



УКРАЇНА

(19) UA (11) 79667 (13) C2
(51) МПК (2006)
A61B 5/05
A61B 5/16

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ
І НАУКИ УКРАЇНИ

ДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІ

ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА ВІНАХІД

(54) ДАТЧИК ДЛЯ РЕЄСТРАЦІЇ ШКІРНО-ГАЛЬВАНІЧНОЇ РЕАКЦІЇ

1

(21) а200507281
(22) 22.07.2005
(24) 10.07.2007
(46) 10.07.2007, Бюл. № 10, 2007 р.
(72) Захараш Михайло Петрович, Юдін Юрій Сергійович, Зуй Петро Борисович
(73) ВІЙСЬКОВО-МЕДИЧНЕ УПРАВЛІННЯ СЛУЖБИ БЕЗПЕКИ УКРАЇНИ
(56) UA 59499, 23.07.2002
RU 2146877, 27.03.2000
RU 2177717, 10.01.2002
US 5282840, 01.02.1994
(57) 1. Датчик для реєстрації шкірно-гальванічної реакції шкірного покриву, який містить зондувальний - активний, і вимірювальний - індиферентний, електроди, жорстко розміщені на одній стороні гнучкої діелектричної основи, який **відрізняється** тим, що контактні поверхні електродів плоскі та розташовані коаксіально в одній площині з утворенням рівномірного проміжку між ними, причому зондувальний - активний, електрод є центральним, а зовнішній електрод є вимірювальним - індиферентним, при цьому електроди мають подібні форми і рівні площі контактних поверхонь.

2

2. Датчик за п. 1, який **відрізняється** тим, що зондувальний - активний, електрод виконаний у вигляді плоского круглого диска, а вимірювальний - індиферентний, електрод - у вигляді плоского кругового кільця.
3. Датчик за п. 1, який **відрізняється** тим, що зондувальний - активний, електрод виконаний у вигляді плоского еліпсоїда, а вимірювальний - індиферентний - у вигляді плоского еліпсоїдного кільця.
4. Датчик за п. 1, який **відрізняється** тим, що зондувальний - активний, і вимірювальний - індиферентний, електроди виконані у вигляді плоских кілець.
5. Датчик за п. 4, який **відрізняється** тим, що зондувальний - активний, і вимірювальний - індиферентний, електроди виконані у вигляді плоских еліпсоїдних кілець.
6. Датчик за будь-яким з попередніх пунктів, який **відрізняється** тим, що електроди виконані з одного матеріалу - металу, наприклад нікелю чи харчової нержавіючої сталі.
7. Датчик за п. 1, який **відрізняється** тим, що діелектрична основа закріплена на стрічці з еластичного матеріалу з застілкою типу "реп'ях".

Винахід відноситься до медичної техніки і може бути використаний в психофізіології для реєстрації шкірно-гальванічної реакції (ШГР) з поверхні шкіри, чи електричної активності шкіри (ЕАШ), чи реакції опору шкіри (РОШ) при проведенні спеціальних психофізіологічних досліджень з використанням тестування, для перевірки рівня професійних здібностей, детекції неправди і т.п. у складі приладу для реєстрації ШГР (РОШ) або у складі психофізіологічного комплексу.

В основу реєстрації ШГР (РОШ) покладений принцип реєстрації змін фізіологічних параметрів людини у відповідь на інформаційні навантаження, наприклад при тестуванні.

Шкірно-гальванічний рефлекс - один з тих показників, що є безвідмовним індикатором реакції організму на новизну подразника [див. Г.В. Гершу-

ни 1947, 1949; Арапова, Е.М. Орлова 1948; Л.П. Латаш 1967 и др.; В.А. Варламов "Психологические показатели в оценке функционального состояния человека" М., 1989, с.10].

Відомі методи реєстрації ШГР К. Фере та І. Р. Тарханова, що дають неадекватні результати при відповідній апаратній реалізації і мають ряд недоліків, а саме: мають великі фізіологічні завади, а також виникаючі контактні шуми на границі шкіра-електрод, крім того, за рахунок зміни біохімічних властивостей тканини й ефекту поляризації електродів.

Для обох способів характерний ефект поляризації електродів, що призводить до зниження чутливості, роздільної здатності, інформативності, співвідношення сигналу до шуму і як наслідок цього, отримання недостовірних результатів.

(13) C2

(11) 79667

(19) UA

Ефект поляризації електродів частково усунутий способом і пристроєм для його здійснення, захищених [патентами України №59499 від 23.07.2000, МПК 7 А61В5/05].

Відомо, що при зміні емоційних станів людини відбуваються біохімічні й біофізичні зміни в організмі, а у зв'язку з цим відбуваються зміни електропровідності біологічних тканин.

З рівня техніки відомі електроди, використані в пристрої для виміру біопотенціалів [див. патент РФ №1837840 АЗ від 04.07.90, МПК А61В5/05], електрод для відведення біоелектричних потенціалів з поверхні шкіри [а.с. СРСР №166447 від 13.10.1962, МПК А61В5/04], електроди, описані в [статті Е.Б. Полагаєва, А.Е. Егорова, А.А. Пирогова "Асимметрия реакции сопротивления кожи при активации правого и левого полушарий мозга" // Физиология человека, 1997г. том.23 №5, с.21-26]; у патенті РФ "Устройство для измерения электро кожного сопротивления" (див. №2146877 від 09.04.1997, МПК 7 А61В5/05, А61Н39/02), а також у патентах України №№ 39915 від 27.10.1999, МПК 7 А61В5/05, "Спосіб реєстрації шкірно-гальванічної реакції та пристрій для його здійснення" та 59499 від 23.07.2003, МПК 7 А61В5/05. "Спосіб реєстрації шкірно-гальванічних реакцій та пристрій для його здійснення" авторів Захараша М.П., Юдіна Ю.С., Зуя П.Б.].

Для всіх перерахованих датчиків, що містять електроди, призначені для виміру чи реєстрації ШГР, характерні загальні недоліки: складність у технології виготовлення, велика вартість через використання дорогіших металів (золото, платина, срібло і т.д.), наявність ефектів поляризації, великі фізіологічні і контактні шуми, що виникають на границі електрод-шкіра-електрод.

Усі зазначені недоліки впливають на точність, чутливість, роздільну здатність, а в зв'язку з цим на інформативність і вірогідність реєстрації ШГР.

Високі вимоги при розробці апаратури для реєстрації ШГР з високими техніко-економічними показниками в першу чергу пред'являють до розробки датчиків і електродів для них, які повинні мати відмінні експлуатаційні показники, низький рівень шумів та погрішностей, викликаних "піделектродними явищами", тобто погрішностями біопотенціалів, викликаних зміною шкірно-електродного імпедансу, і погрішності внаслідок наявності контактних і поляризованих потенціалів електродів.

Найбільш близьким по технічному та досягнутому результатам до запропонованого винаходу - датчику для реєстрації ШГР - є блок електродів, заявлений у складі способу реєстрації ШГР і пристрою для його здійснення в [патенті України №59499 від 23.07.2002, МПК 7 А61В5/05].

Блок електродів, описаний у складі пристрою по [патенту №59499] обрано як прототип пристрою, що заявляється.

До складу пристрою-прототипу входять три електроди, що утворюють блок електродів, у якому два електроди є зондувальними - активними, а третій - вимірювальним - індіферентним.

Вимірювальний електрод розміщено між двома зондувальними - активними електродами на близькій і рівній відстані один від одного, що до-

зволяє створити збалансовану електродну систему, за допомогою якої компенсують ефект поляризації (насичення) електродів завдяки введенню зворотного електричного зв'язку, розташуванню їх на близькій відстані один від одного на досліджуваній ділянці шкіри при реєстрації ШГР. За рахунок зворотного зв'язку і близького жорсткого розташування електродів досягають часткової компенсації ефекту поляризації та зниження рівня фізіологічних шумів, що підвищує роздільну здатність та вірогідність реєстрації ШГР.

Електроди в блоці виконано у виді паралельних смужок з одного металу, наприклад нікелю та закріплено на одній стороні гнучкої діелектричної основи.

Так як блок електродів закріплюють на подушечці нігтьової фаланги вказівного, середнього чи безіменного пальця лівої або правої руки, то розміри блоку з електродами та самих електродів визначаються розмірами подушечки нігтьової фаланги пальця. Однак, різні ділянки шкіри, розташовані навіть у безпосередній близькості друг до друга, можуть мати різну електропровідність. Таким чином, якщо активні (зондувальні) електроди будуть встановлені на подібні дві ділянки шкірного покрову, то щільність струму під електродом розподілиться нерівномірно. Для запобігання замикання одним електродом двох і більш ділянок шкіри з різною електропровідністю необхідно зменшити площу таких електродів до мінімально можливої величини. Під електродами, виконаними на подушечці нігтьової фаланги пальця, щільність струму буде різною, тому досягти стовідсоткової компенсації ефекту поляризації електродів і зниження рівня фізіологічних шумів не вдається в області контакту їх із досліджуваною ділянкою шкіри і не створюються умови одержання еквівалентного поля. В ідеальному випадку площа такого електрода повинна бути точечною.

В основу винаходу поставлена задача створення такого датчика з електродами для реєстрації ШГР, за допомогою якого можливо було б підвищити точність, роздільну здатність, чутливість, інформативність і вірогідність реєстрації шкірно-гальванічної реакції за рахунок поліпшення його експлуатаційних показників, забезпечення низького рівня фізіологічних і контактних шумів, що виникають на границі електрод-шкіра-електрод, компенсації ефекту поляризації електродів, підвищення технологічності і зменшення вартості.

Це дозволило б широко використовувати датчики в пристроях для реєстрації біофізичних параметрів, наприклад ШГР, при проведенні психофізіологічних досліджень.

Поставлена задача досягається тим, що в датчику для реєстрації шкірно-гальванічної реакції, який містить зондувальний - активний і вимірювальний - індіферентний електроди, жорстко розміщені на одній стороні гнучкої діелектричної основи, електроди в ньому розташовані коаксіально в одній площині з центральним зондувальним - активним і зовнішнім вимірювальним - індіферентним, при цьому лінії розділу електродів утворюють рівновіддалений проміжок між ними, форми елект-

родів подібні і площі їх та проміжки між лініями розділу електродів рівні.

Крім того, поставлена задача досягається тим, що зондувальний електрод виконаний у вигляді плоского диска, а вимірювальний - у вигляді плоского кільця.

Крім того, поставлена задача виконується за рахунок того, що зондувальний - активний електрод виконаний у вигляді плоского, наприклад еліпсоїда, а вимірювальний - індиферентний - у вигляді плоского, наприклад еліпсоїдного кільця.

Крім того, поставлена задача досягається тим, що зондувальний - активний і вимірювальний - індиферентний електроди виконані у вигляді плоских кілець.

Крім того, поставлена задача досягається тим, що зондувальний - активний і вимірювальний - індиферентний електроди виконані у вигляді плоских еліпсоїдних кілець.

Крім того, поставлена задача досягається так само тим, що електроди виконано з однакового матеріалу - металу, наприклад нікелю чи харчової нержавіючої сталі.

Крім того, поставлена задача досягається за рахунок того, що діелектрична основа закріплена на стрічці з еластичного матеріалу з застібкою типу "реп'ях".

Сукупність нових ознак пристрою не зустрічається в раніше відомих технічних рішеннях, тобто запропонований датчик для реєстрації шкірно-гальванічної реакції досліджуваного відповідає критерію «новизна».

Відмітними ознаками нового пристрою є:

- коаксіальне розташування електродів у датчику;
- розташування електродів у датчику в одній площині;
- розташування в одній площині з центральним зондувальним - активним і зовнішнім - вимірювальним - індиферентним електродами;
- лінії розділу електродів утворюють рівний проміжок між ними;
- форми електродів подібні.

Усі відмічені ознаки необхідні, достатні і взаємозалежні між собою для забезпечення поставленої задачі.

Дійсно, коаксіальне розташування електродів у датчику в одній площині дозволяє створити еквіпотенціальну поверхню, тобто фізичну поверхню, рівновіддалені точки якої мають однаковий потенціал.

Створення еквіпотенціального поля забезпечує строгу спрямованість його і постійний градієнт поля, тобто не виникає кінетична дисоціація молекул і практично не відбувається поляризація електродів, крім того не утворюються просторові заряди і не створюються додаткові градієнти швидкостей, тому що поле маленьке і тому не збільшується градієнт швидкостей.

Створення еквіпотенціального поля можна здійснити тільки коаксіально розташованою парою електродів з малими площами і постійним проміжком між лініями розділу електродів.

Розташування зондувального - активного електрода в центрі коаксіальної пари дозволяє забез-

печити більш рівномірний розподіл щільності струму і наблизити площу електрода до мінімальних розмірів.

Виконання форм зондувального - активного і вимірювального - індиферентного електродів подібними з постійними їх площами і відстанями між ними забезпечує зменшення випадкових помилок і фізіологічних перешкод.

Таким чином, запропонована нова сукупність ознак забезпечує підвищення точності, роздільної здатності, чутливості, інформативності і вірогідності реєстрації шкірно-гальванічної реакції.

Крім того, пропонується технічне рішення найбільш широко може бути використане за рахунок того, що запропоновано кілька варіантів форм виконання електродів у датчику.

Одним з варіантів виконання електродів у датчику є виконання зондувального - активного електрода у вигляді плоского, наприклад круглого диска, а вимірювального - індиферентного електрода - у вигляді плоского, наприклад кругового кільця, при цьому площі електродів і проміжки між лініями розділу електродів рівні. Рівність площ електродів і проміжку між ними дозволяє зменшити величину випадкових помилок і фізіологічних перешкод.

Іншим варіантом виконання датчика є виконання зондувального - активного електрода у вигляді плоского, наприклад еліпсоїда, а вимірювального - індиферентного - у вигляді плоского, наприклад еліпсоїдного кільця.

Третім варіантом виконання датчика є виконання зондувального - активного і вимірювального - індиферентного електродів у вигляді плоских кілець.

Четвертим варіантом виконання датчика є виконання зондувального - активного і вимірювального - індиферентного електродів у вигляді плоских еліпсоїдних кілець.

Виконання електродів з однакового матеріалу - металу, наприклад нікелю чи харчової нержавіючої сталі дозволяє з найменшими перекручуваннями реєструвати швидко перебігаючі електричні процеси.

Технічних рішень з подібною сукупністю ознак не виявлено, тобто пропозиція задовольняє критерію «істотні відмінності».

Таким чином, запропоноване технічне рішення відповідає критеріям «новизна» і «істотні відмінності».

Сутність винаходу пояснюється кресленнями, де представлені:

на Фіг.1 - загальний вигляд (аксонометрія) одного з варіантів прикладу реалізації датчика для реєстрації шкірно-гальванічної реакції;

на Фіг.2 - перший варіант конструкції електродів датчика;

на Фіг.3 - другий варіант конструкції електродів датчика;

на Фіг.4 - третій варіант конструкції електродів датчика;

на Фіг.5 - четвертий варіант конструкції електродів датчика.

Датчик для реєстрації шкірно-гальванічної реакції випробуваного, схематично зображений на Фіг.1. Пропонований датчик містить зондувальний

- активний електрод 1, вимірювальний - індіферентний електрод 2, проміжок між електродами 3, гнучку діелектричну основу 4, стрічку з еластичного матеріалу 5, застібку типу «реп'ях» 6 і токопровід - вхід-вихід 7, 8.

Зондувальний - активний електрод 1 і вимірювальний - індіферентний електрод 2 розташовані коаксиально один до одного, причому зондувальний - активний електрод є внутрішнім, а вимірювальний - індіферентний електрод є зовнішнім. Електроди 1, 2 коаксиально розташовані перший щодо другого. Електроди 1, 2 жорстко розміщені в одній площині на одній стороні гнучкої діелектричної основи 4. Діелектрична основа 4 закріплена на стрічці 5 з еластичного матеріалу з застіркою типу «реп'ях» 6.

Зондувальний - активний електрод 1 і вимірювальний - індіферентний електрод 2 з'єднані відповідно з токопроводами 7, 8, об'єднаними в один джгут, що як правило з'єднується відповідно з джерелом струму (напруги) і пристроєм, що реєструє (на кресленні не показані). Коаксиально розташовані електроди 1, 2 розміщені в центрі на одній стороні гнучкої діелектричної основи 4. Гнучка діелектрична основа 4 виконана так, що вона цілком повторює кривизну поверхні пальця вказівного, чи середнього, чи безіменного. Діелектрична основа жорстко розміщена на стрічці 5 з еластичного матеріалу, щільно облягає палець і фіксується застіркою 6 типу «реп'ях».

Електроди 1, 2 коаксиально розташовані в одній площині з центральним зондувальним - активним 1 і зовнішнім вимірювальним - індіферентним 2. Лінії розділу 9, 10 відповідно зондувального - активного електрода 1 і вимірювального - індіферентного електрода 2, утворюють проміжок 3 між ними, що стикається з поверхнею шкірного покриву, наприклад нігтьової фаланги, або другої фаланги пальця випробуваного. Форми електродів 1, 2 подібні та рівні їхні площі з метою забезпечення однакової щільності струму під електродами і створення еквівалентної поверхні, тобто еквівалентного поля.

Форми електродів подібні і можуть бути довільної форми. Приклади (варіанти) форм електродів показані на Фігурах 2, 3, 4, 5.

На Фіг.2 - показаний варіант, у якому зондувальний - активний електрод 1 виконаний у вигляді плоского круглого диска, а вимірювальний - індіферентний електрод 2-у вигляді плоского кругового кільця. Площі електродів і проміжки між лініями розділу електродів рівні.

На Фіг.3 - представлений варіант, у якому зондувальний - активний електрод 1 виконаний у вигляді плоского, наприклад, еліпсоїда, а вимірювальний - індіферентний 2-у вигляді плоского, наприклад еліпсоїдного кільця. Площі електродів і проміжки між лініями розділу електродів рівні.

На Фіг.4 - представлений варіант, у якому зондувальний - активний і вимірювальний - індіферентний електроди відповідно 1, 2 виконані у вигляді плоских кілець. Площа зондувального - активного електрода 1 дорівнює площі вимірювального - індіферентного електрода 2, а лінії розділу електродів

утворюють рівновіддалений проміжок між ними.

У третьому варіанті коаксиально розташованих електродів 1, 2 і виконання їх у виді кілець утворюється дві поверхні зіткнення з поверхнею шкіри, наприклад пальця досліджуваного. Одна поверхня представляє собою проміжок 3 у вигляді кільця між двома електродами 1, 2, а друга поверхня являє собою поверхню у вигляді внутрішнього кола 11, що стикається з внутрішньою лінією розділу кільця зондувального - активного електрода 1.

На Фіг.5 представлений варіант, у якому зондувальний - активний і вимірювальний - індіферентний 2 електроди виконані у вигляді плоских еліпсоїдних кілець, при цьому площі електродів і проміжки 3 між лініями розділу 9, 10 електродів рівні.

Як видно з представлених чотирьох варіантів, форми виконання електродів мають округлі форми, що необхідно для забезпечення усунення «крайового ефекту». Завдяки цьому істотно зменшується в процентному відношенні величина випадкової помилки, обумовленої фізіологічними шумами, що впливає на точність вимірів.

Площі електродів вибирають як можна меншими, наприклад $S_d = S_k = 1,5 \text{ см}^2$, де S_d - площа диска, S_k - площа кільця для запобігання можливості шунтування електродом двох ділянок шкіри з різними величинами їхніх опорів. Брати площу електрода менше $0,5 \text{ см}^2$ недоцільно, тому що нижче цієї величини буде збільшуватися імовірність росту випадкових помилок, що у свою чергу приведе до більш значного розкиду даних і буде потребувати проведення великої кількості досліджень для одержання статистичної вірогідності шуканих результатів.

Велике значення в процесі досліджень за допомогою зовнішнього джерела струму має забезпечення постійності площі електродів і ступеня контакту їх із поверхнею шкіри в процесі всього часу досліджень.

Електроди 1, 2 у датчику виконані з однакового матеріалу - металу, наприклад, нікелю чи харчової нержавіючої сталі. Товщина матеріалу диска й кільця повинна бути не більш $0,15 \text{ мм}$.

Електроди 1, 2 у датчику виготовляють високотехнологічними способами, наприклад, методом травлення, чи детонаційного напилювання, чи методом штампування з листа.

Коаксиально розташовані електроди 1, 2 жорстко кріплять на гнучкій діелектричній основі 4.

Діелектрична основа виконана з еластичного матеріалу, що нетоксичний, хімічно стійкий стосовно шкіри, має гарну адгезію, гарну механічну міцність, низький рівень шумів, велику діелектричну проникність. Міжелектродний опір двох електродів визначається вхідним опором підсилювача (на кресленні не показаний).

Час стабілізації електродного потенціалу після накладення електродів датчика складає 3-5сек. і залежить від температури навколишнього середовища, але 3-5сек. досить, щоб процес стабілізувався.

Система відведення являє собою провідники 7, 8 (виведення, введення), припаяні до електродів відповідно 1, 2.

Діелектрична основа 4 твердо закріплена, наприклад за допомогою клею на стрічці з еластичного матеріалу з застілкою типу «реп'ях».

При роботі з датчиком попередньо миють руки господарським милом.

Датчик розміщують на долонній поверхні першої фаланги вказівного чи середнього, чи безіменного пальців лівої чи правої руки. Від джерела струму (напруги) (на кресленні не показаний) подають слабкий струм.

При пред'явленні випробуваному серії стимулів і по, крайній мірі одного значущого стимулу, виникає психогальванічний рефлекс як компонент орієнтовного рефлексу, оборонних, емоційних та ін. реакцій організму, пов'язаних із симпатичною іннервацією, мобілізацією адаптаційних трофічних ресурсів. У результаті чого відбувається зміна електричних потенціалів, джерелом яких є зрушення електродного потенціалу. Зрушення електродного потенціалу залежить від окислювально-відновлювального потенціалу і хімічного складу навколишнього середовища, тобто потенціалів електрохімічного походження, названих біоелектрохімічними.

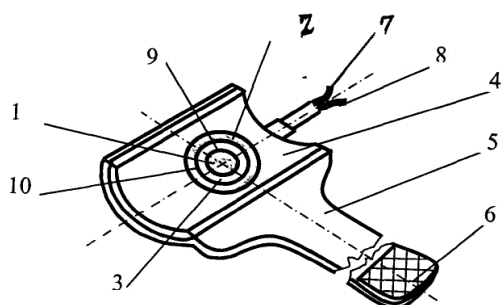
При безпосередньому зіткненні металевих електродів із тканиною тіла (пальця) метал знаходиться в контакті зі складним комплексним розчином, що включає цілий ряд як неорганічних так і органічних електrolітів. Виникаючи при цьому різниця потенціалу на границі метал - розчин (тканина) - метал називається електродним потенціалом.

Таке положення має місце тільки за умови, якщо між металом і розчином (біологічною тканиною) в міжелектродному проміжку 3 немає хімічної реакції. При підключенні джерела струму (на Фіг.1 не показаний) з боку металу - зондувального - активного електрода 1 електродний потенціал істот-

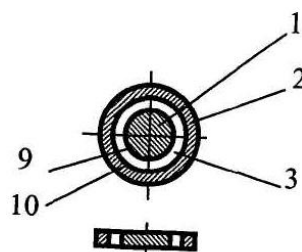
но зміниться. Це пояснюється наступним фактором: різниця потенціалів в одній фазі визначається електричною роботою, необхідною для переносу одиниці заряду з однієї точки в іншу. Якщо ці точки лежать у різних фазах, то перенос елементарної частки з однієї в другу буде пов'язаний не тільки з електричною, але і з хімічною роботою окислювання - відновлення іонів, оскільки хімічний потенціал цієї частки в різних фазах неоднаковий. Наслідком є високий опір переходу іонів чи електронів з розчину (тканини - проміжку 3) у метал - вимірювальний - індиферентний електрод 2 і навпаки. У результаті цей перехід здійснюється тільки невеликою частиною заряджених часток, що володіє підвищеною енергією. Інші ж електрони й іони накопичуються під впливом прикладеної напруги на металі та у розчині (тканині) навколо металу.

Завдяки виконанню датчика з коаксимально - розташованими електродами 1, 2 - з подібними їх формами у вигляді кола - кільця, еліпсоїда - еліпсоїдного кільця, кільця - кільця, еліпсоїдного кільця - еліпсоїдного кільця з відповідним промілком між електродами і рівними площами, під електродами забезпечується екіпотенціальне поле, тобто потенціали на піделектродних поверхнях шкіри пальців однакові. За рахунок цього забезпечується низький рівень фізіологічних шумів, викликаних "піделектродними явищами", що створюються за рахунок викликані зміни шкірного електродного імпедансу. У пропонованій конструкції датчика такі явища не виникають. У результаті пропонований датчик реєструє ШГР випробуваного на стимули з великою точністю, роздільною здатністю, інформативністю і вірогідністю тих процесів, що відбуваються в організмі випробуваного в результаті досліджень.

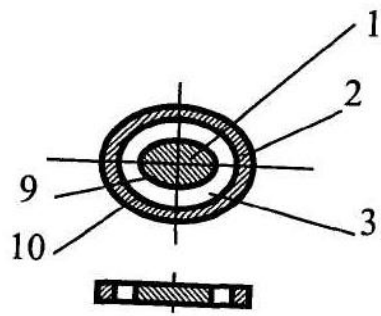
На теперішній час датчик для реєстрації ШГР виготовлений, випробуваний і пройшов апробацію в складі апаратури, призначеної для психофізіологічних досліджень та рекомендований для широкого використання.



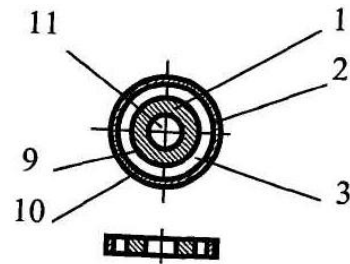
Фіг.1



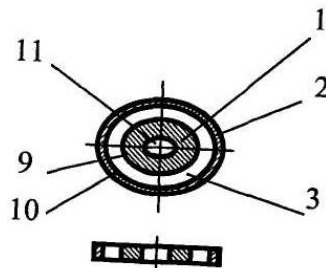
Фіг.2



Фіг.3



Фіг.4



Фіг.5