть, что УНЧ в данной структуре усиливает в полосе примерно от 0 до 40 Гц, вполне правомерно. Кроме того, УВЧ может быть достаточно узкополосным, так как информативная часть реосигнала лежит в полосе до 10 Гц. Что же касается чувствительности, то расчет УВЧ по данному параметру — самая серьезная задача в проектировании реографов. Как показывает практика, сигнал с датчиков на входе УВЧ колеблется в пределах от долей микровольта до десятков милливольт (при наложении датчиков на крупные магистральные сосуды). Реализовать столь широкий диапазон можно установкой на входе делителя напряжения. Хуже обстоит дело с входным сигналом в несколько микровольт: из-за низкого отношения сигнал/шум полезный сигнал на выходе УВЧ оказывается настолько искаженным, что говорить о его диагностической ценности в ряде случаев вообще не приходится. В этой связи особенно актуален вопрос о способе постро-

ния фильтра низких частот. Наиболее предпочтительно использовать активный многозвенный фильтр с полосой среза не выше 15—20 Гц. Разумеется, нижняя граница должна быть максимально приближена к нулю, этого требует спектр полезной части реосигнала. Следует иметь в виду, что снижение нижней границы фильтра, с одной стороны, безусловно поднимет информативность измерений, но, с другой, повысит чувствительность тракта к артефактам, вызванным даже незначительными движениями пациента.

Требования к низкочастотному усилителю вытекают из условий обеспечения достаточной выходной амплитуды для регистрации сигнала и обеспечения постоянства положения нулевой линии. Первое условие выполнить относительно просто. Сложнее с компенсацией дрейфа нуля. Из всего многообразия способов стабилизации нулевой линии наиболее эффективными следует признать способы реализации уси-

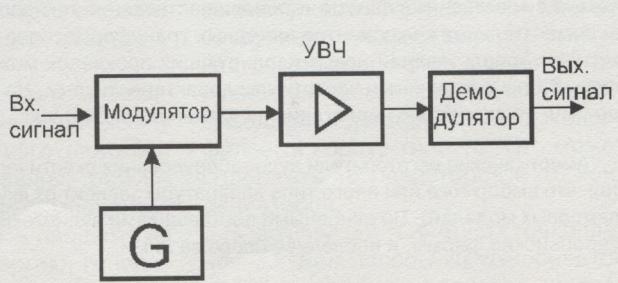


Рис.2. Усилитель постоянного тока с модуляцией и демодуляцией

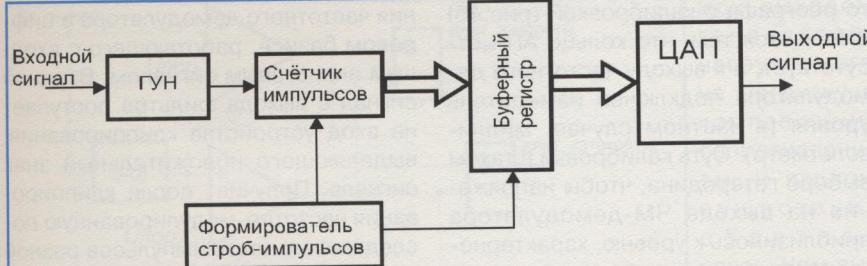


Рис. 3. Один из вариантов построения усилителя на цифровых элементах

стоянного тока с модуляцией и демодуляцией (рис. 2.). Принцип действия таких усилителей заключается в переносе усиливаемых сигналов в более высокую область частот, где и происходит усиление. Далее сигнал подвергается обратному преобразованию, но уже в усиленном виде. Таким образом удается максимально застабилизировать положение нулевой линии, а, следовательно, и форму сигнала на выходе реографа.

Интересно, что усилитель на рис.2 может быть реализован на цифровых элементах. Один из вариантов подобного построения показан на рис. 3. Структура включает генератор импульсов (ГУН), управляемый напряжением, счетчик, буферный регистр, ЦАП и формирователь строб-импульсов.

Входной сигнал, подлежащий усилению, подается на управляющий вход ГУНа, модулируя его частоту. Импульсы с выхода генератора в течение фиксированного интервала времени подсчитываются счетчиком импульсов, после чего переносятся в буферный регистр. Таким образом, двоичные числа на выходе счетчика в каждый фиксированный момент будут пропорциональны значениям входного сигнала, так как с изменением  $U_{vh}$  будет меняться частота ГУНа, а следовательно, и число импульсов за время действия строб-импульса и накопленное счетчиком. На разрядных выходах мы имеем преобразованный в цифровой код входной сигнал в стандартных уровнях цифровой логики. Для получения на выходе ана-

логового сигнала в схему введен ЦАП, выходное напряжение которого и служит выходным сигналом. Коеффициент усиления такого усилителя определяется крутизной регулировочной характеристики ГУНа и его центральной частотой. Теоретически дрейф нулевой линии возможен и при таком построении низкочастотного усилителя и зависит от нестабильности частоты ГУНа. Однако, при достаточно высокой частоте ГУНа, которая определяется в каждом случае экспериментально, дрейф удается свести до значений, значительно меньших, чем аналогичный показатель в усилителях без промежуточного преобразования. В то же время поскольку вся структура является цифровой, а диапазон возможных колебаний нуля может быть оценен априорно, возможна коррекция путем выборочного снятия сигнала с определенной группы разрядов. Не исключен вариант схемы коррекции с обратной связью и

эталонным генератором с кварцевой стабилизацией частоты.

Реограф, реализованный по схеме, приведенной на рис.1, относится к устройствам, требующим непосредственного гальванического контакта с телом пациента. Несмотря на простоту метода это ограничивает его применение. Бесконтактное (в смысле гальванической связи) реографическое устройство (рис.4а) свободно от такого недостатка.

Принцип действия устройства состоит в том, что возбужденные в пределах исследуемого участка тела пациента токи Фуко приводят к изменению индуктивности датчика-катушки, включенной во времязадающую цепь автогенератора. Следовательно, с изменением объема крови изменяющиеся значения токов Фуко приведут к пропорциональному изменению частоты генератора (ГВЧ). Исследовательским путем установлено, что приемлема как с инженерной, так и с физиологической точек зрения, частота, лежащая в диапазоне от 15 до 40 МГц. Приращения частоты, вызванные изменением объема крови, составляют около 0,0003% от центральной частоты, поэтому для ее измерения применяют специальные методы. Наиболее удачный из них — гетеродинирование. Сигнал с выхода датчика-ГВЧ поступает на вход смесителя, на другой вход которого подается сигнал гетеродина. После перемножения

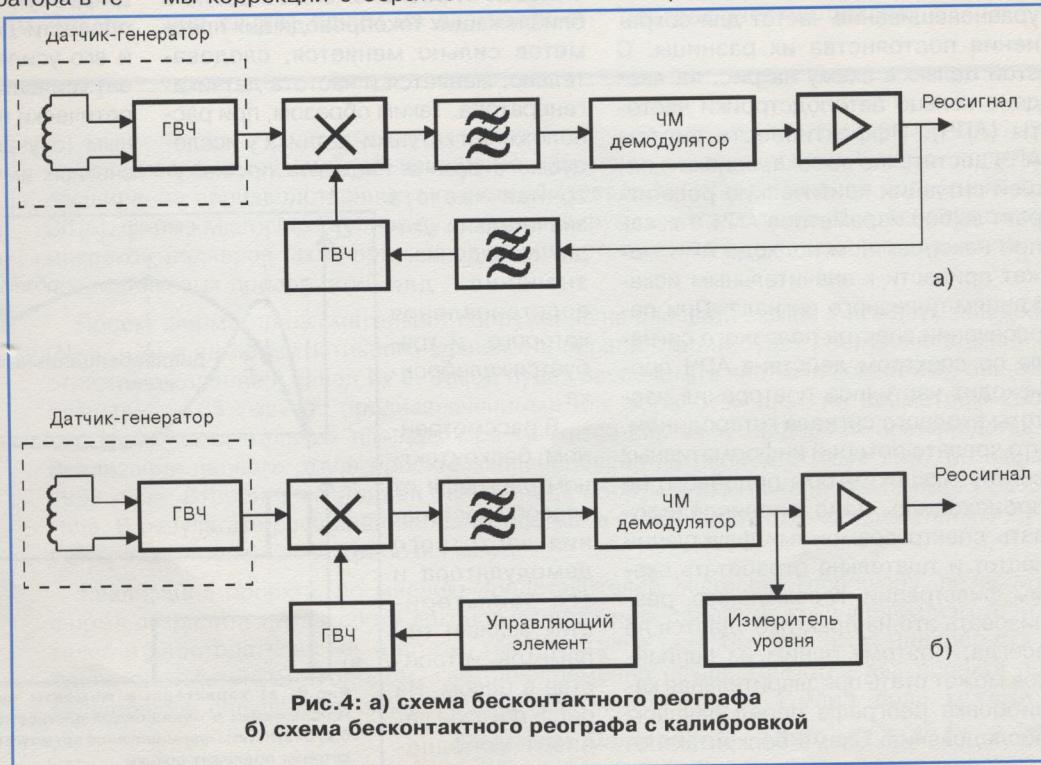


Рис.4: а) схема бесконтактного реографа  
б) схема бесконтактного реографа с калибровкой

сигналов ФНЧ выделяет низкочастотную составляющую спектра, которая после частотной модуляции и усиления поступает на выход устройства.

Выбор частоты преобразования играет большую роль, так как главным образом от нее зависит точность измерений. Объясняется это тем, что чем ниже частота сигнала на выходе ФНЧ, тем большим оказывается относительное приращение частоты, несущей информацию о полезном сигнале. Результаты экспериментов показывают, что промежуточная частота не должна превышать 2–3 кГц. Из этого условия вытекают и соответствующие требования к стабильности частот, как датчика-ге-

ографа с калибровкой (рис.4б) отличается тем, что кольцо АПЧ отсутствует, а к выходу частотного демодулятора подключен измеритель уровня (в частном случае, милливольтметр). Суть калибровки в таком выборе гетеродина, чтобы напряжение на выходе ЧМ-демодулятора приблизилось к уровню, характерному для сигнала с выбранной промежуточной частотой. При применении ФНЧ с высокой крутизной среза процесс калибровки достаточно прост, так как при выходе промежуточной частоты за пределы полосы пропускания ФНЧ напряжение на его выходе должно резко упасть.

Добавим, что выравнивание частот, как и калибровка, в бесконтакт-

тном реографе с калибровкой (рис.4б) отличается тем, что кольцо АПЧ отсутствует, а к выходу частотного демодулятора подключен измеритель уровня (в частном случае, милливольтметр). Суть калибровки в таком выборе гетеродина, чтобы напряжение на выходе ЧМ-демодулятора приблизилось к уровню, характерному для сигнала с выбранной промежуточной частотой. При применении ФНЧ с высокой крутизной среза процесс калибровки достаточно прост, так как при выходе промежуточной частоты за пределы полосы пропускания ФНЧ напряжение на его выходе должно резко упасть.

Добавим, что выравнивание частот, как и калибровка, в бесконтактном реографе с калибровкой (рис.4б) отличается тем, что кольцо АПЧ отсутствует, а к выходу частотного демодулятора подключен измеритель уровня (в частном случае, милливольтметр). Суть калибровки в таком выборе гетеродина, чтобы напряжение на выходе ЧМ-демодулятора приблизилось к уровню, характерному для сигнала с выбранной промежуточной частотой. При применении ФНЧ с высокой крутизной среза процесс калибровки достаточно прост, так как при выходе промежуточной частоты за пределы полосы пропускания ФНЧ напряжение на его выходе должно резко упасть.

Добавим, что выравнивание частот, как и калибровка, в бесконтактном реографе с калибровкой (рис.4б) отличается тем, что кольцо АПЧ отсутствует, а к выходу частотного демодулятора подключен измеритель уровня (в частном случае, милливольтметр). Суть калибровки в таком выборе гетеродина, чтобы напряжение на выходе ЧМ-демодулятора приблизилось к уровню, характерному для сигнала с выбранной промежуточной частотой. При применении ФНЧ с высокой крутизной среза процесс калибровки достаточно прост, так как при выходе промежуточной частоты за пределы полосы пропускания ФНЧ напряжение на его выходе должно резко упасть.

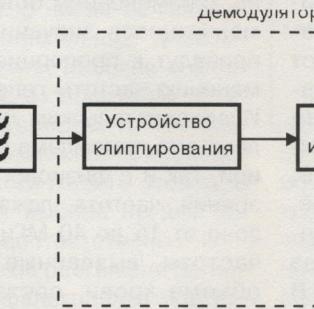


Рис.5. Вариант исполнения частотного демодулятора в цифровом базисе с входным аналоговым сигналом

нератора, так и гетеродина. Разумеется, оптимальный выход — не абсолютная стабилизация, которая труднодостижима, а относительное уравновешивание частот для сохранения постоянства их разницы. С этой целью в схему на рис. 4а введено кольцо автоподстройки частоты (АПЧ). Эффективность систем АПЧ достаточно высока, однако в нашей ситуации критическую роль играет выбор параметров АПЧ, так как при некорректном подходе АПЧ может привести к значительным искажениям полезного сигнала. При пересечении спектра полезного сигнала со спектром действия АПЧ происходит частичное повторение частоты входного сигнала гетеродином, что чревато потерей информативных составляющих. Чтобы подобного не происходило, надо проанализировать спектр возможных флюктуаций частот и тщательно отработать схемы фильтрации. К сожалению, реализовать это на практике удается не всегда. Поэтому одним из вариантов может стать предварительная калибровка реографа перед началом обследования. Схема бесконтактно-

ном реографе — процедура обязательная. Связано это с тем, что индуктивность катушки-датчика в зависимости от расположения и свойств близлежащих токопроводящих предметов сильно меняется, следовательно, меняется и частота датчика-генератора. Таким образом, при расположении катушки-датчика у исследуемого органа пациента промежуточная частота значительно уходит от заданного значения, для восстановления которого и требуется калибровка.

В рассмотренном бесконтактном реографе от способа построения частотного демодулятора и его характеристики зависят параметры устройства в целом. На рис.5 показан вариант исполне-

ния частотного демодулятора в цифровом базисе, работающего с входным аналоговым сигналом. Входной сигнал с выхода фильтра поступает на вход устройства клиппирования, выделяющего положительный знак сигнала. Получив после клиппирования частотно-модулированную последовательность импульсов разной длительности, но равной амплитуды, счетчик импульсов начинает их отсчет, наращивая текущий код на разрядных выходах до момента переполнения. Перед этим по переднему фронту последнего импульса на выходе счетчика формируется сигнал напряжения переполнения. По перепаду напряжений содержимое счетчика переписывается в буферный регистр и выставляется на входнойшине ЦАП. Поскольку частота полезной составляющей клиппированного сигнала на несколько порядков ниже центральной, число считанных импульсов вполне достаточно для минимизации погрешностей дискретизации. Кроме того, за счет положительных и отрицательных фронтов ам-

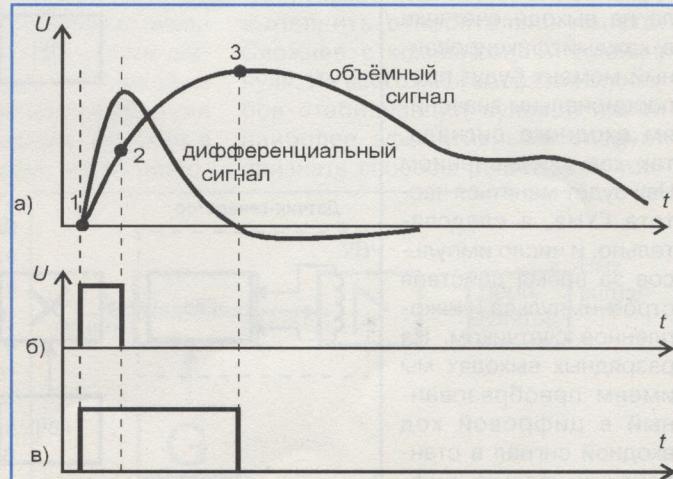
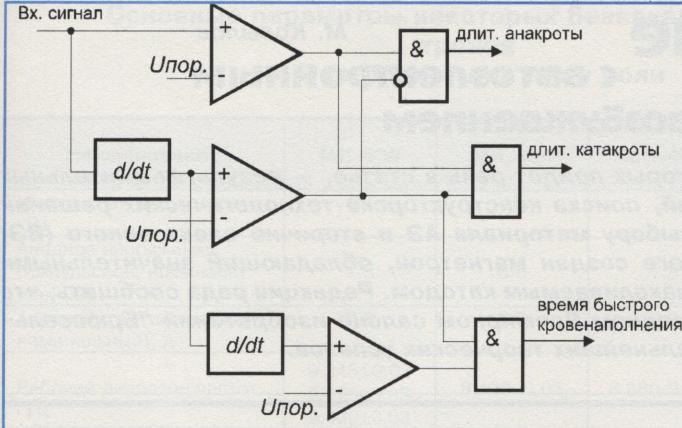


Рис.6. а) характерные моменты времени для двух сигналов, используемых в медицинской диагностике; б, в) результаты формирования прямоугольных импульсов, длительность которых подлежит оценке

Рис.7.

Бесконтактный реография, пациентное средство, акушерство, таким образом, какая помощь, какая чувствительность, что обуславливает особенности катушек, которые распределены в примере блока. И кабели, неработающие, становятся. При этом, если, его пространство, приводят к тому, что

Новые  
получены  
пред  
Micr



**Рис.7. Устройство для отсчета заданных интервалов**

Бесконтактная вихревоковая реография, позволяющая обследовать пациента через одежду, — уникальное средство анализа, особенно в акушерстве и гинекологии. Однако таким реографам свойственна низкая помехозащищенность и высокая чувствительность к артефактам, что обусловлено рядом технических особенностей. Датчик-генератор с катушкой индуктивности приходится располагать на теле пациента примерно в 1,5—2 м от основного блока. Такой же длины должен быть и кабель, связывающий выход генератора со входом смесителя, установленного в основном блоке. При этом любое покачивание кабеля, его изгибы, простое изменение пространственного расположения приводят к паразитному сдвигу частоты. Объясняется это тем, что ме-

рений. Устранить ее непросто: применение сложных буферных каскадов приводит к усложнению датчика-генератора и укрупнению его размеров, что крайне нежелательно. Не следует забывать и о том, что к датчику также подводятся цепи питания, а при повышении потребляемого тока увеличивается и помехи по цепям питания.

Несмотря на перечисленные технические сложности и недостатки, бесконтактные устройства занимают свою нишу в функциональной диагностике, которую другим реографам занять пока не под силу.

Остановимся на одном общем для двух классов реографов техническом решении. Как уже говорилось, выделение характерных временных интервалов реосигналов и их измерение служат одним из диагностиче-

ских критериев. Из-за сложной помеховой обстановки аппаратно эта задача может быть решена при одновременном использовании объемного и двух дифференциальных реосигналов.

На рис.6а показаны характерные моменты времени для двух сигналов, используемых в медицинской диагностике, а на рис.6 б, в — результаты формирования по этим отсчетам прямоугольных импульсов, длительность которых подлежит оценке. Устройство отсчета заданных интервалов представляет собой трехканальную аналогово-цифровую структуру (рис.7) и предусматривает вычисление первой и второй производных от объемного реосигнала. Первая производная показана на рис.6а и служит для определения интервала между точками 1 — 3 (длительность анакроты); вторая предназначена для отсчета интервала 1 — 2 и выделить длительность интервала быстрого кровенаполнения. Длительность катакроты может быть оценена путем получения результатирующего импульса из импульса, равного длительности всего комплекса и импульса, равного длительности анакроты (рис. 7). Чтобы устранить влияние помех на моменты срабатывания компараторов, последние должны иметь гистерезисную характеристику. Результаты отсчетов следует усреднить по крайней мере в течение 10 реографических циклов.

## Новые полупроводниковые предприятия фирмы Microchip Technology

### ДАЙДЖЕСТ

Вслед за фирмой Intel, объявившей о намерении инвестировать 1 млрд. долл. в расширение производственных мощностей (завода № 12 в г. Чендлер, шт. Аризона, США), фирма Microchip Technology, специализирующаяся в области изготовления схем микроконтроллеров также приняла решение о строительстве в г. Чендлер новых полупроводниковых предприятий.

Проект фирмы предусматривает сооружение на площади свыше 24 га двух заводов (№ 3 и 4) и административного здания. На первой стадии будет сооружено административное здание и завод № 3. Завод будет располагать чистыми комнатами общей площадью 4,65 тыс. м<sup>2</sup>, предназначенными для обработки пластин диаметром 200 мм. На вспомогательных площадях разместятся системы поддержки производства. Реализация первого этапа проекта запланирована на период с июля 1997 по июль 1998 года. Второй этап должен закончиться сооружением завода №4 к июлю 2000 года. В результате расширения производства в 1998—2003 годах дополнительно будет создано более 2 тыс. рабочих мест.

Реализация проекта, по мнению представителей Microchip Technology, позволит фирме сохранить темпы роста доходов и положение одного из крупнейших изготовителей и работодателей как в штате, так и в стране в целом. При этом Чендлер стал единственным в США городом, где одновременно осуществляются два проекта по расширению полупроводникового производства стоимостью 1 млрд. долл. каждый.

*Electronic Components, 1996, v.17, N 11, p.30*