

БАГАТОКАНАЛЬНИЙ РЕОГРАФ З ЛІНІЙНОЮ ХАРАКТЕРИСТИКОЮ ПЕРЕТВОРЕННЯ І ДЕМОДУЛЯЦІЇ ПУЛЬСОВОГО КРОВОНАПОВНЕННЯ ПРИ МІНІМАЛЬНОМУ СТРУМІ ЗОНДУВАННЯ

А. А. Новиков, Ф. Ф. Гетман

Кафедра госпітальної терапії Одеського медичного інституту

Зростаючий інтерес до реографічного методу дослідження гемодинаміки органів обумовлений доступністю, безболісністю, повторюваністю. Він відкриває широкі можливості для вивчення фізіології і патології кровообігу.

З введенням оптимальної частоти у реографію [1, 8] було виключено притаманній їй недоліки, а саме: амплітудно-частотна інтерференція, інвертування кривої реограми, складне настроювання комплексного імпедансу тканини, проходження великої сили струму через тканину, застосування електродів великих розмірів тощо.

Дальше удосконалення цього методу має бути спрямоване на усунення основної причини перекручення реохвилі, що відбувається з вини демодулюючого моста, який є нелінійним елементом реографа [6].

Оскільки робота демодулюючих мостів цілком залежить від збуджуваної напруги високої частоти, яка визначає робочу точку на лінійній ділянці вольт-амперної характеристики діодів [2], виникає потреба в підвищенні збуджуваної напруги, достатньої для проведення пульсового сигналу. В зв'язку з цим струм, що проходить через тканину, виявляється підвищеним до 10 мА в одному каналі при збалансованих межах шкали настроювання, викликаючи зв'язок між каналами відведень, непостійність струму зондування і порушення чутливості реографа, призводячи до асиметрії реограми там, де її зовсім немає [9]. При роботі ж багатоканального реографа загальна величина струму зондування може досягти великих значень, викликаючи неприємні відчуття у хворих і припиняючи, тим самим, одну з основних переваг реографії — її безболісність.

Знизити і стабілізувати струм зондування до мінімальної величини порядку 0,5 мА_{еф} у кожному каналі демодулюючого реографа звичайним способом неможливо, оскільки при цьому реограф втрачає свою функцію. Тимчасом, експериментальні та клінічні умови застосування мінімальних струмів зондування пред'являють обгрунтовані вимоги. Так наприклад, під час РЕГ дослідження реографом РГ-1-01 у багатьох хворих виникало неприємне відчуття паління під електродом, в зв'язку з чим хворі вимагали зменшити величину струму, який взагалі не регулюється в реографах. Інші ж, проявляючи агресивну реакцію, самовільно зривали електроди і відмовлялися від дослідження. Аналогічна картина спостерігалась і під час дослідження кровообігу в порожнині рота при проходженні струму через слизову тканину порядку 2,5 мА.

Не менш важливе значення має застосування мінімальних струмів зондування під час дослідження хворих з тяжкими формами інфаркту міокарда, які знаходяться в палаті інтенсивного спостереження кардіологічного відділення. Не можна також не зважати на дослідження інших авторів [10], якими встановлено, що явище шоку було викликано недоліками апарата, широко впровадженого в різних країнах.

При апробації нелінійних реографів зі складним настроюванням імпедансу і демодулюючими мостами в умовах дистанційного запису реограми у хворих, які знаходяться у відкритому полі електричних перешкод і з'єднані з реографом з допомогою подовженого екранового кабеля, ми не одержали задовільних результатів. Водночас робота лінійного реографа проходила нормально без екранування і заземлення хворого. Ця робота може бути ілюстрована рис. 1, де також відзначене автокалібрування [3], яке визначає правильність роботи реографічних каналів, а отже, й достовірність інформації про пульсове кровонаповнення.

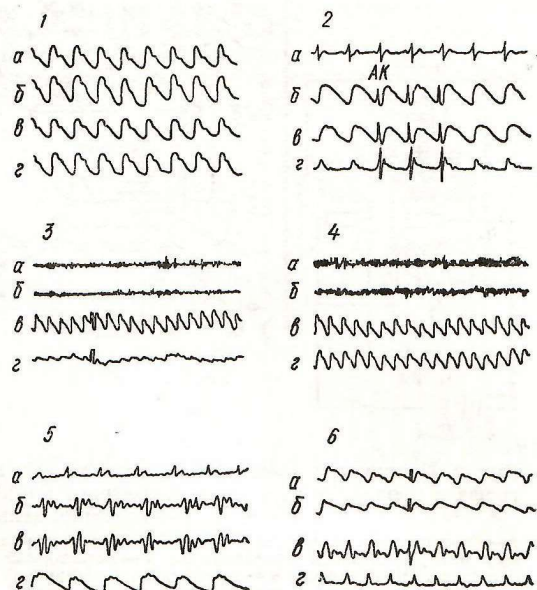
Зазначені обставини спонукали нас розробити і застосувати в багатоканальному реографі удосконалену схему балансного демодулятора [7], ввімкненого у вимірювальну діагональ моста. Основною позитивною рисою цієї схеми є те, що діоди демодулятора, знаходячись під постійною напругою зміщення, яка визначає положення робочої точки на лінійній ділянці вольт-амперної характеристики, забезпечує нормальну роботу балансового демодулятора, незалежно від електричного стану мосту і амплітуди корис-

ного сигналу. В зв'язку з цим струм зондування вдається знизити до мінімальної величини в кожному відведенні.

Після проведення модифікації балансного демодулятора доцільним виявилось удосконалення нелінійного нульового перетворювача шляхом створення лінійного режиму роботи моста. Тут ми не торкаємось теорії мостових систем, яка, як відомо, докладно вивчена і висвітлена у спеціальній літературі. В своєму стислому викладі ми обмежуємось елементарними поняттями про принцип роботи реографічних мостів, які становлять чисто практичний інтерес для біологів і медичних працівників.

Рис. 1. Зразок дистанційного запису.

1 — РЕГ: а, б — фронто-темпорального (FT), в, г — мастоїдео-окципітального (МО) відведення; а, в — зліва (s), б, г — справа (d); 2: а — ЕКГ, б, в — РЕГ (FM_s і FM_d), АК — автокалібрування групове, г — диференціальна РЕГ хвиля (D_{рег}); 3: а, б — ЕЕГ (FO_s і FO_d), в, г — РЕГ (FM_s і FM_d) хв-го Т., 36 р. до фармакологічного навантаження спазмолітичними медикаментами; різка асиметрія справа (реографічний індекс — PI_s — 1,5, PI_d — 0,3), незначно підвищений тонус церебральних судин (α — 198 мсек); 4: а, б — ЕЕГ, в, г — РЕГ після спазмолітичних медикаментів, визначається нормалізація реографічного індексу (PI_s — 1,5, PI_d — 1,5) і тону судин (α — 165 мсек), що свідчить про функціональне порушення кровонаповнення і збереженість резервних властивостей судинної системи мозку. Кореляція ЕЕГ і РЕГ; 5: а — ЕКГ, б, в — БКГ, г — РЕГ; 6: а, б — реореограма (PPI_{sid}), в, г — D_{pprs} і d: Асиметрія PPG справа (PI_s — 1,2, PI_d — 0,8), підвищений тонус судин зліва (α — 230 мсек), нормальний тонус справа (α — 132 мсек), що вказує на компенсаторні можливості кровопостачання нирок.



На рис. 2 наведено принципну електричну схему для всіх каналів чотириканального реографа з мінімальним струмом зондування (0,5 мА). Врівноваження потенціалів у діагоналі АБ моста досягнуто з допомогою змінного опору R^k до значення постійної величини опору R₁. При цьому параметр моста не змінюється і струм в діагоналі ВГ моста, а отже, і чутливість його, зберігаються стабільними при будь-якому настроюванні шкали реографа.

За цих умов відпадає потреба в повторних настроюваннях і калібрування реографа, робота якого може проходити при порушенні балансу $\pm 15\%$, не викликаючи помітних амплітудних перекручень реограми. Досягається, таким чином, достовірність інформації глибинного пульсового кровонаповнення.

В нашій роботі ми не акцентували увагу на методичних прийомах реєстрації реограм, вважаючи, що вони доскладно вивчені й описані в спеціальній літературі. Однак нам хотілося б нагадати, що при виборі оптимальних розмірів електродів слід також брати до уваги застосовувану частоту струму зондування, яка може бути причиною парадоксальної залежності амплітуди реограми від розміру електродів. Наприклад, при запису реоенцефалограми реографом РП-1м, який працює на частоті 500 кГц, індекс кровонаповнення однієї й тієї ж ділянки виявився в два рази менший при більшому розмірі електродів. Це свідчить про те, на нашу думку, що вибір високої частоти вище 300 кГц не може бути виправданим.

При реєстрації порушення кровообігу у внутрішніх органах і кінцівках (РВГ) нелінійним реографом РГ-1-01 і нашкірними електродами діаметром 15 мм було одержано різке зниження амплітуди реограми порівняно з даними лінійного реографа. Апробація останнього в поєднанні з різними типами електроенцефалографів вітчизняного і зарубіжного виробництва не дала негативних результатів.

Цікаво, відзначити, що при запису РЕГ реографами фірми Альвар і Гілілео, а також РГ-1-01, які працюють на частоті 30—60 кГц, було одержано [4] більші величини цифрових показників реоенцефалограм, ніж при запису реографом РП-1м (500 кГц). Подібне розходження амплітуди реограм можна пояснити синхронізацією реографічного компонента, обумовленого пульсовими змінами провідності і плетизмографічного компонента, викликаного об'ємними змінами позачерепних кровоносних судин. Це явище виразно проявляється в разі застосування неоптимальної частоти струму зондування до 80 кГц і стає менш явним при підвищенні частоти понад 80 кГц.

Незважаючи на високу точність, чутливість і перешкодостійкість лінійного реографа, робота з ним може проводитися поза екранованою камерою і без заземлення хворого в умовах дистанційного дослідження. Живлення блоків (1 і 4) автономне, ба-

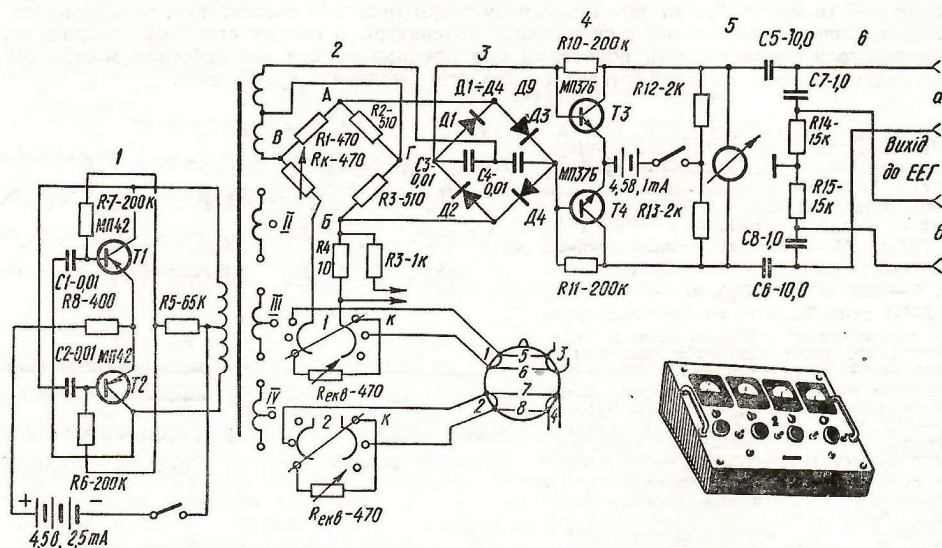


Рис. 2. Принципова електрична схема для всіх каналів чотириканального лінійного реографа з пропорціональним перетворенням і мінімальним струмом зондування (0,5 мА) постійної величини.

1 — блок генератора високої частоти 100 кГц синусоїдальної форми, оскільки при іншій формі струму міст виявляється розладнанням; 2 — резисторний міст — лінійний перетворювач; 3 — лінійний балансний демодулятор; 4 — транзисторний балансний УПТ; 5 — стрілочний індикатор (в кожному каналі); 6 — двоканальний вихід основної (а) і диференціальної (б) хвилі.

тарейне. Немале значення ми надаємо економічності роботи генераторного блока, яка доведена нами до мінімального значення—4,8 В при робочому струмі не більш 2,5 мА. Зміна напруги на 25% не відбивається при цьому на нормальній роботі реографа.

Висновки

Використання реографів з лінійним балансним перетворювачем і лінійним демодулятором дозволяє одержати точну і об'єктивну багатоканальну інформацію пульсового кровонаповнення без застосування повторного настроювання і калібрування реографа. Водночас створюються умови для одержання стабільного і мінімального струму зондування (порядку 0,5 мА_{сф}), завдяки якому повністю виключаються неприємні відчуття у хворих, агресія у тварин і мікротравма слизової тканини.

Література

1. Арнаутів А. Л.— Журн. нерв. и псих., 1965, 65, 10, 1484.
2. Баевский Р. М., Геллер Е. С., Унжин Р. В.— В кн.: Биол. телеметрия, М., 1971, 87.
3. Гетман Ф. Ф.— Врач. дело, 1970, 1, 172.
4. Мартынов А. И., Зинкин Г. Г.— Кардиология, 1969, 10, 93.
5. Минц М. Я., Ронкин М. А.— Реографич. диагност. сосуд. заболеваний. гол. мозга, Киев, 1967, 43.
6. Москаленко Ю. Е., Вайнштейн Г. Б., Касьян И. И.— В кн.: Внутрисердеч. кровообр. в условиях перегрузок и невесомости, М., 1971, 82.
7. Новиков А. А., Гетман Ф. Ф.— В сб.: Научн. труды Одесск. сельхоз. ин-та, Одесса, 1972, 649.
8. Шминке Г. А.— Электрич. измер. в физиол. и мед., М., 1956.
9. Яруллин Х. Х.— Клинич. реоэнцефалогр., М., 1967.
10. Perez-Vorja C., Meyer I.— J. Neurol., Neurosurg., Psychiatr., 1964, 27, 1, 66.

Надійшла до редакції
10.VII 1974 р.