

Marosvásárhelyi Orvosi és Gyógyszerészeti Intézet, Orvosi Elektronikai és Biokibernetikai Tanszék (vezető: dr. László József adjunktus, az orvostudományok doktora)

A BIOPOTENCIÁLOK REGISZTRÁLÁSÁNAK MÓDSZERTANI KÉRDÉSEI

2. Impedancia illesztés, Elektrodpotenciál, Zajelnyomás.

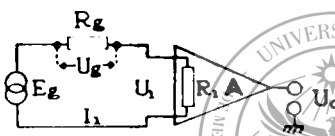


Ez a cikk egy előző munkánk (4) folytatását képezi, célja a kutatók és diákok számára közérthetővé tenni a különféle biopotenciálok felírásának egyes fontosabb módszertani kérdéseit és ezek lehetséges megoldását.

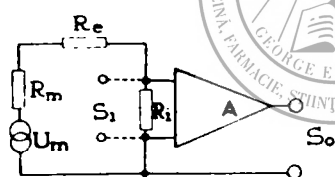
Impedancia illesztés. Az 1. ábra szemlélteti a lehető legegyszerűbb elektronikai kapcsolási sémát, amelynek alapján az impedancia illesztés módszertani mérés technikai fontossága és a célnak megfelelő megoldása

értelmezhető. „G“ jelgenerátor „E_g“ feszültségkülönbséget hoz létre a kimeneti kapcsain, amelynek hatására az R_g + R_i láncon I_i áram folyik át. Az „R_g“ magának a jelgenerátornak (pl. mikrofon, sejtmembrán) a belső ellenállását jelöli. Az „R_i“ viszont az „A“ erősítőrendszer ún. bemeneti ellenállását vagy impedanciáját jelenti. Az Ohm törvény kimondja, hogy bármely áramkörben az áramintenzitás egyenesen arányos az elektronokat (vagy más töltéseket) hajtó erővel (E_g = generátor kapocsfeszültsége) és fordítottan arányos az ellenállással: $I = \frac{R}{U}$. A mi esetünkben $I = \frac{E}{R_g + R_i}$. Mivel az R_g és R_i ellenállások sorba vannak kapcsolva, ezért a rajtuk áthaladó áram intenzitása azonos. Ugyancsak az Ohm összefüggés alapján (U = I.R) könnyen érthető, hogy azonos áramintenzitás esetén (mint a mi esetünkben) a generátorfeszültség két részre oszlik: U_g ill. U_i feszültségekre (E_g = U_g + U_i) és pedig az ellenállások nagyságával egyenes arányban. Az „A“ erősítő csak a saját bemeneti ellenállásán (R_i) eső feszültségrészt (U_i) látja és erősíti fel a rá jellemző szintre, ez aztán mint U_o feszültség megjelenik az erősítő kimenetén. A jelgenerátor belső ellenállása adott, ezen nem tudunk változtatni de az erősítőt mi építjük vagy választjuk ki a konkrét igényeknek megfelelően. Alttalában kétféle igényt támaszthatunk: a) a jelgenerátor által létrehozott teljesítmény minél nagyobb hányada jusson az erősítő bemenetére, mert ekkor a kimeneten is a maximális teljesítmény erősítést kapjuk, vagy b) a lehető legpontosabban megmérni a generátor által szolgáltatott feszültséget.

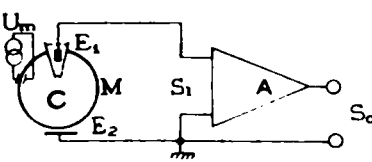
1



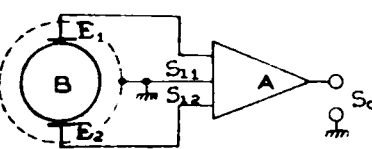
2



3



4



I-4. ábra

teljesítmény erősítést, ha $R_g = R_i$. Ilyen megfontolások alapján készülnek a mikrofon erősítők, makroelektrodos biopotenciálerősítők (EKG, EEG, EMG, stb.), de az erősítő fokozatok sorbakapcsolása is így történik.

A generátor feszültség maximális pontosságú mérése a b) esetben már más természetű technikai megoldást igényel. Az orvostudományban nagyon gyakori igény a sejtek membránpotenciáljának a felírása. Ebben az esetben (3. ábra) a „c” sejt „M” membránja képviseli a jelgenerátort és U_m membránpotenciál-különbséget hoz létre (nyugalmi potenciál, akciós potenciál, elő és utópotenciálok, potenciálfluktuáció). A membránpotenciál felírása általában üveg mikroelektrod (E_1) segítségével történik, melynek a csúcsátmérője $\varnothing \leq 1$ mikronnál. Az üvegekapiilláris 2—3 M koncentrációjú KCl oldattal töltött és az elektromos ellenállása 5—50 M (megaohm). A másik elktrod (E_2) földelt és a sejten kívül helyezkedik el. A két elektród között található a sejtmembrán, melynek az ohmikus ellenállása 1—2 megaohm cm^2 körüli. Mint az 1. ábrán már láttuk az „A” erősítő R_i bemeneti ellenállással rendelkezik. Az elmondottakat összegezve a mikroelektrodos membránpotenciál mérési-kapcsolási sémát a 2. ábra szerint képzelhetjük el, ahol a membrán (R_m), az elektród (R_e) és az erősítő bemeneti (R_i) ellenállásai sorbakapcsoltak, az ellenállásláncot pedig az U_m membránpotenciál táplálja I áramintenzitást hozva létre. Az erősítő az R_i ellenálláson eső feszültséget érzékeli mint bemeneti jelet (S_i), amely viszont csak egy része az U_m generátorpotenciálnak. Példaképpen tegyük fel, hogy $R_m + R_e = 10$ megaohm $= R_i$, ami azt jelenti, hogy a membránpotenciál ($U_m \approx 0,1$ V) fele (50 mV) esik az R_i ellenálláson és így az „A” erősítő 50 mV feszültséget jelez nem 0,1 voltot, amennyi a valóságos membránpotenciál. Ha $R_i / (R_m + R_e)$ arány nő, akkor mind jobban közelítjük a reális U_m értéket, de a valóságban ezt nem lehet megvalósítani, mert végtelen nagy R_i érték technikailag elérhetetlen. A gyakorlatban megelégszünk, ha $R_i / (R_m + R_e) \geq 100$ (pl. az $R_i \geq 10$ gigaohm), mert ekkor a mért U_m értéke kevesebb, mint 10^{-2} -al tér el a valóságtól. Ilyen magas R -vel rendelkező erősítő megépítése MOS—FET tranzisztorokkal ma már nem jelent különösebb technikai problémát.

Elektródpotenciál. Ha két különböző fémet elektrolit oldatba mártunk, akkor közöttük mindig potenciálkülönbség mérhető, ezt hívjuk elektródpotenciálnak. Az elektródpotenciál genézisére itt nem térünk ki, mert ez komplex elektrokémiai folyamatok eredménye, leírása szakkönyvekben megtalálható (2, 6, 7). Az a tény, hogy a biopotenciálok felvételére fém-elektrodokat használunk már eleve magában hordja azt a veszélyt, hogy a két elektród között mért potenciálkülönbség nem biológiai eredetű, hanem műtermék, mivel esetleg az elvezető elektródok anyagától és a felhelyezés módjától függ. Mivel ez az elektródpotenciál időben keveset változik, ezért gyorsan változó biológiai jelek felvételére (EMG, EKG, stb. még így is használhatók, de hogy jelen van ezt onnan látjuk, hogy a mérőkészü-

lék rákapcsolásakor az írórendszer sokszor véghelyzetekben kileng és csak lassan tér vissza. Ez a parazita jel olyan nagy lehet, hogy a mérőkészülék teljesítményhatárát meghaladja és a készülék elromlik. Épp ennek a meghibásodásnak az elkerülése végett a modern készülékek (EKG, EEG, EMG, stb.) átkapcsolásakor a jelbemenetük bizonyos ideig automatikusan földelődik.

Lassan változó vagy éppen egyenfeszültségű biopotenciálok felírására ilyen elektródok nem használhatók. Így pl. a 3. ábra membránpotenciált író rendszerében csak olyan két elvezető elektród (E_1 , ill. E_2) használható, amelyek között semmilyen körülmények között nem alakul ki potenciálkülönbség, mivel mindkét elektród saját potenciálja azonos értékű és időben változatlan. Ezek az ún. nempolározó elektródok, melyek közül az Ag/AgCl elektród használata a kalomel elektródnál (Hg/HgCl) kényelmesebb, de nem annyira megbízható. Az ilyen típusú elektródok készítése és felhasználásuk módja a szakirodalomban könnyen hozzáférhető (1. 3. 5).

Zajelnyomás. Az elektronikai készülék alkatrészei működés közben „zajosak”; a fent tárgyalt elektródok is zajt keltenek (a legkevésbé zajosak a nempolározó elektródok). A legzavaróbb szokott lenni azonban a kísérleti környezet elektromágneses térerejének a változásaiból eredő háttérzaj (hálózati ún. brumm, közeli erős rádióadó zaja, elektromotorok és szikragyújtású robbanómotorok elektromágneses térhatása, meteorológiai kisülések hatása, stb.). Ez a zavaró jelkomplexum 1—3 nagyságrenddel meghaladhatja a hasznos jel nagyságát. Így pl. hálózati huzalozással rendelkező szobában az emberi testben két végtag között ez a zajszint 1—10 voltos is lehet, de az ugyanezen helyekről elvezetett EKG jel ennél 10 000-szer kisebb, csak 0.1—1 mV-os nagyságrendű. A háttérzaj megszüntetésére több lehetőség adódik, melyeket fel is használnak a minél zajmentesebb jelfelírás érdekében. A zajscökkentés elvi módjait a 4. ábra szemlélteti: a) a „B” biológiai objektumot (emberi vagy állati test, izolált szervek és sejtek, stb.) árnyékoló ráccsal vesszük körül és ezt földeljük (szagatott vonal földelési jellel); b) az E_1 és E_2 elvezető elektródok azonos jellegűek, és legjobb, ha nempolározó típusúak; c) a leglényegesebb viszont az „A” erősítő tökéletesen szimmetrikus felépítésében rejlik. Ha az I_1 és I_2 bemenetekre a földhöz viszonyítva azonos fázisú és nagyságú jel jut ($S_{i1} = S_{i2}$), akkor a kimeneten semmilyen hatást nem észlelünk ($S_o = 0$). A kimeneten csak akkor tapasztalunk jelet, ha $S_{i1} \neq S_{i2}$ és a kimeneten az $S_{i1} - S_{i2}$ jelkülönbsége jelenik meg. Épp ezért ezt a készüléket differencia vagy szimmetrikus erősítőnek hívjuk. Így vannak felépítve az összes korszerű (EKG, EEG, stb.) bipoláris jelelvezetést felhasználó erősítő és regisztráló rendszerek. Az elektromágneses térhatás nagyjából azonos a „B” test minden pontján, így az E_1 és E_2 elektródokon is, és az elmondottak alapján ezt az erősen zavaró jelet a kimeneten már nem fogjuk észlelni.

Irodalom

1. Bures J., Petran M., Zachar J.: Elektrofiziológiai eszközök módszerei és alkalmazása. Izd. L. L., Moszkva, 1962; 2. Camman K.: Das Arbeiten mit ionenselektivem Elektroden. Springer Verlag, 1977 (orosz nyelven: 1980); 3.

Cromwell L. és mtsai.: Medical instrumentation for health care. Prentice-Hall, New York, 1976 (orosz nyelven: 1981); 4. *László J.*: Rev. Med. (1981), 27, 2, 147.; 5. *XXX*: Pribori is metodi dlja mikroelektroodnovo isledovanija kletok. Moszkva—Puskino, 1975; 6. *Strungaru R.*: Electronică medicală. Ed. Did. Ped., București, 1982; 7. *Williams V. R., Williams H. B.*: Basic physical chemistry for the life sciences. Ed. W. H. Freeman, San Francisco, 1973.

A szerkesztőségbe érkezett: 1983. június 10.
