

## A BIOPOTENCIÁLOK REGISZTRÁLÁSÁNAK MÓDSZERTANI KÉRDÉSEI

### I. A jelsönt csökkentése

László J.

Az élő sejtek membránnal rendelkeznek. Az élettevékenység egyik következménye és ismertetőjele a sejtthártya elektromos feltöltődése általában 40—100 mV-os feszültségre, miközben a sejtek belseje elektronegatív a sejtthártya külső felszínéhez képest (nyugalmi potenciál). A sejtmembrán belső vagy külső tényezők hatására kiűl (depolarizálódik) és ezt nevezük ingerületnek. Normális viszonyok között a sejtthártya újra feltöltődik energiabefektetés árán (repolarizáció). A sejtmembrán nyugalmi potenciálja nem egy merev, állandó érték, hanem sok tényező közrejátszása kapcsán (külső behatások, szabályozási hullámmás, anyagcsere ingadozások stb.) általában alacsony frekvenciás kis amplitúdójú hullámmást mutat. A depolarizáció—repolarizáció viszont nagy amplitúdójú (80—120 mV) impulzust szolgáltat, melynek pontos tér-időbeli lefutása a megfelelő sejt típusra jellemző (simaizomrost, szívizom, idegsejt stb.). A sejtek sejt populációt képeznek, ami szerkezeti—működési együttesatolást jelent és ennek eredményeképpen az egyes sejtek működése néha nehezen különíthető el az egymáratevődéses szummációs jelenség miatt (izom — izomrostok, idegközpont — idegsejt, ideg — idegrost, hám — hámsejt, szívizom — szívizomrost stb.). Habár egy sejt populáció elektromos tevékenysége a részvevő sejtek bioelektromos tevékenységének a tér- és időbeni szummálódásának az eredménye, mégis a megjelenési formája a legtöbb esetben erősen elűt az egyes sejtek bioelektromos aktivitásának a

képétől. Az elmondottakból következik, hogy a kutató feladata minden egyes esetben megítélni vajon egyes sejtek vagy bizonyos szintű sejtcsoportosulások bioelektromos aktivitását sikerült vagy szándékszik felírni. Az eredmény és az abból levonható következtetések az előbbi kitételnek egyenes következményei, vagyis az alkalmazott módszer meghatározza a kapott eredmények milyenségét.

A biopotenciálok és a felírásukra alkalmazott modern eszközök azonos jelbázisúak, mivel mindkettő elektromos jellegű. A biopotenciálok a rendelkezésünkre álló elektronikai készülékek valamelyikével közvetlenül felfoghatók és felírhatók. Talán ennek a ténynek köszönhető, hogy a bioelektromos jelenségek kutatása és ennek eszközei a legelterjedtebbek mind az orvosi, mind a biológiai vizsgálatok különböző területein (EKG, EEG, EMG, ERG stb.). Ennek ellenére a bioelektromos tevékenység módszertanilag helyes felírása nem egyszerű kérdés, hanem buktatókkal teli és mindmáig túl magas a hibás következtetések arányszáma. Ilyen megfontolások készítették arra, hogy röviden és viszonylag elemi szinten felvázoljuk a bioelektromos aktivitás regisztrálásának alapvető kérdéseit és azok megoldását az adott lehetőségek határain belül.

Az egyes sejtek biopotenciál-regisztrálásának két módozata van: a) a membrán potenciálkülönbség ( $U_M$ ) közvetlen mérése mikroelektrodokkal (1. ábra), mikoris az erősítő (A) egyik bemenetéhez csatolt elektródot ( $E_1$ ) a sejt belsejébe tesszük, a másik elektród ( $E_2$ ) a sejten kívül helyezkedik el és földre ( $\frac{1}{|||}$ ) vagyis „O” potenciálra kötött. A földhöz és így a sejt külső felszínéhez viszonyítva a sejt belseje 60–90 mV-al negatívabb és ilyenkor azt mondjuk, hogy a sejt belseje minusz 60–90 mV. b) Másrészt a sejt elektromos aktivitását mérhetjük csak a sejtmembrán külső felszínére helyezett elektródokkal ( $E_1$  is. Ha az egyik elektród ( $E_2$ ) földre kötött (2. ábra) és a másik nem ( $E_1$ ), akkor monopoláris elvezetés a neve: ha az erősítő egyik bemeneti elektródja sem földre kötött ( $E_1-E_2$ ), akkor bipolaris elvezetésről beszélünk (3. ábra). Mivel mindkét esetben az elektródok a sejtmembrán külső felszínén vannak, ezért nyugalomban semmilyen potenciálkülönbséget nem mutathatnak, mivel a membrán külső felszínének minden pontja azonos potenciálú (ekvipotenciális). Ilyen módszerrel kizárólag az akciós-potenciál regisztrálható monofázisos (2. ábra) vagy bifázisos (3. ábra) görbe formájában, az elektród alatti membránpolarizáció mértékében.

Az elmondottak csak általános elvek, melyeknek az ismerete nem elegendő a gyakorlat számára. A valóságban mindig adott egy biorendszer és egy konkrét biopotenciál-írásra szolgáló eszköz. Vegyük azt az esetet, mikor a sejt bioelektromos aktivitását monopolárisan (2. ábra) akarjuk regisztrálni, de figyelembe vesszük sematikusan a sejt és környezete adottságait is (4. ábra). A sejtet (c) a sejtmembrán ( $M_c$ ) választja el az őt körülvevő folyadéktértől (F). Egy bizonyos működést ellátó sejtcsoportosulást viszont egy közös külső burok ( $M_o$ ) vesz körül és tart egybe (pl. izom esetén a fasciája), melyet szintén folyadéktér ( $F_o$ ) vesz körül. Ha az elektronikai erősítő (A) egyik bemenetét (b) és a hozzátartozó elektródot ( $E_2$ ) a külső  $F_o$  folyadéktérhez és ugyanakkor földre kötjük, akkor ezáltal a  $F_o$  nulla potenciálon lesz. A regisztráló  $E_1$  elektródot viszont a szervezet körülvevő  $M_o$  membránra helyezjük és így próbáljuk felírni a C sejt mem-

bránpotenciál változásait. Ilyen módszerrel lehetetlenség a sejt nyugalmi  $U_M$  membránpotenciálját regisztrálni, mivel mindkét elektród a sejten kívül helyezkedik el. De a membránpotenciál időbeni változásait sem kapjuk meg reális nagyságokban, mivel egyrészt a felvevő  $E_1$  elektród viszonylag távol van a sejthártyától, másrészt — és ez a fontosabb — az elektród az  $F_0$  elektrolit térben van, mely viszonylag jó elektromos vezető,

és ezáltal a  $\frac{\Delta U_M}{\Delta t}$  membránpotenciál-változást a föld felé vezeti el,

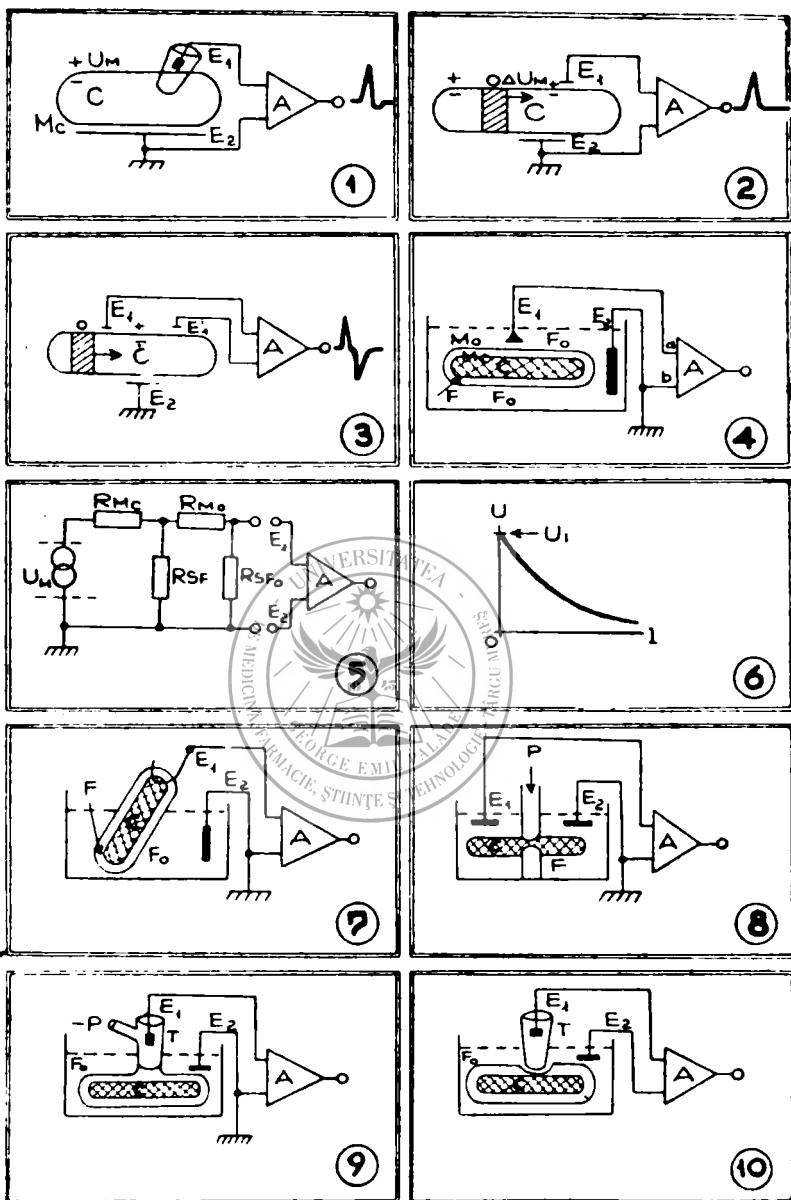
vagyis sönt (shunt) hatása van. Ugyanilyen hatással rendelkezik a sejtet körülvevő  $F$  folyadékter is. Így az  $F_0$  és  $F$  tulajdonképpen rövidzárlatot

képvise a jel számára a föld felé. E rövidzárlat következtében a  $\frac{\Delta U_M}{\Delta t}$

potenciálváltozás amplitudója az  $E_1$  elektródon nagyon lecsökken. Ha csak egyenfeszültségi szempontokat veszünk figyelembe, akkor a fent vázolt rendszer legegyszerűbb elektromos modelljét az 5. ábra vázlata szemlélteti. Ezen a sejt (c) membránja ( $M_c$ ) potenciálgenerátorként fogható fel ( $U_M$ ). A generátor árama viszont egy soros ( $R_{M_c}$  = sejtmembrán ellenállása;  $R_{M_0}$  = külső membrán ellenállása) és egy párhuzamos vagy söntölő ellenállásrendszerre megy át ( $RSF$  = az  $F$  folyadék söntölő hatása;  $RSF_0$  = a külső folyadék söntölő hatása). Az „A” erősítő bemenetén csak az  $RSF_0$  kapcsain megmaradt feszültség jelenik meg. Úgy is fel fogható, hogy az egész ellenállásrendszer 2 feszültségosztóból tevődik össze. Az első feszültségosztás az  $R_{M_c}$ — $RSF$  ellenálláspáron történik, hol az  $R_{M_c} \gg RSF$ . Ugyanígy az  $RSF$ -ről levett már nagyon csökkent feszültség az  $R_{M_0}$ — $RSF_0$  láncon is leosztódik, ahol az  $R_{M_0} \approx RSF_0$ . Ha ehhez még hozzátesszük, hogy a közben felírt térpotenciálszint az elektród ( $E_1$ ) és sejtmembrán ( $M_c$ ) közötti távolság mértékében exponenciálisan csökken (6. ábra), akkor érthető, hogy az erősítő bemenetére a valódi membránpotenciál-változásnak csak kis és előre meg nem határozható töredéke jut. Ezért a sejtpopuláción kívül írt potenciálváltozások csak millivoltos (EKG, ERS) vagy éppenséggel mikrovoltos nagyságrendűek (EEG, ECoG, EMG), habár az eredő membránpotenciál szint 80—120 mV. A jelcsökkentés tehát  $10^2$ — $10^3$  nagyságrendű. E cikk célja megmutatni a sönt-hatás csökkentésének, és így a felírt bioelektromos jelek amplitudónövelésének a módjait.

a) A szerv kiemelése és nyújtása horoggal (7. ábra) megszünteti a külső ( $F_0$ ) folyadéksöntöt, de ugyanakkor a húzás kapcsán a sejtkörül folyadéktereg ( $F$ ) is erősen elvékonyodik, ami az elektrolitokra alkalmazott Ohm-törvény alapján az  $RSF$  növekedéséhez vezet. Így elérhető, hogy a változó jellegű sejtpotenciálok amplitudójának kb.  $1/3$ — $1/2$ -ét felírhatjuk, vagyis a kapott jel 20—50 mV nagyságrendű. Így könnyen regisztrálhatjuk a szív vagy egyéb izmok bioelektromos aktivitása monofázisos potenciálok formájában.

b) Az  $F$  és  $F_0$  sönt megszüntetése szigetelő híd alkalmazásával (8. ábra). A módszer széles körben alkalmazott főleg izomrost akciós potenciáljainak a felírására. Ha egyetlen izomrostot lecupaszítunk és kétkamrás ( $K_1$ ,  $K_2$ ) edényt használunk, melynek izolációs falán ( $P$ ) áthúzzuk az izomrostot, akkor az izomrost két vége külön rendszerben van. Ha a  $K_1$ -



1—10. ábra: Magyarázat a szövegben

ben levő vége ingerületbe jön, akkor elvben az  $E_1$  elektróddal az  $E_2$ -höz viszonyítva a teljes membránpotenciál-változás felírható. A „P” elektromos szigetelő lehet egy gumimembrán, melyen kis nyílást ejtünk, és rajta áthúzzuk az izomrostot és közben a nyílás körül vazelinnel is bekenjük. Ugyanezt a hatást elérhetjük úgy is, hogy két gumimembránt használunk, kb. 0,2—2 mm távolságra egymástól és közéjük nemelektrolit oldatot (pl. szaharóz) viszünk. A hatás ugyanaz, mint az előbbi esetben, ez a „szaharóz hid” (sacharose-gap) módszere.

c) Az  $F_0$  sönt megszüntetése izolált falú szívó elektróddal is véghezvihető (9. ábra). Ha egy oldaleágazásos, megfelelő vastagságú üvegcsővet (T) használunk, melynek egyik végébe légmentesen beforrasztjuk az elvezető elektródot ( $E_1$ ), a másik végét gondosan kör alakúra csiszoljuk, akkor a cső lecsiszolt végét a szervre helyezve, és az oldalcsövén szívást (-P) alkalmazva, az üvegcső a külső membránra szorosan rátapad és megszünteti a környező elektrolit felé a kapcsolatot, és így a söntöt is. Ezt a módszert gyakran használják szív vagy szívfragmentum elektromos aktivitásának a követésére.

d) A fent leírt szívóelektródot nyomóelektródként használva szintén megszüntethető az  $F_0$  sönt (10. ábra). A követelmények a T üvegcső hegyét illetően ugyanazok, mint a szívó elektród esetében. Az üvegcső hegyének az átmérőjét a kísérleti objektum nagysága határozza meg és általában 10—1000  $\mu\text{m}$  között lehet. Ezt a módszert gyakran használják idegdúcok és izmok elektromos működésének a vizsgálatára.

A jelsöntölésen kívül még legalább három gyakorlati kérdést kell megoldani (zajelnyomás, impedancia-illesztés, elektródpotenciál), melyekre egy következő cikkünkben fogunk kitérni.

A szerkesztőségbe érkezett: 1981. október 30-án.

I. László

## METHODOLOGY OF RECORDING BIOPOTENTIALS.

### I. REDUCTION OF THE SIGNAL SHUNT

The paper gives the description of the ways of capture and the difficulties of recording various types of biopotentials. There is a more detailed analysis on the problem of shunting biopotentials depending on the placing of capture electrodes against cells and tissues. Practical solutions are given in order to avoid or reduce this shunt in the following ways:

1. raising the organ from its place by means of an unoxidizable metal hook;
2. using "saccharose bridge";
3. making use of aspiration electrodes;
4. applying electrodes on the tissue by pressing.