Прилад характеризується високою стабільністю, дрейф нуля після 30-хвилинного прогрівання ламп не перевищує 3 *мм/год*.

Механотронний електроманометр був нами використаний в експериментах на собаках для кімографічної реєстрації внутрішлуночкового тиску одночасно з іншими показниками гемодинаміки. Приклад запису наведений на рис. 5.

Описаний прилад порівняно простий і надійний в експлуатації. При наявності механотронної лампи його можна виготовити в будь-якій фізіологічній лабораторії.

Література

1. Агейкин Д. И., Костина Е. Н., Кузнецова Н. Н.— В кн.: Датчики контроля и регулирования, М., 1965.
2. Гончарский Л. А.— Механически управляемые электронные лампы. Госэнергоиздат, 1958.
3. Корнюшкин Ю. Д., Осадчий А. И.— Физиол. журнал СССР, 1964, 50, 225.
4. Bättig P., Bucher K.,— Helvet. physiol. et pharmacol. acta, 1954, 12, 50.
5. Brecher G. A., Hubay C. H.— Proc. Soc. Exper. Biol., Med., 1954, 86, 464.
6. Claman H. G.— Circulation, 1951, 71, 50.
7. Clemendson C., Englund C., Pettersson H.,— Acta physiol. scandinav., 1959, 47, 383.
8. Curtis H., Nickerson J. L.— Proc. Soc. Exper. Biol. Med., 1949, 70, 383.
9. Melrose D. a. oth.— Lancet, 1954, 266, 810.

Надійшла до редакції
21.IX 1966 р.

До дослідження механізмів електропровідності і проникності шкіри

П. П. Слинько

Відділ гіпероксії та гіпоксії Інституту фізіології ім. О. О. Богомольця АН УРСР, Київ

Питання про електропровідність і проникність шкіри давно цікавлять дослідників. Проте досі не створено єдиного підходу до методики вимірювання активної провідності шкіри і не з'ясовані з належною повнотою механізми цієї провідності.

Для визначення провідності застосовували постійний або змінний струм. Більшість існуючих методик побудована на використанні постійного струму. Проте різні автори застосовують струм різної щільності, електроди різного вигляду, конструкції і площі, різний склад рідин, якими змочують шкіру. Вимірювання провадять без обліку можливого впливу коливань шкірної температури, фази потовиділення тощо [1, 3, 5, 6, 10, 12, 13, 14, 15].

До того, оскільки застосування постійного струму, який би не впливав на провідність шкіри, можливе тільки в межах дуже малої його щільності [16], то перевагу слід віддати змінному струму низької частоти [2].

Прилади, створені А. І. Мареніною [9], М. Я. Євдотьєвою і О. П. Крамаровим [4] для вимірювання потовиділення на основі зміни опору шкіри, не враховують ряду факторів, які впливають на провідність, зокрема, температури, вологості, швидкості руху повітря біля поверхні досліджуваної ділянки і перехід від вимірювання опору шкіри при слабкому потовиділенні до вимірювання опору поту при замиканні ним електродів датчика.

Наше завдання полягало в дальшому удосконаленні приладів і методів дослідження активної провідності живих тканин, а також потрібних для цього датчиків.

В результаті створені експериментальні зразки малогабаритної електровимірювальної апаратури на батарейному живленні. Клас точності приладів на всіх межах вимірювань (від 0—1 до 0—1000) становить 1,0 при стабілізованій змінній напрузі на електродах 0,1 і 1 *в*.

На 137 досліджуваних було встановлено, що провідність шкіри не змінюється при впливі струму щільністю до 100 *мкА/см*^{2}.

Для забезпечення постійності контакту з шкірою найбільш придатні «рідинні електроди», які являють собою порожнисту трубку з діелектрику з товщиною стінки близько 1 *мм*, яка одним своїм краєм встановлюється на шкіру і притискується до неї з деякою силою, а з другого краю частково заповнюється розчином хлористого натрію, в який на певну глибину, ближче до шкіри, але не впритул до неї опускають дисковий електрод. Струм до шкіри проходить через рідину.

Використання двох електродів однакової величини недоцільно, тому що електропровідність шкіри під кожним електродом, як правило, різна, а іноді значно відрізняється.

Тому в усіх випадках при вимірюванні електропровідності шкіри слід застосовувати один активний і один індиферентний електрод. Електроди можна розмістити на будь-якій відстані один від одного, оскільки опір шкіри при розташуванні електродів на відстані 1/4, 1/2, 1, 10, 50 і 100 *см* від цього не залежить. Це цілком відповідає характеру розподілу провідності по шарах шкіри [7] і вказує, що вона практично визначається роговим шаром шкіри.

При вимірюванні провідності активний електрод повинен бути відповідного розміру і мати певну площу. Це зрозуміло з такого прикладу: припустимо, що на шкірі встановлені рідинні електроди площею в 10, 25, 50, 75 і 100 *мм*². І от, з якоїсь причини шкіра була нагріта разом з електродами на деяку певну величину, що, природно, викликало однакове підвищення провідності шкіри під усіма електродами в напрямку їх радіусів. Припустимо, що підвищення цієї провідності виявилось рівнозначним збільшенню радіуса електрода на 0,5 *мм*. В результаті простого розрахунку, за законом Ома, опір шкіри знизиться відповідно на 165, 139, 127, 122 і 118%, тобто на зовсім різні величини, які залежать від так званого «крайового ефекту».

Отже, застосовуючи електроди меншої площі, ми будемо одержувати більші випадкові помилки при будь-яких впливах, які викликають збільшення провідності по поверхні шкіри (нагрівання, зволоження, підвищена проникність тощо), а використовуючи електроди більшої площі, ми будемо шунтувати ділянки шкіри з різною провідністю, що також небажано.

З наведеного прикладу видно, що, починаючи з електрода площею 100 *мм*² і більше, можлива помилка від «крайового ефекту» майже не зменшується. Тому для вимірювання провідності і проникності шкіри електрометричним методом ми пропонуємо використовувати «рідинний» електрод площею 50 *мм*².

Відомо, що температура шкіри людини може коливатися в значних межах, і її облік необхідний для з'ясування питання, чи змінюється електропровідність шкіри тільки в зв'язку із зміною температури або з будь-яких інших причин.

Щоб розв'язати це питання, були поставлені досліди на 23 особах. Стандартні електроди, що становили одне ціле із спеціальною ванночкою, через яку пропускали воду різної температури, встановлювали в середній третині внутрішньої частини передпліччя. Ванночка забезпечувала одночасне однакове нагрівання шкіри й електродів.

Було зроблено 317 відліків і записано на фізіографі 16 кривих. Значення електрометричних і графічних даних збіглися. В середньому при підвищенні температури від 20 до 40 градусів електропровідність змінюється на 2,6% при обчисленні на один градус. Ураховуючи збільшення первинної площі електрода при підвищенні температури за рахунок «крайового ефекту» і маючи на увазі, що провідність шкіри в основному зумовлена вмістом в ній електролітів, для яких поправка на один градус дорівнює 2%, ми вважаємо, що при невеликих коливаннях шкірної температури на 3—4 градуси впливом «крайового ефекту» можна знехтувати і користуватись поправкою розміром 2% на один градус.

При дослідженні провідності шкіри істотно впливає на її значення потовиділення. Прикладом може служити шкірно-гальванічний рефлекс (ШГР), який в основному залежить від потовиділення. Нами на семи особах було поставлено 19 дослідів для з'ясування залежності ШГР і від інших факторів. Як відомо, червона смужка губ людини не має потових залоз. Один рідинний електрод площею 12,6 *мм*² встановлювали на червоній смужці нижньої губи, другий, площею 100 *мм*², на шкірі передпліччя. Обидва електроди з'єднували з індиферентним. До електродів подавали змінну напругу в 2 *в*. Як струмопровідне середовище застосовували 0,9%-ний розчин хлористого натрію. Запис провадили на фізіографі. Подразником для викликання ШГР служив короткочасний сильний біль. В усіх випадках ШГР з губи не проявлявся, а з руки реєструвався типовий ШГР.

Щоб підтвердити залежність ШГР від викидання поту, за допомогою датчика принципово нової конструкції, здатного реєструвати тисячні частки міліграма рідини, викидуваної на поверхню шкіри за 1—2 *сек*, було встановлено, що синхронно з викиданням вологи на поверхню шкіри відбувається запис ШГР. Датчик встановлювали на лобі досліджуваного, а електрод реєстрації ШГР — на передпліччі. Нічим іншим, крім легкого тиснення, датчик на шкіру не впливав. Було зроблено 53 записи при однотипності зазначеної залежності.

Досліди дозволяють стверджувати, що ШГР є результатом збільшення провідності шкіри по каналах потових залоз в процесі викидання поту і не зумовлюється будь-якими іншими явищами, що відбуваються в епідермісі.

Щоб з'ясувати зміну провідності окремої протоки потової залози, була виготовлена її збільшена модель, яка являла собою тонкий скляний капіляр з вміщеними в нього платиновими електродами. Капіляр можна було заповнювати розчинами будь-яких електролітів, температуру яких ми завжди могли виміряти з точністю до 0,5 градуса і підтримувати на необхідному рівні. За допомогою герметичних камер для передпліччя у

30 осіб був зібраний піт, який виділився за перші 10—15 *хв* перебування в термокамері при температурі повітря 45 градусів.

Середня провідність поту виявилась рівною 2,83 умовним одиницям при середньому квадратичному відхиленні ±0,66. При цьому середнє значення провідності поту виявилось вдвоє нижчим, ніж провідність 0,85%-ного розчину хлористого натрію в таких самих умовах.

З метою перевірки впливу на провідність шкіри відповідних розчинів були обслідувані 94 особи при кімнатній температурі. В більшості випадків при застосуванні в електродах гіпертонічних розчинів хлористого натрію відзначено те чи інше підвищення провідності шкіри. Особливо великі зміни спостерігались при напруженому стані досліджуваного під час досліду.

Одержані дані не привели до чітких однозначних результатів, але дозволили висловити припущення, що між фазою потовиділення і концентрацією електроліту в розчині існує якась залежність. На 14 досліджуваних було встановлено, що при повній

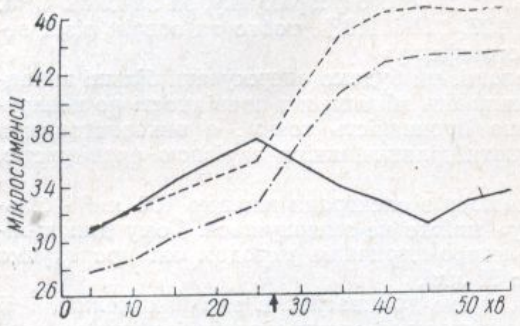

Рис. 1. Зміна провідності шкіри в період одноразового виникнення потовиділення і після припинення його в залежності від характеру струмопровідного складу в активному електроді площею 1 *см²*.

Стрілкою показано момент виходу з термокамери. Суцільна лінія — 0,85% NaCl, переривиста—1% NaOH, штрих-пунктирна—4% NaCl.

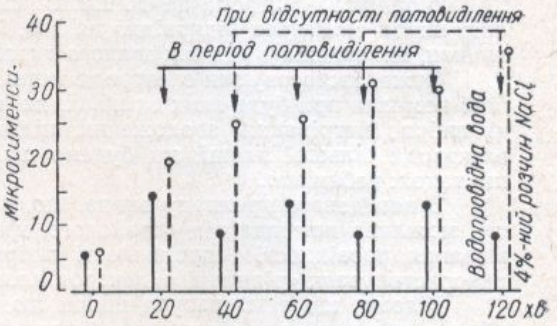

Рис. 2. Зміна провідності шкіри в залежності від чергування включення і виключення функції потових залоз при застосуванні в електродах гіпо- і гіпертонічних струмопровідних середовищ.

відсутності потовиділення 16%-ний розчин хлористого натрію практично не впливає на провідність шкіри, яка зовсім не змінюється при застосуванні ізо- або гіпотонічних розчинів.

На п'ятьох досліджуваних в термокамері було проведено 16 дослідів. Методика полягала в тому, що досліджуваний заходив у термокамеру з температурою повітря 38±1° С при відносній вологості 45—49% і швидкості руху повітря близько 0,5 *м/сек*. В ній на внутрішньому боці передпліччя встановлювали 10 активних електродів. Два заповнювали 0,85%-ним розчином хлористого натрію, інші чотири — 4%-ним розчином хлористого натрію, а решта чотири — 1%-ним розчином їдкого натрію. Провідність розчинів у моделі вивідної протоки потової залози становила в умовних одиницях відповідно 5,66; 21,8 і 21,5 при температурі 20° С. Динаміку потовиділення реєстрували датчиком нашої конструкції, основаним на принципі обліку кількості хлоридів, що виділяються з потом і візуально. Вихід з термокамери здійснювався в умови кімнатної температури. Потовиділення припинялось через 0,5—1,0 *хв* після виходу. В усіх дослідах результати були тотожні. На рис. 1 наведені дані першого досліду.

Спостережувану динаміку провідності в електродах при застосуванні гіпертонічних розчинів можна розглядати тільки як результат проникнення більш концентрованих електролітів у протоки потових залоз, заповнених потом, який має провідність значно нижчу, ніж ці розчини, а в електродах з ізотонічним розчином — як результат зменшення провідності по протоках потових залоз після припинення потовиділення за рахунок зменшення їх площі поперечного розрізу.

Для перевірки зробленого припущення були поставлені 15 дослідів на двох досліджуваних за такою методикою. Досліджуваний занурювався до середини грудної клітки у воду спеціальної ванни. На долонний бік передпліччя встановлювали чотири електроди, з яких два заповнювали 4%-ним розчином хлористого натрію, а два інших — 0,1%-ним. Площа кожного електрода дорівнювала 1 *см²*. Перші відліки проводились до настання потовиділення при температурі води 30° С (до вміщення у ванну досліджуваний принаймні протягом години не виділяв поту). Далі температуру води піднімали до 43° С і на фоні інтенсивного потовиділення проводили відліки. Потім температуру води знову знижували до 30° С і після повного припинення потовиділення і висихання

вільної від води шкіри досліджуваного робили відліки провідності. Після цього температуру води вдруге підвищували. Таке чергування температури провадили тричі, не змінюючи положення електродів на руці і не впливаючи на них нічим, крім включення і виключення функції потових залоз. Результати 15 дослідів наведені на рис. 2. Вони підтверджують наше припущення, що в стінках вивідних проток потових залоз відбувається всмоктування розчинених у воді речовин.

Ці дані відповідають уявленню про нагромадження хлоридів у шкірі під час потовиділення і підтверджують висновок про зворотне всмоктування вмісту протоки потової залози її стінкою [7].

За цим принципом на чотирьох особах було поставлено 10 дослідів з введенням у шкіру розчину радіоактивного йодистого натрію. При цілковитій відсутності потовиділення (контроль) на внутрішньому боці лівого передпліччя встановлювали циліндрик площею 10 *см*², в який наливали 4 *мл* розчину ізотопу активністю 2,5 *мкюрі* в 1 *мл*. Після 15-хвилинної експозиції розчин з руки видаляли, а руку триразово вимивали з милом у проточній воді. Те саме повторювали і в досліді, коли циліндрик встановлювали на другу руку за 10 *хв* до припинення потовиділення, викликаного перебуванням у термокамері при температурі повітря 49—53°. В обох випадках за допомогою апаратів ТИС і ДСУ перевіряли активність ділянки шкіри, на яку діяв зазначений розчин. В контролі шкіра завжди була «чистою», а в досліді її активність перевищувала рівень фону на 40—300%. В досліді і контролі електропровідність шкіри реєстрували описаними вище методами. В контролі електропровідність шкіри не змінювалась на протязі 15 *хв*, а в досліді вона змінювалась відповідно до ходу кривих на рис. 1.

Висновки

1. Реєстрацію електропровідності шкіри найдоцільніше провадити за допомогою змінного струму малої щільності, низької частоти (40—60 *гц*) і активних рідинних електродів стандартної площі (1 *см*²) при повній відсутності потовиділення.

2. Як струмопровідну рідину треба застосовувати гіпотонічні або ізотонічні розчини хлористого натрію (0,1—0,8%).

3. При зміні температури шкіри потрібно ввести поправку з розрахунку 2% на 1°, а при значних змінах — також і на «крайовий ефект» електрода.

4. Після припинення виділення поту на поверхню шкіри в організм людини по вивідних протоках потових залоз можуть надходити водорозчинні хімічні речовини із зовнішнього середовища.

5. В терапії, гігієні праці і токсикології слід ураховувати механізм проникності шкіри для водорозчинних речовин.

6. Для дослідження проникності шкіри, пов'язаної з функцією потових залоз, можна застосувати метод вимірювання електропровідності шкіри за допомогою рідинних електродів.

Література

1. Алиев Т. А.— Азербайдж. мед. журн., 1957, 7.
2. Водолазский Л. А.— Техника клин. электрографии, 1952.
3. Давыдов В. Г.— Вопросы гигиены труда и профзаболеваний, М., 1948, 86.
4. Евдотьева М. Я. и Крамаров О. П.— Мед. промышленность СССР, 1957, 5, 53.
5. Климентьев В. Н.— Труды Смоленского мед. ин-та. Нервные и психические болезни, 1964, 19, 188.
6. Кожевников В. А.— Физиол. журн. СССР им. Сеченова, 1954, 40, 2.
7. Куно Я.— Перспирация у человека. ИИЛ, М., 1961.
8. Лепешинская О. Б.— Клин. медицина, 1953, 31, 1, 26.
9. Маренина А. И.— Проблема сна, Медгиз, 1954, 256.
10. Маркин А. Г.— Труды Пермского мед. ин-та, 1963, 52, 137.
11. Ойвин И. А. и Смоличев Е. П.— Клин. медицина, 1955, 33.
12. Подерни В. А.— Бюлл. экспер. биол. и мед., 1938, 5, 393.
13. Познанская Н.— Физиотерапия, 1940, 1, 58.
14. Розенталь С. К.— Клин. медицина, 1937, 8, 1023.
15. Филиппова А. Г. и Одинцова Е. К.— Бюлл. экспер. биол. и мед., 1946, 22, 4, 10, 24.
16. Шкуренко З. В. и Менжулина Н. А.— Научные известия Казахского мед. ин-та, 1955, 12, 121.

Надійшла до редакції
7.IX 1966 р.