

КОМП'ЮТЕРНІ ЗАСОБИ, МЕРЕЖІ ТА СИСТЕМИ

A. Bekh, V. Chernetsky

THE MEASURING OF THE DYNAMIC PARAMETERS OF THE CARDIOVASCULAR SYSTEM

The method of the measuring the dynamic parameters of the blood pressure on the vessel walls is offered. The methods of the increasing the sensitivity of measuring are analyzed.

Key words: cardiovascular system, subnoise signals, noise-suppressing filter.

Запропоновано метод неінвазивного вимірювання миттєвих значень тиску на стінки кровоносних судин. Проаналізовані методи підвищення чутливості вимірювання.

Ключові слова: серцево-судинна система, підшумові сигнали, шумоподавляючий фільтр.

Предлагается метод неинвазивного измерения мгновенных значений давления крови на стенки кровеносных сосудов. Проанализированы методы повышения чувствительности измерения

Ключевые слова: сердечно-сосудистая система, подшумовые сигналы, шумоподавляющий фильтр.

© А.Д. Бех, В.В. Чернецкий, 2012

УДК 681.335

А.Д. БЕХ, В.В. ЧЕРНЕЦКИЙ

ИЗМЕРЕНИЕ ДИНАМИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ СЕРДЕЧНО- СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ

Сердечно-сосудистая система предназначена для выполнения транспортной функции доставки крови к каждой клетке организма и обеспечивает пространственно-временную реализацию главных физических и физиологических процессов в организме человека:

- поддержание стабильности температуры;
- взаимодействие частиц крови с атомами клеток организма;
- обмен атомами между клетками организма и внешней средой;
- обеспечение двигательной системы организма человека энергией.

Эти процессы определяют жизнеобеспеченность организма человека.

Существенным для человека является понимание физических процессов, происходящих в его сердечно-сосудистой системе. Необходимо, чтобы оно было объективным, так как качество диагностики и лечения заболеваний невозможно без истинного знания строения и функционирования органов и систем человека. Поэтому необходимо иметь точно измеренные главные динамические параметры сердечно-сосудистой системы. Существующее представление о процессах движения крови в сердечно-сосудистой системе по цепи, начинающейся от желудочка сердца и заканчивающейся предсердием, субъективно.

Достоверное представление движения крови в сердечно-сосудистой системе может дать только эксперимент, заключающийся в прямом приборном измерении физических параметров потока крови в сосудах с отображением этих параметров. Оптимальным

является неинвазивное измерение мгновенных значений давления крови на стенки сосудов в выбранной точке, расположенной вблизи от поверхности тела. Учитывая, что кровь – несжимаемая жидкость, существует возможность по измеренному давлению точно вычислить скорость ее движения в артериальных и венозных сосудах. Для получения объективной информации о движении крови в сосудах необходимы прямые измерения параметров движения, а канал измерения и передачи информации должен обладать высокими эффективностью и быстродействием.

Пропускная способность канала по Шеннону составляет

$$C = F \left(\log_2 \frac{P_c}{P_{ш}} + 1 \right) [\text{бит/с}], \quad (1)$$

где F – полоса передаваемых частот; P_c – мощность передаваемого сигнала; $P_{ш}$ – мощность шума.

В соответствии с формулой (1) электрический сигнал, который несет информацию по проводному каналу с полосой передаваемых частот F и имеет мощность P_c , квантуется и измеряется или оценивается величиной мощности шума $P_{ш}$. Если принять во внимание существование в информационном канале принципиально неустранимого шума, то чувствительность измерения информации, равная минимальному измеряемому сигналу, определяется из условия

$$\log \frac{P_{c \min}}{P_{ш}} = 0, \quad (2)$$

где $P_{c \min}$ – минимальная мощность сигнала.

Принимается $P_{c \min} = P_{ш}$. Поскольку информационные каналы представляют собой электрические резистивные цепи, то неустранимым шумом является тепловой шум Найквиста:

$$P_{c \min} = U_{c \min}^2 / R = 4kTF, \quad (3)$$

где $U_{c \min}$ – минимальное напряжение сигнала на входе идеального квантователя; k – постоянная Больцмана; T – абсолютная температура.

Следовательно, чувствительность измерения, равная шагу квантования напряжения имеет вид:

$$U_{c \min} = \sqrt{4kTFR}. \quad (4)$$

Точность измерения аналоговых сигналов определяется количеством информации, получаемой за одно измерение мгновенного значения напряжения U_i :

$$N_i = \log_2 \frac{U_i}{U_{c \min}} [\text{бит}]. \quad (5)$$

Приемлемые значения N_i лежат в диапазоне 10 – 16 бит. Учитывая, что верхний уровень измеряемого сигнала задан напряжением питания полупроводнико-

вых микросхем $U_{c \max} = 5 \text{ В}$, получим диапазон шума на выходе усилительного канала $U_{\text{ш вых}} = 5 \text{ мВ} \div 15 \text{ мкВ}$.

В качестве усилителей применяются операционные усилители, созданные для обработки акустических сигналов. Они характеризуются входной чувствительностью или уровнем входного шума в полосе усиления не ниже 1 мВ. Следовательно, для получения усилительного канала, работающего с минимальной точностью измерения, т. е. 10 двоичных разрядов, допустимый коэффициент усиления составляет всего лишь $5 \cdot 10^3$. Нижний уровень чувствительности, определяемый тепловыми шумами полупроводниковых усилителей в соответствии с (4), задает пропускную способность (1) усилительных каналов полупроводниковой электроники, поскольку количество информации в сигнале равно превышению мощности сигнала по отношению к мощности теплового шума. Поэтому полупроводниковая техника обработки аналоговых сигналов способна измерять только сигналы, уровень которых находится над уровнем теплового шума. О серьезности задачи снижения уровня шума усилительных схем для повышения их чувствительности свидетельствует применение способа охлаждения до температуры испарения жидкого азота. Способ охлаждения допустим в аппаратуре специального назначения, но неприемлем в технике широкого применения. Другой известный способ снижения собственных шумов усилителей заключается в применении низкошумящих транзисторов. Способы повышения чувствительности измерения аналоговых сигналов ограничиваются совершенствованием схем усиления сигналов.

Наиболее высоким уровнем теплового шума обладают электронные усилители в инфракрасном диапазоне частот, т. е. в спектре частот работы органов и систем человеческого организма: сердечно-сосудистой системы, системы дыхания и др. Поэтому для создания техники обработки инфракрасных сигналов с целью достижения высокой чувствительности используется способ построения шумоподавляющих фильтров на основе явления энергетического резонанса в электромагнитной системе магнетик-проводник [1]. В такой системе энергия магнитного поля магнетика преобразуется без остатка в энергию электрического поля проводника на частоте энергетического резонанса [2]. Добротность такого преобразователя близка к 10^4 , и поэтому он является практически идеальным низкочастотным полосовым фильтром. Его применение для измерения параметров взаимодействия элементов организма человека обеспечивает выделение полезных сигналов, амплитуда которых значительно ниже уровня теплового шума и названных авторами подшумовыми информационными сигналами. Причем подавление шума в выходном сигнале преобразователя не затрагивает процесс усиления.

Полоса пропускания фильтра равна

$$F = \frac{F_0}{2Q}, \quad (6)$$

где F_0 – частота резонанса; Q – добротность фильтра.

С учетом (6) энергетическая чувствительность усилительного канала

$$P_{c \min} = 2kTF_0/Q, \quad (7)$$

а чувствительность усилительного канала по напряжению (4) равна

$$U_{c \min} = \sqrt{2kTF_0R_0/Q}. \quad (8)$$

Добротность энергетических резонансных фильтров составляет $Q = 10^3 \div 10^4$. Поэтому операция пропускания выходных сигналов усилителей через полосовой фильтр, использующий явление энергетического резонанса, повышает их чувствительность и сдвигает ее в область подшумовых нановольтовых сигналов [3].

Сердечно-сосудистая система выполняет транспортную функцию по доставке частичек крови к каждой клетке организма. Качество транспортной функции не зависит от места расположения клетки в организме и оценивается тем, что клетка на интервале времени между двумя толчками сердца взаимодействует с одинаковым количеством частичек крови, омывающих клетку с одинаковым распределением скорости частичек на периоде пульсового ритма.

Транспортная функция крови обеспечивает пространственно-временную реализацию в организме человека главных физических и физиологических процессов, определяющих жизнеспособность человека и его здоровье. Человек пытается сохранить жизнеспособность и здоровье, употребляя стимулирующие средства – лекарства. Объективной мерой их воздействия на человека должны быть только физические параметры главных физиологических процессов, измеряемые аппаратурой с достаточными чувствительностью и быстродействием.

Интегральные параметры транспортной функции сердечно-сосудистой системы известны. Пульс или частота выбрасывания порции крови из желудочка сердца в артерии равна примерно 1 Гц; масса порций, выбрасываемых с периодом 1 с, 60–75 г.; объем крови, которая заполняет сердечно-сосудистую систему, 4,5–5 л. Ориентировочно считается, что сердце перекачивает через себя весь объем крови за 60 ударов. Продолжительность цикла движения крови по цепи, включающей желудочек, артерии, капилляры, вены и предсердие, составляет около одной минуты. Длина петли крови, которая зависит от расстояния между капиллярами и сердцем, ориентировочно колеблется от 10 см до 3 м. Следовательно, одна порция крови продвигается на расстояние от 1,7 мм до 5 см за период работы сердца 1 с. Это расстояние называется длиной пробега частицы крови за время, равное одному периоду работы сердца. С каждой клеткой за один период пульса взаимодействует множество частиц, которые проходят мимо нее с различной скоростью. Количество частиц, во множестве взаимодействующих с клетками за период работы сердца, постоянно. Количество частиц, контактирующих с клеткой за малый интервал времени, пропорционально их скорости. Поэтому время контакта частицы с клеткой и количество частиц, контактирующих с клеткой на малом интервале времени, являются важнейшими параметрами взаимодействия потока крови с сосудистой системой.

Наиболее объективную информацию о работе сердечно-сосудистой системы можно получить только посредством прямых измерений взаимодействия частиц крови с клетками сосудов, расположенными вдоль сосуда на незначительном расстоянии по сравнению с длиной пробега частицы. Оптимальным является цифровое неинвазивное измерение мгновенных значений давления частиц крови на стенку сосуда. Поскольку кровь является несжимаемой жидкостью, можно с высокой точностью вычислить скорость движения частиц в точке наблюдения давления.

В настоящее время о работе сердечно-сосудистой системы и параметрах движения крови судят по результатам косвенных измерений, получая только интегральные параметры работы. Существует значительное количество методик оценивания параметров движения крови в сердечно-сосудистой системе. Каждая из методик имеет собственные физические особенности, которые на специфическом уровне реализуются при взаимодействии с кровотоком в сердечно-сосудистой системе человека:

- в электрокардиографии измеряются электрические потенциалы в разных точках тела и их зависимость от времени, связанная с работой сердца как источником давления, который вызывает движение крови в сосудах, используется для диагностики функционирования сердца и регистрирует изменения электрических потенциалов во времени, связанные с работой сердца;

- в тонометрии измеряется систолическое и диастолическое артериальное давление, частота пульса, наличие сбоев в ритме, формируются и определяются необходимые предостережения;

- в плетизмографии выполняется последовательное измерение объемного пульса в разные фазы действия на организм исследуемого фактора, что позволяет оценивать потенциальные резервы организма и выбирать оптимальное дозирование различных форм терапевтического действия.

Процессы взаимодействия частиц крови с клетками организма составляют область объективного знания более обширную и существенную, чем знание физических процессов в околоземном пространстве. Причина этого явления – отсутствие теории взаимодействия между атомами в веществе, включая макромолекулы живого вещества.

Познание процессов взаимодействия в веществе и поле раскрывает явление преобразования форм энергии электрического и магнитного полей в резонансной электромагнитной системе магнетик-проводник. Явление преобразования форм энергии электромагнитных полей оказалось единым как для процессов взаимодействия в макро-, так и в микромире [4].

Нервная система человека работает с магнитными сигналами, которым не свойственны тепловые шумы. Поэтому она по чувствительности превосходит электронные системы измерения, в которых происходит усиление и обработка сигналов. Устранение взаимных перекрестных помех между сердечно-сосудистой и акустическими системами достигается разнесением механических и акустических процессов по частотному диапазону. Сердечно-сосудистая система работает в инфрочастотной области. Электронная аппаратура для усиления

и обработки инфрочастотных сигналов имеет более низкую чувствительность по сравнению с акустической вследствие высокого уровня тепловых шумов в электронных усилителях в инфрочастотном диапазоне. Поэтому создание техники обработки инфрочастотных сигналов для достижения высокой чувствительности и быстродействия оказалось возможным только с помощью шумоподавляющих фильтров на основе явления энергетического резонанса в электромагнитной системе магнетик – проводник [5].

Для измерения динамических параметров сердечно-сосудистой системы используется устройство, состоящее из точечного фонендоскопа (Ф), цифрового микрофона (ЦМ), интерфейсного блока (ИБ) и персонального компьютера (ПК) (рис. 1). Цифровой микрофон содержит мембрану из магнитомягкого материала, которая расположена над одним чашкообразным ферритовым магнитопроводом, а второй чашкообразный ферритовый магнитопровод заглушен неподвижной мембраной. Акустический канал фонендоскопа нагружен на мембрану. В первой и второй чашке феррита расположены катушки индуктивности, вместе с двумя первичными обмотками трансформатора образующими мост, который питается гармоническим сигналом возбуждения магнитного поля в зазорах между ферритом и мембраной. Выходная обмотка трансформатора нагружена на вход усилителя с большим коэффициентом усиления. Между усилителем и узкополосным фильтром включен преобразователь выходного тока усилителя в магнитное поле, которое используется для преобразования амплитудно-модулированного сигнала в фазоразностный сигнал узкополосного фильтра. Выход фильтра одновременно является выходом цифрового микрофона. Цифровые значения или отсчеты мгновенных значений давления поступают в компьютер.

Фонендоскоп располагается над сосудом, циклограмму давления в котором нужно получить. Поток крови деформирует стенку сосуда, которая вместе с прилегающими к ней тканями служит мембраной фонендоскопа. Акустический сигнал передается по трубчатому звукопроводу на вход цифрового микрофона, который выдает в компьютер отсчеты акустического давления с частотой сигнала возбуждения микрофона. Акустическое давление на мембрану пропорционально давлению частичек крови на стенку сосуда.

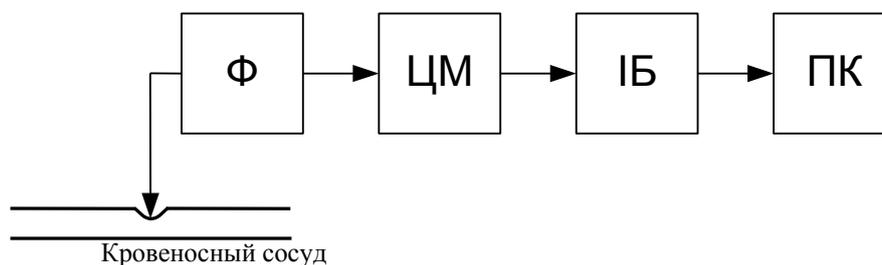


РИС. 1. Функциональная схема устройства измерения динамических параметров сердечно-сосудистой системы

Цифровые отсчеты процесса действия частиц крови на стенку сосуда заносятся в компьютер и отображаются в виде циклограммы $P(t)$ (рис. 2, а). Компьютер в реальном масштабе времени производит цифровое интегрирование циклограммы $P(t)$ и отображает результат вычислений в виде циклограммы скорости $V(t)$ движения частиц крови относительно стенки сосуда (рис. 2, б). Данные измерения допускают параметризацию интенсивности процессов $P(t)$ и $V(t)$ по их продолжительности. На циклограмме давления отмечается максимальное давление P_m , соответствующее максимальному давлению в желудочке, и максимальное воздействие клапана сердца P_T .

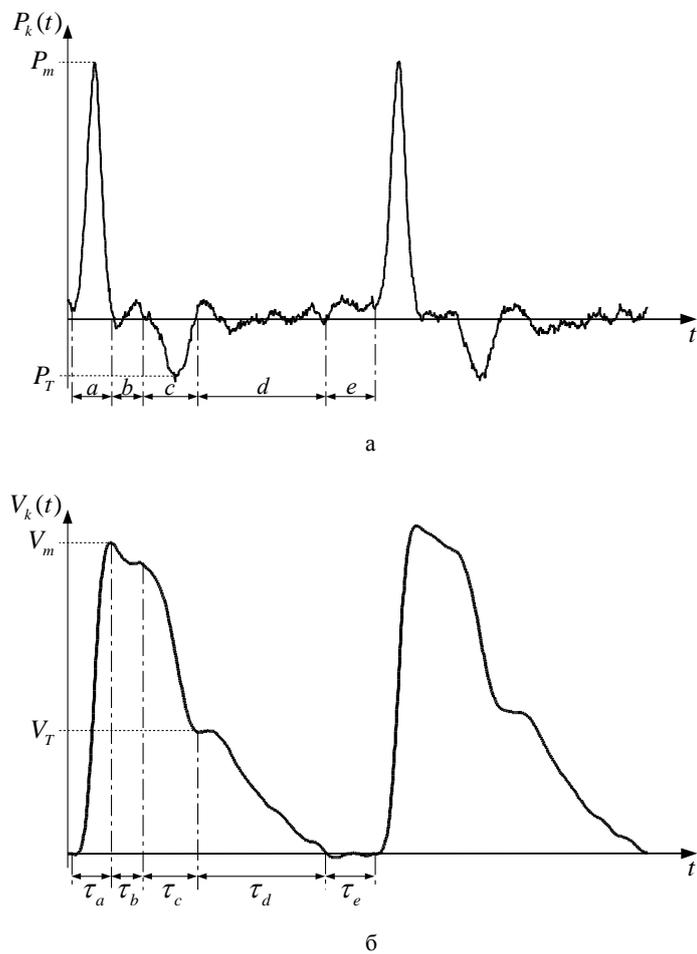


РИС. 2. Цифровые циклограммы давления и скорости потока крови

На циклограмме скорости находят максимальную скорость частиц V_m и скорость торможения частиц крови V_T . Период работы сердца разделяется на 5 фаз: a , b , c , d , e . В первой фазе a происходит сжатие мышц желудочка. Идет процесс освобождения желудочка от крови и ее перекачивание в сосуды. Формируется фронт нарастания скорости потока крови во всех сосудах как несжимаемой жидкости. В начале фазы b в сосудах устанавливается максимальная скорость потока. Фаза c начинается со срабатывания выходного клапана желудочка. Начинается активное торможение потока крови, при котором скорость потока уменьшается более чем вдвое к концу фазы c . Фаза активного торможения сменяется фазой d пассивного торможения за счет сопротивления капилляров движущемуся по инерции потоку крови. После установления нулевой скорости в капиллярах в конце фазы d начинается фаза e . Она равна длительности процесса метаболизма. Сердце выполнило свою транспортную функцию.

Система параметров, служащих для диагностики работы сердечно-сосудистой системы, имеет следующую структуру. Физической величиной, образующей систему измеряемых и вычисляемых параметров, является давление или сила, приведенная к единице площади. Силовое взаимодействие атомов всего лишь четырех химических элементов (водорода, углерода, азота и кислорода) определяет существование, функционирование и развитие живого организма. Нарушение процессов силового взаимодействия сокращает жизненный цикл и качество его функционирования. Поэтому о здоровье человека появляется возможность судить по пространственно-временным параметрам силовых процессов. Неинвазивный акустический способ получения цифровой информации характеризуется требуемым пространственным разрешением и быстродействием при измерении силовых процессов. Для точного измерения силовых параметров P_m и P_T имеет определяющее значение высокая цифровая чувствительность измерения силы, определяемая количеством уровней квантования ее интенсивности, а для точности отображения динамики процесса – частота его дискретизации (1 кГц).

К временным параметрам процесса относятся интервалы времени τ_a , τ_b , τ_c , τ_d , τ_e . Высокая чувствительность и временное разрешение дают возможность получить точные значения измеряемых и вычисляемых параметров P_m , P_T , V_m и V_T , которые исчерпывающим образом дают возможность судить о физических процессах 1–5.

Длительность фазовых интервалов служит цифровой мерой качества физиологических процессов. Поэтому появляется возможность достоверной диагностики работы сердечно-сосудистой системы по величине отклонений фазовых интервалов от нормы. Благодаря цифровому измерению фазовых интервалов исключается влияние индивидуальных процессов на качество диагностики.

Измерительная система поддерживается проблемно-ориентированным математическим обеспечением, которое составляет первый уровень компьютерных

диагностических систем. Их развитие может идти как в традиционном направлении – направлении опыта применения в медицине, так и в индивидуальном, ориентированном на пользователей персональных компьютеров.

1. Бех А.Д., Чернецкий В.В. Волновая модель вихретоковых контуров в металлах // УСиМ. – 1996. – № 1/2. – С. 17 – 22.
2. Патент № 5630 (Украина). Способ измерения электропроводности вещества / Бех А.Д., В.В. Чернецкий, В.И. Майко. Опубл. 2003, бюл. № 5.
3. Бех О.Д., Чернецкий В.В., Слианський В.В. Високочутливе вимірювання амплітуди антенного сигналу // Комп'ютерні засоби, мережі та системи. – 2003. – № 2. – С. 63 – 71.
4. Бех А.Д., Чернецкий В.В. Концепция основ физической информатики // УСиМ. – 2001. – № 1. – С. 3 – 5.
5. Бех А.Д., Чернецкий В.В. Аппаратные методы повышения чувствительности электромагнитных усилителей напряжения // Комп'ютерні засоби, мережі та системи. – 2008. – № 7. – С. 95 – 100.

Получено 28.11.2011