

фалографа (б), відтвореної ЕЕГ з магнітної стрічки через демодулятор (в) і побудованої поданим виводу на друк з пам'яті ЕОМ (г). Там же є зареєстрована на магнітній стрічці відмітка про відкриття очей хворого (а).

Записані таким чином ЕЕГ підлягали математичному аналізу при допомозі ЕОМ «Мінськ-2» за програмами автокореляційної кроскореляційної функції і функції спектральної щільності [2].

### Література

1. Кожевников В. А., Мещерский Р. М.— Современные методы анализа электроэнцефалограммы, Госмедиздат, 1963.
2. Куликов М. А., Хозяинова С. П.— В сб.: Моделирование в биологии и медицине, 1967.
3. Шкабара Е. А., Куликов М. А., Хозяинова С. П.— Материалы I Всесоюз. конфер. по применению электронных приборов для исслед. в области ВНД и физиол. клетки, М., 1966.
4. Шкабара К. О., Рубашов Ю. С.— Фізіол. журн. АН УРСР, 1964, X, 3.

Надійшла до редакції  
26.XI 1966 р.

### Про кількісну оцінку змін тканинного кровоструменя, що реєструються термоелектричним методом

О. І. Вишатіна, М. І. Гуревич, О. А. Геращенко, Д. О. Голов, за участю Є. А. Хільченко

*Відділ фізіології кровообігу Інституту фізіології  
ім. О. О. Богомольця АН УРСР, Київ*

Розробці методики кількісної реєстрації змін тканинного кровоструменя термоелектричним методом останнім часом приділяють велику увагу. Незважаючи на те, що кількісний облік змін кровоструменя цим методом ще потребує дальшого вдосконалення, термоелектричний метод, завдяки ряду переваг, набуває все більшого поширення в експериментальних і клінічних дослідженнях [5]. Введення термоелементів у судини або тканини супроводжується значно меншою травматизацією порівняно з іншими методами дослідження кровоструменя. При введенні термоелементів не треба перерізати судини, вводити антикоагулянти. Термоелектричний метод може бути застосований для вивчення кровообігу паралельно з іншими методами дослідження функції органа, а також при одночасному порівняльному вивченні характеру регіонарних судинних реакцій в кількох органах у гострому та хронічному експерименті.

Джібс [9], Грейсон [13], Хензель та ін. [14], Канцов [16], Леві та ін. [17], Прібе та ін. [21], Сузуки та ін. [23] запропонували здійснювати відносну кількісну оцінку спостережуваних змін кровоструменя за зміною теплопровідності тканини досліджуваних органів. При наявності циркуляції тепловіддача від нагрітого тіла здійснюється частково внаслідок теплопровідності (кондукції), частково — конвекції. Оскільки кондуктивна складова при заданому середовищі є постійною величиною, сумарний ефект тепловіддачі однозначно визначається інтенсивністю циркуляції. На цій підставі Грейсон [13], Хензель та ін. [14] запропонували судити про інтенсивність кровоструменя за ефективною теплопровідністю тканини, виміряною зондовим методом. Коли ж як зонд застосовується сферичне тіло, що зігрівається з допомогою протікання крізь нагрівач струму  $I$  до надлишкової щодо навколишнього середовища температури  $\Theta$ , ефективна теплопровідність тканини буде прямо пропорційнальна потужності, що виділяється в нагрівачі, тобто квадрату сили струму, і обернено пропорційна надлишковій температурі  $\Theta$ :

$$\lambda_{\text{эф}} = \frac{KI^2}{\Theta},$$
 де коефіцієнт пропорційності  $K$  заздалегідь визначають для кожного зонда на еталонних середовищах з відомою теплопровідністю.

У працях ряду авторів робили спроби зіставити спостережувані зміни теплопровідності з абсолютними величинами кровоструменя в досліджуваній тканині. Це питання вивчали в різних модельних дослідах (перфузія рідини крізь систему трубок, штучні середовища, перфузія ізольованих органів, або органів *in situ*), а також шляхом зіставлення даних змін теплопровідності тканини з даними прямих методів реєстрації кровоструменя в органі [5—8, 10—15, 18—20]. Результати досліджень показують, що крива співвідношення змін теплопровідності залежно від об'єму перфузії в певних межах, що приблизно відповідають границі циркуляції крові в органі, носить характер близький до лінійного.

На показання термоелементів введених у тканину, може значно впливати ряд факторів, як наприклад, близьке розташування крупних кровоносних судин, лімфатичних судин, залозистих протоків, значне збільшення об'єму екстраваскулярної рідини [6, 10, 11, 18].

Граф і Розел [11], визначаючи показники ефективної теплопровідності в різних ділянках литкового м'яза кішки з далішим морфологічним контролем розташування термоелементів, прийшли до висновку, що найбільш точно величини теплопровідності

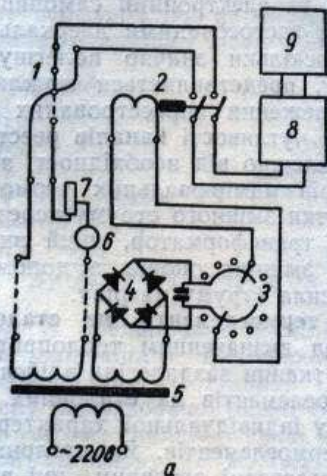


Рис. 1. Схема (а) та загальний вигляд (б) реєструючої установки.

1 — термозонд, 2 — реле, 3 — перемикач ЕПП-09, 4 — випрямляч струму, 5 — трансформатор, 6 — міліамперметр, 7 — змінний опір, 8 — фотокомпенсаційний підсилювач, 9 — електронний потенціометр.

визначаються в тих випадках, коли термоелемент знаходився поблизу відносно невеликих артеріальних або венозних судин у м'язі.

Білл [6] приходить до висновку, що лінійна залежність між змінами теплопровідності та циркуляцією найкраще зберігається в тих випадках, коли на термоелемент впливають зміни кровоструменя в найдрібніших судинах.

Істотне значення набуває визначення величини теплопровідності тканини після припинення в ній циркуляції, від цього рівня може здійснюватися відлік приросту теплопровідності тканини за рахунок конвективного ефекту циркулюючої крові. Грейсон [13], Хензель та ін. [14] визначають конвективний приріст теплопровідності, як різницю між величинами теплопровідності тканини, виміряними прижиттєво та після загибелі тварини. Бартон [7], досліджуючи кровострумін у шкірі пальців обслідуваних та спостерігаючи значну варіабільність величин теплопровідності шкіри при затисненні пальцевих артерій, прийшов до висновку про неможливість користування однією калібрувальною кривою та вважає за необхідне здійснювати калібрування в кожному досліді.

Грангсйо та ін. [12] провели аналіз залежності між теплопровідністю середовища та швидкістю циркулюючої в ній рідини. Вони виявили в ряді дослідів узгодження результатів модельних дослідів та дослідів *in situ*. Проте вони вказують на можливість утворення навколо введеного в тканину термоелемента зони ураженої неперфузованої тканини, вплив якої на термоелемент може повною мірою бути взятий до уваги лише в досліді з перфузією органів *in situ*.

З наведених літературних даних видно, що питання калібрування для кількісного аналізу спостережуваних змін тканинного кровоструменя дуже складні. Необхідно розробляти нові теоретичні та методичні прийоми досліджень.

Ми намагалися підійти до кількісної оцінки зареєстрованих змін тканинного кровоструменя термоелектричним методом за змінами теплопровідності тканини досліджуваних органів, а потім з допомогою дослідів з перфузією органів *in situ* — до з'ясування залежності між показниками теплопровідності та абсолютними величинами кровоструменя в  $мл/хв/г$  тканини.

**Принцип методу та схема реєструючої установки.** Конструкція застосованих термоелементів описана нами раніше [3]. Диференціальну термопару виготовляли з мідного та константанового дроту товщиною 0,1 мм з відстанню між спаями 10 мм. Для підігріву вимірювального спаю до нього припаювали константановий дріт довжиною 2—3 мм. Після ретельного покриття ізоляційним лаком термопару вміщували в голку для того, щоб її можна було вводити в тканину досліджуваного органа без ураження датчика.

Про інтенсивність циркуляції крові в тканині судили за відношенням виникаючої термо-ЕДС до квадрату сили струму нагріву  $\frac{\Delta E}{I^2}$ .

Показання змін термо-ЕДС ( $\Delta E$ ) під час дослідів реєстрували безпосередньо з

шкали фотокомпенсаційного підсилювача Ф-116, або Ф-18, а також записували на стрічці електронного потенціометра ЕПП-09. Для нагрівання вимірювального спая термоелемента застосовували струм 0,2—0,3 ма. На рис. 1 наведена схема застосованої установки, з допомогою якої можна здійснювати одночасну багатоканальну реєстрацію змін тканинного кровоструменя в кількох органах. Реєструюча частина установки складається з фотокомпенсаційного підсилювача багатоточкового електронного потенціометра та реле-перемикачів. Реле застосували для підвищення надійності контактів комутуючих термоелементів. Фотокомпенсаційний підсилювач та електронний самопишучий потенціометр ЕПП-09 має істотні переваги перед раніше застосованими дзеркальними

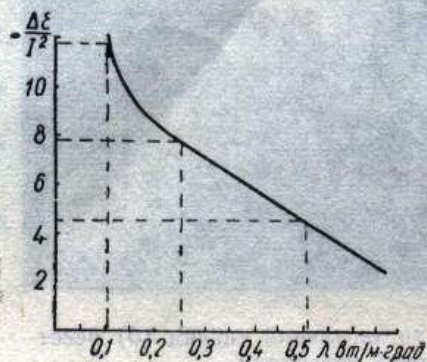


Рис. 2. Графік термоелемента.

гальванометрами, оскільки значно полегшується постановка досліду, представляється можливість візуального спостереження зареєстрованих змін, точного урахування чутливості каналів реєстрації та варіювання її залежно від необхідності за ходом досліду. Нагрів вимірювальних термоспай здійснюється від сітки змінного струму через стабілізатор напруги, трансформатор, який знижує напругу до 6 в, і змінних опорів, з допомогою яких регулюється сила струму нагріву.

**Калібрування термоелементів на еталонних середовищах.** Перед визначенням теплопровідності досліджуваних тканин заздалегідь здійснюють калібрування термоелементів на еталонних середовищах для обліку індивідуальної характеристики застосованих термоелементів. Як еталонні середовища були застосовані речовини, які відрізняються стабільністю складу: вазелінове масло, гліцерин, дистильована вода, теплопровідності яких відповідно становлять 0,105; 0,25; 0,51 вт/м·град.

Калібрування здійснювалось при температурі 39°С, що відповідає температурі організму тварини в умовах цих вимірювань. З цією метою термоелементи, що знаходяться в посудині з еталонною рідиною, вміщували в ультратермостат, де їх витримували протягом двох годин, що достатньо для встановлення рівномірної температури. Після цього визначали  $\Delta E$  при різній силі струму нагрівача в інтервалі від 100 до 300 ма. В результаті повторних багаторазових визначень відношення  $\frac{\Delta E}{I^2}$  в обраних еталонних середовищах були обчислені середні показники відношення  $\frac{\Delta E}{I^2}$  для застосованих термоелементів, та побудовані індивідуальні графіки. В дальшому за цими графіками визначали показники теплопровідностей середовищ, в яких провадили вимірювання. На рис. 2 для прикладу наведений побудований таким чином графік одного з термоелементів, з допомогою якого за знайденим в досліді відношенням  $\frac{\Delta E}{I^2}$  можна визначити теплопровідність досліджуваної тканини ( $\lambda$ ).

Слід відзначити, що застосований нами принцип для визначення теплопровідності досліджуваних органів, видимо, можна розглядати як більш простий і водночас більш точний порівняно з наведеною раніше формулою [13, 14], де індивідуальна характеристика термоелемента враховується у вигляді константи, яку вводять у загальну формулу розрахунку.

**Залежність виявлених показників теплопровідності досліджуваних тканин від абсолютних величин кровоструменя в них.** Досліди з перфузією органів *in situ*. Значний інтерес становить проведення дослідів з перфузією органів *in situ*, у тканину яких введений термоелемент для того, щоб пов'язати виявлені зміни теплопровідності зі змінами абсолютних показників кровоструменя в тканині. Беручи до уваги літературні дані [6, 8, 10—14], ми вирішили провести дослід з перфузією органа *in situ*, артеріальне постачання якого здійснюється через одну магістральну судину. Зміна об'єму перфузії крізь таку судину позначається відносно однаково в усьому органі. Нами була проведена серія дослідів на нирці кішки, артерію якої перфузували постійним об'ємом крові із загальної сонної артерії тієї самої тварини, який подають з допомогою насоса постійної продуктивності у судину нирки. Об'єм перфузованої крові приблизно відповідав кровоструменю крізь нирку в природних умовах. За даними Сміта [22], кровострумін у нирках кроликів, щурів і собак коливається від 1,9 до 2,75 мл/хв/г тканини.

Усього проведено 20 дослідів з перфузією лівої нирки кішки. Термоелемент вводили в корковий шар нирки. Дослід звичайно починали з більшого об'єму перфузії, а потім поступово його знижували. Показання  $\Delta E$  знімали з шкали фотокомпенсаційного підсилювача та реєстрували на стрічці електронного самопишучого потенціометра. Сила струму нагріву залишалась постійною, звичайно 200 ма. Об'єм перфузії обчислювали на 1 г тканини нирки. Він коливався в проведених дослідях від 2,5 до

0,7 мл/хв/г тканини нирки. Розташування термоелемента щодо відносно крупних судин коркового шару нирки перевіряли після досліду. Брали до уваги результати тих дослідів, де термоелемент знаходився на відносно більшій відстані від крупних артеріальних і венозних судин коркового шару нирки. Одержані дані обробляли способом найменших квадратів, з допомогою якого була виведена крива залежності величини ефективної теплопровідності від показників кровоструменя в тканині. Зведені дані наших дослідів по вивченню залежності величини ефективної теплопровідності тканини — коркового шару перфузованої нирки від об'єму крові, що надходить у нирку в мл/хв/г тканини, і крива, одержана після оброблення цих даних, наведені на рис. 3. З допомогою цієї

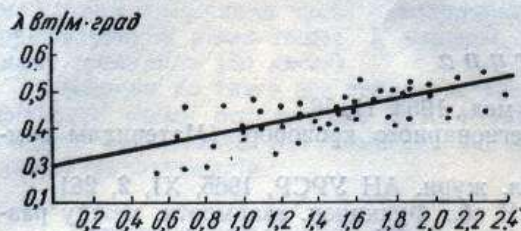


Рис. 3. Зведені дані дослідів по вивченню залежності показників ефективної теплопровідності тканини ( $\lambda$ ) коркового шару перфузованої нирки (по вертикалі) від об'єму поданої крові (по горизонталі) в нирку (в  $\text{мл/хв/г}$  тканини) та крива, одержана після обробки цих даних методом найменших квадратів.

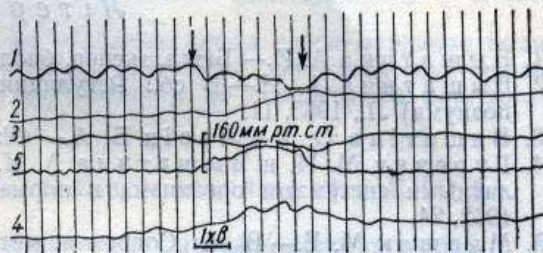


Рис. 4. Реєстрація кровоструменя в тканині органів брюшної порожнини. 1 — в селезінці, 2 — в нирці, 3 — в тонкій кишці, 4 — в печінці, 5 — артеріальний тиск.

кривої можна за обчисленою в досліді величиною ефективної теплопровідності тканини ( $\lambda$ ) визначити тканинний кровострумін в абсолютних величинах.

На рис. 4 наведені дані одного з дослідів з одночасною реєстрацією кровоструменя в тканині органів брюшної порожнини. Показники кровоструменя в досліджуваних органах у наших дослідів становили: в селезінці — 1,49  $\text{мл/хв/г}$ , в нирці — 2,19  $\text{мл/хв/г}$ , в стінці тонкої кишки — 1,54  $\text{мл/хв/г}$ , в печінці — 1,89  $\text{мл/хв/г}$  тканини. При підвищенні артеріального тиску, викликаному подразненням пресорної ділянки довгастого мозку, було виявлено зниження кровоструменя в селезінці до 1,0  $\text{мл/хв/г}$  і в стінці тонкої кишки до 1,1  $\text{мл/хв/г}$  тканини, що відновилось до вихідного рівня після припинення подразнення.

Як уже було відзначено, істотне значення при кількісній оцінці зареєстрованих змін кровоструменя з допомогою термоелемента набуває визначення показника кондуктивної теплопровідності тканини, в якій припинена циркуляція крові, від якого здійснюється відлік приросту теплопровідності в результаті циркуляції крові. В літературі є вказівки про можливий розкид показників кондуктивної теплопровідності тканини, що, на думку авторів, може вносити помилку при обчисленні показників кровоструменя в тканині [7].

У наших дослідях з перфузією нирки *in situ* визначали кондуктивну теплопровідність тканини шляхом припинення подачі крові в нирку при затисненні підвідної трубки насоса до ниркової артерії. В результаті багаторазових визначень була встановлена середня величина кондуктивної теплопровідності тканини коркового шару нирки — 0,3  $\text{вт/м} \cdot \text{град}$ , прийнята на умовний нуль відліку приросту теплопровідності тканини в результаті циркуляції крові в ній. Згадана величина прийнята нами умовно, для свого уточнення вона потребує дальших досліджень. Величина кондуктивної теплопровідності тканин може залежати від ряду факторів, як наприклад, емоції судинного русла та кровонаповнення тканини в момент припинення циркуляції.

Слід відзначити, що, як показав аналіз проведених нами вимірювань, середні показники кондуктивної теплопровідності різних тканин в організмі порівняно незначно відрізняються: селезінка —  $0,4 \pm 0,007$   $\text{вт/м} \cdot \text{град}$ , стінка тонкої кишки —  $0,37 \pm 0,004$   $\text{вт/м} \cdot \text{град}$ , печінка —  $0,38 \pm 0,007$   $\text{вт/м} \cdot \text{град}$ , шкіра —  $0,3 \pm 0,012$   $\text{вт/м} \cdot \text{град}$ , скелетний м'яз кінцівки —  $0,38 \pm 0,012$   $\text{вт/м} \cdot \text{град}$ . Отже, приріст теплопровідності внаслідок циркуляції крові в тканині у кілька раз перевищує різницю в показниках кондуктивної теплопровідності тканини досліджуваних органів.

## Висновки

1. Застосований нами підхід для визначення ефективної теплопровідності тканини досліджуваних органів як відношення термо-ЕДС до квадрата сили нагріву вимірювального термоспаю термоелемента  $\frac{\Delta E}{I^2}$ , можна розглядати як більш простий і водночас