



ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ,
ПАТЕНТАМ И ТОВАРНЫМ ЗНАКАМ

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(21), (22) Заявка: 2001129271/14, 30.10.2001

(24) Дата начала действия патента: 30.10.2001

(43) Дата публикации заявки: 27.06.2003

(45) Опубликовано: 27.02.2005 Бюл. № 6

(56) Список документов, цитированных в отчете о поиске: RU 2152173 C1, 10.07.2000. SU 1438713 A1, 23.11.1988. US 5390677 A, 21.02.1995. US 5109857 A, 05.05.1992. US 5000184 A, 19.03.1991.

Адрес для переписки:

410054, г.Саратов, ул.Политехническая, 77,
СГТУ, отдел ИТИС (патентный)

(72) Автор(ы):

Проскуряков Г.М. (RU),
Абросимов Д.А. (RU)

(73) Патентообладатель(ли):

Саратовский государственный технический
университет (RU)

(54) СПОСОБ ИЗМЕРЕНИЯ СКОРОСТИ КРОВОТОКА И УСТРОЙСТВО ДЛЯ ЕГО РЕАЛИЗАЦИИ

(57) Реферат:

Изобретение относится к области медицины и медицинской техники и предназначено для измерения скорости кровотока при кардиодиагностике или исследовании гемодинамики неинвазивным методом. Способ измерения скорости кровотока осуществляют путем ультразвуковой доплеровской эхолокации кровотока на выбранном участке сердечно-сосудистой системы, определения проекций вектора скорости кровотока и вычисления скорости кровотока, при этом эхолокацию кровотока на выбранном участке проводят не менее чем тремя некопланарными зондирующими ультразвуковыми лучами, установленными под углами относительно выбранного участка сердечно-сосудистой системы в диапазоне от 0 до $\pm 80^\circ$, измеряют углы ориентации выбранного участка кровотока относительно зондирующих ультразвуковых лучей и доплеровские сдвиги частот по каждому каналу измерения и вычисляют скорость кровотока в соответствии с выражениями

$$v_{ki} = v \cdot \frac{\Delta\omega_i}{2\omega_{0i} \pm \Delta\omega_i}, \quad v_k = \frac{a \cdot v_{k1} + h \cdot v_{k2} + k \cdot v_{k3}}{a \cdot n_{11} + b \cdot n_{12} + c \cdot n_{13}},$$

где $i=1, 2, 3$,

ω_{0i} - частота излучения ультразвуковых колебаний в i -ом луче,

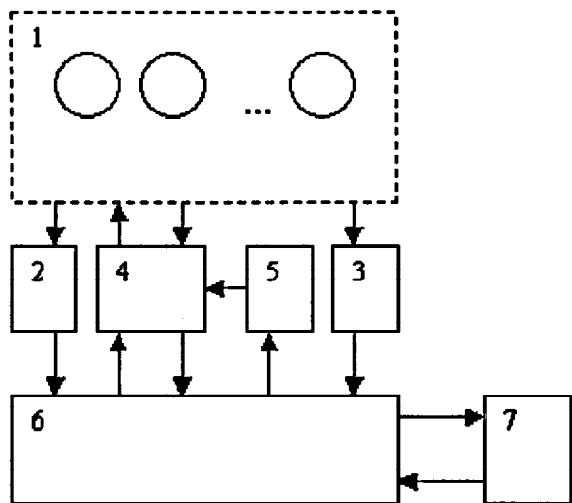
$\Delta\omega_i$ - доплеровский сдвиг частот в i -канале измерения,

V - скорость распространения ультразвуковых волн в среде,

v_k - скорость кровотока на выбранном участке,

v_{ki} - проекции скорости кровотока на i -зондирующий луч,

$a, b, c, h, k, n_{11}, n_{12}, n_{13}$ - коэффициенты, зависящие от углов ориентации ультразвуковых лучей. Устройство для измерения скорости кровотока содержит измерительный блок с ультразвуковыми датчиками и электронный блок, включающий коммутатор, генератор высоких частот, вычислитель, блок индикации и управления, при этом измерительный блок выполнен в виде браслета, секции которого соединены между собой посредством регулируемых шарниров, и включает датчики углов ориентации боковых секций относительно центральной секции и датчики углов ориентации ультразвуковых датчиков относительно i -ой секции, где $i=1, 2, 3$, соединенные с вычислителем, коммутатором, блоком индикации и управления, соединенным с генератором высоких частот, ультразвуковые датчики измерительного блока соединены через коммутатор с генератором высоких частот. Использование изобретения позволяет повысить точность измерения скорости кровотока и расширить область применения в медицинской практике за счет определения угловой ориентации участка кровотока относительно зондирующих лучей. 2 с.п. ф-лы, 2 ил.



Фиг. 1

RU 2 2 4 6 8 9 6 C 2

RU 2 2 4 6 8 9 6 C 2



FEDERAL SERVICE
FOR INTELLECTUAL PROPERTY,
PATENTS AND TRADEMARKS

(12) **ABSTRACT OF INVENTION**

(21), (22) Application: **2001129271/14, 30.10.2001**

(24) Effective date for property rights: **30.10.2001**

(43) Application published: **27.06.2003**

(45) Date of publication: **27.02.2005 Bull. 6**

Mail address:

**410054, g.Saratov, ul.Politehnicheskaja, 77,
SGTU, otdel ITIS (patentnyj)**

(72) Inventor(s):

**Proskurjakov G.M. (RU),
Abrosimov D.A. (RU)**

(73) Proprietor(s):

**Saratovskij gosudarstvennyj tekhnicheskij
universitet (RU)**

(54) **METHOD AND DEVICE FOR MEASURING BLOOD CIRCULATION VELOCITY**

(57) Abstract:

FIELD: medicine; medical engineering.

SUBSTANCE: method involves applying ultrasonic Doppler echolocation techniques for scanning blood circulation at selected area of cardiovascular system, determining blood circulation velocity vector projections and calculating blood circulation speed. Echolocation is carried out by using at least three non-complanar probing ultrasonic rays set at angles relative to selected area of cardiovascular system in the range of 0-±80°. Selected blood circulation area orientation angles are measured relative to scanning ultrasonic rays and Doppler frequency shifts in each measuring channel are determined. Blood circulation speed is calculated as

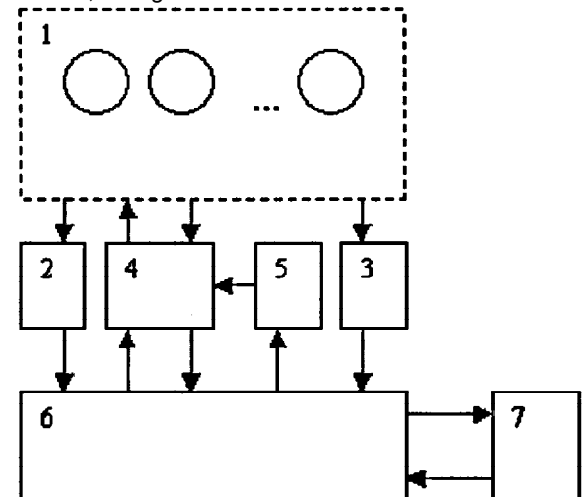
$$v_{ki} = v \cdot \frac{\Delta\omega_i}{2\omega_{0i} \pm \Delta\omega_i}, \quad v_k = \frac{a \cdot v_{k1} + h \cdot v_{k2} + k \cdot v_{k3}}{a \cdot n_{1k} + b \cdot n_{2k} + c \cdot n_{3k}},$$

where ω_{0i} is the radiation frequency of ultrasonic oscillation in ray i , $\Delta\omega_i$ is the Doppler frequency shifts in measuring channel i , v is the ultrasonic wave propagation speed in the medium, v_k is the blood circulation speed in selected area, v_{ki} is the blood circulation velocity projection to scanning ray i , $a, b, c, h, k, n_{11}, n_{12}, n_{13}$ are the coefficients depending on ultrasonic rays orientation. The device has measuring unit having ultrasonic transducers and electronic unit having switch, high frequency oscillator, calculating unit, indication and control unit. The measuring unit is manufactured as bracelet which segments are connected to each other by

means of adjustable hinges and has gages for measuring lateral segment orientation angles relative to the central segment and gages for measuring ultrasonic transducer orientation angles relative to the i -th segment where $i = 1, 2, 3$, connected to calculating unit, switch, indication and control unit connected to high frequency oscillator, ultrasonic transducers of the measuring unit are connected via the switch to the high frequency oscillator.

EFFECT: high accuracy of measurements; wide range of functional applications.

2 cl, 2 dwg



Фиг. 1

RU 2 246 896 C2

RU 2 246 896 C2

Изобретение относится к области медицины и медицинской техники и может быть использовано для измерения скорости кровотока при кардиодиагностике и исследовании гемодинамики неинвазивным методом.

Известен широко применяемый в практической медицине способ определения скорости кровотока на отдельных участках сердечно-сосудистой системы (ССС), основанный на методе доплеровской ультразвуковой эхолокации. Принцип измерения скорости кровотока на отдельных участках ССС на основе метода эхолокации заключается в использовании эффекта Доплера, устанавливающего зависимость доплеровского сдвига частот ($\Delta\omega$) зондирующего и отраженного ультразвуковых лучей (УЗ-лучей) от измеряемой скорости кровотока (v_k).

В качестве аналогов предлагаемого способа могут быть приняты патенты США [1], [2]. Анализ существующих аналогов способов определения скорости кровотока на основе метода эхолокации показывает, что им характерен общий принципиальный недостаток, заключающийся в том, что в действительности с учетом пространственной взаимной ориентации вектора скорости (\vec{v}_k) относительно направления (\vec{r}) зондирующего УЗ-луча однозначная зависимость между величинами v_k и $\Delta\omega$ нарушается, она требует знания углов взаимной ориентации векторов (\vec{v}_k и \vec{r}). Неучет этого фактора приводит к проявлению на практике методических погрешностей в определении скорости кровотока (v_k), которая будет тем больше, чем больше пространственный угол $\theta = (\vec{v}_k, \vec{r})$ отличается от нуля, т.е. от условия коллинеарности векторов \vec{v}_k и \vec{r} .

Для ограничения влияния указанного фактора на точность измерения скорости кровотока в существующих способах эхолокации ограничивают угол между направлением определяемой скорости кровотока v_k и направлением \vec{r} зондирующего УЗ-луча в пределах величин, не превышающих 20° . Однако это условие трудно практически выполнить и оно в значительной степени ограничивает выбор и исследование участка ССС, в котором требуется определить скорость кровотока. Знание углов ориентации исследуемого участка кровотока относительно опорной системы координат может способствовать расширению области исследования ССС, а также получению информации о скорости кровотока v_k с высокой точностью (без методических погрешностей).

Другими словами, существующие способы и устройства определения скорости кровотока на основе метода эхолокации (аналоги способа) дают неполную информацию о параметрах кровотока в исследуемых участках ССС, т.к. позволяют определить только

величину скорости кровотока v_k по модулю (причем со значительными методическими погрешностями, достигающими нескольких единиц - десятков процентов) и не позволяют определить ориентацию в пространстве исследуемых участков сосудистой системы.

Наиболее близким к предлагаемому изобретению, относящемуся к способу измерения параметров кровотока, является патент США [3], принятый за прототип. Этот способ основан на методе эхолокации с использованием одного УЗ-луча. Причем информация о продольной (осевой) составляющей скорости кровотока получается на основе использования эффекта Доплера, а информация о поперечных составляющих скорости кровотока, обусловленных боковыми перетоками крови, получается на основе метода хронометрии путем измерения времени боковых перетоков жидкости по ширине УЗ-луча в исследуемой области ССС. По измеренным продольной и поперечной составляющим скорости формируется информация о трехмерной величине скорости кровотока \vec{v}_k .

Недостатками прототипа являются низкая точность определения продольной составляющей скорости кровотока (из-за проявления методических погрешностей измерения - до десятков процентов), невысокая точность определения поперечных составляющих скорости кровотока (в перпендикулярных направлениях относительно зондирующего УЗ-луча), обусловленная большими погрешностями в определении ширины УЗ-луча, а также ограниченность области применения предлагаемого способа (по прототипу) режимами ламинарного течения жидкости. В частности, последний недостаток прототипа не позволит использовать его для тех участков ССС, где режим кровотока

турбулентный (аорта, артерии, артериолы, вены и венулы), а не ламинарный (капилляры). Таким образом, прототип предлагаемого изобретения имеет узкую область применения и ограничен на практике по режиму течения жидкости.

Известна также система для измерения направленных составляющих скорости движения органов, в том числе и кровотока, в котором имеется матрица ультразвуковых датчиков, образующих совместно с коммутирующим узлом и вычислителем независимые каналы измерения и вычисления [4]. Однако недостатком этого устройства (принятого за прототип) является невозможность осуществления предлагаемого способа определения скорости кровотока из-за несогласованности измерений продольной (вдоль УЗ-луча) и поперечных (по нормали к направлению распространения УЗ-луча) составляющих скорости кровотока. В свою очередь, несогласованность работы каналов измерения обусловлена тем, что первичная информация для трех каналов измерения формируется на основе использования одного (но сканирующего) УЗ-луча. Поэтому обработка УЗ-информации в данном устройстве сводится лишь к определению направленных составляющих скорости движения органов и к вычислению функций взаимной корреляции этих составляющих.

Предлагаемыми изобретениями решается задача расширения области применения в медицинской практике способа и устройства ультразвуковой диагностики. Для получения такого технического результата и повышения точности измерения скорости кровотока в предлагаемом способе измерения скорости кровотока, основанном на использовании метода эхолокации, дополнительно определяют угловую ориентацию исследуемого участка сердечно-сосудистой системы относительно трех зондирующих УЗ-лучей, фиксируя при этом углы ориентации УЗ-лучей относительно исследуемого участка ССС в диапазоне от 0° до $\pm 80^\circ$, соответствующие доплеровские сдвиги частот $\Delta\omega_i$, а скорость кровотока v_{ki} определяют с учетом измеренных углов ориентации и доплеровских сдвигов частот $\Delta\omega_i$, в соответствии с выражениями

$$v_{ki} = v \cdot \frac{\Delta\omega_i}{2\omega_{0i} \pm \Delta\omega_i} \quad (i = \overline{1,3}) \quad (1)$$

$$v_{ki} = \frac{a v_{k1} + h v_{k2} + k v_{k3}}{a \cdot n_{11} + b \cdot n_{12} + c \cdot n_{13}},$$

где ω_{0i} - частота излучения i -го УЗ-луча,

$\Delta\omega_i$ - доплеровский сдвиг частот i -го отраженного УЗ-луча относительно i -го зондирующего УЗ-луча,

v - скорость распространения УЗ-волн в среде (для мягкой биологической ткани $v=1540$ м/с),

v_{ki} - проекция вектора скорости кровотока \vec{v}_k на направление i -го УЗ-луча,

$a, b, c, h, k, n_{11}, n_{12}, n_{13}$ - коэффициенты, зависящие от углов ориентации УЗ-лучей.

Отличительными признаками предлагаемого способа являются

- измерение углов ориентации исследуемого участка кровотока в пространстве относительно зондирующих УЗ-лучей,

- измерение скорости кровотока не менее чем по трем каналам с использованием в пространстве некомпланарных зондирующих УЗ-лучей, установленных под углами относительно участка ССС в диапазоне $0^\circ \dots \pm 80^\circ$.

Указанные отличительные признаки способа позволяют повысить точность измерения скорости кровотока, расширить область применения способа вне зависимости от течения кровотока и получить дополнительную информацию об угловой ориентации исследуемых участков ССС.

Для достижения названного технического результата предлагается устройство, представляющее собой измерительно-вычислительный комплекс, состоящий из измерительного блока с ультразвуковыми датчиками, датчиками углов и электронного блока, в состав которого входят генератор высоких частот, коммутатор, вычислитель, блок индикации и управления.

Отличительными признаками предлагаемого устройства является то, что измерительный блок выполнен в виде браслета, секции которого соединены между собой посредством регулируемых шарниров, и включает датчики углов ориентации боковых секций относительно центральной секции и датчики углов ориентации ультразвуковых датчиков относительно i -ой секции (где $i=1, 2, 3$), соединенные с вычислителем, подключенным к коммутатору, блоку индикации и управления.

Предлагаемые изобретения поясняются чертежами. На фиг.1 представлена функциональная схема предлагаемого устройства. На фиг.2 представлена схема размещения измерительного блока (выполненного в виде браслета) на пациенте (на руке).

Предлагаемое устройство состоит (см. фиг.1) из измерительного блока 1 с ультразвуковыми датчиками (УЗД) и датчиками углов (ДУ) 2, 3, выполненного в виде браслета (см. фиг.2), и электронного блока, состоящего из коммутатора 4, генератора высоких частот 5, вычислителя 6, блока индикации и управления 7. Секции измерительного блока (браслета) 1 соединены между собой с помощью регулируемых шарниров (на чертежах не показаны). Датчики углов позволяют измерить углы β_j ($j=2, 3$) ориентации боковых секций ($j=2, 3$) относительно центральной ($j=1$) секции (ДУ-2) и углы α_i ($i=1, 2, 3$) ориентации УЗД относительно i -ой секции (ДУ-3).

Датчики углов ориентации ультразвуковых датчиков (ДУ-3) относительно соответствующей секции соединены с вычислителем 6, подключенным к коммутатору 4, блоку индикации и управления 7 и соединенным с генератором высоких частот 5. При этом ультразвуковые датчики УЗД измерительного блока 1 соединены через коммутатор 4 с генератором высоких частот 5.

В качестве вычислительного блока 6 может быть использован универсальный компьютер типа IBM AT/XT или Apple Macintosh с клавиатурой и другой периферией.

Предлагаемый способ осуществляется следующим образом. Система n ($n \geq 3$) ультразвуковых лучей взаимодействует с определенной точкой выбранного участка сердечно-сосудистой системы. Механическое взаимодействие каждого из зондирующих УЗ-лучей с кровотоком в данной точке участка ССС приводит к появлению эффекта Доплера и соответствующему доплеровскому сдвигу частот зондирующих и отраженных лучей. Регистрируют углы ориентации в пространстве УЗ-лучей.

Для осуществления способа измерительный блок (браслет) крепят на область человеческого тела, где требуется произвести измерение параметров кровотока в артериальных или венозных участках ССС. Устройство может работать в одном из двух режимов: режиме настройки и в рабочем режиме (в режиме идентификации кровотока).

В режиме настройки измерительный блок и блок электроники настраиваются на выполнение условия обеспечения акустического контакта всех n ($n \geq 3$) ультразвуковых лучей с одной точкой выбранного участка сердечно-сосудистой системы. Это условие выполняется, если реализуется алгоритм настройки:

$$\cos \alpha_2 = \sin^{-1} \theta \sqrt{\frac{0,25H_1^2 + H_1 l \sin \theta \sin \alpha_1 + l^2 \sin^2 \theta}{H_2^2 + 0,25H_1^2 + H_1 l \sin \theta \sin \alpha_1 + l^2}},$$

$$\cos \alpha_3 = \sin \theta \sqrt{\frac{0,25H_1^2 - H_1 l \sin \theta \sin \alpha_1 + l^2 \sin^2 \theta}{H_3^2 + 0,25H_1^2 - H_1 l \sin \theta \sin \alpha_1 + l^2}}, \quad (2)$$

$$\sin \alpha_2 = (1 - \cos^2 \alpha_2)^{1/2},$$

$$\sin \alpha_3 = (1 - \cos^2 \alpha_3)^{1/2},$$

где H_1, H_2, θ - конструктивные параметры секций измерительного блока,

α_1 - угол настройки УЗ-датчика средней секции,

l - расстояние от УЗД средней секции до контрольной точки сосуда,

α_2, α_3 - углы ориентации УЗД боковых секций.

Расстояние l определяют с помощью УЗ-датчика средней секции путем переключения

его в режим ультразвуковой дальномерной эхолокации.

Углы взаимной ориентации β_2 и β_3 боковых секций с УЗ-датчиками УЗД-2 и УЗД-3 относительно средней секции определяют с помощью датчиков углов 2. Углы α_i ($i = \overline{1,3}$) ориентации УЗ-датчиков в азимуте выставляют путем поворотов датчиков относительно секций и контролируют с помощью датчиков углов 3 (шкал). Сигналы, пропорциональные величинам $\sin \alpha_i$; $\cos \alpha_i$ ($i = \overline{1,3}$), вводят в вычислитель 6.

В рабочем режиме (режиме идентификации кровотока) УЗ-датчики УЗД-1, УЗД-2 и УЗД-3 попеременно подключают через коммутатор 4 к генератору 5 и обеспечивают ультразвуковую доплеровскую эхолокацию кровотока в контрольной точке выбранного участка сердечно-сосудистой системы. При этом за счет переключения каждого УЗ-датчика попеременно в режим излучателя, а затем - в режим приемника выделяют три доплеровских сдвига частот $\Delta\omega_0$ ($i = \overline{1,3}$)

$$\Delta\omega_i = 2\omega_0 \frac{v_{ki} \cdot V^{-1}}{1 - v_{ki} \cdot V^{-1}}, \quad (i = \overline{1,3}) \quad (3)$$

Из выражения (3) находим проекции вектора скорости

$$v_{ki} = V \cdot \frac{\Delta\omega_i}{2\omega_0 \pm \Delta\omega_i}, \quad i = \overline{1,3} \quad (4)$$

На основе измерения углов α_i ($i = \overline{1,3}$), β_j ($j=2, 3$) и вычисления составляющих скорости v_{ki} ($i = \overline{1,3}$) для системы трех доплеровских УЗ-лучей можно составить векторно-матричное уравнение

$$N \cdot \bar{u} = \bar{z}, \quad (5)$$

где N - квадратная матрица (3×3),

\bar{u} , \bar{z} - неизвестный и заданный векторы.

$$N = [n_{i,j}]_3^3,$$

$$\bar{u} = [v_k \quad \alpha \cdot v_k \quad \beta \cdot v_k]^T, \quad (6)$$

$$\bar{z} = [v_{k1} \quad v_{k2} \quad v_{k3}]^T.$$

v_k - модуль вектора скорости кровотока,

α ; β - углы ориентации вектора v_k .

Причем коэффициенты матрицы N зависят от углов ориентации Θ , α_i , β_j .

Обращением векторно-матричного уравнения (5) находим искомое решение

$$\bar{u} = N^{-1} \cdot \bar{z}, \quad (7)$$

где N^{-1} - обратная матрица.

Алгоритм идентификации параметров кровотока (v_k ; α ; β), реализующий решение (7), может быть найден на основе метода Крамера.

$$v_k = D_z \cdot D^{-1}$$

$$\alpha = -D_x \cdot D^{-1}$$

$$\beta = D_y \cdot D^{-1}$$

$$D = n_{11} \cdot a + n_{12} \cdot b + n_{13} \cdot c$$

$$D_x = v_{k1} \cdot c + v_{k2} \cdot f + v_{k3} \cdot g \quad (8)$$

$$D_y = v_{k1} \cdot b + v_{k2} \cdot d + v_{k3} \cdot e$$

$$D_z = v_{k1} \cdot a + v_{k2} \cdot h + v_{k3} \cdot k$$

$$v_{ki} = \frac{a v_{k1} + h v_{k2} + k v_{k3}}{a \cdot n_{11} + b \cdot n_{12} + c \cdot n_{13}}$$

$$a = n_{13} \cdot n_{22} - n_{12} \cdot n_{23}$$

$$b = n_{11} \cdot n_{23} - n_{12} \cdot n_{21} \quad (9)$$

$$c = n_{12} \cdot n_{21} - n_{11} \cdot n_{22}$$

$$5 \quad d = n_{13} \cdot n_{21} - n_{11} \cdot n_{23}$$

$$e = n_{11} \cdot n_{23} - n_{13} \cdot n_{21}$$

$$f = n_{11} \cdot n_{22} - n_{12} \cdot n_{21}$$

$$g = n_{12} \cdot n_{21} - n_{11} \cdot n_{22}$$

$$10 \quad h = n_{12} \cdot n_{23} - n_{13} \cdot n_{22}$$

$$k = n_{13} \cdot n_{22} - n_{12} \cdot n_{23}$$

Алгоритм идентификации в виде соотношений (8), (9) реализуется с помощью вычислителя.

15 В отличие от существующих способов ультразвуковой доплеровской эхолокации, позволяющих определить лишь один параметр кровотока (скорость v_k), причем со значительными методическими погрешностями, обусловленными неучетом конкретной ориентации вектора \vec{v}_k в пространстве относительно измерителя, предлагаемый способ обеспечивает получение более полной \vec{v}_k ($v_k \alpha \beta$) и достоверной (точной) информации о
20 скорости \vec{v}_k кровотока.

Источники информации

1. Патент США №5363851 А. Оценка скорости потока. Оpubл. 15.11.94.

2. Патент США №5373847 А. Способ цветной доплерографии для исследования кровотока у пациента. Оpubл. 20.12.94.

25 3. Патент США №5390677 А. Способ и устройство для определения и отображения трехмерной величины скорости крови. Оpubл. 21.02.95 (прототип способа).

4. Патент США №5000184. Система для измерения направленных составляющих с использованием эхографии. Оpubл. 19.03.1991 (прототип устройства).

30 Формула изобретения

1. Способ измерения скорости кровотока путем ультразвуковой доплеровской эхолокации кровотока на выбранном участке сердечно-сосудистой системы, определения проекций вектора скорости кровотока и вычисления скорости кровотока, отличающийся тем, что эхолокацию кровотока на выбранном участке проводят не менее чем тремя
35 некомпланарными зондирующими ультразвуковыми лучами, установленными под углами относительно выбранного участка сердечно-сосудистой системы в диапазоне от 0 до $\pm 80^\circ$, измеряют углы ориентации выбранного участка кровотока относительно зондирующих ультразвуковых лучей и доплеровские сдвиги частот по каждому каналу измерения и вычисляют скорость кровотока в соответствии с выражениями

$$40 \quad v_{ki} = v \cdot \frac{\Delta\omega_i}{2\omega_{0i} \pm \Delta\omega_i}, \quad v_k = \frac{a \cdot v_{k1} + h \cdot v_{k2} + k \cdot v_{k3}}{a \cdot n_{11} + b \cdot n_{12} + c \cdot n_{13}},$$

где $i=1, 2, 3$,

ω_{0i} - частота излучения ультразвуковых колебаний в i -м луче,

45 ω_i - доплеровский сдвиг частот в i -м канале измерения,

v - скорость распространения ультразвуковых волн в среде,

v_k - скорость кровотока на выбранном участке,

v_{ki} - проекция скорости кровотока на i -й - зондирующий луч,

50 $a, b, c, h, k, n_{11}, n_{12}, n_{13}$ - коэффициенты, зависящие от углов ориентации ультразвуковых лучей.

2. Устройство для измерения скорости кровотока, содержащее измерительный блок с ультразвуковыми датчиками и электронный блок, включающий коммутатор, генератор высоких частот, вычислитель, блок индикации и управления, отличающееся тем, что

измерительный блок выполнен в виде браслета, секции которого соединены между собой посредством регулируемых шарниров, и включает датчики углов ориентации боковых секций относительно центральной секции и датчики углов ориентации ультразвуковых датчиков относительно i -й секции, где $i=1, 2, 3$, соединенные с вычислителем, 5 подключенным к коммутатору, блоку индикации и управления и соединенным с генератором высоких частот, при этом ультразвуковые датчики измерительного блока соединены через коммутатор с генератором высоких частот.

10

15

20

25

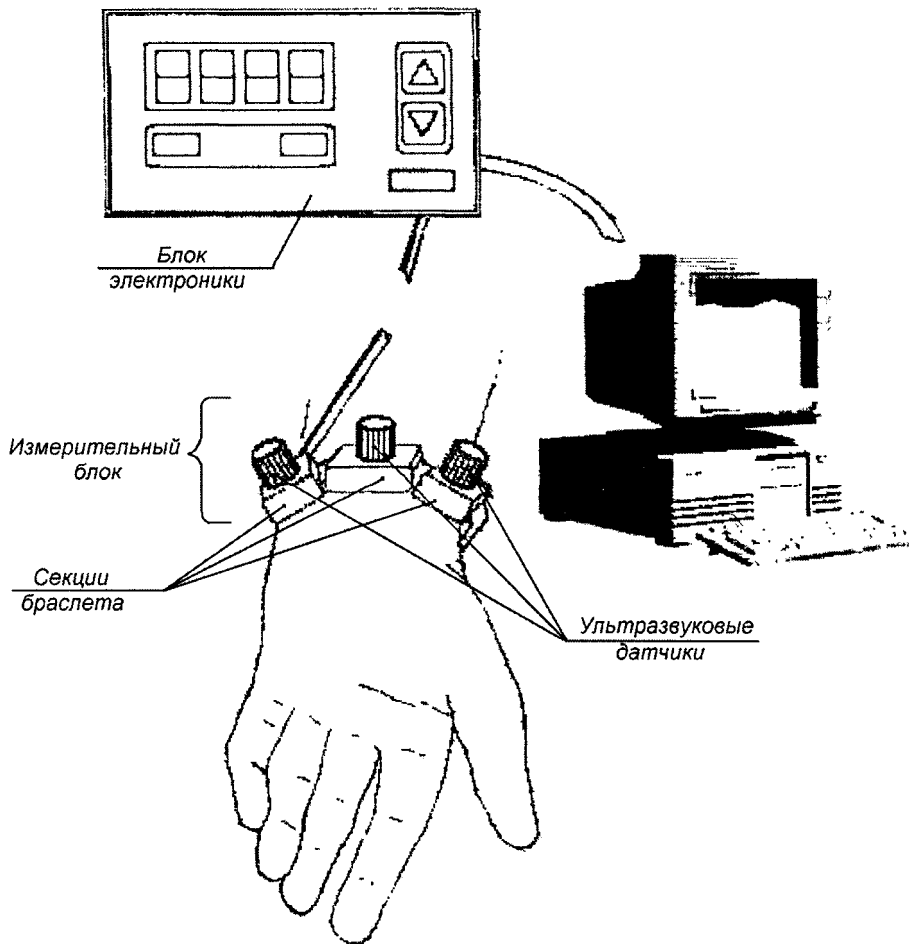
30

35

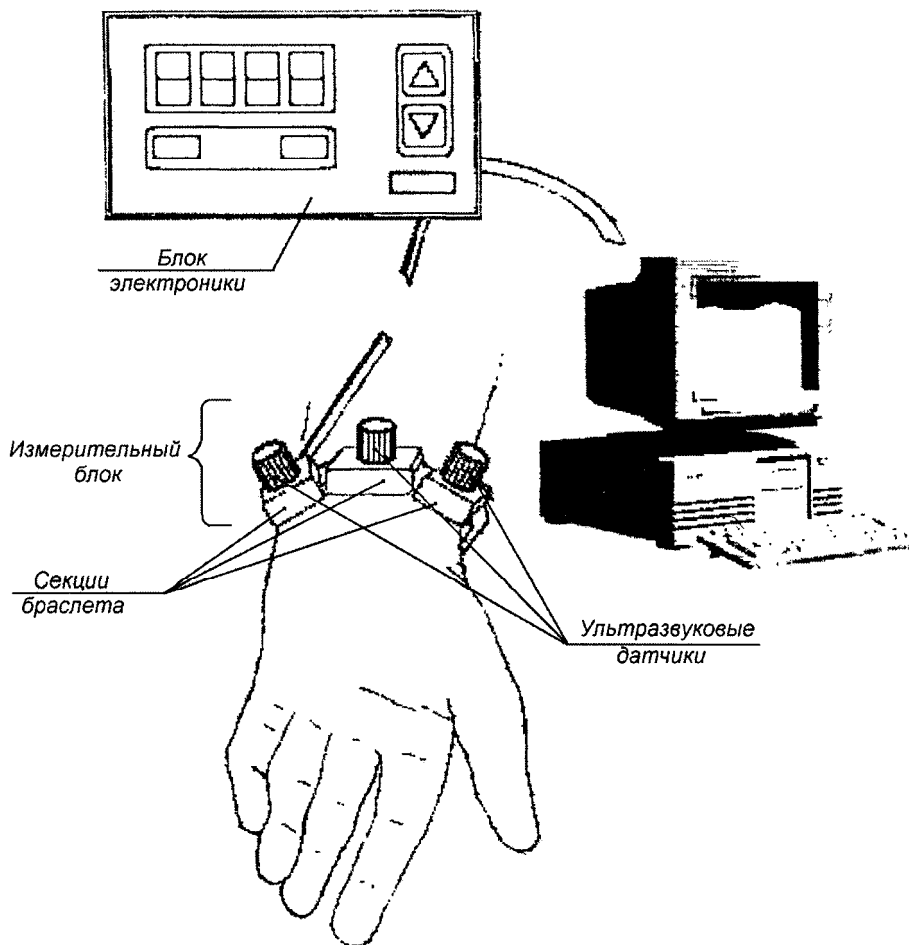
40

45

50



Фиг.2



Фиг.2