

1. **Hogyan írható le a töltés nélküli (semleges) molekulák membránon keresztüli diffúziója?**

A (molekuláris) diffúzió egy anyagáramlási jelenség, melynek hajtóereje a sűrűségkülönbség. Az anyagáramlás sebessége a sűrűséggradienssel arányos. A diffúziós folyamatok mikroszkopikus leírása az N részecskeszámmal, és a makroszkopikus leíráshoz használt $c(x)$ lokális koncentráció-eloszlással lehetséges. Ha más erő nem lép fel, a diffúzió képes megszüntetni a sűrűségkülönbséget. Ezt a jelenséget Brown-mozgásnak is szokták hívni, melyet a Fick törvény ír le, mely kimondja, hogy a diffúzió anyagáram a koncentráció térbeli változásának a meredekségével arányos, illetve a diffúziós áram a csökkenő koncentráció irányába folyik. Az arányossági tényező a diffúziós állandó, amely erősen függ a hőmérséklettől.

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

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

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

2. **Mit nevezünk permeabilitásnak? Mi ennek a mértékegysége?**

A permeabilitás egy anyagra jellemző állandó. A szilárd testeknél, gázoknál és folyadékoknál *áteresztőképességet* jelent. Mértékegysége [cm/sec]

$P = -D/d$, ahol d a membrán szélessége

3. **Mit nevezünk diffúziós fluxusnak? Mi ennek a mértékegysége?**

ahol J a diffúziós fluxus.

A diffúziós fluxus egy vektormennyiség, mivel a koncentráció dimenziója [ML⁻³], ezért a diffúziós fluxus dimenziójára [ML⁻²T⁻¹].

4. **Hogyan függ egy ion adott membránon keresztüli mobilitása a hőmérséklettől?**

nem függ a hőmérséklettől, f viszont függ tőle!

$$\mu = \frac{D * F}{R * T} = \frac{F}{f}$$

5. **Röviden ismertesse az ozmózis jelenséget.**

A nem homogén – tehát inhomogén, vagy heterogén – rendszerben a komponensek kémiai potenciálja a hely függvényében nem azonos, ezért önként olyan folyamatok játszódnak le, amelyek az oldatokban és a gázokban is a komponensek egyenletes eloszláshoz vezethetnek.

Ha a részecskék mozgását akadályozzuk, például féligáteresztő fal, vagy hártya választja el az oldatot a tiszta oldószertől, vagy egy hígabb oldattól, akkor csak a kisebb méretű részecskék – az oldószertől molekulák – képesek a féligáteresztő rétegen átjutni, a nagy átmérőjű hidratált részecskék viszont nem. Ennek az lesz a következménye, hogy a töményebb oldat térfogata növekszik, a hígabb oldat pedig csökken és a jelenség addig

tart, amíg a két oldat koncentrációja ki nem egyenlítődik. Az ilyen koncentrációkiegyenlítődési folyamatot nevezzük **ozmózisnak**.

6. **Hogyan írható le ionok membránon keresztüli diffúziója, ha csak egyfajta ion van jelen a membrán mindkét oldalán?**

Az 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 sűrűségi 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 sűrűségi tényező helyett szokás a μ ion mobilitást használni:

7. **Miért célszerű az ozmotikus nyomás kiszámításakor a disszociált részecskék koncentrációja helyett azok aktivitását venni figyelembe?**

Az oldószer (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: $\pi = RT([C_1] - [C_2])$

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 $a = \Phi c$ ahol az aktivitási együttható (Φ) 0 és 1 között változhat.

8. **Írja fel a Nernst-egyenletet és adja meg a benne szereplő változók és konstansok jelentését.**

$$E = \frac{RT}{zF} \ln \frac{[\text{ion outside cell}]}{[\text{ion inside cell}]}$$

R = gázállandó
T = absz. hőm.
z = rendszám
F = Faraday áll.

9. **Mi a biopotenciálok mérésére használt elektródok fő feladata?**

Az elektródok feladata az ion áram elektron árammá való átalakítása

10. **Hogyan alakul ki elektródok esetében a kettős réteg?**

11. **Mit nevezünk fél-cella potenciálnak?**

Ha fémet elektrolitba merítünk, akkor a határfelületen potenciálkülönbség alakul ki, amit félcella potenciálnak hívnak.

12. **Hogyan mérhető a fél-cella potenciál?**

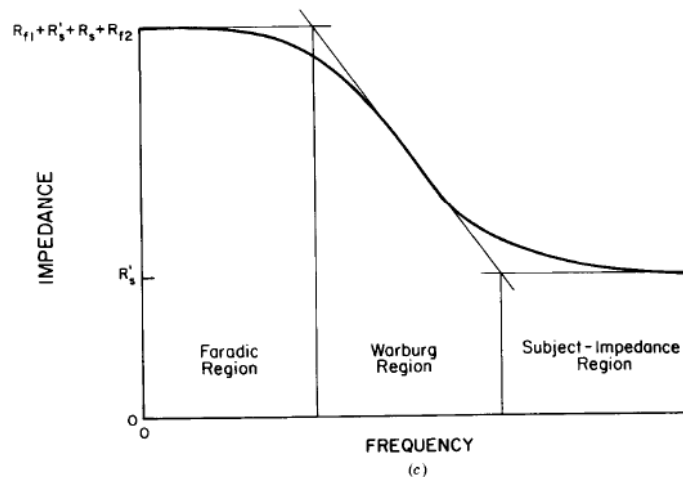
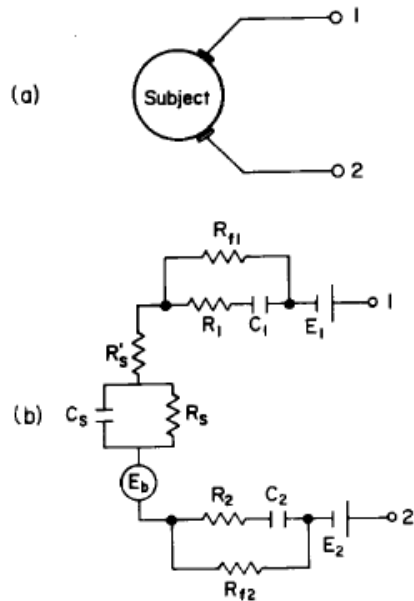
A fél-cella potenciál közvetlenül nem mérhető meg. Ha a méréshez az elektrolitba fémes vezetőt helyezünk, akkor az itt létrejövő határfelületen is kialakul egy fél-cella potenciál. Két azonos fémet ugyanabba az elektrolitba helyezve az azonos fél-cella potenciálok miatt a fémek között nulla feszültséget kellene kapnunk.

13. **Hogyan csökkenthető elektród párok használata esetén azok zaja?**

Bevonjuk az elektródokat valamilyen sóval, így az ionos-ionos vezetés belül fog megtörténni védett helyen. Pl. Ag/AgCl Az elektród párok zajának csökkentésére általánosan alkalmazott módszer, hogy azokat hosszú időre (órákig) rövidre zárjuk.

14. **Oldatba két fémet merítünk, a két fém közé sorosan egy elemet és egy ellenállást teszünk. Magyarázza el, hogyan jutnak el elektronok az elem egyik sarkáról a másikra.**

15. Rajzolja fel az elektród viselkedését leíró helyettesítő képet és ismertesse, mit modelleznek az egyes alkatелеmek.



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.

16. Mit nevezünk elektród polarizációnak?

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

$$V_p = V(i) - V(0)$$

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.

17. Milyen okai vannak a polarizációs túlfeszültség kialakulásának?

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) túlfeszültségre utalnak.

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. Az aktivációs energia szintek megváltozása a polarizációs túlfeszültség döntő oka.

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 bemeztése megváltoztatja. Ha áram folyik az elektródokon, ez a koncentráció eloszlás módosul és ezért megváltozik az elektródok közti potenciálkülönbség is.

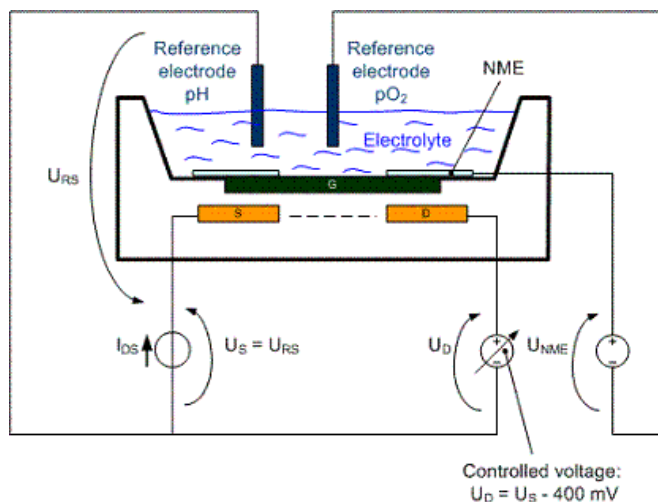
18. Ismertesse az Ag/AgCl elektród jellemzőit.

Legnépszerűbb elektród, félcella potenciálja: +0.225 V, hőmérsékleti együtthatója pedig 0.213 (mennyire függ a hőmérséklettől a vezetőképesség). Olcsó, könnyű szinterezni, nem mérgező, stabil, nagy áramsűrűség érhető el vele, az elektród-elektrolit határfelület nagy, és védett helyen van. Hátránya, hogy fényérzékeny, és nagy tisztaságú ezüst kell hozzá.

19. Mi az a szinterezés?

Ezüst elektródoknál népszerű eljárás, az elektród felületét lekaparják úgy, hogy a felület egyenletlen legyen, majd kolloidba mártják, és azt rápréselik. Ettől megnő a felület, amin ki tud cserélődni a töltés.

20. Rajzolja le a FET-es erősítővel együtt tokozott elektródot és ismertesse működését.



21. Milyen célra használnak mikroelektrodokat? Milyen fő típusokat ismer?

Mikron nagyságúak, egy sejt megszúrására alkalmasak. Fő használati területük a z orvosi és biológiai kutatások, fém és üveg elektrodok szoktak lenni.

22. Ismertesse az üveg mikroelektród felépítését és fő paramétereit.

Pipettahúzáshoz hasonlóan készítik (általában a pipettahúzóék egyben elektrodhúzóék is), üveg kapillárist helyeznek az elektrodhúzóba, az közepén lézerrel melegíteni kezdi a kapillárist, miközben húzza szét a két végénél fogva, az eredmény egy nagyon, nagyon hegyes „tű”, melynek üreges a belseje, ide nedvesítőanyagnak különböző elektrolitokat lehet betölteni, ami alul áteresztő szűrőként fog viselkedni, vagyis a nagy frekvenciákat elnyeli majd.

23. Ismertesse a fém mikroelektród felépítését és fő paramétereit.

Gyártása során fémszálat maró oldatba helyezik, amiből lassan húzzák ki, így készül el a nagyon hegyes tű. Általában ezüstből készítik.

24. Ismertesse az ion-szelektív elektrodok felépítését.

http://en.wikipedia.org/wiki/Ion_selective_electrode

Az ionszelektív elektrodok esetén a membrán csak bizonyos ionok számára átjárható. Ilyen pl a pH elektrod. A vékony üvegmembrán csak hidrogén ionokat (valójában H_3O^+ hidronium ionokat) enged át. A pH üvegelektrod és a referencia elektrod közti kimeneti feszültség széles pH tartományban jól közelíti a Nernst egyenletből számítható értéket, ami $30\text{ }^\circ\text{C}$ -on kb. 60 mV-os feszültségváltozást jelent ha a mért pH érték 1-gyel megváltozik.

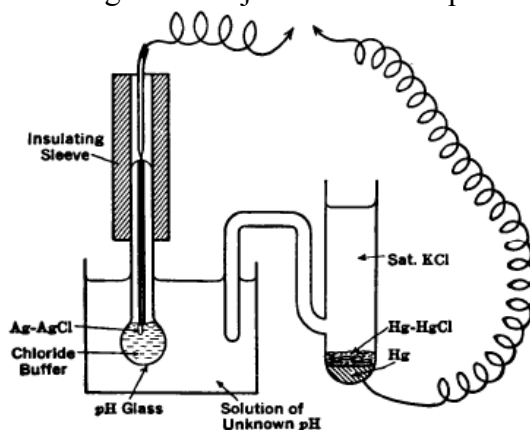


Figure 8 The glass electrode used with the calomel half-cell to measure pH. (From H. B. Bull, *Physical Biochemistry*. Wiley, New York, 1943. By permission.)

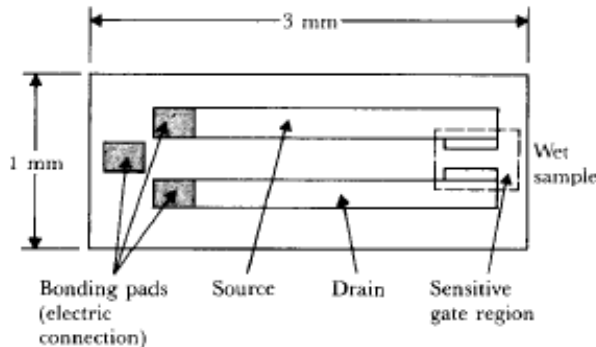
25. Mutassa meg az ion-szelektív elektrodok használatának korlátait.

Az alkalmazás határa, hogy az adott ionra vonatkozó permeabilitás és a koncentráció szorzatának jóval nagyobbak kell lennie, mint a többi ionnak.

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

26. (Rajzolja fel egy ISFET metszeti képét.)

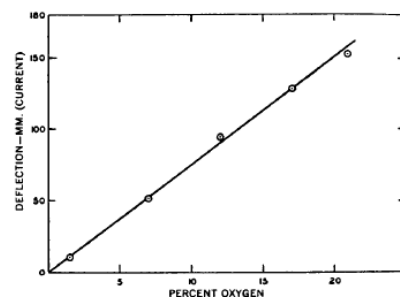
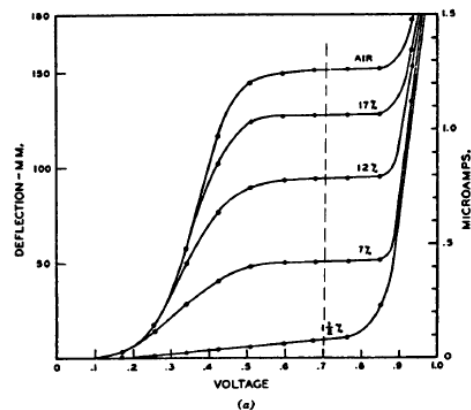
Az ion-szelektív elektródokhoz hasonló elven működik az ion-szelektív térvezérlésű tranzisztor, ISFET. Az ISFET felépítését az Á 3.9 ábra mutatja. Ezek az érzékelők miniatűr méretben előállíthatók. 50 µm átmérőjű érzékelő készíthető, amely pH, glukóz, oxigén szaturáció és nyomás érzékelésére alkalmas.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



MŰKÖDÉSÉRE ANIMÁCIÓ: <http://www.ett.bme.hu/sensedu/menu.html>-> menüben measuring parameters -> chemical, a kiugró ábra azonnal az.

27. Rajzolja fel az O₂ elektród használatára jellemző U - I diagramokat különböző oxigén koncentrációkra.

Ez az elektród (ld. Á 3.3 ábra) az oxigén parciális nyomását méri folyadékban vagy gázban. Az elektród kimeneti jele áram. Látható, hogy a kimeneti áram alig függ a polarizációs feszültségtől a 0.5 ...0.75 V tartományban. A pO₂ elektródok beállási ideje (ami alatt a kimeneti jel - itt áram - a végértéket adott hibahatáron belül megközelíti a pO₂ 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 pO₂ esetén is csökken a kimeneti áram.



28. Ismertesse a rozsdamentes acél elektród jellemzőit.

Egyszerű és olcsó, könnyen sterilizálható így többször felhasználható. A testfelületre való tapadást szívóhatással megoldható, vagy pedig valamilyen géllal be kell kenni az embert.

29. Mit nevezünk „gauge factor”-nak?

nyúlásmérő ellenállások jellemző paraméterei: az R névleges ellenállás, a G átalakítási tényező (Gauge factor) és a TK hőmérsékleti együttható. A fém nyúlásmérők átalakítási tényezője $G \approx 2$, mert ezekben csak a méretváltozás okoz ellenállásváltozást, a mechanikai feszültség a fajlagos ellenállást alig változtatja

($\Delta\rho \approx 0$). A félvezetőkben a relatív ellenállás-változás sokkal nagyobb, mert ezekben a fajlagos ellenállás változása dominál, és $\Delta\rho/\rho \gg 1$. Ez a piezorezisztív hatás.

http://en.wikipedia.org/wiki/Gauge_factor

30. Igazolja, hogy rezisztív nyúlásmérő bélyeg esetén GF a felhasznált anyagtól csak kis mértékben függ.

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 fémnél 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:

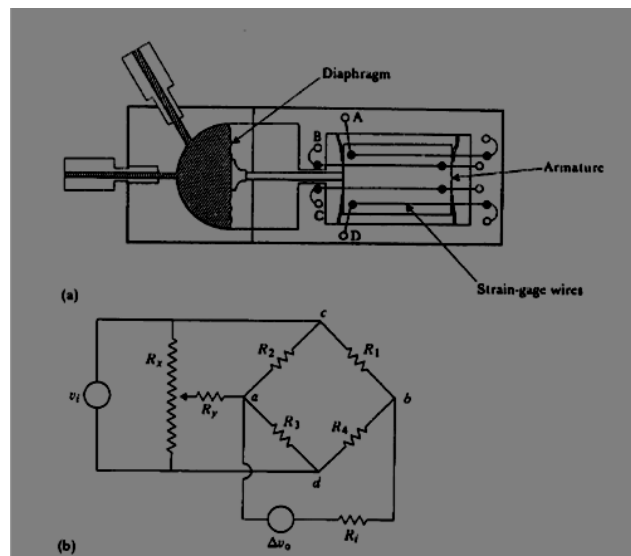
$$G = \frac{\frac{\Delta R}{R}}{\frac{\Delta L}{L}} = (1 + 2\mu) + \frac{\frac{\Delta \rho}{\rho}}{\frac{\Delta L}{L}} \quad (4.5)$$

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.

A fém vékonyréteg-ellenállás meander alakban van felgőzölve a szigetelő hordozófoliára. Alkalmazása során a különálló gyártmányként kapható bélyeget felragasztják a fém mérőtestre. A mérendő erő és a mérőtest szilárdsága határozza meg a $\Delta l/l$ relatív nyúlást, és a ragasztás ezt átviszi a bélyegre.

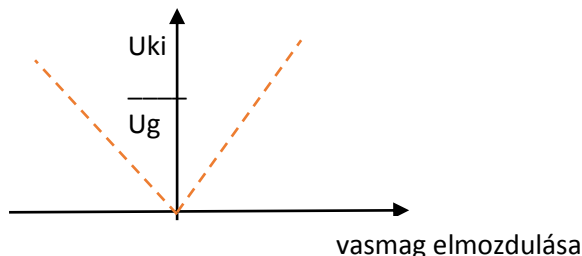
A nyúlásmérő ellenállás irányérzékeny. A névleges érzékenységet a hosszirányú deformáció adja, az erre merőleges igénybevételre érzéketlen.

31. Igazolja, hogy rezisztív mérőátalakítót Wheatstone-hídba helyezve nemlineáris kapcsolat van a híd kimeneti feszültsége és a mérőátalakító relatív ellenállás változása között.



32. Magyarázza el, miért nem lehet egy differenciál transzformátoros elmozdulás átalakító kimeneti feszültségének abszolút értékéből a vasmag pozícióját egyértelműen meghatározni. Milyen módon lehet a pozíció meghatározást egyértelművé tenni?

Ez úgy néz ki, hogyvan egy fém cső, benne egy vasmag. A fémcsővön szekunder és primer tekercs, a vasmag elmozdításával keletkező feszültségváltozást mérem. A probléma a következő:

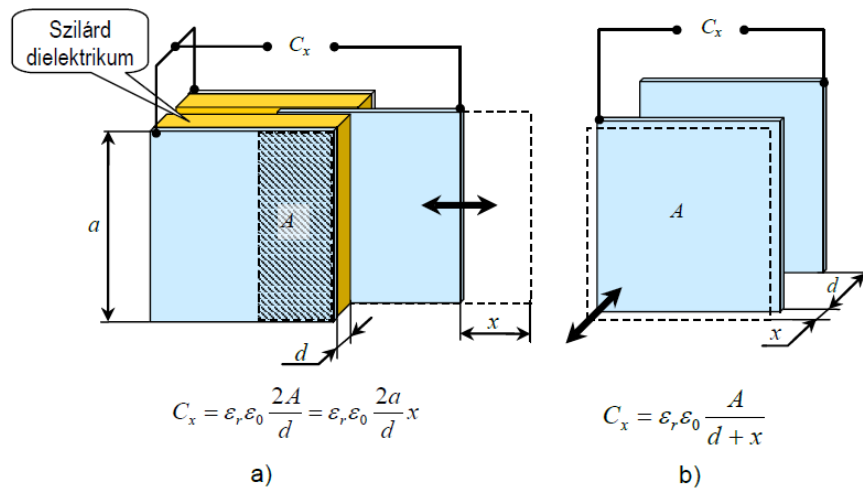


33. Rajzoljon fel egy elfordulás-kapacitás átalakítót.

A síkkondenzátor kapacitása a dielektrikum jellemzői mellett geometriai méretek függvénye.

$$C = \epsilon_r \epsilon_0 \frac{A}{d}$$

ahol $\epsilon_0 = 8,85 \times 10^{-12} \text{ As/Vm}$, a vákuum permittivitása, ϵ_r az alkalmazott dielektrikum vákuumra vonatkoztatott relatív permittivitása (dimenzió nélküli érték). A mérendő pozícióval vagy elmozdulással a kondenzátor fegyverzetének helyzetét változtatjuk. A lemezek átfedésének változtatásával a hatásos felületet lehet módosítani (2.8.a. ábra.). A bemutatott elrendezésben a karakterisztika lineáris, és a lemez alakjának megváltoztatásával más karakterisztika is létrehozható (pl. körcikk alakú lemezzel szögelfordulás \rightarrow kapacitás átalakító)

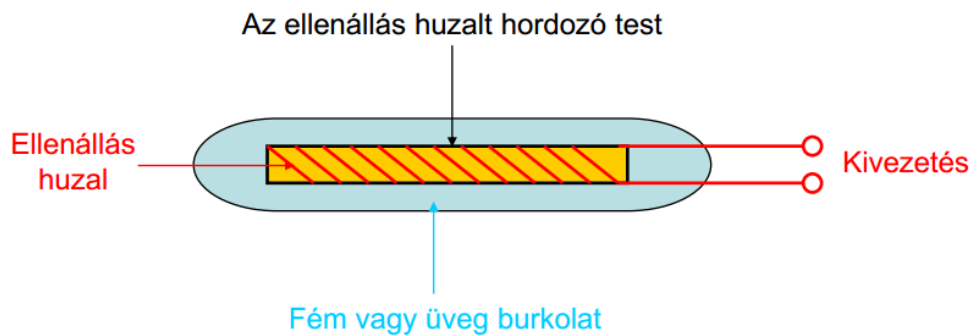


2.8. ábra. A kapacitiv helyzetérzékelés megvalósításának lehetőségei. A felület változtatásával működő megoldásban (a) a fegyveretek között szilárd dielektrikum is lehet. A távolság változtatása esetén a dielektrikum rendszerint levegő (b).

34. Röviden ismertesse, mikre kell ügyelni, ha a páciens hőmérsékletének mérésére termisztort használunk.

35. Rajzoljon fel egy félvezető alapú, páciens hőmérséklet mérésre alkalmas átalakítót. Adja meg az átalakító érzékenységét.

Ellenállás hőmérők vázlatos felépítése



A Pt alapellenállásai: 50Ω vagy 100Ω

36. Miért nem használnak páciens hőmérséklet mérésére hőelemet?
gondolom nem elég pontos, de fene se tudja...

37. Rajzolja fel egy véres vérnyomásmérőnél használt katéter átvitelének frekvenciafüggését jellegre helyesen. Hogyan változik ez meg, ha a katéterbe buborék kerül?

Az erekbe jutó buborék közvetlen veszélyt jelent a paciensre, a katé-terbe kerülő buborék aluláteresztő szűrőként viselkedik és meghamisítja a mérést. Míg buborékmentes katéter képes 100 Hz-es felső határfrekvenciáig átvinni a végénél levő nyílásnál meglévő nyomásváltozásokat, buborékot tartalmazó katéter átvitele egy nagyságrenddel is kisebb lehet

38. Ismertesse a Fleisch-cső felépítését és működését.

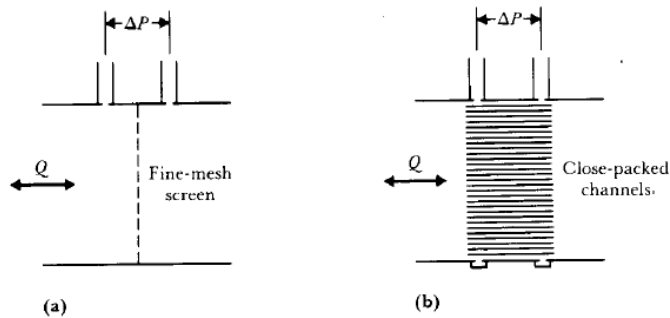


Figure 9.3 Pneumotachometer flow-resistance elements (a) Screen. (b) Capillary tubes or channels.

Az áramló levegő útjába elhelyezett ellenálláson az áramlási sebesség nyomáskülönbséget hoz létre. Az ellenállás sok, egymással párhuzamosan elhelyezett cső, amiket hullámos lemez csiga-vonalban való feltekerésével lehet létrehozni. A sok kis átmérőjű cső biztosítja a lamináris áram lást. Az ellenállásnak elég kicsinek kell lenni, hogy ne befolyásolja a légzést és elég nagyak, hogy jól mérhető nyomáskülönbség jöjjön létre. A két egymásnak ellentmondó követelményt figyelembe véve az ellenállást általában 1 cmH₂O értékre szokás választani.

A Fleisch-cső belső részét 37 °C-ra fel szokták fűteni azért, hogy a nagy páratartalmú kilégzett levegő ne csapódjon ki a fémlemenzen. Ez a fertőzések egyik vizsgált személyről a másikkra való átvitelének valószínűségét csökkenti.

lehet villamos jellé alakítani. Létezik hibrid in-tegrált áramkör, amelynek a bemenete két cső, az ezek között fellépő nyomáskülönbség két kondenzátor értéket változtat, ezek hídba vannak kapcsolva. Az integrált áramkör feszültség kimene-ti jelet ad.
be kell venni:

6. a Fleisch-cső átvitelének nemlinearitását, $\Delta P = Av + Bv^2$

7. az áramló gáz viszkozitását.

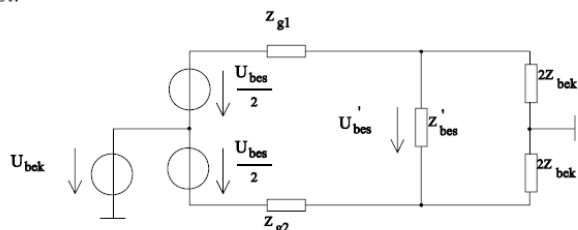
A nyomáskülönbséget differenciál kapacitással A megfelelő pontossághoz figyelem

39. Magyarázza el, miért rontja a közösjel elnyomást, ha eltérés van a generátor impedanciákban?

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.

1.3 Hozzávezetések

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



Á 7.8 ábra

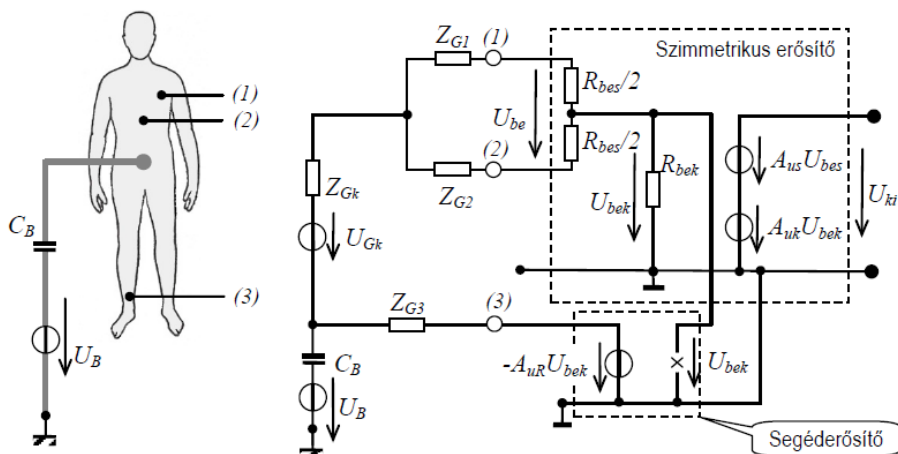
Az Á 7.8 ábra szerinti egyszerű helyettesítő képet véve alapul az eltérő hozzávezetési impedanciák miatt a bemeneti közös jelből szimmetrikus jel képződik, ennek mértékét az illesztési közösjel elnyomási tényező adja meg:

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

40. Rajzolja fel a közösjel elnyomás növelésére használt erősítő struktúrát, amelyiknél aktív testpotenciál meghajtást használnak.

DRL- meghajtott jobb láb technika. A bekötött ember kapacitív hálózatban van a földhálózattal. Más földpotenciál zajjelek jelen. Úgy növeli a technika a közösjelellyomást, hogy elhúzza a páciens potenciálját a sajátja felé. (?)

3.2.3. A közös jel aktív csökkentése



3.8. ábra. A meghajtott jobb láb módszer. Az U_{Gk} közös zavarfeszültség ellen dolgozó segéderősítő működése, a helyettesítőkép segítségével vizsgálva.

41. Adja meg, milyen mértékű közösjel elnyomás növekedés érhető el aktív testpotenciál meghajtást használó erősítővel. Mi korlátozza az elérhető növekedést?

Ha túl nagyra engedik a hurokerősítés nullpontját begerjed a rendszer, emiatt $1+2*(Rv/Ro)$ nem lehet nagyobb 100-nél

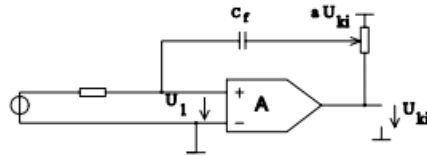
42. Miért csökken a közösjel elnyomás, ha árnyékolt kábellel csatlakozunk egy szimmetrikus erősítő bemenetére? Hogyan védekezünk ez ellen?

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. 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.

43. Ismertesse, hogyan lehet negatív bemeneti kapacitású erősítőt létrehozni.

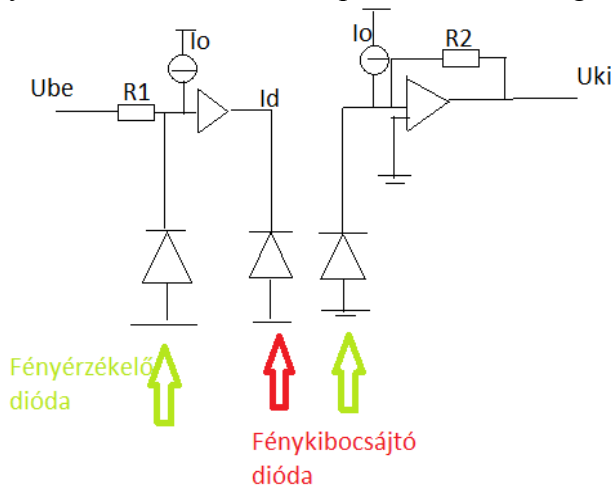
Az erősítő bemenete felől látott kapacitás csökkenthető, ha az erősítő bemeneti kapacitása negatív. Erre mutat példát az Á 7.10 ábra.



Á 7.10 ábra

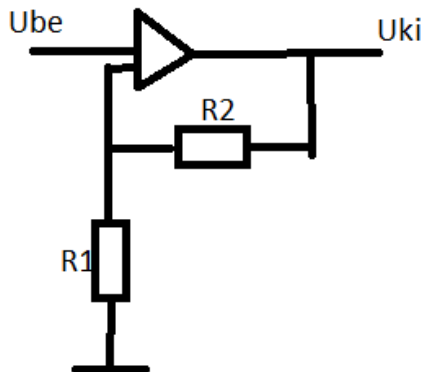
44. Rajzolja fel egy galvanikus elválasztást megvalósító erősítő blokkvázlatát és röviden magyarázza el működését.

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 készülékkel is kapcsolatba kerül, hiszen ilyenkor a földelések közti potenciálkülönbség is veszélyes lehet.

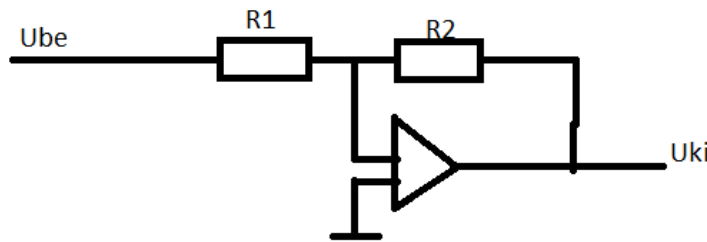


45. Rajzoljon fel egy neminvertáló alapkapsolást, amelynek erősítése 12.

$U_{ki} = (R_1 + R_2) / R_1 * U_{be}$ Válasszátok úgy meg az ellenállásokat, hogy 12szeres legyen az erősítés

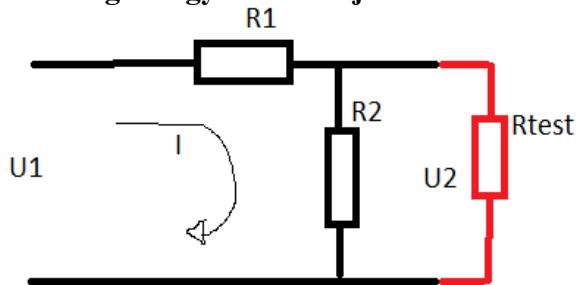


46. Rajzoljon fel egy invertáló alapkapsolást, amelynek erősítése -20.



$$U_{ki}/U_{be} = -R_2/R_1$$

47. Rajzoljon fel egy ellenállásokból álló feszültségosztót, amely a bemeneti feszültséget negyedére osztja le.

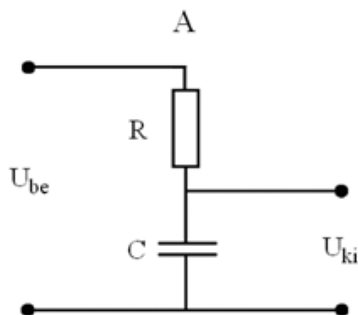


$$I = U_1 / (R_1 + R_2)$$

$$U_2 = I \cdot R_2 = U_1 \cdot R_2 / (R_1 + R_2)$$

48. Rajzoljon fel egy aluláteresztő szűrőt, amely passzív alkatелеmekből áll. Adja meg a szűrő törésponti frekvenciáját. (GOOGLE)

Az **aluláteresztő** szűrő. Ez az elnevezés azt takarja, hogy a szűrő a bemenetére érkező jelet úgy módosítja, hogy a jelben előforduló frekvenciakomponensek közül a „kis” frekvenciájúakat (egy f_v vágási frekvenciánál kisebbeket) változatlan amplitúdóval átengedi, az ennél nagyobbakat viszont lehetőség szerint egyáltalán nem engedi át.



49. Általában egy kórházi helyiségben lévő páciens testfelszíne és a hálózati meleg- illetve földpont között milyen nagyságrendű kapacitás van jelen? Milyen feszültséget eredményez ez a testfelszínen?.

50. Hogyan lehet elektród leszakadást monitorozni az EKG erősítőknél?

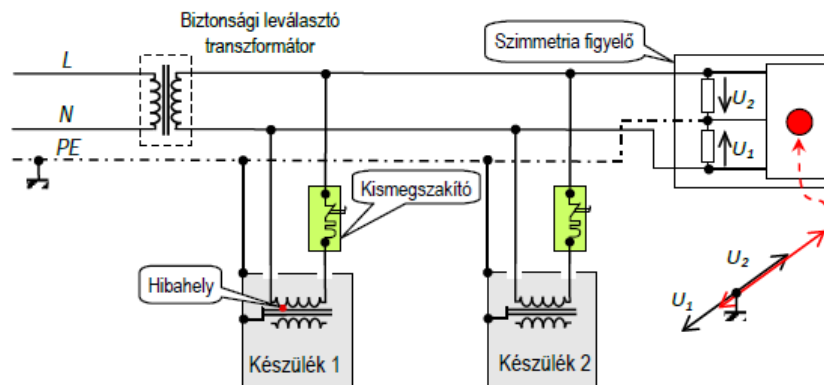
A kimeneti szimmetrikus jel $U_{o1} - U_{o2} = U_1 - U_2$, U_s -től függetlenül, viszont a kimeneti közös jel:

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

Tehát U_s a kimeneti közös jelben megjelenik, ha mindkét elektród kontaktus jó. Ha a jobb kézen levő elektród hozzáfűzés 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.

51. Milyen bemeneti védelmeket használnak elektronikus orvosi műszerekben?

A védelmi megoldások a készülék hálózati oldalának meghibásodása esetén váratlanul lekapcsolhatják a készüléket. Rosszabb esetben több készülék táplálása is megszűnik, holott sok esetben a hibás készülék is tovább működhethet. Ez ellen védekezhetünk úgy, hogy egy kisebb működési egység (műtő) önálló táplálást kap egy 1:1 áttételű hálózati transzformátorról, amelynek szekunder oldala földedetlen. A hálózat szimmetriáját figyelő áramkör (LIM = Line Isolation Monitor) egyszeres hiba (földzárlat) bekövetkezésekor figyelmeztető jelzést ad. Elkezdődhet a hiba felderítése, és megfontolt elhárítása anélkül, hogy a tápellátás leállt volna. Egyszeres hiba (földzárlat) esetén a páciensen folyó áram kis értékű marad, a zárlat nem eredményez elektromos szikrát. A műtőben az altatógáz miatt a szikra robbanást okozhatna.



5.7. ábra. Földfüggetlenül táplált készülékek. Az egyik készülék földzárlat típusú hibája nem okoz nagy zárlati áramot, és a készülékek tovább működnek. A figyelőrendszer észleli az aszimmetriát, és alarm jelzést ad

52. Milyen jelenségek zajlanak le, ha ultrahang nyaláb két közeg határára érkezik?

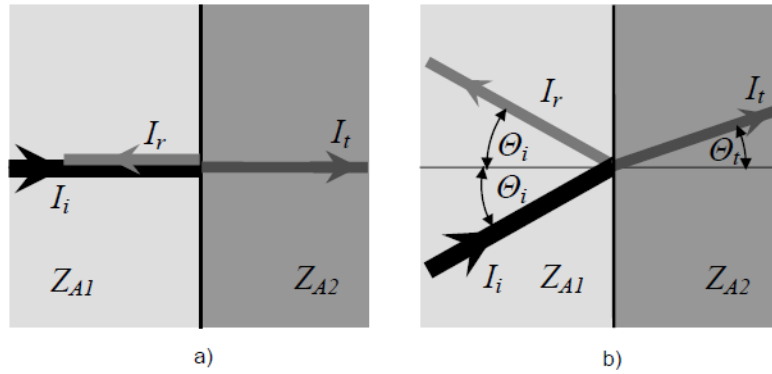
Elnyelés. Az ultrahangot vezető közeg részei rezgésbe jönnek, majd a rezgést továbbadják a szomszédos részeknek. Közben a rezgési energia bizonyos hányada hővé alakul bennük. Ennek eredményeként a párhuzamos nyalábbbban terjedő ultrahang intenzitása a távolsággal exponenciálisan csökken

Szóródás. A szóródást a közegben lévő, eltérő akusztikus impedanciájú, és a hullámhossznál kisebb méretű (mikroszkopikus) zárványok okozzák, amelyek a sugárnyaláb őket érő részét mint pontszerű sugárzók minden irányba tovább sugározzák. Az így szóródó jel csökkenti a szabályosan haladó sugár energiáját, és a képalkotásban rontja a kontrasztot.

Divergencia és konvergencia. A diagnosztikában irányított ultrahangnyalábra van szükségünk. A párhuzamos nyaláb intenzitását csak az elnyelés és a szóródás csökkenti.

A nyaláb széttartása a divergencia. A széttartó nyaláb intenzitása csökken, mert az intenzitás fordítva arányos a nyaláb keresztmetszetével. A nyaláb segítségével a testen belül minél kisebb részleteket szeretnénk letapogatni, ezért szükség van a nyaláb fókuszálására. Az összetartó (konvergáló) nyalábbbban az intenzitás növekszik.

Reflexió. Eltérő akusztikus impedanciájú anyagok határfelületén az ultrahang részben visszaverődik. Merőleges beesésnél a visszavert és a továbbhaladó nyaláb megtartja hatásvonalát (2.24.a. ábra). A visszavert nyaláb intenzitásának a beesőhöz viszonyított aránya a reflexió tényező (R).



2.24. ábra. Az ultrahang reflexiója és transzmissziója két anyag határán, merőleges (a) és ferde beesésnél (b)

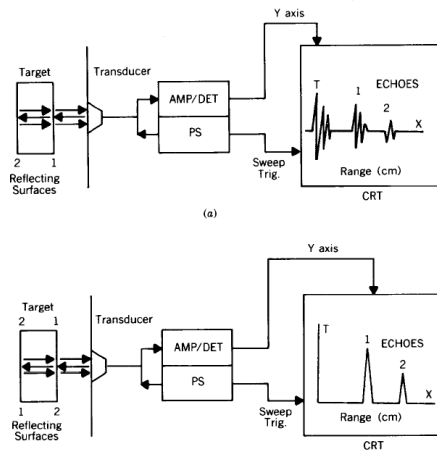
53. Hogyan definiáljuk a karakterisztikus (akusztikus) impedanciát?

Az ultrahangot vezető anyag másik jellemző paramétere az akusztikus impedancia, ami a rezgő anyagrészek közötti dinamikus erők és elmozdulások arányára jellemző, és a rezgés átadása szempontjából fontos

54. Milyen kijelzési módokat használnak ultrahangos képalkotó berendezésekben? Röviden ismertesse ezeket.

Echo megjelenítés

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



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

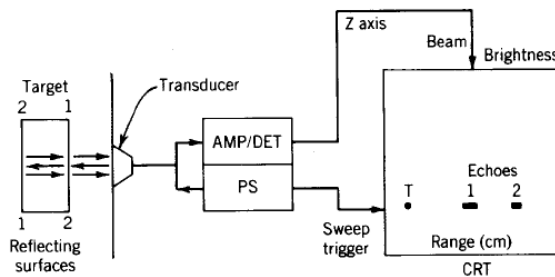
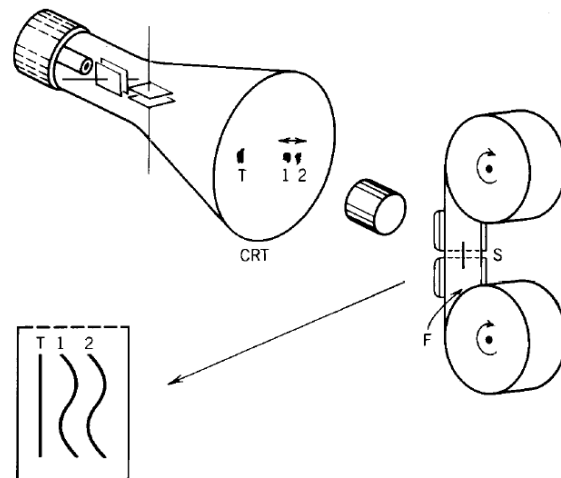


Figure 14 B-scan display (range displayed by brightness modulation). T is the transmitter pulse; 1 and 2 are the target echoes, and PS is the power supply that drives the transducer.

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 képalkotásra szolgáló ultrahangos készülékekről a *Képalakításra használt módszerek* c. fejezetben lesz szó.



55. Ismertesse az időfüggvények értékelésére használható „véletlenség teszt”-et.

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 :

123---

132 lokális minimum

213kális maximum

231kális maximum

312kális minimum

321---

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

$$p = 2/3(N - 2)$$

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.

56. Ismertessen egy adattömörítésre használható módszert, amelynél a visszaállítás amplitúdó- vagy területhibájára korlát adható meg.

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 eltároljuk, majd megvizsgáljuk a sorrendben következő két pontot, amelyek közül az egyiket kiválasztjuk következő referencia pontnak, a másikat pedig eldobjuk. Az új referencia pontot is eltároljuk 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

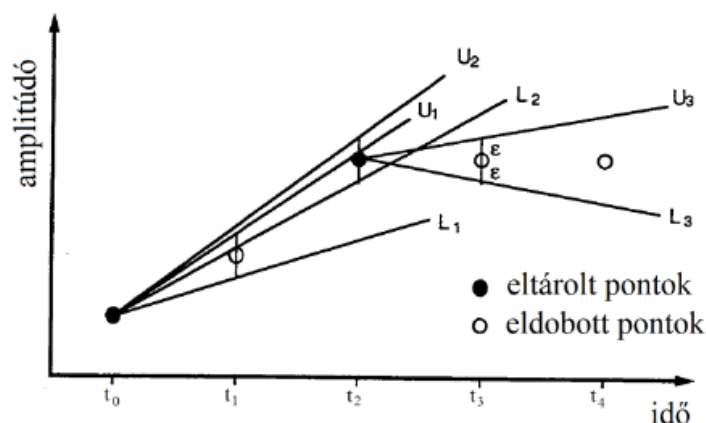
A $\text{sign}(x)$ műveletet a következőképpen definiáljuk:

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

Az egyszerűen megfogalmazható, hogy a referencia pontot (X_0) követő két pont (X_1, X_2) közül melyiket hagyjuk el. Ha a $\text{NOT}(\text{sign}(X_1 - X_0)) \text{ OR } (\text{sign}(X_2 - X_1) + \text{sign}(X_1 - X_0))$ 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

57. Ismertesse a FAN algoritmust.

A *legyező-algoritmus (fan algorithm)*. Ez az algoritmus is lineáris szakaszokkal közelíti az eredeti adathalmaz adatait. A hibasávot az ábrán ϵ jelöli. Egy eltárolt adatból az őt követő adatnál megengedett maximális ($x_a + \epsilon$) és minimális ($x_a - \epsilon$) értékhez egy-egy egyenest húzunk. Ezek a szétnyitható legyező egy elemének alakjára emlékeztetnek, innen a módszer neve. A 4.25. ábrán az első (t_0 időponthoz tartozó, x_0) eltárolt adat és a második (t_1 időponthoz tartozó, x_1) adat hibasávja által meghatározott egyenesek: U_1 a maximális és L_1 a minimális meredekséget jelöli ki. A következő (t_2 időponthoz tartozó, x_2) adat ezen a sávon belül van, így X_1 elhagyható. Meghatározzuk az $(x_0, x_2 - \epsilon)$ és az $(x_0, x_2 + \epsilon)$ adatokon 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 adat.



4.25. ábra. A FAN (legyező) algoritmus

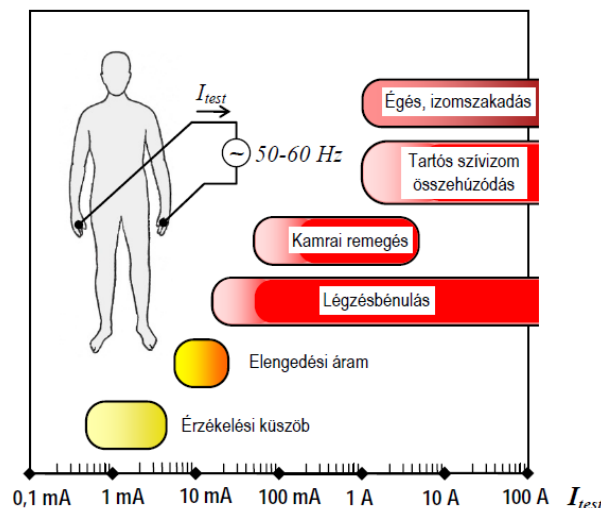
58. Ismertesse az adattömörítésre használható szélső pont (turning point) algoritmust.

Az eredeti adathalmaz méretét a felére csökkenti. Egyszerre mindig három adat vizsgálata történik, ebből egy a referenciaadat. Az adathalmaz első adata az első referenciaadat, ezt eltároljuk, majd megvizsgáljuk a sorrendben következő két adatot, amelyek közül az egyiket kiválasztjuk következő referenciaadatnak, a másikat pedig eldobjuk. Az új referenciaadatot is eltároljuk és megvizsgáljuk a sorrendben következő, még nem vizsgált két adatot. Ezt az eljárást ismételjük, amíg az eredeti adathalmaz utolsó adatát is be nem olvastuk

59. Ismertesse az AZTEC algoritmust.

Az AZTEC (Amplitude Zone Time Epoch Coding) módszer lineáris szakaszokkal közelíti az eredeti adathalmaz adatait. Az algoritmus egy eltárolandó adattól (P_e) kezdődően minden ezt követő (P_i) adathoz kiszámítja az aktuális adaton és a P_e adaton áthaladó egyenes meredekségét (S_i). Ha a P_n adathoz tartozó meredekséget is figyelembe véve a kiszámított meredekségek minimális és maximális értéke közti különbség egy előre meghatározott értéket meghalad, akkor a P_e és a P_{n-1} által meghatározott egyenes szakaszt eltároljuk. Az eltárolt szakasz végpontja (P_{n-1}) lesz az új P_e adat. A tömörített adatok visszaállítása során a szakaszok kapcsolódásánál meglévő ugrásszerű meredekségváltozások simítására aluláteresztő szűrőt használhatunk.

60. Kéztől-kézig folyó áram esetén az áram effektív értékének növelésével milyen hatások válhatnak ki?



61. Mit nevezünk mikrosokknak?

Klinikai körülmények között, egyes beavatkozásoknál kialakulhatnak olyan jól vezető áramutak, amelyek a kritikus helyre koncentrálnak az áramot. Ilyet okozhat egy műanyag katéter, amelyben vezetőfolyadék van, vagy maga az ér, amelybe elektronikus készülék szondájával csatlakozunk. Ez a mikrosokk, amely a szívnél levő nagyobb áramsűrűség miatt a makrosokknál sokkal veszélyesebb. Emellett a rossz fizikai állapotban levő beteg sokkal érzékenyebb, mint az egészséges ember. Így az elektronikus készülékek pácienshez kapcsolódó kibemenetein nem engedhető meg 10 μ A-nál nagyobb szívárgó áram, és a meghibásodás hatására kialakuló áramot is 50 μ A-re kell korlátozni, amennyiben az a szívvvel kapcsolatba kerülhet. (Az 50 μ A is kisebb, mint az érintési érzékelési küszöb tizedrésze!)

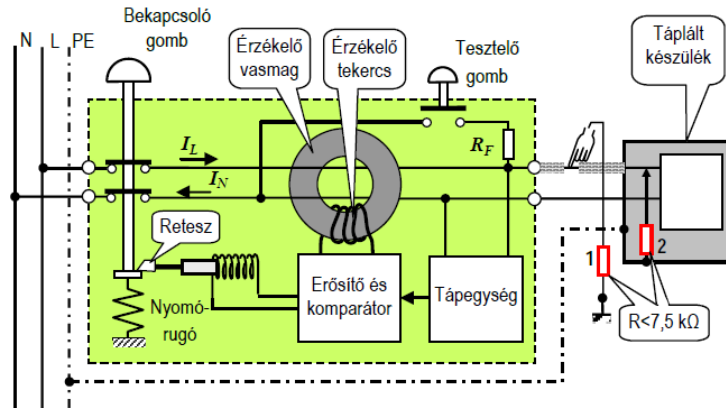
62. Hogyan okozhat veszélyes helyzetet, ha egy páciensre több földelt készüléket kapcsolunk?

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 készülékkel is kapcsolatba kerül, hiszen ilyenkor a földelések közti potenciálkülönbség is veszélyes lehet.

63. Hogyan védekezhetünk földhurok kialakulása ellen, ha egy páciensre több földelt készüléket kapcsolunk?

Védőföldelés, amit a műszer vázához kötnek. Orvosi műszereknél a készülék galvanikusan le van választva, vagy kettős szigetelő.

64. Ismertesse a GFI működését.



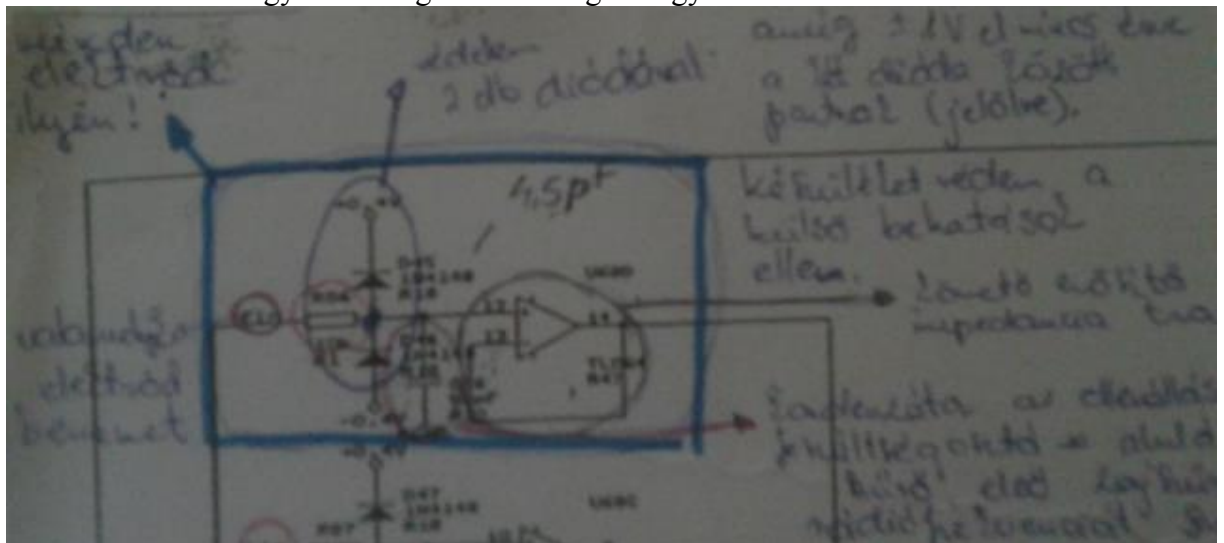
5.6. ábra. Hibaáram-védelmi kapcsoló (FI-relé) felépítése. A készülék 1 és 2 jelű hiba esetén kapcsol le. 1 = vezeték megérintése, 2 = szigetelési hiba a készülékben a ház felé. Nem érzékeli azonban, ha az L és N vezeték között lép fel hibaáram

65. Ismertesse a LIM működését.

A hálózat szimmetriáját figyelő áramkör (LIM = Line Isolation Monitor) egyszeres hiba (földzárlat) bekövetkezésekor figyelmeztető jelzést ad. Elkezdődhet a hiba felderítése, és megfontolt elhárítása anélkül, hogy a tápellátás leállt volna. Egyszeres hiba (földzárlat) esetén a páciensen folyó áram kis értékű marad, a zárlat nem eredményez elektromos szikrát. A műtőben az altatógáz miatt a szikra robbanást okozhatna.

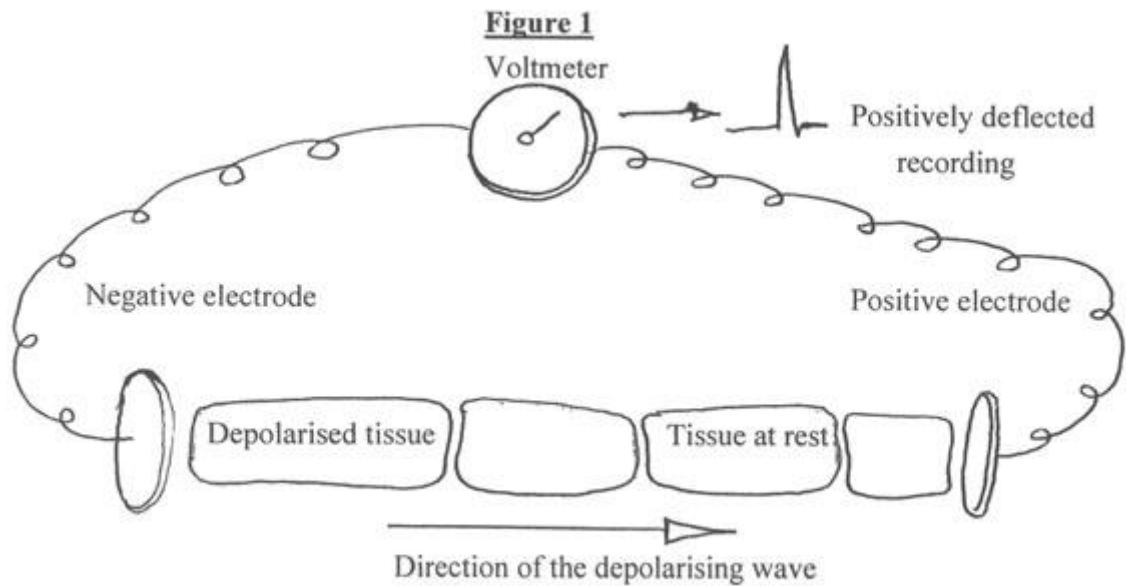
66. Rajzolja fel egy EKG készülék egy csatornájának blokkvázlatát.

Az A3-as kiadott nagy blokkdiagramból kivágtam egyet:



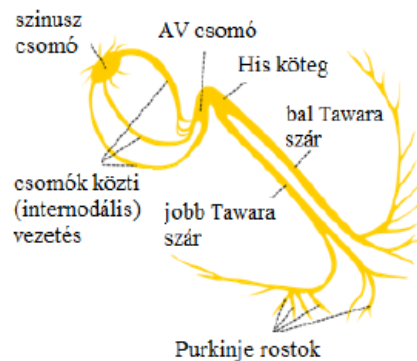
67. Rajzolja fel, hogyan terjed a depolarizáció egy szövetcsíkban.

nem nagyon tudom értelmezni a kérdést, google ezt találta:



68. Rajzolja fel, hogyan terjed a depolarizáció a szívizomzatban.

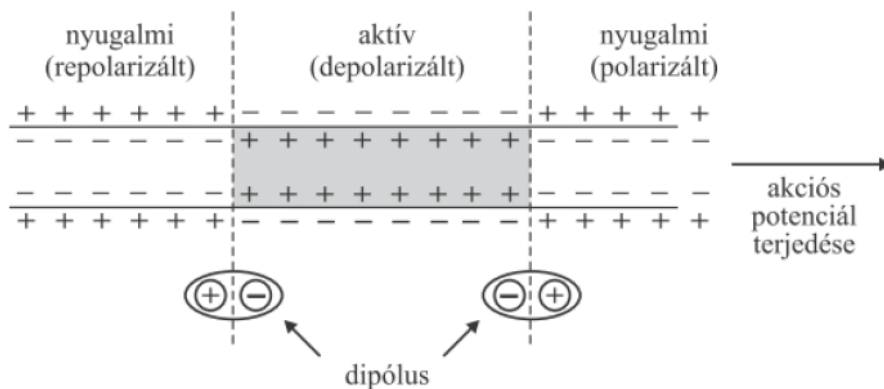
Szinusz csomóból indul, és az ábra szerint teljes lefele:



6.2. ábra. A szív felépítése az ingerületvezető pályákat bemutatva

69. Mutassa meg, hogy a depolarizáció terjedése dipólussal modellezhető.

A szív elektromos aktivitásának mérése az esetek döntő többségében a testfelszínen történik. Ez azt jelenti, hogy sok sejt aktivitásának eredőjét lehet csak mérni. Ennek értelmezéséhez megfelelő modellre van szükség. A legrégebben használt modellek a szív elektromos aktivitását dipólussal írják le. Ennek alapja, hogy az aktív (depolarizált) és a nyugalmi (polarizált) területek elektromos töltéseloszlása eltérő. Ha a sejtmembrán külső felületét tekintjük, akkor az aktív rész negatív a nyugalmi részhez képest. A potenciál- eloszlás az aktív és a nyugalmi terület határán elhelyezkedő dipólussal modellezhető.



6.5. ábra. A nyugalomban levő és az aktív terület határának modellezése dipólussal

70. Ismertesse Einthoven frontális síkban felvett EKG-val kapcsolatos egyszerűsítő feltételezéseit.

A frontális síkban Einthoven javaslatára ún. bipoláris elvezetésekkel használnak. A végtagokra helyezett elektródok elnevezése: RA (right arm, jobb kar), LA (left arm, bal kar), LL (left leg, bal láb). Az egyes elvezetések definíció szerint:

$$I = RA - LA$$

$$II = RA - LL \quad (6.1)$$

$$III = LA - LL$$

Annak érdekében, hogy a szív elektromos működésében bekövetkező, normálistól eltérő jelenségek jobban láthatók legyenek, a frontális síkban további három elvezetést használnak. Ezek unipoláris elvezetések, referenciapontjuk az ún. Wilson-pont, más néven centrális terminál, CT.

$$CT = (RA + LA + LL)/3$$

71. Milyen fiziológiai jelenség eredménye az elektrokardiogram?

A szív egy négy rekeszből álló pumpa, izomzata mintegy egymillió sejtből áll. Ezek jól koordinált együttműködése szükséges ahhoz, hogy a szív a szervezet megfelelő vérellátását fenn tudja tartani. A sejtek közti együttműködés a depolarizált állapot terjedése útján valósul meg. A jobb pitvarban található a szív működés frekvenciáját meghatározó központ, a szinusz csomó. Az itt lévő ún. ritmus adó (pacemaker) sejtek ingerléséhez szükséges küszöbszint változása miatt a szinusz csomó autonóm módon percenként 40...200 elektromos impulzust állít elő. Ezek az impulzusok jól meghatározott irányokban terjednek szét a szív teljes izomzatán depolarizálva az egyes sejteket. Ugyancsak jól meghatározott módon történik az egyes területek repolarizációja. Ennek eredménye a szív autonóm ritmikus működése: a vénákból a pitvarokba jutó vér átkerül a kamrákba majd a kamrák az artériákba pumpálják. A szívizomzat sejtjei között történő ingerület átadás eredményeként a depolarizáció terjedni fog. A szív elektromos aktivitásának mérése az esetek döntő többségében a testfelszínen történik. Ez azt jelenti, hogy sok sejt aktivitásának eredőjét lehet csak mérni.

72. Egy páciens EKG-ján egy adott időpillanatban az I. és a II. elvezetésben is 0.8 mV mérhető. Mekkora feszültség mérhető ugyanebben a pillanatban a III. elvezetésben?

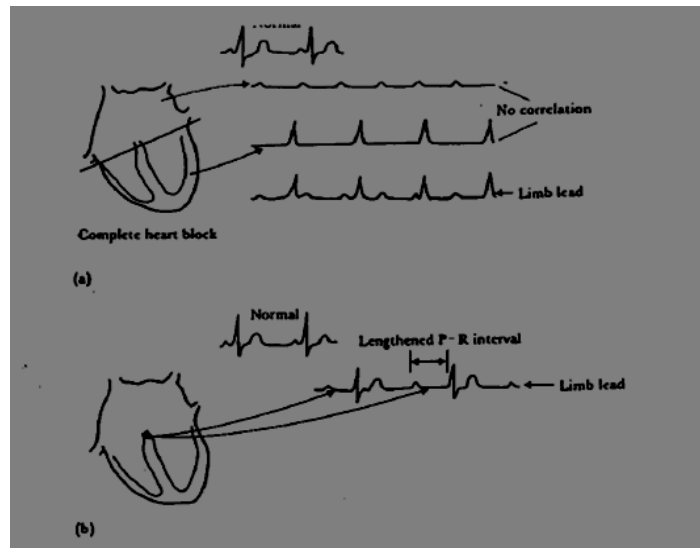
0 V

73. Rajzolja fel jellegre helyesen, hogyan jelentkezik az EKG jelen az első- a második és a harmadfajú AV blokk.

Az ingerületvezetés leggyakoribb problémái az AV csomóhoz kapcsolódnak. Az (a) ábra a teljes AV blokkot (harmadfajú blokk) mutatja, amikor a kamrák felé egyáltalán

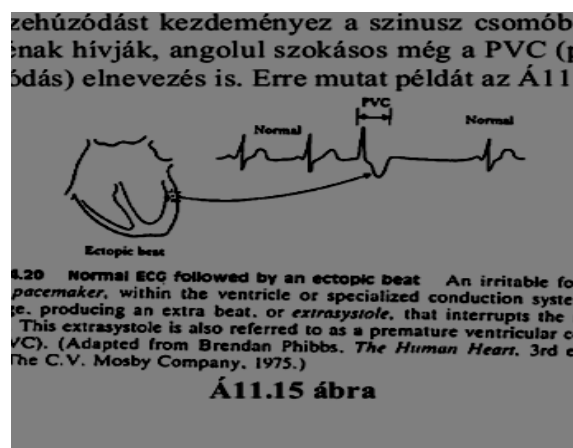
nem jut el a pitvarok felől jövő ingerület. Ilyenkor a pitvarok és a kamrák teljesen aszinkron módon működnek. A kamrák felé a gerjesztő jeleket vagy az AV csomóban levő vagy a kamra falában levő, a szinusz csomóhoz hasonlóan önfenntartó gerjesztést adni tudó sejtcsoportok biztosítják. Ezek saját frekvenciája kisebb, mint a szinusz csomó frekvenciája.

A (b) ábra az ún. elsőfajú AV blokkot mutatja, amikor minden pitvari gerjesztés átjut az AV csomón, de a csomó késleltetése megnő. Az ún. másodfajú AV blokk esetén a késleltetés annyira megnő, hogy néhány szív ciklus alatt egy P hullámot nem követ QRS komplex.



74. Rajzoljon fel egy EKG időfüggvényt, amelyben extraszisztole van.

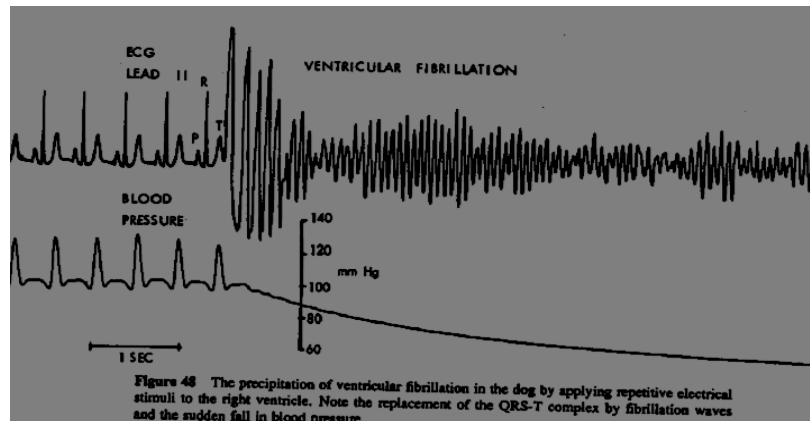
Előfordul, hogy a kamra falában vagy az inger vezetési úton egy ún. ektopikus ütemadó van, amelyik időnként egy összehúzódást kezdeményez a szinusz csomóból induló ingerülettől függetlenül. Ezt extraszisztolénak hívják, angolul szokásos még a PVC (premature ventricular beat, idő előtti kamrai összehúzódás) elnevezés is.



Á11.15 ábra

75. Rajolja fel jellegre helyesen, hogyan torzíthatja el az EKG jelet a légzés? Rajolja az alapvonalat, az alapvonal szinuszosan változni fog

76. Rajzolja fel, hogyan változik meg az artériás nyomásgörbe ventrikuláris fibrilláció kialakulásakor.



77. Adja meg, hogyan származtathatók a végtagi elektródok jeléből a bipoláris elvezetések illetve az aVR, aVL és aVF elvezetések. Ezen elvezetések közül hányat tekintünk függetlennek?

$$VR = RA - CT = RA - (RA + LA + LL)/3 = (2RA - LA - LL)/3$$

$$VL = LA - CT = LA - (RA + LA + LL)/3 = (2LA - RA - LL)/3$$

$$VF = LL - CT = LL - (RA + LA + LL)/3 = (2LL - RA - LA)/3$$

$$aVR = RA - (LA + LL)/2 = (2RA - LA - LL)/2 = 1,5 \times VR = -(I + II)/2$$

$$aVL = LA - (RA + LL)/2 = (2LA - RA - LL)/2 = 1,5 \times VL = (I - III)/2$$

$$aVF = LL - (RA + LA)/2 = (2LL - RA - LA)/2 = 1,5 \times VF = (II + III)/2$$

Ezen elvezetések amplitúdója jelentősen megnövelhető, ha a végtagi elektród és a másik két végtagi elektród potenciáljának átlaga közti potenciálkülönbséget állítjuk elő. Az így kapott elvezetést megnövelt (augmented) elvezetésnek hívják.

78. Ismertesse röviden a vektorkardiográfia jellemzőit.

Az elektromos aktivitás jellemzésére három síkot használunk. A végtagi elvezetéseket használva a frontális síkban jellemzik a szív elektromos aktivitását. A mellkasi elektródok segítségével a transzverzális síkra, a nyelöcsőbe helyezett elektród segítségével a szagittális síkra vetített aktivitást vizsgálhatjuk. A három egymásra merőleges síkban történt felvétel lehetővé teszi, hogy a szív elektromos aktivitását minden időpillanatban egyetlen dipólussal közelítve annak térbeli mozgását megjelenítsük. Ezt nevezzük vektorkardiográfiának.

79. Hogyan készül és milyen kijelzést használ a „felületi térképezés” (surface mapping) EKG

A szív elektromos aktivitásának jellemzésére használnak felületi potenciál térképezést is. Ekkor a törzsre sok, 32...200 elektródot helyeznek fel és az ezen pontokon mért potenciál-
idő függvények alapján számítják ki a szívizomzat egyes részeinek aktivitását. A különböző kutató laboratóriumokban eltérő elektród elrendezéseket használnak, az ezekkel nyert eredmények átszámítása csak korlátozott pontossággal lehetséges. A módszer alkalmas a kamra - pitvar közti nemkívánatos átvezetés helyének cm-es pontossággal történő meghatározására.

80. Röviden ismertesse a Holter - típusú EKG vizsgálatot.

A szív működés rendellenességeinek egy része csak időszakosan jelentkezik. Ezek megfigyelésére 24 órás monitorozást (Holter-monitor) alkalmaznak. A 24 órás

monitorozás csak minimális kellemetlenséget okoz a napi aktivitásban. A korai Holter-monitorok mágnesszalagra rögzítették a jeleket, ez sok nehézséget okozott (tápellátás, ultravékony, ezért kinyúló szalag, a felvételnél nagyon lassan haladó szalag, a gyorsított lejátszás mellett történő értékelés is órákat vett igénybe). A mai készülékek félvezető memóriát használnak, jellemzően valós időben értékelik az EKG-t s ha eseményt detektálnak (pl. aritmiás szívütés) akkor az ezt megelőző és követő néhány percet rögzítik.

81. (Röviden ismertesse a magzati EKG vizsgálat sajátosságait.)

82. EKG készülékben 1x erősítést beállítva 10 mm-es kitérésnek mekkora bemeneti feszültség felel meg?

1mV

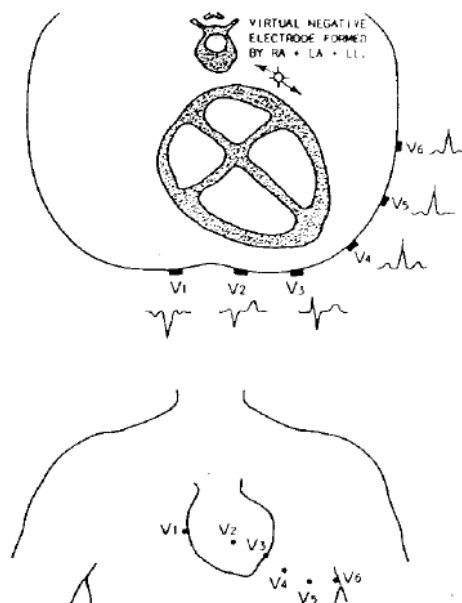
83. Jellemezze az EKG készülékekben használható izomremegés szűrőt.

Az izomremegésből eredő zajok jellemzően 30...35 Hz feletti frekvenciával rendelkeznek. Ki-szűrésük csak az EKG azonos frekvenciájú komponenseinek kiszűrésével együtt tehető meg. Ez bizonyos típusú készülékeknél (pl. intenzív őrző) megengedhető. Normál nyugalmi felvételeknél a kooperatív paciensenél izommozgásból eredő zaj gyakorlatilag elhanyagolható.

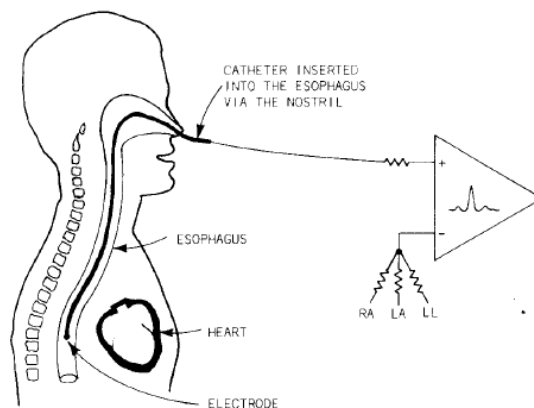
84. Miből ered és hogyan csökkenthető az alapvonal vándorlás EKG felvétele esetén?

A sokszor kedvezőtlen jel/zaj viszony nehezíti az EKG-jel feldolgozását. A zaj főbb okai: hálózatból a szórt kapacitásokon keresztül bejutó zavarjel (Magyarországon 50 Hz, és ennek felharmonikusai), az elektródok elmozdulása a bőrön, a vizsgált személy mozgása miatti elektromiográfiás jel, a légzés és a bőr/elektród kapcsolódási felületen kialakuló kontaktpotenciál változása miatti alapvonal-vándorlás. A QRS-komplexus detektálásának igen elterjedt módszere a Pan-Tompkins-algoritmus. Az R csúcs pontos helyének meghatározására lokális maximumkeresést alkalmazhatunk a Pan-Tompkins-algoritmus által kijelölt időpont szűk (néhány tíz ms) környezetében.

85. Milyen elvezetések használják a szív elektromos aktivitásának a transzverzális síkban történő mérésére?



86. Milyen elvezetések használnak a szív elektromos aktivitásának a szagittális síkban történő mérésére?



87. Milyen nem kívánatos jelek elnyomására építenek be EKG készülékekbe szelektív hálózatokat? Röviden jellemezze ezeket.

Az EKG jelek feldolgozása során az alapvonal vándorlást ki kell szűrni és a hálózati eredetű za-jok hatását le kell csökkenteni. Az alapvonal vándorlás részben a légzés miatt részben a testfel-szín és az elektródok kapcsolódási felületén kialakuló fél-cella potenciál megváltozása miatt je-lenik meg. A szabvány szerint egy EKG készülék DC átvitelrel nem rendelkezhet, alsó határ-frekvenciája 0.05 Hz-en kell legyen. Ez az alapvonal vándorlást csökkenti de nem szünteti meg. Az alsó határfrekvencia megnövelése a kisfrekvenciás komponenseket tartalmazó P és T hullá-mokat jelentősen torzítaná. Általában két módszert használnak a kisfrekvenciás zavarok további csökkentésére.

A hálózati eredetű zavarok kiszűrésében jelentős segítség, hogy a hálózati frekvencia eltérése a névlegestől csekély, ritkán haladja meg a 0.1 Hz-et. A hálózati eredetű zavarokat a mintavételi frekvencia helyes megválasztásával csökkenteni lehet és amennyiben további csökkentés szük-séges, a mai készülékek szinte kizárólag digitális szűrést alkalmaznak.

Az izomremegésből eredő zajok jellemzően 30...35 Hz feletti frekvenciával rendelkeznek. Ki-szűrésük csak az EKG azonos frekvenciájú komponenseinek kiszűrésével együtt tehető meg. Ez bizonyos típusú készülékeknél (pl. intenzív őrző) megengedhető. Normál nyugalmi felvételeknél a kooperatív paciensenél izommozgásból eredő zaj gyakorlatilag elhanyagolható.

A szívritmus szabályozóval ellátott paciensek száma gyorsan növekszik a fejlett világban. A szívritmus szabályzó a szív ciklus kezdetén egy viszonylag nagy amplitúdójú jelet állít elő, ami az EKG készülék bemeneti fokozatát túlvezérelheti. Mivel ez a nagy amplitúdójú jelet időben igen rövid, jellemzően néhány ms, így lehetőség van kiszűrésére a megengedett maximális meredek-ség korlátozásával.

88. Az EKG jel milyen sajátossága használható ki adattömörítéskor?

Az EKG jel esetében kihasználhatjuk, hogy viszonylag hosszú szakaszain a jelváltozási meredekség kicsi. Így a mintavételezett pontok különbségeit előállítva a nullához közeli értékek nagy gyakorisággal fognak előfordulni. Ez a változó hosszú-ságú kódolás során segíti a tömörítést.

89. Milyen módszereket ismer az EKG R hullámának detektálására? Mit nevezünk szelektivitásnak és mit specificitásnak?

Az EKG jel karakterisztikus része a QRS komplex. Ezen a szakaszon a legnagyobb a jel meredeksége és általában itt a legnagyobb az amplitúdó is. Kb. 10 Hz-en (más források szerint 12...16 Hz-en) a QRS energia tartalma domináns. Ebből adódóan egy 10...16 Hz-es sávközép frekvenciájú sáváteresztő szűrő jól használható a QRS detektálásban. A felhasznált szűrő Q jósági tényezőjét általában 1 körüli értékre választják. Ennél nagyobb jósági tényező esetén a tranzienst válaszban hosszú ideig tartó lengések jelennének meg. A QRS detektálásban gyakran alkalmaznak differenciálást. Ez a nagyobb meredekségű QRS hullámot választja el a kisebb meredekségű P, T hullámoktól. Mivel a differenciálás felüláteresztő szűrésnek felel meg, ez a hálózati eredetű és az izommozgásból eredő zajokat kiemeli. Ezért a differenciálást követően általában a jel effektív értékét állítják elő (pl. négyzetre emeléssel). Az így előállított jelből komparálással lehet a QRS komplexek helyét azonosítani.

90. Hogyan mutatható ki EKG felvételen a késői potenciál (late potential)?

Létezik speciálisan kardiológiai célú őrző EKG modul, amelyben megoldott a QRS szakaszt követően esetleg megjelenő nagy frekvenciás (> 300 Hz) és kis amplitúdójú (néhány μV) ún. késői potenciálok figyelése és a riasztás ezek megjelenése esetén.

91. Milyen korlátai vannak az EKG jelek diagnosztikai kiértékelésének?

A diagnosztizálás során a szív elektromos aktivitásának eredményeképpen a testfelszínen mérhető potenciálokból következtetünk a szív állapotára. Nehézséget okoz, hogy nem közvetlenül a szív felszínén mérünk, hogy azonos testfelszínen mért jelek nem feltétlenül azonos szív működésből erednek. A szív működést kísérő elektromos jelekből következtetünk a szív működésre, ezt inverz problémának hívják.

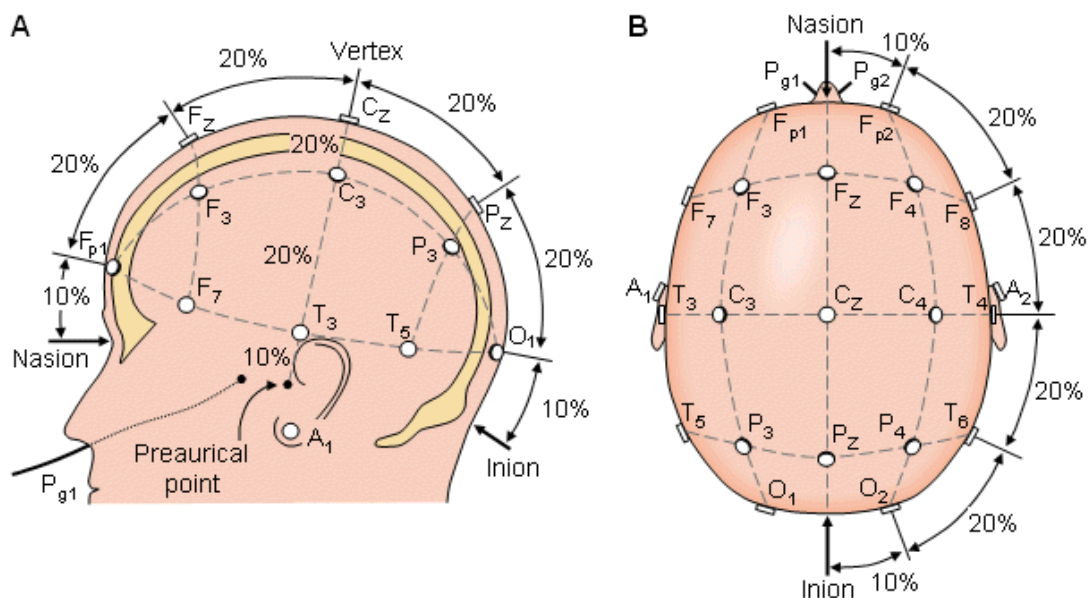
92. Hogyan osztályozzák az EEG jeleket?

A hullám neve	A hullám frekvencia tartománya, Hz	
délta	0.5	4
teta	4	8
alfa	8	13
béta	13	22
gamma	22	30

T13.1 táblázat

93. Ismertesse a Jasper-féle 10-20-as elektród felhelyezési szabványt.

Az EKG jelek kiértékelésének egyszerűsítésére szabványos pontokat jelöltek ki a koponyán. Jasper 1958-ban javasolta, hogy a koponya formájától és nagyságától függetlenséget biztosítandó, százalékosan történjen az elektródok helyének definiálása



94. Milyen EEG elvezetéseket ismer?

lásd előző ábra. A fő elvezetések: temporális, parietális, occipitális, frontális elektródok

95. Milyen módszereket használnak EEG jelek kiértékelésére?

A kiértékelést meghatározza, hogy milyen céllal történik a felvétel. Jelenlegi tudásunk szerint az EEG az agysejt csoportok aktivitását mutatja, gondolati tartalmat nem. A felvételek célja lehet

- az éberség szintjének, az alvás mélységének megállapítása,
- az epilepszia vizsgálata,
- elektromosan inaktív területek lokalizálása.

Az EEG jelek frekvencia spektrumának megállapítására a Fourier transzformáció nem megfelelő. A probléma abból adódik, hogy a kisfrekvenciás komponensek

$$A_n = \frac{k_1}{T_n} \int_0^{T_n} f(t) \cos(2\pi f_n t) dt$$
$$B_n = \frac{k_1}{T_n} \int_0^{T_n} f(t) \sin(2\pi f_n t) dt$$

$T_n = k_2/f_n$. A k_1 -es paraméterrel a transzformáció frekvencia tartománybeli súlyozását állíthatjuk, minél nagyobb k_1 , annál nagyobb súlyt kapnak a nagyobb frekvenciás komponensek. A k_2 konstanssal szabályozhatjuk a regisztrátum analizálni kívánt frekvencia komponensének periódusidejéhez viszonyított relatív hosszát. Az ablak szélessége $2/T_n$, ami $2f_n/k_2$, így a százalékos felbontás állandó, $200/k_2$ %. Az Á13.5 ábra mutatja, hogy egy adott (1 s) hosszúságú 10 Hz-es jel különböző k_2 értékek mellett hogyan jelenik meg a spektrumban.

azonosításához hosszú regisztrátumra van szükség, viszont a nagyfrekvenciás komponensek ezen idő alatt megváltozhatnak. Egy lehetséges megoldás a különböző frekvenciájú komponensek különböző hosszúságú ablakokkal való keresése. Ezt nyújtja a Berg transzformáció.

96. Milyen követelményeket támasztunk az EEG készülék egy csatornájával szemben?

Unipoláris elvezetés esetén a referencia elektródot általában a fülre helyezik, mivel ennek közelében az agysejtek elektromos aktivitása elhanyagolható mértékben jelentkezik. Az agy egy kis területét érintő elektromos aktivitás lokalizálhatósága annak amplitúdóján kívül a helytől is függ.

A referencia elektród közelében lezajló aktivitás minden csatornában megjelenik, ez a lokalizálhatóságot nehezíti. Felhívjuk a figyelmet arra, hogy a referencia elektród nem tekinthető földelésnek!

Az átlagolt elvezetés használata a referencia potenciált az összes elektród jeléből állítja elő, azonos (nagy) értékű ellenállások felhasználásával. Az egyes elvezetésekben az összes elvezetés átlagától mérhető eltérés jelenik meg. Egy kis területet érintő elektromos aktivitás egy, vagy leg-feljebb a hozzá közel eső kevés számú elvezetésben jelenik meg. Az átlagolt

97. Milyen hátránya van, ha az EEG jelek kiértékeléséhez FFT-t alkalmaznak?

Egy adott regisztrátum frekvenciatartományba történő transzformálása és spektrumának vizsgálata FFT (Fast Fourier Transform) használatával megmutatja, milyen komponensek vannak jelen a vizsgált teljes időtartományban. Nem ad információt a frekvenciakomponensek időbeli változásáról a regisztrátumon belül. A biológiai eredetű jelek esetében gyakran szembesülünk azzal a dilemmával, hogy a

szükséges frekvenciatartománybeli felbontáshoz olyan hosszú regisztrátumot kell készíteni, amelynek időtartama alatt a jel frekvenciatartalma nem állandó.

98. Ismertesse a BERG transzformáció lényegét.

$$A_n = \frac{k_1}{T_n} \int_0^{T_n} f(t) \cos(2\pi f_n t) dt$$

$$B_n = \frac{k_1}{T_n} \int_0^{T_n} f(t) \sin(2\pi f_n t) dt$$

$T_n = k_2/f_n$. A k_1 -es paraméterrel a transzformáció frekvencia tartománybeli súlyozását állíthatjuk, minél nagyobb k_1 , annál nagyobb súlyt kapnak a nagyobb frekvenciás komponensek. A k_2 konstanssal szabályozhatjuk a regisztrátum analizálni kívánt frekvencia komponensének periódusidejéhez viszonyított relatív hosszát. Az ablak szélessége $2/T_n$, ami $2f_n/k_2$, így a százalékos felbontás állandó, $200/k_2$ %. Az Á13.5 ábra mutatja, hogy egy adott (1 s) hosszúságú 10 Hz-es jel különböző k_2 értékek mellett hogyan jelenik meg a spektrumban.

99. Adja meg egy fotostimulátor főbb üzemmódjait.

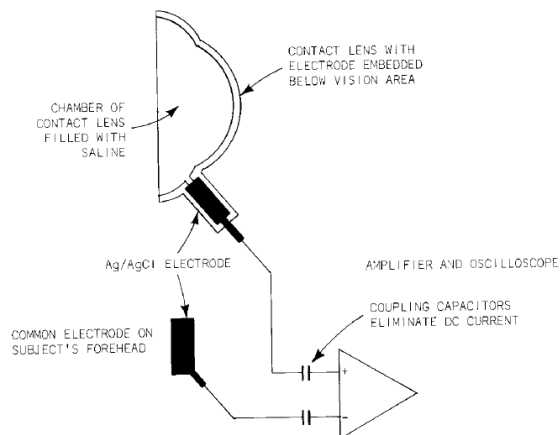
100. Fonostimulátor főbb üzemmódjai

101. Mi az elektroretinogram, hogyan történik a felvétele? Hogyan vizsgálható a retinának egy-egy része?

Az elektroretinogram (ERG) lényege, hogy egy kontaklencseszerű műszer kerül a szemre, aminek van egy kivezetése, amiben fízó van. Ez csatlakozik egy kapacitáshoz, meg le is van földelve. Háttérvilágítást adunk, ami a teljes retinát érinti, erre a bevilágításra kapunk egy választ.

14.6 Az elektroretinogram, ERG és az elektrookulogram, EOG

A legtöbb érzékelő receptor elektromos aktivitása közvetlenül nem vagy nagyon nehezen mérhető, mivel ezek amplitúdója kicsi. Ez alól két kivétel van. A középfül, amely hangingerre, és a retina, amely fényingerre ad helyben is kiértékelhető választ. Az Á14.11 ábra mutatja, hogyan lehet a retinához elektródot csatlakoztatni. Nagyon fontos a soros kondenzátor, mivel egészen kis egyenáram is maradandó sérülést okoz. A retina fényingerre adott tipikus választ az Á14.12 ábrán láthatjuk.



Á14.11 ábra

102. A véreredényrendszer egy pontján mérhető nyomásnak milyen összetevői vannak?

Az artériákban a vérnyomást befolyásoló tényezők:

- verőtérfogat (a bal kamra összehúzódáskor kilökött vérmennyiség),
- érfalak rugalmassága,
- erek geometriája.

A vérnyomás az érhálózat mentén különböző értékeket vesz fel, ezenfelül egy adott helyen időben változik. A vérnyomás szokásos jellemzése, amely két nyomásértékkel történik (például 120/80 mmHg), feltételezi, hogy a mérés a felkaron, a bal kamrával egy magasságban történik, és a vizsgált személy vérnyomása a mérés helyén állandó maximum- és minimumérték között ingadozik. Az első számérték a szisztolés érték, a mérés helyén fellépő maximális érték. A második a diasztolés érték, a mérés helyén fellépő minimális érték. Általában a vérnyomás minimális és maximális értéke az artéria egy adott pontján sem állandó

103. Milyen előnyei és hátrányai vannak a véres vérnyomásmérésnek?

hátrány, hogy invazív, fertőzésveszély áll fent, előnye, hogy szinte azonnal mutatja a vérnyomásváltozást, és sokkal pontosabb

104. Ismertesse a közvetett vérnyomásmérés elvét.

közvetett vérnyomásmérési módszereknél a páciens artériáját egy helyen - pl. a felkaron - kívülől felhelyezett mandzsetta segítségével elszorítják. A mandzsetta nyomását változtatják és folyamatosan mérik. Az artériában lévő nyomás és a mandzsetta nyomás megegyezésekor így az előbbit tudjuk az utóbbit megmérve. Ezt az elvet Riva-Rocci alkalmazta először. Korotkov publikálta 1905-ben a később róla elnevezett hang detektálását ami jelzi, hogy az artéria nyomása éppen meghaladta a mandzsetta nyomását. Az Á15.7 ábrán a felkarra helyezett mandzsetta nyomását lassan engedik le. Amikor az artériás nyomás nagyobb, mint a mandzsetta nyomása, akkor folyik vér az artériában, amikor a mandzsetta nyomása a nagyobb, akkor nem. Ezen alapul a közvetett vérnyomásmérés. Az alkalmazott konkrét megoldások abban különböznek, hogyan állapítjuk meg a szisztolés és a diasztolés vérnyomás és a mandzsetta nyomás egyezését. A következő módszerek jönnek sz

- pulzushullám figyelése,
- Korotkov hangok figyelése,
- a mandzsettában fellépő oszcillometriás nyomásváltozások figyelése.
- érfal elmozdulás figyelése,

105. Mi a Korotkov hangok eredete?

Közvetett vérnyomásmérési módszereknél a páciens artériáját egy helyen - pl. a felkaron - kívülől felhelyezett mandzsetta segítségével elszorítják. A mandzsetta nyomását változtatják és folyamatosan mérik. Az artériában lévő nyomás és a mandzsetta nyomás megegyezésekor így az előbbit tudjuk az utóbbit megmérve. Ezt az elvet Riva-Rocci alkalmazta először. Korotkov publikálta 1905-ben a később róla elnevezett hang detektálását ami jelzi, hogy az artéria nyomása éppen meghaladta a mandzsetta nyomását. Ha a mandzsetta nyomása a diasztolés és a szisztolés nyomás között van, akkor minden szív ciklusban az artéria egy időre zárt. Amikor az artériás nyomás meghaladja a mandzsetta nyomását, akkor az érfal "kipattan" és turbulens áramlás indul meg. Ez adja a Korotkov hangot. A Korotkov hangok energiatartalma 400...500 Hz között maximális, így általában felüláteresztő szűrő alkalmazható, ami a zavaró hangok jelentős részét elnyomja.

106. Milyen nyomásprogramokat ismer közvetett vérnyomásméréshez?

A mandzsetta nyomásának változtatása különböző programok szerint történhet. Ha a mandzsetta nyomását gyorsan engedjük le, akkor nagy lesz az ún. metodikai hiba. Ez abból adódik, hogy az egyik nyomáshullámnál még a mandzsetta nyomás nagyobb, mint az artériás nyomás, a következőnél pedig már kisebb, így a mért szisztolés nyomás kisebb lesz a ténylegesnél. Ha a mandzsetta nyomását lassan engedjük le, akkor a páciensnek okozunk kellemetlenséget, ami esetleg a páciens szisztolés vérnyomását megemeli (a mérés hatására megváltozik a mérendő mennyiség). A szokásos kompromisszum 3 Hgmm/s leeresztési sebesség.

Nehezebb valaminek a nem meglétét detektálni mint a megjelenését. A klasszikus nyomásprogram esetén a szisztolés nyomás a Korotkov hangok megjelenésekor, a diasztolés nyomás pedig a Korotkov hangok eltűnésekor mérhető. Különböző gyártók különböző nyomásprogramokat dolgoztak ki.

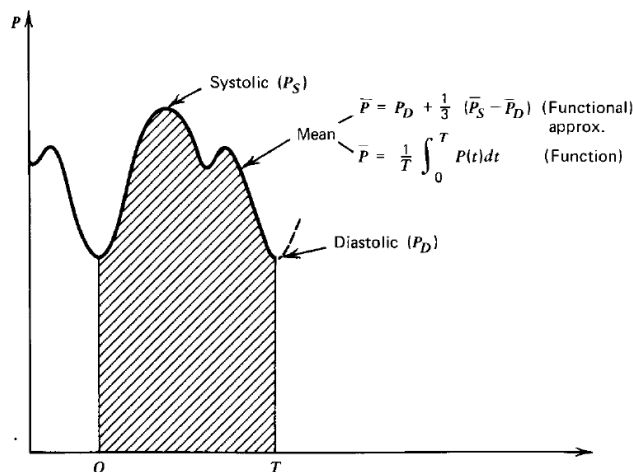
107. Ismertesse az oszcillometriás vérnyomásmérés elvét.

Az oszcillometriás elven mérő készülékek figyelik az oszcillometriás nyomásváltozások csúcserősségét. Ez az artériás középnyomással egyező mandzsetta nyomás meglétekor maximális, ennél nagyobb és kisebb mandzsetta nyomás esetén is csökken. Ez segít az oszcillometriás nyomásváltozások megjelenésének és eltűnésének detektálásában.

108. Mit nevezünk metodikai hibának indirekt vérnyomásmérésnél?

gyors leeresztése a mandzsettának

109. Rajzoljon fel egy tipikus artériás nyomásgörbét. Adja meg, hogyan számítható az artériás középnyomás.



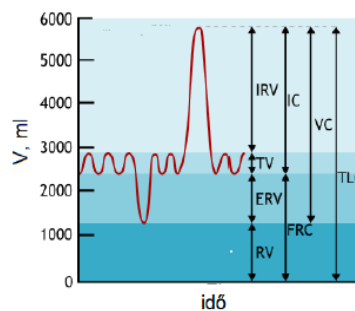
110. (A fonokardiogramm felvételéhez szükséges ismerni a szív-mellkas rész átvitelét. Milyen jellegű ez?)

111. (Milyen frekvencia tartományra terjednek ki a szívhangok?)

erről csak magzati adatokat találtam: **ALAPFREKVENCIA** (10 perc alatt mért átlag) normálérték: 120-160/min

112. Rajzolja fel a nyugalmi légzésre jellemző térfogat-idő függvényt és jelölje be a lényeges térfogat értékeket.

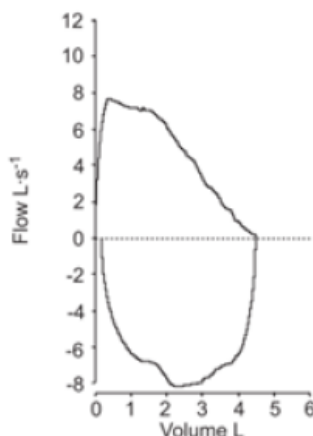
A tüdő térfogatának változását a légzés során a 9.1. ábra mutatja. Néhány nyugalmi légzést követően a vizsgált személy amennyire csak lehetséges, kipréselte tüdejéből a levegőt, majd két nyugalmi légzés után a maximális értékig lélegzett be. A jellemző térfogatértékek: TV (tidal volume, nyugalmi légzés során be-, illetve kilélegzett térfogat), IRV (inspiratory reserve volume, belélegzési maradék térfogat), ERV (expiratory reserve volume, kilélegzési maradék térfogat), RV (reserve volume, maradék térfogat), IC (inspiratory capacity, belélegzési kapacitás), FRC (functional reserve capacity, funkcionális maradék kapacitás), VC (vital capacity, vitálkapacitás), TLC (total lung capacity, teljes tüdőkapacitás).



9.1. ábra. A tüdő térfogatának változása légzés során (Wikimedia Commons, Lung Volumes And Capacities pl.svg alapján)

113. Rajzoljon fel egy normál légzéskor felvett áramlási sebesség - térfogat hurokgörbét.

Az erőltetett légzés vizsgálatokor mindig több ki- és belélegzést kell a páciensnek végrehajtani. Minden paraméter (légzési sebesség, megmozgatott térfogat) esetén a maximális értéket tekinthetjük a páciensre jellemzőnek. A 9.15.–9.18. ábrák erőltetett légzés során készített felvételeket (ún. hurokgörbék) mutatnak egészséges és légzési problémákkal rendelkező páciensek esetén.

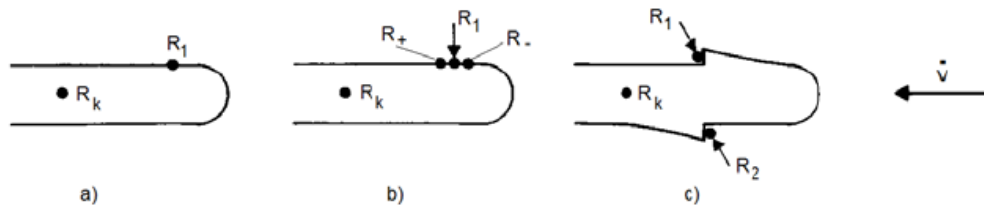


114. Hogy működik a hővezetős áramlásmérő? (NEM BIZTOS HOGY EZ AZ)

A forródrótos áramlásmérő az áramló közeg által okozott hűtést érzékeli

A fűtött érzékelő áramlás hatására bekövetkező hővesztesége a tömegáramtól függ. Az érzékelőket célszerű a mérendő gázzal kalibrálni. Ezek az érzékelők irány érzéketlenek, ezért szokásos megoldás a ki- és a belélegzés útjának elkülönítése és két külön érzékelő használata. Az érzékelő magas felső határfrekvenciával (minimum 1

kHz) rendelkezik, holttere kicsi, a légzést az érzékelő szál kis mérete miatt gyakorlatilag nem befolyásolja. R1 a fűtött termisztor, amelynek ellenállását állandó értéken tartják. A levegő áramlása hűti a termisztor, az ellenállás állandó értéken tartása az áramlástól függő áramot igényel. Rk a környezeti hőmérsékletet érzékeli, de a levegőáramlás nem hűti. A 9.6. b) ábrán az R+ és R- , a c) ábrán az R1 és R2 termisztorok segítségével az áramlás irányát is lehet detektálni. A kompenzáló érzékelőkkel megfelelő linearitás érhető el. A szenzor egyetlen hátránya a viszonylag magas ár.



9.6. ábra. A termisztorok elhelyezése forródrótos áramlásmérés esetén

115. (Hogyan lehet légúti ellenállást mérni?)

116. Mi az a BTPS korrekció?

Az áramlási sebesség időfüggvénye integrálásával előállítható a ki/belélegzett térfogat időfüggvénye. Figyelembe kell venni, hogy a belélegzett és a kilélegzett levegő paraméterei eltérőek. A belélegzett levegőre jellemző: 20 ... 25 °C hőmérséklet, 40 ... 70%-os páratartalom és az atmoszférikusnál kisebb nyomás, míg a kilélegzett levegő közel 37 °C hőmérsékletű, 100%-os páratartalmú és az atmoszférikusnál nagyobb nyomású. Az átszámítást BTPS (body temperature and pressure, saturated) korrekciónak hívják

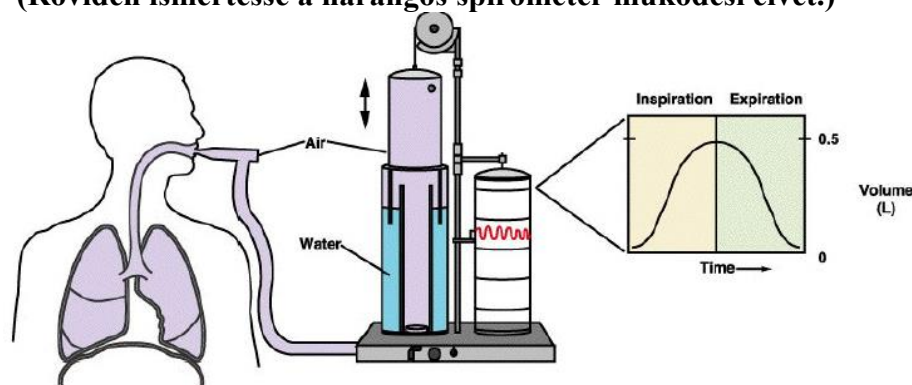
117. Hogyan befolyásolja egy Fleisch-cső által szolgáltatott Δp értékét az átáramló gáz összetétele?

az áramló gáz összetétele azért fontos, mert változtatja a gáz viszkozitását

118. Mit nevezünk respirációs hányadosnak (RQ)?

Termelt CO_2 osztva az elfogyasztott O_2 -vel.

119. (Röviden ismertesse a harangos spirométer működési elvét.)



9.19. ábra. A harangos spirométer felépítése

120. Mit nevezünk „elvárt értékek”-nek légzésvizsgálatnál?

Az erőltetett légzés paraméterei az anatómiai felépítés által meghatározottak, ezek gyakorlással nem befolyásolhatók. (Természetesen a helyes értékek megmérése a páciens kooperativitását igényli.) Az erőltetett légzés paramétereinek jellemző

értékeit homogén népességi csoportokra statisztikai módszerekkel meghatározták. A paraméterek elvart, normálisnak tekinthető értéke lényegében a páciens három adatától függ: életkor, testmagasság, nem. Az ezek alapján számított értékek elsősorban szűrővizsgálat során használhatók.

121. Mit mérünk teljestest pletizmográfal? Milyen fő típusai vannak ennek a készüléknek?

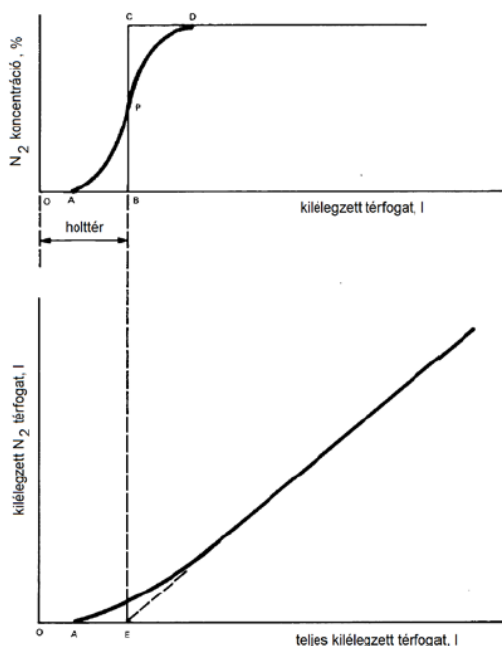
A légzés vizsgálatára a teljestest-pletizmográf is alkalmazható. A teljestest-pletizmográf egy merev falú kabin, amely a páciens testét teljesen körülveszi. Alapvetően kétféle típust ismerünk: állandó nyomású és állandó térfogatú készüléket. Az állandó nyomás biztosításához a kabintérhez csatlakozó csőben elmozduló dugattyú képes a térfogat változtatására. A teljestest-pletizmográf lehetővé teszi az alveoláris nyomás folyamatos figyelését és így a légzési ellenállás számítását. Az áramlásérzékelőben levő szelep (shutter) elzárásakor a tüdő térfogata, kinyitásakor pedig az alveoláris nyomás változása határozható meg. A légzési ellenállás kiszámítható, ha az áramlási sebességet is mérjük.

122. Hogyan lehet megmérni a tüdő maradék térfogatát (RV)?

100%-os O₂-t belélegezése után megmérjük a kilélegzett levegő N₂ tartalmát, és ebből visszakövetkeztetünk az RV-re.

123. Mi az anatómiai holttér (ADS) légzésnél? Hogyan lehet ezt megmérni?

A páciens 100%-os oxigént lélegzik be, az ezt követő kilégzéskor vizsgáljuk a nitrogén koncentrációját, illetve a termelt nitrogén mennyiségét. A holttérben is létrejön keveredés a 100%-os oxigén és a gázcsereben részt vevő, tüdőből érkező levegő között. Ezért a kilélegzett gázmennyiség függvényében ábrázolt nitrogénkoncentráció görbéjén meg kell keresni azt a pontot, ami akkor jelezné a holttérből távozó 100%-os oxigén (0%-os nitrogén) kilégzésének végét, ha nem lenne keveredés. A 9.8. ábrán ez a pont a P pont, amit úgy kell kijelölni, hogy az ABP terület megegyezzen a DCP területtel. Hasonló elven számolva, ha a kilélegzett nitrogénmennyiséget az összes kilélegzett gázmennyiség függvényében ábrázoljuk, akkor a lineáris szakasz meghosszabbítása metszi ki a holttér nagyságát (E pont).

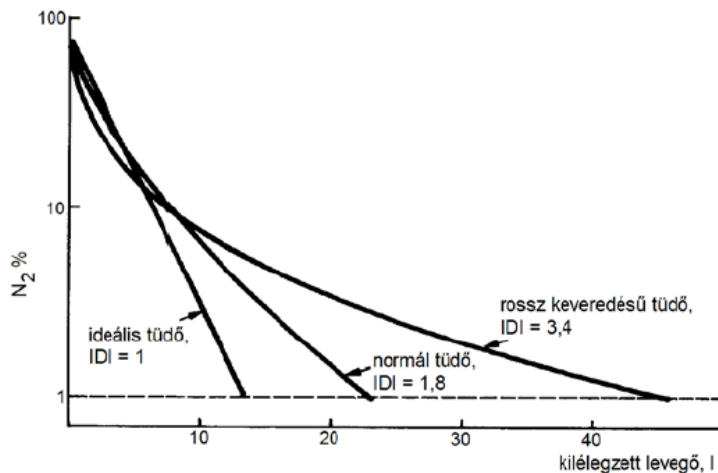


9.8. ábra. A holttér meghatározása

124. Hogyan jellemezzük az alveoláris ventilációt? Adja meg az erre szolgáló paraméter definícióját.

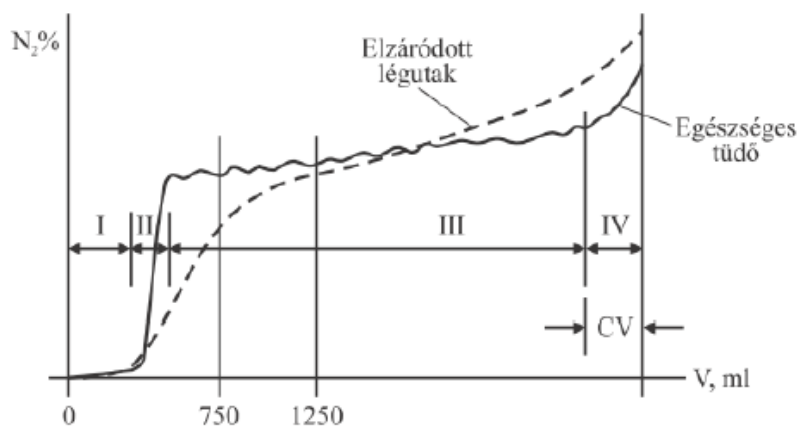
Az alveoláris ventiláció mérésére semleges, a légzéshez kapcsolódó gázcserében részt nem vevő gázt használnak, leggyakrabban nitrogént. Az alveoláris ventiláció a belélegzett levegő eloszlása (inspired gas distribution, IDI), a légzés hatékonyságának fontos jellemzője. A páciens a mérés során minden belélegzéskor 100%-os oxigént lélegzik be, a kilélegzett levegőben mérik a nitrogén koncentrációját és mennyiségét. A holttér nagyságát ismerni kell, és ezt minden kilégzésnél figyelembe kell venni.

125. Rajzolja fel, hogyan csökken normális és rossz keveredést mutató tüdőben a nitrogén koncentráció, ha a páciens 100 %-os oxigént lélegzik be.



9.9. ábra. Az alveoláris ventiláció mérése nitrogénkimosással

126. Rajzolja fel a nitrogén koncentráció tipikus változását, ha a páciens 100 %-os oxigén belélegzés után egyetlen kilégzést végez.



9.11. ábra. Nitrogénkimosás egyetlen be- és kilégzéssel

127. Hogyan történik a végtagok pletizmográfiai vizsgálata? Rajzolja fel a mért jeleket.

Vénás elzárás: felkar vagy láb elszorítása egy gumiszalaggal, amin nyúlásmérő bélyeg van. A vénás vér a karban reked, egyhe pulzáással a nyomás egyre magasabb lesz, majd elér egy szintet, és lassan csökken.

Artériás vizsgálatnál az artéria nyomásváltozásait vizsgáljuk elszorítás nélkül.

Pl.pulzoximetria.

128 Melyek az intenzív őrzők által leggyakrabban figyelt paraméterek?

EKG, légzés, vérgázszintek, vérnyomás

129 (Milyen módszereket ismer intenzív őrzők moduljainak tápellátására (galvanikusan leválasztott modulok)?)

Az egy paciensre csatlakoztatott több érzékelőhöz tartozó mérőmodulokat célszerű az alapkészüléktől és egymástól is elválasztani. Ennek egyszerű megoldására a Siemens cég szabadalmaztatott megoldása az, hogy az alapkészülék hátlap buszán "félbevágott" transzformátorokat helyez el. A transzformátorok másik fele a mérőmodul paneljén található, így a modulnak az alapkészülékbe való behelyezésével jön létre egy "teljes" transzformátor

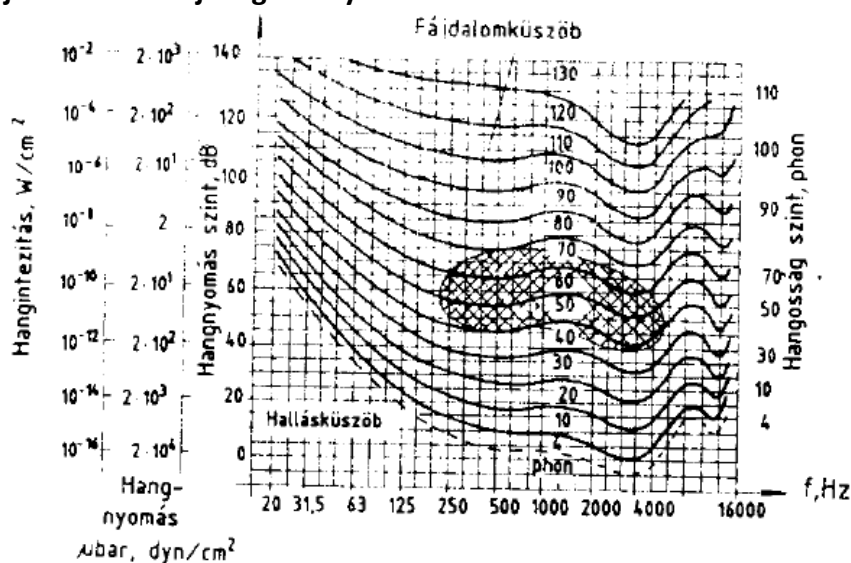
130. (Ismertesse egy EKG/légzés kombinált őrző modul felépítését.)

131. Milyen módszereket ismer légzés kvalitatív vizsgálatára?

A légzés kvalitatív vizsgálata (történik-e légzés, mekkora a percenkénti légzésszám) őrző készülékekben szükséges. Erre a célra nem szükséges a levegő áramlását mérni. Az érzékeléshez felhasználhatjuk a mellkasra helyezett EKG-elektrodákat. A mellkas EKG-elektrodok közti impedanciáját 50–100 kHz frekvencián mérve, a mérőjel az EKG-felvételből aluláteresztő szűrővel könnyen eltávolítható. Belélegzéskor az impedancia nőni, kilélegzéskor pedig csökkenni fog. Akár inkubátorban levő koraszülöttek lélegzését lehet monitorozni az alájuk helyezett, több kompartmentből álló matraccal. A matrac kompartmentjei között légutak vannak, ezeken keresztül levegő áramlik, ahogy a lélegzés során a test matraccra kifejtett nyomáseloszlása megváltozik. A kompartmentek közti levegőáramlás egyszerűen megmérhető.

A légzés kvantitatív vizsgálatára szolgáló spirométernek három üzemmódja lehet. Vizsgálják a normál nyugalmi, az erőltetett (forszírozott) légzést és a hiperventillációt. A normál nyugalmi légzés diagnosztikai értéke kicsi. A nyugalmi légzés paramétereit gyakorlással jelentősen befolyásolni lehet.

132. Rajzoljon fel egy hangintenzitás - frekvencia diagramot a hallásküszöb és a fájdalomküszöb jellegre helyes feltüntetésével.



13.2. ábra

Á19.1 ábra

133. Ismertesse a Békésy audiogram felvételének módját.

A Békésy György által kifejlesztett audiométer is igényli a paciens közreműködését. A paciens egy kapcsolóval jelzi, hogy hallja-e az éppen kibocsátott hangot vagy nem. Ha hallja, akkor a kapcsolót az egyik állásba kapcsolja, aminek hatására a jel hangossága csökkenni kezd. Ha nem hallja, akkor a kapcsolót a másik állásba kapcsolja, aminek hatására a jel hangossága növekedni kezd. A vizsgálat alatt a kibocsátott hang frekvenciája folyamatosan növekszik, így az eredményül kapott diagram az Á19.3 ábrán láthatóhoz lesz hasonló. Békésy 1946-47-ben fejlesztette ki ezt a fajta audiométert. A frekvencia növelését és a paciens által beállított kapcsoló állásától függő jelszint növelését és csökkentését, csakúgy mint a papírra való rögzítést mechanikus szerkezetekkel oldotta meg. A hallással kapcsolatos kutatásaiért és fejlesztéseiért 1961-ben Nobel-díjat kapott

134. (Hogyan lehet a fül akusztikus impedanciáját mérni?)

Ugyancsak nem igényel kooperativitást a fül akusztikus impedanciájának mérése. A fül akusztikus impedanciája:

$$|Z| = \frac{\rho c_0}{2 f V \pi}$$

ahol Z az akusztikus impedancia, ρ a fülben levő közeg (levegő) sűrűsége, c_0 a hang terjedési sebessége az adott közegben f a hang frekvenciája és V az üreg térfogata. Ha V állandó lenne, akkor a fül akusztikus impedanciáját a térfogat egyértelműen meghatározná. A dobhártya nem tekinthető merev falnak, ezért az akusztikus impedanciát befolyásolja a középfül térfogatának változása is. Az akusztikus impedancia méréséhez a hallójáratot le kell zárni. A lezárást végző anyagba három csövet helyeznek el. Az egyik csőben állandó hangnyomás szint van, a másikon keresztül adható a hanginger. A harmadik cső a mérőmikrofon csatlakoztatására szolgál. A hangingerre adott válasz kiértékelésével számítható az akusztikus impedancia.

135. Hogyan működik az objektív audiométer?

Előfordul, hogy a vizsgált paciens nem tud (eszméletét veszített, vagy csecsemő) vagy nem akar (szimuláns) a vizsgálatban segíteni. Ilyen esetekben lehet az objektív audiometriát alkalmazni. Ez a megoldás azt jelenti, hogy az akusztikai gerjesztésekre adott válaszokat nem a paciens elmondása alapján, hanem az agy akciós potenciáljainak (EEG) mérése alapján értékeljük.

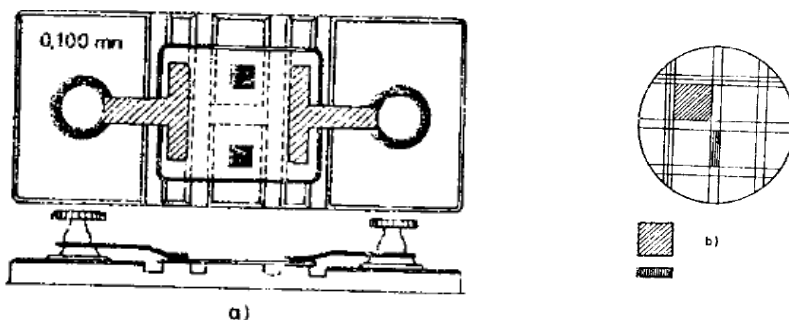
136. Milyen vizsgálatokat végeznek a vér laboratóriumi analízisekor?

A vérmintákon végzett vizsgálatok főbb típusai a

- morfológiai,
- kémiai és
- fizikai (optikai, villamos) tulajdonságokat mérik.

137. (Ismertesse a Bürker-kamrás részecske mérés módszerét.)

Nagyon sokáig manuálisan végezték, és nem kevés helyen még ma is így végzik ezeket a vizsgálatokat. A vizsgálat alapja az ún. Bürker kamra. Az ábrán látható középső lécs 0.1 mm-rel



alacsonyabb, mint a másik kettő. Az Á20.1b ábrán lát-ható nagy négyzet oldala 0.2 mm, a kis négyzet oldala 0.05 mm. Ily módon a nagy négyzet alatti. térfogat 0.004 mm³, a kis négyzet alatti térfogat 0.25x10⁻³ mm³. Bár ezek a térfogatok igen ki-csinek tűnnek, és ezért mikroszkóp alatt kell vizsgálni őket, mégis túlságosan sok alakos elemet tartalmaznának ha a vérmintát hígítás nélkül vizsgálnánk. A vörösvértestek számlálásához a vért 100-szorosan hígítják, ha 40 kis négyzet alatti térfogatban számlálják meg a vörösvértesteket, akkor 10000-rel szorozva kapják meg ezek számát 1 mm³-ben. A fehérvérsejteket 25 nagy négy-zet alatti térfogatban számolva a kapott értéket 100-zal kell szorozni ahhoz, hogy az 1 mm³-ben levők számát kapjuk meg (a hígítás ilyenkor tízszeres). A manuális módszert alkalmazva csak jelentős hibával lehet a vér alakos elemeinek számát meghatározni és ez a munka a kezelő szá-mára is nagyon fárasztó.

138. (Ismertesse az automatikus részecske mérés módszerét.)

Az alakos elemek autom atikus meghatározására szolgáló készülékek mintatárolójába sok (60 ... 120) vérminta helyezhető be. Így van olyan minta, amelyiknél a vérvétel és az analízis között több mint egy óra eltelik. Ezért a mintákhoz véralvadásgátlót (heparin) is kell adni. Automatikus elemzés esetén is szükség van hígításra. A felhígított mintát egy mérő kapillárison keresztüljut-tatva számolják meg a részecskéket. Az Á20.2 ábrán látható elrendezésben az E1 és E2 elektro-dok közötti ellenállást mérik. Az alakos elemek vezetőképessége jóval kisebb, mint a plazma illetve a hígításhoz használt sóoldat vezetőképessége. Ha egy alakos elem a szűk (50 ... 100 μm átmérőjű) kapillárisba kerül, akkor megnő az elektródok között mérhető ellenállás. Ennek alap-ján lehet a részecskéket megszámlálni. Az E3 elektród a mérendő minta térfogatának megállapítására szolgál. A mérőhengerbe történő felszívás során a számlálás akkor kezdődik, amikor a folyadék szintje eléri az E1 elektródot és addig folytatódik, amíg a szint eléri az E3 elektródot. Annak érdekében, hogy ne következzen be dugulás, a felszívott mintát visszanyomják, ezalatt a részecskéket újra megszámlálják.

139. (Hogyan történik a vérminták előkészítése a vér alakos elemeinek számlálásához?)

lásd előző válasz: heparin + hígítás

140. Ismertesse röviden a Dalton- és a Henry féle gáztörvényeket.

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.

$$p_G = (N_G/V)RT$$

Henry törvény

Ha gáz folyadékkal érintkezik, akkor a folyadékba oldódó gáz térfogata annak parciális nyomásától és az adott folyadékban való oldhatóságától függ. 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.

141.Milyen mérési módszert használnak a vérgáz analizátorok az elektród instabilitás kiküszöbölésére?

142.Milyen önellenőrzéseket végeznek a vérgáz analizátorok?

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

Ellenőrzik, nem került-e buborék a mintatérbe. Ez az eredményt jelentősen befolyásolja, sőt nsokszor azt eredményezi, hogy a minta bejuttatását követően nem kapunk konvergens kimeneti feszültséget.

A pH, pO₂ és pCO₂ elektródok kimeneti jelének időfüggvényét analizálják. Így megállapítható, konvergens-e a kimeneti feszültség időfüggvénye. Ha nem, nem kell 2-3 npercet várni, azonnal új mérés indítható vagy a meglevő hiba elhárítása megkezdhető. Konvergens válasz esetén meg lehet jósolni a végértéket (két időállandós 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.

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.

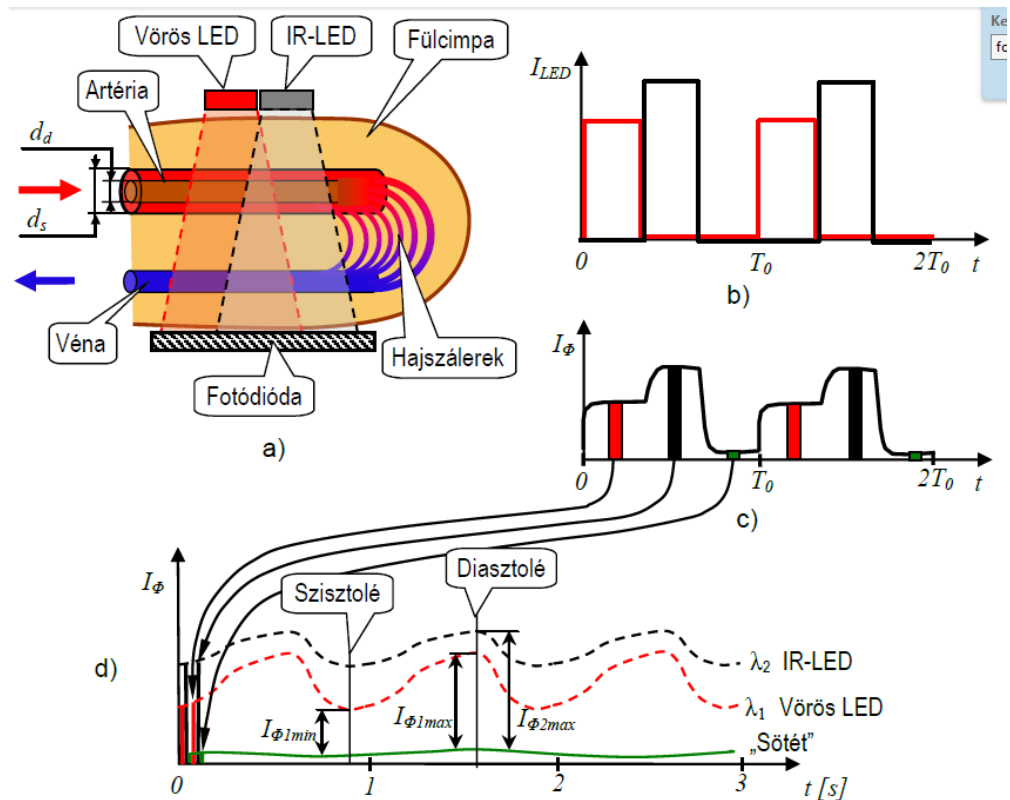
143. Ismertesse a Lambert-Beer törvényt.

A **Lambert-Beer-törvény** egy optikai tapasztalati összefüggés, amely a fény abszorpciója és azon közeg tulajdonságai között teremt kapcsolatot, melyben a fény terjed. A törvény szerint exponenciális összefüggés van a T transzmittancia (az anyagon áteső fény hányada) illetve az anyag α abszorpciós együtthatójának és a fény által az anyagban megtett ℓ távolságnak (a fényút hosszának) a szorzata között. Az abszorpciós együttható felírható az elnyelő közeg ϵ moláris abszorpciós együtthatójának és az abszorbeáló részecskék c koncentrációjának szorzataként, vagy mint az abszorbens σ abszorpciós keresztmetszetének és N (részecske)sűrűségének szorzata.

144. (Hogyan lehet fotometriás módszerrel a vér oxigén telítettségét mérni?)

Egyszerű alkalmazását az teszi lehetővé, hogy a páciens ujjbegyére, fülcimpájára (csecsemőknél a lábfejére) elég egy szenoregységet (vagy az egész készüléket) ráhúzni, felcsíptetni. A szenzor tartalmaz egy fotódiódás érzékelőt és két LED sugárforrást, amelyeknek lehetőleg azonos keresztmetszetben kell átvilágítani a vizsgált testrészt (transzmissziós mérőfej). A testrész a bőr, köröm és más szövetek mellett tartalmaz artériát, vénát és hajszálereket. Feltűnő, hogy a fotometriás mérés feltételei olyan kevésbé teljesülnek, hogy az kivitelezhetetlennek látszik. A vizsgált anyag nem homogén, ismeretlen összetevőket és rétegvastagságokat tartalmaz, nagy a sugárzás szóródása, stb.

A két LED működésének három fázisa a 2.22.b. ábrán látható. A sötét fázis arra használható, hogy a környezetből származó fény (és elektromos zavarok) hatását alkalmas jelfeldolgozással csökkentjük. A háromfázisú ciklus ismétlődése szokásosan a $T_0 = 1-10$ ms tartományba esik. A fotódióda így a 2.22.c. ábrán látható hullámformájú sugárzást érzékel. A fotódióda felerősített kimeneti jelének egyes fázisaiból vett mintákkal visszaállítható a két transzmittált jel időfüggvénye (2.22.d. ábra). Az artéria a pulzus ütemében változtatja az átmérőjét, ezért a rajta átmenő fény úthossza változó. Így mindkét hullámhosszal mért transzmittált jel időfüggvénye a pulzus ütemében hullámzik. (A mintavétel sokkal szaporább, mint a pulzus periódusideje.) A mérést az artéria pulzálása teszi lehetővé. A vénában az áramlás egyenletes, a véna átmérője állandó. Az elnyelés állandó részét a véna és a többi szövet okozza. A $\lambda_1 = 650$ nm hullámhosszú vörös LED sugárzásakor mért fotóáram $I\Phi_{1min}$ minimális és $I\Phi_{1max}$ maximális értékét a jelfeldolgozó áramkör megméri, és az arányukat kiszámítja. Az aránymérés következtében kijelöljük a LED és a fotódióda villamos-optikai átalakítási paramétereit.



145. (Miért kell és hogyan lehet a fotometriás elven vér oxigén telítettséget mérő készülékeket kalibrálni?) **(nem találtam pontos választ!)**
 a számítógépes egységnek figyelembe kell venni a mérési tapasztalatok alapján nyert korrekációs tényezőket. Ezzel a készülék páciens-től és mérési körülményektől függetlenül, néhány százalékos mérési pontosságot tud biztosítani.

146. (Ismertesse a pulzus oximéter működési elvét.)
 Lásd szép színes ábra a lap tetején

147. Jellemezze az ac-defibrillátort.

Akkor forrásként a hálózati feszültséget használták, a készüléket váltakozóáramú (AC) defibrillátornak nevezték. A készülék egy, az amplitúdót növelő transzformálás után a hálózati feszültség néhány periódusát vezette a mellkasi elektródákhoz. Az AC defibrillátor legfőbb hátránya, hogy pitvari fibrilláció esetén alkalmazva könnyen kamrai fibrillációt eredményezhet. Ezen felül sokszor izomgörcsöt okoz. Ezért ma már szinte kizárólag DC defibrillátort alkalmaznak, amelynek Lown 1961-ben mutatta be az első változatát.

148. Rajzolja fel egy dc-defibrillátor áramköri modelljét és az általa előállított jelalakot.

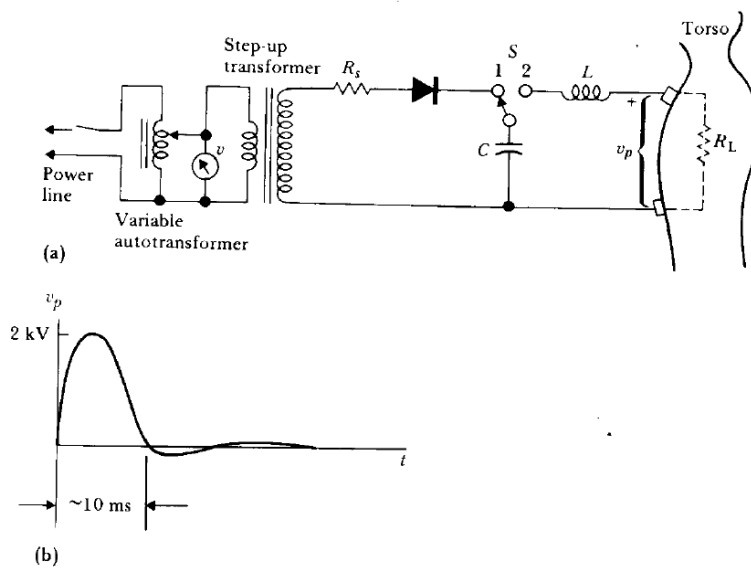
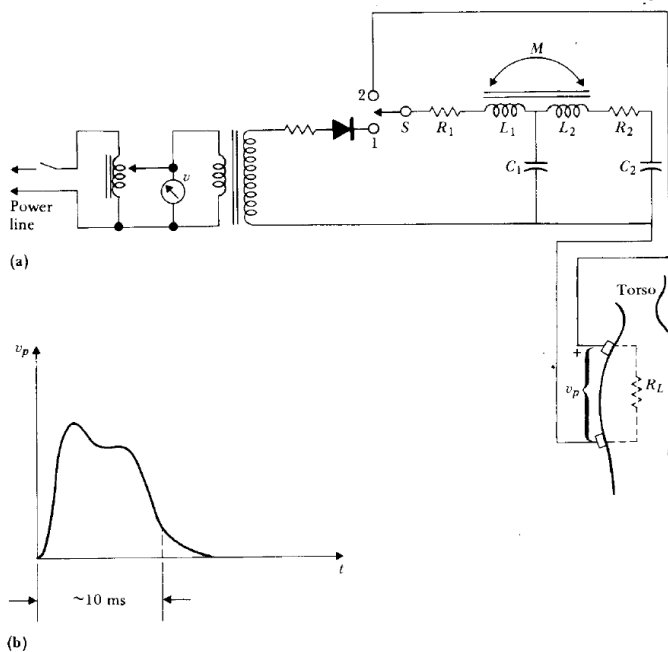


Figure 13.11 (a) Basic circuit diagram for a capacitive-discharge type of cardiac defibrillator. (b) A typical waveform of the discharge pulse. The actual wave-shape is strongly dependent on the values of L , C , and the torso resistance R_L .

149. Hogyan változott a dc-defibrillátorok által leadott jelalak a készülékek fejlődésével?



150. Mit nevezünk kardioverternek?

A DC defibrillátorok alkalmasak a szív esetlegesen meglévő részben koordinált elektromos működéséhez szinkronizáltan adni gerjesztő impulzust. Általában az R hullám figyelése történik, és ezt kb. 20...40 ms-mal követően adja ki a készülék a defibrilláló impulzust. Az erre alkalmas készüléket kardioverternek hívják

151. Milyen megoldással akadályozzák, hogy a kezelőt érje a defibrilláló impulzus?

Mindkét elektród nyelén van az a kapcsoló, amelyik a defibrillálást végző kezelő biztonságát szolgálja. Az elektródon csak a kapcsoló lenyomva tartott állásában jelenik meg a gerjesztő impulzus.

152. Közelítőleg mekkora energia szükséges a szív testfelszínre helyezett elektródokkal történő defibrilláláshoz? Mekkora maximális áram folyhat a paciensen ilyenkor?

A defibrillátoroknál használt elektródokkal szemben elvárás, hogy nagy áramot (több tíz amper, a paciens ellenállásától függően elérheti a 90 amper is) legyenek képesek leadni. Ehhez nagy felületre van szükség, részben azért, hogy kicsi legyen a veszteség az elektród-bőr átmenet impedanciája miatt, részben azért, hogy az égési sérülések kockázata minimális legyen

153. Milyen pacemaker típusokat ismer?

Position/Category	I Chamber(s) paced	II Chamber(s) sensed	III Response to sensing	IV Programmability Rate Modulation	V Antitachyarrhythmia function (s)
<i>Letter codes</i>	O = None	O = None	O = None	O = None	O = None
	A = Atrium	A = Atrium	T = Trigger	P = Simple Programmable	P = Pacing (antitachyarrhythmia)
	V = Ventricle	V = Ventricle	I = Inhibited	M = Multiprogrammable	S = Shock
	D = Dual (A+V)	D = Dual (A+V)	D = Dual (T+I)	C = Communicating	D = Dual (P+S)
				R = Rate Modulation	

154. (Hogyan fejlődött a pacemaker energia ellátása?)

155. Milyen érzékelőkkel rendelkezhet egy igény szerint működő szívritmus szabályzó?

A szívritmus szabályzóba a következő típusú érzékelők építhetők be.
 vér hőmérsékletének mérése (jobb kamrában),
 gerjesztő impulzustól a T hullámig terjedő időtartam,
 R hullám alatti terület,
 a vér pH értéke,
 a vérnyomás változási sebessége a jobb kamrában,
 a vénás vér oxigén szaturációja,
 a szívüreg térfogatának változása,
 a légzés frekvenciája és/vagy ki/belégzett térfogat,
 a test mozgása.

156. Közelítőleg mekkora energia szükséges a szív szívritmus szabályzóval történő ingerléséhez?

A szívritmus szabályzó esetében fontos a hosszú élettartamú és nagy megbízhatóságú tápellátás. Számítsuk ki, milyen energiát kell szolgáltatnia egy szívritmus szabályzónak. Tételezzünk fel 70/perc értékű átlagos frekvenciát, 5 V amplitúdójú, 2 ms időtartamú impulzusokat. Legyen a leadott teljesítmény a szívritmus szabályzó által igényelt összes teljesítmény 25 %-a. A tápellátást két lítium cella sorba kapcsolva biztosítja, ez 5.6 V feszültséget jelent. A szabályzóra kapcsolódó terhelést 2 kΩ-nak tekintjük. Egy impulzus így 25 μJ energiát jelent, $[(5V) \times 2 \text{ ms}] / 2 \text{ k}\Omega$. Tíz év alatt kb. 3.7×10^7 impulzusra van szükség, ezek 9.2 kJ energiát jelentenek. A tápellátásnak ennek négyszeresét kell

biztosítania, ez 36.8 kJ. Átszámítva ez az 5.6 V-os telepektől 1.83 Ah kapacitást követel meg, kerekítve 2 Ah-t. Részben ezen relatíve nagy kapacitás részben az igényelt nagy megbízhatóság miatt speciális elemeket használnak, általában lítium-jód típusúakat.

157. Mi az „intraaortic balloon pump” (IABP) szerepe? Hogyan működik?

A szív munkájának könnyítésére alkalmazható az aortába helyezett ballon pumpa, elsősorban a szívinfarktust közvetlenül követően. A pumpa alkalmazásával elérhető, hogy csökkenjen a szív terhelése, csökkenjen a szív oxigén igénye és javuljon a szív vérellátása. Mindezek elérhetők az aortába - általában a combon végzett bemetszésen át - behelyezett ballon megfelelő vezérlésével.

$$W = (V \cdot P) + (1/2 m v^2)$$

ahol W a szív munkája, V az egy kamrai összehúzódáskor kilökött vér térfogata (verőtérfogat), P az átlagos artériás nyomás, m a verőtérfogatnyi vér tömege és v a kilökött vér laminárisnak tekintett átlagos áramlási sebessége. Az összefüggésben szereplő változók közül az átlagos artériás nyomás változtatható viszonylag egyszerűen. A ballon pumpával a szisztolét közvetlenül követően csökkenthető a nyomás az aortában. Az aortába helyezett ballon vezérlése gyors kell legyen. Ez vákuumos illetve túlnyomásos kamrák közti átkapcsolásokkal valósítható meg, amit elektronikusan vezérelt szelepekkel oldanak meg.

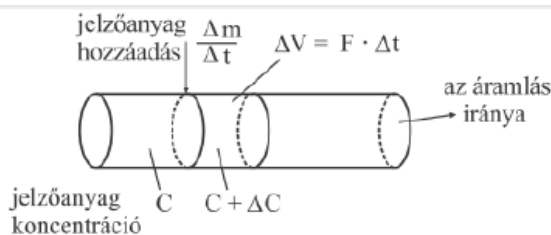
158. Ismertesse a véráramlás mérésre szolgáló Fick módszert.

Az oxigénfogyasztás mérésén alapuló eljárást Fick-módszernek hívják. A törzsből és a fejből visszatérő vénás vér oxigénkoncentrációja eltérő értékű. Ezért a tüdőhöz vezető artériában kell mérni, itt már a jobb kamra összehúzódása eredményeként elegendően elkeveredett a két forrásból érkező vénás vér. A fogyasztott oxigént általában úgy határozzák meg, hogy a páciens 100%-os oxigént lélegez be spirométeren keresztül, így a belélegzett oxigén mennyisége egyenlő a belélegzett gáz mennyiségével. A kilélegzett gázban meghatározzák az oxigéntartalmat, így a fogyasztott oxigén kiszámítható. A módszer hátránya, hogy műtéti beavatkozásnak számító eljárást igényel. Ha az artériás vér O₂-koncentrációja 200 ml/l, a kevert vénás vér O₂-koncentrációja 150 ml/l, az O₂-fogyasztás pedig 280 ml/perc, akkor a vizsgált személy véráramlása 5,6 l/perc.

159. Ismertesse a véráramlás mérésre szolgáló festék injektálós módszert.

Sok esetben az orvos számára fontos információ az oxigén és egyéb tápanyagok koncentrációja a sejtekben. Mivel ezt nehéz mérni, ehelyett mérhetik a véráramlást, amely általában korrelál a tápanyag-koncentrációval. (Ha a véráramlás mérése sem oldható meg, akkor ehelyett mérhetik a vérnyomást, amelyik általában jól korrelál a véráramlással.) A véráramlás mérésére a hagyományos áramlásérzékelők nem alkalmazhatók. A legelterjedtebb módszer jelzőanyag-hígításon alapul, elvől adódóan nem pillanatértéket, hanem átlagértéket mér. A jelzőanyagból egy adott ponton Δm mennyiséget Δt idő alatt az áramló vérhez hozzáadva a koncentráció $\Delta C = \Delta m / \Delta V$ értékkel megnő. ΔV az a térfogat, amely a Δm tömegű jelzőanyag bejuttatásához szükséges Δt idő alatt a bejuttatási pontnál áthalad (8.24. ábra): $\Delta V = F \Delta t$, ahol F a térfogatáram, dimenziója térfogat/idő, véráramlásnál liter/perc. Ha a vér a mért térben folyamatosan áramlik, akkor az állandó koncentrációkülönbség a beáramló és a kiáramló vér között csak állandó jelzőanyag-hozzáadással tartható

fenn.



8.24. ábra. Véráramlás mérése jelzőanyag-hozzáadással

A koncentráció növekedése:

$$\Delta C = \frac{\Delta m}{\Delta V} = \frac{\frac{\Delta m}{\Delta t} \Delta t}{\frac{\Delta V}{\Delta t} \Delta t} = \frac{\Delta m}{F} \quad (8.9)$$

Ebből az áramlási sebesség meghatározható:

$$F = \frac{\Delta V}{\Delta t} = \frac{\Delta m / \Delta t}{\Delta C} \quad (8.10)$$

Az eljárást használhatjuk a perctérfogat meghatározására. Perctérfogatnak nevezzük azt a vérmennyiséget, amelyet 1 perc alatt az egyik szívkamra a hozzá csatlakozó artériába (vagy artéria pulmonálisba) juttat. Ha az oxigénfogyasztást ($\Delta m / \Delta t$, liter/perc), az artériás vér (C_a , liter/liter) és a vénás vér (C_v , liter/liter) oxigénkoncentrációját tudjuk mérni, akkor a vér áramlási sebessége (F , liter/perc) meghatározható:

$$F = \frac{\Delta m / \Delta t}{C_a - C_v} \quad (8.11)$$

160. Ismertesse a véráramlás mérésre szolgáló pulzus injektációs módszert.

A jelzőanyag-hozzáadás történhet egyszeri bevitellel is. Ez a gyakorlatban egyszerűbben elvégezhető, így ma már ezt tekinthetjük általánosan elterjedtnek. Az artériás keringés egy ΔV térfogatú szakaszán a jelzőanyag-koncentráció, $C(t)$ időben változni fog, a ΔV térfogatban levő jelzőanyag mennyiségétől (Δm) függően (ld. 8.13). A 8.25. ábra mutatja a jelzőanyag-koncentrációt a ΔV térfogatban az idő függvényében.

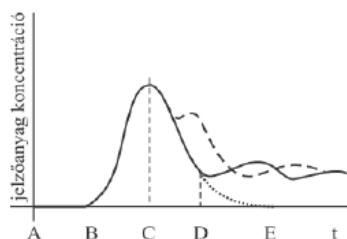
$$C(t) = \frac{\Delta m}{\Delta V} = \frac{\Delta m}{F \Delta t} \quad (8.13)$$

$$\Delta m = F C(t) \Delta t \quad (8.14)$$

$$m = \int_0^{t_1} F C(t) dt \quad (8.15)$$

Ha F állandó, akkor

$$F = \frac{m}{\int_0^{t_1} C(t) dt} \quad (8.16)$$



8.25. ábra. Véráramlás mérése egyszeri jelzőanyag-bevitelt követő koncentrációméréssel

A jelzőanyag hozzáadása (A) után kis késleltetéssel (B) elkezdődik a koncentrációváltozás. A maximum elérése (C) után exponenciális a csökkenés, és ha nem zárt körben történne a vérkeringés, akkor ez így is maradna, az (E) időpontban elérve a nulla koncentrációt (ahogyan azt a pontozott vonal mutatja). A (D) időpontban a jelzőanyag-koncentráció ismét emelkedni kezd, mert a bejuttatott jelzőanyag visszaér a megfigyelési helyre. A szaggatottan jelölt görbe olyan páciensnél mérhető, akinél a szív jobb és bal fele között átvezetőnyílás van. Jelzőanyagként festéket alkalmaznak, vagy lehűtött sóoldatot.

161. (Mit nevezünk „pálcika diagram”-nak? Rajzoljon fel egyet.)

én itt a szemben lévő pálcikákra asszociáltam, de fene se tudja...

162. (Hasonlítsa össze az aktív- és a passzív markerbázisú mozgásanalízist.)

A passzív marker saját fényvel nem rendelkezik, a rá eső fényt veri vissza. A retroreflektív anyaggal bevont passzív markerek a LED-ek fényét abba az irányba verik vissza, ahonnan az érkezett. Ezt a retroreflektív anyagban levő gömb alakú részecskék törésmutatójának megválasztásával lehet elérni.

A passzív markerek előnye, hogy könnyűek, energiaforrást nem igényelnek, a vizsgált mozgást nem befolyásolják. Ha több markert is alkalmazunk, akkor ezekről azonos időben készülnek a felvételek. Hátrányuk, hogy a markereket minden képkockán azonosítani kell. A marker lehet aktív, ekkor saját fényvel rendelkezik. Ennek előnye, hogy minden marker könnyen azonosítható, mivel egyszerre csak egy markert villantanak fel. Az aktív marker hátránya, hogy saját energiaforrást igényel, vagy vezetékes összeköttetésnek kell lenni a marker és az analizátor között. Ha egy mozgó emberen több markert is el kell helyezni, akkor ezekről – a szekvenciális felvillantás miatt – nem azonos időben készül felvétel, ezt a kiértékelésnél figyelembe kell venni.

163. Jellemezze a retroreflektív anyagot.

A retroreflektív anyaggal bevont passzív markerek a LED-ek fényét abba az irányba verik vissza, ahonnan az érkezett. Ezt a retroreflektív anyagban levő gömb alakú részecskék törésmutatójának megválasztásával lehet elérni.

164. Passzív markereket használó videó bázisú mozgásanalizátor minden kép elkészítésekor 1 ms szélességű IR impulzust használ. Milyen gyorsan mozgó marker esetén eredményez ez 1 mm-es elmozdulást a mintavétel alatt?

165. (Hogyan történik a TV bázisú mozgásanalizátorokban a video/digitális koordináta átalakítás?)

166. (Hogyan lehet egy marker kép középpontját meghatározni?)

167. (Hogyan történik a TV bázisú mozgásanalizátorok 3D kalibrálása?)

168. Mitől függ a szervek, szövetek impedanciája? Milyen frekvenciát alkalmaznak ezek mérésére?

a józan paraszti ész azt diktálja, hogy a szövetek impedanciája attól függ, hogy mennyire „vizesek”, ergo mekkora a vérellátottság, illetve milyen nedvességtartalmú a szövet. Amúgy a kiadott anyagban nem nagyon találtam semmit.

169. (Milyen elektród kialakítással biztosítanak egyenletes árameloszlást biológiai minták impedanciájának mérésakor?)

A négyvezetékes méréshez szalagelektrodokat használhatunk

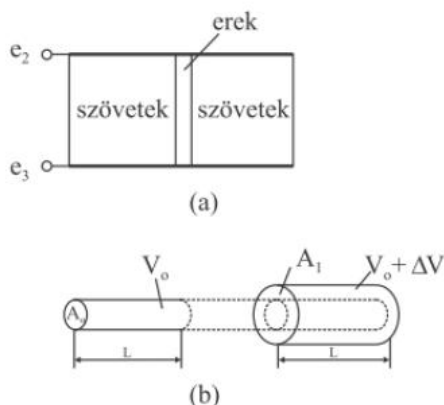
170. Milyen jellemző mérése az IKG célja? Ismertesse a mérés menetét.

Az impedancia-kardiográfia (IKG) a perctérfogat noninvazív módon történő becslését teszi lehetővé. A mérés elve az, hogy a szív által kilökött artériás vér megváltoztatja a törzs impedanciáját, ennek monitorozásával a kilökött vér mennyisége meghatározható. Összehasonlító vizsgálatokat végeztek arra nézve, hogyan lehet a pontelektrodok és a szalagelektrodok használatával készített felvételek közti átszámítást elvégezni. A pont-

elektródokkal készített felvételek alapján a perctérfogat-változások ugyanolyan jól monitorozhatók, mint szalagelektrodokkal.

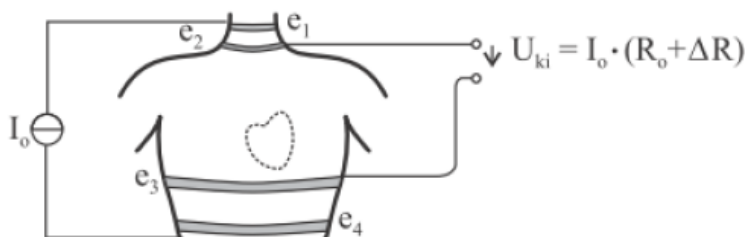
171. Hogyan történik az impedancia-idő függvény kiértékelése az IKG készülékekben?

A törzsnek a feszültséget érzékelő elektródok közti része határvonalán gyakorlatilag állandónak tekinthető artériásvér-kiáramlás és vénásvér-beáramlás történik. Ezt a felvett jelek kiértékelésekor figyelembe kell venni. Határozzuk meg egy test szegmens ellenállásának változását, ha annak térfogata megváltozik. Ha az áram-hozzávezetést végző és a feszültségmérő elektródok közti távolság elegendően nagy, akkor a vizsgált biológiai mintában (a 8.30. ábrán e_2 és e_3 között) az árameloszlás egyenletes. Ha az impedancia valószínűleg tekinthető, akkor egy L hosszúságú, A keresztmetszetű ρ fajlagos ellenállású, vérrel töltött érszakasz ellenállása: $R = \rho L/A$. A számításhoz az ereket és a szöveteket egymással párhuzamosan kapcsolódónak tekintjük. Az erekben folyó vér fajlagos ellenállása kisebb, mint a szöveteké. Ezért a szív által az artériás érhálózatba kilökött vér a törzs e_2 és e_3 közti ellenállását lecsökkenti. Az ereket egyetlen henger alakú vezetővel modellezve a szív összehúzódásakor a vezető keresztmetszete és így a vérrel telített henger térfogata megnő. Az e_2 és e_3 pontok közti eredő ellenállás az erek és a szövetek ellenállásának párhuzamos eredője. Egyszerű modellt használva az ereket és a szöveteket is egy-egy henger alakú vezetővé összevonjuk. Ezek keresztmetszetét $A_{\text{vér}}$, illetve A_{sz} jelöli. A törzs ellenállása, R_t a két párhuzamosan kapcsolódó hengeres vezető eredő ellenállása.



8.31. ábra. Az impedancia-kardiográfiához használt modell

172. Hogyan történhet az elektródok felhelyezése IKG során?



8.30. ábra. Az impedancia-kardiográfiával történő véráramlásmérés elve

173. (Mit nevezünk galvanikus bőr reflexnek (GSR)? Hogyan mérhető ez?) **GOOGLE**

Hazugságvizsgálók működési elve, a lényeg, hogy két elektróddal azt vizsgálják, hogy mennyire nedvesedik meg a bőr (izzadás)

174. Hogyan lehet noninvazív módon Ht-t mérni?

A páciens ujját fiziológiás sóoldatba helyezi, amelynek rezisztivitása változtatható. Négy vezetékes impedancia mérést végzünk, a páciens ujjának két "metszete" között, amellyel természetesen párhuzamosan kapcsolódik a sóoldat impedanciája. Az 1 és 4 jelű gyűrűs elektródokon keresztül történik az áram betáplálása ($\times 10$ kHz), a 2 és 3 jelű elektródok között vesszük fel a feszültség időfüggvényét. Ha az artériás vér impedanciája kisebb, mint a fiziológiás sóoldaté, akkor a pulzus hullámnak az ujjba érésekor a mért impedancia lecsökken. Ha az artériás vér impedanciája nagyobb, mint a fiziológiás sóoldaté, akkor a pulzus hullámnak az ujjba való érésekor a mért impedancia megnő. A sóoldat impedanciáját desztillált víz illetve 10 %-os NaCl oldat hozzáadásával csökkenteni illetve növelni lehet. Amikor a pulzushullámnak az ujjba érkezése minimális változást eredményez, akkor a sóoldat vezetőképessége megegyezik az artériás vér vezetőképességével. A vér vezetőképessége és hematokrit (Ht) tartalma közti összefüggést tapasztalati úton meghatározták. Geddes és Sadler 25 kHz-en mérve az emberi vérrre az alábbi összefüggést közli:

$$\rho \approx 53.2e^{0.022Ht}$$

Az eredmények között van eltérés, ezért jelenleg azt mondhatjuk, hogy ez a mérés a hematokrit megváltozását képes kimutatni, ha azonos készülékkel történnek a mérések.

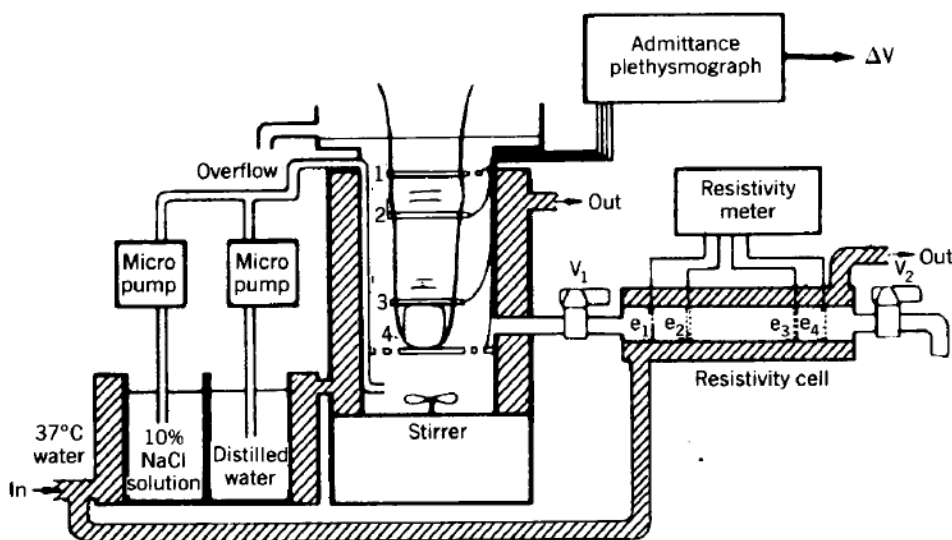
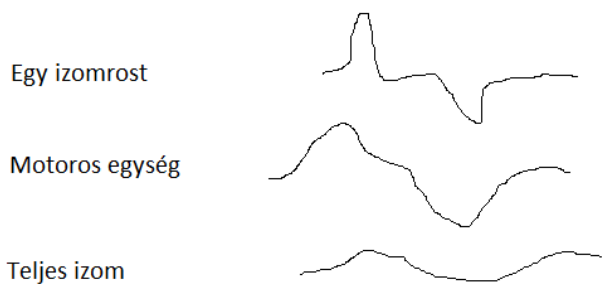


Figure 9 Equipment employed to determine hematocrit noninvasively. [Redrawn from K.-I. Yamakoshi et al., *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **BME-27**:156–161 (1980).]

175. Hogyan lehet egyetlen sejt, egy motoros egység vagy egy teljes izom aktivitását mérni? Rajzolja fel, milyen jelalakokat kapunk ezen vizsgálatok során.

Vizsgálhatjuk egyetlen izomrost, egyetlen motoros egység vagy egy teljes izom aktivitását. Mikroelektródra van szükség ahhoz, hogy egyetlen sejt aktivitását szeparáltan mérjük. Ezt emberek vizsgálatakor nem alkalmazzák. Tűelektróddal lehet egy motoros egységet vizsgálni, egy teljes izom aktivitása a bőr felületre helyezett elektróddal is vizsgálható. A vázizmok (harántcsíktolt izmok) működése és működtetése során fellépő elektromos jelenségek vizsgálatát elektromiográfiának hívjuk.



Mikor egyre nagyobb egységet nézek, a jel "elkenődik"

176. Jellemezze az egészséges és a denervált izmok választát háromszögjellel történő gerjesztés esetén.

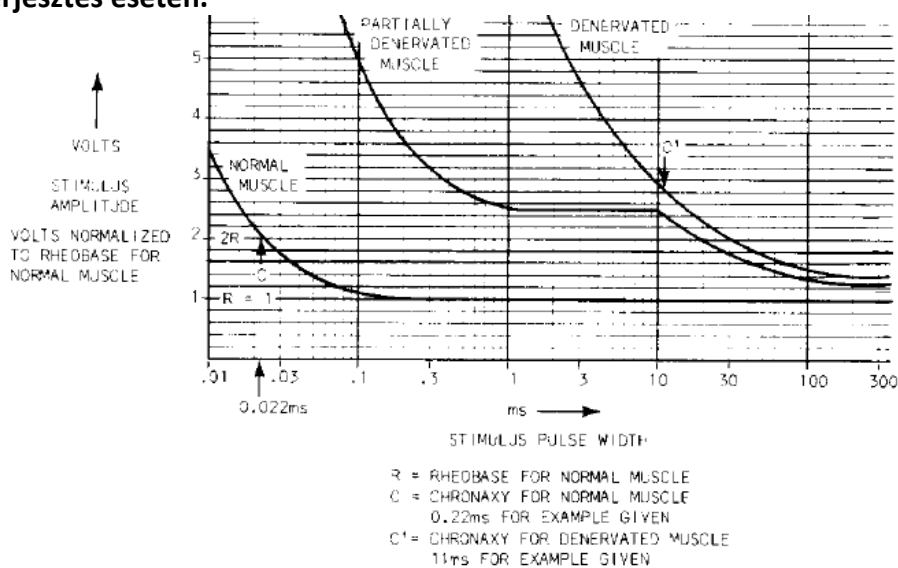


Fig. 12-4. The strength/duration or S-D curve.

Az egészséges izomból egy adott meredekségnél kisebb jellel gerjesztve nem váltható ki akciós potenciál a sé-rült izomból azonban igen. Ennek oka, hogy az egészséges izom a lassan változó gerjesztéshez hozzászokik.

177. Hogyan lehet ingerület motoros idegben való terjedési sebességét mérni? Milyen nagyságrendben van ez egészséges embereknél?

Amíg a stimuláló jel által bevitt töltés elegendően nagy, addig képes a motoros ideg közvetlen gerjesztésére, ezt M reflexnek nevezzük. A stimuláló jelet megfelelően lecsökkentve az a motoros ideg gerjesztésére már nem elegendő. A szenzoros ideg érzékenysége azonban kisebb, ezen a kisebb stimuláló jel is ki tud váltani akciós potenciált. Ez a központi idegrendszerbe bejut majd onnan a motoros idegen keresztül érkezik válasz aminek hatása az izomroston vagy a motoros egységen mérhető. Ezt nevezzük H reflexnek. A gerjesztéstől az M reflexig jóval rövidebb idő telik el, mint a H reflexig. Az érzékelő elektródokat a lábfej külső szélére helyezték. Először a térdhajlatban ingerlik az ide vezető motoros ideget majd az ettől 38 cm-re levő ponton, a bokánál. Az első esetben az ingerlés és az erre adott válasz között 11.5 ms telik el, a második esetben 4 ms. Ebből következik, hogy a 38 cm-es távolságot 7.5 ms alatt teszi meg az ingerület, ami kb. 51 m/s vezetési sebességet je-lent.

188. Hogyan lehet ingerület érzékelő idegben való terjedési sebességét mérni? Milyen nagyságrendben van ez egészséges emberekben?

A szenzoros ideg vezetési sebességét úgy mérhetjük, hogy egy helyen történik az ingerlés és több helyre is érzékelő elektródokat teszünk. Az elektromos aktivitás a különböző helyeken eltérő időpontokban érzékelhető. Az érzékelő elektródok közti távolság és az elektromos aktivitások ezeken történő megjelenései között eltelt idő alapján kiszámítható az érzékelő ideg vezetési sebessége.

2013-as kérdéssorból ami kimaradt:

49. (Rajzoljon fel egy egy műveleti erősítő mérőerősítőt, amelynek feszültségerősítése 5.)

51. (Rajzolja fel, hogyan lehet n csatornára kiterjeszteni a 3 műveleti erősítő mérőerősítő struktúrát.)

52. (Rajzolja fel, hogyan lehet n csatornára kiterjeszteni a 2 műveleti erősítő mérőerősítő struktúrát.)

57. A paciens epehólyagját ultrahangos képalkotóval vizsgáljuk. 1 MHz-es frekvenciájú mérőfejjel milyen méretű epekövet lehet detektálni?

minimum 1,5 mm

58. Milyen problémát okoz, ha az ultrahangos mérőfej és a paciens teste közé levegő kerül?

A levegőnek nagyon nagy az akusztikus impedanciája, szinte teljes róla a visszaverődés, így levegős terület mögé nem látunk.

59. Hogyan lehet ultrahangos képalkotásnál pásztázni az ultrahang nyalábbal?

ha beállítjuk a fókusztávolságot, majd a fejet mozgatva az adott síkot végignézzük, újra fókuszt állítunk, azt a síkot és végignézzük, stb.

96. Mit nevezünk pozitív prediktivitásnak? Miért használják ezt EKG jelfeldolgozáskor a specificitás helyett?

A QRS-detektáló algoritmus jóságát két paraméterrel jellemzik:

– a QRS-komplexusok hány százalékát találja meg (érzékenység),

– hány jelrészlet minősít QRS-nek, ami nem az (specificitás vagy pozitív prediktivitás).

A klasszikus definíció szerint a specificitás = $TN / (TN + FP)$, ahol TN (true negative) a valós negatív és FP (false positive) a hibás pozitív minősítés. Lehetséges még a TP (true positive), valós pozitív és az FN (false negative), hibás negatív minősítés. EKG esetében a pozitív prediktivitást használják a specificitás helyett, mert a TN értelmezése egy időfüggvényen nem egyszerű. Lehetne értelmezni úgy, hogy egy szív cikluson belül mind a P, mind a T hullám esetében TN-t eggyel megnöveljük, ha a detektor ezeket nem minősítette QRS-nek. A pozitív prediktivitással (P+) jellemezzük, hogy hány olyan részt jelöl meg QRS-ként az EKG-n.

114. Felkarra helyezett mandzsettával indirekt vérnyomásmérést végzünk. A paciens lehajol, a mandzsetta a szívnél 30 cm-rel alacsonyabban van. Mekkora hibát okoz ez?

Magasabb lesz a mért vérnyomás a valósnál. Hogy mennyivel, azt nem tudom.

118. Egy paciens azt mondja a kezelőorvosának: „Ma reggel a vérnyomásom 130/90 volt.” Mit jelent ez a két szám? Elegendő információ ez a paciens vérnyomásáról?

szisztolé/diasztolé. A vérnyomás nagyon dinamikusán változik, egy mérés nem mérés.
Szisztolé: a szív összehúzódásakor az artériában uralkodó nyomás
Diasztolé: A szív ellazulásakor az artériás nyomás.