

# КОМП'ЮТЕРНІ ЗАСОБИ, МЕРЕЖІ ТА СИСТЕМИ

A. Bekh, V. Chernetsky

## PROBLEM SOLUTION OF NON- INVASIVE MEASURING OF BLOOD STREAM PRESSURE ON VESSELS WALLS

*The methods of the measuring of the blood pressure and ensitisation increase are analyzed. Phonendoscop method of the measuring of the blood pressure on the vessel walls is offered.*

*Key words: cardiovascular system, pressure of the blood.*

*Проаналізовані методи вимірювання тиску і досягнення високої чутливості вимірювання. Розглянуто фонендоскопічний метод вимірювання тиску потоку крові на стінки кровоносних судин.*

*Ключові слова: серцево-судинна система, тиск крові.*

*Проанализированы методы измерения давления и достижения высокой чувствительности измерения. Рассмотрен фонендоскопический метод измерения давления потока крови на стенки кровеносных сосудов.*

*Ключевые слова: сердечно-сосудистая система, давление крови.*

© А.Д. Бех, В.В. Чернецкий,  
2013

УДК 681.335

А.Д. БЕХ, В.В. ЧЕРНЕЦКИЙ

## РЕШЕНИЕ ПРОБЛЕМЫ НЕИНВАЗИВНОГО ИЗМЕРЕНИЯ ДАВЛЕНИЯ ПОТОКА КРОВИ НА СТЕНКИ СОСУДОВ

**Введение.** Путь к объективному знанию всех существенных для жизни человека свойств объектов и явлений природы проходит через субъективное знание. Существенное для человека знание – это понимание физических процессов, происходящих в его сердечно-сосудистой системе. Оно должно быть объективным, поскольку качество диагностики невозможно без достоверного знания устройства и функционирования органов и систем человека. Сердечно-сосудистая система предназначена для выполнения транспортной функции доставки крови к каждой клетке организма и обеспечивает пространственно-временную реализацию главных физических и физиологических процессов, которые определяют жизнедеятельность человека.

**Основная часть.** В движение поток крови приводится силами, генерирующимися сердцем. Поддержание непрерывности потока крови – наиболее очевидная функция сердечно-сосудистой системы. В сердечно-сосудистой системе сила  $F$  действует в форме давления  $P_k$ , которое равномерно распределено по площади  $S$  кровеносного сосуда

$$F = P_k S.$$

Частицы крови в этом сечении приводятся в поступательное движение со скоростью  $V_k$ . Параметры  $P_k$  и  $V_k$  – основные параметры динамики сердечно-сосудистой системы. Поэтому необходимо располагать точно измеренными давлением потока крови на стенки сосудов и скоростью потока как главных динамических параметров сердечно-сосуди-

стой системы человека. В физике давлением называют силу, действующую на единицу поверхности и измеряемую методами, основанными на использовании различных законов физики. Механические методы основаны на определении упругости или пластической деформации чувствительных элементов, а также сжатия жидкости и газов, электрические методы – на определении электрических параметров среды, тепловые методы – на определении теплопроводности вещества, которая зависит от давления [1]. Один из известных методов определения давления состоит в измерении величины взаимодействия вещества, в котором измеряется давление, с веществом, которое изменяет свои параметры под действием давления. По изменению этих параметров судят о величине давления [2]. Изменение размеров тела взаимодействия осуществляется вследствие его деформации под действием силы давления. Величина деформации тела – основной признак изменения давления.

Задача определения параметров движения крови в сосудах решается посредством измерения процесса  $F(t) = P_k(t)S$ , где  $S$  – сечение сосуда;  $P_k(t)$  – давление, создаваемое сердцем и вызывающее поток крови в сосудах. До недавнего времени непосредственное измерение давления  $P_k(t)$  было невозможно по причине отсутствия средств измерения необходимой чувствительности и быстродействия. Аппаратное измерение  $P_k(t)$  может быть выполнено устройством на основе цифрового микрофона давления, имеющего цифровую чувствительность существенно более высокую, чем стандартный порог слышимости  $P_o = 2 \cdot 10^{-5} \text{ Н/м}^2$ . В свою очередь проблема создания цифрового микрофона давления потребовала разработку способа измерения интенсивности выходных сигналов измерительного преобразователя давления, амплитуда которых существенно ниже уровня теплового шума на входе микрофонного усилителя.

Качественно более совершенную технику для физических исследований цифрового преобразования давления потока крови в сосудах дает электромагнитная теория вещества и поля [3]. Успех этой работы обеспечен изобретением электромагнитного усилителя подшумовых сигналов [4], который имеет чувствительность к входному сигналу на несколько порядков выше, чем в обычных полупроводниковых усилителях, а также разработкой полевых функциональных преобразователей аналоговых гармонических сигналов в цифровую форму через преобразование их амплитуды в интервал времени. Работа усилителей и преобразователей основана на едином принципе управления магнитным полем формой электрического тока в проводниках. Существенными признаками аналоговых способов измерения есть преобразование измеряемой величины в аналоговый сигнал в виде напряжения или тока с дальнейшим квантованием его амплитуды. Незначительная чувствительность аналоговых способов измерения является следствием того, что в природе отсутствуют стабильные величины напряжения, тока, силы, которые могут быть мерой квантования аналоговых сигналов. Наиболее эффективный путь достижения максимальной чувствительности состоит в исполнении цифрового измерительного преобразования, основанного на временном развертывающем преобразовании магнитного сопротивления и квантовании интервала времени.

Ограничение аналоговых способов измерения не относится к электромагнитным и электромеханическим колебаниям в атомах, молекулах, кристаллах. Квантование интервала времени, заданного фазами электрического гармонического сигнала, может использоваться для точного и надежного измерения интервала времени с применением, например кварцевого резонатора. Существенными признаками измерения интервалов времени является использование только двоичных решающих элементов – компараторов напряжения.

Для преобразования измеряемых величин в интервал времени, который задается разностью фаз низкочастотных гармонических сигналов, используется процесс накопления энергии магнитного поля в магнетике и процесс ее преобразования в тепло в проводнике, индуктивно связанном с магнетиком. Энергия магнитного поля создается в магнетике в результате преобразования активной энергии источника э.д.с. в реактивную энергию магнитного поля в электромагнитной системе магнетик-проводник.

Высокая чувствительность способа измерения перемещения мембраны цифрового микрофона с магнитной индукцией достигается благодаря тому, что модуляция магнитного сопротивления магнитопровода перемещением мембраны микрофона и преобразование ее в фазовый сдвиг тока относительно фазы э.д.с. направлены на реализацию резонансного преобразования энергии электрического поля внешнего источника гармонической э.д.с. в энергию магнитного поля проводника, а последней в тепло. Если выполняется условие равенства мощности процессов резонансного преобразования энергии, то в проводнике с током отсутствует фазовый сдвиг между током и э.д.с. В таком режиме происходит полное преобразование электромагнитной энергии в теплоту и достигается максимальная цифровая чувствительность измерения перемещения мембраны микрофона, которая обусловлена тем, что небольшая модуляция магнитного потока перемещением мембраны вызывает максимальную фазовую модуляцию тока в проводнике.

Для использования фазоразностного способа измерения физических величин [5], нашел применение электромагнитный процесс преобразования сопротивления в разность фаз гармонических сигналов в электромагнитной системе магнетик-проводник в режиме электрического резонанса. Теоретически и практически доказано, что такая электромагнитная система осуществляет преобразование модуляции магнитного сопротивления в разность фаз между э.д.с. возбуждения и током в замкнутом проводнике [6].

Если для развертывающего преобразования магнитного сопротивления использовать процессы электромагнитной индукции в электромагнитной резонансной системе магнетик-проводник, то частота внешней э.д.с. должна равняться частоте электрического резонанса

$$\omega_0 = \sqrt{R_M R_E},$$

где  $R_M$  – магнитное сопротивление потока магнитного поля в магнитопроводе;  $R_E$  – электрическое сопротивление потока электрического поля в замкнутом проводнике.

Для повышения чувствительности измерения перемещения мембраны микрофона необходимо уменьшать  $R_M$  и  $R_E$ . На уменьшение этих параметров электромагнитной резонансной системы указывает первое и второе уравнения Максвелла. Взаимные преобразования потоков электрических и магнитных полей симметричны. Для максимального увеличения связи при взаимном преобразовании полей необходимо магнитные силовые линии замкнуть магнитопроводом по кратчайшему пути по всей длине замкнутого проводника и по всей длине замкнутого магнитопровода. Такая конструкция называется электромагнитной резонансной системой магнетик-проводник. Развертывающее измерительное преобразование, следствием которого является преобразование в цифровой поток гармонических сигналов с фазовой модуляцией, которую преобразуют во временную, выполняется электромагнитной системой, характеризующейся низким шумовым сопротивлением.

Для всех гармонических процессов справедливо соотношение между разницей фаз  $\Delta \varphi$  двух сигналов одинаковой частоты  $\omega = 2\pi/T$  и временным интервалом  $\Delta t$  задержки одного сигнала относительно другого.

$$\Delta \varphi = \omega \Delta t.$$

Уточненное фазовое соотношение получается благодаря использованию практически идеальных трансформаторов для выполнения аналоговых операций над гармоническими сигналами методом сложения и вычитания магнитных полей. Для анализа информационного сигнала используется полевой сигнальный процессор, который разлагает измеряемый гармонический сигнал на косинусную и синусную составляющие (коэффициенты Фурье). Значения коэффициентов полевой сигнальный процессор преобразовывает в разность фаз гармонических сигналов, которая измеряется с высокой точностью в каждом периоде зондирующего магнитного поля [6].

Для определения давления потока крови на стенки кровеносных сосудов используется фонендоскопический метод измерения [7]. Устройство измерения содержит точечный фонендоскоп, цифровой микрофон, интерфейсный блок и персональный компьютер. Цифровой микрофон содержит мембрану из магнитомягкого материала, расположенную между двумя чашкообразными ферритовыми магнитопроводами. Акустический канал фонендоскопа нагружен на мембрану микрофона. В одной и другой чашке феррита расположены катушки индуктивности, вместе с двумя первичными обмотками трансформатора образующими мост, питающийся гармоническими сигналами возбуждения магнитного поля в промежутке между ферритом и мембраной.

При измерении фонендоскоп располагается над кровеносным сосудом, в котором необходимо определить давление потока крови на стенки сосуда. Поток крови деформирует стенку сосуда, которая вместе с прилегающими к ней тканями служит мембраной фонендоскопа. Акустический сигнал фонендоскопа передается на вход цифрового микрофона, который выдает в интерфейсный блок информационные сигналы о величине давления с частотой возбуждения микрофона. Акустическое давление на мембрану микрофона пропорционально давлению

нию потока крови на стенки сосуда. В интерфейсном блоке на базе электромагнитного полевого сигнального процессора осуществляется преобразование информационных гармонических сигналов в коэффициенты Фурье в течение одного периода гармонического сигнала возбуждения цифрового микрофона. Дальнейшая математическая обработка результатов измерения возложена на персональный компьютер и его программно-ориентированное обеспечение. Цифровые отсчеты давления потока крови на стенки сосуда отображаются в виде циклограммы давления  $P_K(t)$  (рис. 1, а). Также в реальном масштабе времени выполняется цифровое интегрирование циклограммы давления, и результат вычисления отображается в виде циклограммы скорости потока крови  $V_K(t)$  (рис. 1, б). Данные измерения и вычисления допускают параметризацию интенсивности процессов  $P_K(t)$  и  $V_K(t)$  по их продолжительности.

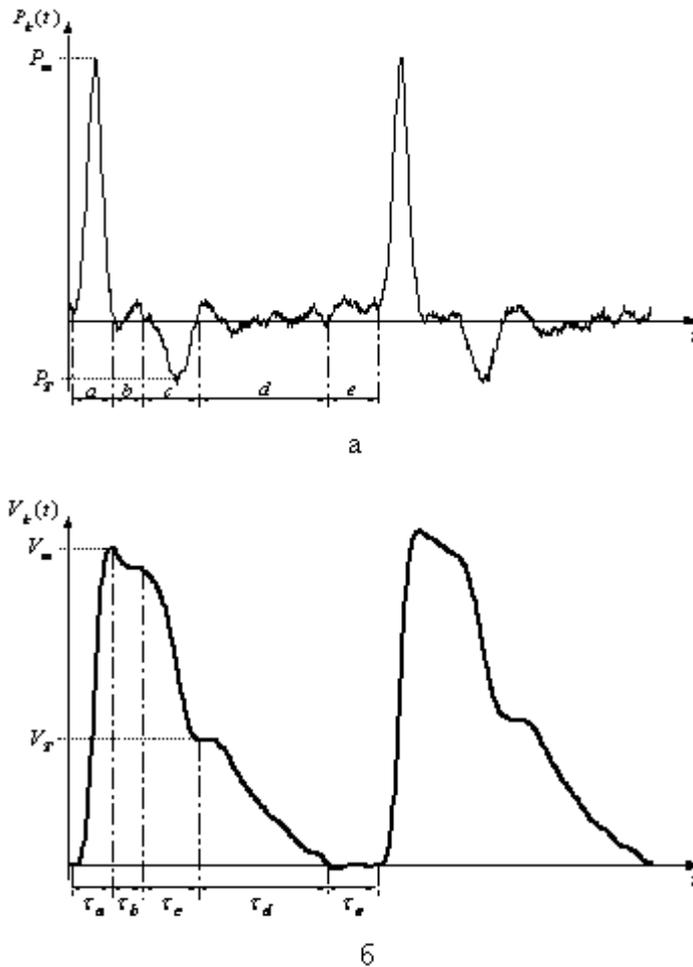


РИС. 1. Цифровые циклограммы давления и скорости потока крови

На циклограмме давления отмечаются максимальное давление  $P_m$ , соответствующее максимальному давлению в сосуде и, соответственно, в желудочке сердца, а также максимальное давление торможения потока крови, соответствующее максимальному давлению клапана сердца  $P_T$ . Система параметров, служащих для диагностики работы сердечно-сосудистой системы, имеет такую структуру. Ее физической величиной, образующей систему измеряемых и вычисляемых параметров, являются: давление или сила, приведенная к единице площади, скорость потока крови, а также порядок и продолжительность фаз силового взаимодействия потока крови с мышцами сердца и стенками сосудов. Продолжительность фаз связана с важнейшими физиологическими процессами и дает достоверную диагностику работы сердечно-сосудистой системы по величине отклонения фазовых интервалов времени от нормы. Благодаря цифровому измерению фазовых интервалов исключается влияние индивидуальных отклонений интенсивности влияния механических процессов на качество их диагностики. Для точного измерения силовых параметров имеет определяющее значение высокая цифровая чувствительность измерения силы, а для точности отображения динамики процесса – частота его дискретизации. Высокая чувствительность и временное разрешение дают возможность получить точные значения измеряемых и вычисляемых параметров, которые исчерпывающим образом позволяют судить о физических процессах, происходящих в сердечно-сосудистой системе.

**Выводы.** Решена задача определения параметров движения крови в сосудах, главными из которых являются давление потока крови на стенки сосудов и скорость этого потока. Доказана необходимость знания величины этих параметров для диагностики работы сердечно-сосудистой системы.

1. Бех О.Д., Чернецкий В.В., Елианский В.В. Новый метод вимірювання тиску // Засоби комп'ютерної техніки з віртуальними функціями і нові інформаційні технології. – 2002. – Т. 1. – С. 18 – 23.
2. Измерения в промышленности // Кн. 2. Способы измерения и аппаратура / Пер. с нем. Под ред. П.Профоса. – М.: Металлургия, 1990. – 384 с.
3. Бех А.Д., Чернецкий В.В. Концепция основ физической информатики // УСиМ. – 2001. – № 1. – С. 3 – 5.
4. Патент України № 87027. Електромагнітний підсилювач напруги / О.Д. Бех, В.В. Чернецкий, В.В. Елианський. – Опубл. 10.06.2009. – Бюл. № 11.
5. Бех О.Д., Чернецкий В.В., Елианский В.В. Високочутливе вимірювання амплітуди антенного сигналу // Комп'ютерні засоби, мережі та системи. – 2003. – № 2. – С. 63 – 71.
6. Бех А.Д., Чернецкий В.В., Елианский В.В. Автоматический контроль физических параметров монет // Там же. – 2004. – № 3. – С. 24 – 34.
7. Бех А.Д., Чернецкий В.В., Елианский В.В. Визуализация процессов в сердечно-сосудистой системе // Там же. – 2005. – № 4. – С. 138 – 144.

Получено 11.01.2013