



УКРАЇНА

(19) UA (11) 78003 (13) C2
(51) МПК (2006)
A61B 5/026
G01P 5/00МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ
І НАУКИ УКРАЇНИДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІОПИС
ДО ПАТЕНТУ НА ВИНАХІД

(54) СПОСІБ ВИМІРЮВАННЯ СЕРЕДНЬОЇ ШВИДКОСТІ КРОВОТОКУ

1

(21) 20040705753
(22) 13.07.2004
(24) 15.02.2007
(46) 15.02.2007, Бюл. № 2, 2007 р.
(72) Сис В'ячеслав Борисович, Сис Василій Вячеславович
(73) ХЕРСОНСЬКИЙ ДЕРЖАВНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ, Сис В'ячеслав Борисович, Сис Василій Вячеславович
(56) Лайтфут Э. "Явления переноса в живых системах": Пер. с англ. - М.: Мир, 1977. - 518, с.145
GB 1423890, 04.02.1976
JP 2000152921, 06.06.2000
(57) Спосіб вимірювання середньої швидкості кровотоку шляхом вимірювання фазових швидкостей

2

поширення імпульсів тиску в напрямку кровотоку і проти нього і обчислення їхньої напіввізніці, який відрізняється тим, що в напрямку кровотоку вимірюють фазову швидкість поширення природної прямої пульсової хвилі, викликаній скороченням серця, а в напрямку, протилежному кровотоку, вимірюють фазову швидкість поширення природної зворотної пульсової хвилі, при цьому для виявлення передніх фронтів як прямої, так і зворотної пульсових хвиль використовують одну пару детекторів, розташованих подовжньо щодо напрямку кровотоку, а поділ сигналів виявлення фронтів прямої і зворотної пульсових хвиль здійснюють за допомогою амплітудної селекції.

Винахід відноситься до області біомедицинської електроніки і може бути використаний як для цілей одиничних вимірів, так і тривалого моніторингу швидкості кровотоку досліджуваної області організму в клінічній практиці і наукових дослідженнях. Відомий спосіб ультразвукової расходомерії, заснований на зміні частоти ультразвукових коливань, спрямованих на досліджувану кровеносну судину, після її відбиття від компонентів крові, що рухаються, тобто на ефекті Допплера [Ремизов А.Н. Медицинская и биологическая физика. - М.: Высшая школа, 1987. - 638с., с.213]. Цей спосіб є неінвазивним і характеризується відносно високою точністю виміру швидкості кровотоку. Однак для його реалізації необхідна відносно складна і коштовна апаратура, що утруднює використання способу для цілей моніторингу.

Відомий спосіб оцінки швидкості кровотоку реографічним методом [Большая медицинская энциклопедия, т.22, с.189]. Для цього, аналізуючи реографічну криву, визначають реографічний індекс як відношення амплітуди систолічної або діастолічної хвилі до стандартного калібровочного сигналу (0,1 Ом), а також тривалість серцевого циклу. Амплітудно-частотний показник - відношення реографічного індексу до тривалості серцевого циклу - характеризує величину об'ємного кровотоку в до-

сліджуваній області в одиницю часу. Швидкість кровотоку можна розрахувати як відношення величини об'ємного кровотоку до площі перетину судинного русла. Розглянутий спосіб відноситься до числа неінвазивних, вже забезпечених методикою виконання вимірів і апаратурою для зняття реограмм. Однак корисний сигнал зміни електричного опору, викликаний пульсовим кровонаповненням, у порівнянні з постійною складовою електричного опору тканини складає мізерно малу величину, що не перевищує 0,5%. Оскільки в реальних умовах на корисний сигнал накладаються перемінні в часі і значно більш потужні сигнали перешкод - наведень електромагнітних полів, а також артефактів, викликаних, наприклад, руховими функціями об'єкта виміру, - то це приводить до зниження точності визначення параметрів реографічної кривої у часі навіть за умов вживання спеціальних заходів, що негативно позначається на надійності вимірів і утруднює використання способу для цілей моніторингу.

Найбільш близьким по технічній сутності і результату, що досягається, до пропонованого технічного рішення є спосіб виміру швидкості кровотоку, заснований на переносі потоком крові штучно створюваних у судині імпульсів тиску. Імпульси тиску поширюються в напрямку кровотоку швид-

(13) C2

(11) 78003

(19) UA

ше, ніж проти плину крові, причому різниця між швидкостями поширення в цих протилежних напрямках удвічі перевищує миттєву середню швидкість плину, тобто хвилі переносяться разом з рухом рідини [Лайтфут Э. Явления переноса в живых системах: Пер. с англ. - М.: Мир, 1977. - 518с., с.145]. Таким чином, спосіб зводиться до виміру швидкостей проходження імпульсів тиску, для чого досить зафіксувати моменти проходження переднього фронту імпульсу через дві точки, розташовані в напрямку поширення імпульсу на відомій відстані одна від одної. Головним недоліком такого способу є необхідність безпосереднього доступу до судини для створення в ній штучних імпульсів тиску, на практиці одержуваних або за допомогою електромагнітного ударника, укріпленого на судині, який періодично звукує її просвіт, або мікронасоса, введенного усередину судини. Рівень безпеки подібної процедури не відповідає тим вимогам, що пред'являються до систем моніторингу кровотоку людини.

Задачею винаходу є створення способу виміру швидкості кровотоку, що, завдяки своїм технологічним можливостям, дозволив би підвищити безпеку, перешкодозахищеність, надійність, спростити процедуру виміру і зробити її придатною для цілей моніторингу за рахунок виключення необхідності безпосереднього доступу до судин, у яких вимірюється швидкість кровотоку.

Рішення поставленої задачі досягається в результаті того, що в способі виміру середньої швидкості кровотоку шляхом виміру фазових швидкостей поширення імпульсів тиску в напрямку кровотоку і проти нього, і обчислення їхньої напіврізниці, у напрямку кровотоку вимірюють фазову швидкість поширення природної прямої пульсової хвилі, викликані скороченням серця, а в напрямку, протилежному кровотоку, вимірюють фазову швидкість поширення природної зворотної пульсової хвилі, при цьому для виявлення передніх фронтів як прямої, так і зворотної пульсових хвиль використовують одну пару детекторів, розташованих подовжньо щодо напрямку кровотоку, а поділ сигналів виявлення фронтів прямої і зворотної пульсових хвиль здійснюють за допомогою амплітудної селекції.

У порівнянні з прототипом, у якому необхідний безпосередній доступ до судини для створення в ній штучних імпульсів тиску за допомогою електромагнітного ударника, який періодично звукує просвіт судини, або мікронасоса, введенного усередину судини, що виключає можливість застосування цього способу для цілей моніторингу, у пропонованому способі замість виміру фазової швидкості поширення штучно створюваних імпульсів вимірюють фазову швидкість природних пульсових хвиль, які виникають у процесі роботи серця - прямої пульсової хвилі у напрямку, що збігається з напрямком кровотоку, і зворотної пульсової хвилі, яка виникає в процесі відбиття прямої пульсової хвилі від периферії, в напрямку, протилежному напрямкові кровотоку. Оскільки при цьому виключається необхідність безпосереднього доступу до судин шляхом хірургічного втручання, це робить процедуру виміру в порівнянні з прототипом безпечною для об'єкта дослідження. Цим же

досягається спрощення процедури виміру, оскільки не потрібно безпосереднього доступу до судини для закріплення на ньому електромагнітного ударника або введення усередину нього мікронасоса. При цьому також підвищується перешкодозахищеність вимірювальної системи завдяки тому, що величина тиску природної пульсової хвилі, яка у середньому для артерій рівна 133000 Па, більш ніж у тисячу разів перевищує амплітуду штучних імпульсів, яка звичайно складає величину 100 Па. Додаткове підвищення перешкодозахищеності за допомогою зменшення взаємного впливу каналів прямої і зворотної пульсових хвиль забезпечують за рахунок значної різниці в амплітуді тиску прямої і зворотної пульсових хвиль, що дозволило ввести амплітудну селекцію імпульсних сигналів проходження фронту пульсової хвилі і, тим самим, обмежитися використанням всього двох детекторів проходження фронту пульсової хвилі, кожний з яких фіксує фронти як прямої, так і зворотної хвиль. Підвищення перешкодозахищеності поліпшує стійкість вимірювальної системи до електромагнітних наведень, що сприятливо позначається на надійності вимірів. Таким чином, відмінні особливості пропонованого способу від способу прототипу дозволяють використовувати його як для цілей одиничних вимірів, так і довгострокового моніторингу швидкості кровотоку в досліджуваній частині тіла, і при цьому підвищити безпеку, перешкодозахищеність і надійність вимірів.

Пропонований спосіб виміру швидкості кровотоку здійснюють у наступному порядку. На досліджуваній ділянці тіла уздовж напрямку кровотоку фіксують на визначеній відстані друг від друга два детектори проходження фронту пульсової хвилі, кожний з яких може керувати пуском і зупинкою двох таймерів. Перед початком циклу вимірювання виконують скидання кожного таймеру у нульовий стан. У процесі роботи серце генерує природні пульсові хвилі, що поширюються по кровоносному руслу зі швидкістю 4...8 м/с. Коли фронт прямої пульсової хвилі доходить до детектора, розташованого проксимально відносно джерела пульсової хвилі, цей детектор через підсилювальну систему і амплітудний селектор видає керуючий сигнал на таймер, призначений для виміру часу проходження прямої хвилі, що ініціює включення таймера, після чого таймер починає відлік часу. Далі фронт пульсової хвилі переміщається в напрямку детектора, розташованого дистально відносно джерела пульсової хвилі, що виявляє фронт і через підсилювальну систему і амплітудний селектор видає сигнал на вимикання таймеру. Таким чином, таймер фіксує час, необхідний для проходження пульсовою хвилею відомої відстані між детекторами, що дозволяє обчислити швидкість прямої пульсової хвилі, значення якої зберігають для наступних обчислень. Оскільки довжина кровоносних судин обмежена геометричними розмірами тіла, при досягненні периферії пряма пульсова хвиля відбивається і породжує зворотну пульсову хвилю, інтенсивність якої значно менша, ніж прямої хвилі. Ця обставина дозволяє так настроїти амплітудні селектори, щоб вони виділяли сигнали проходження фронтів прямої і зворотної пульсових хвиль при використанні загальної для них пари

детекторів. Для зворотної пульсової хвилі першим є дистально розташований детектор, що виявляє її передній фронт і через підсилювальну систему і амплітудний селектор видає сигнал керування, що ініціює ввімкнення таймеру, призначеного для фіксації часу проходження зворотної пульсової хвилі. Поширюючись в напрямку проксимально розташованого детектора, зворотна пульсова хвиля викликає його спрацювання і видачу керуючого сигналу на вимикання таймера. Зафіксований таймером час використовують для обчислення фазової швидкості зворотної пульсової хвилі. Далі переходять до обчислення швидкості кровотоку як напіврізниць фазових швидкостей відповідно прямої і зворотної пульсових хвиль.

Приклад: вимірюють швидкість кровотоку на ділянці передпліччя з використанням як детектора фронту пульсової хвилі реографічної двохелектродної системи з поперечним розташуванням електродів. Для цього на відстані 100 міліметрів одна від одної в подовжньому напрямку накладають дві пари пластинчастих електродів площею 5см^2 кожний, причому в кожній парі активний (потенційний) і індіферентний електроди розташовують у поперечному напрямку. Обидва індіферентних електроди попарно з'єднують із входами підсилювачів чотирьохканального реографа типу 4РГ-1М, до виходів якого приєднують пристрої підсилювання і амплітудної селекції сигналу. При цьому два канали настроюють так, що вони реагують тільки на

зміну амплітуди сигналу прямої пульсової хвилі, а два інших канали настроюють на зміну амплітуди тільки сигналу зворотної пульсової хвилі. На активні електроди подають стандартний сигнал змінного струму з виходу генератора реографа. До кожного каналу через підсилювачі-формувачі, які забезпечують рівень стандартного логічного сигналу, приєднують кола керування двома цифровими таймерами таким чином, щоб одним з них керував сигнал проходження прямої пульсової хвилі, а іншим - сигнал зворотної пульсової хвилі в послідовності "пуск - останов". Зафіксований кожним з таймерів час проходження фронту пульсової хвилі у цифровому виді зчитують в комп'ютер через його послідовний порт за допомогою спеціальної програми, яка робить також обчислення фазових швидкостей прямої і зворотної пульсових хвиль і швидкості кровотоку як напіврізниць фазових швидкостей відповідно прямої і зворотної пульсових хвиль.

Пропонований винахід "Спосіб виміру швидкості кровотоку" може знайти застосування в клінічній практиці, зокрема, для цілей моніторингу кровотоку кінцівок у післяопераційному періоді, а також в наукових і біомедичних дослідженнях. Пропонований винахід у порівнянні з існуючими технічними рішеннями дозволяє підвищити перешкодоздатність, безпеку, надійність і спростити процедуру виміру швидкості кровотоку.