



УКРАЇНА

(19) UA

(11) 59499

(13) C2

(51) 7 A61B5/05

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ
І НАУКИ УКРАЇНИДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІОПИС
ДО ПАТЕНТУ НА ВИНАХІД

(54) СПОСІБ РЕЄСТРАЦІЇ ШКІРНО-ГАЛЬВАНІЧНИХ РЕАКЦІЙ ТА ПРИСТРІЙ ДЛЯ ЙОГО ЗДІЙСНЕННЯ

1

2

(21) 2002076143

(22) 23 07 2002

(24) 15 09 2003

(46) 15 09 2003, Бюл. № 9, 2003 р.

(72) Захараш Михайло Петрович, Юдін Юрій Сергійович, Зуй Петро Борисович

(73) ВІЙСЬКОВО-МЕДИЧНЕ УПРАВЛІННЯ (ГОЛОВНИЙ МЕДИЧНИЙ ЦЕНТР) СЛУЖБИ БЕЗПЕКИ УКРАЇНИ

(56) Патент Росії № 2107460, бюлетень № 9, 1998

(57) 1 Спосіб реєстрації шкірно-гальванічних реакцій, який включає закріплення на тілі людини (випробуваного) двох електродів, подачу електричної напруги або струму на них та реєстрацію зміни у часі електричного струму, який протікає між електродами, або напруги, який відрізняється тим, що розміщують між двома електродами на рівній та близькій відстані від них третій електрод, при цьому вказані два являються зондуючими, а третій - вимірювальним, після чого отриманий блок електродів закріплюють на нігтьовій фаланзі вказівного або середнього, або безіменного пальця лівої або правої руки, далі на зондуючих електродах формують різнополярні напруги від двополярного керованого джерела напруги, амплітуди яких задають автоматично за допомогою пристрою управління, виходячи з умови рівності нулю струму, що протікає через вимірювальний електрод, після чого пред'являють людині (випробуваному) серію стимулів, що складаються з нейтральних і, принаймні, одного значимого для людини (випробуваного) стимулу, синхронно з ними перетворюють виниклі відхилення струму, що протікає через вимірювальний електрод, у напругу, яку по вимірювальному (інформаційному) каналу посилюють і реєструють, а по другому - каналу зворотного зв'язку - формують сигнали шляхом алгебраїчного підсумовування з напругами на зондуючих електродах, виробляючи на них напруги, що компенсують розмір зміни виниклого струму на вимірювальному електроді до нуля, а по динаміці зміни зареєстрованого сигналу визначають шкірно-гальванічні реакції людини (випробуваного) на кожний стимул

2 Пристрій для реєстрації шкірно-гальванічних реакцій, який містить електроди з засобами їхнього кріплення, джерело напруги і блок реєстрації, який відрізняється тим, що між двома електро-

дами на рівній і близькій відстані від них введено третій електрод, причому зазначені два електроди є зондуючими, а третій - вимірювальним, а також введено блок керування і підсилювач перемінного сигналу, а джерело напруги виконано у вигляді двополярного керованого зворотним зв'язком джерела напруг, при цьому зондуючі електроди підключені до відповідних виходів двополярного керованого джерела напруг, третій вимірювальний електрод підключений до входу блока керування, вихід якого з'єднаний із послідовно з'єднаними підсилювачем перемінного сигналу і блока реєстрації з керуючим входом двополярного керованого джерела напруг

3 Пристрій за п. 2, який відрізняється тим, що два зондуючих електроди ідентичні і мають рівні площі, а третій - вимірювальний електрод - має площу в два рази більшу за площу кожного з двох зондуючих, при цьому всі електроди виконані з одного матеріалу, наприклад нікелю або харчової нержавіючої сталі

4 Пристрій за п. 2, який відрізняється тим, що всі електроди розташовані на одній стороні діелектричної основи, причому зондуючі електроди розташовані на однаковій відстані від третього з вимірювального електрода, при цьому відстань між зондуючими електродами не перевищує їх потрібної ширини

5 Пристрій за п. 4, який відрізняється тим, що діелектрична основа виконана з еластичного матеріалу з застібкою типу "реп'ях" і в торцевій частині її виконаний виступ для фіксації пальця

6 Пристрій за п. 2, який відрізняється тим, що блок керування містить послідовно з'єднані перетворювач струм-напруга і інтегратор

7 Пристрій за п. 2, який відрізняється тим, що кероване джерело напруги містить двополярне джерело опорних напруг і два аналогових суматори, один із входів яких підключений до відповідних виходів двополярного джерела опорних напруг, а інший - до виходу інтегратора і входу підсилювача перемінного сигналу, виходи аналогових суматорів підключені до відповідних зондуючих електродів

8 Пристрій за п. 2, який відрізняється тим, що підсилювач перемінного сигналу містить послідовно з'єднані попередній підсилювач перемінного сигналу і вихідний підсилювач постійного струму з регульованим коефіцієнтом підсилення

(13) C2

(11) 59499

(19) UA

9 Пристрій за п. 2, який відрізняється тим, що блок реєстрації виконано на основі стрілочного приладу, наприклад мікроамперметра із нульовою

відміткою в середині шкали або самописа, або мікроконтролера, або ПЕОМ

Винахід відноситься до психофізіології, а саме до способів та пристроїв реєстрації шкірно-гальванічних реакцій (ШГР) і може бути використаний для проведення спеціальних психофізіологічних досліджень, наприклад детекції брехні, а також при підготовці спеціального контингенту навичкам протидії детекції, як самостійний прилад, так і у складі комплексу психофізіологічних досліджень.

В основу реєстрації ШГР покладено принцип реєстрації змін фізіологічних параметрів людини при інформаційних навантаженнях, наприклад при тестуванні.

Шкірно-гальванічний рефлекс - один із тих показників, що є безвідмовним індикатором реакції організму на новизну подразника (див Г.В. Гершуни 1947, 1949, Арапова, Е.М. Орлова 1948, Л.П. Латаш 1967 і др., В.А. Варламов "Психофизиологические показатели в оценке функционального состояния человека", М., 1989 с.10).

Початок широкому застосуванню ШГР у дослідницьких і практичних цілях поклали французький невропатолог К.Фере, який виявив, що при проходженні невеликого постійного струму через ділянку тіла відбуваються зміни в електричному опорі шкіри, і російський фізіолог І.Р.Тарханов, що винайшов шкіряний потенціал і його зміну при внутрішніх переживаннях, а також при сенсорних подразненнях (див. Психологический словарь "Педагогический пресс" 1996, с.154).

Зазначені методи К.Фере і І.Р.Тарханова дають не завжди адекватні результати і мають деякі недоліки. Виміри за способом К.Фере при впливі електричним струмом на шкіру призводять до додаткових шумів, крім того, існує ефект поляризації електродів, що призводить до зменшення корисного сигналу.

Виміри за способом І.Р.Тарханова мають великий рівень фізіологічних перешкод за рахунок вимоги великого входного опору підсилювача, а також виникнення контактних шумів на межі шкіра-електрод, крім того, зменшення ШГР у часі за рахунок зміни біохімії тканини і ефекту поляризації електродів.

Істотний внесок вгасання в ШГР вносить ефект поляризації електродів. Для його часткової компенсації використовують хлорсрібні електроди зі спеціальними пастами (див. проспекти фірми "Stoelting Co." і "Lafayette Instrument").

Для обох способів характерний ефект поляризації електродів, що призводить до зниження чутливості, дозволяючої спроможності, інформативності, відношення сигналу до шуму, і одержанню недостовірних результатів. Відомо, що при зміні емоційних станів відбуваються біохімічні і біофізичні зміни в організмі, а в зв'язку з цим відбуваються зміни електропровідності біологічних тканин.

Біологічні системи є нелінійними, тому спосте-

рігається немонотонність їхнього поведіння при плавному зменшенні розмірів зовнішнього впливу. Ці чинники не тільки викликають у клітинах визначені перебудови, але й активують внутрішньоклітинні механізми, що підтримують гомеостаз, тобто прагнуть звести нанівель зовнішні подразники. У результаті реакції системи (зокрема наявності "мертвих зон") буде визначати складне співвідношення цих процесів (див. В.В. Бако, Д.Е. Галушко, В.И. Гвоздев, С.И. Подковырин «Электродинамическая модель мембран в биоклетке» // Успехи современной радиоэлектроники, № 7, 2000, с.61).

Відомі способи реєстрації шкірно-гальванічних реакцій (або виміри електрошкірного опору, або реєстрації електричної активності шкіри, або електричного імпедансу організму) див. патенти РФ №2107460 МПК 6A61B 5/05, №2121291, 2121292, 2121293, 2121294 МПК 6A61B 5/05, №2079285 МПК 6A61B 5/05, №2110211 МПК 6A61B 5/05, №2016543 МПК 6A61B 5/05, міжнародний патент 92/06634 МПК 6A61B 5/05, №9965390 МПК 6A61B 5/05 і ін., а також пристрій для їхнього здійснення.

Для всіх способів характерні загальні ознаки, що включають закріплення на тілі людини двох електродів, подачу постійної електричної напруги на них (або струму), реєстрацію зміни в часі електричного струму (напруги). Кожний із способів вирішує визначену задачу. Але жодним способом і пристроєм для його реалізації не вирішена задача підвищення чутливості і достовірності реєстрації ШГР за рахунок компенсації явища поляризації (насичення) електродів на досліджуваній ділянці тіла, яке б не залежало від тривалості експерименту (досліджень).

Найбільш близьким по технічному і досягаемому результату до запропонованого способу та пристрою є спосіб і пристрій, описані в патенті РФ №2107460 під назвою "Способ регистрации кожно-гальванических реакций и устройство для его осуществления", заявлений 28.05.96р. і опублікований 27.03.98 у БІ №9 РФ. Спосіб реєстрації шкірно-гальванічних реакцій включає закріплення на тілі людини двох електродів, подачу електричної напруги на них, реєстрацію зміни в часі електричного струму, що протікає між електродами і фіксацію імпульсів струму в смузі частот фазичної складової електродермальної активності. Спосіб-прототип відрізняється від усіх відомих способів тим, що в ньому аналізують форму кожного імпульсу в послідовності імпульсів у смузі частот фазичної складової певним чином (див. повний опис винаходу), а потім визначають відповідність форми імпульсу встановленим критеріям і при наявності такої відповідності відносять аналізований імпульс до імпульсів фазичної складової, а при відсутності - відносять до артефактів.

Відомий пристрій для реєстрації шкірно-гальванічних реакцій, що реалізує вищеописаний

спосіб, обраний як прототип пристрою, що заявляється, містить електроди з засобами їхнього кріплення, підключені до вхідного пристрою, засобу для подавлення імпульсних перешкод, засоби для виділення сигналу в смузі частот фазичної складової електродермальної активності, засоби для детектування імпульсів фазичної складової, що послідовно підключені до вхідного пристрою фільтра нижніх частот, блока перетворення вхідного сигналу в першу і другу похідні в часі і блока аналізу форми імпульсів, а також блок реєстрації, до входу якого підключений блок аналізу імпульсів.

Як очевидно, і спосіб і пристрій прототипу складні в реалізації і, саме головне, не вирішують задачу підвищення чутливості і достовірності реєстрації ШГР за рахунок компенсації явища поляризації (насичення) електродів в області контакту їх із досліджуваною ділянкою шкіри.

В основу винаходу поставлена задача створити такий спосіб реєстрації шкірно-гальванічних реакцій і пристрій для його здійснення, які б дозволили підвищити чутливість та вірогідність оцінки зміни психофізіологічного стану людини (випробуваного) у відповідь на значимий і незначимий для нього стимул по динаміці зміни реєструємих сигналів ШГР за рахунок компенсації явища поляризації (насичення) електродів на досліджуваній ділянці шкіри, а також значно зменшити масогабаритні характеристики за рахунок спрощення схемної реалізації пристрою, що дозволило б широко використовувати їх у професійному доборі кадрів, контролі надійності людського фактору та оперативно-розшукової діяльності (ОРД).

Поставлена задача досягається тим, що в способі реєстрації шкірно-гальванічних реакцій, що включає закріплення на тілі людини (випробуваного) двох електродів, подачу електричної напруги на них і реєстрацію зміни в часі електричного струму, що протікає між електродами, розміщують між двома електродами на рівній і близькій відстані від них третій електрод, причому зазначені два є зондуючими, а третій -вимірювальним, при цьому отриманий блок електродів закріплюють на подушечці нігтьової фаланги вказівного або середнього, або безіменного пальця лівої або правої руки, далі на зондуючих електродах формують різнополярні напруги від двополярного керованого джерела напруг, амплітуди яких задають автоматично за допомогою пристрою керування, виходячи з умови рівності нулю струму, що протікає через вимірювальний електрод, після чого пред'являють людині (випробуваному) серію стимулів, що складається з нейтральних і, принаймні, одного значимого для людини (випробуваного) стимулу, одночасно з ними перетворюють у напругу виниклі відхилення струму, що протікає через вимірювальний електрод у напругу, далі по вимірювальному (інформаційному) каналу посилюють і реєструють, а по другому - каналу зворотного зв'язку - формують сигнали шляхом алгебраїчного підсумовування з напругами на потенційних електродах, виробляючи на них напругу, що компенсують розміри зміни виниклого струму на вимірювальному електроді до нуля, а по динаміці зміни зареєстрованого сигналу визначають параметри шкірно-гальванічної реакції людини (випробуваного) на

кожний стимул.

Введення між двома потенційними електродами на рівній і близькій відстані третього - вимірювального електрода і розміщення отриманого блока електродів на одній ділянці шкіри - на подушечці нігтьової фаланги вказівного або середнього, або безіменного пальця лівої або правої руки дозволяє створити збалансовану електродну систему, за допомогою якої компенсують ефект поляризації (насичення) електродів завдяки введенню зворотного зв'язку, розташуванню їх на близькій відстані друг від друга. За рахунок розташування електродів досягають компенсації ефекту поляризації і зниження рівня фізіологічних шумів, що збільшує чутливість і достовірність реєстрації ШГР.

Закріплення блока електродів на подушечці нігтьової фаланги вказівного, або середнього, або безіменного пальця лівої або правої руки є необхідною і достатньою вимогою для зняття і реєстрації ШГР, тому що проведені дослідження ШГР для деяких поверхонь тіла показало (див. Г.Г. Аракелов, Е.К. Шотт "КГР как проявление эмоциональных ориентированных и двигательных составляющих стресса", Психологический журнал, т. 19, №4, 1998, с. 70), що максимально чутливі зони знаходяться на долонних поверхнях рук і, зокрема, на першій нігтьовій фаланзі вказівного або середнього, або безіменного пальця. Ця частина пальця забезпечена великою кількістю кровоносних судин і нервових чутливих закінчень, до яких при пред'явленні людині (випробуваному) серії стимулів через еферентні нервові волокна передається посилене нервове збудження від симпатичного відділу нервової системи (НС), центр рефлексорної дії якого розташований у стовбурній частині головного мозку людини (випробуваного), що супроводжується виникненням біохімічних реакцій, які породжують електричні заряди на поверхні шкіри.

Формування на зондуючих електродах різнополярних напруг від двополярного джерела напруг, керованого зворотним зв'язком, дозволяє автоматично регулювати величини напруг, які забезпечують сумарний струм через третій вимірювальний електрод максимально наближений до нуля.

Перетворення відхилень струму, що протікає через вимірювальний електрод, викликаний реакцією людини (випробуваного) на серію незначимих і значимих для досліджуваного стимулів у напругу, який по вимірювальному -інформаційному каналу посилюють і реєструють, а по каналу зворотного зв'язку формують сигнали, шляхом алгебраїчного підсумовування з напругою на потенційних електродах компенсують зміни струму до нуля через вимірювальний електрод, дозволяє зареєструвати показники тривожності і емоційного напруження у відповідь на значимі і незначимі для випробуваного стимули. Таким чином, система автоматичного регулювання прагне постійно підтримувати нульовий струм на вимірювальному електроді, тим самим, створюючи на найближчих до нього ділянках шкіри нульові значення напруг, що компенсує явище поляризації (насичення) електродів і, завдяки цьому, дозволяє підвищити чутливість і до-

стовірність реєстрації ШГР за рахунок підвищення співвідношення сигнал/шум

В основу іншого винаходу поставлена задача створити пристрій для реєстрації шкірно-гальванічних реакцій що, завдяки введенню в нього додаткових конструктивних ознак, дозволило б підвищити чутливість і достовірність реєстрації ШГР за рахунок компенсації явища поляризації (насичення) електродів на досліджуваній ділянці шкіри

Поставлена задача вирішується тим, що в пристрій для реєстрації шкірно-гальванічних реакцій, який містить електроди з засобами їхнього кріплення, джерело напруги і блок реєстрації, між двома електродами на рівній і близькій відстані від них введений третій електрод, причому зазначені два електроди є зондуючими, а третій - вимірювальним, а також введений блок керування і підсилювач перемінного сигналу, а джерело напруг виконане у вигляді двополярного керованого зворотним зв'язком джерела напруг, при цьому зондуючі електроди підключені до відповідних виходів двополярного керованого джерела напруг, третій вимірювальний електрод підключений до входу блоку керування, вихід якого сполучений із послідовно сполученими підсилювачем перемінного сигналу і блоку реєстрації, і з керуючим входом двополярного керованого джерела напруг

Поставлена задача досягається також тим, що в запропонованому пристрої два зондуючих електроди ідентичні і мають рівні площі, а третій - вимірювальний електрод має площу в два рази більшу кожного з двох зондуючих, при цьому всі електроди виконані з одного матеріалу, наприклад із нікелю або харчової нержавіючої сталі

Поставлена задача досягається також тим, що всі електроди розташовані на одній стороні діелектричної основи, причому зондуючі електроди розташовані на однаковій відстані від третього - вимірювального електрода, і відстань між зондуючими електродами не перевищує їх потрійної ширини

Поставлена задача досягається також тим, що діелектрична основа виконана з еластичної стрічки з застібкою типу "реп'ях" і в торцевій частині його виконаний виступ для фіксації пальця

Поставлена задача досягається також тим, що блок керування містить послідовно сполучені перетворювач струм-напруга і інтегратор

Поставлена задача досягається також тим, що кероване джерело напруги містить двополярне джерело опорних напруг і два аналогових суматора, один із входів яких підключений до відповідних виходів двополярного джерела опорних напруг, а інший - до виходу інтегратора і підсилювача перемінного сигналу, виходи аналогових суматорів підключені до відповідних зондуючих електродів

Поставлена задача досягається також тим, що підсилювач перемінного сигналу містить послідовно сполучені попередній підсилювач перемінного сигналу і вихідного підсилювача постійного струму з регульованим коефіцієнтом підсилення

Поставлена задача досягається також тим, що блок реєстрації виконаний на основі стрілочного приладу, наприклад мікроамперметра, із нульовою відміткою в середині шкали, або самописа, або мікроконтролера, або ПЕОМ

Забезпечення пристрою третім - вимірювальним електродом і розташування його між зондуючими електродами на близькій відстані, а потім розташування отриманого блока електродів на одній ділянці шкіри - подушечці першої (нігтьової) фаланги вказівного або середнього, або безіменного пальця лівої або правої руки, а також введення блоку керування, підсилювача перемінного сигналу і виконання джерела напруги у вигляді двополярного керованого зворотним зв'язком джерела напруг у сукупності з відомими ознаками, дозволяє автоматично скомпенсувати явище поляризації (насичення) електродів на досліджуваній ділянці шкіри і зареєструвати динаміку змін ШГР людини (випробуваного) у відповідь на значимі і незначимі для нього стимули

Виконання джерела напруги у вигляді двополярного, керованого зворотним зв'язком джерела напруг забезпечує величину напруги на кожному зондуючому електроді у залежності від функціонального стану шкіряного покриву людини і рівності нулю струму через зондуючі електроди в даний момент часу

Введення блоку керування забезпечує автоматичне регулювання балансу системи до впливу емоційного навантаження та після впливу. А виконання джерела напруги керованим у вигляді двополярного джерела опорних напруг і двох аналогових суматорів, сполучених з зондуючими електродами, і блоку керування на основі послідовно сполучених перетворювача струм-напруга й інтегратора, вхід якого сполучений із вимірювальним електродом, а вихід по вимірювальному каналу з послідовно сполученими підсилювачем перемінного сигналу і блоком реєстрації, а по каналу зворотного зв'язку із двополярним керованим джерелом напруг, забезпечує автоматичне регулювання розміру напруги на зондуючих електродах у залежності від функціонального стану шкіряного покриву людини, що дозволяє підвищити співвідношення сигнал/шум, чутливість і достовірність реєстрації ШГР на досліджуваній ділянці шкіри, а також спростити пристрій у цілому

Крім того, виконання зондуючих електродів ідентичними з рівною площею забезпечує при подачі напруги на них рівні щільності струму, а ширина зондуючих електродів визначається, в основному, вимогами до перехідного опору електрод-шкіра. Виконання вимірювального електрода в два рази з більшою площею, чим кожний зондуючий електрод є необхідним для виключення можливості перевищення щільності протікаючого струму через вимірювальний електрод у порівнянні із сумарною щільністю струму через зондуючі електроди

Всі електроди виконані з металу, наприклад, нікелю або харчової нержавіючої сталі для забезпечення ідентичності, надійного корозійного і п'єзоелектричного захисту

Крім того, розташування електродів на одній стороні діелектричної основи на близькій і рівній відстані один від одного, причому вимірювального - між зондуючими електродами, дозволяє знизити до мінімуму рівень фізіологічних шумів, що збільшує достовірність реєстрації і спростить конструкцію електродної системи

Крім того, виконання діелектричної основи з еластичного матеріалу, із застібкою типу "реп'ях" із виступом у торцевій частині для фіксації пальця, підвищує надійність закріплення електродного блока на пальці будь-якого розміру (товщини), скорочення часу накладення електродів і зручності проведення досліджень.

Крім того, виконання блока керування на основі послідовно сполучених перетворювача струму-напруга та інтегратора забезпечує автоматичне регулювання процесу компенсації явища поляризації на електродах. Тому що струм розбалансу, що з'явився на вимірювальному електроді, перетворюють у напругу, пропорційну вхідному струму, але із зворотною полярністю, а інтегратор у залежності від напруги на його вході формує керуючу напругу для зміни напруг на зондуючих електродах, за допомогою двополярного джерела опорних напруг і суматорів доти, поки на вимірювальному електроді струм не стане рівним нулю.

Таким чином, ця сукупність ознак являє собою автоматичну систему регулювання для підтримки нульового значення струму на вимірювальному електроді, створюючи тим самим на сусідніх до нього ділянках шкіри нульові значення напруг, що значно знижує рівень поляризації (насичення) електродів, обумовлене протіканням постійного струму через електроди й одночасно забезпечує більш достовірну оцінку показників ШГР при проведенні психофізіологічних досліджень.

Перераховані ознаки способу і пристрою для його реалізації є новими, істотними і взаємозалежними між собою, а їхня сукупність і достатність забезпечують досягнення поставленої задачі. Зазначена сукупність ознак авторам запропонованого винаходу невідома і тому цей факт дозволяє встановити відповідність їхнім критеріям "новизна" і "винахідницький рівень".

Сутність винаходу пояснюється кресленнями, де на фіг 1 - подана структурна схема пристрою для реєстрації ШГР, на фіг 2 - схема функціональної взаємодії пристрою і біооб'єкта.

Достовірність результатів електрофізіологічного дослідження, зокрема реєстрації ШГР, багато в чому залежить від якості електродів, їхнього взаємного розташування щодо ділянки шкіри, а також фізико-хімічних властивостей поверхні шкіри, змінюваних у даний тимчасовий проміжок. Загальну модель області контакту поверхні шкіри та поверхні електрода зі шкірою подають як послідовність потенціалообразуючих прошарків підшкірної тканини - шкіра-електрод-струмовідвод. У дротах, що проводять струм до електродів, як і в самих електродах, струм має характер струму електронної провідності. У біологічній же тканині носіями струму є іони, насамперед іони натрію, калію і хлору. На поверхні поділу між електродом і тканиною відбувається електрохімічний процес сольватації, завдяки якому тип провідності змінюється з електронного на іонний і навпаки. Заряджені прошарки між металом та біологічною тканиною утворюють заряджену ємність. Утворений таким чином подвійний електричний прошарок в біологічній тканині є прошарком Гельмгольца, має власну різницю потенціалів на межі поділу, так названу електродну різницю потенціалів (ЕРП).

Поляризація електродів - це виникнення протидіючого потенціалу, утвореного в результаті виникнення подвійного електричного прошарку під електродами незалежно від методу реєстрації ШГР по Фере або Тарханову, що перешкоджає проходженню струму електрод-тканина. Електродний протидіючий потенціал називають електродною різницею потенціалів (ЕРП), який складає, як правило, 0,3-1В. Для зменшення похибки при реєстрації ШГР, обумовленої ЕРП і підвищення достовірності результатів реєстрації, необхідно скорипенсувати ЕРП. Ця задача вирішується запропонованим способом і пристроєм для його реалізації.

Для компенсації поляризації електродів між двома електродами встановлюють на близькій і рівній відстані від двох електродів - третій. Перші два електроди є зондуючими, а третій, розташований між ними електрод - вимірювальним.

Спосіб реєстрації шкірно-гальванічних реакцій по запропонованому винаходу здійснюють таким чином.

Перед накладенням електродів на ділянку шкіри пальця, руки мийть господарським милом у гарячій воді з метою знежирення, а електроди оброблюють дезінфікуючим розчином, наприклад спиртом.

Потім трьохелектродний блок закріплюють на долонній поверхні (подошечці) першої фаланги вказівного або середнього, або безіменного пальця лівої або правої руки випробуваного так, щоб кінчик першої фаланги пальця фіксувався виступом торцевої частини блоку, а долонну поверхню першої фаланги пальця розміщують на поверхні електродів, після чого положення їх фіксують за допомогою застібки типу "реп'ях".

Включають джерело двополярних опорних напруг пристрою реєстрації ШГР і формують на зондуючих електродах напругу, рівну по розміру і протилежну за знаком. Для встановлення температурного балансу між електродами і шкірою першої фаланги пальця, а також для завершення процесу сольватації витримують час від моменту закріплення датчика до початку дослідження не менше п'яти хвилин. У початковий момент часу пристрій входить у стан балансу. Умовою балансу системи є установка таких напруг на зондуючих електродах, при яких струм вимірювального електрода максимально наближається до нуля. При подачі різнополярних напруг на зондуючі електроди через ділянки шкіри між одним зондуючим електродом і вимірювальним електродом протікає струм, наприклад позитивної полярності, а між іншим зондуючим електродом і тим же вимірювальним електродом протікає струм негативної полярності. При цьому сумарний струм вимірювального електрода визначається сумою струмів зондуючих електродів. Оскільки вимірювальний електрод підключений до блоку керування, то на виході його автоматично формується напруга, що є керуючою для зміни величин напруг на зондуючих електродах у позитивну або негативну сторону в залежності від того, струм якого з зондуючих електродів більше. Цей процес буде продовжуватися доти, поки струм вимірювального електрода не стане рівним нулю і на виході блоку керування

подальших змін керуючої напруги не піде. Коли процес компенсації закінчиться, то напруги, що встановилися на зондуючих електродах, будуть мати різні величини і знаки.

Далі пред'являють випробуваному серію стимулів (слухових, звукових, або зорових, або інших), які складаються з нейтральних і, принаймні, одного значимого для випробуваного стимулу, тобто різноманітної емоційної і стресової значимості. Під впливом емоційних навантажень змінюється електричний опір досліджуваної ділянки шкіри, що призводить до відхилення від нуля струму вимірювального електрода. Виниклі відхилення струму, що протікає через вимірювальний електрод, перетворюють у напругу, яку по інформаційному каналу посилюють і реєструють, а по іншому каналу формують сигнали зворотного зв'язку шляхом алгебраїчного підсумовування з напругами на зондуючих електродах, виробляючи на них напруги, що компенсують розмір зміни струму до нуля на вимірювальному електроді. По динаміці зміни реєстрованого сигналу визначають параметри шкірно-гальванічної реакції випробуваного на кожний стимул.

Таким чином, реєстрація ШГР по запропонованому способу відбувається при безупинному автоматичному регулюванні і підтримці нульового струму на вимірювальному електроді, тим самим, створюючи на найближчих до нього ділянках шкіри нульові значення напруг, що виключає явище поляризації (насичення) вимірювального електрода, обумовлене протіканням струму через електрод. Завдяки компенсації явища поляризації збільшується чутливість і достовірність результатів реєстрації ШГР.

Запропонований спосіб забезпечує виконання поставлених задач у винаході, тобто підвищення чутливості і достовірності оцінки реакції випробуваного на значимі стимули за рахунок виключення явища поляризації (насичення) електродів, закріплених на досліджуваній ділянці шкіри і не залежить від тривалості експерименту та психологічних навантажень.

Пристрій реєстрації шкірно-гальванічних реакцій, що реалізує запропонований спосіб (див. фіг. 1), містить об'єкт дослідження 1 (ділянка шкіряного покриву, наприклад перша фаланга вказівного, або середнього, або безіменного пальців лівої або правої руки), три електроди зондуючі 2, 3 і вимірювальний 4, двополярне кероване джерело напруг 5, блок керування 6, підсилювач перемінного сигналу 7 і блок реєстрації 8. Електроди 2, 3 і 4 розміщені на досліджуваній ділянці шкіри 1. Зондуючі електроди 2, 3 підключені до відповідних виходів двополярного керованого джерела напруг 5. Вимірювальний електрод 4 підключений до блоку керування 6. Вихід блоку керування 6 сполучений з входом двополярного керованого джерела напруг 5 і з входом підсилювача перемінного сигналу 7, вихід якого сполучений із блоком реєстрації 8.

Зондуючі електроди 2, 3 ідентичні і мають рівні площі для забезпечення однакової щільності струму і підключені до двополярного керованого джерела напруг 5. Двополярне кероване джерело напруг 5 містить двополярне джерело опорних

напруг 9 (див. фіг. 2) і два аналогових суматора 10, 11, виходи яких підключені відповідно до зондуючих електродів 2, 3, а перші входи їх підключені до відповідних 1, 2 виходам двополярного джерела опорних напруг 9.

Третій вимірювальний електрод 4 має площу в два рази більшу кожного з двох перших, що забезпечує рівномірний розподіл струму між електродами 2, 3 і 4. Відстані між вимірювальним 4 і зондуючими 2, 3 електродами вибирають не більше 2 мм, а ширину всього електродного блоку вибирають рівною або декілька більшою сумарної ширини електродів 2, 3, 4 і відстані між ними.

Блок керування 6 містить послідовно сполучений перетворювач струм-напруга 12 і інтегратор 13.

Третій - вимірювальний електрод 4 приєднаний до перетворювача струм-напруга 12. Вихід інтегратора 13 сполучений з другими входами аналогових суматорів 10, 11. Підсилювач перемінного сигналу 7 містить послідовно сполучені попередній підсилювач перемінного сигналу 14 і вихідний підсилювач постійного струму 15 з регульованим коефіцієнтом підсилення. Коефіцієнт підсилення вихідного підсилювача 15 регулюють у залежності від амплітуди ШГР випробуваного на значимі і незначимі стимули і його емоційний стан за допомогою резистивного дільника. Вхід попереднього підсилювача перемінного сигналу 14 сполучений з виходом інтегратора 13, а вихід вихідного підсилювача 15 сполучений з входом блока реєстрації 8.

Всі функціональні вузли виконані на основі зчотверених операційних підсилювачів загального призначення типу AD713JR-16 фірми "ANALOG DEVICES" США. Аналогові суматори 10, 11 виконані ідентичними на основі двовходових аналогових інвертуючих суматорів, з нерівнозначними входами по входах 1 джерела напруг коефіцієнт підсумовування дорівнює 1, а по входах 2 компенсації - з коефіцієнтом передачі підсумовування в межах від 3 до 5.

Перетворювач струм-напруга 12 виконана по класичній схемі (див., наприклад Ю. А. Мячин "180 аналогових мікросхем" М., "Патриот", МП "Символ - Р" 1993г., с. 7, схема 4) із ланцюгом частотної корекції з метою запобігання самозбудження каскаду.

Інтегратор 13 виконаний по класичній схемі (див., наприклад, Ю. А. Мячин "180 аналогових мікросхем" М., "Патриот", МП "Символ - Р" 1993г., с. 9, схема 3).

Двополярне джерело опорних напруг 9 виконане на основі прецизійного стабілізатора напруги AD589JN фірми "ANALOG DEVICES" США і двох каскадів на операційних підсилювачах (ОУ), перший із яких являє собою неінвертуючий повторювач напруги, а другий - інвертуючий підсилювач, з коефіцієнтом передачі, рівним 1, чим забезпечується рівність різнополярних напруг.

Попередній підсилювач перемінного сигналу 14 являє собою операційний підсилювач, включений за схемою неінвертуючого підсилювача, з коефіцієнтом передачі (посилення) $K_{пос}=25$ і смугою пропускання $0,1 \div 40$ Гц.

Вихідний підсилювач 15 являє собою інвертуючий підсилювач постійного струму, із східчастим

регулюванням коефіцієнта підсилення з частотою корекції в ланцюзі зворотного зв'язку для запобігання самозбудження

Блок реєстрації 8 виконаний на основі стрілоного приладу з нульовою відміткою в середині шкали, а також може бути виконаний на основі самописа, або мікроконтролера, або ПЕОМ

Пристрій для реєстрації ШГР працює таким чином. Трьохелектродний датчик закріплюють на допінній поверхні (подушечці) першої фаланги вказівного або середнього, або безіменного пальця лівої або правої руки. Після подачі напруги живлення блок реєстратора входить у стан балансу. Для встановлення температурного балансу між датчиком і шкірою, а також для проходження процесу сольватації, час від моменту закріплення датчика до початку дослідження повинен складати не менш 5хв. Умовою балансу системи є установка таких напруг на зондуючих електродах 2, 3, при яких струм вимірювального електрода 4 максимально наближається до нуля. Система автоматичного регулювання складається з блоку керування 6 і двополярного керованого джерела напруг 5 (див. фіг.1). При вмиканні напруги живлення на зондуючих електродах 2, 3 з'являються напруги рівні по величині і протилежні за знаком. У цей момент часу напруга компенсації на виході блока керування 6 буде рівна нулю, тому що ємність інтегратора 13 була розряджена. При подачі різнополярних напруг на зондуючі електроди 2, 3 через ділянки шкіри між зондуючим електродом 2 і вимірювальним електродом 4 протікає струм позитивної полярності, а між зондуючим електродом 3 і вимірювальним електродом 4 протікає струм негативної полярності. Сумарний струм вимірювального електрода 4 визначається алгебраїчною сумою струмів зондуючих електродів 2 і 3. Оскільки вимірювальний електрод 4 підключений до входу перетворювача струм-напруга 12, то на виході перетворювача формується напруга, пропорційна вхідному струму зворотної полярності. Ця напруга впливає на інтегратор 13, а напруга з виходу інтегратора є керуючою для зміни напруг на зондуючих електродах 2, 3. При збільшенні напруги на виході інтегратора 13 у позитивну або негативну сторону (в залежності від того, струм якого з зондуючих електродів більше) відбувається алгебраїчне підсумовування керуючої напруги з опорними на суматорах 10, 11. В результаті чого напруги на зондуючих електродах 2, 3 змінюються таким чином, щоб зменшити струм того електрода, що мав більший струм і збільшити струм іншого електрода, що мав менший струм. При цьому напруга на виході перетворювача струм-напруга 12 зменшується, що, у свою чергу, зменшує швидкість наростання

вихідної напруги інтегратора 13 і уповільнює швидкість наростання керуючої напруги. Цей процес буде продовжуватися доти, поки струм вимірювального електрода 4 не стане рівним нулю, тобто вхідна напруга інтегратора 13 зменшиться до нуля і подальших змін керуючої напруги не відбудеться (а на ємності інтегратора встановлюється напруга компенсації). Коли процес компенсації закінчиться, встановлені напруги на зондуючих електродах 2, 3 будуть мати різні величини і знаки.

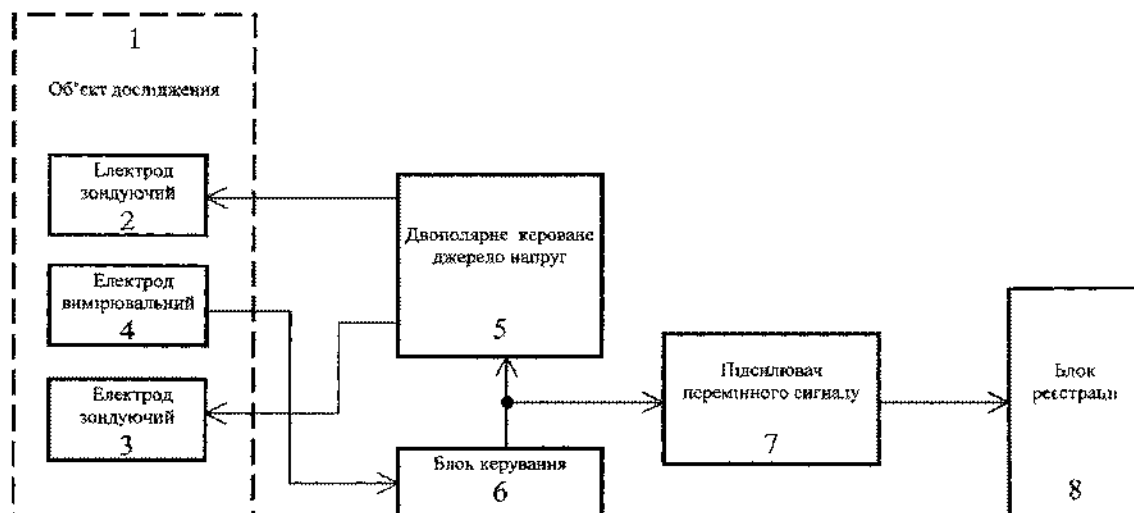
При зміні психофізіологічного стану досліджуваного під впливом навантаження змінюється електричний опір досліджуваної ділянки шкіри, що призводить до порушення електричного балансу в системі електродів та викликає відхилення від нуля струму вимірювального електрода 4, що, у свою чергу, викликає зміну напруги на виході перетворювача струм-напруга 12. При цьому, в залежності від того в яку сторону збільшиться напруга на вході інтегратора 13, його вихідна напруга або зменшується, або збільшується до того рівня, що забезпечує зміни напруги на зондуючих електродах 2, 3 до значень, при яких струм вимірювального електрода 4 стане рівним нулю.

Таким чином, система автоматичного регулювання постійно підтримує нульовим струм вимірювального електрода 4, тим самим, створюючи на сусідніх до нього ділянках шкіри нульові значення напруг, що виключає явища поляризації (насичення) вимірювального електрода, обумовлене протіканням постійного струму через електрод.

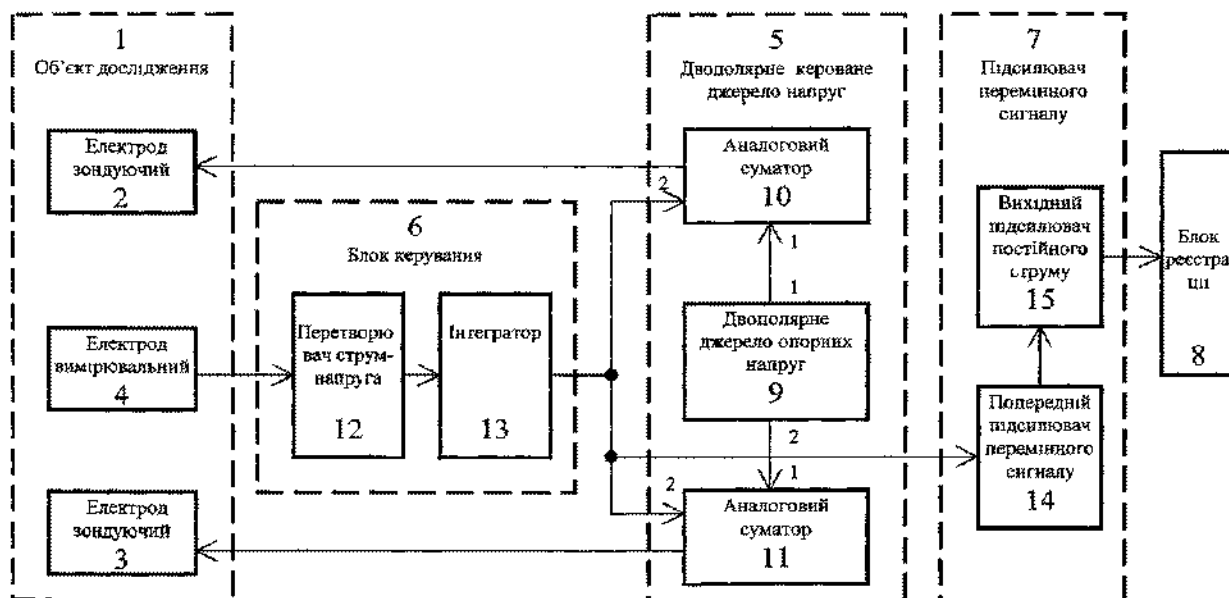
Підсилювач перемінного сигналу 14 служить для виділення сигналу ШГР на фоні постійної напруги керування і має смугу пропускання 0,1-10Гц. Виділений і попередньо посилений сигнал ШГР далі подають на підсилювач постійного струму з регульованим коефіцієнтом передачі 15. Регулювання коефіцієнта передачі необхідне для більш гнучкої роботи з приладом і дозволяє спостерігати різноманітні по амплітуді реакції ШГР в одному динамічному діапазоні відображення вихідного сигналу.

Запропонований спосіб реєстрації шкірногальванічних реакцій і пристрій для його реалізації відносно відрізняється від всіх існуючих у даний час реєстраторів ШГР. Використання заявляемого способу й пристрою дозволяє реєструвати ШГР з великою достовірністю і надійністю при проведенні спеціальних психофізіологічних досліджень, наприклад детекції брехні, підготовці спеціального контингенту навичкам протидії поліграфу.

Даний спосіб та пристрій для його здійснення мають більш високу чутливість, дозволяючи спроможність порівняно з існуючими способами та пристроями психофізіологічного тестування



Фіг. 1



Фіг. 2