

Segédanyag az

ORVOSBIOLÓGIAI MÉRÉSTECHNIKA

c. tárgyhoz

Első rész

Készítette: Dr. Jobbágy Ákos docens

**BUDAPESTI MŰSZAKI ÉS GAZDASÁGTUDOMÁNYI
EGYETEM**
Méréstechnika és Információs Rendszerek Tanszék

2003.

1. BIOPOTENCIÁLOK EREDETE	4
1.1 SEMLEGES MOLEKULÁK DIFFÚZIÓJA	4
1.2 OZMÓZIS NYOMÁS.....	5
1.3 IONOK VÁNDORLÁSA	6
2. ELEKTÓDOK BIOPOTENCIÁLOK MÉRÉSÉRE	9
2.1 A FÉL-CELLA POTENCIÁL.....	9
2.2 ELEKTÓDOK MODELLEZÉSE.....	11
2.3 ELEKTÓD POLARIZÁCIÓ.....	15
2.4 ELEKTÓD TÍPUSOK (MAKRÓ ELEKTÓDOK)	17
2.5 MIKROELEKTÓDOK	22
3. KÉMIAI ÉRZÉKELŐK AZ ORVOSTECHNIKÁBAN.....	27
3.1 GÁZOK OLDÓDÁSA FOLYADÉKOKBAN	27
3.2 A KALOMEL ELEKTÓD	29
3.3 A PO ₂ ELEKTÓD	29
3.4 IONSZELEKTÍV ELEKTÓDOK.....	31
3.5 VÉRGÁZ ANALÍZIS	33
3.6 ENZIM ELEKTÓDOK	34
4. MECHANIKAI ÉRZÉKELŐK, MÉRŐÁTALAKÍTÓK.....	36
4.1 REZISZTÍV ÁTALAKÍTÓK	36
4.2 KAPACITÍV ÁTALAKÍTÓK.....	39
4.3 INDUKTÍV ÁTALAKÍTÓK.....	40
4.4 PIEZOELEKTROMOS ÁTALAKÍTÓK.....	42
5. FOTOELEKTROMOS ÁTALAKÍTÓK.....	43
5.1 FÉNYFORRÁSOK	43
5.2 A FÉNYELNYELŐDÉS	45
5.3 FÉNYÉRZÉKELŐK	46
5.4 TÍPIKUS KÉSZÜLÉKEK.....	49
6. ULTRAHANG ORVOSI ALKALMAZÁSA.....	51
6.1 AZ ULTRAHANG TULAJDONSÁGAI.....	51
6.2 AZ ULTRAHANG ELŐÁLLÍTÁSA	53
6.3 AZ ECHO MEGJELÉNÍTÉSI LEHETŐSÉGEI.....	54
7. BIOPOTENCIÁLOKAT FOGADÓ ERŐSÍTŐK.....	56
7.1 ZAVARJELEK BEJUTÁSA A MÉRŐKÖRBE.....	57
7.2 BEMENETI FOKOZATOK	59
7.3 HOZZÁVEZETÉSEK.....	61
7.4 GALVANIKUSAN LEVÁLASZTOTT ERŐSÍTŐK	62
7.5 SOKCSATORNÁS ERŐSÍTŐK.....	63
8. BIOLÓGIAI JELEK FELDOLGOZÁSA	65
8.1 ADATTÖMÖRÍTÉS	65
8.2 VÉLETLENSÉG TESZTJE.....	69
9. BIZTONSÁGTECHNIKA	71
9.1 AZ ÁRAM FIZIOLÓGIAI HATÁSA	71

9.2	MAKROSOKK ÉS MIKROSOKK KIALAKULÁSA.....	73
9.3	VÉDEKEZÉS ÁRAMÜTÉS ELLEN.....	78
9.4	ELEKTRONIKUS ORVOSI KÉSZÜLÉKEK BIZTONSÁGTECHNIKAI ELLENŐRZÉSE.....	81
10.	IRODALOMJEGYZÉK.....	82

1. Biopotenciálok eredete

Az élő szervezet elemi alkotórésze a *sejt*. A membrán a sejtek belsejét elválasztja a külvilágtól, ugyanakkor össze is köti azzal. A biopotenciálok a sejtmembránon lejátszódó folyamatok eredményeként jönnek létre. Az alábbiakban megvizsgáljuk, milyen jelenségek játszódnak le ha különböző ionokat tartalmazó oldatok között részben vagy teljesen áteresztő membránt helyezünk el.

1.1 Semleges molekulák diffúziója

Egy nagy kamrát két azonos térfogatú kamrára osztunk celofán papírral. Az egyik kamrába 1 mól/l a másikba 0.2 mól/l koncentrációjú semleges részecskéket (urea) tartalmazó oldatot teszünk. A celofán papír átjárható mind az urea mind a víz molekulák számára, ezért az urea molekulák a nagyobb koncentrációjú helyről a kisebb koncentrációjú hely felé fognak mozogni. Ezt a mozgást diffúziós mozgásnak nevezzük. Az urea molekulák az oldatban állandó mozgásban vannak, nekiütköznek a kamrák falának. Amikor a celofán papírhoz érnek, azon át tudnak jutni. A nagyobb koncentrációjú kamrából több urea molekula fog átjutni a kisebb koncentrációjú kamrába. (Fontos megjegyezni, hogy a kisebb koncentrációjú kamrából is kerülnek át urea molekulák a nagyobb koncentrációjú kamrába.) A diffúziós folyamat addig fog tartani, amíg a két kamrában azonos koncentráció jön létre, esetünkben 0.6 mól/l. A diffúziós folyamatot Fick I. diffúziós törvénye írja le:

$$J_d = -D \frac{dC}{dx} \quad (1.1)$$

ahol J_d a diffúziós fluxus [(mól/cm²)/s egységben], D a diffúziós állandó [cm²/s egységben] és dC/dx a koncentrációs gradiens [(mól/cm³)/cm egységben]. A diffúziós konstans:

$$D = \frac{RT}{f} \quad (1.2)$$

ahol R az általános gázállandó [8.31 (J/°K)/mól], T az abszolút hőmérséklet és f a súrlódási tényező [(J/mól)(s/cm²)], amely jellemzi, milyen könnyen tud egy molekula átjutni a membránon. Ezzel

$$J_d = -\frac{RT}{f} \frac{dC}{dx} \quad (1.3)$$

A membrán falát d szélességűnek tekintve és a membránon egyenletes koncentráció gradienst feltételezve dC/dx helyébe $([C_1] - [C_2])/d$ írható, $[C_1]$ és $[C_2]$ a membrán két oldalán lévő koncentráció. Ezzel a diffúziós fluxus:

$$J_d = -P_u([C_1] - [C_2]) \quad (1.4)$$

ahol P_u (ami egyenlő D/d -vel, egysége cm/s) a membránnak az ureára vonatkozó permeabilitása.

Egy membrán permeabilitása különböző molekulákra nagyon eltérő lehet. Baktérium membrán különböző aldehid molekulákra vonatkozó permeabilitásait mutatja a T 1.1 táblázat.

Table 4.1 *Permeability of bacteria as function of chain length of seven aldehyde molecules*

Number of Carbons in Backbone	Permeability ($\times 10^{-6}$ cm/sec)
7	10.6
8	6.4
9	1.68
10	0.95
11	0.85
12	0.7
14	0.31

T 1.1 táblázat

1.2 Ozmózis nyomás

A biológiai membránok a víz molekulákat általában könnyen átértesztik (a víz molekulákra való permeabilitásuk nagy). Az 1.1. pontban vizsgált esetet analizálva észre kell vennünk, hogy a víz molekulákra nézve is jelen van a koncentrációs gradiens, hiszen kevesebb víz molekula van az egyik kamrában mint a másikban. Ennek eredményeként a víz molekulák diffundálni fognak a nagyobb koncentrációjú helyről a kisebb koncentrációjú hely felé. A víz molekulák koncentráció különbség miatti mozgását ozmózisnak nevezzük. Ha a membránnal elválasztott két kamra térfogata állandó, akkor a víz molekulák egyik kamrából a másikba történő átjutása nyomás különbséget okoz, ez pedig az ozmotikus mozgással ellentétes mozgást eredményez. A két hatás eredményeként dinamikus egyensúly áll be, az ehhez tartozó nyomás különbség értéket ozmotikus nyomásnak hívjuk. Egyfajta részecske koncentráció különbsége miatt egy membrán két oldala között kialakuló ozmotikus nyomás értékét a van't Hoff egyenletből kaphatjuk meg:

$$\pi = RT([C_1] - [C_2]) \quad (1.5)$$

ahol R az általános gázállandó $[0.082 \text{ (l)(atm)/(mól)(°K)}]$, T az abszolút hőmérséklet, C_i a koncentráció $[\text{mól/l}]$, így a nyomáskülönbséget, π -t atmoszférában kapjuk. A nyomáskülönbséget leíró egyenletbe a disszociált részecskék koncentrációját kell behelyettesíteni, például 1 mM koncentrációjú NaCl 2 mM ozmotikusan aktív részecskét jelent (a Na és a Cl is oldódik a vízben).

Figyelembe kell azonban venni, hogy különbség lehet az oldat aktivitása és koncentrációja között. Az aktivitás az effektív koncentráció, telítetlen oldatokra az aktivitás és a koncentráció megegyezik, telített oldatokban azonban nincs teljes disszociáció, így

$$a = \Phi c \quad (1.6)$$

ahol az aktivitási együttható Φ 0 és 1 között változhat.

Példaként számítsuk ki, mekkora ozmotikus nyomás lép fel egy vörösvértest membránján ha desztillált vízbe kerül. A vörösvértest citoplazmája különféle sóoldatokat tartalmaz, melyeknek koncentrációja kb. 0.165 M. Ennek alapján 25 °C hőmérsékleten a nyomáskülönbség:

$$\pi = RT([C_1] - [C_2]) = 0.082 \cdot 298 \cdot (0.165 - 0) = 4 \text{ atm.} \quad (1.7)$$

A vörösvértest membránja ezt a nyomáskülönbséget nem bírja el, desztillált vízbe kerülve egy darabig a sejt térfogat növekedni fog majd a sejtmembrán szétszakad.

1.3 Ionok vándorlása

Membránnal elválasztott két kamrába helyezünk most különböző koncentrációjú oldatokat, amelyekben töltéssel rendelkező ionok is vannak. Legyen az egyik kamrában 1 M a másikban 0.1 M koncentrációjú KCl, a membrán pedig csak a K^+ ionok számára átjárható. A kálium ionok a nagyobb koncentrációjú helyről a kisebb koncentrációjú hely felé fognak diffundálni. Jelen esetben ez együtt jár azzal, hogy a membrán két oldalán eltérő töltésű ionok jutnak túlsúlyba, a nagyobb koncentrációjú kamra negatívabbá válik, elektromos erőter alakul ki. A diffúzió előrehaladtával az elektromos tér egyre erősebb lesz, ez pedig a koncentrációkülönbségből adódó ion mozgással ellentétes mozgást eredményez. A dinamikus egyensúly akkor áll be, amikor a koncentrációkülönbségből adódó áramlás megegyezik az elektromos erőter miatti ellentétes irányú áramlással. Hangsúlyozni kell, hogy az egyensúly beálltához kevés ion átáramlása elegendő, mivel a membrán kapacitása kicsi.

A potenciálkülönbség miatt fellépő ionvándorlást az alábbi összefüggéssel adhatjuk meg:

$$J_e = -\frac{dV}{dx}(zCF)\frac{1}{f} \quad (1.8)$$

ahol z az adott ion vegyértéke, C az ionok koncentrációja, F a Faraday állandó (96500 C/mól) és f az 1.1 pontban megismert sűrűlási tényező, dV/dx az elektromos térerősség. (Más megközelítésben zCF az egységnyi térfogatban lévő töltések száma és $1/f$ a membrán vezetőképessége.) Egyensúly esetén a J_d diffúziós és J_e elektromos fluxus megegyezik:

$$-\frac{RT}{f} \frac{dC}{dx} = \frac{dV}{dx}(zCF)\frac{1}{f} \quad (1.9)$$

átrendezve:

$$dV = -\frac{RT}{zF} \frac{dC}{C} \quad (1.10)$$

Mindkét oldalt integrálva:

$$V_1 - V_2 = -\frac{RT}{zF} \ln \frac{C_1}{C_2} \quad (1.11)$$

Behelyettesítve R , z , F értékeit szobahőmérsékleten ($T = 298 \text{ °K}$):

$$V_1 - V_2 = (-58 \text{ mV}) \log \frac{C_1}{C_2} \quad (1.12)$$

Ezt az összefüggést Nernst-egyenletnek nevezzük.

Az f sűrűlási tényező helyett szokás a μ ion mobilitást használni:

$$\mu = \frac{DF}{RT} \quad (1.13)$$

ahol μ az egy vegyértékű ion mobilitása [(cm/s)(V/cm)], R az általános gázállandó, T az abszolút hőmérséklet és F a Faraday állandó. Egy ion mobilitása megadja, hogy milyen gyorsan tud mozogni egy anyagon keresztül adott elektromos erőtér hatására. Az ionok mobilitása és a membrán súrlódási tényezője között fordított arányosság van:

$$\mu = \frac{F}{f} \quad (1.14)$$

Néhány ion mobilitását a T 1.2 táblázat tartalmazza.

Table 4.2 *Mobilities of ions at infinite dilution with water [(cm/s)/(V/cm)] from Bull*

Cation	Mobility	Anion	Mobility
H ⁺	36. × 10 ⁻⁴	OH ⁻	20.5 × 10 ⁻⁴
Cs ⁺	8.0 × 10 ⁻⁴	Br ⁻	8.1 × 10 ⁻⁴
K ⁺	7.61 × 10 ⁻⁴	I ⁻	8.0 × 10 ⁻⁴
NH ₄ ⁺	7.6 × 10 ⁻⁴	Cl ⁻	7.9 × 10 ⁻⁴
Na ⁺	5.2 × 10 ⁻⁴	NO ₃ ⁻	7.4 × 10 ⁻⁴
Li ⁺	4.0 × 10 ⁻⁴	CH ₃ COO ⁻	4.3 × 10 ⁻⁴
Ca ²⁺	6.2 × 10 ⁻⁴	SO ₄ ⁻	8.3 × 10 ⁻⁴

T 1.2 táblázat

Vizsgáljuk meg azt az esetet, amikor a membrán nemcsak egy hanem több ion számára is átjárható. Tételizzük fel, hogy a két egyforma méretű kamra közül az egyikben 0.1 M a másikban 0.02 M koncentrációjú HCl van egymástól papír szűrővel elválasztva. A papír szűrő mind a H⁺ mind a Cl⁻ ionok számára átjárható. Mind a hidrogén mind a klór ionok a nagyobb koncentrációjú kamrából a kisebb koncentrációjú kamra felé fognak diffundálni, a folyamat végén mindkét kamrában egyaránt 0.06 M koncentrációjú HCl lesz és nem lesz a membránon potenciálkülönbség.

A diffúziós folyamat kezdetén azonban kialakul a membránon feszültségkülönbség. Mivel a hidrogén ionok mobilitása sokkal nagyobb mint a klór ionok mobilitása, ezért adott idő alatt a membrán nagyobb koncentrációjú oldalán levő ionok közül a hidrogén ionok messzebbre jutnak a membránon belül mint a klór ionok. Így elektromos erőtér fog kialakulni, a kezdetben kisebb koncentrációjú kamra pozitívabb lesz mint a másik kamra. Ez az erőtér lassítani fogja a hidrogén és gyorsítani fogja a klór ionok diffúzióját. Ezt az erőteret diffúziós erőternek hívjuk. A diffúziós erőtér segíteni fogja, hogy a hidrogén és a klór ionok diffúziója közel egyenlő legyen. Az erőtér:

$$V_1 - V_2 = \frac{\mu_a - \mu_c}{\mu_a + \mu_c} 58 \log \frac{C_1}{C_2} \quad (1.15)$$

ahol μ_a és μ_c az anionok és kationok mobilitása, C_1 és C_2 pedig a két kamrában levő kiindulási koncentráció. Mind az anionok mind a kationok diffúziója a membránon keresztül folyamatos, így a koncentráció és ennek eredményeként a diffúziós potenciál is változni fog. Ha a diffúziós fluxus a kamrák méretéhez képest elhanyagolható, akkor a diffúziós potenciál nagyon lassan változik.

A biológiai membránok általában átjárhatók az anionok és kationok többsége számára, de permeabilitásuk a különböző ionokkal szemben eltérő. Követve az eddigi gondolatmenetet eljuthatunk a Goldman egyenlethez, amelyik megadja egy membrán két oldala között kialakuló feszültséget, ha a membrán több ion számára is átjárható. A sejtek esetében három ion meghatározó, a nátrium, a kálium és a klór.

$$V_1 - V_2 = -58 \log \frac{P_{\text{Na}}[\text{Na}]_1 + P_{\text{K}}[\text{K}]_1 + P_{\text{Cl}}[\text{Cl}]_2}{P_{\text{Na}}[\text{Na}]_2 + P_{\text{K}}[\text{K}]_2 + P_{\text{Cl}}[\text{Cl}]_1} \quad (1.16)$$

ahol P_X az X ionra vonatkozó permeabilitás, $[X]_1$ ill. $[X]_2$ az X ion koncentrációja az 1 ill. a 2 kamrában.

2. Elektrodok biopotenciálok mérésére

2.1 A fél-cella potenciál

Az élő szervezetben ionok vándorlása folyik. Az élő szervezet elektromos jeleit feldolgozó készülékekben az áram elektronos vezetést jelent. *Az elektrodok feladata az ion áram elektron árammá való átalakítása.*

Ha fémeket elektrolitba merítünk, akkor a határfelületen potenciálkülönbség alakul ki, amit fél-cella potenciálnak hívnak. Néhány fém esetére a fél-cella potenciálokat a T 2.1 táblázat mutatja.

TABLE 1 Electrode Potentials (E^0 values) for Commonly Used Materials in Electrodes

Metal and Reaction	Potential ($E_{25^\circ\text{C}}^0$) (V)	Temperature Coefficient (mV/°C)
$\text{Al} = \text{Al}^{3+} + 3e^-$	-1.662	+1.375
$\text{Zn} = \text{Zn}^{2+} + 2e^-$	-0.7628	+0.962
$\text{Zn(Hg)} = \text{Zn}^{2+} + \text{Hg} + 2e^-$	-0.7627	—
$\text{Cr} = \text{Cr}^{3+} + 3e^-$	-0.744	+1.339
$\text{Fe} = \text{Fe}^{2+} + 2e^-$	-0.4402	+0.923
$\text{Cd} = \text{Cd}^{2+} + 2e^-$	-0.4029	+0.778
$\text{Ni} = \text{Ni}^{2+} + 2e^-$	-0.250	+0.93
$\text{Pb} = \text{Pb}^{2+} + 2e^-$	-0.126	+0.420
$\text{Pt(H}_2\text{)H}^+$	0	—
$\text{Ag} + \text{Cl}^- = \text{AgCl} + e^-$	+0.2225	+0.213
$\text{Cu} = \text{Cu}^{2+} + 2e^-$	+0.337	+0.879
$\text{Cu} = \text{Cu}^+ + e^-$	+0.521	+0.813
$2 \text{Hg} = \text{Hg}_2^{2+} + 2e^-$	+0.788	—
$\text{Ag} = \text{Ag}^+ + e^-$	+0.7991	-0.129
$\text{Pt} = \text{Pt}^{2+} + 2e^-$	+1.2 approx.	—
$\text{Au} = \text{Au}^{3+} + 3e^-$	+1.498	—
$\text{Au} = \text{Au}^+ + e^-$	+1.691	—

Source: A. J. de Bethune, in *Handbook of Electrochemistry*. C. A. Hampel (ed.). Reinhold, New York, 1964.

T 2.1 táblázat

Ha fémeket merítünk elektrolitba, akkor a határfelület környezetében megváltozik a töltések eloszlása. Különböző modellek léteznek ennek leírására, ld. Á 2.1 ábra.

A fél-cella potenciál közvetlenül nem mérhető meg. Ha a méréshez az elektrolitba fémes vezetőt helyezünk, akkor az itt létrejövő határfelületen is kialakul egy fél-cella potenciál. Két azonos fém ugyanabba az elektrolitba helyezve az azonos fél-cella potenciálok miatt a fémek között nulla feszültséget kellene kapnunk. Az Á 2.2 és Á 2.3 ábrák mutatják, hogy két azonos fém sóoldatba merítve a két fém között milyen potenciálkülönbség mérhető.

Látható, hogy az elektrodok zaját az idegen fém szennyeződés jelentősen megnöveli.

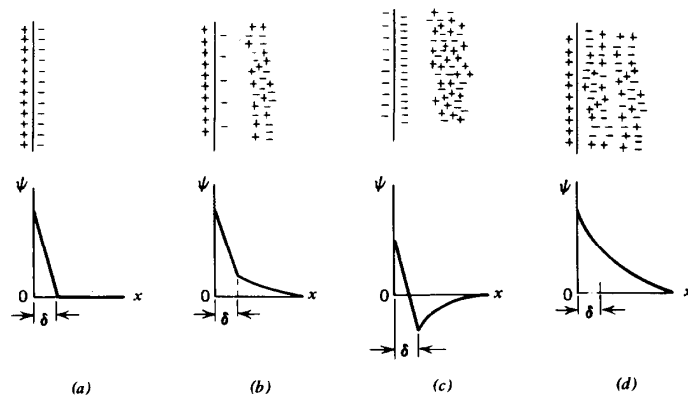


Figure 1 Various configurations of charge distribution and potentials at an electrode-electrolyte interface; (a) Helmholtz (1879), (b) Gouy (1910), (c) Stern (1924), (d) pure Gouy.

Á 2.1 ábra

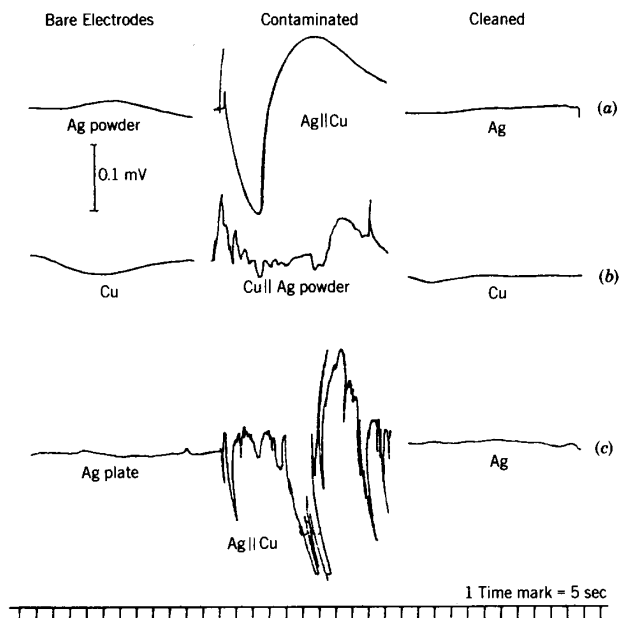


Figure 4 Noise recordings of electrode pairs in saline: (left) bare, (center) one electrode with contaminant, and (right) with the contaminant removed (cleaned) (a) Copper electrodes coated with silver powder; copper contaminant introduced by removing a small area of the powder. (b) Copper electrodes; silver powder contaminant. (c) Silver plated on copper; copper contaminant introduced by removing a small area of silver plate.

Á 2.2 ábra

A klórral bevont ezüst elektródot D'Arsonval vezette be 1880-ban. A helytelenül nem-polarizálhatónak nevezett elektród esetében is kialakul fél-cella potenciál, ez azonban nagyon stabil, így két azonos elektród használata esetén a nyugalmi különbségi feszültség kicsi. Az Á 2.3 ábrán látható, milyen hatása van, ha a fém elektród felületére klór bevontat viszünk fel. Az (a) ábra a tiszta ezüst elektródok között mérhető zajfeszültséget mutatja, a (b) ábrán a vékony klór bevontat által előidézett javulást figyelhetjük meg. A klór bevontat lekaparva a zajfeszültség ismét megjelenik, ld. (c). Az elektródokat elektromos árammal tisztítva (az oldathoz képest 3 V-

os negatív feszültséget 3 percig ráadva az elektródokra) a zaj jelentősen lecsökken, a legjobb eredményt (e) pedig az elektromos tisztítást követő vékony klór bevonat kialakítása után kapjuk. Az (f) ábra az elektród párhoz kapcsolódó erősítő saját zaját mutatja bemeneti szakadás vagy rövidzár mellett.

Az elektród párok zajának csökkentésére általánosan alkalmazott módszer, hogy azokat hosszú időre (órákig) rövidre zárjuk.

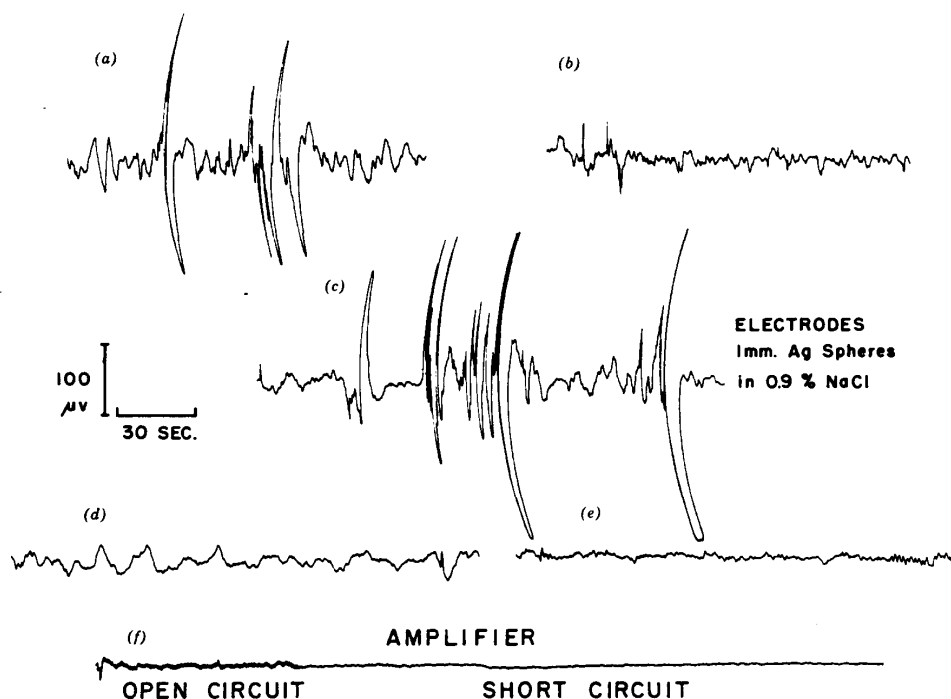


Figure 6 Electrode noise.

Á 2.3 ábra

2.2 Elektródok modellezése

Az elektród-elektrolit határfelületen a töltések megosztása következik be, ez kapacitív tulajdonság. A “fegyverzetek” közti távolság kicsi, az egységnyi felületre eső kapacitás nagy, a felépítés hasonló a nagy fajlagos kapacitású elektrolit kondenzátorokéhoz. Az elektród-elektrolit átmenet modellezésére Warburg soros RC tagot javasolt. Az Á 2.4 ábra arra a gyakori esetre vonatkozik, amikor a bioelektromos jelet egy elektród párt alkalmazva mérjük. Az ábrán a javasolt helyettesítő képet és az elektródok közt mérhető impedancia frekvenciafüggését láthatjuk.

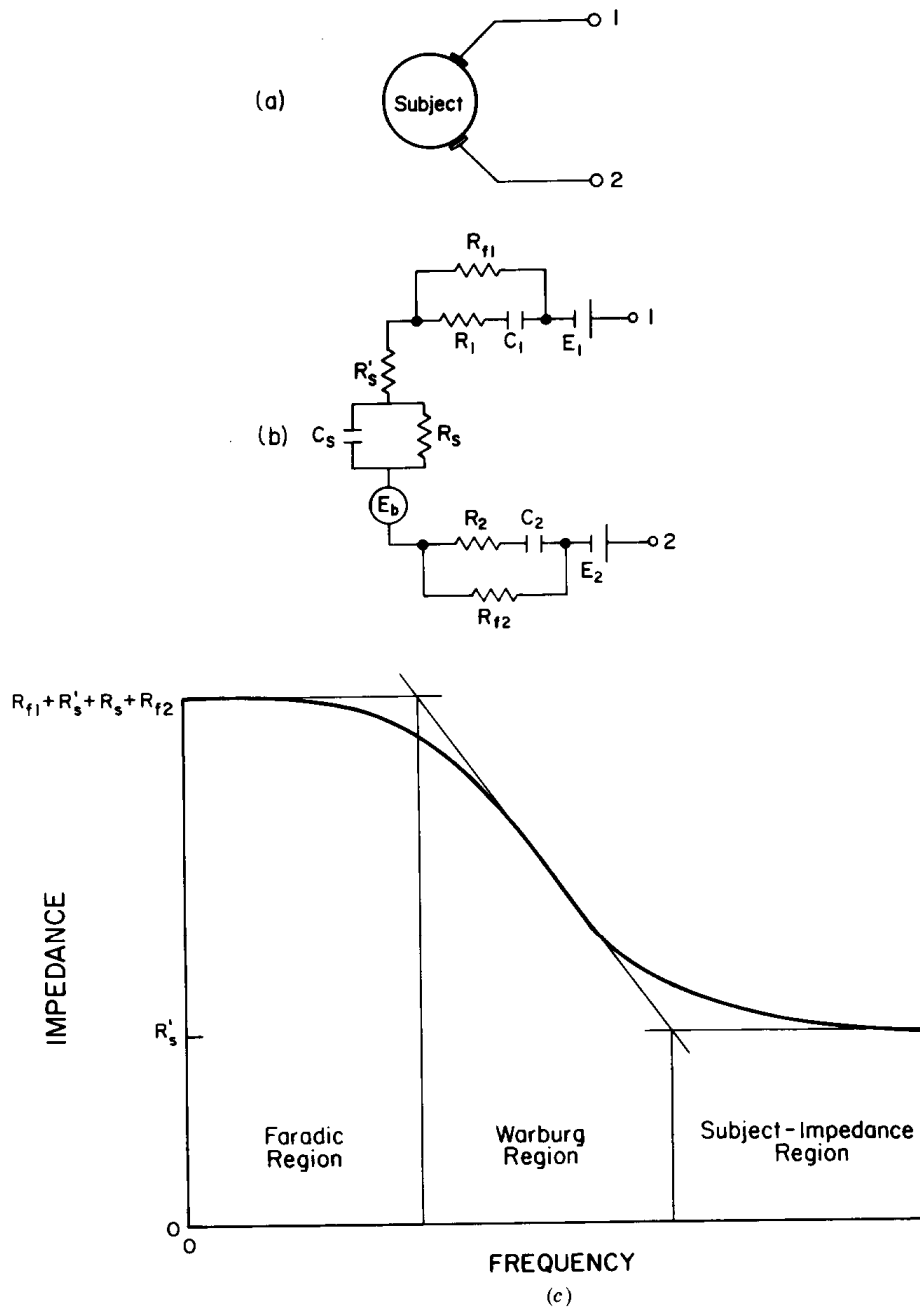


Figure 17 (a) Electrolyte-coated electrodes on a subject; (b) approximate equivalent circuit; (c) typical impedance-frequency characteristic.

Á 2.4 ábra

A felületegységre eső ellenállás és kapacitás értéke függ a frekvenciától és az áramsűrűségtől is. Az Á 2.5 és Á 2.6 ábrák ezt rozsdamentes acél elektródokra mutatják. A frekvencia növekedésével a felületegységre eső kapacitás és ellenállás csökken. Nagyobb áramsűrűségeknel a fajlagos kapacitás nő, a fajlagos ellenállás pedig csökken.

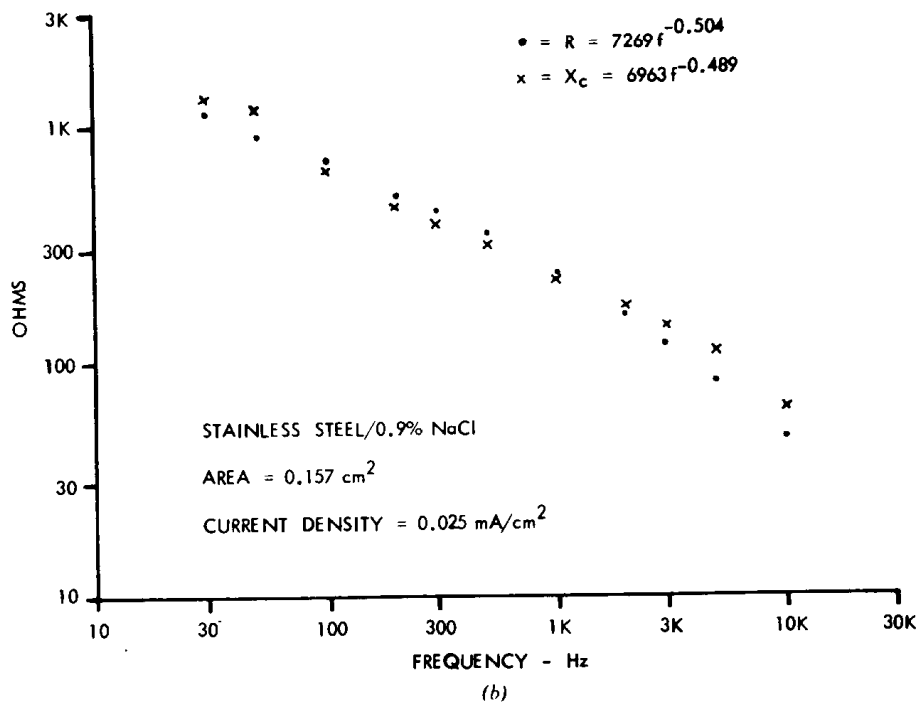
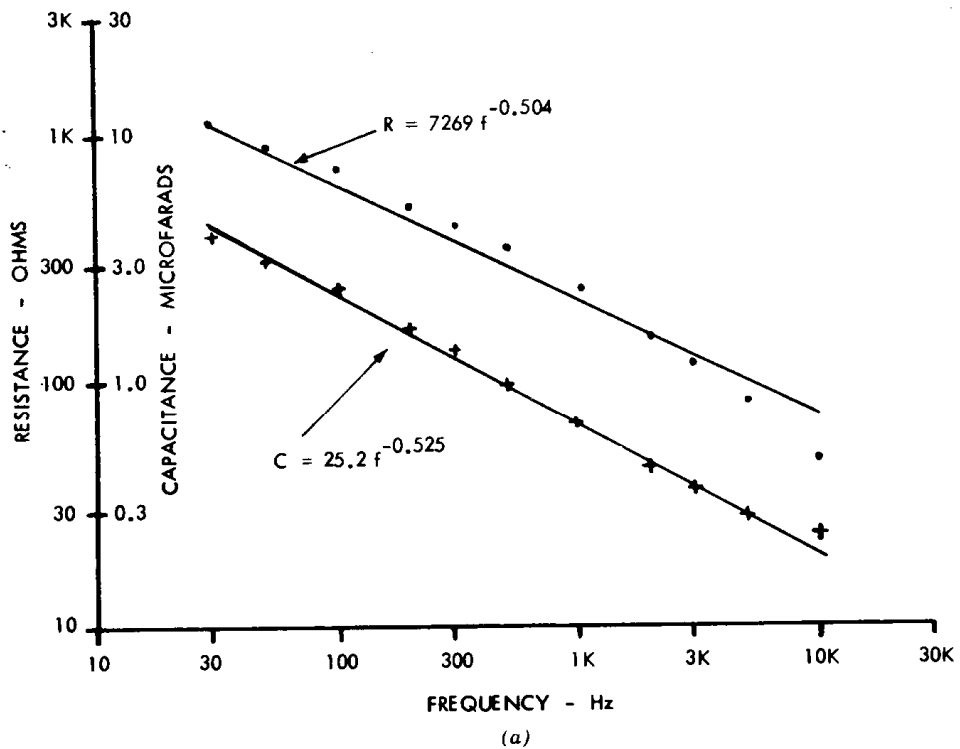


Figure 12 Stainless steel 0.9% saline electrode-electrolyte interface measured with a current density of 0.025 mA/cm^2 over a frequency range from 20 Hz to 20 kHz. (a) Series-equivalent resistance R and capacitance C ; (b) series-equivalent resistance R and reactance $X = \frac{1}{2} \pi f C$. [From L. A. Geddes et al., *Med. Biol. Eng.* 9:511-521 (1971). By permission.]

Á 2.5 ábra

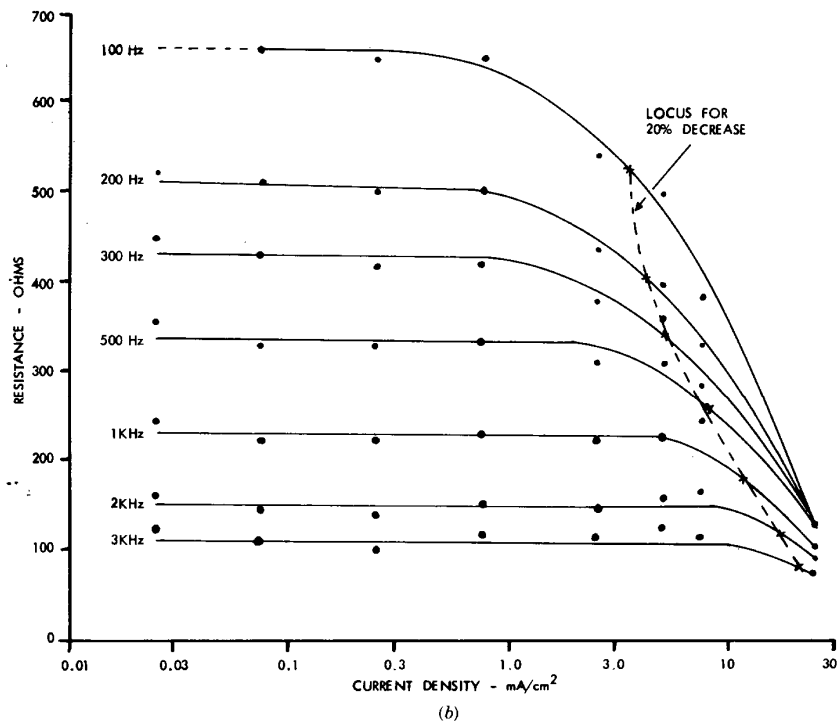


Figure 13 (Continued)

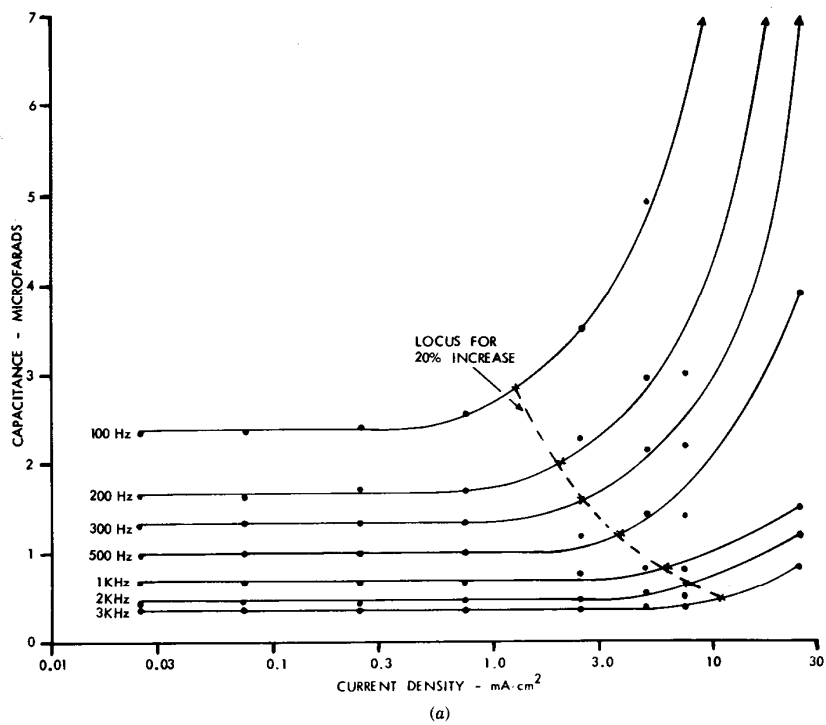


Figure 13 Dependence of (a) the series-equivalent capacitance and (b) the series-equivalent resistance on current density and frequency; stainless steel electrode (0.157 cm²) in contact with 0.9% saline. [From L. A. Geddes et al., *Med. Biol. Eng.* 9:511-521 (1971). By permission.]

Á 2.6 ábra

A bőr egyes rétegei láthatók az Á 2.7 ábrán, az Á 2.8 ábra pedig a testfelületre helyezett elektród esetére ad egy lehetséges helyettesítő képet.

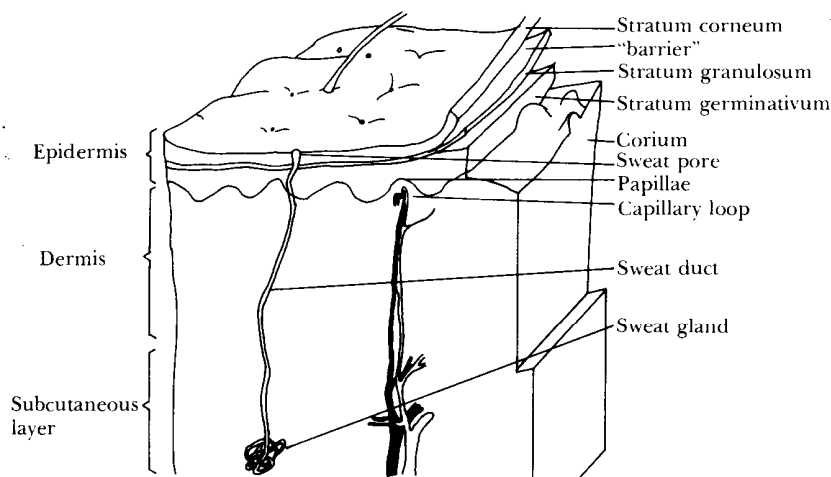


Figure 5.11 Magnified section of skin, showing the various layers (Copyright © 1977 by The Institute of Electrical and Electronics Engineers. Reprinted, with permission, from *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, March 1977, vol. BME-24, no. 2, pp. 134–139.)

Á 2.7 ábra

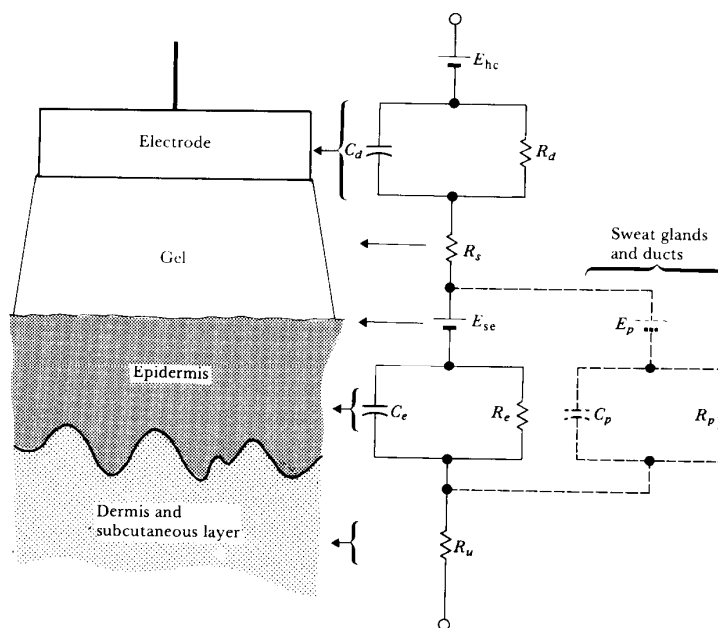


Figure 5.12 A body-surface electrode is placed against skin, showing the total electrical equivalent circuit obtained in this situation. Each circuit element on the right is at approximately the same level at which the physical process that it represents would be in the left-hand diagram.

Á 2.8 ábra

2.3 Elektród polarizáció

Ha két elektródot használunk biopotenciálok mérésére, akkor a rajtuk átfolyó áram polarizációs túlfeszültséget hoz létre:

$$V_p = V(i) - V(0) \quad (2.1)$$

ahol V_p a polarizációs túlfeszültség, $V(i)$ a fél-cella potenciálok különbsége ha i áram folyik, $V(0)$ a fél-cella potenciálok különbsége, ha nem folyik áram. A gyakorlatban használt elektródok az alábbi két ideális esethez közeli tulajdonságot mutatnak.

- $V_p = 0$. Az ilyen elektródot nem-polarizálható vagy reverzibilis elektródnak hívjuk, legjobban az ezüst-ezüstklorid és a kalomel elektródok közelítik meg. Ezen elektródok esetében a kiváláshoz illetve oldódáshoz szükséges energiaszint alacsony, az elektród-elektrolit interfészen nagy áramsűrűség érhető el.
- $V_p = V_{\text{külső}}$. Az ilyen elektródot polarizálható vagy irreverzibilis elektródnak hívjuk, legjobban a platina elektród közelíti meg. Ha egy ilyen elektród párra külső egyenfeszültséget adunk, nem folyik közöttük áram, a külső feszültség az elektród-elektrolit határon esik megváltoztatva a kiváláshoz és oldódáshoz szükséges energiaszinteket. Váltakozófeszültséget alkalmazva folyik áram az elektródok között ami ezen elektródok kapacitív jellegét mutatja.

A gyakorlatban használható elektródok esetében a polarizációs túlfeszültség három részből tevődik össze: $V_p = V_r + V_k + V_a$

Az indexek az ohmos (rezisztív, r), koncentrációs (k) és az aktivációs energia szintek megváltozása miatti (a) túlfeszültségekre utalnak.

Ohmos túlfeszültség

Minden elektród-elektrolit határfelület véges impedanciájú. Az impedancia nem tisztán ohmos és függ az áram irányától és sűrűségétől. Értéke az elektród felületének növelésével csökkenthető. Az ún. szinterezéshez az ezüstöt granulálják majd ezüstporral és klorid sóval keverik. Az így létrejött keveréket hevítik és ezüst szálra préselik. Ez nagy határfelületet eredményez az ezüst és az ezüstklorid között.

Hasonló módszer a platina elektródoknál is használható. Platina reszeléket préselnek vékony platina lemezre. A reszelék olyan kis szemcsékből áll, hogy a ráeső fény nem verődik vissza, így az elektród feketének látszik.

Egyszerű, de az orvostechikai gyakorlatban általában nem alkalmazható megoldás a felület növelésére az elektród méretének növelése.

Koncentrációs túlfeszültség

Az elektrolitban kialakuló koncentráció eloszlást a fém elektród bementése megváltoztatja. Ha áram folyik az elektródokon, ez a koncentráció eloszlás módosul és ezért megváltozik az elektródok közti potenciálkülönbség is. Ezt szemlélteti az Á 2.9 ábra.

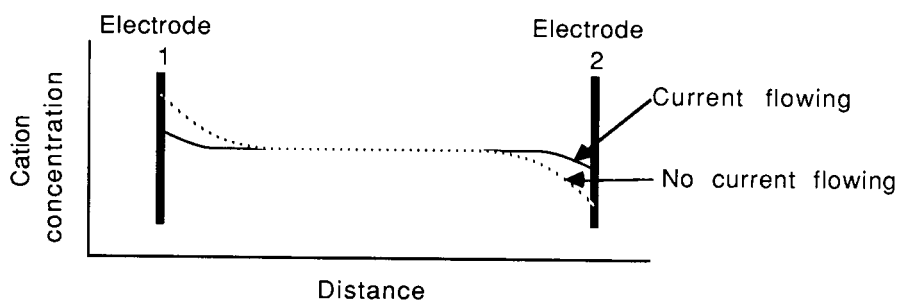


Figure 7.6 Variation in local concentrations as current is passed by an electrode pair through an ionic solution.

Á 2.9 ábra

Aktivációs energia szintek megváltozásából eredő túlfeszültség

A kiváláshoz és az oldódáshoz szükséges aktivációs energia szintek határozzák meg mekkora áram folyhat az elektród-elektrolit határfelületen. Ezeket az energia szinteket módosítja a külső feszültség (ld. Á 2.10 ábra). Az aktivációs energia szintek megváltozása a polarizációs túlfeszültség döntő oka.

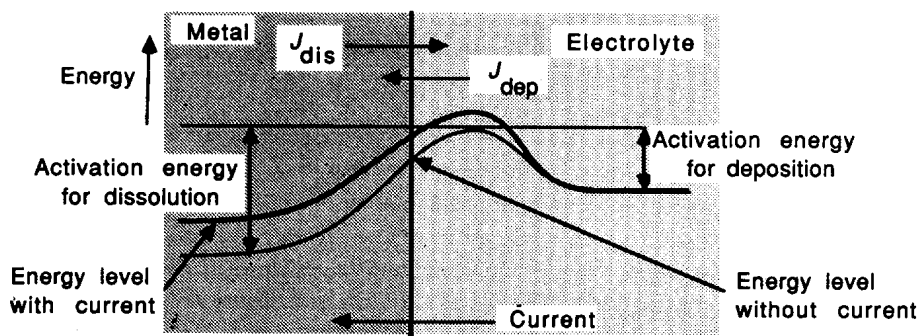


Figure 7.7 Variation in activation energies with electrical current.

Á 2.10 ábra

2.4 Elektród típusok (makró elektródok)

Ezüst-ezüstklorid elektród

Az ezüst-ezüstklorid elektród a legelterjedtebben használt típus. Az ionos-elektronos áram közötti interfész az elektródon belül van (ld. Á 2.11 ábra) így a fél-cella potenciál stabil és a zaj kicsi. Ez az elektród nagyon jól közelíti az ideális nem polarizálható elektródot így egyenfeszültség mérésére is alkalmazható. További előnye a viszonylagosan egyszerű elkészíthetősége. Az elektród impedanciájának egy adott klorid bevonat vastagságnál minimuma van. Ha az elektródon áram folyik keresztül, akkor a pozitív elektródon klór válik ki, a negatív elektródról viszont klór oldódik be. Ennek eredményeként az elektród elektromos jellemzői megváltoznak, a klór réteg vékonyodásával polarizálhatóvá kezd válni. A kis zajhoz nagy tisztaságú ezüstöt (99.99 - 99.999 %) kell alkalmazni.

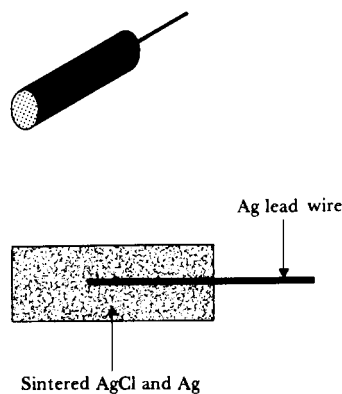


Figure 5.5 Sintered Ag-AgCl electrode

Á 2.11 ábra

Az ezüst-ezüstklorid elektród fényérzékeny, ld. Á 2.12 ábra.

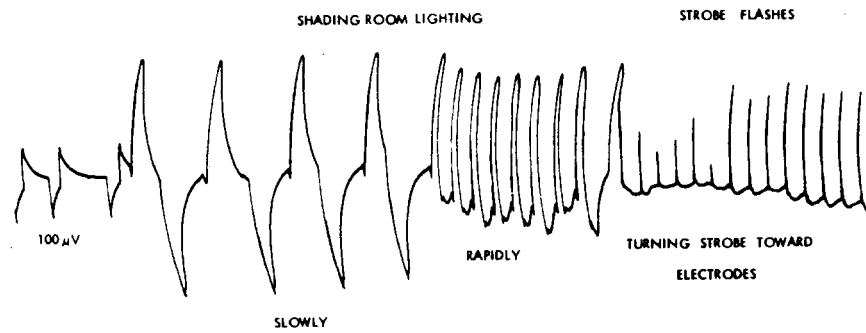


Figure 7 The photosensitivity of a pair of chlorided silver electrodes in 0.9% saline in a lighted room. After the $100\ \mu\text{V}$ calibration, the electrodes were shaded and exposed to light by slowly and rapidly casting a shadow on them by placing the hand above them. Then the light from a flashing stroboscope was directed toward the electrodes to evoke a similar photovoltaic effect due to the action of light on the electrode–electrolyte double layer of charge. [From L. A. Geddes, *Am. J. EEG Technol.* **13**:195–203 1973. By permission.]

Á 2.12 ábra

A süllyesztett elektródok kellő árnyékolást biztosítanak. Egyszer- és többször használható felületi elektród típusokat mutat az Á 2.13 ábra.

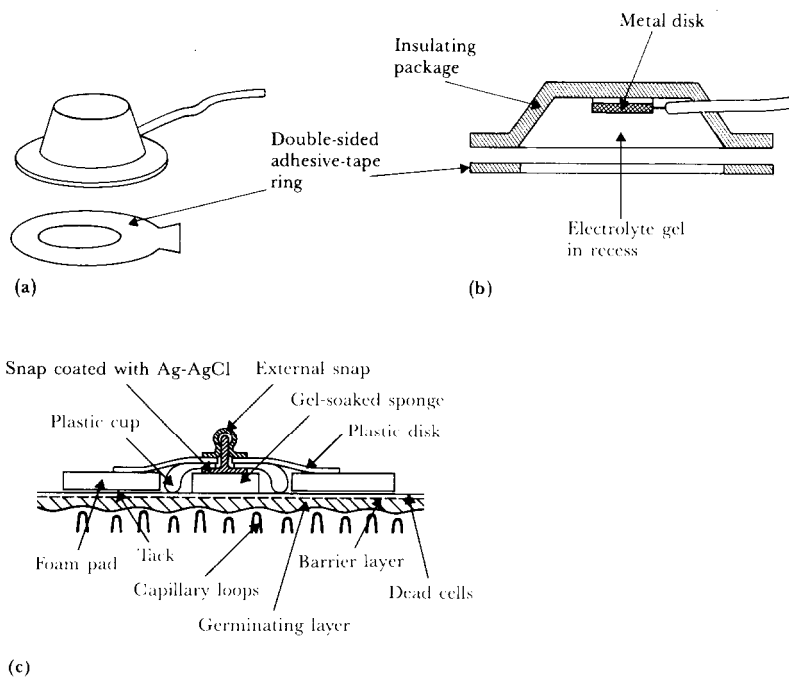


Figure 5.16 Examples of floating metal body-surface electrodes (a) Recessed electrode with top-hat structure. (b) Cross-sectional view of the electrode in (a). (c) Cross-sectional view of a disposable recessed electrode of the same general structure shown in Figure 5.14(c). The recess in this electrode is formed from an open foam disk, saturated with electrolyte gel and placed over the metal electrode.

Á 2.13 ábra

Platina elektród

A platina esetében a kiváláshoz és oldódáshoz szükséges aktivációs energia szintek nagyon magasak, platinából szinte ideális polarizálható elektród készíthető.

Rozsdamentes acél elektród

Egyszerű és olcsó, könnyen sterilizálható így többször felhasználható. A testfelületre való tapadást szívóhatással megoldó változatot mutatja az Á 2.14 ábra.

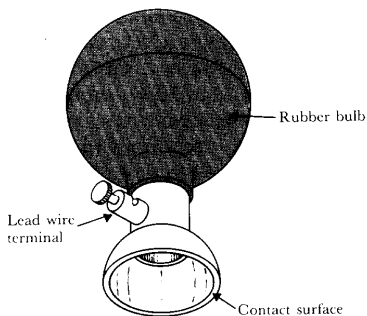


Figure 5.15 A metallic suction electrode is often used as a precordial electrode on clinical electrocardiographs.

Á 2.14 ábra

Aktív elektród

A testfelülethez kapacitív úton kapcsolódnak, egy lehetséges felépítést mutat az Á 2.15 ábra. Az elektród-készülék közti vezeték meghajtása kis impedanciával történik, ez a zajokkal szembeni immunitást növeli. A kapacitív jelleg miatt csak váltakozó feszültség mérhető, az alsó határfrekvencia azonban a nagy bemeneti impedancia eredményeként egészen kis érték is lehet, a 0.005 Hz elérhető.

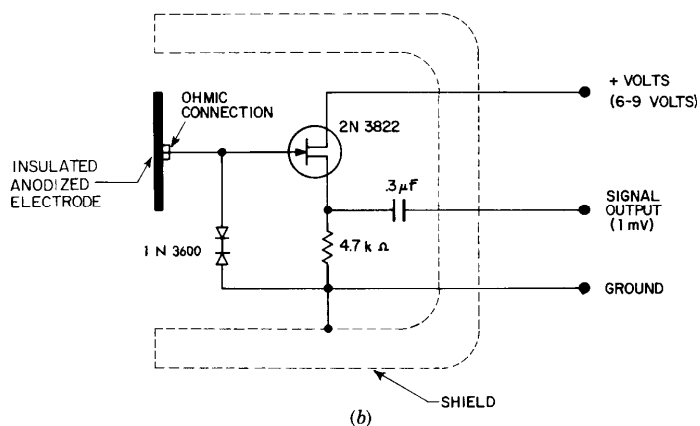
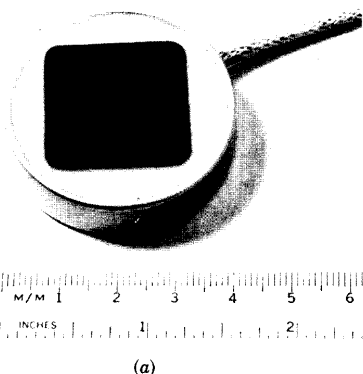


Figure 39 Insulated electrodes. (a) Richardson's insulated electrodes; (b) source-follower circuit for use with the insulated electrode. (Courtesy of P. C. Richardson, personal communication, 1969.)

Á 2.15 ábra

Tűelektródok

Ha a szervezeten belüli pontok elektromos aktivitását kell vizsgálni, akkor a felületi elektródok nem mindig nyújtanak megfelelő hozzáférést. Különösen az elektromiográfiás felvételeknél fordul elő, hogy izomba kell elektródokat behelyezni. Erre mutat megoldásokat az Á 2.16 ábra.

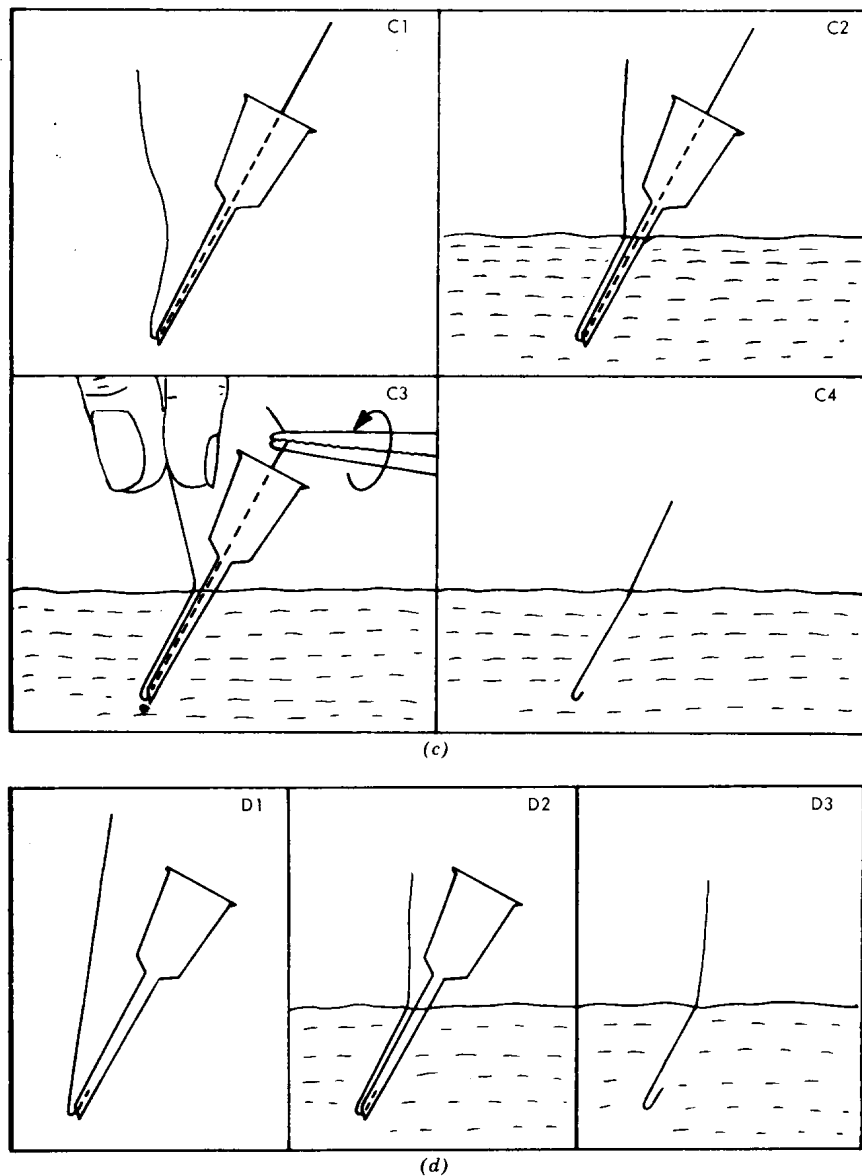


Figure 44c, d (c) Scott's electrode. (d) Parker's electrode.

Á 2.16 ábra

Az agy egyes területeihez való közvetlen hozzáférést biztosító megoldás az Á 2.17 ábrán látható.

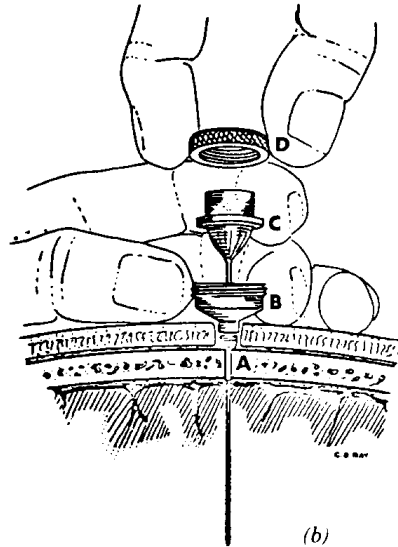
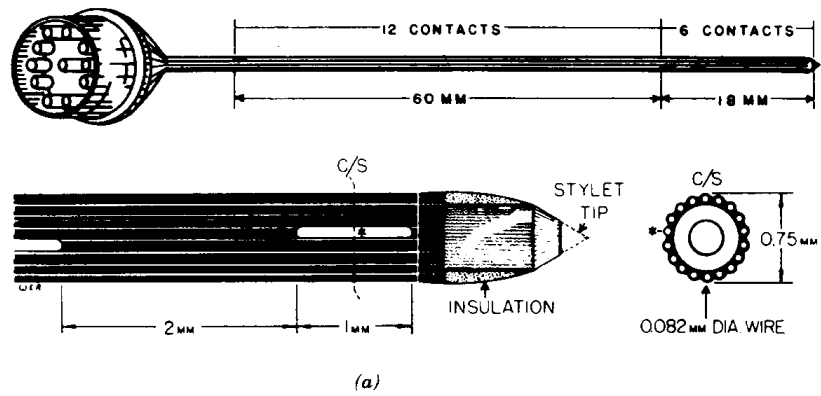


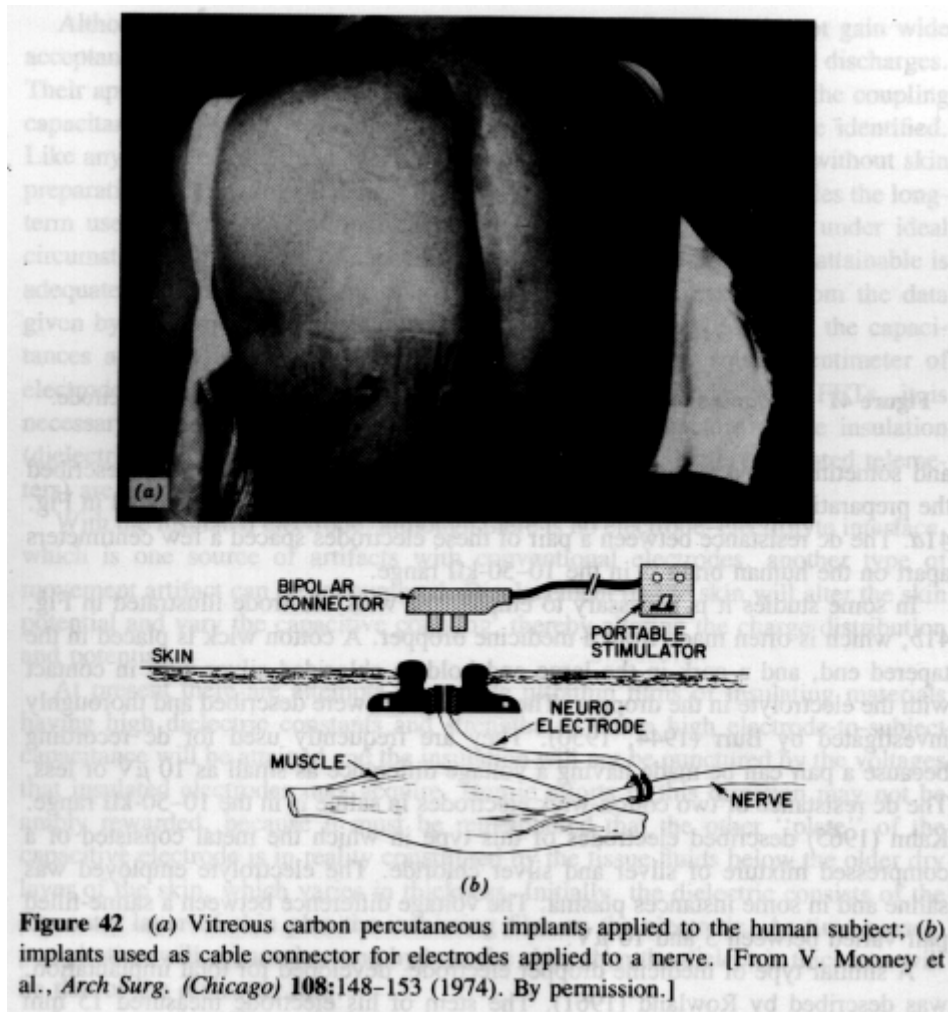
Figure 43 (a) Delgado's depth electrode; (b) method of insertion. [From J. M. R. Delgado, *EEG Clin. Neurophysiol.* 7:637-644 (1955). By permission.] (c) Ray's depth electrode (now available from Medical Applications Dept. 249, IBM Corp., Rochester, Minnesota). (d) method of insertion. [From C. D. Ray, *J. Neurosurg.* 24:911-921 (1966). By permission.]

Á 2.17 ábra

Hosszabb időn keresztül szükséges stimulálás céljára beültetett elektródot mutat az Á 2.18 ábra.

Speciális megoldások

Eredetileg úrhajósok állapotának figyelésére fejlesztettek spray formában a bőrre felvihető elektródot. Ennek hátránya, hogy a bőr természetes légzését gátolja.



Á 2.18 ábra

2.5 Mikroelektródok

Sok esetben - elsősorban neurológiai vizsgálatok és kutatások során - van szükség egyetlen sejt elektromos aktivitásának vizsgálatára. Ehhez egy elektródnak a sejt belsejébe hozzá kell tudni férni. Az erre képes elektród hegyének kis méretűnek kell lennie ($0.05 \dots 10 \mu\text{m}$ átmérő) és kellően szilárdnak ahhoz, hogy a sejtmembránon át tudjon hatolni. Különböző mikroelektród típusok láthatók az Á 2.19 ábrán.

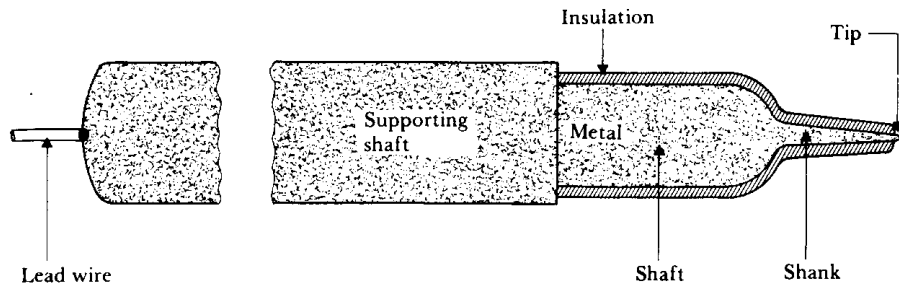


Figure 5.22 The structure of a metal microelectrode for intracellular recordings.

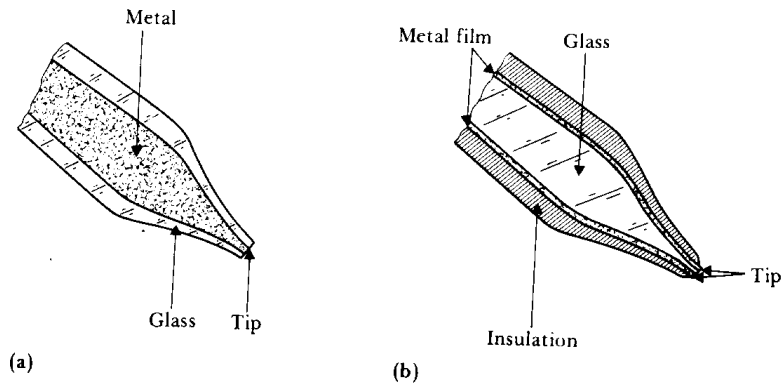


Figure 5.23 Structures of two supported metal microelectrodes (a) Metal-filled glass micropipet. (b) Glass micropipet or probe, coated with metal film.

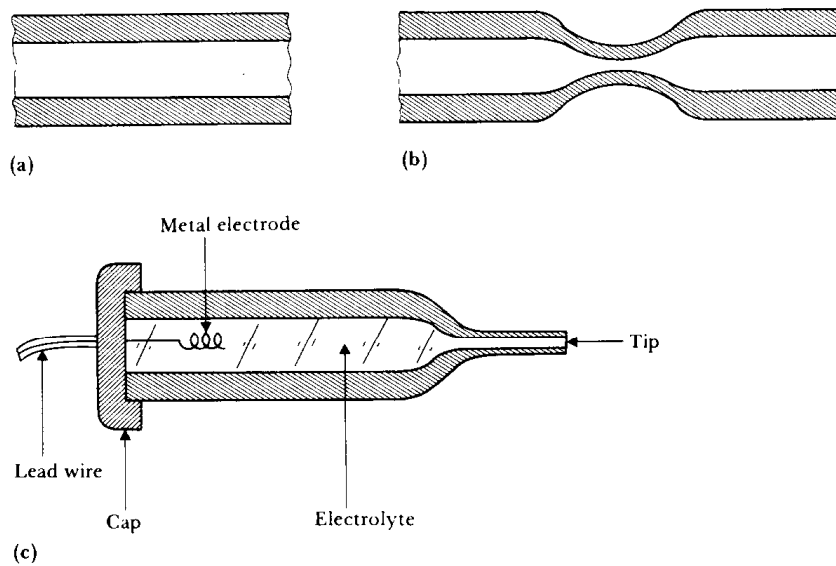


Figure 5.24 A glass micropipet electrode filled with an electrolytic solution (a) Section of fine-bore glass capillary. (b) Capillary narrowed through heating and stretching. (c) Final structure of glass-pipet microelectrode.

Á 2.19 ábra

A fém mikroelektrod egy lehetséges helyettesítő képét az Á 2.20, az üveg mikroelektrodét pedig az Á 2.21 ábra mutatja.

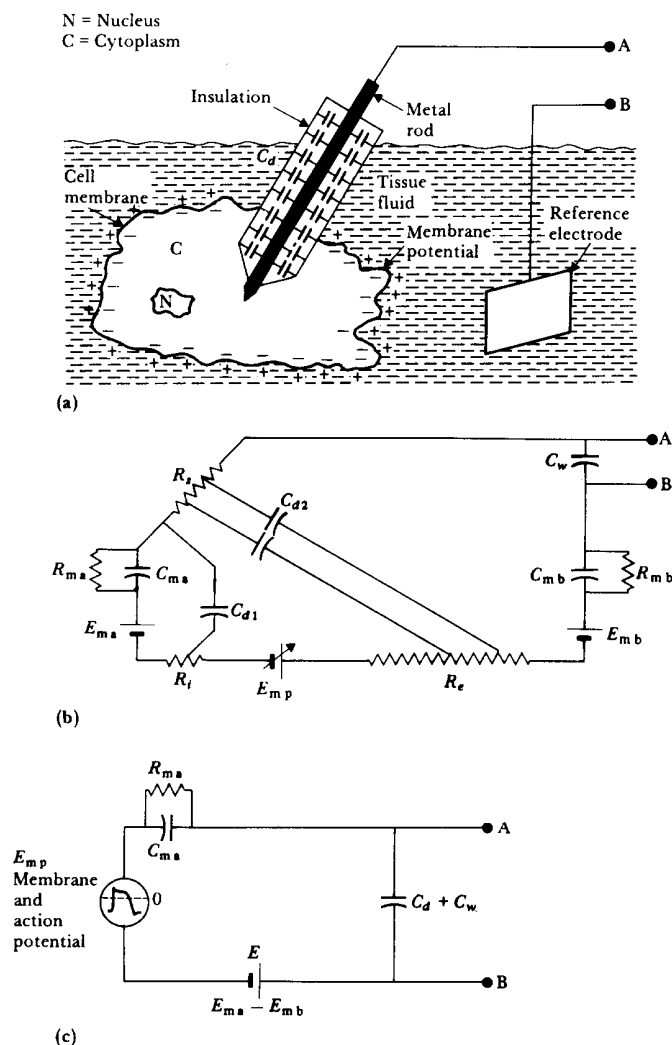


Figure 5.26 Equivalent circuit of metal microelectrode (a) Electrode with tip placed within a cell, showing origin of distributed capacitance. (b) Equivalent circuit for the situation in (a). (c) Simplified equivalent circuit. (From L. A. Geddes, *Electrodes and the Measurement of Bioelectric Events*, Wiley-Interscience, 1972. Used with permission of John Wiley and Sons, New York.)

Á 2.20 ábra

Egy mikroelektródnak csak a hegye jó vezető, a többi része szigetelőanyaggal van bevonva. Ezen szigetelés két oldalán jó vezetők helyezkednek el, az így meglévő szórt kapacitást az alábbi összefüggéssel becsülhetjük:

$$C_d = L \frac{2\pi \epsilon_r \epsilon_0}{\ln(D/d)} \quad (2.2)$$

ahol C_d a szórt kapacitások eredőjével ekvivalens koncentrált paraméterű kapacitás, ϵ_0 a vákuum, ϵ_r a szigetelő dielektromos állandója, D az elektród külső, d a belső átmérője, L az elektród szár hossza.

Az elektrolittal töltött üveg elektród ellenállása a geometriától függ. Ha az elektród hegyéhez kapcsolódó rész alakja hengeres, akkor az $R_{el} = \rho l/A$, ha kúpos felépítésű, akkor az $R_{el} = 4\rho/(\pi\Phi d)$ formulával közelíthetjük az elektród ellenállását (ρ az elektrolit fajlagos ellenállása, l a

hengeres rész hossza, A a hengeres rész keresztmetszete, d az elektród hegyének átmérője, Φ a kúposság szöge).

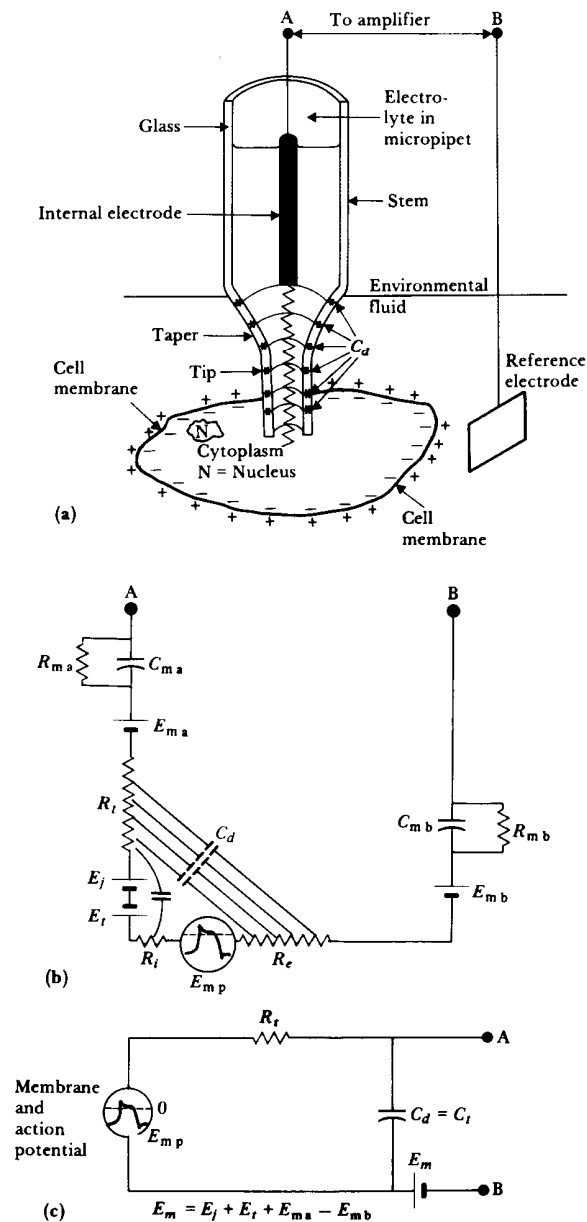


Figure 5.27 Equivalent circuit of glass micropipet microelectrode (a) Electrode with its tip placed within a cell, showing the origin of distributed capacitance. (b) Equivalent circuit for the situation in (a). (c) Simplified equivalent circuit. (From L. A. Geddes, *Electrodes and the Measurement of Bioelectric Events*, Wiley-Interscience, 1972. Used with permission of John Wiley and Sons, New York.)

Á 2.21 ábra

A mikroelektródok kicsi mérete miatt azok hegyénél szétterjedési ellenállással is számolni kell, ezt az $R_{sz} = \rho_e 2 / (4\pi d)$ képlettel közelíthetjük (ρ_e annak az elektrolitnak a fajlagos ellenállása, amelyikbe az elektródot belemerítjük, d a hegy átmérője). R_{el} szokásos értéke üveg elektródoknál 30 ... 500 M Ω , R_{sz} kb. 1 M Ω , C_{el} 1 ... 5 pF. Ezekből az értékekből adódóan a mikroelektródok átvitele aluláteresztő jellegű, néhány kHz-es törésponttal.

A mikroelektronikában használatos módszerekkel gyártott elektródok mérete nagyobb, de reprodukálható méretben és elrendezésben elektród csoportok készíthetők. Az Á 2.22 ábra néhány elektród csoportot mutat.

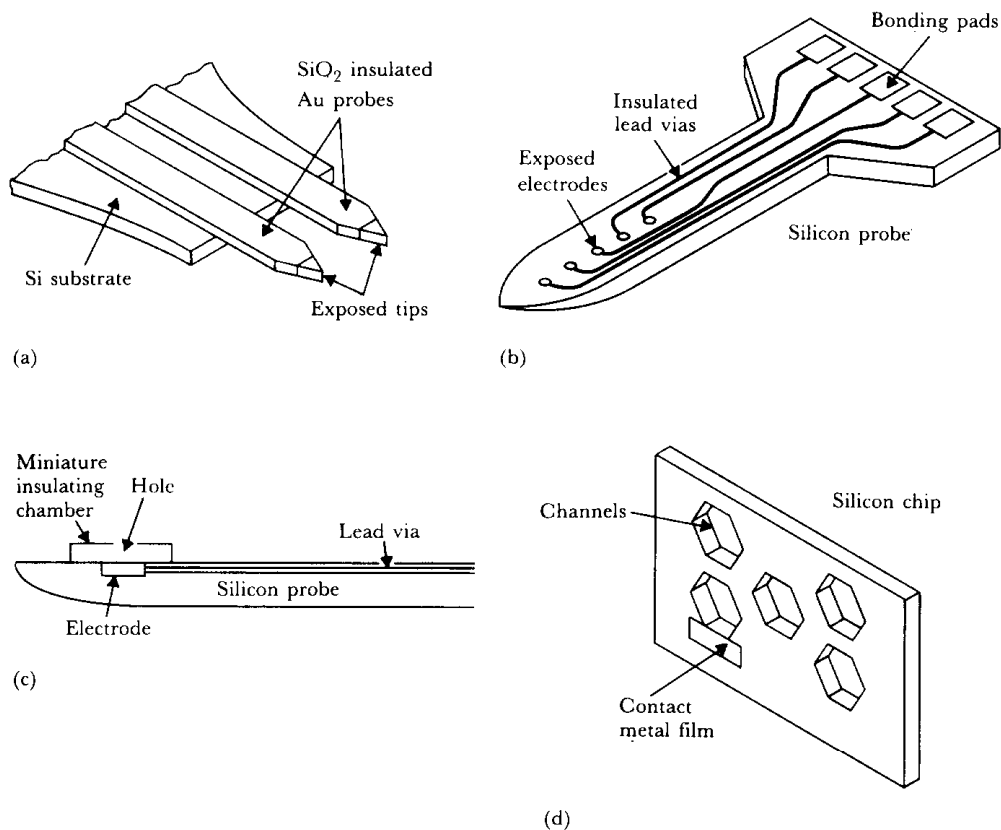


Figure 5.25 Different types of microelectrodes fabricated using microelectronic technology (a) Beam-lead multiple electrode. (Based on Figure 7 in K. D. Wise, J. B. Angell, and A. Starr, "An Integrated Circuit Approach to Extracellular Microelectrodes." Reprinted with permission from *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1970, BME-17, pp. 238–246. Copyright © 1970 by the Institute of Electrical and Electronics Engineers.) (b) Multielectrode silicon probe after Drake *et al.* (c) Multiple-chamber electrode after Prohaska *et al.* (d) Peripheral-nerve electrode based on the design of Edell.

Á 2.22 ábra

3. Kémiai érzékelők az orvostechikában

Az orvostechikában a kémiai érzékelőket az anyagcsere folyamatok vizsgálatára használjuk. Két fő típust különböztethetünk meg:

- a szövetek, a vér és a testnedvek kémiai összetételének,
- a ki- és belélegzett levegő összetételének mérésére szolgáló érzékelők.

A legtöbb kémiai érzékelő elektrokémiai cella, amelyben a mérendő mennyiségtől függ a cella feszültsége vagy a cellán átfolyó áram. Minden ilyen cellában elektród van, különféle megvalósításban. Más kémiai érzékelők a színváltozás vagy a fényelnyelés jelenségét használják ki.

A vérgáz analízis az oxigén és széndioxid parciális nyomásának (pO_2 és pCO_2) és a hidrogén ion koncentrációnak (pH) a mérését jelenti. A pH és pCO_2 mérésére szolgáló cellák kimeneti jele feszültség (potenciometriás cella) a pO_2 mérésére szolgáló celláé áram (amperometriás cella). A cellák felépítésének vizsgálata előtt kitérünk a parciális nyomásra és a folyadékban oldott gázokra vonatkozó törvényekre.

3.1 Gázok oldódása folyadékokban

Dalton törvény

A parciális nyomásokra vonatkozó Dalton törvény kimondja, hogy egy gázkeverék nyomása egyenlő a keverékben jelen levő gázok parciális nyomásainak összegével. Egy összetevő parciális nyomása az a nyomás, amit akkor mérhetnénk, ha ez a gáz egyedül lenne jelen a gázkeverék által betöltött térben. Levegő esetén tipikus értékeket mutat a T 3.1 táblázat.

gáz összetevő	százalékos arány	parciális nyomás [Hgmm]
nitrogén	79.00	600.400
oxigén	20.90	158.840
széndioxid	0.03	0.228
egyéb	0.07	0.532
összesen	100.00	760.000

T 3.1 táblázat

Általánosságban egy gáz összetevő parciális nyomása:

$$p_G = \frac{N_G}{V} RT \quad (3.1)$$

ahol p_G az adott G gáz parciális nyomása, N_G a V térfogatban lévő G gáz móljainak száma R az általános gázállandó és T az abszolút hőmérséklet.

Henry törvény

Ha gáz folyadékkal érintkezik, akkor a folyadékba oldódó gáz térfogata annak parciális nyomásától és az adott folyadékban való oldhatóságától függ. Az oxigén, nitrogén és széndioxid oldhatóságát a T 3.2 táblázat mutatja.

TABLE 2 Solubility of Gases

Gas	Solubility Constant <i>a</i> (mL/mL H ₂ O at 760 mmHg)	
	0°C	37°C
Oxygen	0.0489	0.0239
Nitrogen	0.0235	0.0123
Carbon dioxide	1.713	0.567

Source: *Handbook of Chemistry and Physics*, 44th ed., Chemical Rubber Publishing Co., Cleveland, Ohio, 1963.

T 3.2 táblázat

Az oldhatósági tényező (ml/ml) megadja, hogy 760 Hgmm-es parciális nyomás esetén 1 ml folyadékban hány ml gáz oldódik. Az oldhatósági tényező a hőmérséklet növekedésével csökken. Ha 37 °C-on, 760 Hgmm-es nyomású levegő vízzel érintkezik, a levegőben levő gázokból 100 ml vízben oldódó tipikus mennyiségek:

oldott oxigén: $158.84 \text{ Hgmm} / 760 \text{ Hgmm} * 0.0239 \text{ ml/mlH}_2\text{O} * 100 \text{ mlH}_2\text{O} = 0.5 \text{ ml}$

oldott nitrogén: $600.4 \text{ Hgmm} / 760 \text{ Hgmm} * 0.0123 \text{ ml/mlH}_2\text{O} * 100 \text{ mlH}_2\text{O} = 0.97 \text{ ml}$

oldott széndioxid: $0.228 \text{ Hgmm} / 760 \text{ Hgmm} * 0.567 \text{ ml/mlH}_2\text{O} * 100 \text{ mlH}_2\text{O} = 0.017 \text{ ml}$

Látható, hogy a vízzel érintkező gáz parciális nyomása egyenesen arányos a folyadékban oldott gáz mennyiségével, az oldhatósági tényező ismeretében a parciális nyomásból az oldott gáz mennyisége meghatározható. Vér esetében az oldott gázok reakcióba lépnek a vér egyes alkotóelemeivel (pl. az oxigén a hemoglobinnal) ami megváltoztatja a fenti számítást. Az Á 3.1 ábra mutatja a ki/belégzett gázok parciális nyomásait az alveolusokban, szövetekben, az artériás és vénás vérben.

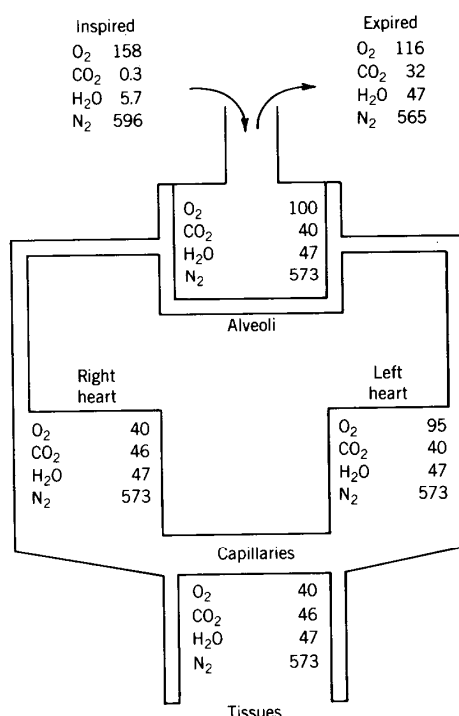


Figure 1 The partial pressures (mmHg) of the respiratory gases in the alveoli and in arterial and venous blood and the tissues. (Redrawn from J. Comroe, *The Lung*. Chicago Year Book Publishers, Chicago, Illinois, 1974.)

Á 3.1 ábra

3.2 A kalomel elektród

A kalomel (HgCl) elektród (ld. Á 3.2 ábra) a legstabilabb referencia elektródok közé tartozik.

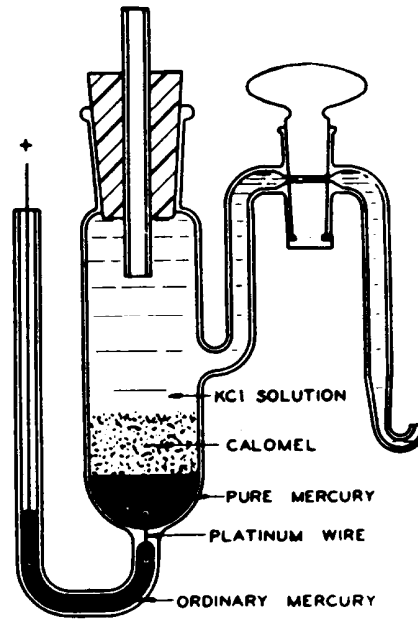


Figure 3 The calomel electrode. (From Wellard et al., *Instrumental Methods of Analysis*, Van Nostrand, Princeton, New Jersey, 1951.)

Á 3.2 ábra

Az elektród kimeneti feszültsége a KCl koncentrációtól függ. Referencia elektród használatával lehet más elektródok fél-cella potenciálját megmérni. Ha az elektrolitok különbözőek, akkor ezek határán potenciálkülönbség lép fel. Ennek minimális értékre szorítását segíti a sóhíd, ami általában agar gélben levő KCl telített oldatból áll és üvegcsőbe helyezve teremt kapcsolatot a két elektrolit között. A KCl előnye, hogy a K^+ és Cl^- ionok mobilitása nagyjából egyforma, így minimális potenciálkülönbséget okozó koncentráció gradiens alakul ki.

3.3 A pO_2 elektród

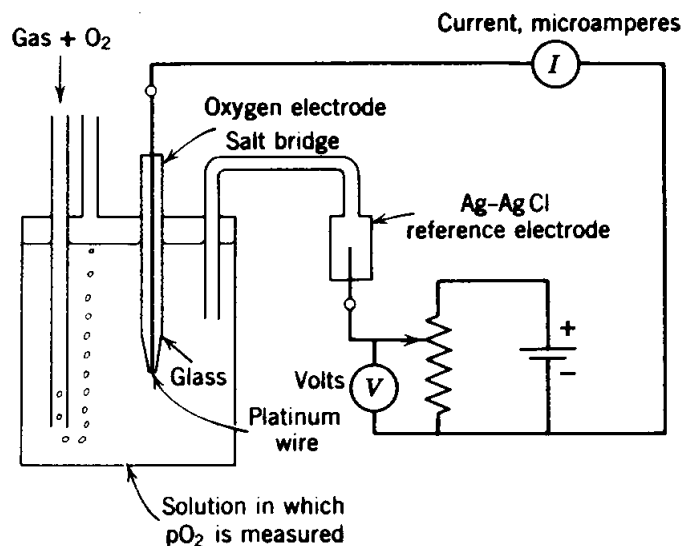


Figure 4 The pO_2 electrode.

Á 3.3 ábra

Ez az elektród (ld. Á 3.3 ábra) az oxigén parciális nyomását méri folyadékban vagy gázban. Az elektród kimeneti jele áram, ld. Á 3.4 ábra.

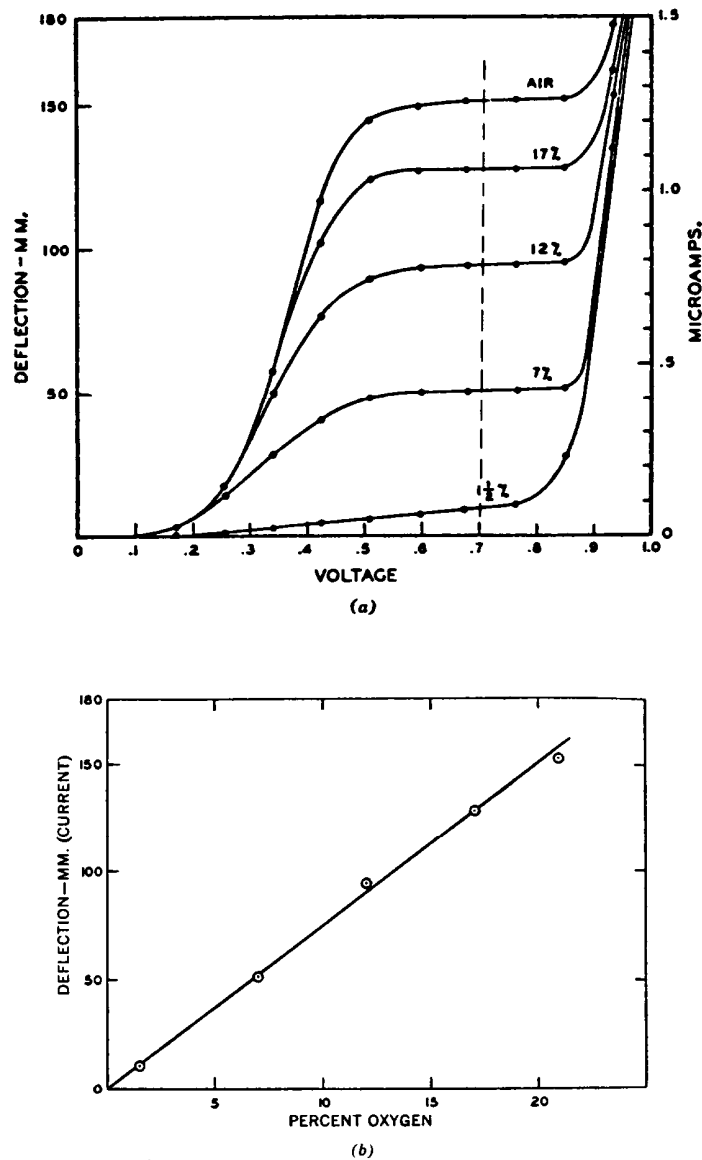


Figure 5 (a) Current-voltage characteristics of the pO_2 electrode. (b) Response of pO_2 electrode versus percent oxygen; values obtained from (a) for polarization voltage of 0.7 V. [From R. A. Olson, et al., *J. Gen. Physiol.* 32:687-703 (1949). By permission.]

Á 3.4 ábra

Látható, hogy a kimeneti áram alig függ a polarizációs feszültségtől a 0.5 ...0.75 V tartományban. A pO_2 elektródok beállási ideje (ami alatt a kimeneti jel - itt áram - a végértéket adott hibahatáron belül megközelíti a pO_2 változást követően) 30 ... 60 s. Ez tovább nő (akár 2-3 percre), ha az elektród felületét polietilén bevonattal látják el az "öregedés" csökkentésére. Az "öregedés" azt jelenti, hogy idővel (percek, esetleg órák elteltével) állandó pO_2 esetén is csökken a kimeneti áram. Az Á 3.5 ábra az elterjedten használt Clark típusú oxigén elektródot mutatja.

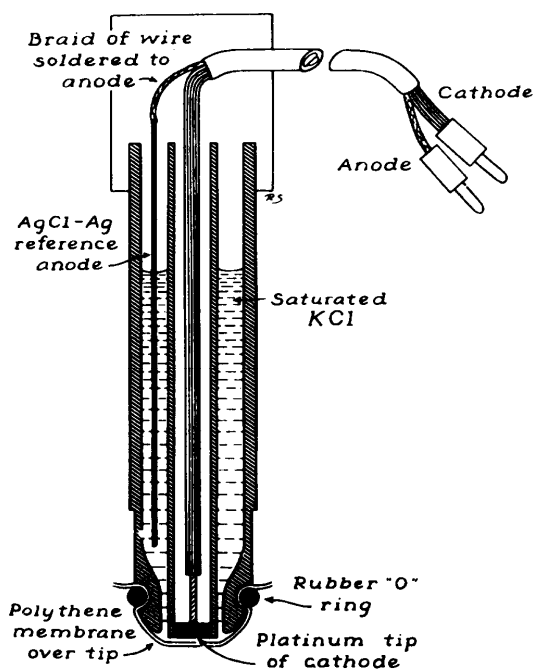


Figure 7 The Clark-type pO_2 electrode. [From B. J. Sproule et al., *J. Appl. Physiol.* 11:365-370 (1957). By permission.]

Á 3.5 ábra

3.4 Ionszelektív elektródok

Az 1. fejezetben láttuk, hogy különböző oldatokat elválasztó membrán két oldala között potenciálkülönbség lép fel. Az ionszelektív elektródok esetén a membrán csak bizonyos ionok számára átjárható. A pH elektród működési elvét az Á 3.6 ábra mutatja.

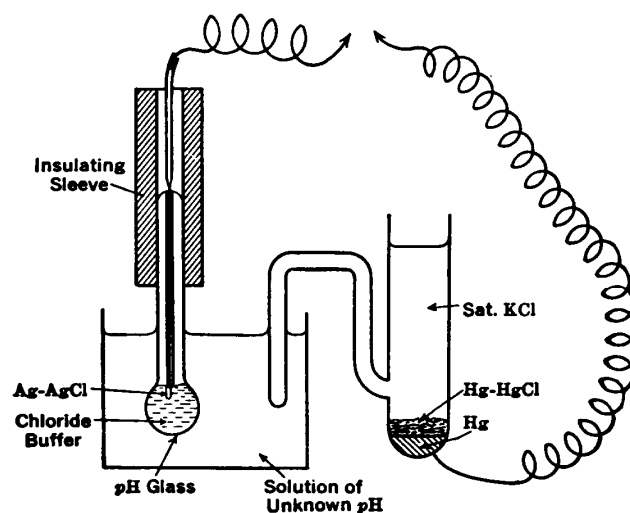


Figure 8 The glass electrode used with the calomel half-cell to measure pH. (From H. B. Bull, *Physical Biochemistry*. Wiley, New York, 1943. By permission.)

Á 3.6 ábra

A vékony üvegmembrán csak hidrogén ionokat (valójában H_3O^+ hidronium ionokat) enged át. A pH üvegelektrod és a referencia elektród közti kimeneti feszültség széles pH tartományban jól

közelíti a Nernst egyenletből számítható értéket, ami 30 °C-on kb. 60 mV-os feszültségváltozást jelent ha a mért pH érték 1-gyel megváltozik. Az Á 3.7 ábra mutatja a tényleges és a pH üvegelektroddal mért pH értékek közti eltérést.

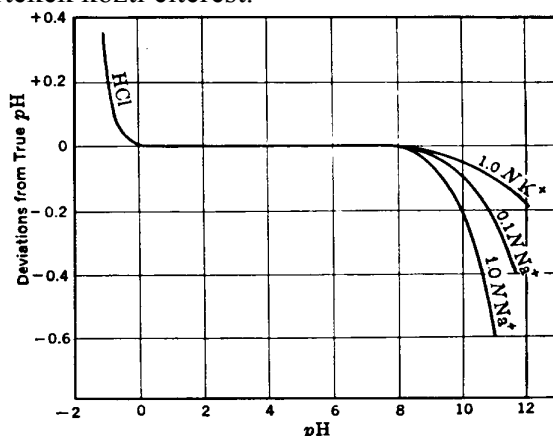


Figure 9 Glass electrode error as a function of solution pH. (From M. Dole, *Theoretical and Experimental Electrochemistry*. McGraw-Hill, New York, 1935. By permission.)

Á 3.7 ábra

A kimeneti feszültség viszonylag kevés ionnak az üvegfelületen keresztüli diffúziójából adódik, ezért az elektród ellenállása nagy, 200 ... 500 MΩ. A pontos mérés feltétele, hogy az elektródhoz kapcsolódó elektronika bemeneti ellenállása ennél jóval nagyobb legyen. A pH elektródok az oldat pH értékének megváltozását követő 20 ... 40 s alatt elérik a végértéket ±0.01 pH határon belül. A pH elektródok is öregsznek, néhány hónapos használat után adott pH koncentráció változáshoz kisebb kimeneti feszültség változás tartozik.

A pCO₂ elektród felépítését az Á 3.8 ábra mutatja.

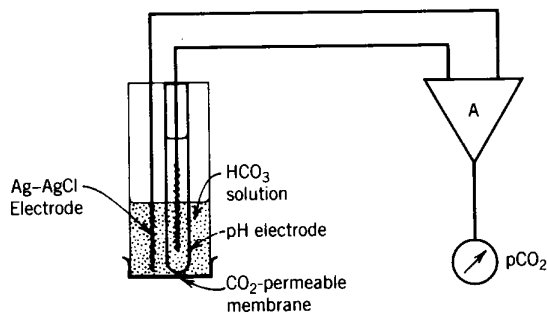


Figure 10 The pCO₂ electrode, consisting of a glass pH-sensitive electrode and an Ag-AgCl reference electrode in a dilute bicarbonate (HCO₃⁻) solution. A thin CO₂-permeable membrane (e.g., Teflon) covers the end of the electrode. CO₂ diffusing through the membrane alters the pH of the bicarbonate solution, which is detected by the pH electrode. A high-input impedance amplifier (A) drives an indicator calibrated in pCO₂.

Á 3.8 ábra

A pH elektródot CO₂-t átteresztő gumimembránnal veszik körül. A membránon átdiffundálódó CO₂ a következő reakcióban vesz részt:



Az így létrejövő H^+ ionok koncentrációját egy pH elektród méri meg. A pCO_2 elektród beállási ideje függ a CO_2 koncentráció változástól, maximálisan 2 ... 4 perc lehet.

Az ion-szelektív elektródokhoz hasonló elven működik az ion-szelektív térvezérlésű tranzisztor, ISFET. Az ISFET felépítését az Á 3.9 ábra mutatja. Ezek az érzékelők miniatűr méretben előállíthatók. 50 μm átmérőjű érzékelő készíthető, amely pH, glukóz, oxigén szaturáció és nyomás érzékelésére alkalmas. Az ISFET további előnye, hogy az érzékelőkhöz szükséges elektronika is a lapkára integrálható.

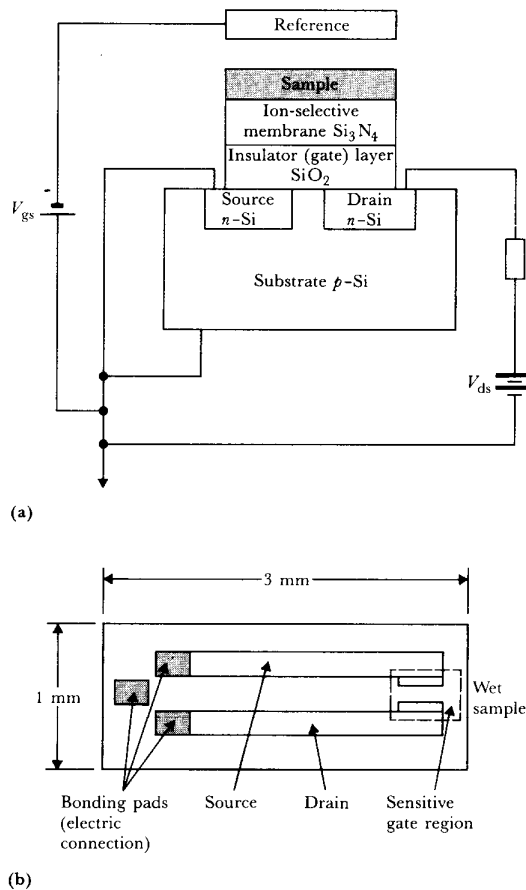


Figure 10.25 (a) In a chemically sensitive field-effect transistor, the ion-selective membrane modulates the current between the source and the drain. (b) A stretched ISFET maximizes the spacing between the “wet” sample region and the electric connections. (Part (b) from P. Rolfe, “*In vivo* chemical sensors for intensive-care monitoring,” *Med. Biol. Eng. Comput.*, 1990, 28. Used by permission.)

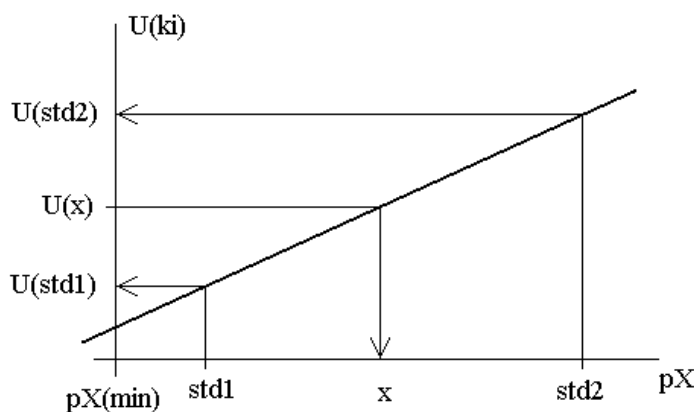
Á 3.9 ábra

3.5 Vérgáz analízis

A vérgáz analízátor a szervezet sav-bázis egyensúlyának mérésére szolgál, elsősorban újszülött és intenzív osztályokon használják. Biztosítani kell, hogy a levett vérminta ne érintkezzen levegővel a készülékbe való bejuttatása előtt. A mai készülékek igen kicsi (40 ... 100 μl) vérmennyiségből is meg tudják állapítani az elsődleges paramétereket: pH, pO_2 és pCO_2 . A készülékek a vérminta bejuttatásához és eltávolításához megfelelő folyadékszivattyúkkal rendelkeznek. A vérminta mind fecskendőből mind pipettából bejuttatható. A vérminta a mintaterbe kerül, ide nyúlnak be az elektródok is. Mivel az elektródok kimeneti jele hőmérsékletfüggő, a mintateret termosztálni kell (ált. ± 0.1 °C-on belül). Az artériás vér pH-ja

emberek esetén a 7.35 ... 7.45-ös tartományból csak nagyon ritkán lép ki. A szűk változási tartományon belül nagy felbontással kell mérni. A kereskedelemben kapható analizátorok 0.001 pH felbontással jeleznek ki. Ez gyakori kalibrálást igényel. A készülékek referencia oldatokat használnak, amelyek pH, pO₂ és pCO₂ értéke nagy pontossággal ismert.

Az Á 3.10 ábra mutatja a mérés elvét. A bemeneti (pX) és kimeneti (U(ki)) jelek közti átviteli függvénynek idővel változik a meredeksége és a nullpontja (U(ki) értéke pX(min) esetén). Az ismert koncentrációjú std1 és std2 oldatokhoz tartozó kimeneti feszültségeket megméri és eltárolják majd az ismeretlen koncentrációjú oldathoz tartozó U(x) feszültségből kiszámítják a hozzátartozó ismeretlen koncentrációjú oldat pX értékét.



Á 3.10 ábra

$$pX(x) = pX(std1) + \frac{pX(std2) - pX(std1)}{U(std2) - U(std1)} [U(x) - U(std1)] \quad (3.3)$$

A mai vérgáz analizátorok a helyes működés érdekében számos ellenőrzést végeznek.

1. Ellenőrzik, nem került-e buborék a mintatérbe. Ez az eredményt jelentősen befolyásolja, sőt sokszor azt eredményezi, hogy a minta bejuttatását követően nem kapunk konvergens kimeneti feszültséget.
2. A pH, pO₂ és pCO₂ elektródok kimeneti jelének időfüggvényét analizálják. Így megállapítható, konvergens-e a kimeneti feszültség időfüggvénye. Ha nem, nem kell 2-3 percet várni, azonnal új mérés indítható vagy a meglévő hiba elhárítása megkezdhető. Konvergens válasz esetén meg lehet jósolni a végértéket (két időálló exponenciális függvényvel közelíthető a beállítás) és ellenőrizni lehet az elektródok meredekségét ($\Delta U(ki)/\Delta pX$). A meredekség csökkenése az öregedést jelzi, adott meredekség alatt az elektród nem biztosít kellő pontosságot.
3. Ellenőrizni kell, van-e a tartályokban elegendő kalibráló folyadék illetve nem telt-e meg az a tároló edény, amelybe a készülék a mért vérmintákat és a kalibráláshoz felhasznált folyadékokat a mintatérből kiüríti.

3.6 Enzim elektródok

Az oxigén elektródhoz hasonló módon enzim elektródok is készíthetők. Ezek működése azon alapszik, hogy az enzimek reakciójuk során oxigént fogyasztanak. Az Á 3.11 ábra egy glukóz érzékelő vázlatát mutatja.

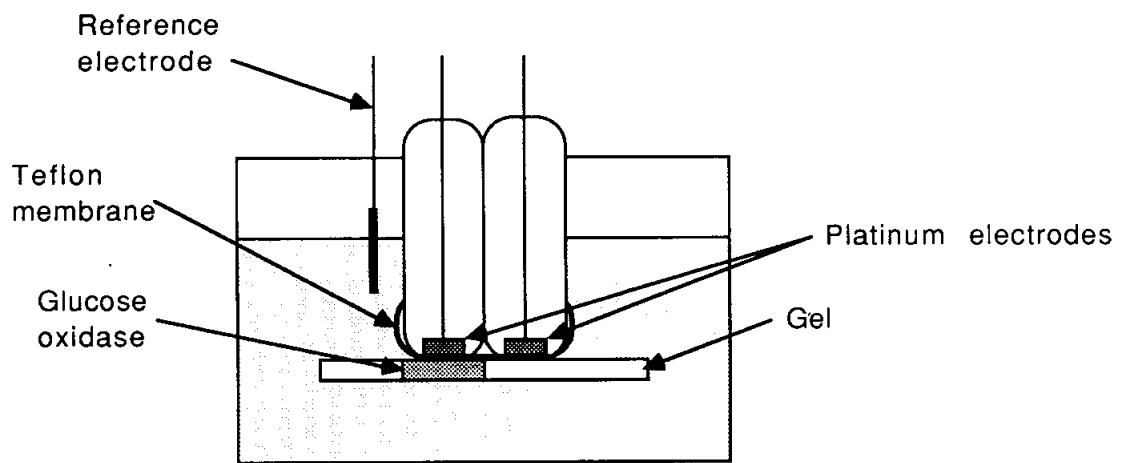


Figure 8.10 A glucose sensor based upon the enzyme glucose oxidase.

Á 3.11 ábra

4. Mechanikai érzékelők, mérőátalakítók

Az orvostechikában is szükség van elmozdulás, elfordulás, nyomás, erő és gyorsulás mérésére. Röviden áttekintjük az erre a célra használható rezisztív, kapacitív inductív és piezoelektromos átalakítókat.

4.1 Rezisztív átalakítók

Az Á 4.1 ábra azt mutatja, hogyan használhatók potencióméterek elmozdulás és elfordulás mérésére.

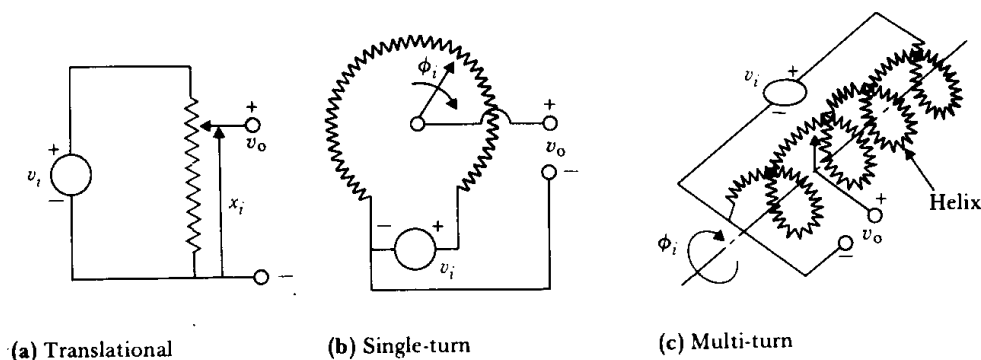


Figure 2.1 Three types of potentiometric devices for measuring displacements (a) Translational. (b) Single-turn. (c) Multiturn. (From *Measurement Systems: Application and Design*, by E. O. Doebelin. Copyright © 1990 by McGraw-Hill, Inc. Used with permission of McGraw-Hill Book Co.)

Á 4.1 ábra

A rezisztív átalakítók másik alaptípusa a nyúlásmérő bélyeg. Ennek alap eleme a kis átmérőjű ($D = 25 \dots 50 \mu\text{m}$) huzal, amelynek ellenállása a jól ismert formulával számítható ki: $R = \rho L/A$. Ha a huzalt szálirányban húzzuk, akkor annak megváltozik az ellenállása. Az ellenállás változás:

$$\frac{\Delta R}{R} = \frac{\Delta L}{L} - \frac{\Delta A}{A} + \frac{\Delta \rho}{\rho} \quad (4.1)$$

Feltéve, hogy a huzal térfogata nem változik:

$$LA = L\left(1 + \frac{\Delta L}{L}\right)A\left(1 - \frac{\Delta A}{A}\right) \quad (4.2)$$

Figyelembe véve, hogy $\frac{\Delta A}{A} = 2 \frac{\Delta D}{D}$, $\frac{\Delta D}{D} \ll 1$ esetén $\frac{\Delta L}{L} = 2 \frac{\Delta D}{D}$. Így az átmérő relatív megváltozásának és a hossz relatív megváltozásának arányát jellemző μ tényező értéke a legtöbb fémmel 0.5 körül van.

$$\mu = - \frac{\frac{\Delta D}{D}}{\frac{\Delta L}{L}} \quad (4.3)$$

Ezzel

$$\frac{\Delta R}{R} = (1 + 2\mu) \frac{\Delta L}{L} + \frac{\Delta \rho}{\rho} \quad (4.4)$$

Az első tényező az alakváltozás a második a piezorezisztív hatás miatt bekövetkező ellenállás változás. A nyúlásmérő bélyeget jellemző átalakítási tényező:

$$G = \frac{\frac{\Delta R}{R}}{\frac{\Delta L}{L}} = (1 + 2\mu) + \frac{\frac{\Delta \rho}{\rho}}{\frac{\Delta L}{L}} \quad (4.5)$$

Fémek, fémötvözetek esetén G 2 körül van (az alakváltozás hatása dominál), félvezetők esetén G 100 körül van (a piezorezisztív hatás dominál). Néhány általánosan használt anyag jellemzőit a T 4.1 táblázat mutatja.

Table 2.1 Properties of strain-gage materials

Material	Composition (%)	Gage factor	Temperature coefficient of resistivity ($^{\circ}\text{C}^{-1} - 10^{-5}$)
Constantan (advance)	Ni ₄₅ , Cu ₅₅	2.1	± 2
Isoelastic	Ni ₃₆ , Cr ₈ (Mn, Si, Mo) ₄	3.52 to 3.6	+17
Karma	Fe ₅₂ Ni ₁₇ , Cr ₂₀ , Fe ₃ Cu ₃	2.1	+2
Manganin	Cu ₈₄ , Mn ₁₂ , Ni ₄	0.3 to 0.47	± 2
Alloy 479	Pt ₉₂ , W ₈	3.6 to 4.4	+24
Nickel	Pure	-12 to -20	670
Nichrome V	Ni ₈₀ , Cr ₂₀	2.1 to 2.63	10
Silicon	(<i>p</i> type)	100 to 170	70 to 700
Silicon	(<i>n</i> type)	-100 to -140	70 to 700
Germanium	(<i>p</i> type)	102	
Germanium	(<i>n</i> type)	-150	

SOURCE: From R.S.C. Cobbold, *Transducers for Biomedical Measurements*, 1974, Wiley; used with permission of John Wiley and Sons, Inc., New York.

T 4.1 táblázat

Különböző fém és félvezető alapú nyúlásmérő bélyegeket mutat az Á 4.2, az Á 4.3 és az Á 4.4 ábra.

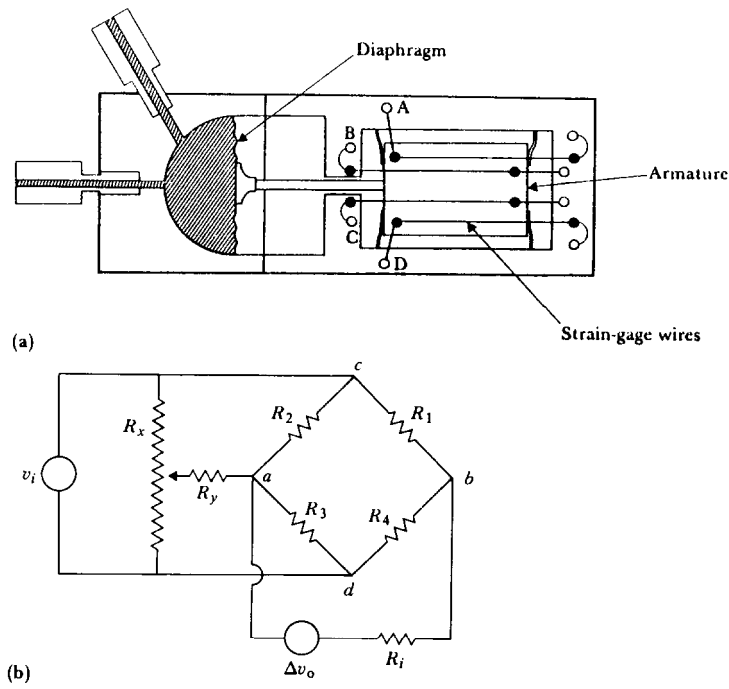


Figure 2.2 (a) Unbonded strain-gage pressure sensor. The diaphragm is directly coupled by an armature to an unbonded strain-gage system. With increasing pressure, the strain on gage pair B and C is increased, while that on gage pair A and D is decreased. (b) Wheatstone bridge with four active elements. $R_1 = B$, $R_2 = A$, $R_3 = D$, and $R_4 = C$ when the unbonded strain gage is connected for translational motion. Resistor R_y and potentiometer R_x are used to initially balance the bridge. v_i is the applied voltage and Δv_o is the output voltage on a voltmeter or similar device with an internal resistance of R_i . (c) Balance circuit for ac-bridge operation.

Á 4.2 ábra

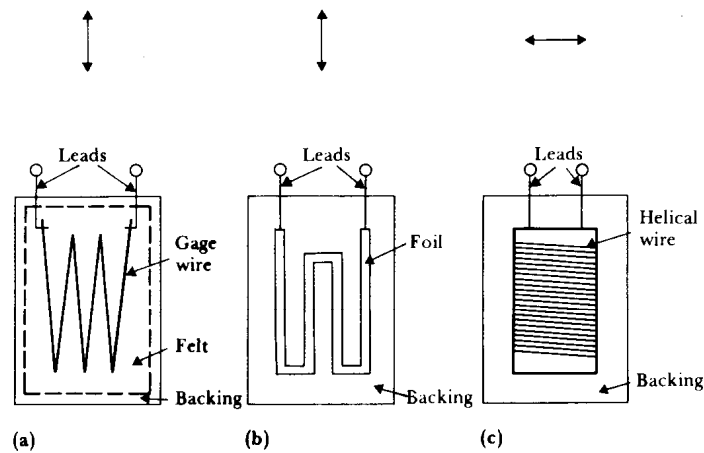


Figure 2.3 Typical bonded strain-gage units (a) Resistance-wire type. (b) Foil type. (c) Helical-wire type. Arrows above units show direction of maximal sensitivity to strain. [Parts (a) and (b) are modified from *Instrumentation in Scientific Research*, by K. S. Lion. Copyright © 1959 by McGraw-Hill, Inc. Used with permission of McGraw-Hill Book Co.]

Á 4.3 ábra

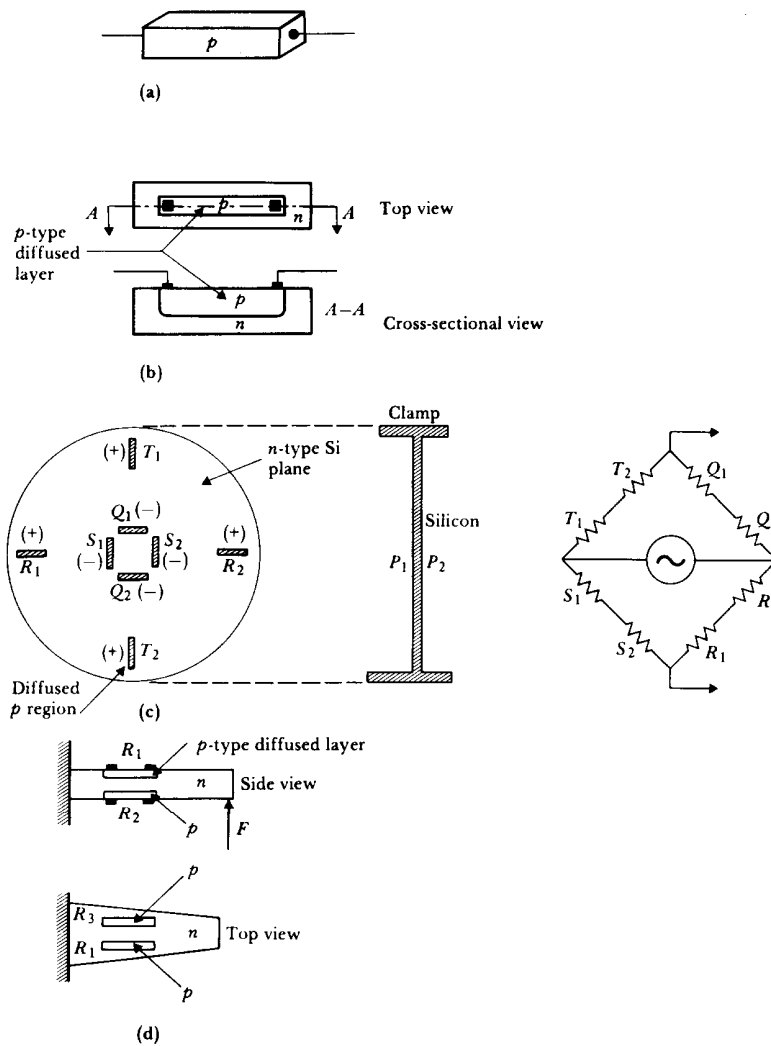


Figure 2.4 Typical semiconductor strain-gage units (a) Unbonded, uniformly doped. (b) Diffused *p*-type gage. (c) Integrated pressure sensor. (d) Integrated cantilever-beam force sensor. (From *Transducers for Medical Measurements: Application and Design*, by R. S. C. Cobbold. Copyright © 1974, John Wiley and Sons, Inc. Reprinted by permission of John Wiley and Sons, Inc.)

Á 4.4 ábra

A rezisztív átalakítókat különféle, itt nem részletezett hídkapcsolásokban használják.

4.2 Kapacitív átalakítók

Egy síkkondenzátor kapacitása:

$$C = \varepsilon_0 \varepsilon_r \frac{A}{d} \quad (4.6)$$

ahol ε_0 a vákuum, ε_r a fegyverzetek közti szigetelő anyag dielektromos állandója, A a fegyverzetek felülete és d a fegyverzetek távolsága. Általában vagy A vagy d változik a mérendő paraméter megváltozásakor. Kapacitív elmozdulás érzékelőket és a kapacitás értékének meghatározására szolgáló mérőáramköröket mutat az Á 4.5 és az Á 4.6 ábra.

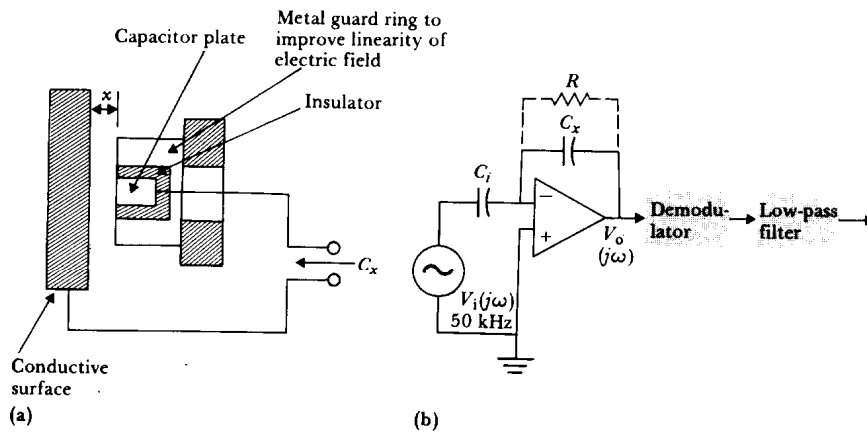


Figure 2.9 (a) Guarded parallel-plate displacement sensor. (b) Instrumentation system with output proportional to capacitance displacement. (Part (a) is from *Measurement Systems: Application and Design*, by E. O. Doebelin. Copyright © 1990 by McGraw-Hill, Inc. Used with permission of McGraw-Hill Book Co.)

Á 4.5 ábra

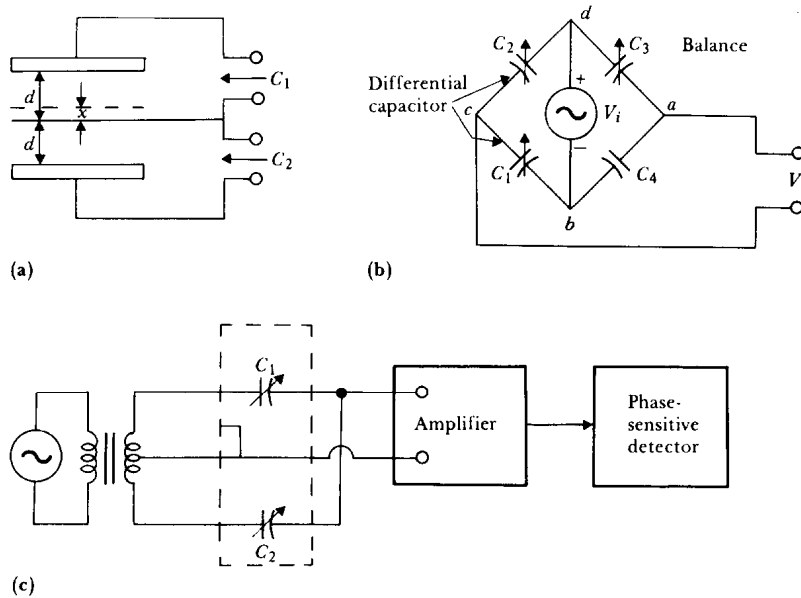


Figure 2.10 (a) Differential three-terminal capacitor. (b) Capacitance-bridge circuit with output proportional to fractional difference in capacitance. (c) Transformer ratio-arm bridge. (From *Transducers for Biomedical Measurements: Principles and Applications*, by R. S. C. Cobbold. Copyright © 1974, John Wiley and Sons, Inc. Reprinted by permission of John Wiley and Sons, Inc.)

Á 4.6 ábra

4.3 Induktív átalakítók

A főbb típusokat az Á 4.7 ábra mutatja. Látható, hogy az elmozdulás meg tudja változtatni az öninduktivitást vagy a kölcsönös induktivitást.

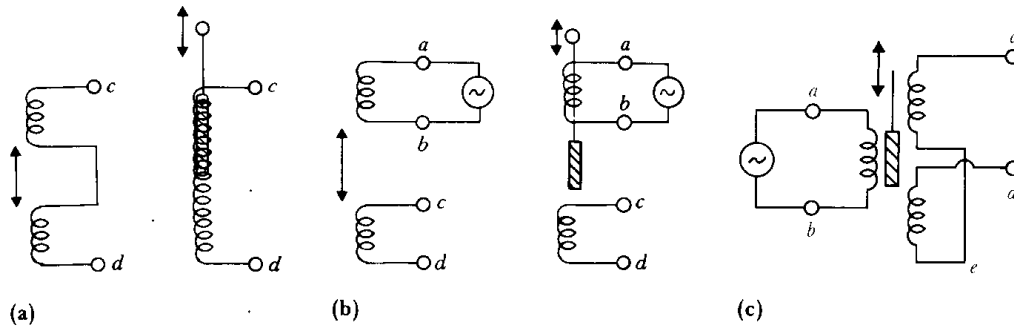


Figure 2.6 Inductive displacement sensors (a) Self-inductance. (b) Mutual inductance. (c) Differential transformer.

Á 4.7 ábra

A differenciál transzformátor (linear voltage differential transformer, LVDT) esetén a kimeneti jel amplitúdója a nulla helyzethez képesti elmozdulás nagyságára jellemző, az elmozdulás irányának megállapításához fázisérzékeny egyenirányítást használhatunk, ld. Á 4.8 ábra.

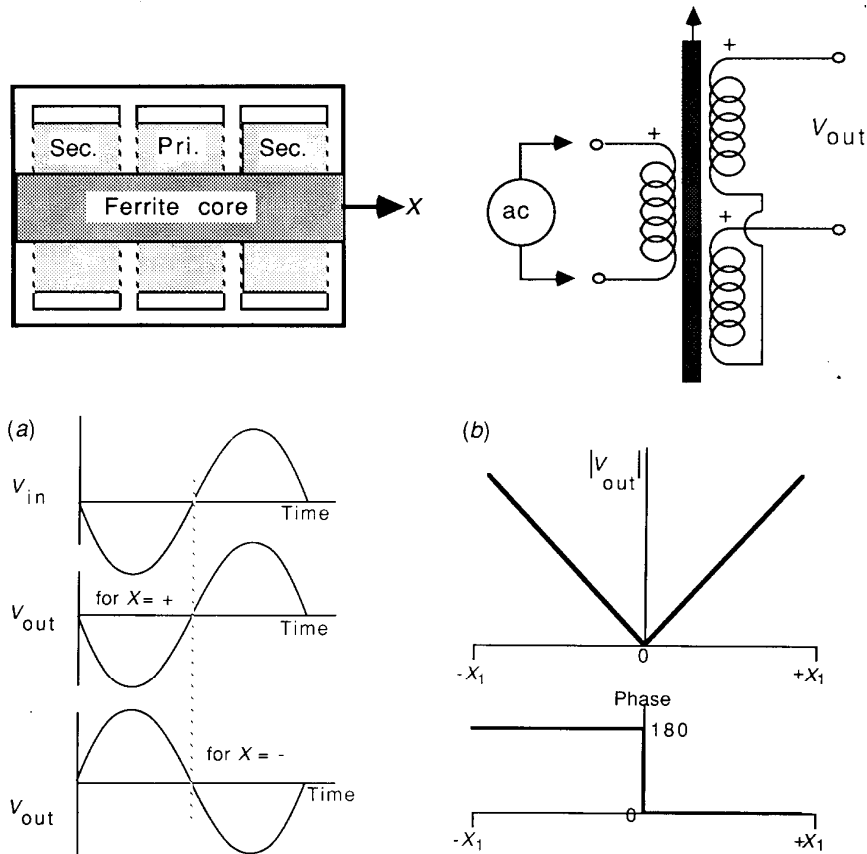


Figure 9.6 (a) Input and output waveforms for positive and negative displacements of the core of an LVDT. (b) Amplitude and phase relations for these displacements.

Á 4.8 ábra

4.4 Piezoelektromos átalakítók

A piezoelektromos anyagok deformáció hatására elektromos jelet adnak és fordítva, feszültség hatására megváltoztatják alakjukat. A működés elve az, hogy a mechanikus behatásra bekövetkező kristályszerkezet torzulás a töltések megosztásához vezet. A kristály két ellentétes oldalán pozitív illetve negatív töltések halmozódnak fel. A felületi töltés a felületekhez kapcsolódó fémlapok között fellépő feszültség mérésével határozható meg. A teljes felületi töltés egyenesen arányos a kristályra ható erővel: $Q = kf$, ahol Q a teljes felületi töltés, k a piezoelektromos állandó. A piezoelektromos átalakítók kapacitív jellegükből adódóan állandó erő mérésére nem alkalmasak. Az alsó határfrekvencia szokásos értéke 0.1 ... 100 Hz között van, a konkrét érték függ a kristály kapacitásától és a feszültségkülönbség mérésére használt erősítő bemeneti ellenállásától is. Egy piezoelektromos átalakító és modellje az Á 4.9 ábrán látható.

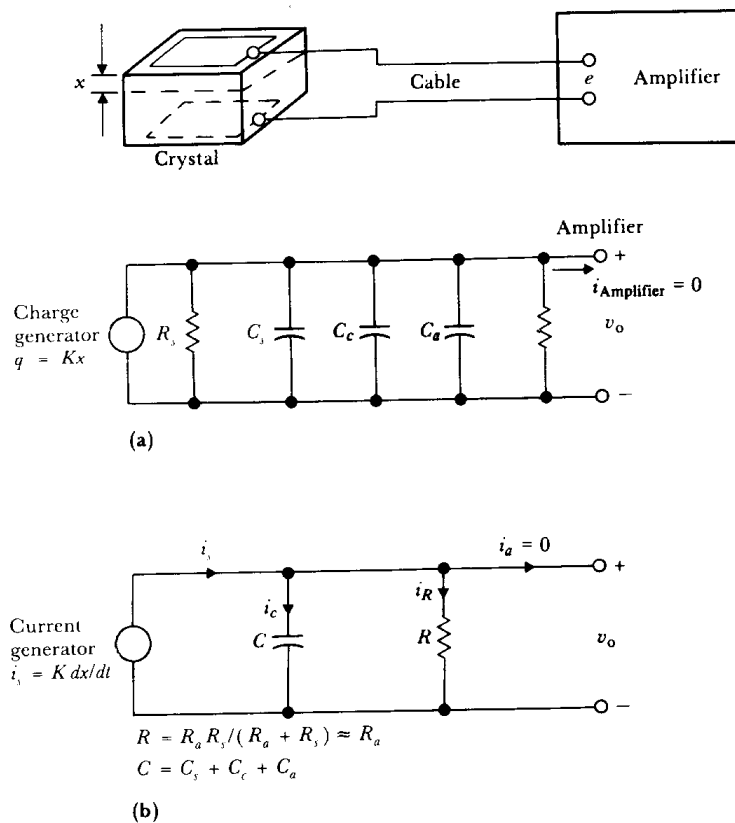


Figure 2.11 (a) Equivalent circuit of piezoelectric sensor, where R_s = sensor leakage resistance, C_s = sensor capacitance, C_c = cable capacitance, C_a = amplifier input capacitance, R_a = amplifier input resistance, and q = charge generator. (b) Modified equivalent circuit with current generator replacing charge generator. (From *Measurement Systems: Application and Design*, by E. O. Doebelin. Copyright © 1990 by McGraw-Hill, Inc. Used with permission of McGraw-Hill Book Co.)

Á 4.9 ábra

5. Fotoelektromos átalakítók

A fotoelektromos átalakítók a fény intenzitását tudják mérni. A mérés lehet szelektív (keskeny hullámhossz tartományra kiterjedő) vagy széles spektrumú. Fiziológiai jelenségek mérésekor mindkét módszert alkalmazzák.

5.1 Fényforrások

A különböző elektromágneses sugárzások frekvenciatartománybeli elhelyezkedését az Á 5.1 ábra mutatja.

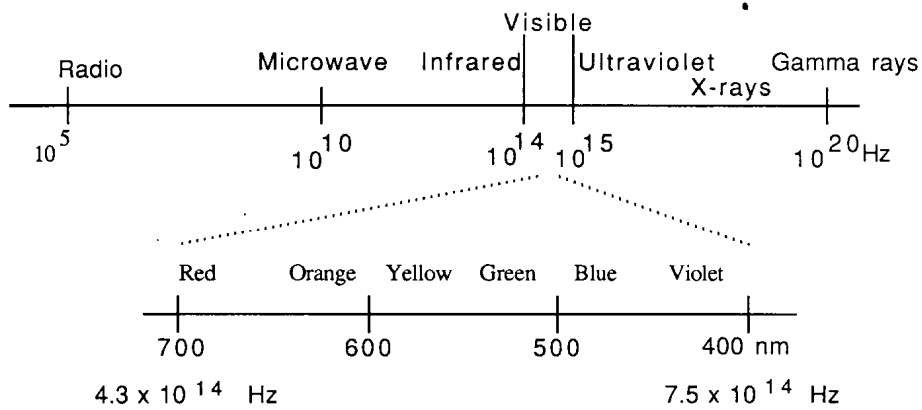


Figure 11.2 The electromagnetic frequency spectrum.

Á 5.1 ábra

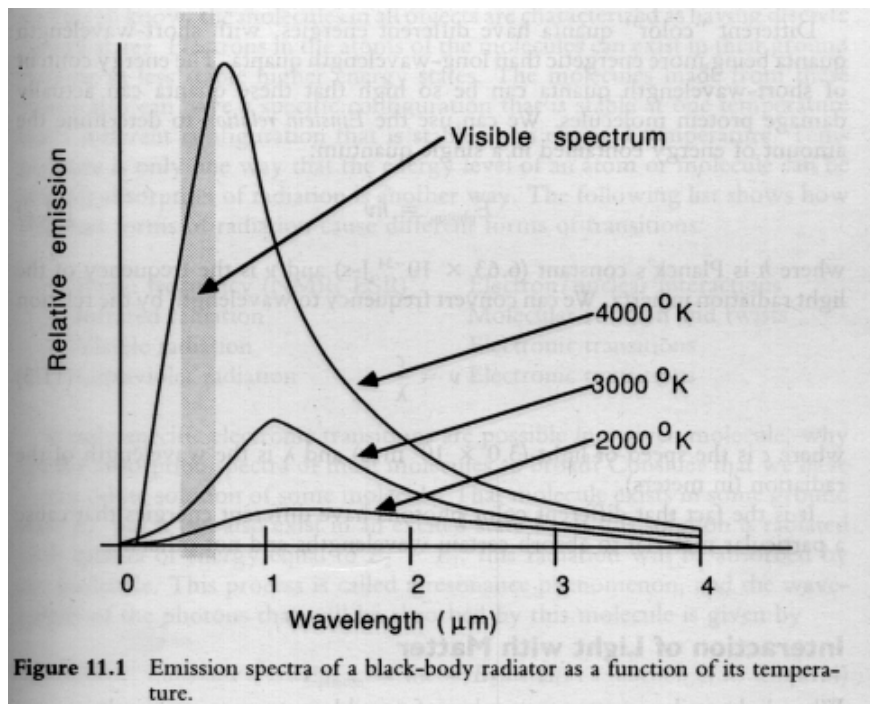


Figure 11.1 Emission spectra of a black-body radiator as a function of its temperature.

Á 5.2 ábra

A különböző fényforrások különböző spektrumú fényt bocsátanak ki. Planck törvénye szerint az abszolút fekete test által kisugárzott egységnyi térfogatban mérhető energia egy adott λ hullámhosszon:

$$R_\lambda = \frac{2\pi c^2 h}{\lambda^5 (e^{(hc/k\lambda T)} - 1)} \quad (5.1)$$

ahol c a fénysebesség, h a Planck állandó ($6.63 \cdot 10^{-34}$ Js) és k a Boltzmann állandó ($1.38 \cdot 10^{-23}$ J/mol $^\circ$ K). Az abszolút fekete test által kisugárzott energia eloszlását és a test hőmérsékletétől való függését mutatja az Á 5.2 ábra.

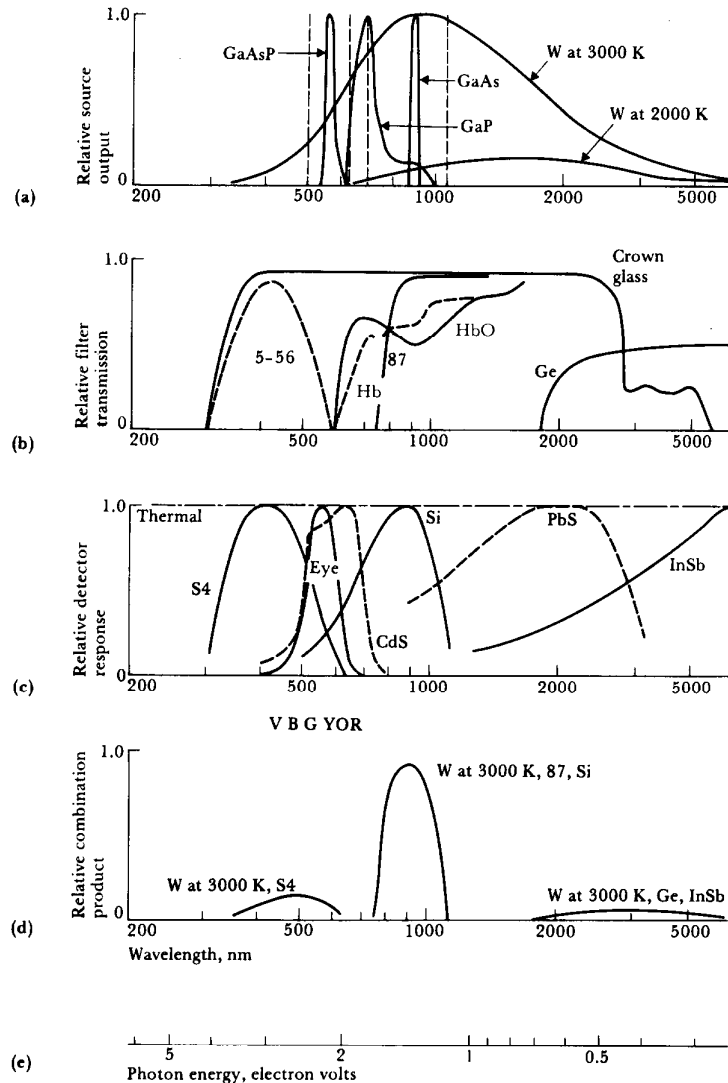


Figure 2.22 Spectral characteristics of sources, filters, detectors, and combinations thereof (a) Light sources. Tungsten (W) at 3000 K has a broad spectral output. At 2000 K, output is lower at all wavelengths and peak output shifts to longer wavelengths. Light-emitting diodes yield a narrow spectral output with GaAs in the infrared, GaP in the red, and GaAsP in the green. Monochromatic outputs from common lasers are shown by dashed lines: Ar, 515 nm; HeNe, 633 nm; ruby, 693 nm; Nd, 1064 nm; CO₂ (not shown), 10,600 nm. (b) Filters. A Corning 5-56 glass filter passes a blue wavelength band. A Kodak 87 gelatin filter passes infrared and blocks visible wavelengths. Germanium lenses pass long wavelengths that cannot be passed by glass. Hemoglobin Hb and oxyhemo-

Á 5.3 ábra

Az orvostechnikai gyakorlatban használt fényforrások (a képalkotásra szolgálók itt nem szerepelnek), szűrők és érzékelők karakterisztikáit mutatja az Á 5.3 ábra. Látható, hogy az izzólámpa (wolfram szál) sugárzása terjed ki a legszélesebb spektrumra, a LED-ek spektruma jóval keskenyebb, a lézer fényforrások pedig lényegében csak egyetlen hullámhosszon sugároznak.

5.2 A fényelnyelődés

Ha fény valamilyen anyaghoz érkezik akkor többféle lehetőség valamelyike (vagy ezek közül több) következik be:

- az anyag teljesen elnyeli a fényt és annak energiája hővé alakul,
- intenzitás csökkenés nélkül keresztüljut az anyagon,
- visszaverődik az anyag határfelületéről,
- az anyagba lépve megtörik,
- az anyag határáról szétszóródik,
- elnyelődik és újra kisugárzódik (fluoreszcencia).

Lambert törvénye fejezi ki, hogyan függ a fényelnyelődés az elnyelő anyagban megtett út hosszától:

$$\log \frac{I_{ki}}{I_{be}} = -k_1 L \quad (5.2)$$

ahol I_{be} az anyagba belépő, I_{ki} a kilépő fény intenzitása, L az anyagban megtett út hossza, k_1 az anyagra jellemző.

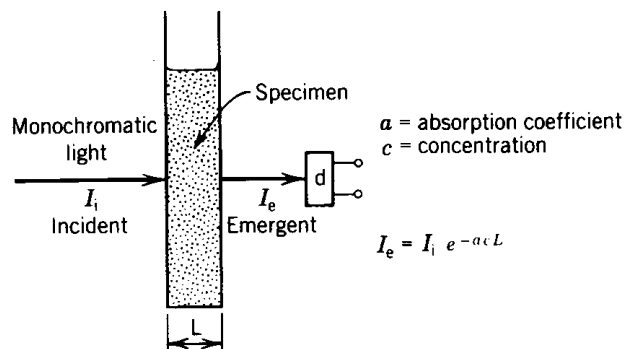
Beer törvénye azt írja le, hogy a fényelnyelődést okozó anyag *koncentrációja* hogyan befolyásolja az elnyelődést:

$$\log \frac{I_{ki}}{I_{be}} = -k_2 C \quad (5.3)$$

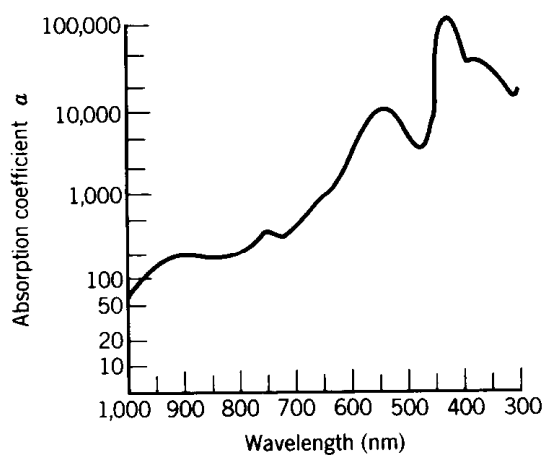
ahol C az anyag koncentrációja, k_2 az anyagra jellemző konstans. A két hatást együttesen a Beer - Lambert törvény írja le:

$$\log \frac{I_{ki}}{I_{be}} = -aCL \quad (5.4)$$

ahol a az anyagra jellemző konstans, C a koncentráció és L az anyagban megtett út hossza. Az Á 5.4 ábra a hemoglobin elnyelési tényezőjének frekvenciafüggését mutatja.



(a)



(b)

Figure 34 (a) The Beer-Lambert law; (b) the absorption coefficient α for hemoglobin. The absorption coefficient α is often called the molecular extinction coefficient. $\alpha =$ absorption coefficients; $c =$ concentration; $T =$ transmission; D optical density.

Á 5.4 ábra

5.3 Fényérzékelők

Az orvostechikai készülékekben leggyakrabban használt fényérzékelők:

- fotocella (Á 5.5 ábra),
- fototranzisztor (Á 5.6 ábra),
- fotosokszorozó (Á 5.7 ábra).

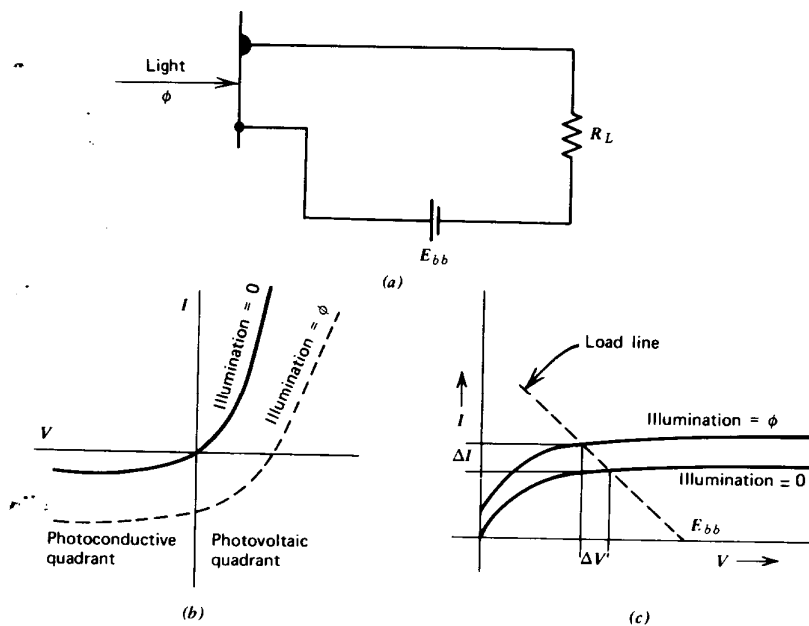


Figure 8 (a) Photojunction photocell; (b) its current-voltage characteristics in the dark and when illuminated. The graph in (c) illustrates operation of the device with a polarizing voltage E_{bb} to obtain an output voltage ΔV and current ΔI . (Redrawn from *Phototubes and Photocells*, Technical Manual PT60. Radio Corporation of America, Lancaster, Pennsylvania, 1963.)

Á 5.5 ábra

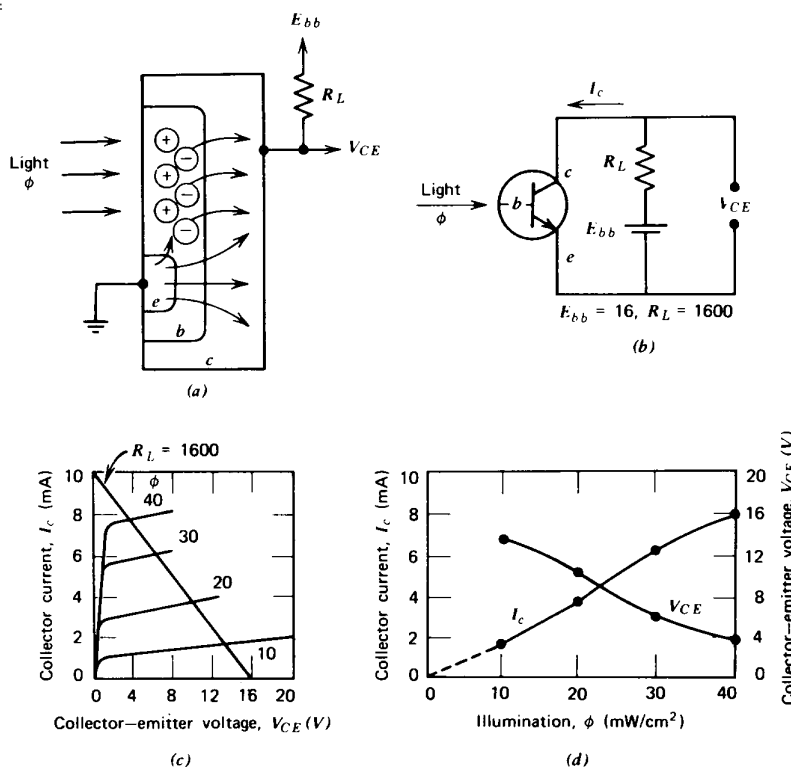


Figure 12 (a) Principle of operation of the phototransistor; (b) circuit employed with it; (c), operating characteristics in response to light flux ϕ .

Á 5.6 ábra

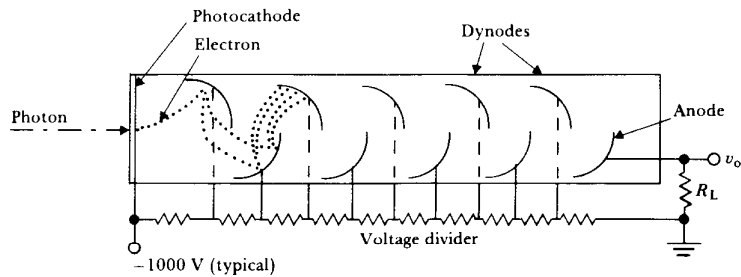


Figure 2.25 Photomultiplier An incoming photon strikes the photocathode and liberates an electron. This electron is accelerated toward the first dynode, which is 100 V more positive than the cathode. The impact liberates several electrons by secondary emission. They are accelerated toward the second dynode, which is 100 V more positive than the first dynode. This electron multiplication continues until it reaches the anode, where currents of about $1 \mu\text{A}$ flow through R_L .

Á 5.7 ábra

Az Á 5.8 ábra egy fotodiódát kiszolgáló áramkört mutat, az Á 5.9 ábrán pedig egy tipikus fotodióda érzékenysége látható a frekvencia függvényében.

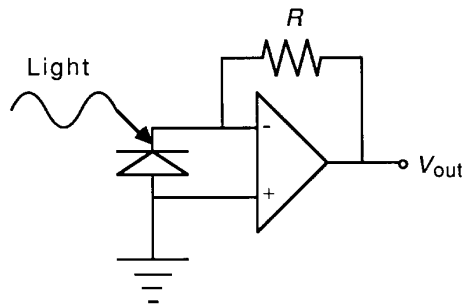


Figure 11.16 Using a current-to-voltage converter to realize the largest dynamic range of the PIN photodiode.

Á 5.8 ábra

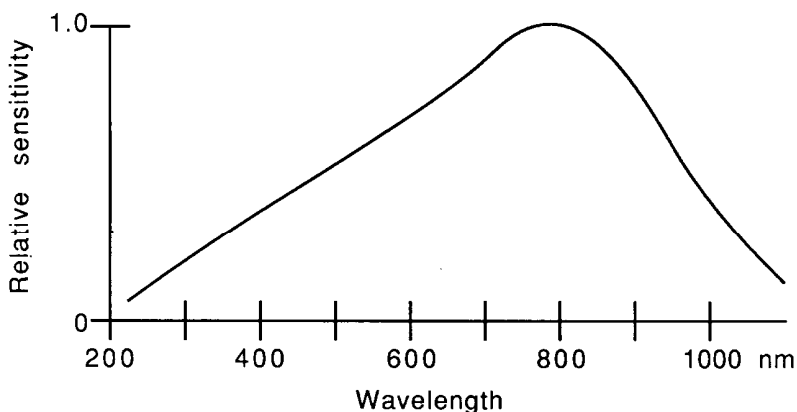


Figure 11.15 Spectral sensitivity curve of a typical photodiode.

Á 5.9 ábra

5.4 Tipikus készülékek

A koloriméter és a spektrofotométer egyszerűsített vázlatát mutatja az Á 5.10 ábra, a láng fotométer elvét az Á 5.11 ábra szemlélteti.

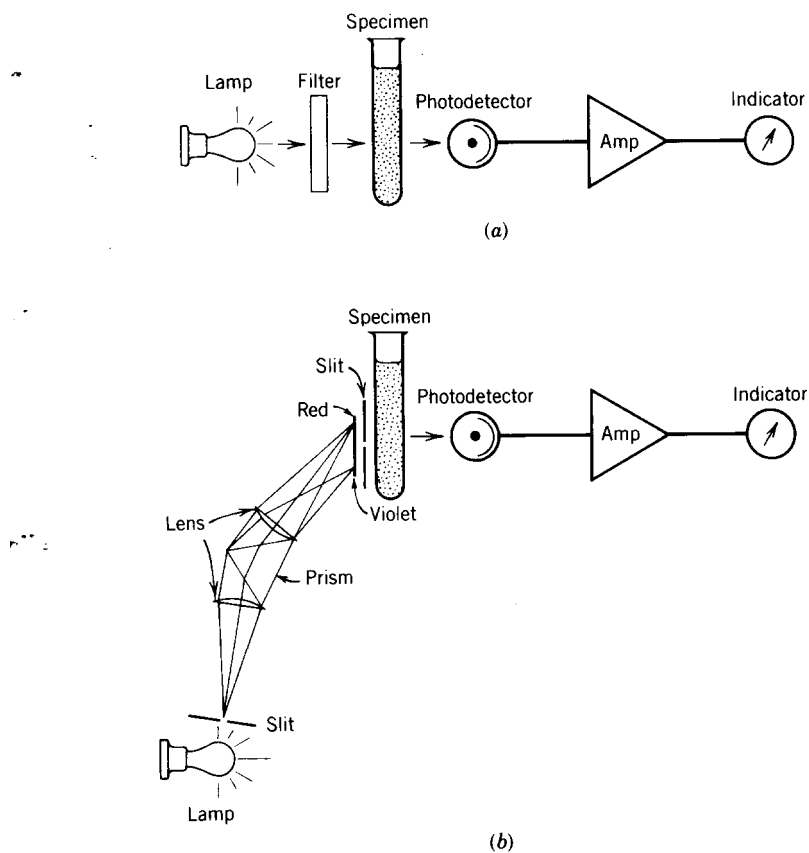


Figure 33 (a) The colorimeter; (b) the spectrophotometer in both instruments the amount of light emerging from the specimen is measured by a photodetector, the output of which is enlarged by an amplifier (Amp) that drives an indicator.

Á 5.10 ábra

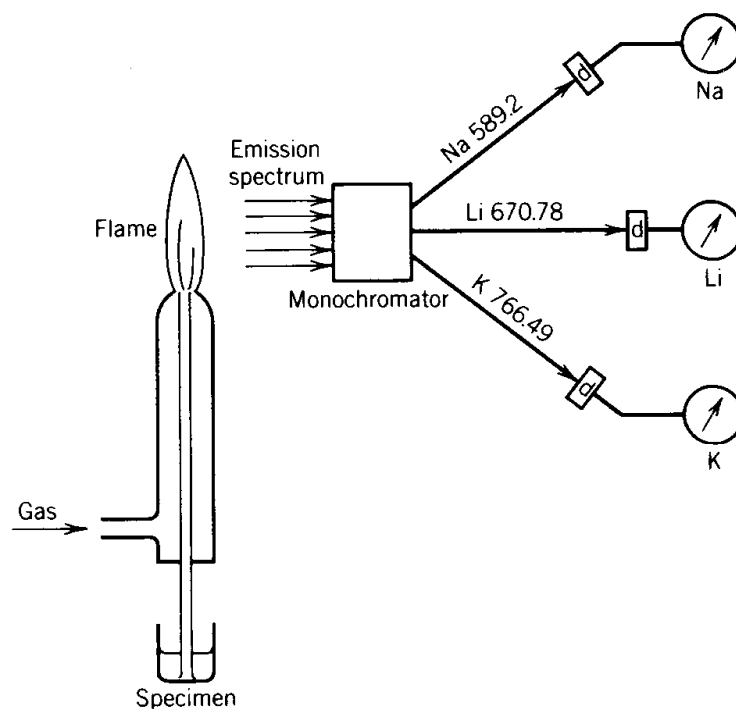


Figure 37 The flame photometer, as used for measuring the concentration of Na, Li, and K in a specimen of solution. Each substance causes a characteristic spectrum to be emitted by the flame. A monochromator selects the desired wavelengths, the intensities of which are measured by photodetectors (d) connected to indicators.

Á 5.11 ábra

6. Ultrahang orvosi alkalmazása

6.1 Az ultrahang tulajdonságai

Az ultrahang mechanikus rezgés, amelynek frekvenciája az emberi fül által érzékelhetőnél (20 kHz) nagyobb. Mivel az elérhető felbontás függ az alkalmazott ultrahang frekvenciájától, ezért az orvosi gyakorlatban a 2 ... 12 MHz közötti frekvenciát használják.

Kis intenzitású ultrahang keresztülhatol az élő szöveten anélkül, hogy abban lényeges változást hozna létre. Növelve a sugár intenzitását az a szövetek felmelegedését és üregesedését okozza. Ezek megváltoztatják a szövetek tulajdonságait. Az üregesedéskor a nagy lokális nyomás gázbuborékok képződését eredményezi.

Az ultrahang vákuumban nem terjed. Mivel mechanikai természetű, nem okoz ionizációt mint a röntgen- és a gamma sugárzás. Az ultrahang rezgésbe hozza annak az anyagnak a részecskéit, amelyen áthalad. Az anyagban két azonos fázisban rezgő pont távolsága az ultrahang hullámhossza. A hullámhossz (λ), a terjedési sebesség (c) és a frekvencia (f) összefügg,

$$c = f\lambda \quad (6.1)$$

Az ultrahang sebessége függ attól, milyen anyagban terjed. Általában minél keményebb az anyag, annál nagyobb lesz a terjedési sebesség. A terjedési sebesség függ az anyag hőmérsékletétől is. Néhány anyagra a T 6.1 táblázat adja meg az ultrahang terjedési sebességét. A táblázatban megtalálható az anyagok karakterisztikus (akusztikus) impedanciája és 1 MHz-en a távolságtól függő leosztás mértéke is. A táblázatban a leosztás frekvenciától való függésének jellege is megtalálható.

TABLE 2 Ultrasonic Properties of Some Common Materials, Including Biological Tissues

	Propagation Velocity (m/s)	Characteristic Impedance ($10^6 \text{ kg/m}^2 \text{ s}$)	Attenuation Coefficient at 1 MHz (dB/cm)	Frequency Dependence of Attenuation Coefficient
Air	330	0.0004	10	f^2
Aluminium	6400	17	0.02	f
Bone	2700-4100	3.75-7.38	3-10	$f-f^{1.5}$
Castor oil	1500	1.4	1	f^2
Lung	650-1160	0.26-0.46	40	$f^{0.6}$
Muscle	1545-1630	1.65-1.74	1.5-2.5	f
Perspex	2680	3.2	2	f
Soft tissues (except muscle)	1460-1615	1.35-1.68	0.3-1.5	f
Water	1480	1.52	0.002	f^2

Data obtained from P. N. T. Wells, *Ultrasonics in Clinical Diagnosis*, Churchill Livingstone, Edinburgh, 1977.

T 6.1 táblázat

Homogén anyagban való haladás során az ultrahang intenzitásának leosztódása három okból következik be: divergencia, elnyelés és szóródás. Az intenzitás csökkenés mértéke az anyagra jellemző.

A karakterisztikus (akusztikus) impedancia egy anyagnak a nyomáshullámok terjedésével szembeni ellenállását adja meg:

$$Z = \rho c = p/v \quad (6.2)$$

ahol ρ az anyag sűrűsége, c az ultrahang terjedési sebessége az adott anyagban, p a lokális nyomás és v az anyagi részecske lokális sebessége.
Az ultrahang hullámmérszetéből adódóan két közeg határán törés és visszaverődés következik be, ld. Á 6.1 ábra.

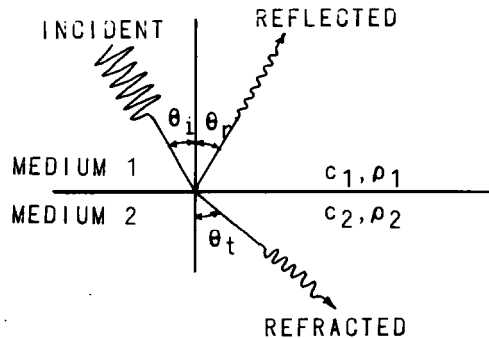


Figure 9 An incident beam in medium 1 strikes the interface with medium 2, producing a reflected beam and a refracted beam. θ_i and θ_r are the angles of incidence and reflection (which are equal), and θ_t is the angle of the refracted beam, which is transmitted by the second medium. All angles are measured with respect to a line normal to the interface.

Á 6.1 ábra

A visszaverődött sugarat echo-nak hívjuk. A visszaverődés mértéke, a visszaverődött sugár és a két anyag határára érkezett sugár energiájának hányadosa a reflexió együttható, R . A reflexió függ a két anyag karakterisztikus (akusztikus) impedanciájától:

$$R = \left| \frac{Z_2 \cos \Theta_i - Z_1 \cos \Theta_t}{Z_2 \cos \Theta_i + Z_1 \cos \Theta_t} \right|^2 \quad (6.1)$$

ahol Θ_i a beesési szög, Θ_t a törési szög, az ultrahang az 1-es indexszel jelölt anyag felől érkezik a két anyag határára.

Ha a két karakterisztikus impedancia megegyezik, $Z_1 = Z_2$, akkor a határfelületre merőlegesen érkező sugár, $\Theta_i = 0$ esetén nem történik visszaverődés. Ha a két karakterisztikus impedancia értéke nagy mértékben eltér egymástól, pl. $Z_1 \gg Z_2$, akkor az ultrahang nyaláb energiájának nagy része visszaverődik. Például ha vízben ($Z_{\text{víz}} = 1.52 \cdot 10^6 \text{ kg/m}^2\text{s}$) terjedő ultrahang víz-levegő határfelülethez ér, ($Z_{\text{levegő}} = 0.0004 \cdot 10^6 \text{ kg/m}^2\text{s}$) akkor energiájának 99.9 %-a visszaverődik.

Fentiekből következően el kell kerülni, hogy orvosi alkalmazásnál az ultrahang adó (vevő) és a testfelület közé levegő kerüljön. Erre a célra zselét alkalmaznak, amely kitölti a testfelület és az adó ill. vevő közti teret.

Doppler frekvencia eltolódás

Ha az ultrahang forrás és az érzékelő egymáshoz képest mozog, akkor az érzékelő közeledés esetén nagyobb, távolodás esetén kisebb frekvenciát érzékel.

$$f_{k1} = f \left(\frac{c + v}{c} \right), \quad f_{k2} = f \left(\frac{c}{c - v} \right) \quad (6.2)$$

$$f_{t1} = f \left(\frac{c - v}{c} \right), \quad f_{t2} = f \left(\frac{c}{c + v} \right) \quad (6.3)$$

ahol f_k a közeledés, f_t a távolodás esetén érzékelt frekvencia, c az ultrahang terjedési sebessége, v a forrás vagy az érzékelő sebessége. Az 1-es index azt az esetet jelöli, amikor a forrás mozog, a 2-es pedig azt, amikor az érzékelő.

6.2 Az ultrahang előállítás

Az ultrahangok előállítására piezoelektromos tulajdonságot mutató kristályokat használnak, amelyeket különböző alakúra vágnak. A kristály alakjának és méretének igazodni kell az adott alkalmazáshoz. Gondoskodni kell arról is, hogy a kristály felhasználásával készült átalakító csak az egyik irányba sugározzon. Ennek érdekében a kívánt sugárzással ellentétes oldalon a kristály levegővel vagy más, közel 100 %-os visszaverődést okozó anyaggal van körülvéve. A kristály és a hozzá kapcsolódó vizsgált tárgy határáról visszaverődés is történik. A kristály szélességét az ultrahang hullámhosszának felére választva a kétszeres visszaverődés után érkező hullámok összegződnek a visszaverődés nélkül haladó hullámokkal. Az elterjedten használt ólom-cirkónium-titanátban az ultrahang terjedési sebessége 4000 m/s, 1 MHz-en a félhullámhossz 2 mm. Az elmondottakat szemlélteti az Á 6.2 ábra.

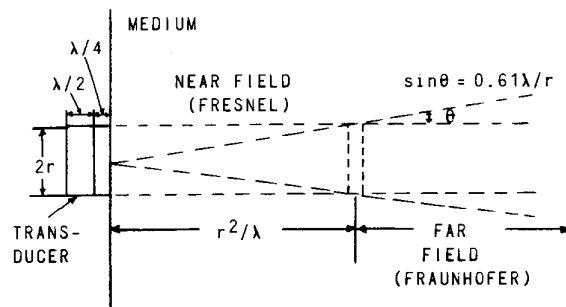


Figure 12 Transducer ($\lambda/2$ in thickness) coupled to a medium by a quarter-wavelength ($\lambda/4$) material of intermediate characteristic impedance. The idealized near (Fresnel) and far (Fraunhofer) fields are identified.

Á 6.2 ábra

Az ultrahang forrásból kilépő hullámok a vizsgált anyagba jutnak. Az anyagban két tartományt különböztetünk meg. A köztérben (Fresnel zóna) kör alakú sugárzó kör alakú nyalábban terjedő ultrahangot eredményez, amelyben az interferencia miatt mind hosszirányban mind a terjedés irányára merőlegesen minimum és maximum helyek vannak.

A távotérben (Fraunhofer zóna) a sugárzás divergens, itt a sugárzást úgy tekinthetjük, mintha a forrás a geometriai középpontból mint pontsugárzóból eredne. A divergencia szögét Θ -val jelölve: $\sin \Theta = 0.61\lambda/r$, ahol r a henger alakú kristály fedőlapjának sugara. A köztér és távotér között nincs éles határvonal, a kristálytól r^2/λ távolságban van az átmeneti zóna.

Látható, hogy a kristály átmérőjének növelésével növelhető a köztér hossza, a távotér divergenciájának szöge csökken, ha a kristály átmérő nő vagy a kisugárzott frekvencia nő.

Az echokardiográfiára alkalmazott korai kristályok 2.5 MHz-en sugároztak, sugaruk 6 mm volt, így a divergencia szöge 3.5 fok, a közel- és távotér közti "választóvonal" a forrástól 6 cm-re volt.

6.3 Az echo megjelenítési lehetőségei

A visszavert hullám időfüggvényét vagy annak demodulált formáját mutatja az A kijelzési mód (Á 6.3 ábra).

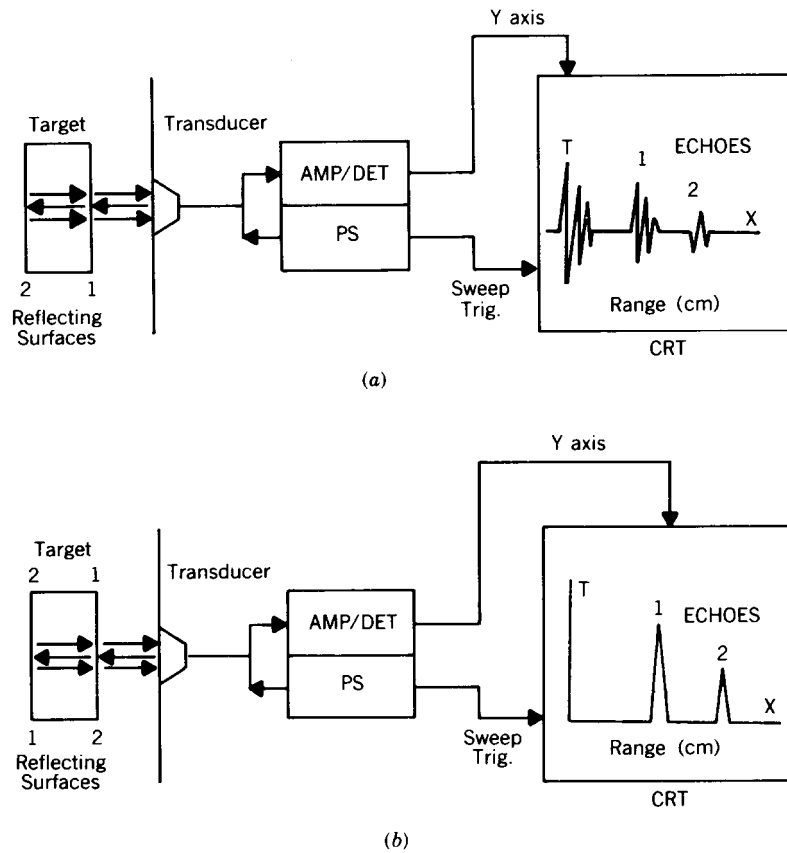


Figure 13 (a) A-scan display (echo amplitude versus range). T is the transmitter pulse; 1 and 2 are the target echoes; and PS is the power supply that drives the transducer. (b) The same signals as in (a) have been demodulated and smoothed for this A-scan display.

Á 6.3 ábra

A visszavert jel amplitúdóját egy vonal mentén intenzitássá alakítja a B kijelzési mód (Á 6.4 ábra).

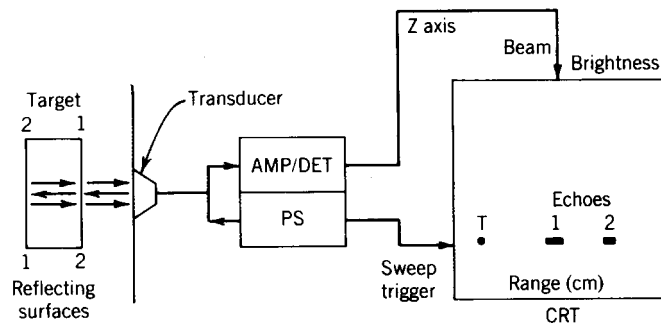


Figure 14 B-scan display (range displayed by brightness modulation). T is the transmitter pulse; 1 and 2 are the target echoes, and PS is the power supply that drives the transducer.

Á 6.4 ábra

Az M v. TM kijelzési mód mozgások állóképen való ábrázolására szolgál. Az Á 6.5 ábra a módszer elvét mutatja, itt a mozgás miatt változó echo képet mozgó filmszalagra rögzítik. A képképzésre szolgáló ultrahangos készülékekről a *Képképzésre használt módszerek* c. fejezetben lesz szó.

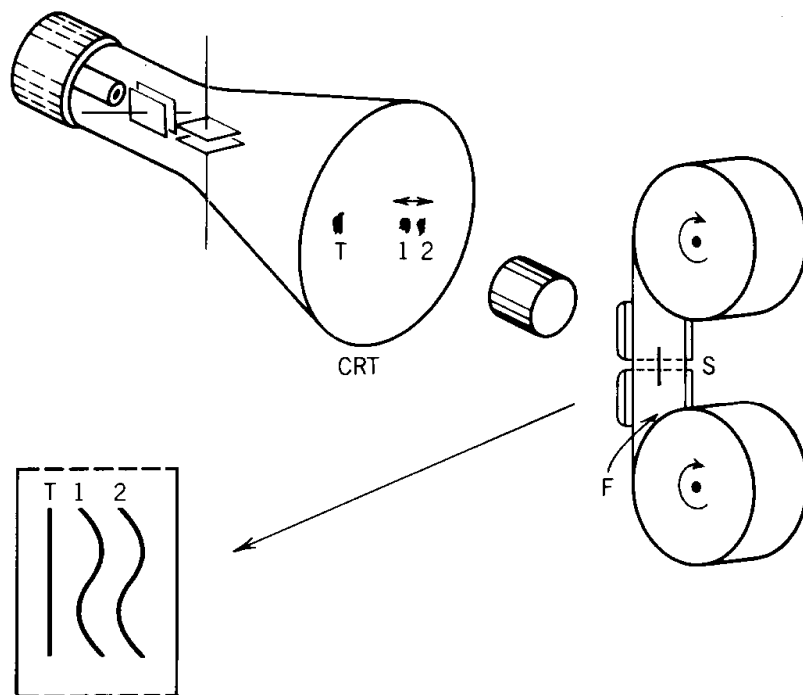


Figure 15 The M-mode display employing a camera to record the motion of the target echoes 1, 2.

Á 6.5 ábra

7. Biopotenciálokat fogadó erősítők

Ebben a fejezetben a biopotenciálokat fogadó erősítők általános tulajdonságait foglaljuk össze. Egy-egy konkrét készüléktípus (EKG, EEG, EMG, stb.) tárgyalásakor térünk ki az abban felhasznált erősítő sajátosságaira.

A biopotenciálokat fogadó erősítők általában ac csatoltak, így az elektród ofszet feszültség a kimeneti feszültségben nincs jelen. A lassú biológiai folyamatok miatt az alsó határfrekvencia nagyon kis értékű kell legyen, például EKG esetében megállapodás szerint 0.05 Hz. A felső határfrekvencia készülék típusonként változik. Tipikus érték Holter EKG esetében a 30 Hz, EMG esetében a 20 kHz.

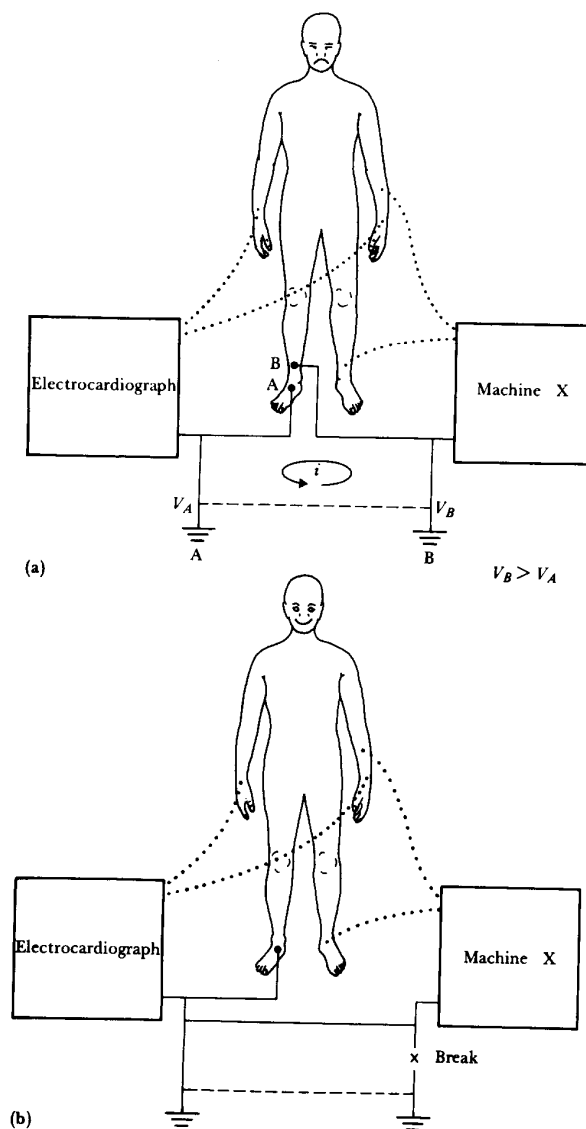


Figure 6.10 (a) Example of a ground loop between an electrocardiograph and another electric machine connected to the same patient. Each machine is grounded separately and also connected to the patient, so there is a closed path from ground A on the electrocardiograph to ground B on machine X. Current returns through dashed line representing connection between grounds in the wall and thereby establishes the loop. (b) The ground loop can be eliminated by connecting both machines to the same ground and having only one connection to the patient.

Á 7.1 ábra

Az erősítés értéke is széles határok között változik. A viszonylag nagy amplitúdójú (~ 70 mV) akciós potenciál mérésekor $\times 1 \dots \times 100$, a kis amplitúdójú ($5 \dots 50 \mu\text{V}$) EEG jelek mérésakor akár $\times 10^6$ erősítés is szükséges.

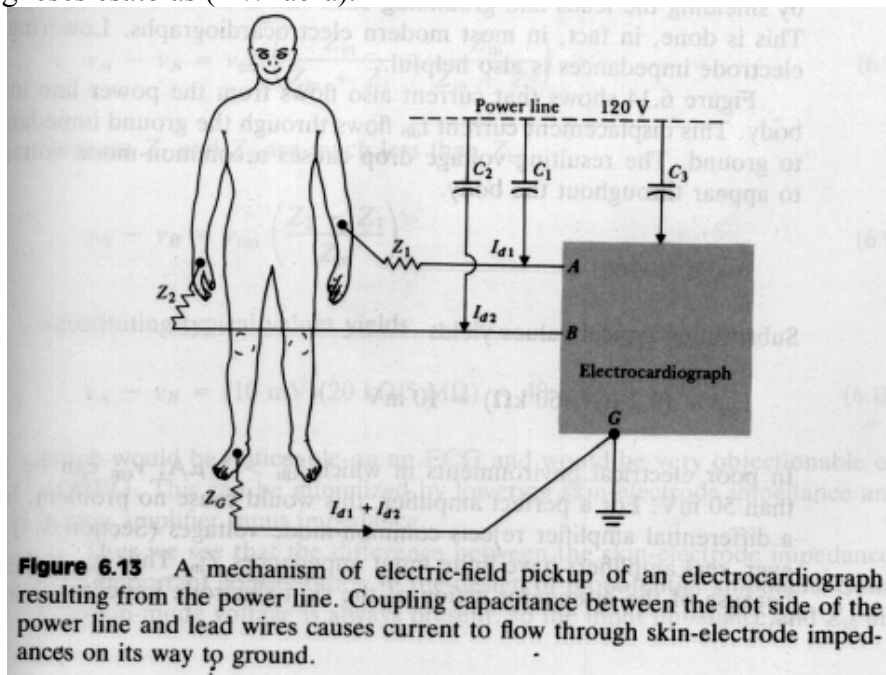
Az erősítők kis driftűek és kis zajúak kell, hogy legyenek, bemeneti impedanciájuk pedig a forrás impedanciájánál (ami tipikusan $10^3 \dots 10^7 \Omega$ között van) nagyságrendekkel nagyobb kell legyen.

Az erősítők bemenetére kerülhet a normál bemeneti jelet nagyságrendekkel meghaladó feszültség is. Tipikus példa az EKG készülék, amelynek biológiai eredetű bemeneti jele $1 \dots 5$ mV, de ha a vizsgált páciensre defibrillátort helyeznek, akkor 1 kV nagyságrendű feszültség juthat a bemenetre. Ezért a biopotenciálokat fogadó erősítők bemenetét védeni kell. Ugyanakkor a páciens is védeni kell attól, hogy a hozzákapcsolt erősítóből a biztonságos értéket meghaladó áram folyjon rajta keresztül.

7.1 Zavarjelek bejutása a mérőkörbe

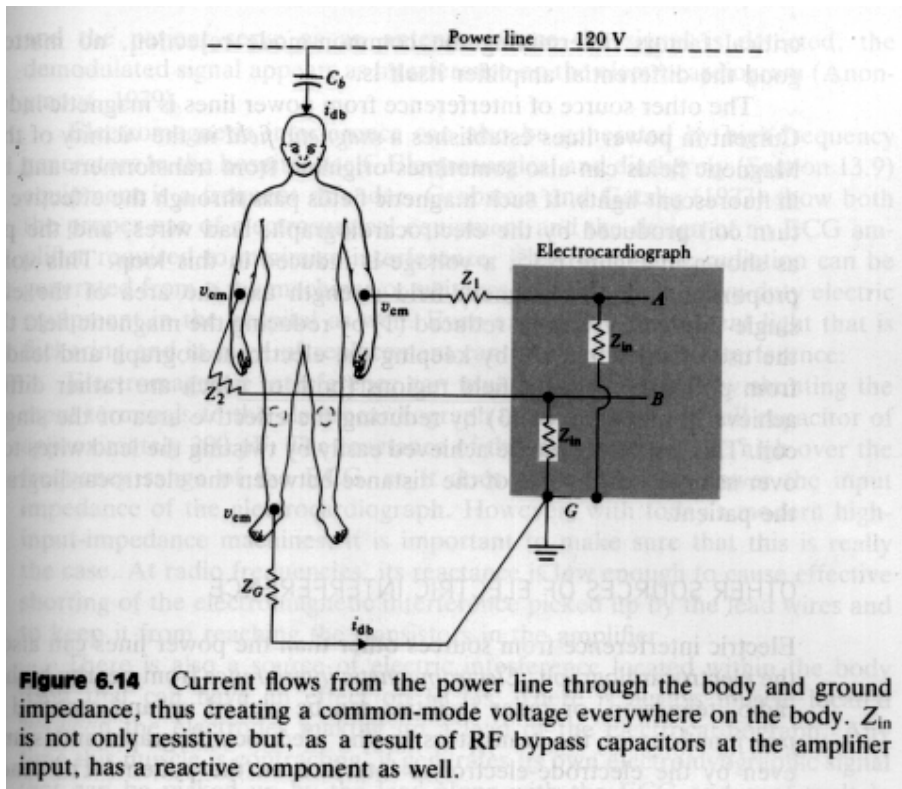
A zavarjelek bejutásának leggyakoribb módjai:

- földhurok kialakulása (Á 7.1 ábra),
- kapacitív csatolás (Á 7.2 és Á 7.3 ábra),
- mágneses csatolás (Á 7.4 ábra).

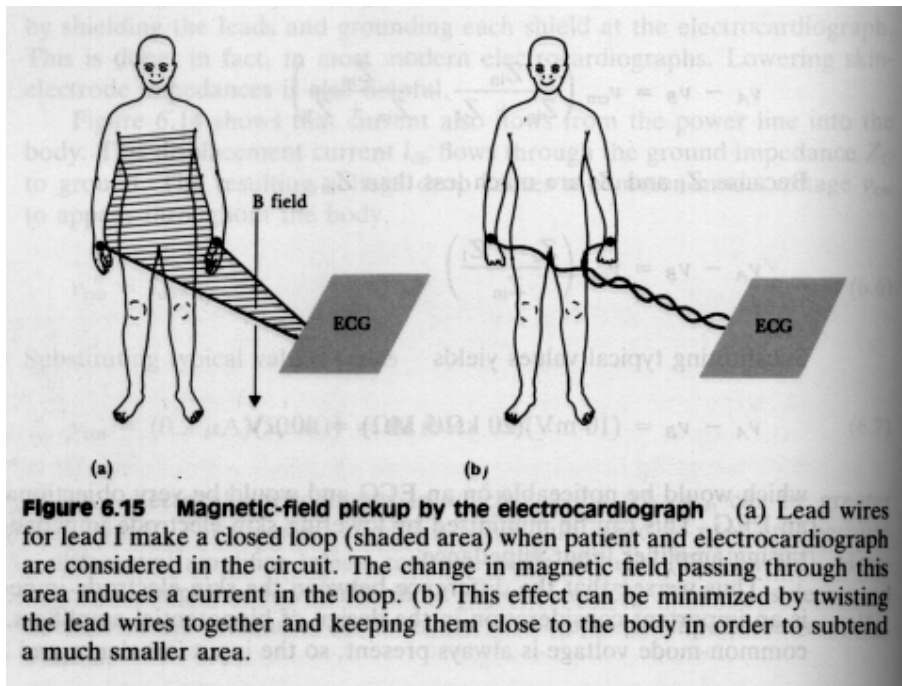


Á 7.2 ábra

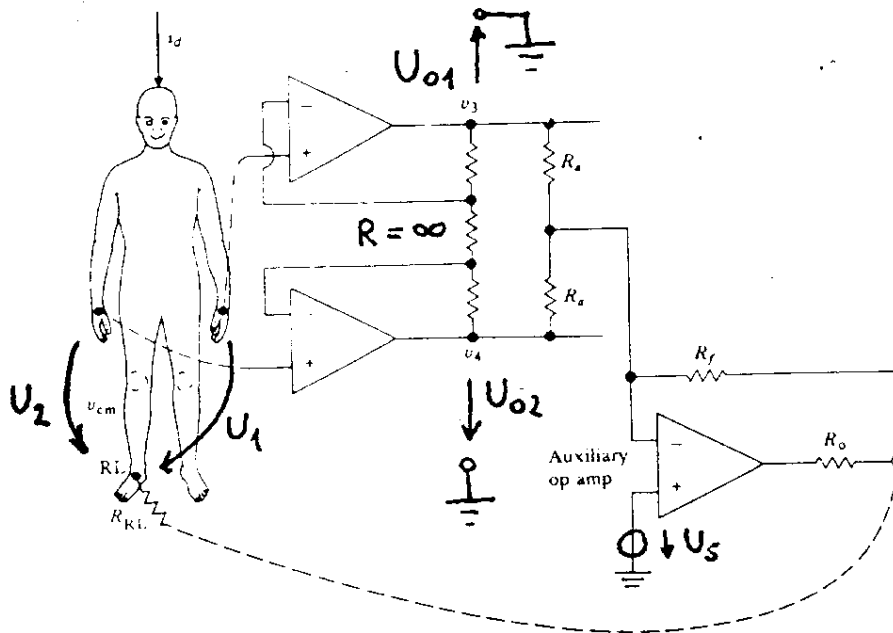
A biopotenciálokat fogadó korszerű erősítők használatakor a páciens nincs leföldelve. Az erősítő érzékeli a testfelszínen jelen levő közös feszültséget és egy segéderősítőn keresztül a közös feszültségre nézve negatív visszacsatolást hoz létre. A végtagi EKG felvételek a jobb lábon nincs érzékelő, ezért a segéderősítő kimenetét a jobb lábra kapcsolják, ld. Á 7.5 ábra. Innen ered a “meghajtott jobb láb” elnevezés.



Á 7.3 ábra



Á 7.4 ábra



Driven-right-leg circuit for minimizing common-mode interference
 The circuit derives common-mode voltage from a pair of averaging resistors connected to v_3 and v_4 in Figure 3.5. The right leg is not grounded but is connected to output of the auxiliary op amp.

Á 7.5 ábra

7.2 Bemeneti fokozatok

A paciens testfelszíne és a hálózat között szórt kapacitások vannak. Átlag értékeket tekintve a testfelszínen néhány voltos hálózati eredetű közös jel van, míg a hasznos jel legfeljebb néhány mV. Ezért a bemeneti fokozatok szimmetrikus felépítésűek és nagy közösjel elnyomással rendelkeznek. Vizsgáljuk meg az Á 7.5 ábrán látható bemeneti fokozatot.

Feltéve, hogy $R_G = \infty$,

$$\left. \begin{aligned} U_1 &\cong U_{o1} - \left(-\frac{R_f}{R_a} U_{o1} - \frac{R_f}{R_a} U_{o2} \right) \\ U_2 &\cong U_{o2} - \left(-\frac{R_f}{R_a} U_{o1} - \frac{R_f}{R_a} U_{o2} \right) \end{aligned} \right\} \quad (7.1)$$

$U_{o1} - U_{o2} = U_1 - U_2$, tehát a kimeneti szimmetrikus feszültség megegyezik a bemeneti szimmetrikus feszültséggel.

$$\frac{U_{o1} + U_{o2}}{2} \cong \frac{U_1 + U_2}{2} \frac{1}{1 + 2 \frac{R_f}{R_a}} \quad (7.2)$$

Tehát a kimeneti közös feszültség a bemeneti közös feszültség $(1 + 2R_f/R_a)$ -ad része. Az R_f/R_a hányados nem növelhető tetszőlegesen, a visszacsatolt erősítő stabilitását vizsgálni kell. A hurokban levő elektronikus áramkörök időállandóin kívül figyelembe kell venni a paciens testfelülete és a föld közti ekvivalens kapacitást és a hozzávezetések ellenállását is.

Az Á 7.5 ábrán levő U_s generátor az elektród kontaktusok mérés közbeni ellenőrzését biztosítja.

$$\left. \begin{aligned} U_1 &= U_{o1} - \left(-\frac{R_f}{R_a} U_{o1} - \frac{R_f}{R_a} U_{o2} + \frac{R_f + R_a \times R_a}{R_a \times R_a} U_s \right) \\ U_2 &= U_{o2} - \left(-\frac{R_f}{R_a} U_{o1} - \frac{R_f}{R_a} U_{o2} + \frac{R_f + R_a \times R_a}{R_a \times R_a} U_s \right) \end{aligned} \right\} \quad (7.3)$$

A kimeneti szimmetrikus jel $U_{o1} - U_{o2} = U_1 - U_2$, U_s -től függetlenül, viszont a kimeneti közös jel:

$$\frac{U_{o1} + U_{o2}}{2} = \frac{U_1 + U_2}{2} \frac{1}{1 + 2 \frac{R_f}{R_a}} + U_s \quad (7.4)$$

Tehát U_s a kimeneti közös jelben megjelenik, ha mindkét elektród kontaktus jó. Ha a jobb kézen levő elektród hozzávezetés leszakad, akkor U_{o2} -n konstans, U_s -től független feszültség mérhető, U_{o1} -en viszont U_s kb. kétszeres amplitúdóval jelenik meg. Ezek alapján lehet az elektród leszakadást detektálni.

A bemeneti fokozatok védelmére alkalmazott áramkörök feszültség-áram karakterisztikáját az Á 7.6 ábrán láthatjuk, az Á 7.7 ábra néhány lehetséges megoldást mutat.

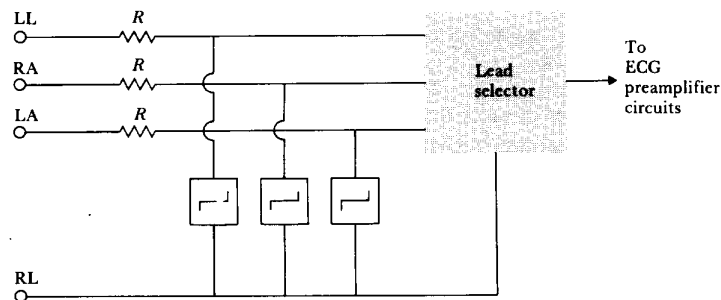


Figure 6.16 A voltage-protection scheme at the input of an electrocardiograph to protect the machine from high-voltage transients. Circuit elements connected across limb leads on left-hand side are voltage-limiting devices.

Á 7.6 ábra

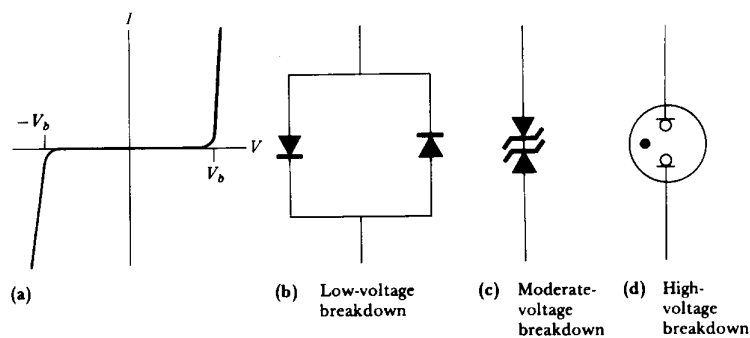
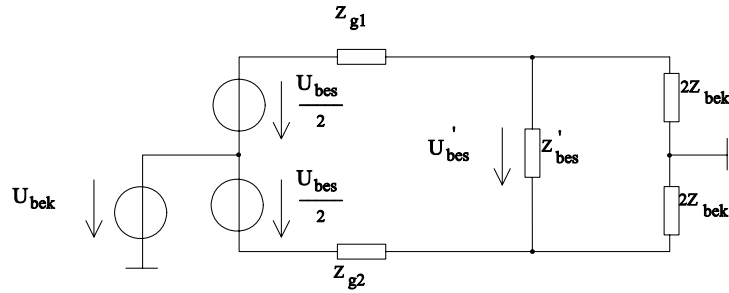


Figure 6.17 Voltage-limiting devices (a) Current-voltage characteristics of a voltage-limiting device. (b) Parallel silicon-diode voltage-limiting circuit. (c) Back-to-back silicon Zener-diode voltage-limiting circuit. (d) Gas-discharge tube (neon light) voltage-limiting circuit element.

Á 7.7 ábra

7.3 Hozzávezetések

Ha DC leválasztásra van szükség, ez nem közvetlenül a bemeneten történik. A csatoló kondenzátorok impedanciái közti különbség még kis túrésú elemek használata esetén is lerontaná a közösjel elnyomást.



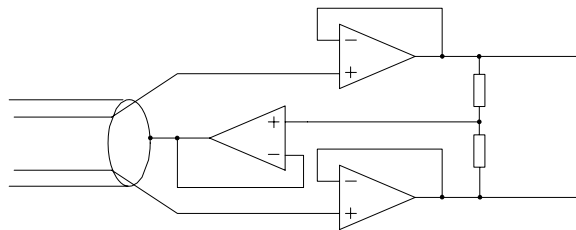
Á 7.8 ábra

Az Á 7.8 ábra szerinti egyszerű helyettesítő képet véve alapul az eltérő hozzávezetési impedanciák miatt a bemeneti közös jelből szimmetrikus jel képződik, ennek mértékét az illesztési közösjel elnyomási tényező adja meg:

$$E_{ku_{ii}} = \frac{2Z_{bek}}{\Delta Z_g} \quad (7.5)$$

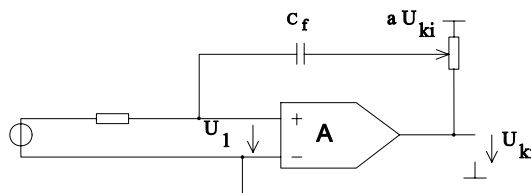
Az elektródok és az erősítő közti összeköttetésre gyakran árnyékolt kábelt használnak a zavarjelek hatásának csökkentésére. Az árnyékolás földelését az adott alkalmazástól függően kell megoldani. Általában kisfrekvenciás jelek esetén egy pontban kell az árnyékolást földelni, ahogyan az az Á 7.1 ábrán látható.

Az árnyékolt kábel kapacitása nagy, nagyságrendileg 100 pF/m. A közös feszültség által "látott" kapacitás csökkenthető, ha az árnyékolást a közös feszültségre egy segéderősítővel utánhúzzuk, ld. Á 7.10 ábra.



Á 7.9 ábra

Az erősítő bemenete felől látott kapacitás csökkenthető, ha az erősítő bemeneti kapacitása negatív. Erre mutat példát az Á 7.10 ábra.

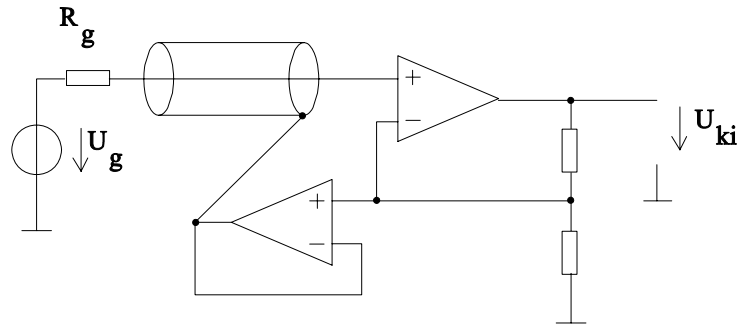


Á 7.10 ábra

$$\frac{U_1 - aU_{ki}}{\frac{1}{sC_f}} = \frac{U_1}{\frac{1}{sC_{be}}} \quad (7.6)$$

$$C_{be} = (1 - aA)C_f$$

Az ion-szelektív elektródok generátor impedanciája jóval nagyobb, mint a közönséges árnyékolt kábel vezető szála és árnyékolása közti impedancia. Így az árnyékolt kábel földelését az Á 7.11 ábrán látható módon szokás megoldani.

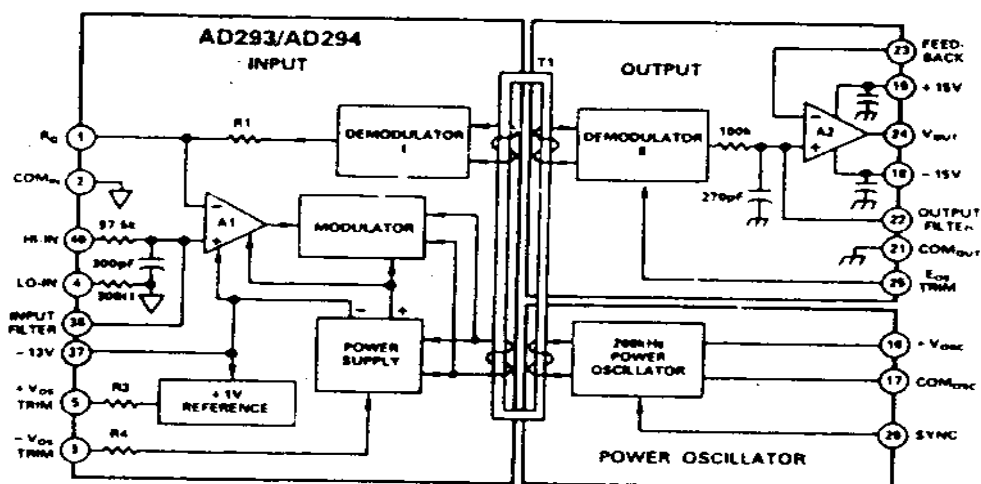


Á 7.11 ábra

7.4 Galvanikusan leválasztott erősítők

A paciens biztonságát növeli, ha a hozzákapcsolt készülék bemeneti fokozata a többi fokozattól galvanikusan le van választva. A galvanikus leválasztás akkor különösen jó megoldás, ha a paciens egyszerre több készüléssel is kapcsolatba kerül, hiszen ilyenkor a földelések közti potenciálkülönbség is veszélyes lehet.

A mai készülékek között sok olyan van, amelyik teljes egészében elemes táplálású. Ha hálózati tápegységre van szükség, akkor a galvanikus leválasztás transzformátor vagy optikai átvitel beiktatásával oldható meg. Az Á 7.12 ábra egy transzformátoros megoldást mutat. Léteznek olyan erősítők, amelyek kis értékű (1-2 pF) kapacitást használnak az elválasztott oldalak közti jelátvitelre. Ez nem jelent minőségromlást mivel a két oldal közti kapacitás galvanikus elválasztás esetén úgysem csökkenthető ennél sokkal kisebbre.

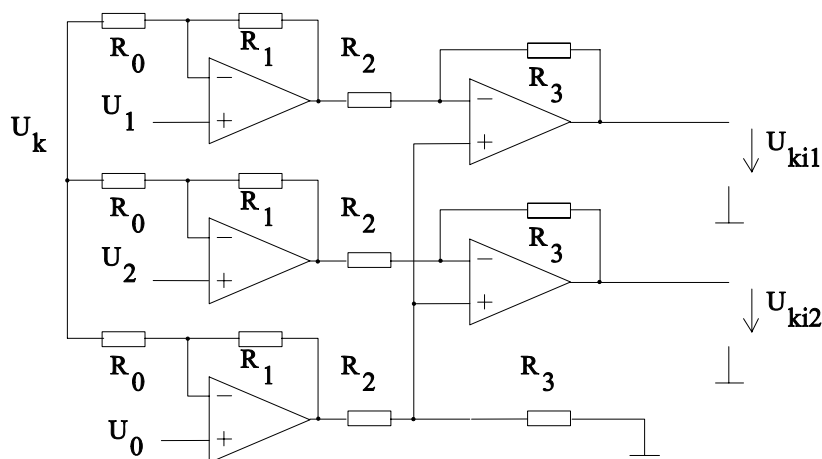


AD293/AD294 Block Diagram

Á 7.12 ábra

7.5 Sokcsatornás erősítők

Különböző alkalmazásokban van szükség arra, hogy egy paciensre helyezett sok biopotenciált mérő elektródhoz kapcsoljunk erősítőt. Például a felületi potenciáltérképet felvevő EKG akár 200 csatornát is használhat. Célszerű ilyenkor, ha az egyes erősítők bemenete minél kisebb mértékben tér el egymástól. Ezt azonos struktúrával lehet segíteni. Az egyes erősítő csatornák között még kisebb eltérések lesznek, ha egy lapkára integrálják ezeket. Az Á 7.13 ábra mutatja, hogyan lehet n csatornára kiterjeszteni a közismert három műveleti erősítő mérőerősítőt. A "meghajtott jobb láb" módszer itt is alkalmazható, ehhez az U_k feszültséget lehet felhasználni.



Á 7.13 ábra

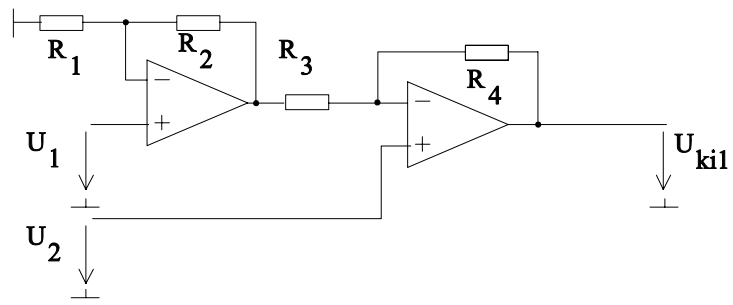
A közös bemeneti feszültség:

$$U_k = \frac{U_0 + U_1 + U_2 + \dots + U_i}{i+1} \quad (7.7)$$

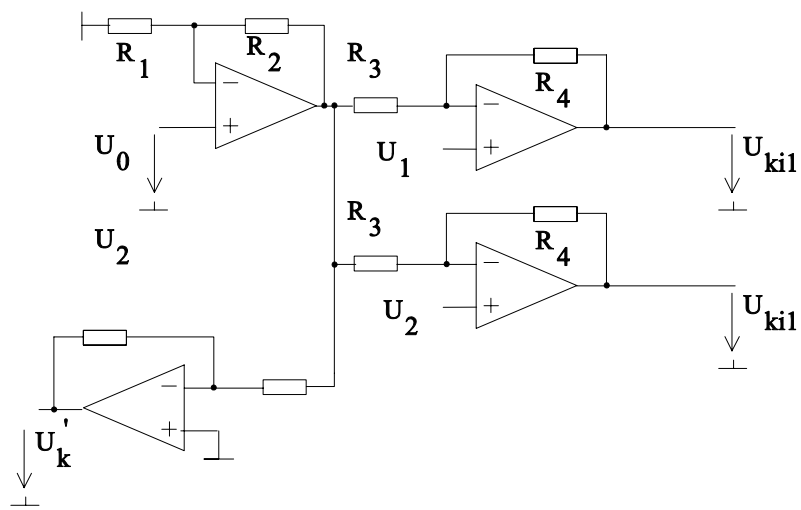
Az i . kimenetre:

$$U_{ki} = \frac{R_3}{R_2} \left(1 + \frac{R_1}{R_0}\right) (U_0 - U_i) \quad (7.8)$$

Az Á 7.14 ábra két műveleti erősítővel felépített szimmetrikus erősítő mutat. Az Á 7.15 ábrán látható, hogyan lehet ezt a struktúrát sok csatornás erősítőként felhasználni.



Á 7.14 ábra



Á 7.15 ábra

8. Biológiai jelek feldolgozása

Éppúgy, mint bármely más alkalmazási területen, a biológiai jelek feldolgozása során is az általánosan megfogalmazható cél a lényeges és a lényegtelen szétválasztása, majd a lényeges információ megfelelő formában való megjelenítése. A hasznos jel és a nemkívánatos jelek sok esetben a különféle tartományokban átfedésben vannak. Ezen felül, a nemkívánatos jelek között biológiai eredetűek is lehetnek. Az orvostechnikával vagy a biológiai jelek feldolgozásával foglalkozó könyvek sokszor a mérés technikában és jelfeldolgozásban *általában* felhasználható módszereket és eljárásokat ismertetik. Ezeket a módszereket természetesen alkalmazzák biológiai jelek feldolgozása során is. A leggyakrabban időtartománybeli (átlagolás, korreláció számítás, mintaillesztés) és frekvenciatartománybeli (Fourier analízis, szűrés) módszereket használunk. Elsősorban az EKG és az EEG feldolgozás során használják a ma népszerű idő- és frekvenciatartományban egyszerre történő analízist (F-T analysis, wavelet analysis). Mivel a biológiai jelek feldolgozását segítő algoritmusok nem mindig fogalmazhatók meg egzakt formában, a mesterséges intelligencia és a neurális hálózatok alkalmazása is gyakori. Az "Orvosbiológiai mérés technika" tárgy hallgatói előzetes tanulmányaik során megismerkedtek a jelfeldolgozás alapvető módszereivel. Ezért ezek általános ismertetését elhagyjuk. (Az irodalomjegyzékben több könyvet is felsorolunk, amelyekben a módszerek részletes leírása megtalálható.) Az egyes vizsgálatok tárgyalásakor fogunk kitérni az azoknál alkalmazott jelkiértékelési eljárásokra. Az általánosan alkalmazott eljárások közül az *adattömörítésre* és a *jelsorozatokban meglévő szabályosság minősítésére* mutatunk be néhányat.

8.1 Adattömörítés

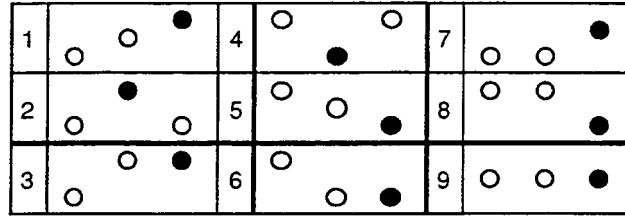
Az adattömörítés céljára használt módszerek két csoportba oszthatók aszerint, hogy visszaállítható-e a tömörített változathoz az eredeti adathalmaz információvesztés nélkül. Az elterjedten használt arj, zip programok (illetve a fax átvitelnél a kezdetek óta használt 'run-length-encoding') által előállított tömörített adathalmazból veszteség nélkül visszaállítható a tömörítetlen adathalmaz.

A másik csoportba olyan módszerek tartoznak, amelyeknek használatakor a tömörített változathoz csak adott hibával állítható vissza az eredeti adathalmaz. A megengedett eltérés eredményeként nagyobb tömörítési arány érhető el.

Szélső pont algoritmus

Az eredeti adathalmaz méretét a felére csökkenti. Egyszerre mindig három pont vizsgálata történik, ebből egy a referencia pont. Az adathalmaz első pontja az első referencia pont, ezt eltávolítjuk, majd megvizsgáljuk a sorrendben következő két pontot, amelyek közül az egyiket kiválasztjuk következő referencia pontnak, a másikat pedig eldobjuk. Az új referencia pontot is eltávolítjuk és megvizsgáljuk a sorrendben következő két pontot. Ezt az eljárást ismételjük, amíg az eredeti adathalmaz utolsó pontját is be nem olvastuk.

A referencia pontot követő két pont közül azt őrizzük meg, amelyik a három pont közül szélső pont. Ennek kiválasztási szabályának megfogalmazásához az Á 8.1 ábrán megadjuk három pont összes lehetséges elhelyezkedését. Két elhelyezkedés akkor különböző, ha a szomszédos pontok egymáshoz való viszonya (kisebb, nagyobb, egyenlő) különböző.



(a)

Pattern	$s_1 = \text{sign}(X_1 - X_0)$	$s_2 = \text{sign}(X_2 - X_1)$	NOT(s_1) OR ($s_1 + s_2$)	Saved sample
1	+1	+1	1	X_2
2	+1	-1	0	X_1
3	+1	0	1	X_2
4	-1	+1	0	X_1
5	-1	-1	1	X_2
6	-1	0	1	X_2
7	0	+1	1	X_2
8	0	-1	1	X_2
9	0	0	1	X_2

(b)

Figure 10.1 Turning point (TP) algorithm. (a) All possible 3-point configurations. Each frame includes the sequence of three points X_0 , X_1 , and X_2 . The solid points are saved. (b) Mathematical criterion used to determine saved point.

Á 8.1 ábra

A $\text{sign}(x)$ műveletet a következőképpen definiáljuk:

$$\text{sign}(x) = \begin{cases} 0, & \text{ha } x = 0, \\ +1, & \text{ha } x > 0, \\ -1, & \text{ha } x < 0. \end{cases} \quad (8.1)$$

Az Á 8.1b ábrán szereplő feltételekkel egyszerűen megfogalmazható, hogy a referencia pontot (X_0) követő két pont (X_1 , X_2) közül melyiket hagyjuk el. Ha a

$$\text{NOT}(\text{sign}(X_1 - X_0)) \text{ OR } (\text{sign}(X_2 - X_1) + \text{sign}(X_1 - X_0)) \quad (8.2)$$

logikai kifejezés 0, akkor X_1 -et, különben X_2 -t tároljuk el. Látható, hogy X_1 -et akkor tároljuk el, ha az $X_1 - X_0$ közti meredekség és az $X_2 - X_1$ közti meredekség ellentétes előjelű.

A szélső pont algoritmus egyszerű, kis számítási igényű, állandó 2:1 tömörítési arányt eredményez. A tömörített adathalmaz szomszédos pontjai közötti időkülönbség változó.

Az AZTEC algoritmus

Az AZTEC (Amplitude Zone Time Epoch Coding) módszer lineáris szakaszokkal közelíti az eredeti adathalmaz pontjait. Az algoritmus egy eltárolandó ponttól (P_e) kezdődően minden további ponthoz kiszámítja az aktuális ponton és a P_e ponton áthaladó egyenes meredekségét. Ha az így kiszámított meredekségek minimális és maximális értéke közti különbség egy előre meghatározott értéket meghaladna, akkor a P_e ponthoz utoljára hozzávett pontot elhagyjuk, az

ezt megelőző pont és a P_e pont által meghatározott egyenes szakaszt eltávolítjuk. Az eltávolított szakasz végpontja lesz az új P_e pont.

A tömörített adatok visszaállítása során a szakaszok kapcsolódásánál meglévő ugrásszerű meredekség változások simítására aluláteresztő szűrőt használhatunk. Az Á 8.2 ábra példát mutat az AZTEC módszer alkalmazására és a visszaállításra.

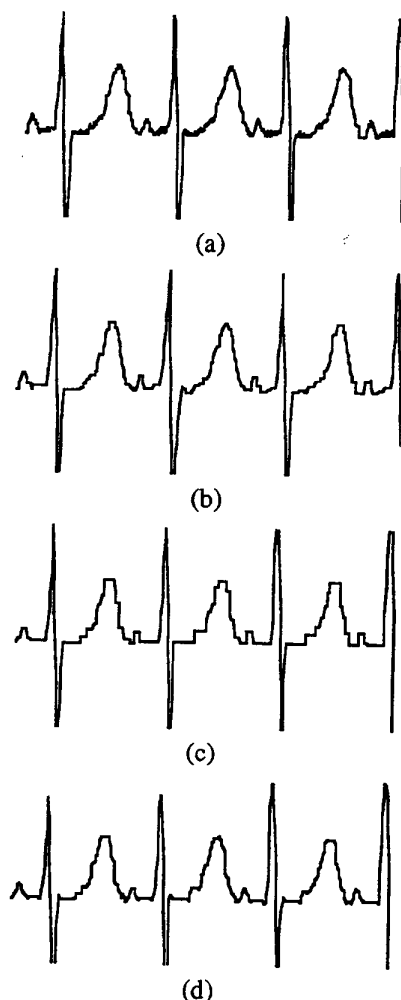


Figure 10.5 Examples of AZTEC applications. (a) Original waveform generated by the UW DigiScope *genwave* function (see Appendix D). (b) Small threshold, reduction ratio = 512:233, PRD = 24.4%. (c) Large threshold, reduction ratio = 512:153, PRD = 28.1%. (d) Smoothed signal from (c), $L = 3$, PRD = 26.3%.

Á 8.2 ábra

Az alkalmazott közelítés hibájának mérőszámaként használt paraméter:

$$\text{prd} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_{\text{eredeti}}(i) - x_{\text{közeltés}}(i))^2}{\sum_{i=1}^n (x_{\text{eredeti}}(i))^2}} * 100 [\%] \quad (8.3)$$

(prd: percent root-mean-square, négyzetgyökös eltérés, százalékban)

A szűrésre használt egyik lehetséges egyszerű formula $(2L + 1)$ pontra illeszt parabolát. $L = 3$ esetén:

$$p_k = (-2x_{k-3} + 3x_{k-2} + 6x_{k-1} + 7x_k + 6x_{k+1} + 3x_{k+2} - 2x_{k+3})/21 \quad (8.4)$$

ahol x_i a bemeneti, p_i a szűrt adathalmaz. A módszernek számos változata ismert. A CORTES (Co-ordinate Reduction Time Encoding System) a szélső pont és az AZTEC módszer kombinációja. A kis meredekségű szakaszokon az AZTEC, a nagy meredekségű szakaszokon a szélső pont algoritmust használja.

A legyező algoritmus (fan algorithm)

Ez az algoritmus is lineáris szakaszokkal közelíti az eredeti adathalmaz pontjait. A módszert az Á 8.3 ábra szemlélteti.

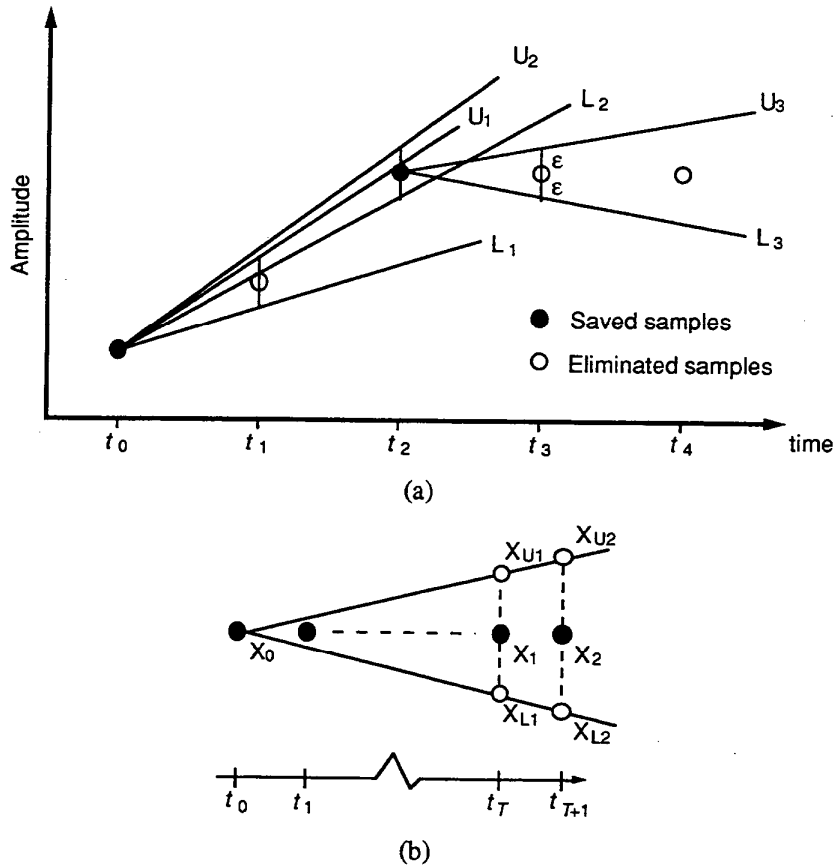


Figure 10.6 Illustration of the Fan algorithm. (a) Upper and lower slopes (U and L) are drawn within error threshold ϵ around sample points taken at t_1, t_2, \dots (b) Extrapolation of X_{U2} and X_{L2} from X_{U1}, X_{L1} , and X_0 .

Á 8.3 ábra

A hibasávot az Á 8.3 ábrán ϵ jelöli. Egy eltárolt pontból az öt követő pontnál megengedett maximális ($x_a + \epsilon$) és minimális ($x_a - \epsilon$) amplitúdóhoz egy-egy egyenest húzunk. Ezek a szétnyitható legyező egy elemének alakjára emlékeztetnek, innen a módszer neve. Az Á 8.3 ábrán az első (t_0 időponthoz tartozó, X_0) eltárolt pont és a második (t_1 időponthoz tartozó, X_1) pont hibasávja által meghatározott egyenesek: U_1 a maximális és L_1 a minimális meredekséget jelöli ki. A következő (t_2 időponthoz tartozó, X_2) pont ezen a sávon belül van, így X_1 elhagyható. Meghatározzuk az $(X_0, X_2 - \epsilon)$ és az $(X_0, X_2 + \epsilon)$ pontokon átmenő egyeneseket, L_2 -t és U_2 -t. Ezután az eddig számolt maximális értékekhez $[(X_1 + \epsilon): U_1$ és $(X_2 + \epsilon): U_2]$ tartozó meredekségek minimuma és a minimális értékekhez $[(X_1 - \epsilon): L_1$ és $(X_2 - \epsilon): L_2]$ tartozó meredekségek maximuma, U_1 és L_2 jelöli ki az új legyezőt. X_3 ezen kívül esik, így X_2 -t meg kell tartani. X_2 lesz az új kiinduló pont.

Az Á 8.4 ábra a különböző hibasávok használata mellett elérhető eredményeket mutatja. A legyező algoritmussal adott hibahatár mellett jobb közelítés érhető el, mint az AZTEC vagy a szélső pont algoritmussal (minősítésnek prd-t használva).

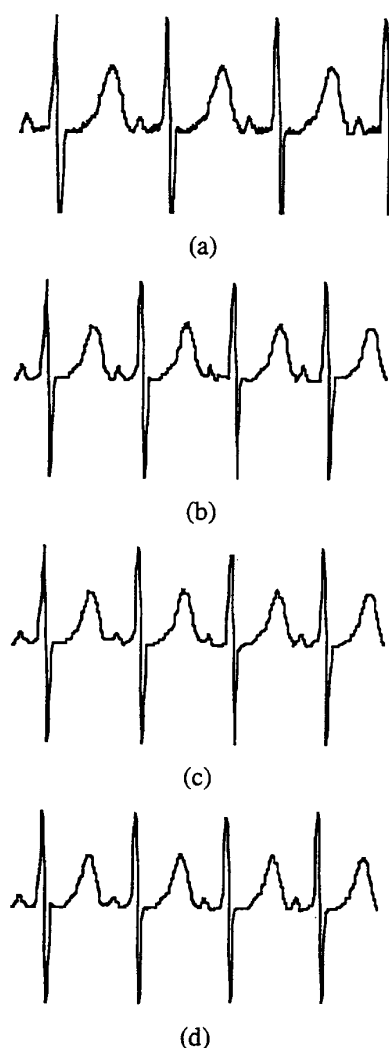


Figure 10.8 Examples of Fan algorithm applications. (a) Original waveform generated by the UW DigiScope *Genwave* function (see Appendix D). (b) Small tolerance, reduction ratio = 512:201 PRD = 5.6%. (c) Large tolerance, reduction ratio = 512:155, PRD = 7.2%. (d) Smoothed signal from (c), $L = 3$, PRD = 8.5%.

Á 8.4 ábra

8.2 Véletlenség tesztje

Biológiai eredetű jelek vizsgálatakor is előfordul, hogy előre nem ismert szabályosságot keresünk. Erre a célra használhatjuk az autokorrelációs függvényt vagy vizsgálhatjuk a jel spektrumát. Az alábbiakban egy egyszerű, kis számításigényű módszert ismertetünk. Két egyszerűen számítható paraméter jól használható annak jellemzésére, van-e szabályosság egy adathalmazban: a lokális szélsőértékek száma és az ezek közötti szakaszok hossza. ***A véletlenség teszt előtt célszerű periodicitás- és trend analízist végezni.***

A lokális szélsőérték lehet maximum vagy minimum, három szomszédos pont közül a középső lehet szélsőérték, ha mindkét szomszédjánál nagyobb vagy kisebb. Rendezzük a három pontot nagyság szerint, először kiválasztva a legnagyobbat, majd a maradék kettőből a nagyobbat. Így a három pont hatféleképpen helyezhető el, ezek közül négy esetben van lokális szélsőérték:

1 2 3 ---
 1 3 2 lokális minimum
 2 1 3 lokális maximum
 2 3 1 lokális maximum
 3 1 2 lokális minimum
 3 2 1 ---

N pontot tartalmazó adathalmazon végighaladva $N-2$ számhármast állíthatunk elő, a lokális szélsőértékek számának várható értéke:

$$p = \frac{2}{3}(N - 2) \quad (8.5)$$

Ha a lokális szélsőértékek fenti módszerrel meghatározott száma eltér a várható értéktől, ez azt jelzi, hogy az adathalmazban valamilyen szabályosság van. Az állítás megfordítása nem igaz.

9. Biztonságtechnika

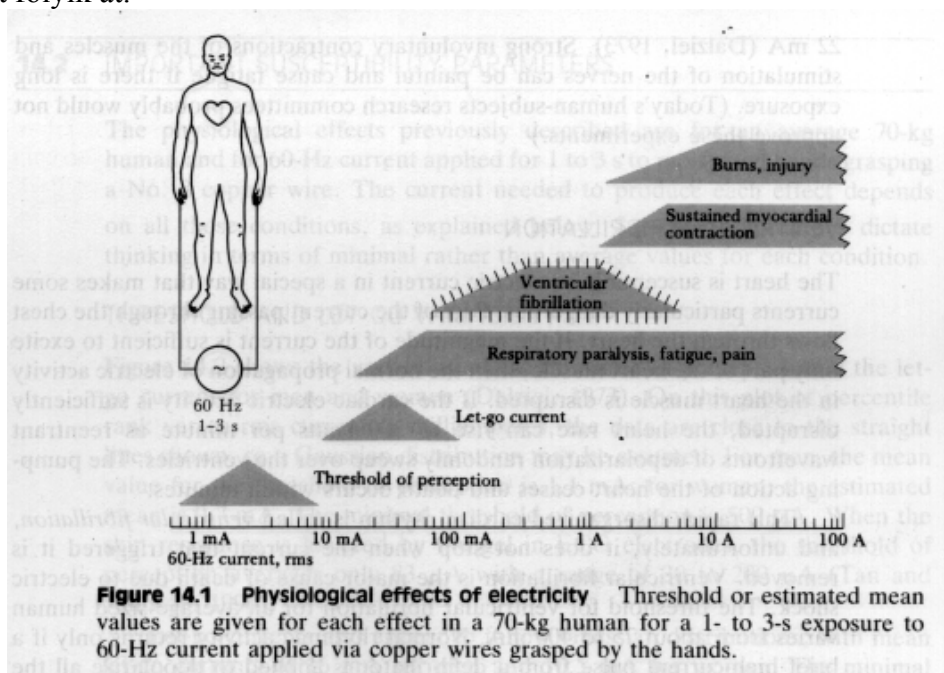
9.1 Az áram fiziológiai hatása

Manapság az orvosi vizsgálatokat nagyon sokféle elektronikus készülék segíti. Ezek nélkül nehéz elképzelni a hatékony gyógyítást, azonban használatuk során kellő körültekintéssel kell eljárni. Az Egyesült Államokban a kilencvenes évek eleje óta évente mintegy 10000 olyan esetet regisztrálnak, amikor egy paciensnek a vele kapcsolatba kerülő orvosi készülék sérülést okoz, egészségét veszélyezteti. Ez természetesen még akkor is sok, ha tudjuk, hogy az Egyesült Államokban csak EKG felvételtől évente több tízmillió készülék. A sérülések nagy része helytelen használatból ered, az egészségügyi személyzet sem olvassa el a felhasználói leírásokat mindaddig, amíg valamilyen probléma nem adódik. Emellett azonban számítanunk kell rá, hogy mint minden más elektronikus készülék, az orvosi műszer is meghibásodhat. Ennek következményei ellen megfelelő tervezéssel, rendszeres ellenőrzéssel védekezhetünk.

Az áram a test egy részén áthaladva a következő hatásokat válthatja ki:

- az elektromosan ingerelhető (ideg és izom) sejtek stimulálása,
- a szövetek felmelegítése, nagy áramok esetén elégetése.

Az áram egyes emberre gyakorolt hatása több tényezőtől is függ. Az Á 9.1 ábra mutatja, milyen hatásokat válthat ki, ha hálózati frekvenciájú áram 1-3 másodpercig egy 70 kg súlyú páciens két keze között folyik át.



Á 9.1 ábra

Az egy ember által még éppen érzékelhető áram az a minimális áram, amelyik képes a bőrön keresztül stimulálni az idegvégződéseket és így bizsergető érzést okozni. A rajtunk átfolyó áram fogva tart, ha az ideg és izom ingerlése meggátolja, hogy megszüntessük (elengedjük a vezetőket, elhúzzuk magunkat, stb.). Az áramot tovább növelve a légző izmok önkéntelenül összehúzódnak, légzésbénulást okozva. Ez az áram már fájdalmat okoz és az izmok kifáradását eredményezi. A szíven keresztül folyó áram képes annak összehangolt elektromos működését megzavarni. Ha a szívizmok depolarizációja a kamrák falán a szinusz csomóból érkező inger

nélkül is be tud következni, akkor a szív felületen rendezetlenül végbemenő depolarizáció/repolarizáció alakulhat ki. Ha ez a kamrák falán történik, akkor az ún. *ventrikuláris fibrilláció* (kamrai remegés) a véráramlás leállításához vezethet. Ez az állapot önfenntartó, az őt kiváltó áram megszüntetése után is fennmarad. Az áram további növelése a *teljes szívizomzat összehúzódását* eredményezi. A véráramlás ilyenkor is megszűnik, viszont az áram megszüntetése esetén nagy a valószínűsége, hogy a helyes szív működés újra elindul. Az ennél is nagyobb áram a hozzávetéseknel a bőrt kitégeti és olyan erős izom összehúzódást válthat ki, ami izomszakadást eredményez.

Az Á 9.2 ábra a fogva tartáshoz szükséges áram nagyságát mutatja férfiak és nők esetében.

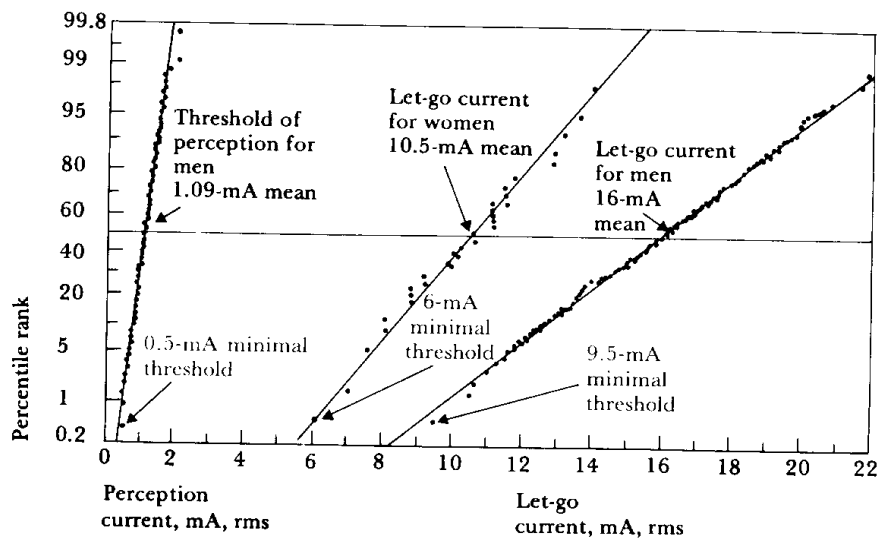


Figure 14.2 Distributions of perception thresholds and let-go currents These data depend on surface area of contact (moistened hand grasping AWG No. 8 copper wire). (Replotted from C. F. Dalziel, "Electric Shock," *Advances in Biomedical Engineering*, edited by J. H. U. Brown and J. F. Dickson III, 1973, 3, 223–248.)

Á 9.2 ábra

Az Á 9.3 ábra a frekvencia hatását mutatja. Látható, hogy a hálózati (50 - 60 Hz) frekvencia az élőlényekre nézve a legveszélyesebb.

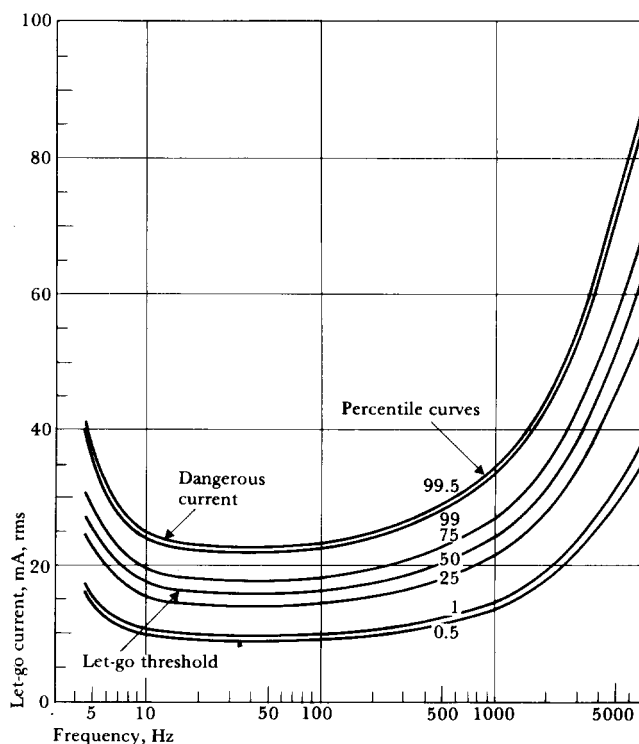


Figure 14.3 Let-go current versus frequency Percentile values indicate variability of let-go current among individuals. Let-go currents for women are about two-thirds the values for men. (Reproduced, with permission, from C. F. Dalziel, "Electric Shock," *Advances in Biomedical Engineering*, edited by J. H. U. Brown and J. F. Dickson III, 1973, 3, 223–248.)

Á 9.3 ábra

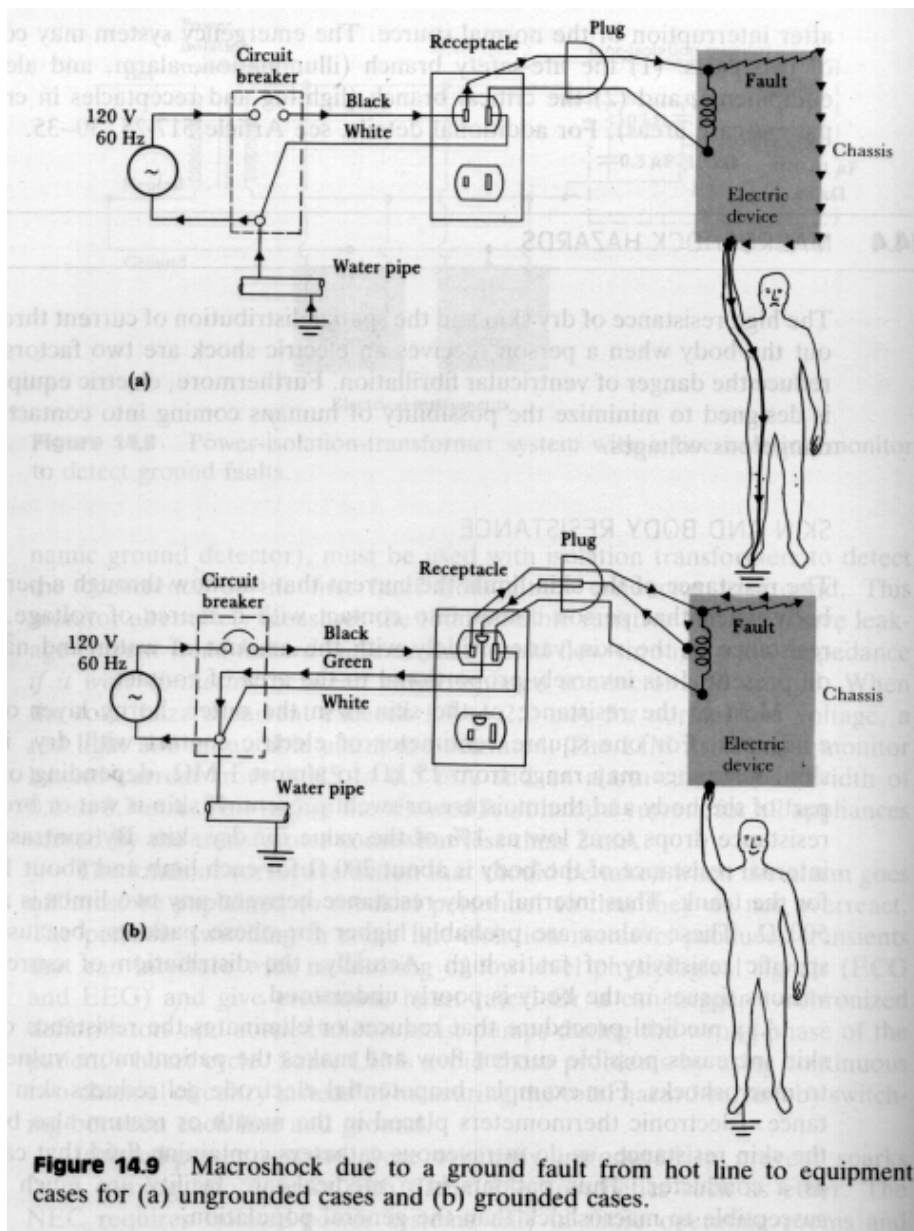
Az áram fiziológiai hatását még az alábbi tényezők befolyásolják: a behatási idő, az élőlény súlya, az áram hozzávezetési pontok helye és nagysága. Kísérletekkel igazolták, hogy a kedélyállapot is befolyásolja az áram hatását, a kiegyensúlyozott, vidám embert csak jóval nagyobb áram tartja fogva, mint a levert, rosszkedvű embert.

9.2 Makrosokk és mikrosokk kialakulása

Ha az áram hozzávezetési pontjai a test felszínén vannak, akkor *makrosokk*ról, ha az egyik hozzávezetési pont vagy közvetlenül (pl. katéter használatakor) vagy a véráramon keresztül a szívhez kapcsolódik, akkor *mikrosokk*ról beszélünk.

Makrosokk esetén a bőr ellenállása limitálja az áramot, adott feszültségforrást feltételezve. A bőr ellenállása széles határok között változik. Izzadás esetén vagy külső nedvesség jelenlétekor $10\text{ k}\Omega$, száraz bőr esetén $1\text{ M}\Omega$ tekinthető tipikus értéknek. Megjegyezzük, hogy a belső szervek ellenállása ennél jóval kisebb, a végtagokra az átlagos érték 200Ω , a törzsre 100Ω . Így két végtag között a belső ellenállás tipikus értéke 500Ω . Kővér embereknél ez jóval nagyobb, mivel a zsír fajlagos ellenállása nagyobb mint az izomé. Ha a bőr réteg megsérül vagy elvékonyodik, akkor a felületi hozzávezetések közti ellenállás jelentősen lecsökken, megnövelve ezzel az áramütés kockázatát.

Az Á 9.4 ábra mutatja, hogy jól működő védőföldelés a hálózat meleg pontja és a készülékház közti zárlat esetén megvédi a kezelőt az áramütéstől.



Á 9.4 ábra

A hálózat melegpontja és a készülékház közti fémes rövidzár nagyon ritka. Kórházi környezetben viszont fennáll annak a veszélye, hogy folyadék kerül a készülékbe és ez eredményez zárlatot.

Mikrosokk esetén már néhányszor $10 \mu\text{A}$ ventrikuláris fibrillációt okozhat. A kapacitív csatolás miatti szivárgó áramok esetén kialakuló helyzeteket mutatja az Á 9.5 ábra.

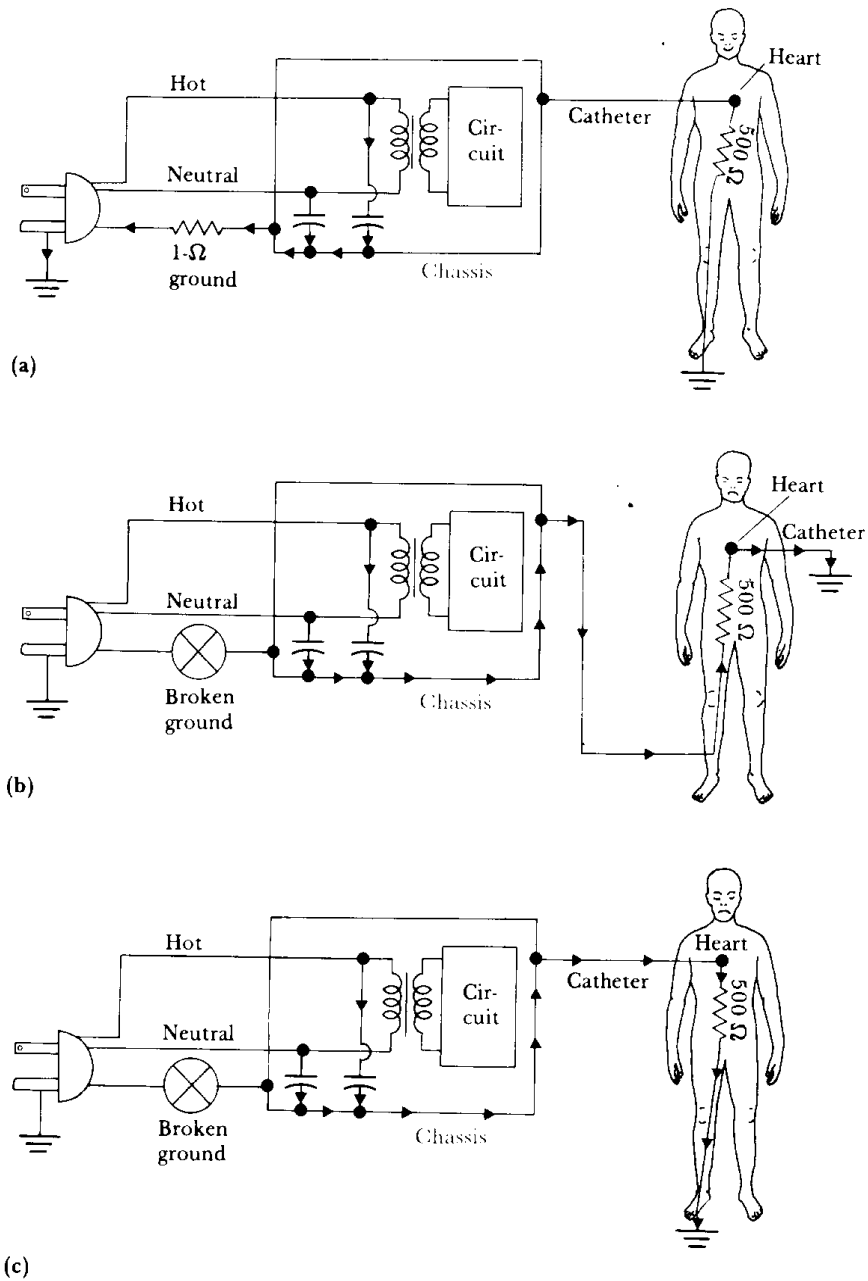


Figure 14.10 Leakage-current pathways Assume $100 \mu\text{A}$ of leakage current from the power line to the instrument chassis. (a) Intact ground, and $99.8 \mu\text{A}$ flows through the ground. (b) Broken ground, and $100 \mu\text{A}$ flows through the heart. (c) Broken ground, and $100 \mu\text{A}$ flows through the heart in the opposite direction.

Á 9.5 ábra

További veszélyes helyzeteket és ezek modellezését mutatják az Á 9.6, Á 9.7 és Á 9.8 ábrák.

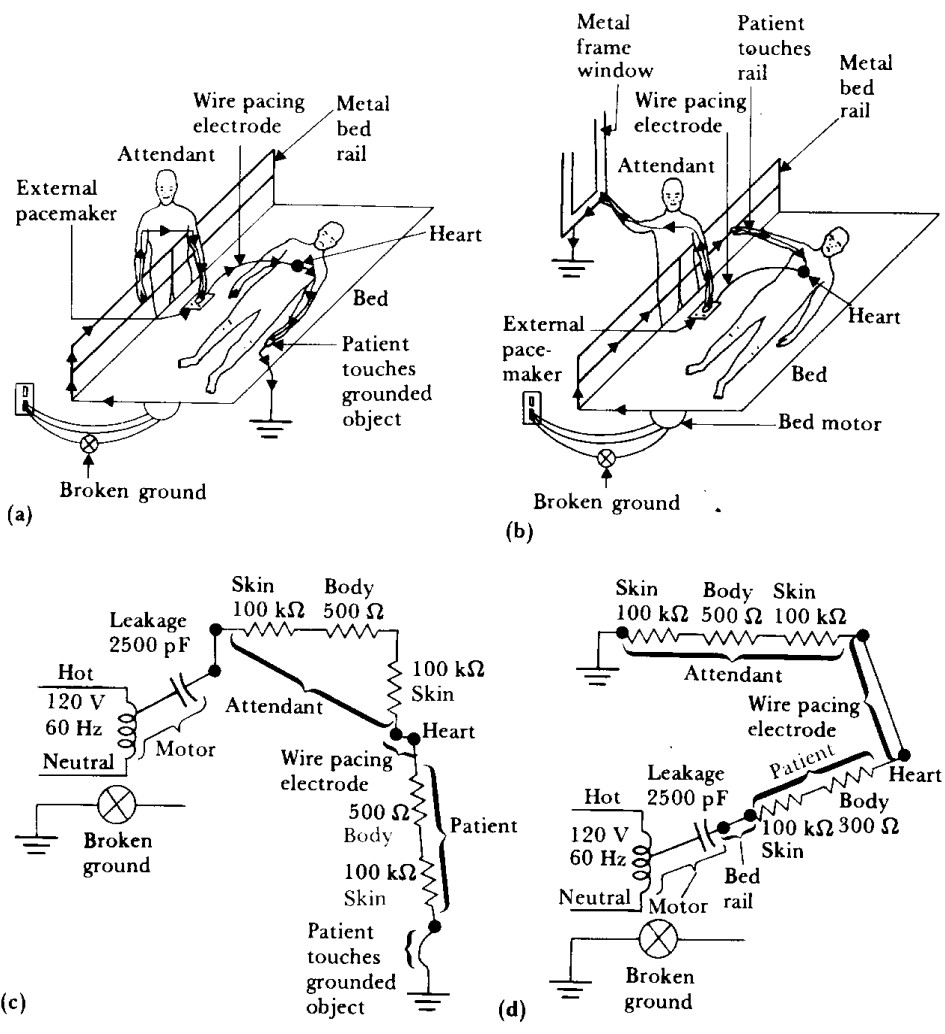


Figure 14.12 (a) Microshock flowing into the heart on a pacing catheter. (b) Microshock flowing away from the heart on a pacing catheter. (c) Equivalent circuit for (a). (d) Equivalent circuit for (b).

Á 9.6 ábra

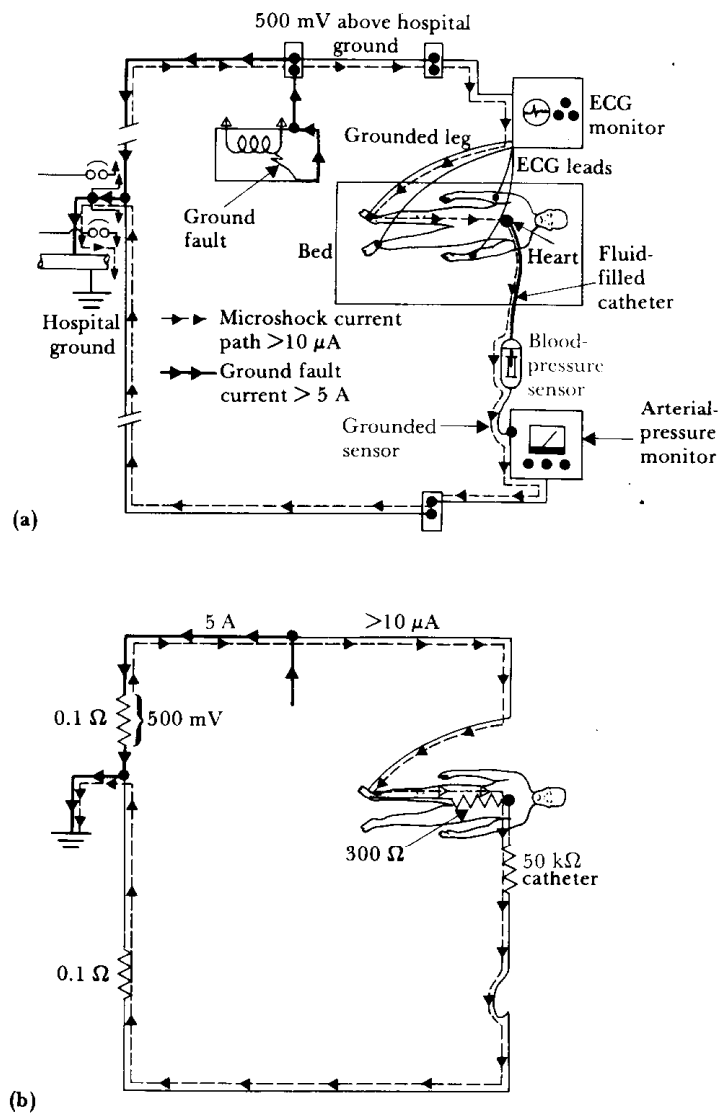


Figure 14.13 (a) Large ground-fault current raises the potential of *one* ground connection to the patient. The microshock current can then flow out through a catheter connected to a different ground. (b) Equivalent circuit. Only power-system grounds are shown.

Á 9.7 ábra

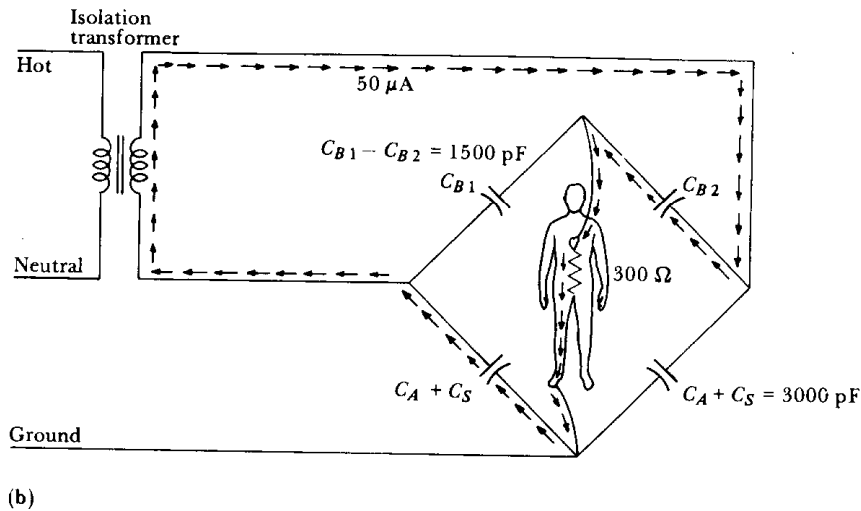
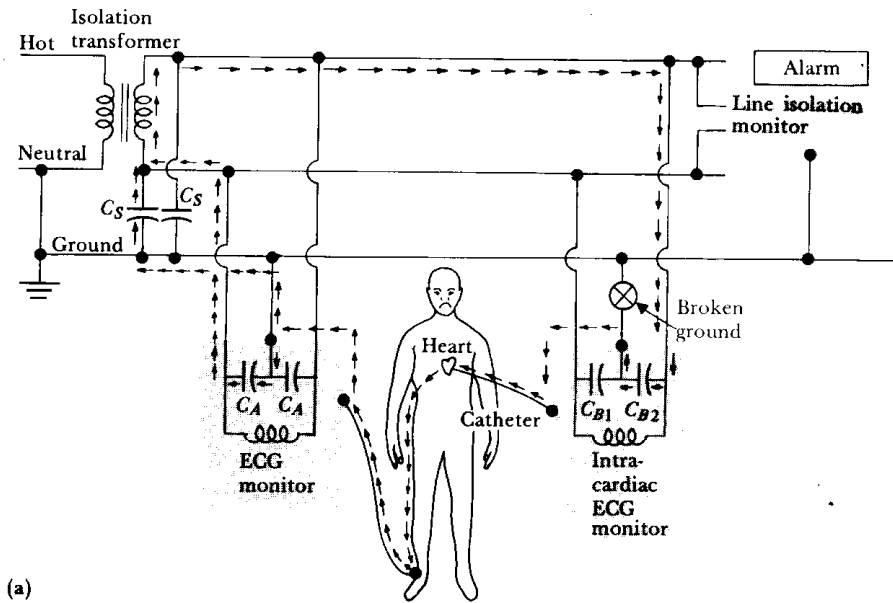


Figure 14.14 (a) Ground-wire failure in an isolated-power system can place patients in the sensing arm of a capacitance bridge. (b) Equivalent circuit. The line-isolation monitor may also add capacitance in parallel with C_A and C_B .

Á 9.8 ábra

9.3 Védekezés áramütés ellen

Hálózati feszültség hozzávezetés

Mind a mikrosokk mind a makrosokk kialakulása ellen véd a megfelelően kialakított, kis ellenállású védőföldelés. Gondoskodni kell arról, hogy a páciens által elérhető környezetben azonos potenciálon legyen minden földelt berendezés. Egy lehetséges kialakítást mutat az Á 9.9 ábra.

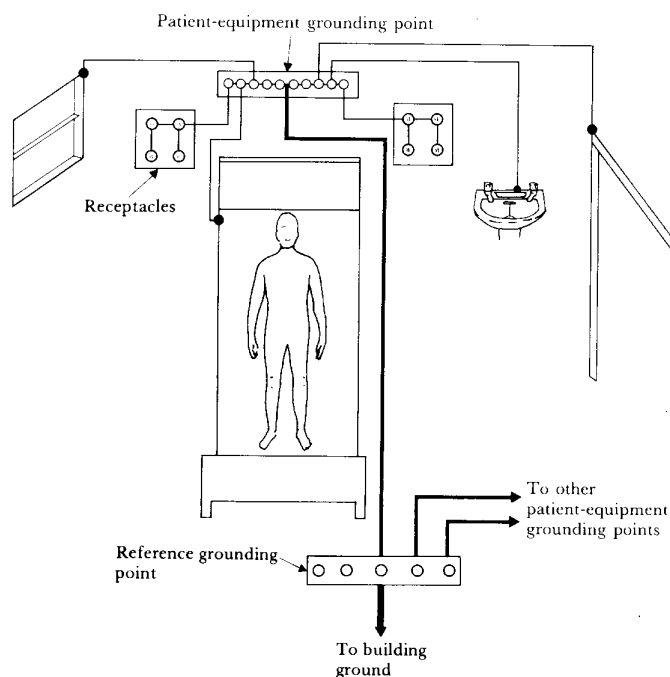


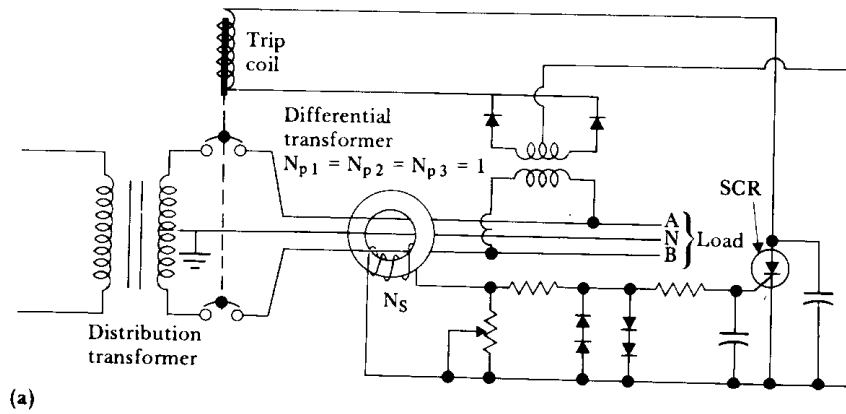
Figure 14.15 Grounding system All the receptacle grounds and conductive surfaces in the vicinity of the patient are connected to the patient-equipment grounding point. Each patient-equipment grounding point is connected to the reference grounding point that makes a single connection to the building ground.

Á. 9.9. ábra

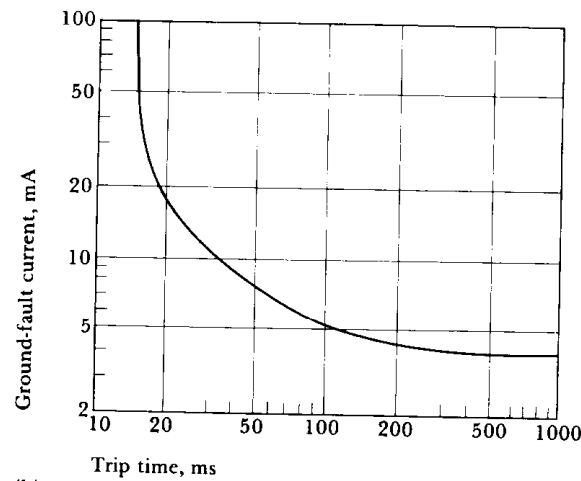
A hálózati feszültség a megengedett meghaladó szivárgó áram esetén automatikusan megszakítható GFCI (ground-fault circuit interrupter, földelési hiba esetén az áramkört megszakító) használatával. Ennek vázlatát mutatja az Á. 9.10 ábra. Ha a szivárgási áram kicsi, akkor a hálózati feszültség két hozzávezetésén ("meleg" és "föld") keresztül folyó áramok eltérése is kicsi. Ha a két hozzávezetésen keresztül folyó áramok különbsége egy előre beállított értéket (szokásos értéke 5-6 mA) meghalad, akkor az ennek eredményeként kialakuló mágneses erőter az érzékelő tekercsen keresztül aktivizálja a hálózati feszültség megszakítására képes beavatkozó eszközt. Megszakítást követően a hálózati feszültség csak manuális beavatkozással (pl. nyomógomb megnyomásával) állítható vissza. Az amerikai szabvány (National Electrical Code) előírja, hogy fürdőszobában, garázsban, úszómedencével azonos helyiségben és külső térben levő hálózati csatlakozók GFCI-vel védettek legyenek. Általánosságban azt mondhatjuk, hogy a GFCI használata olcsó, alkalmazása olyan esetekben előnyös, amikor a hálózati csatlakozót nedvesség érheti ÉS a hálózati feszültség folytonossága nem alapvető fontosságú.

A GFCI érzékenysége nem vihető le a mikrosokkot kiváltani képes áram szintjére.

Olyan területe, ahol a hálózati feszültség megléte alapvető fontosságú (intenzív osztály, műtő, stb.) a GFCI használata tilos. A lélegeztető gép vagy az altató gép leállása nem engedhető meg. Ilyen esetekben a szivárgási áram ellen más módon (pl. galvanikusan leválasztott táplálás) kell védekezni.



(a)



(b)

Figure 14.16 Ground-fault circuit interrupters (a) Schematic diagram of a solid-state GFCI (three wire, two pole, 6 mA). (b) Ground-fault current versus trip time for a GFCI. [Part (a) is from C. F. Dalziel, "Electric Shock," in *Advances in Biomedical Engineering*, edited by J. H. U. Brown and J. F. Dickson III, 1973, 3: 223–248.]

Á 9.10 ábra

Készülékek tervezése

Az orvosi készülékek esetén a biztonsági szempontokat már a tervezéskor figyelembe kell venni. Mérlegelni kell az egyes készülékek felhasználási területét, figyelmet kell fordítani arra, hogy milyen más készülékek működhetnek a közelében. A készülékkel kapcsolatba kerülő páciensek védelmére gondoskodni kell a szivárgási áram alacsony szinten tartásáról. Ezt segíti a kis szórt kapacitású és így kis szivárgási áramú ($< 2 \mu\text{A/m}$, 230 V-os hálózati feszültség esetén) hálózati vezeték és a készülékház és a hálózati melegpont közti jó elektromos szigetelés.

A konkrét lehetőségek közül választható a kettő szigetelés, a galvanikus leválasztás és az elemes táplálás. A páciensre közvetlen föld hozzávezetés elhelyezése nagyon veszélyes lenne, ehelyett a *meghajtott jobb láb* kialakítást használják. A pácienshez kapcsolódó hozzávezetések nagy értékű ($\sim 100 \text{ k}\Omega$) soros ellenállást tartalmaznak, amelyek a hálózati melegponttal történő zárlat esetén is néhány milliamperben korlátozzák a rajtuk átfolyó áramot.

A mikrosokk veszélyének csökkentésére a szívhez közvetlenül kapcsolódó hozzávezetéseket elszigetelik. A külső elhelyezésű szívritmus szabályozó házat is elszigetelik, így minimalizálható az Á. 9.6 ábrán bemutatott mikrosokk veszélye. A véres vérnyomásmérők félvezető érzékelője és a vérárammal kapcsolatot teremtő sóoldat közé szigetelő gélt helyeznek el. Vezető anyagból készített katéterek használata azzal az előnnyel jár, hogy az esetleg fellépő szivárgási áram eloszlik a katéterrel érintkező részekben, nem koncentrálódik a szívre.

9.4 Elektronikus orvosi készülékek biztonságtechnikai ellenőrzése

Az elektronikus orvosi készülékek biztonságának vizsgálata a vonatkozó szabványokban előírt paraméterek ellenőrzésével történik. A szabványoknak nem csak a műszaki hanem a jogi jelentősége is nagy. Ha egy orvosi készülék alkalmazásának eredményeként a páciens egészsége károsodik, akkor a szabvány a felelősség megállapítását is segíti. Elektronikus orvosi készülékekre a világban elterjedten használt szabvány az IEC 601, az Egyesült Államokban az ANSI vonatkozó fejezetei.

Magyarországon a gyártás előtti típusvizsgálatot megfelelően akkreditált laboratórium végezheti el.

A biztonságtechnikai ellenőrzés során a mérési összeállítás is pontosan definiált, így kapunk egyértelmű eredményeket. Az Á 9.11 ábra azt a mérési összeállítást mutatja, amellyel megállapítható, hogy a (váltakozó) szivárgási áram értéke a szabványban előírt küszöb alatt van-e.

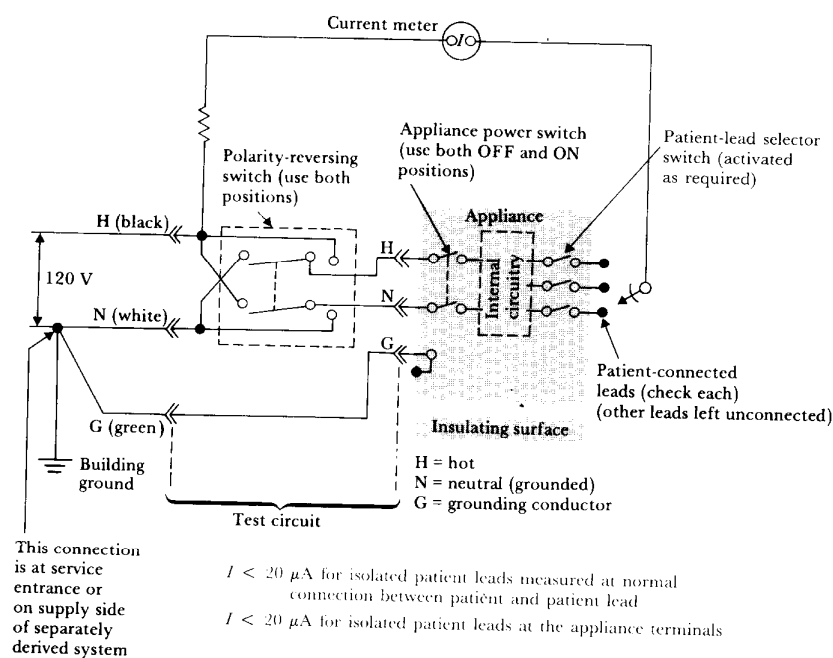


Figure 14.24 Test for ac isolation current (Reprinted with permission from NFPA 99-1990, "Health Care Facilities," Copyright © 1990, National Fire Protection Association, Quincy, MA 02269. This reprinted material is not the complete and official position of the National Fire Protection Association, on the referenced subject, which is represented only by the standard in its entirety.)

Á 9.11 ábra

Az elektronikus orvosi készülékek műszaki paramétereinek ellenőrzése is így történik: *a mérési összeállítás adott, a jól definiált gerjesztések beállítása után a mérőműszereknek az előírt határokon belüli eredményeket kell mutatni.* Tehát például a bemeneti ellenállásra nem azt írják elő, hogy nagyobb legyen mint 5 MΩ, mivel ezt kőlönféle módszerekkel mérve össze nem hasonlítható eredményeket kapnánk. Az előírt soros impedancia beiktatásakor az ennek hatására az erősítő kimenetén bekövetkező feszültség csökkenés megengedett mértéke van megadva.

10. Irodalomjegyzék

Könyvek, jegyzetek

- 1) Normann: Principles of Bioinstrumentation. 1988. John Wiley & Sons, Inc.
- 2) Webster (ed.): Medical Instrumentation, Application and Design. 2nd edition, 1995. John Wiley & Sons, Inc.
- 3) Geddes, L.E. Baker: Principles of Applied Biomedical Instrumentation. 3rd edition, 1989. John Wiley & Sons, Inc.
- 4) Strong: Biophysical Measurements. 1971. Tektronix, Inc. Beaverton, Oregon.
- 5) Carr, J.M. Brown: Introduction to Biomedical Equipment Technology. 1981. John Wiley & Sons, Inc.
- 6) Cappozzo, M. Marchetti and V. Tosi (eds.): Biocomotion: A Century of Research Using Moving Pictures. 1992. Promograph - Roma - Italy.
- 7) Deutsch, A. Deutsch: Understanding the Nervous System. An Engineering Perspective. 1993. IEEE Press.
- 8) Akay: Detection and Estimation Methods for Biomedical Signals. 1996. Academic Press.
- 9) Weitkunat (ed.): Digital Biosignal Processing. 1991. Elsevier. Volume 5: Techniques in the Behavioral and Neural Sciences, series editor: J.P. Huston.
- 10) Allard, I.A.F. Stokes, J.-P. Blanchi (eds.): Three-Dimensional Analysis of Human Movement. 1995. Human Kinetics.
- 11) Tompkins (ed.): Biomedical Digital Signal Processing. 1993. Prentice-Hall.
- 12) Forgács L., Halmi L.né, Bogányi Gy., Prohászka J.: Orvostechnikai elektronikus készülékek I. - III. A Kandó Kálmán Villamosipari Műszaki Főiskola jegyzete.
- 13) Antalóczy Z. (szerk.): Számítástechnika és kardiológiai alkalmazása. 1990. Medicina.

Folyóiratok, konferencia kiadványok

- 1) IEEE Transactions on Biomedical Engineering.
- 2) HP Journal.
- 3) Conference Proceedings of IEEE EMBS (Engineering in Medicine and Biology Society).