



УКРАЇНА

(19) UA (11) 60783 (13) A

(51) 7 A61B5/16

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ
І НАУКИ УКРАЇНИДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІОПИС
ДО ДЕКЛАРАЦІЙНОГО ПАТЕНТУ
НА ВИНАХІДВидається під
відповідальність
власника
патенту**(54) ПРИСТРІЙ ДЛЯ ОЦІНКИ ЕФЕКТИВНОСТІ ПСИХОФІЗІОЛОГІЧНОЇ РЕАБІЛІТАЦІЇ ВЛАСТИВОСТЕЙ ЦЕНТРАЛЬНОЇ НЕРВОВОЇ СИСТЕМИ**

1

2

(21) 2003021504

(22) 20 02 2003

(24) 15 10 2003

(46) 15 10 2003, Бюл. № 10, 2003 р

(72) Охромій Галина Василівна

(73) Охромій Галина Василівна

(57) Пристрій для оцінки ефективності психофізіологічної реабілітації властивостей центральної нервової системи, який містить тактильний датчик, схему оброблення сигналів тактильного датчика та індикатор, який відрізняється тим, що схема оброблення сигналів тактильного датчика містить опорний генератор імпульсів, дешифратор, лічильники вхідних імпульсів у кожному інтервалі часу, суматор та арифметико-логічний пристрій (АЛП), причому

тактильний датчик через формувач підключений до суматора загальної кількості імпульсів та керуючого входу кожного із n лічильників у відповідних каналах інтервалів часу, інший вхід кожного лічильника підключений до генератора опорних інтервалів часу через дешифратор з n виходами, в кожному із n каналів вихід лічильника підключений до входу віднімача, до другого входу якого підключений вихід лічильника імпульсів у першому каналі, а виходи усіх віднімачів підключені до входу суматора, вихід якого підключений до входу АЛП, підключеного також до виходу суматора загальної кількості імпульсів, вихід АЛП через масштабуючий перетворювач та дешифратор підключений до блока індикації

Винахід має відношення до медицини та призначений для використання під час експрес-оцінювання за психомоторними показниками серцевого ритму та ішемічної хвороби серця у пацієнтів, що зазнали гострого інфаркту міокарда, під час проведення реабілітаційних програм та регламентації трудової діяльності

Нині відомо застосування різних тестів з цією метою, серед яких тести на поновлення, максимальні та субмаксимальні тести навантажень із дозованим м'язовим напруженням, фармакологічні проби та ін. Дослідження останнього довели, що цінна інформація про функціональний стан серцево-судинної системи може бути отримана безпосередньо під час виконання дозованих навантажень. Проте застосування методик, які базуються на навантаженнях, пов'язано з певним ризиком, оскільки в окремих випадках у хворих із серцевою патологією може виникати гостра серцева недостатність, порушення ритму аж до шлуночкової тахісистоїї та фібриляції шлуночків, що потребують активних заходів швидкої допомоги [1]. Саме тому зараз для функціональних досліджень, які об'єктивно характеризують стан серцево-судинної та інших систем та визначають рівень компенсації та адаптації, усе більшою увагою заслуговують тести, які потребують менших зусиль. При цьому для успішного виконання таких тестів є необхідним

виконання деяких умов, серед яких треба окремо виділити такі легкість виконання тесту, який не потребує спеціальних навичок, забезпечення впевненості у безпеці тесту людини, яка досліджується, стандартизація тесту, умов його виконання та оброблення інформації, що дозволить порівнювати результати під час повторних досліджень, просте та нетривале вимірювання, невелика вартість дослідження, урахування психофізіологічного статусу на момент дослідження, масовість та частота застосування

Окрім того, дослідженнями також встановлено, що на виникнення та прогресування різних захворювань серцево-судинної системи істотно впливають порушення функцій вегетативної нервової системи під час психоемоційних розладів. Тому для оцінювання функціонального стану центральної нервової системи існує необхідність у розробці відповідних тестів та пристроїв, інформаційні показники яких дозволяли б робити об'єктивні оціночні висновки на різних стадіях лікувального процесу із застосуванням чітких кількісних критеріїв та градацій фізичного стану хворих із серцево-судинною патологією [1].

Відомі також деякі пристрої аналогічного призначення. Так, наприклад, пристрій за а с №835416, містить динамометричний датчик зусиль, двоканальну схему оброблення сигналів

(13) A

(11) 60783

(19) UA

датчика і систему індикації. Проте цей пристрій має певні недоліки, зокрема спотворення реакції системи кровообігу. Це залежить від втрати стабільності уваги досліджуваного протягом виконання проби, що викликає необхідність здійснення лікарського контролю за ступенем знесилення досліджуваного. В цьому разі виникає потреба у визначенні максимального зусилля, яке розвиває хворий під час процедури, що може дуже несприятливо відбитися на його стані.

Відомо також виконання проб навантажень у вигляді тредмил-тесту або велоергометра (ВЕМ) для виявлення прихованої ішемії міокарду у хворих із підозрою на ІХС. Так, наприклад, велоергометр за а с №1202552 містить додатково до педального механізму спеціальний блок керування, який здійснює підтримання заданої потужності педалювання, для чого необхідне отримання попередніх експериментальних даних для непліних характеристик навантажень у заданих режимах, що істотно ускладнює процедуру тестування.

Оскільки порушення кровообігу при різних захворюваннях серцево-судинної системи відбивається на функції центральної нервової системи, знижуючи динаміку процесів нервової діяльності, у діагностиці таких захворювань закономірне виникнення та застосування різних тестів, орієнтованих на визначення моторно-координаційної продуктивності під час виконання робочих програм різної складності. Відомий, наприклад, пристрій за патентом України №22913 А, де кількісна оцінка сенсомоторної продуктивності визначається за числом збігів реакції досліджуваного на розташування мішеней, які містяться на координатному полі. Однак такий пристрій не повною мірою визначає такий вагомий показник функціонального стану центральної нервової системи, яким є психічний темп. Темпінг доцільно вимірювати у максимальному ритмі, найкращому для досліджуваного, оскільки частота максимального темпінгу є показником ергічного компоненту активності, який виявляє себе у здатності досліджуваного утримувати темп роботи на певному рівні [2, 4].

Метою передбачуваного винаходу є створення технічних засобів оцінювання функціонального стану серцево-судинної системи та виявлення прихованої коронарної недостатності на різних етапах лікувального процесу хворих на серцево-судинну патологію. Поставлена мета досягається тим, що одиничні імпульси, які формуються досліджуваним у максимальному темпі, піддають спеціальному обробленню у рівних за тривалістю послідовних інтервалах часу, та шляхом порівняння інформації в суміжних інтервалах аналізують відносну динаміку частот імпульсів, а за величиною відносних показників темпу роблять висновки про характер реабілітаційного процесу.

Сутність винаходу пояснюється блок-схемою пристрою, наведеною на фіг. 1, де

- 1 тактильний датчик,
- 2 формувач вхідних імпульсів,
- 3 опорний генератор інтервалів часу,
- 4 дешифратор інтервалів,
- 5-10 лічильники вхідних імпульсів,
- 11 суматор загальної кількості вхідних імпульсів,

- 12-16 віднімачі,
- 17 суматор інтервальних різниць,
- 18 арифметико-логічний пристрій (АЛП),
- 19 масштабуючий перетворювач,
- 20 дешифратор,
- 21 пристрій індикації.

Пристрій являє собою тактильний датчик 1, чутливий елемент якого устаткований перетворювачем механічної дії в електричний сигнал, який нормується за тривалістю формувачем 2, вихід якого підключено до входів п лічильників 5, 6, 7, 8, 9, 10 імпульсів в інтервалах часу. Інтервали часу рівної тривалості послідовно задає дешифратор 4, який містить генератор 3 опорної частоти. Виходи лічильників 5-10 підключено відповідно до входів віднімачів 12-16, до інших входів яких підключений вихід лічильника 5 у першому (початковому) інтервалі. Виходи віднімачів 12-16 підключені до входу суматора 17 інтервальних різниць, а вихід цього суматора, з'єднаний з арифметико-логічним пристроєм 18, який підключено також до виходу загального суматора імпульсів 11. Вихід АЛП через масштабуючий перетворювач 19 та дешифратор 20, підключений до індикатора 21, який видає кінцеві значення коефіцієнтів градації, за величиною яких можна робити висновки про стан досліджуваного.

Пристрій працює таким чином.

Механічна дія на чутливий елемент тактильного датчика 1 перетворюється на електричний сигнал, який нормується за тривалістю імпульсу формувачем 2. Повний цикл вимірювання визначається часом одного інтервалу, який сформований генератором 3, та загальною кількістю інтервалів, що визначається за допомогою дешифратора 4. В основу методики покладено наступну залежність:

$$k = \frac{(S_1 - S_2) + (S_1 - S_3) + \dots + (S_1 - S_n)}{S_1 + S_2 + \dots + S_n} \cdot 10,$$

де

k - результуючий коефіцієнт, що характеризує визначуваний параметр,

S_m - кількість імпульсів, зафіксована в m-му інтервалі часу ($m=1 \dots n$),

n - кількість фіксованих інтервалів часу.

Визначення алгебраїчних різниць, зафіксованих у першому інтервалі часу S_1 та усіх наступних (n-1) інтервалах здійснюється у віднімачах 12-16.

Визначення сумарної кількості імпульсів за всі n інтервалів часу здійснюється в суматорі 11. Суматор 17 здійснює операцію сумування алгебраїчних різниць $(S_1 - S_2) + (S_1 - S_3) + \dots + (S_1 - S_n)$ та передавання отриманого результату до АЛП 18, який реалізує функцію ділення заздалегідь визначених змінних. Масштабуючий перетворювач 19 приводить отриманий результат до значень, які розташовані у межах від 1 до 10. Блоки 20, 21 призначені для візуалізації результатів, отриманих протягом дослідження.

Усі блоки системи за винятком 1 та 2 виконані

1 для переносного (індивідуального) використання із застосуванням програмно-апаратних засобів мікропроцесорної техніки.

2 для стаціонарного використання із застосуванням програмно-апаратних засобів персональних комп'ютерів

Прикладне програмне забезпечення стаціонарного варіанту системи дозволяє виконувати статистичний аналіз та відображення динаміки процесу поновлення функцій центральної нервової системи конкретного пацієнту протягом спостереження

Додатково визначаються, за результатами статистичного оброблення алгебраїчних інтервальних різниць у поточному експерименті, показни-

ки, що характеризують лабільність та силу центральної нервової системи конкретного пацієнту

Висновок про лабільність сенсомоторного аналізатора роблять за загальною сумою імпульсів

$$\sum_{m=1}^n S_m$$

Статистичні оцінки лабільності залежно від кількості імпульсів перетворюються у бали за наступною таблицею

Кількість	<74	75 ÷ 129	130 ÷ 151	152 ÷ 162	163 ÷ 172	173 ÷ 183	184 ÷ 195	196 ÷ 204	205 ÷ 210	>210
Бали	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Лабільність	низька			середня			висока			дуже висока

Стаціонарний зразок пристрою виготовлено АО "Комета" м Дніпропетровськ та проходить клінічні випробування в Українському державному НДІ медико-соціальних проблем інвалідності м Дніпропетровськ

Джерела інформації

1 Амосов Н. М., Бендет А. Я. Физическая активность и сердце - Киев Здоровье, 1975 - 254 с

2 Сучасні проблеми медико-соціальної експертизи і реабілітації хворих та інвалідів внаслідок серцево-судинних захворювань. Матеріали науково-практичної конференції з міжнародною участю

Українського державного НДІ медико-соціальних проблем інвалідності /- За редакцією В. Ф. Москаленка та Ю. В. Поляченка - Дніпропетровськ Пороги, 2002 - 394 с

3 Патент України №2291 ЗА (прототип)

4 Методика експресс-диагностики свойств центральной нервной системы по психомоторным показателям Е. П. Ильина теппинг-тест // Райгородский Д. Я. (редактор-составитель) Практическая психодиагностика. Методики и тесты. Учебное пособие - Самара Издательский дом "Бахрах - М", 2000 - с 582

