

# 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.

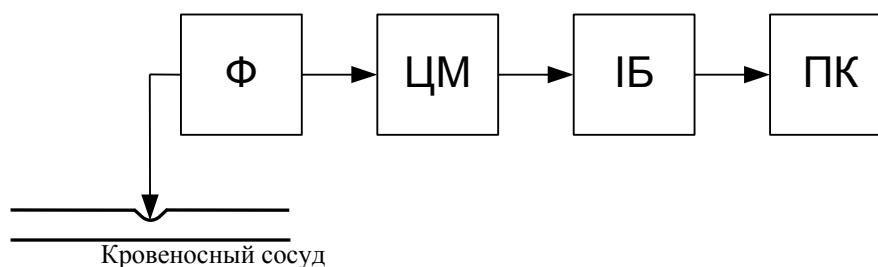


РИС. 1. Функциональная схема устройства измерения динамических параметров сердечно-сосудистой системы

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  $P_T$ .

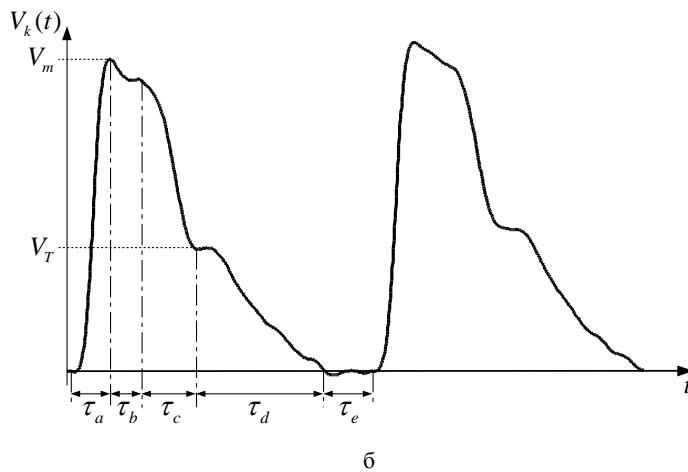
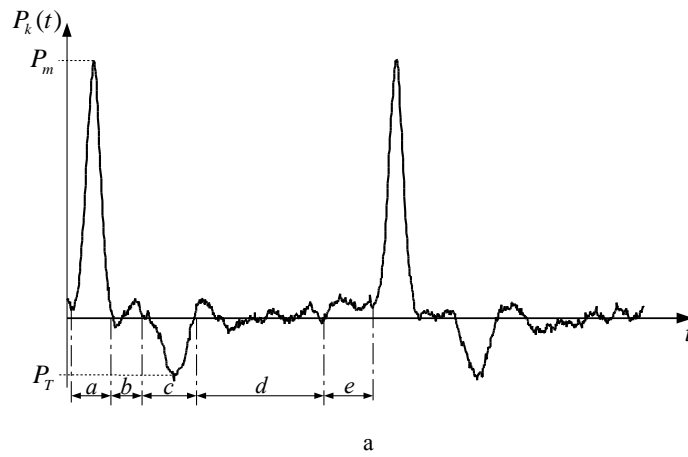


РИС. 2. Цифровые циклограммы давления и скорости потока крови

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  $\tau_a$ ,  $\tau_b$ ,  $\tau_c$ ,  $\tau_d$ ,  $\tau_e$ . 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