

13. *Abatti P.J.* Determination of the Red Blood Cell Ability to Traverse Cylindrical Pores // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1997. Vol. 44. № 3.
14. *Charles A., Dennis J.E.* Analysis of Generalized Pattern Searches / *SIAM Journal on Optimization*. 2003. Vol. 13. № 3. PP. 889-903.
15. *Salgueiredo E., Vila M., Silva M.A., Lopes M.A., Santos J.D., Costa F.M., Silva R.F., Gomes P.S., Fernandes M.H.* Biocompatibility evaluation of DLC-coated Si3N4 substrates for biomedical applications // *Diamond & Related Materials*. 2008. Vol. 17. PP. 878-881.

Али Остадфар,
научный сотрудник,
Эндрю Равич,
Ph.D., профессор,
Джон Джонс,
Ph.D., доцент,
Мохаммад Изади,
аспирант,
Университет им. Саймона Фрейзера,
Канада,

e-mail: ali_ostadfar@sfu.ca

А.А. Федотов, С.А. Акулов

Структура измерительных преобразователей артериальной пульсации крови

Аннотация

В статье приведен обзор различных вариантов структурного построения измерительных преобразователей артериальной пульсации крови, основанных на различных физических принципах регистрации биомедицинского сигнала. Приведены структурные схемы плетизмографических и сфигмографических измерительных преобразователей артериальной пульсации крови. Проанализированы основные особенности функционирования измерительных преобразователей артериальной пульсации крови.

В современной кардиологической диагностике существует потребность в разработке доступных систем экспресс-оценки состояния сердечно-сосудистой системы человека на основе использования измерительных преобразователей биомедицинских сигналов. Одним из наиболее доступных для неинвазивной регистрации биосигналов является артериальная пульсация крови. Регистрация и обработка биосигнала артериальной пульсации крови находят применение в диагностических системах мониторинга частоты сердечных сокращений, определения степени насыщения гемоглобина артериальной крови кислородом, исследования гемодинамических процессов в артериальном русле человека [1]-[3].

В настоящее время существуют два клинически эффективных способа регистрации биосигнала артериальной пульсации крови, основанных на методике сфигмографии и плетизмографии соответственно. Плетизмографический метод основан на регистрации колебаний объема кровенаполнения участка тела, содержащего артериальный сосуд, и в зависимости от способа преобразования колебаний в измерительный сигнал подразделяется на механическую плетизмографию, электроплетизмографию и фотоплетизмографию [3]. Методика сфигмографии основана на регистрации пульсовых колебаний стенки артериального сосуда с помощью датчиков, преобразующих механические колебания в электрический сигнал.

Таким образом, существующие инструментальные средства регистрации артериальной пульсации крови можно разделить на две группы: сфигмографические ИП артериальной пульсации крови и плетизмографические ИП артериальной пульсации крови. На *рис. 1* представлена обобщенная классификация ИП артериальной пульсации крови.

Различают два основных варианта реализации сфигмографического метода регистрации сигнала артериальной пульсации крови: метод аппланационной сфигмографии и метод компрессионной (объемной) сфигмографии [3], [4].

Основу метода аппланационной сфигмографии составляет регистрация сигнала артериальной пульсации крови в виде пульсовой волны давления с области проекции периферической артерии. Реализация метода аппланационной сфигмографии заключается в частичном сдавливании (аппланации) поверхностью залегающей артерии с одновременной регистрацией биосигнала при помощи пьезорезистивного датчика давления пульсовой волны. Недостатки метода аппланационной сфигмографии заключаются в сложности позиционирования датчика над местом проекции артерии, а также в необходимости дозирования усилий по сдавливанию артерии.

Наиболее распространенным и эффективным методом регистрации сигнала артериальной пульсации крови с помощью сфигмографических ИП является использование пневматической манжеты в качестве воспринимающего элемента изменений колебаний объема артериального сосуда (метод объемной, или компрессионной, сфигмографии) [3]. Реализация данного метода заключается в наложении на сегмент конечности пневматической манжеты, связанной с измерительным преобразователем. В пневмосистему закачивается воздух, что вызывает постепенное повышение давления в манжете, при этом датчик давления регистрирует колебания артерии. Взаимодействие давлений в артериальном сосуде и в манжете приводит к формированию объемной компрессионной осциллограммы артериальной пульсации крови. Измерительная система, состоящая из манжеты и датчика давления, позволяет регистрировать практически неискаженные объемные сигналы пульсовых волн.

На *рис. 2* представлен предлагаемый вариант структурного построения сфигмографического ИП артериальной пульса-

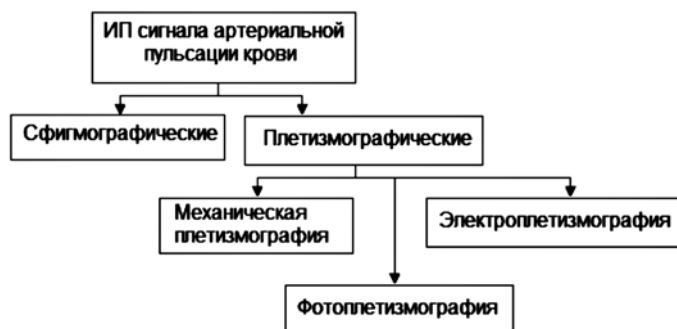


Рис. 1. Измерительные преобразователи артериальной пульсации крови

ции крови (Д – датчик давления; ИУ – инструментальный усилитель; УПН 1 – усилитель переменного напряжения; СД – синхронный детектор; ФВЧ – фильтр верхних частот; УБ – устройство бланкирования; УПН 2 – регулируемый усилитель переменного напряжения; АЦП – аналого-цифровой преобразователь; МК – микроконтроллер).

Характеристики входных каскадов ИП в значительной степени определяются амплитудой помех и шумов, искажающих полезный сигнал, поэтому к элементной базе входных каскадов предъявляются жесткие требования: высокое входное сопротивление, большой коэффициент ослабления синфазных помех, малый уровень шумов, линейность характеристик в большом динамическом диапазоне сигналов.

Схема включения датчика давления представляет собой мостовую схему Уитстона, для питания которой используется последовательность высокочастотных прямоугольных импульсов, формируемых микроконтроллером. Использование переменного тока для питания мостовой схемы включения датчика давления способствует уменьшению фоновых шумов, улучшению соотношения сигнал/шум.

Дифференциальный сигнал мостовой схемы регистрируется и усиливается с помощью инструментального усилителя (ИУ). Выходной сигнал ИУ представляет собой квазипостоянный сигнал напряжения с незначительными пульсациями давления и содержит информацию об уровне давления в пневматической манжете. Напряжение с выхода ИУ поступает на усилитель переменного напряжения (УПН 1) для дополнительного усиления сигнала перед поступлением на вход синхронного детектора с целью увеличения соотношения сигнал/шум.

Усиленный импульсный сигнал с выхода УПН 1 поступает на синхронный детектор (СД), где происходит выделение напряжения, пропорционального сигналу артериальной пульсации. Синхронный детектор состоит из последовательно соединенного умножителя и фильтра нижних частот (ФНЧ). На входы умножителя поступают амплитудно-импульсный модулированный сигнал и сигнал опорной последовательности прямоугольных импульсов. ФНЧ выделяет огибающую сигнала артериальной пульсации крови.

Сигнал с выхода СД поступает на первый канал аналого-цифрового преобразователя (АЦП) для контроля уровня давления в манжете со стороны микроконтроллера (МК), а также на вход фильтра верхних частот (ФВЧ). Фильтр верхних частот (ФВЧ) предназначен для выделения переменного сигнала артериальной пульсации крови на фоне постоянного сигнала высокого уровня. С учетом низкочастотной природы сигнала артериальной пульсации крови, частота среза ФВЧ не должна превышать 0,5 Гц.

В силу высокой инерционности ФВЧ регулируемый усилитель УПН 2 будет находиться в состоянии насыщения в течение относительно длительного интервала времени, что приведет к заметному искажению биосигнала. Таким образом, необходимо сокращать время переходного процесса в ФВЧ. С этой целью в состав аналогового тракта ИП дополнительно вводится устройство бланкирования (УБ), представляющее собой аналоговый коммутатор, управляемый сигналами с микроконтроллера. При насыщении выхода УПН 2 микроконтроллер будет обрабатывать эту ситуацию и переключать в открытое состояние коммутатор УБ. В силу того что величина сопротивления открытого ключа коммутатора намного меньше, чем величина сопротивления резистора в RC-цепочке ФВЧ,

будет достигнуто значительное сокращение длительности переходного процесса.

Переменный сигнал напряжения с выхода ФВЧ поступает на регулируемый усилитель переменного напряжения (УПН 2), который обеспечивает дополнительное усиление сигнала артериальной пульсации крови, а также согласование динамического диапазона аналогового тракта регистрации сигнала с динамическим диапазоном АЦП. Сигнал с выхода УПН 2 подается на второй канал АЦП и далее поступает на микроконтроллер (МК). После преобразования в цифровую форму МК по заданным алгоритмам осуществляет цифровую фильтрацию и обработку зарегистрированного биосигнала.

Центральным элементом ИП является микроконтроллер, выполняющий одновременно функции формирования импульсов питания мостовой схемы включения датчика давления, автоматической регулировки усиления сигнала, аналого-цифрового преобразования биосигналов.

В механических плетизмографических ИП артериальной пульсации крови изменения объема артериального сосуда воспринимаются заключенной в ограниченном объеме средой (воздух или вода) непосредственно или через различного рода разделительные пленки. В состав такого рода ИП входят приемник колебания, состоящий из чувствительного элемента, воспринимающего колебания исследуемого участка, и преобразователя зарегистрированного колебания в электрическую энергию; усилитель полезного сигнала; блок обработки сигнала.

Механические ИП артериальной пульсации крови, используемые для передачи артериальных колебаний водную среду, в настоящее время практически не применяются. К очевидным недостаткам такого рода ИП относятся их громоздкость, повышенная инерционность, низкая чувствительность и низкая точность измерения [3].

Пневмомеханические плетизмографические ИП артериальной пульсации крови лишены многих принципиальных недостатков водонаполненных плетизмографических систем. Поскольку воздух имеет низкий коэффициент трения и малую массу, это позволяет использовать относительно простые конструкции с минимальными затратами энергии на передачу сигнала при более высокой чувствительности и точности, чем у водных механических плетизмографов [3].

В качестве преобразователей сигнала в пневмомеханических плетизмографических ИП используются: капсула Маррея, преобразующая пульсации столба воздуха в движения легкого пера, капсула Франка, преобразующая колебания в оптический сигнал, а также различные индукционные, емкостные, пьезокристаллические и пьезокерамические преобразователи давления воздуха в электрический сигнал [3].

Недостатками пневмомеханических плетизмографических ИП являются необходимость существенной герметизации, что приводит к увеличению габаритов, а также зависимость полученных показателей от температуры окружающей среды.

Электроплетизмографические ИП артериальной пульсации крови основаны на методе реографии. Реография представляет собой метод исследования функции сердечно-сосудистой системы путем регистрации колебаний импеданса, связанных с изменениями кровенаполнения исследуемых участков тела. Метод основан на том, что при пропускании через участок тела переменного тока роль проводника тока выполняют жидкие среды организма, прежде всего кровь в крупных сосудах; это

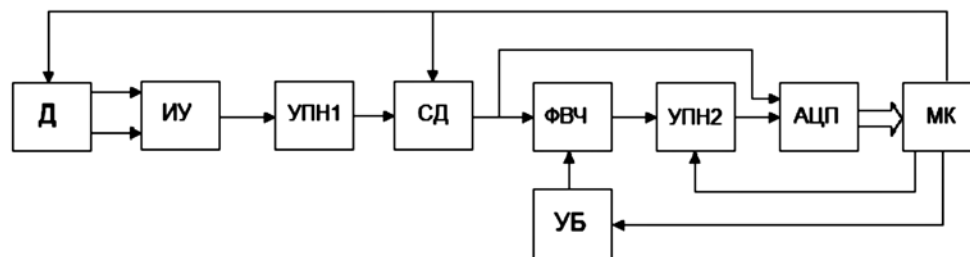


Рис. 2. Структурная схема сфигмографического ИП артериальной пульсации крови

дает возможность судить о состоянии кровообращения в определенной области тела или органе (например в конечности, мозге, сердце, печени, легких). На кровенаполнение влияют тонус сосудов и общее количество крови, поэтому реография дает косвенное представление о периферическом сопротивлении току крови в сосудах и об объеме циркулирующей крови [5].

В основе метода лежит пропорциональная зависимость, установленная А.А. Кедровым, между изменениями импеданса (ΔZ) по отношению к его исходной величине (Z) и приростом объема (ΔV) по отношению к исходному объему (V) исследуемой части тела за счет изменения ее кровенаполнения [5]:

$$\frac{\Delta V}{V} = -\frac{\Delta Z}{Z}$$

Хотя известно, что на величину Z влияют колебания не только объема, но и скорости потока крови, принято считать, что регистрируемая кривая изменений импеданса за каждый сердечный цикл (реограмма) соответствует в основном кривой объемного пульса, интерпретация которой возможна на основе теоретических принципов механической плетизмографии и сфигмографии [3].

В электроплетизмографических ИП регистрируют колебания импеданса с помощью вводимой извне электрической энергии. В силу того, что эти колебания имеют малое значение по сравнению с общим сопротивлением ткани (порядка 0,5...1 %), используют переменные электрические токи высокой частоты (порядка 50...500 кГц). Для получения приемлемой чувствительности амплитуду переменного тока, пропускаемого через биоткань, выбирают на уровне 2 мА [6].

На рис. 3 представлен предлагаемый вариант структурного построения электроплетизмографического ИП артериальной пульсации крови (ТЭ – токовые электроды; ПЭ – потенциометрические электроды; ГТ – генератор тока; ИУ – инструментальный усилитель; СД – синхронный детектор; ПФ – полосовой фильтр; УПН – регулируемый усилитель переменного напряжения; АЦП – аналого-цифровой преобразователь; МК – микроконтроллер).

Для формирования высокочастотного электрического тока прямоугольной формы используется генератор тока (ГТ), управляемый с помощью МК. На исследуемый участок тела электрический ток поступает через токовые электроды (ТЭ). Возникающее в результате прохождения электрического тока напряжение регистрируется с помощью потенциометрических электродов (ПЭ). Дифференциальная разность биопотенциалов, возникающих между потенциометрическими электродами, усиливается инструментальным усилителем (ИУ), обеспе-

чивающим одновременное ослабление синфазной помехи, наводимой на биообъект воздействием внешних электрических сетей питания.

Усиленный дифференциальный сигнал напряжения с выхода ИУ поступает на СД, где происходит выделение огибающей, представляющей собой сигнал напряжения, пропорциональный артериальной пульсации крови. Выходной сигнал СД поступает на вход полосового фильтра (ПФ), где происходит фильтрация остаточных высокочастотных помех и шумов, а также устранение постоянной составляющей. С выхода ПФ сигнал поступает на регулируемый усилитель напряжения (УПН), где под управлением МК происходит адаптивное усиление сигнала, усиленный сигнал поступает на АЦП и далее оцифрованные отсчеты бисигнала передаются в оперативную память МК.

Другим способом плетизмографической регистрации артериальной пульсации крови является использование методов фотометрии, в основу которых положена способность биологической ткани изменять степень поглощения или отражения светового потока, проходящего сквозь нее [7], [8].

В соответствии с законом Бугера-Ламберта-Бера, поглощение света в объекте с однородными оптическими свойствами зависит от толщины слоя, через который это излучение проходит:

$$I = I_0 \cdot e^{-a_\lambda \cdot l}$$

где I – интенсивность светового потока, прошедшего через ткань; I_0 – интенсивность светового потока, падающего на ткань; a_λ – коэффициент светопоглощения, зависящий от длины волны излучения и оптических свойств ткани; l – толщина ткани, поглощающей свет.

Если световой поток пропускать через биологическую ткань, содержащую артериальные сосуды, и оценивать значение светового потока, прошедшего через нее, то поглощение светового излучения, или абсорбция, будет зависеть от толщины биоткани, ее внутренней структуры, размеров кровеносных сосудов и спектрального состава источника света [7].

На рис. 4 представлен предлагаемый вариант структурного построения фотоплетизмографического ИП-сигнала артериальной пульсации крови (УТ – усилитель тока; СИД – светоизлучающий диод; ФД – фотодиод; ПТН – преобразователь тока в напряжение; УПН1, УПН2 – регулируемые усилители переменного напряжения; СД – синхронный детектор; ФВЧ – фильтр верхних частот; АЦП – аналого-цифровой преобразователь; МК – микроконтроллер).

Излучатель пальцевого датчика ИП содержит красный и/или инфракрасный светодиод (СИД), питаемый импульса-

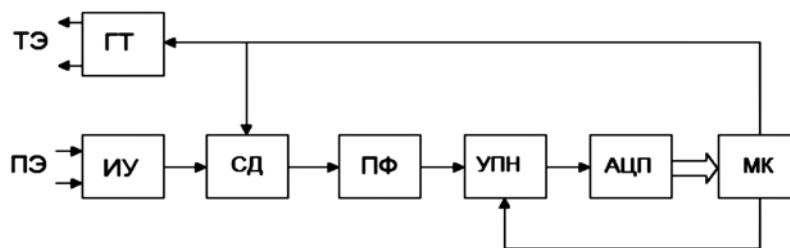


Рис. 3. Структурная схема электроплетизмографического ИП артериальной пульсации крови

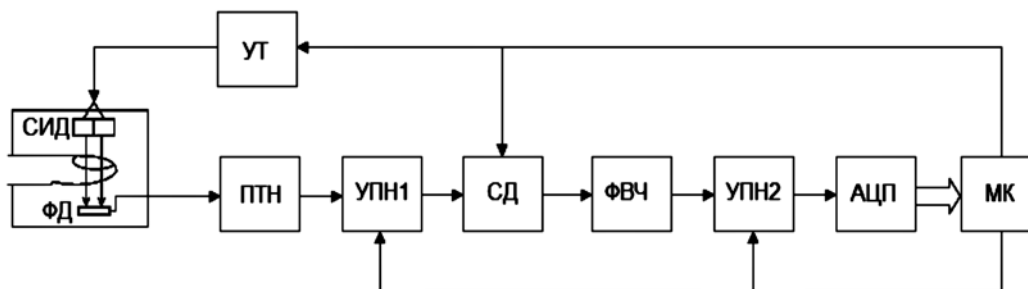


Рис. 4. Структурная схема фотоплетизмографического ИП артериальной пульсации крови

ми тока, которые формируются в микроконтроллере (МК) и усиливаются до необходимой величины с помощью усилителя тока (УТ). Прошедшее сквозь биологические ткани пальца оптическое излучение поступает на фотоприемник датчика (ФД). Полученный фототок преобразуется в напряжение с помощью преобразователя ток – напряжение (ПТН) и усиливается регулируемым усилителем переменного напряжения (УПН 1), коэффициент усиления которого устанавливается МК. Основное назначение УПН 1 заключается в согласовании динамического диапазона аналогового тракта обработки сигнала с динамическим диапазоном фототока, который, в свою очередь, определяется индивидуальными особенностями оптических свойств тканей обследуемого человека.

Усиленный импульсный сигнал поступает на синхронный демодулятор (СД), где происходит выделение напряжения, пропорционального артериальной пульсации крови. Полученное напряжение поступает на УПН 2, который обеспечивает согласование с динамическим диапазоном АЦП микроконтроллера. После преобразования в цифровую форму МК осуществляет цифровую фильтрацию и обработку биосигналов.

Фотоплетизмографические ИП артериальной пульсации крови являются единственными среди всех рассмотренных ИП артериальной пульсации крови, которые находят применение в системах неинвазивного мониторинга степени насыщения гемоглобина артериальной крови кислородом [7], [8].

В представленной работе было рассмотрено структурное построение инструментальных средств неинвазивной регистрации сигнала артериальной пульсации крови, построенных на различных физических принципах функционирования. Тем не менее можно выделить общие элементы структурного построения, обусловленные природой возникновения и особенностями регистрируемого биосигнала. Применение синхронного детектирования обусловлено необходимостью выделения низкоамплитудного переменного биосигнала на фоне присутствия шумов и постоянной составляющей высокого уровня. Использование адаптивного усиления объясняется значительной вариативностью амплитудных характеристик биомедицинских сигналов, зависящих от индивидуальных особенностей функционирования систем жизнедеятельности обследуемого человека.

Список литературы:

1. Allen J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement // *Physiological Measurement*. 2007. Vol. 28. PP. 1-39.
2. Expert Consensus Document on arterial stiffness: Methodological issues and clinical applications // *European Heart Journal*. 2006. Vol. 27 (21). PP. 2588-2605.
3. Мажбич Б.И. Осцилловольтметрия артериальных сосудов конечностей. – Новосибирск: Наука, 1990. 145 с.
4. Webster J.G. Medical instrumentation. Application and design. – John Wiley & Sons, 2009. 675 p.
5. Кедров А.А., Науменко А.И. Об определении и измерении пульсовых колебаний электропроводности тела животных и человека как методе исследования центрального и периферического кровообращения // *Физиологический журнал СССР*. 1949. № 3. С. 293-294.
6. Moore J. Biomedical technology and devices. Handbook. – CRC Press LLC, 2004. 750 p.
7. Webster J.G. Design of Pulse Oximeters. – The Medical Science Series, Taylor & Francis, 1997. 260 p.
8. Федотов А.А., Акулов С.А. Измерительные преобразователи биомедицинских сигналов систем клинического мониторинга. – М.: Радио и связь, 2013. 250 с.

Александр Александрович Федотов,
канд. техн. наук, доцент,

кафедра лазерных

и биотехнических систем,

Сергей Анатольевич Акулов,

канд. техн. наук, доцент,

кафедра радиотехники,

Самарский государственный аэрокосмический

университет им. акад. С.П. Королева

(национальный исследовательский университет),

г. Самара,

e-mail: fedoaleks@yandex.ru

Международное научно-техническое общество приборостроителей и метрологов (МНТО ПМ) – издатель журнала «ПРИБОРЫ»

Международное научно-техническое общество приборостроителей и метрологов издает отраслевой научно-технический и производственный журнал «ПРИБОРЫ», отражающий состояние современного российского рынка приборостроительной продукции, интересы предприятий и потребителей, результаты деятельности разработчиков новых изделий и систем автоматизации, аналитические обзоры состояния этой сферы науки, техники и производства. Журнал ориентирован на широкий круг специалистов промышленности, предпринимателей, работников фирм и вузов, заинтересованных в систематическом получении актуальной и достоверной информации о выпускаемых в России и странах СНГ приборах и средствах автоматизации, о новых изделиях, предлагаемых потребителям, а также о действующих нормативных документах и рекомендациях. Журнал публикует материалы о новых методах измерений, сбора и представления измерительной и контрольной информации, новых конструкторских и технологических решениях, новых технологиях и материалах, составляющих основу создания новой конкурентоспособной продукции, осуществляет систематические публикации материалов по созданию и эксплуатации систем автоматизации различного назначения для отраслей промышленности, науки, по информационным технологиям, программно-техническим комплексам. Публикуется информация о профиле и продукции отдельных приборостроительных предприятий, их новых разработках, производственных и технологических возможностях и интересах. Тесные связи нашего Общества и редакции с Международной конфедерацией по измерениям (ИМЕКО) позволяют постоянно знакомить наших читателей с материалами этой весьма авторитетной международной профессиональной организации.

Журнал зарегистрирован в ВАК РФ как научное издание.

Журнал выходит 12 раз в год и распространяется по подписке.

Индекс журнала в каталоге Агентства «Роспечать» – 79727.

В редакции можно оформить льготную подписку на 2013 год.

Стоимость годовой подписки (12 экз.) – 11400 руб.

Заявки принимаются по тел./факсу: (495) 695-10-71

или по e-mail: kavalerov@mail.ru.

Более подробная информация о журнале «Приборы» – на сайте: www.pribory-smi.ru.