



УКРАЇНА

(19) UA (11) 45297 (13) U  
(51) МПК (2009)  
A61B 3/00  
A61B 5/00

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ  
І НАУКИ УКРАЇНИ

ДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ  
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ  
ВЛАСНОСТІ

## ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

видається під  
відповідальність  
власника  
патенту

### (54) СПОСІБ НЕЙРОПУПІЛОМЕТРІЇ

1

(21) u200901139

(22) 11.02.2009

(24) 10.11.2009

(46) 10.11.2009, Бюл.№ 21, 2009 р.

(72) ПОГОРЄЛОВ ОЛЕКСІЙ ВІКТОРОВИЧ, ШКО-

ЛЬНИК ВАЛЕРІЙ МАРКОВИЧ

(73) ПОГОРЄЛОВ ОЛЕКСІЙ ВІКТОРОВИЧ, ШКО-

ЛЬНИК ВАЛЕРІЙ МАРКОВИЧ

(57) Спосіб нейропупілометрії, що включає виклик пульсації зіниці ока шляхом її освітлення світловими спалахами, реєстрацію відбитого світлового потоку, цифрове вимірювання розмірів зіниці та збереження даних у відеофайлах, який **відрізняється** тим, що додатково світлові спалахи формують джерелом червоного світла, з частотою мерехтіння 1 Гц, водночас з реєстрацією відбитого світлового потоку здійснюють електроенцефалографію головного мозку, виявляють ступінь реакції активації ритмів мозку у відповідь на світловий спалах за депресію середніх амплітуд  $\alpha$ -ритму на енцефалограмі, виконують цифровий відеозапис послідовності пульсації райдужної оболонки зі збереженням даних у відеофайлах, визначають ступінь звуження зіниці за градацією забарвлення отвору зіниці та райдужної оболонки, максимальний час 1 циклу пульсації та отримують на основі даних пупілометрії параметри потужності пульсації зіниці, відносні значення потужності її пульсації та депресії середніх амплітуд  $\alpha$ -ритму під час реакції активації зіниць, коефіцієнт нейрональної та вегетативної астенії, при цьому потужність пульсації зіниці отримують на основі тотожності:

2

 $P_n = \text{abs} (R_1 - R_2) : t_{\text{max}}$ , ум.од., де: $P_n$  - потужність пульсації зіниці, ум.од.; $R_1$  - радіус зіниці до освітлення, мм; $R_2$  - радіус зіниці у фазі максимального скорочення, після освітлення, мм; $t_{\text{max}}$  - час до максимального скорочення зіниці, мс;

відносне значення потужності пульсації зіниці розраховують як:

 $P_b = (P_{\text{сп}} : P_n) \cdot 100 \%$ , де $P_b$  - відносне значення потужності пульсації зіниці; $P_n$  - потужність пульсації зіниці пацієнта, до серії спалахів, ум. од.; $P_{\text{сп}}$  - потужність пульсації після серії із 100 спалахів, ум. од.;відносну депресію середніх амплітуд  $\alpha$ -ритму розраховують як: $D_b = (D_n : D_{\text{сп}}) \cdot 100 \%$ , де: $D_b$  - відносна депресія середніх амплітуд  $\alpha$ -ритму енцефалограми, %; $D_n$  - депресія середніх амплітуд  $\alpha$ -ритму енцефалограми пацієнта, до серії спалахів, %; $D_{\text{сп}}$  - депресія середніх амплітуд  $\alpha$ -ритму енцефалограми, після серії із 100 спалахів, %;

коефіцієнт нейрональної та вегетативної астенії розраховують як:

 $K_{\text{аст}} = P_b : D_b$ , де $K_{\text{аст}}$  - коефіцієнт нейрональної і вегетативної астенії; $P_b$  - відносне значення потужності пульсації зіниці; $D_b$  - відносна депресія середніх амплітуд  $\alpha$ -ритму енцефалограми.

Корисна модель відноситься до медицини, переважно, до засобів оцінки чутливості зіниці до світла і визначення змін електричної активності мозку людини при світловій стимуляції, також вимірювань для діагностичних цілей, насамперед, ступеню утомлюваності, астенії рухових реакцій зіниці і електричних реакцій мозку та може бути використаним в неврології для функціональної діагностики активності центральної і автономної нервової системи.

Відомий спосіб оцінки астенічної реакції зі-

ниць, що містить почергове освітлення одного ока за другим денним світлом і визначення фотореакції за інтенсивністю скорочень зіниць, при цьому встановлюють підвищення, зниження тону або нормотонію симпатичної частини вегетативної нервової системи, якщо спостерігають значну, слабку реакцію або її відсутність, та співвідносять дані зі станом парасимпатичної нервової системи, якщо спостерігають швидку астенію при реакції на світлове подразнення [1]. Але відсутність стандартизованих параметрів дослідження та цифрових

(13) U

(11) 45297

(19) UA

даних щодо астенізації та інтенсивності вегетативної реакції, стримує інформативність та інтерпретацію кінцевого результату, що надає йому суб'єктивний характер.

Відомий спосіб оцінки астенічної реакції зіниць, який містить виклик пульсації зіниці ока шляхом її освітлення світловими спалахами, одночасну реєстрацію відбитого світлового потоку та оцінку реакції зіниць на світлове подразнення за критеріями втомлюваності та припинення реакції зіниць при повторних світлових спалахах [2]. Причини, які перешкоджають досягненню очікуваного технічного результату, полягають у нестандартності частоти спалахів і проміжків між ними, неврахуванні малоінтенсивних і деяких парадоксальних форм реакції зіниць на початковому рівні, а від того стримують об'єктивну оцінку астенічної реакції.

Інший спосіб, що зв'язаний з реєстрацією реакції зіниці ока, полягає у створенні площини дійсного зображення зіниці ока і реєстрації моргання у площині її дійсного зображення, з використанням розсіяного і дзеркально відбитого від поверхні роговиці випромінювання [3]. Використання об'єкта стримується ігноруванням при оцінці особливостей реакції функціональних характеристик рухів і виснаження динаміки зіниці, які у певній мірі також впливають на об'єктивність кінцевого результату, а реєстрація реакції зіниці пов'язується з необхідністю залучення складного апаратного забезпечення та джерела лазерного висвітлення.

Найбільш близьким за кількістю істотних ознак до корисної моделі, що заявляється, є спосіб реєстрації зіничних реакцій, що включає виклик пульсації зіниці ока шляхом її освітлення світловими спалахами, одночасну реєстрацію відбитого світлового потоку, цифрове вимірювання розмірів зіниці в кожному файлі (кадрі), реєстрацію пупілограм та оцінку реакції зіниць на світлове подразнення, що придатний до здійснення нейропупілометрії. Окрім того, освітлення очей за цим способом здійснюють інфрачервоним випромінюванням, а реєстрацію відбитого світлового потоку - за допомогою телекамер, при цьому цифрове вимірювання розмірів зіниці в кожному кадрі телевізійного зображення здійснюють вручну, в абсолютних одиницях по сукупності пупілограм і формування індивідуальних нормативів. Здійснення способу вимагає використання спеціально передбаченого пристрою з фіксатором голови, джерел інфрачервоного освітлення і стимулювання реакцій, калібратора, блоку реєстрації інфрачервоночутливих камер і перетворювача сигналу [4]. За цих умов можливе посилення об'єктивності кінцевого результату, наприклад, за рахунок прийнятної точності вимірів, інформативності, покращення інтерпретації масиву даних. Проте відоме технічне рішення не дозволяє вимірювати потужність скорочень зіниці, відсутність одночасної реєстрації реакції активації електричної активності мозку унеможливує повноцінний аналіз нейромедіаторного дефіциту, а залучення специфічного, складного високо вартісного обладнання обмежує межі використання та знижує функціональні можливості об'єкту.

До основи корисної моделі, що заявляється, поставлено задачу вдосконалити спосіб нейропупілометрії, який шляхами сукупної оцінки станів вегетативної та нейрональної астенії, оптимізації процесів реєстрації та обробки масивів даних, пупілограм і нейрональних показників як критеріїв оцінки нейромедіаторного стану центральної і вегетативної нервових систем, підвищує об'єктивність, покращує функціональні можливості та розширює межі використання. Термін "нейропупілометрія" у контексті цього винаходу стосується методу одночасної оцінки вегетативної та нейрональної діяльності.

Вищезазначений технічний результат досягається тим, що при здійсненні відомого способу нейропупілометрії, що включає виклик пульсації зіниці ока шляхом її освітлення світловими спалахами, одночасну реєстрацію відбитого світлового потоку, цифрове вимірювання розмірів зіниці в кожному файлі, реєстрацію пупілограм та оцінку реакції зіниць на світлове подразнення, у відповідності з корисною моделлю, додатково з відбитим світловим потоком реєструють наявність та ступінь виразності реакції активації ритмів кори головного мозку на електроенцефалографічному обладнанні, при цьому світлові спалахи формують джерелом червоного світла, з частотою мерехтіння 1Гц, здійснюють цифровий відеозапис пульсації радужної оболонки ока, зберігають отримані дані у вигляді послідовності файлів, визначають наявність та ступінь кореляцій параметрів затухання пульсації зіниці з депресією амплітуди альфа-ритму ЕЕГ протягом серії послідовних спалахів, ступінь астенізації вегетативної регуляції за показниками амплітуди та потужності пульсації, оцінюють сукупну вегетативну та нейрональну астенії за коефіцієнтом відповідно до формули винаходу.

Відмітну особливість пропонованого об'єкта являє оцінка "потужності" скорочень зіниці, що характеризує як працездатність вегетативної системи в цілому, так і тонус симпатичної нервової системи. Вимірювання радіусу зіниці у послідовності зображень базується на тому, що отвір зіниці завжди має більш темні кольори. Одночасність реєстрації реакції активації електричної активності мозку та її затухання при електроенцефалографії (ЕЕГ) надає можливість здійснити сукупну оцінку нейромедіаторного дефіциту. Залучення ЕЕГ обладнання для відтворення способу розширює межі його використання та функціональні можливості і водночас забезпечує здійснення пупілометричних вимірів. З пульсацією зіниць реєструється наявність реакції активації на електроенцефалограмі та ступінь її ослаблення, що виявляється у зниженні депресії амплітуди альфа-ритму ЕЕГ протягом серії послідовних спалахів світла та надає можливість оцінити сукупний стан як вегетативної так і нейрональної астенії. Показники потужності та рівень затухання пульсації, на думку авторів, характеризують ступінь астенізації вегетативної регуляції.

Для більш ефективного виснаження вегетативного нейромедіаторного забезпечення використовується тривала серія із 100 стимуляцій з постійною частотою спалахів (1Гц) матриці діодів

стандартного фотостимулятора електроенцефалографу, а реєстрація викликаних пульсацій здійснюється цифровим фотоапаратом, що виключає використання складного високовартісного обладнання.

Таким чином, сукупність ознак корисної моделі процесу є суттєвою, оскільки має причинно-слідчий зв'язок з отриманням технічного результату. Поряд із цим, наведені твердження інформують про те, що запропоноване технічне рішення відповідає умові «новизна» і має високий винахідницький рівень, оскільки явним чином не впливає з рівня техніки, що був встановлений винахідниками-заявниками.

Сутність способу нейропупілометрії пояснюється фотозображеннями зіниці (Фіг.1), де на (надаючи) Фото 1 показана фаза скорочення, а на Фото 2 - фаза релаксації зіниці.

Відомості, що підтверджують можливість відтворення способу із досягненням заявленого технічного результату полягають в наступному.

Для здійснення способу нейропупілометрії застосовують стандартний медичний енцефалограф з програмованим фотостимулятором, що має USB-зв'язок з комп'ютером, відповідне програмне забезпечення, цифровий фотоапарат чи відеокамеру, кронштейн для фіксації фотообладнання.

Сутність способу нейропупілометрії полягає в тому, що пацієнта розташовують у розслабленому стані з відкритими очима біля фотостимулятора, який знаходиться на відстані значно більшій за рекомендовану виробником апаратури. Внаслідок того, що очі є відкритими, синхронно з початком фотостимуляції починається відеозапис.

Пульсації зіниці ока викликають освітленням світлових спалахів, які формують джерелом червоного світла, з частотою мерехтіння 1Гц. Одночасно з відбитим світловим потоком реєструють ступінь виразності реакції активації зіниць на електроенцефалографічному обладнанні, здійснюють цифровий відеозапис пульсацій радужної оболонки та зберігають отримані дані у вигляді послідовності комп'ютерних файлів і пупілограм.

На зображеннях, збережених у файлі або (як проста альтернатива) на роздрукованих рисунках зіниці вимірюють її розміри, та отримують необхідні показники у чисельній формі. Безвідносно до суті корисної моделі, існує проста можливість спростити рутинний процес вимірювань на основі існуючого рівня техніки при наявності комп'ютера з будь якою операційною системою Windows та встановленою системою швидкої розробки програмного забезпечення Delphi. В цій оболонці візуального розроблення програм визначення границі зіниці базується на послідовному порівнянні значень кольору пікселів зображення (кожен піксель зображення має однозначне цифрове значення в 16-річній системі числення, обозначається загальноприйнято від \$000000 до \$FFFFFF як RGB формат, при цьому (цитата від Delphi help), «коли оперуємо 4-байтним гексадецимальним форматом..., нижні три байта представляють інтенсивність RGB кольору для синього, зеленого і червоного. Значення \$00FF0000 (Delphi) or 0x00FF0000 (C++) представляють повну інтенсивність, чистий

синій, \$0000FF00 (Delphi) or 0x0000FF00 (C++) є чистим зеленим та \$000000FF (Delphi) or 0x000000FF (C++) чистий червоний. \$00000000 (Delphi) or 0x00000000 (C++) повний чорний, \$00FFFFFF (Delphi) or 0x00FFFFFF (C++) є білим»).

Це питання є легко вирішеним, а з огляду на те, що колір отвору зіниці завжди має більш темне забарвлення порівняно з кольором радужної оболонки, є можливим як теоретично так і на практиці детектування границь цих утворень на зображеннях, збережених у файлі чи роздрукованих.

Далі, відповідно формулі корисної моделі, потужність пульсації зіниці отримують на основі тождеств:

$P_n = \text{abs}(R_1 - R_2) : t_{\text{max}}$ , ум. од, де:

$P_n$  - потужність пульсації зіниці, ум. од;

$R_1$  - радіус зіниці до освітлення, мм;

$R_2$  - радіус зіниці у фазі максимального скорочення, після освітлення, мм;

$t_{\text{max}}$  - час до максимального скорочення зіниці, мс;

відносне значення потужності пульсації зіниці, розраховують як:

$P_b = (P_{\text{cn}} : P_n) \cdot 100$  %, де

$P_b$  - відносне значення потужності пульсації зіниці;

$P_n$  - потужність пульсації зіниці пацієнта, до серії спалахів ум. од;

$P_{\text{cn}}$  - потужність пульсації після серії із 100 спалахів, ум. од;

відносну депресію середніх амплітуд  $\alpha$ -ритму, розраховують як:

$D_b = (D_n : D_{\text{cn}}) \cdot 100$  %, де:

$D_b$  - відносна депресія середніх амплітуд  $\alpha$ -ритму енцефалограми, %;

$D_{\text{cn}}$  - депресія середніх амплітуд  $\alpha$ -ритму енцефалограми, після серії із 100 спалахів %;

$D_n$  - депресія середніх амплітуд  $\alpha$ -ритму енцефалограми пацієнта, до серії спалахів, %;

коефіцієнт нейрональної та вегетативної астенії, розраховують як:

$K_{\text{аст}} = P_b : D_b$ , де

$K_{\text{аст}}$  - коефіцієнт нейрональної і вегетативної астенії;

$P_b$  - відносне значення потужності пульсації зіниці;

$D_b$  - відносна депресія середніх амплітуд  $\alpha$ -ритму енцефалограми;

Отримані значення коефіцієнту нейрональної і вегетативної астенії використовують в діагностиці активності центральної і автономної нервової системи.

Приклад. Пацієнт Логвиненко О.С., 30 років, звернувся зі скаргами на загальну слабкість, втомлюваність, зрідка тривогу, страх, безсоння, пітливість. Хворіє біля 1 року. Раніше переносив стресові навантаження. Неврологічний статус: вогнищевої патології не виявлено. Виражений клінічно вегетативний, астенічний синдром.

При здійсненні запропонованого способу нейропупілометрії первинне максимальне скорочення ( $R_1 - R_2$ , що показано на фото), становило 2,3мм за цією шкалою, швидкість скорочення 0,3с.

$P_n$  у відповідності послідовності обстеження та

за текстом заявленої формули корисної моделі ( $P_n = \text{abs}(R_1 - R_2) \cdot t_{\text{max}}$ , ум. од), становила 8,66 ум. од. ( $P_n = \text{abs}(4,9 - 2,3) \cdot 0,3\text{с}$ ).

Відповідно після серії спалахів ширина зіниць дорівнювала 4,9 за шкалою на правому й лівому очах, максимальне скорочення на фотостимул - 2,9 ( $R_1 - R_2$  дорівнювало 2,0), швидкість скорочення - 0,4с.

$P_n$  після серії спалахів становила у відповідності заявленої формули ( $P_n = \text{abs}(R_1 - R_2) \cdot t_{\text{max}}$ , ум. од, у цифрах (4,9-2,9):0,4) 5,0 ум. од.

Відносна потужність  $P_v$  у відповідності заявленої формули склала (5,0/8,66) 57,7%.

При ЕЕГ амплітуда  $\alpha$ -ритму становила 60мкВ, патологічних ритмів не виявили. Проведення проби активації на фотостимул показало: первинна реакція - депресія  $\alpha$ -ритму до 20мкВ протягом 2,5с, реакція на 100-й стимул - депресія  $\alpha$ -ритму до 45мкВ протягом 1,2с.

У відповідності заявленої формули ( $D_v = (D_n : D_{\text{сп}}) \cdot 100\%$ , у цифровому значенні ((20/45)·100)  $D_v$  становило 44,4%.

Обчислення коефіцієнту астенії за рівнянням, відповідно заявленого ( $K_{\text{аст}} = P_v : D_v$ ), становило 1,3.

Встановлене значення коефіцієнту надалі порівнюється з нормативними даними (нормативні показники коливаються від 0,8 до 1,2, тому показники пацієнта не відповідали критеріям норми) і є одним з параметрів встановлення функціональних особливостей даного пацієнта.

У 87% обстежених пацієнтів була підтверджена відповідність клінічного та встановленого статусу, що інформує про підвищення об'єктивності отриманого результату. Практичне здійснення способу забезпечило можливість здійснення одночасної реєстрації ЕЕГ і пупілограм, покращити інформативність, інтерпретацію вихідних даних, збільшуючи номенклатуру можливих висновків, що доводить про покращення функціональних можли-

востей, без будь-яких технологічних утруднень при виконанні, а спрощення апаратно-приладової основи - про істотне розширення меж використання, без негативних наслідків.

Показання до використання способу нейропупілометрії: астенічні стани в рамках вегетосудинної дистонії, неврози, неврастенія, соматичні захворювання з виснаження компенсаторних ресурсів тощо. Умовне протипоказання - епілепсія, оскільки фотостимуляція здатна викликати підвищену збудливість.

Тож, надані відомості підтверджують можливість відтворення заявленого процесу в практичній нейрофізіології із забезпеченням важливого технічного результату, що відповідає критерію «промислова придатність». З урахуванням вищенаведених тверджень, пропонуване технічне рішення задачі може бути кваліфіковане корисною моделлю.

Джерела інформації:

1. Береснев В.А., Быстров В.В. и др. Справочник по клинической нейровегетологии. - К.: Здоровье, 1990. - 229с.

2. Заболевания вегетативной нервной системы /под ред. проф. А.М. Вейна. - М: Медицина, 1991. - 623с.

3. Способ регистрации зрачка глаза и устройство для его осуществления: Пат. 2208377 России, МПК А61В 3/00 /Георгиади В.В., Дёмин А.В., Нечипоренко В.В., Карасёва И.А., Лукашвили В.А., Черкасова Д.Н. (Россия); ЦНИИ «Центр перспективных исследований» (Россия). - №2001111202; заявл. 23.04.01; опубл. 10.03.03.

4. Способ регистрации зрачковых реакций и устройство для его осуществления: Пат. 2207040 России, МПК А61В3/00 /Грачев В.И., Казенашев В.Ф., Киселев М.Ф., Мишин В.В., Пелищук В.К. (Россия). - №2001134712/14; заявл. 24.12.01; опубл. 27.06.03.

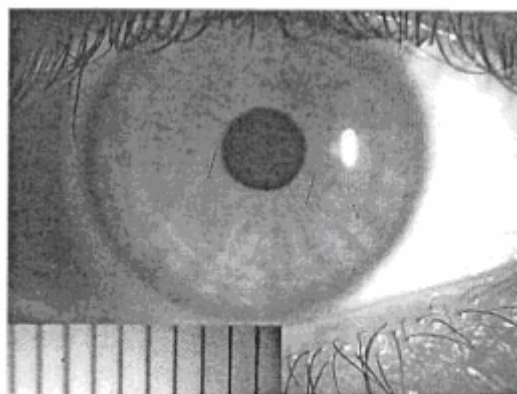
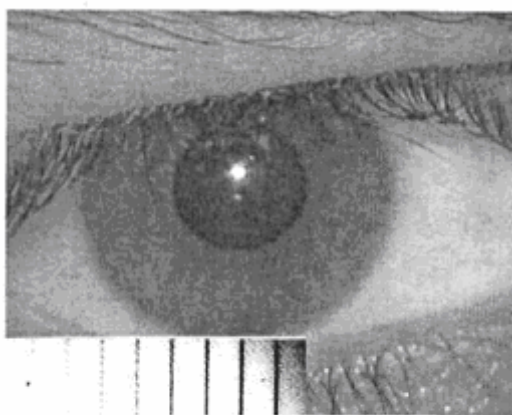


Фото 1



**Фото 2**