



ДЕРЖАВНА СЛУЖБА
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІ
УКРАЇНИ

УКРАЇНА

(19) **UA**

(11) **71751**

(13) **U**

(51) МПК

A61B 5/02 (2006.01)

(12) ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

(21) Номер заявки: **u 2012 00308**

(22) Дата подання заявки: **10.01.2012**

(24) Дата, з якої є чинними
права на корисну
модель: **25.07.2012**

(46) Публікація відомостей
про видачу патенту: **25.07.2012, Бюл.№ 14**

(72) Винахідник(и):

**Владов Сергій Ігорович (UA),
Мосьпан Владислав Олександрович
(UA),
Юрко Олексій Олексійович (UA),
Селігей Олександр Минович (UA)**

(73) Власник(и):

**КРЕМЕНЧУЦЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ
УНІВЕРСИТЕТ ІМЕНІ МИХАЙЛА
ОСТРОГРАДСЬКОГО,
вул. Першотравнева, 20, м. Кременчук,
Полтавська обл., 39612 (UA)**

(54) СПОСІБ ВИЗНАЧЕННЯ КРОВ'ЯНОГО ТИСКУ НА БУДЬ-ЯКІЙ ДІЛЯНЦІ СИСТЕМИ КРОВООБІГУ ЛЮДИНИ

(57) Реферат:

Спосіб визначення кров'яного тиску на будь-якій ділянці системи кровообігу людини включає реєстрацію систолічного тиску у лівому шлуночку, модуля пружності стінки кровоносних судин і частоти скорочення серця з наступним обчисленням.

UA 71751 U

Корисна модель належить до медицини, а саме до функціональної діагностики, і може бути використана для оцінювання функціонального стану системи кровообігу людини.

У функціональній діагностиці даний метод може бути використаний для оцінювання функціонального стану системи кровообігу. У цей час для оцінювання системи кровообігу використовують ряд моделей кровообігу, заснованих на законі Пуазейля, на теорії пружного резервуара та на теорії поширення пульсових хвиль.

Задачею корисної моделі є можливість у визначенні кров'яного тиску на будь-якій ділянці системи кровообігу людини і більш точного визначення функціонального стану системи кровообігу. Поставлену задачу вирішують тим, що реєструють систолічний тиск у лівому шлуночку, вимірюють модуль пружності стінки кровоносних судин і частоту скорочення серця, а потім обчислюють тиск за формулами.

Найбільш близьким способом оцінювання системи кровообігу, прийнятим за найближчий аналог, є модель кровообігу, яка базується на теорії поширення пульсових хвиль [В. Ф. Антонов, А. М. Черныш, В. И. Пасечник, С. А. Вознесенский, Е. К. Козлова. Биофизика. - М.: Владос, 2003, с. 193-201]. У рамках цієї моделі замість пуазейлівського опору користуються поняттям повного судинного опору - імпедансу, що виражає взаємовідношення між пульсовим тиском і кровотоком в артеріальній судині. Імпеданс може бути обчислений на основі відповідних (одномоментно проведених) вимірів кровотоку та тиску.

До недоліків даного способу оцінювання системи кровообігу людини слід віднести складність виміру кровотоку в артерії та обчисленні імпедансу. При спробі практично визначити імпеданс тієї або іншої частини судинного русла через перепад тисків, кровоток та кут зрушення фаз, вибір цієї частини русла лімітується можливістю виконання відповідних вимірів у даних конкретних умовах, що часто обумовлено труднощами доступу до бажаних ділянок русла. Усім це представляє значні методичні труднощі й, зокрема, вимагає обліку можливостей конкретно використовуваної вимірювальної техніки для визначення кровотоку та імпедансу.

У основу корисної моделі поставлено задачу спрощення існуючого способу оцінювання системи кровообігу людини шляхом представлення системи кровообігу людини у вигляді неоднорідної довгої лінії, всі ділянки якої працюють в режимі узгоджених опорів. На підставі аналогії руху крові по судинах і руху струму в електричному колі здійснюється перехід від гемодинамічних величин до електричних за формулами [Ю. А. Владимиров, Д. И. Рошупкин, А. Я. Потапенко, А. И. Деев. Биофизика. - М.: Медицина, 1983, с. 231]:

$$R_0 = \frac{8 \cdot \pi \cdot \eta}{S^2}; \quad C_0 = \frac{2 \cdot r \cdot S}{E \cdot h}; \quad L_0 = \frac{\rho}{S};$$

де r - внутрішній радіус судини, м; h - товщина стінки судини, м; E - модуль пружності стінки судини, Н/м², $S = \pi \cdot r^2$ - площа просвіту судини, м²; η - в'язкість крові, кг/м·с; ρ - густина крові, кг/м³.

Спосіб визначення кров'яного тиску на будь-якій ділянці системи кровообігу людини полягає в реєстрації систолічного тиску в лівому шлуночку, модуля пружності стінки кровоносних судин і частоти скорочення серця з наступним обчисленням тиску в кровоносних судинах за формулами:

$$U_{1A}(t) = \frac{1}{2 \cdot \pi} \cdot \int_{-\infty}^{\infty} \left(\frac{3}{4} \cdot e^{-l_1 \cdot \sqrt{(R_{01} + j\omega L_{01})} j\omega C_{01}} \cdot \int_0^T A \cdot \sin^2(2 \cdot \pi \cdot f_{CC} \cdot t) \cdot e^{-j\omega t} dt \right) \cdot e^{j\omega t} d\omega;$$

$$U_{2A}(t) = \frac{1}{2 \cdot \pi} \cdot \int_{-\infty}^{\infty} \left(\frac{3}{4} \cdot e^{-l_1 \cdot \sqrt{(R_{01} + j\omega L_{01})} j\omega C_{01}} \cdot e^{-l_2 \cdot \sqrt{(R_{02} + j\omega L_{02})} j\omega C_{02}} \cdot \int_0^T A \cdot \sin^2(2 \cdot \pi \cdot f_{CC} \cdot t) \cdot e^{-j\omega t} dt \right) \cdot e^{j\omega t} d\omega;$$

$$U_K(t) = \frac{1}{2 \cdot \pi} \cdot \int_{-\infty}^{\infty} \left(\frac{3}{4} \cdot e^{-l_1 \cdot \sqrt{(R_{01} + j\omega L_{01})} j\omega C_{01}} \cdot e^{-l_2 \cdot \sqrt{(R_{02} + j\omega L_{02})} j\omega C_{02}} \cdot e^{-l_3 \cdot \sqrt{(R_{03} + j\omega L_{03})} j\omega C_{03}} \times \right. \\ \left. \times \int_0^T A \cdot \sin^2(2 \cdot \pi \cdot f_{CC} \cdot t) \cdot e^{-j\omega t} dt \right) \cdot e^{j\omega t} d\omega;$$

$$U_{K\text{вви}} = U_{K\text{max}} - R_K \cdot V_K \cdot S_K \cdot \frac{x_K}{l_K};$$

$$U_{1B}(t) = \frac{1}{2 \cdot \pi} \cdot \int_{-\infty}^{\infty} U_{K\text{вих}} \cdot e^{-l_4 \cdot \sqrt{(R_{04} + j\omega L_{04})} j\omega C_{04}} \cdot e^{j\omega t} d\omega;$$

$$U_{2B}(t) = \frac{1}{2 \cdot \pi} \cdot \int_{-\infty}^{\infty} U_{K\text{вих}} \cdot e^{-l_4 \cdot \sqrt{(R_{04} + j\omega L_{04})} j\omega C_{04}} \cdot e^{-l_5 \cdot \sqrt{(R_{05} + j\omega L_{05})} j\omega C_{05}} \cdot e^{j\omega t} d\omega;$$

$$U_{\text{вих}}(t) = \frac{1}{2 \cdot \pi} \cdot \int_{-\infty}^{\infty} U_{\text{Квих}} \cdot e^{-l_4 \cdot \sqrt{(R_{04} + j\omega L_{04})} j\omega C_{04}} \cdot e^{-l_5 \cdot \sqrt{(R_{05} + j\omega L_{05})} j\omega C_{05}} \cdot e^{-l_6 \cdot \sqrt{(R_{06} + j\omega L_{06})} j\omega C_{06}} \cdot e^{j\omega t} d\omega,$$

де V_K - лінійна швидкість кровотоку в капілярі, яка дорівнює 0,0001 м/с [С. Л. Кузнецов, Н. Н. Мушкваров, В. Л. Горячина. Руководство-атлас по гистологии, цитологии и эмбриологии. -

Н.: ДиаМорф, 1999.]; x_K - поточна координата відрізка довжини капіляра (при розрахунках

5 $U_{\text{Квих}}$ застосовують $x_K = l_K$), м; $U_{1A}(t)$ - тиск в аорті, Па; $U_{2A}(t)$ - тиск в артеріях, Па; $U_{3A}(t)$ - тиск

в артеріолах, Па; $U_K(t)$ - тиск на початку капіляра, Па; $U_{K\text{max}}$ - максимальне значення тиску

$U_K(t)$, Па; $U_{\text{Квих}}$ - тиск в кінці капіляра, Па; $U_{1B}(t)$ - тиск у венулах, Па; $U_{2B}(t)$ - тиск у венах, Па;

$U_{3B}(t)$ - тиск у порожніх венах, Па; $U_{\text{вих}}(t)$ - тиск у правому передсерді після проходження крові

великого кола кровообігу, Па; l - довжина кровеносної судини, м; $f_{\text{ЧСС}}$ - частота серцевих

10 скорочень, Гц; A - амплітуда систолічного тиску в лівому шлуночку, Па; причому індекси у

формулах позначають: 1 - параметри аорти; 2 - параметри артерій; 3 - параметри артеріол; K

- параметри капілярів; 4 - параметри венул; 5 - параметри вен; 6 - параметри порожніх вен.

Спосіб здійснюється в такий спосіб. У пацієнта реєструють систолічний тиск у лівому
15 шлуночку, модуль пружності стінки кровеносної судини і частоту скорочення серця та

обчислюють тиск за наведеними формулами.
Суть корисної моделі пояснюється спрощенням існуючого способу оцінювання
функціонального стану системи кровообігу людини шляхом реєстрації систолічного тиску в
лівому шлуночку, модуля пружності стінки кровеносних судин і частоти скорочення серця з
наступним обчисленням тиску в кровеносних судинах за наведеними формулами.

20 Даний спосіб обчислення кров'яного тиску реалізовано за допомогою програмного продукту
MathCAD, що є значним спрощенням при використанні даної корисної моделі.

Таким чином, запропонована корисна модель забезпечує:

- швидкість та точність у визначенні необхідних параметрів системи кровообігу людини на
будь-якій ділянці кровеносної судини;

25 - оцінювання функціонального стану системи кровообігу людини;

- попередження про патології, які пов'язані з порушенням функцій системи кровообігу
людини.

ФОРМУЛА КОРИСНОЇ МОДЕЛІ

30 Спосіб визначення кров'яного тиску на будь-якій ділянці системи кровообігу людини, що
включає реєстрацію систолічного тиску у лівому шлуночку, модуля пружності стінки кровеносних
судин і частоти скорочення серця з наступним обчисленням за формулами, який **відрізняється**
тим, що за допомогою представлення математичної моделі системи кровообігу у вигляді довгої
35 лінії, яка працює в узгодженому режимі, визначають кров'яний тиск на будь-якій ділянці
кровеносної судини системи кровообігу за формулами:

$$U_{1A}(t) = \frac{1}{2 \cdot \pi} \cdot \int_{-\infty}^{\infty} \left(\frac{3}{4} \cdot e^{-l_1 \cdot \sqrt{(R_{01} + j\omega L_{01})} j\omega C_{01}} \cdot \int_0^T A \cdot \sin^2(2 \cdot \pi \cdot f_{\text{ЧСС}} \cdot t) \cdot e^{-j\omega t} dt \right) \cdot e^{j\omega t} d\omega;$$

$$U_{2A}(t) = \frac{1}{2 \cdot \pi} \cdot \int_{-\infty}^{\infty} \left(\frac{3}{4} \cdot e^{-l_1 \cdot \sqrt{(R_{01} + j\omega L_{01})} j\omega C_{01}} \cdot e^{-l_2 \cdot \sqrt{(R_{02} + j\omega L_{02})} j\omega C_{02}} \cdot \int_0^T A \cdot \sin^2(2 \cdot \pi \cdot f_{\text{ЧСС}} \cdot t) \cdot e^{-j\omega t} dt \right) \cdot e^{j\omega t} d\omega;$$

$$U_K(t) = \frac{1}{2 \cdot \pi} \cdot \int_{-\infty}^{\infty} \left(\frac{3}{4} \cdot e^{-l_1 \cdot \sqrt{(R_{01} + j\omega L_{01})} j\omega C_{01}} \cdot e^{-l_2 \cdot \sqrt{(R_{02} + j\omega L_{02})} j\omega C_{02}} \cdot e^{-l_3 \cdot \sqrt{(R_{03} + j\omega L_{03})} j\omega C_{03}} \right) \times$$

$$40 \times \int_0^T A \cdot \sin^2(2 \cdot \pi \cdot f_{\text{ЧСС}} \cdot t) \cdot e^{-j\omega t} dt \cdot e^{j\omega t} d\omega;$$

$$U_{\text{Квви}} = U_{\text{Кmax}} - R_K \cdot V_K \cdot S_K \cdot \frac{x_K}{l_K};$$

$$U_{1B}(t) = \frac{1}{2 \cdot \pi} \cdot \int_{-\infty}^{\infty} U_{\text{Квих}} \cdot e^{-l_4 \cdot \sqrt{(R_{04} + j\omega L_{04})} j\omega C_{04}} \cdot e^{j\omega t} d\omega;$$

$$U_{2B}(t) = \frac{1}{2 \cdot \pi} \cdot \int_{-\infty}^{\infty} U_{K_{\text{вих}}} \cdot e^{-l_4 \cdot \sqrt{(R_{04} + j\omega L_{04}) \cdot j\omega C_{04}}} \cdot e^{-l_5 \cdot \sqrt{(R_{05} + j\omega L_{05}) \cdot j\omega C_{05}}} \cdot e^{j\omega t} d\omega;$$

$$U_{\text{вих}}(t) = \frac{1}{2 \cdot \pi} \cdot \int_{-\infty}^{\infty} U_{K_{\text{вих}}} \cdot e^{-l_4 \cdot \sqrt{(R_{04} + j\omega L_{04}) \cdot j\omega C_{04}}} \cdot e^{-l_5 \cdot \sqrt{(R_{05} + j\omega L_{05}) \cdot j\omega C_{05}}} \cdot e^{-l_6 \cdot \sqrt{(R_{06} + j\omega L_{06}) \cdot j\omega C_{06}}} \cdot e^{j\omega t} d\omega,$$

- де V_K - лінійна швидкість кровотоку в капілярі, яка дорівнює 0,0001 м/с; x_K - поточна координата відрізка довжини капіляра (при розрахунках $U_{K_{\text{вих}}}$ застосовують $x_K = l_K$), м; $U_{1A}(t)$ - тиск в аорті, Па; $U_{2A}(t)$ - тиск в артеріях, Па; $U_{3A}(t)$ - тиск в артеріолах, Па; $U_K(t)$ - тиск на початку капіляра, Па; $U_{K_{\text{max}}}$ - максимальне значення тиску $U_K(t)$, Па; $U_{K_{\text{вих}}}$ - тиск в кінці капіляра, Па; $U_{1B}(t)$ - тиск у венулах, Па; $U_{2B}(t)$ - тиск у венах, Па; $U_{3B}(t)$ - тиск у порожніх венах, Па; $U_{\text{вих}}(t)$ - тиск у правому передсерді після проходження крові великого кола кровообігу, Па; l - довжина кровоносної судини, м; $f_{\text{ЧСС}}$ - частота серцевих скорочень, Гц; A - амплітуда систолічного тиску в лівому шлуночку, Па; причому індекси у формулах позначають: 1 - параметри аорти; 2 - параметри артерій; 3 - параметри артеріол; K - параметри капілярів; 4 - параметри венул; 5 - параметри вен; 6 - параметри порожніх вен.

Комп'ютерна верстка Л. Купенко

Державна служба інтелектуальної власності України, вул. Урицького, 45, м. Київ, МСП, 03680, Україна

ДП "Український інститут промислової власності", вул. Глазунова, 1, м. Київ – 42, 01601