



УКРАЇНА

(19) UA (11) 68877 (13) C2
(51) МПК (2006)
A61B 5/0488

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ
І НАУКИ УКРАЇНИ

ДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІ

ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА ВІНАХІД

(54) СПОСІБ ДІАГНОСТИКИ І КОРЕКЦІЇ ХОДИ ЛЮДИНИ ТА ПРИСТРІЙ ДЛЯ ЙОГО РЕАЛІЗАЦІЇ

1

2

(21) 20031110282

(22) 14.11.2003

(24) 17.04.2006

(46) 17.04.2006, Бюл. № 4, 2006 р.

(72) Семенець Валерій Васильович, Салєєва Антоніна Денісівна, Подпружников Петро Михайлович, Радченко Володимир Іванович, Гадяцький Олександр Володимирович, Качер Володимир Семенович, Носова Тетяна Віталіївна

(73) ХАРКІВСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ РАДІОЕЛЕКТРОНІКИ, Український науково-дослідний інститут протезування, протезобудування та відновлення працездатності

(56) RU 2121290, 10.11.1998

SU 1717104, 07.03.1992

US 5318039, 07.06.1994

(57) 1. Спосіб діагностики і корекції ходи людини, що полягає у формуванні аналогових сигналів, що відповідають активності м'язів, підсиленні цих сигналів, перетворенні підсиленних аналогових сигналів у цифрові, порівнянні міографічного сигналу з базовим, формуванні на основі результату порівняння вихідних сигналів, що відбивають стан м'язів, визначенні ступеня утоми м'язів і перетворенні вихідних сигналів у форму, зручну для ідентифіка-

ції, який відрізняється тим, що одночасно з міографічними знімають гоніометричні і подографічні сигнали, підсилюють гоніометричні сигнали і перетворюють їх у цифрові, попередньо обробляють цифрові сигнали, міографічні і гоніометричні сигнали підсумовують з вихідними подографічними сигналами, формують загальний потік даних і передають по радіоканалу на комп'ютер, що виконує обробку, збереження і видачу інформації на індикацію.

2. Пристрій для діагностики і корекції ходи людини, що містить поверхневі міографічні електроди, виходи яких з'єднані з підсилювачем міографічних сигналів, аналогово-цифровий перетворювач, з'єднаний з першим входом процесора, який відрізняється тим, що в нього введені послідовно з'єднані гоніометричні датчики, підсилювач гоніометричних сигналів і комутатор, другий вхід якого з'єднаний з підсилювачем міографічних сигналів, а вихід - з аналого-цифровим перетворювачем, а також подографічні датчики, виходи яких з'єднані з другим входом процесора, вихід якого з'єднаний з радіоканалом, що складається з радіопередавача і радіоприймача і з'єднаний з комп'ютером.

Винахід відноситься до області медицини і може бути використаний на практиці та в наукових дослідженнях в ортопедії, травматології, у фізіології праці і спорту.

Відомі способи для діагностики пострауматичної функціональної нестабільності суглобів кінцівок [див., наприклад, пат. РФ №2121290 по МПК6 А61В5/0488, Блок. №31, 1998] шляхом математичної формальної оцінки даних міографії, при цьому нестабільність оцінюють коефіцієнтом стабілізації. Міографія проводилася з використанням на шкірних електродів і електрокардіографа "Малыш" ЭК1Т-04.

Такий пристрій максимально доступний для впровадження в широку практику, але не забезпечує комплексність досліджень.

Відомий пристрій для визначення параметрів

електроміограми [див. А.С. №1717104 по МПК6 А61В5/0488, Бюл. №9, 1992]. Пристрій містить датчики зусиль, два підсилювачі, дільник напруги, два граничних елементи, амплітудний селектор, блок керування, часовий селектор, датчик електроміограми, обчислювальний блок.

Однак, використання кабелю для передачі сигналу від пацієнта на ПК в описаній системі обмежує свободу пересування пацієнта, не дозволяючи робити виміри в різних умовах навколишнього середовища.

Найбільш близьким по сукупності ознак є спосіб електроміографії і апарат для його реалізації [див. пат. США №5318039 по МПК А61В5/0488, ИСМ Бюл. №18, 1995], що полягає у формуванні аналогових сигналів, що відповідають активності м'язів, посиленні цих сигналів,

(13) C2

(11) 68877

(19) UA

перетворенні посиленних аналогових сигналів у цифрові, порівнянні міографічного сигналу з базовим, формуванні на основі результату порівняння вихідних сигналів, що відбивають стан м'язів, визначенні ступеня утоми м'язів і перетворенні вихідних сигналів у форму зручну для ідентифікації. Апарат для реалізації способу, що містить поверхневі міографічні електроди, виходи яких з'єднані з підсилювачем міографічних сигналів, аналогово-цифровий перетворювач, з'єднаний з першим входом процесора.

Однак, по описаному технічному рішенню, через наявність проводів, підключених до датчиків розташованих на тілі пацієнта, пересування пацієнта обмежене. Функціональні можливості пристрою обмежені через малу кількість інформативних параметрів.

В основу винаходу поставлена задача створення такого способу і пристрою діагностики і корекції ходи людини, що дозволили б забезпечити вільне пересування пацієнта, підвищити швидкість діагностики і значно підвищити якість протезування шляхом нових додаткових ознак по способу і введенню нових апаратних засобів обслуговування.

Такий технічний результат може бути досягнутим, якщо по способу діагностики і корекції ходи людини, що полягає у формуванні аналогових сигналів, що відповідають активності м'язів, підсиленні цих сигналів, перетворенні підсиленних аналогових сигналів у цифрові, порівнянні міографічного сигналу з базовим, формуванні на основі результату порівняння вихідних сигналів, що відбивають стан м'язів, визначенні ступеня утоми м'язів і перетворенні вихідних сигналів у форму зручну для ідентифікації, відповідно до винаходу, одночасно з міографічними знімають гоніометричні і подографічні сигнали, підсилюють гоніометричні сигнали і перетворюють їх у цифрові, попередньо оброблені, міографічні і гоніометричні сигнали складають з вихідними подографічними сигналами, формують загальний потік даних і передають по радіоканалу на комп'ютер, що проводить остаточну обробку, збереження і видачу інформації на індикацію.

Іншою відмінною ознакою є те, що в пристрій для діагностики і корекції ходи людини, що містить поверхневі міографічні електроди, виходи яких з'єднані з підсилювачем міографічних сигналів, аналогово-цифровий перетворювач, з'єднаний з першим входом процесора, відповідно до винаходу, уведено послідовно з'єднані гоніометричні датчики, підсилювач гоніометричних сигналів і комутатор, другий вхід якого з'єднаний з підсилювачем міографічних сигналів, а вихід з аналогово-цифровим перетворювачем, а також подографічні датчики, виходи яких з'єднані з другим вхідним портом процесора, вихід якого з'єднаний з радіоканалом, що складається з радіопередавача і радіоприймача і з'єднаним з комп'ютером.

Таким чином, введення в пристрій гоніометричних і подографічних датчиків і радіоканалу, а також нових ознак по способу реалізації дозволило забезпечити вільне пересування пацієнта в природних умовах, підвищити швидкість і якість діагностики, у результаті

підвищити якість протезування.

На мал. зображена структурна схема пристрою для діагностики і корекції ходи людини, що містить поверхневі міографічні електроди 1, виходи яких з'єднані з підсилювачем 2 міографічних сигналів, восьмиразрядний аналогово-цифровий перетворювач 3, з'єднаний з першим входом процесора 4, послідовно з'єднані гоніометричні датчики 5, підсилювач 6 гоніометричних сигналів і комутатор 7, другий вхід якого з'єднаний з підсилювачем 2 міографічних сигналів, а вихід з аналогово-цифровим перетворювачем 3, а також подографічні датчики 8, у якості яких використані датчики тиску, виходи яких з'єднані з другим вхідним портом процесора 4, вихід якого з'єднаний з радіоканалом 9, що складається з радіопередавача 10 і радіоприймача 11 і з'єднаним з комп'ютером 12. Радіоканал 9, що застосовується для передачі даних, задовольняє ряду умов, що накладаються електромагнітною сумісністю радіоелектронних пристроїв, дозволені ділянками частотного діапазону для конкретних застосувань, дозволеною потужністю випромінювання, рівнем позаполосних випромінювань, чинним законодавством і т.д.

Технічне рішення, що заявляється, може бути реалізоване в такий спосіб.

Для комплексного дослідження параметрів ходи необхідний аналіз, як керуючого впливу на м'язи і витрат енергії на здійснення руху, так і кінематичних характеристик: кутів згинання у великих суглобах нижніх кінцівок, сили і часових характеристик контакту нога-підлога і т.д. При цьому для одержання достовірних результатів діагностичне устаткування не повинне обмежувати свободу пересування пацієнта і впливати на параметри. Створене технічне рішення, задовольняє зазначеним вище вимогам.

Характеристики керуючого впливу на м'язи і витрат енергії в процесі руху визначають з аналізу міографічних сигналів, що знімаються міографічними датчиками 1 з м'язів пацієнта. Рівень міографічних сигналів складає, як правило, десятки або сотні мікровольт, а частотний спектр від 20...600Гц. Для знімання цих сигналів використовують поверхневі електроди, що накладаються на активні точки м'язів, що дозволяють зняти сумарний потенціал із усіх волокон м'яза і при відповідному конструктивному виконанні не обмежують свободу пересування пацієнта. Сигнали від міографічних датчиків 5 попередньо підсилюються підсилювачем 2 до рівня, необхідного для роботи АЦПЗ.

У першому каскаді підсилювача 2 використані інтегральні інструментальні підсилювачі, що відрізняються високим вхідним опором і великим коефіцієнтом подавлення синфазних перешкод. З метою виключення виходу підсилювача 2 у насичення, його перший каскад має невеликий коефіцієнт посилення і максимально захищений від впливу діючих перешкод. Усе подальше посилення відбувається в наступних каскадах. Рівні міографічних сигналів від різних м'язів і у різних пацієнтів можуть відрізнятися на кілька порядків. Тому для одержання оптимального рівня сигналу використаний підсилювач 2 з регульованим

коефіцієнтом підсилення, що задається процесором 4.

У реальних умовах ходи максимальні кути згинання в суглобах нижніх кінцівок не перевищують 70°. При цьому сигнали, що знімаються з гоніометричних датчиків 5, розташованих на цих суглобах є періодичними з періодом рівним часу подвійного кроку і займають смугу від декількох герц до 40...60Гц.

Для приведення гоніометричного сигналу до рівня, необхідного для подальшої обробки, використовується додатковий підсилювач 6.

Для виміру сили контакту нога-підлога використані подографічні датчики 8 розташовані в 4-х точках ступні. Розташування контактних площадок на підшовній поверхні відповідає анатомічним особливостям стопи і вимогам ГОСТ 3927-75.

Аналогові сигнали для подальшої обробки перетворюються у цифрову форму за допомогою восьмирозрядного АЦП3. Підключення до АЦП сигналів з виходів підсилювачів 2, 6 здійснює комутатор 7, керований процесором 4.

Частота опитування датчиків 1, 5, 8, відповідно до теореми Котельникова, у два рази вище подвоєної максимальної частоти сигналу. Для гоніометричних сигналів, що мають верхню частоту порядку 50Гц виберемо частоту опитування 100Гц. При максимальній частоті міографічного сигналу 600 Гц виберемо частоту опитування 1600Гц. У цілому за час 10мсек (період частоти 100Гц) опитуються шість гоніометричних датчиків 5 і два міографічних 1 датчики по 16 разів кожний. Виходячи з цього, час перетворення АЦП3 не перевищує 250мкс.

Крім аналогових сигналів передачі підлягають дискретні сигнали від подографічних датчиків 5, а також службова інформація для правильного відновлення даних.

Для передачі використовувався стандартний послідовний старт-стопний протокол, реалізований апаратно в процесорі 4 і в персональному комп'ютері 12.

Замість 32 байт неопрацьованих міографічних сигналів передаються два байти їх обвідних, чим досягається скорочення загального потоку даних без втрати основних інформативних параметрів.

Обране стандартне значення швидкості передачі 19200біт/с дозволяє, з однієї сторони передати необхідний обсяг інформації, а з іншої сторони забезпечити необхідну перешкодостійкість каналу.

Алгоритм роботи процесора 4 спрямований на рішення наступних задач: введення аналогових сигналів від міографічних і гоніометричних датчиків 1, 5, введення дискретних сигналів від подографічних датчиків 8, попередньої обробки міографічних сигналів, формування вихідної інформації з урахуванням особливостей використовуваного радіоканалу 9.

По включенню процесора 4 виробляється початкова ініціалізація таймерів для забезпечення необхідної швидкості передачі даних і настроювання АЦП 3 для перетворення вхідних сигналів.

Протягом циклу передачі, що складає 10мкс, послідовно опитуються і передаються сигнали від подографічних датчиків 8 і гоніометричних датчиків 5. Одночасно з передачею кожного байта проводиться опитування міографічних сигналів, виділення їхнього модуля і інтегрування.

Після передачі подографічних і гоніометричних сигналів формуються і передаються байти обвідної міографічних сигналів.

Обробка на ЕОМ12 прийнятого сигналу полягає у визначенні інформативних параметрів таких як: час перекату для різних ділянок стопи, тривалість опорного і переносного періодів, кути згинання в суглобах, тривалість кроку, амплітуда і тривалість міографічних сигналів. Оцінка параметрів ходи передбачає кількісне порівняння отриманих даних з нормою. Однак, у багатьох випадках, як наприклад, при дослідженнях ходи інвалідів з ампутуваними нижніми кінцівками або з порушеннями опорно-рухового апарата більш раціональним підходом є порівняння з умовною нормою - найкращими показниками для даної групи пацієнтів. Пристрій передбачає також оцінку параметрів ходи методом симетрії, при якому порівнюються параметри для здорової кінцівки і кінцівки з функціональними порушеннями. Пристрій дозволяє робити оцінку утоми м'язів у процесі ходи, порівнюючи характеристики електричних і біомеханічних сигналів на початку досліджень і в наступні інтервали часу.



