

Államvizsga kérdések

Orvosbiológiai mérés technika

1. Elektródok. Biopotenciálok eredete, jelenségek membrán meglétekor.

Biopotenciálok eredete

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

Semleges molekulák diffúziója

Egy nagy kamrát két azonos térfogatú kamrára osztunk celofán papírral. Az egyik kamrába 1 mól/l a másikba 0.2 mól/l koncentrációjú semleges részecskéket (urea) tartalmazó oldatot teszünk. A celofán papír átjárható mind az urea mind a víz molekulák számára, ezért az urea molekulák a nagyobb koncentrációjú helyről a kisebb koncentrációjú hely felé fognak mozogni.

Ezt a mozgást diffúziós mozgásnak nevezzük. Az urea molekulák az oldatban állandó mozgásban vannak, nekiütköznek a kamrák falának. Amikor a celofán papírhoz érnek, azon át tudnak jutni. A nagyobb koncentrációjú kamrából több urea molekula fog átjutni a kisebb koncentrációjú kamrába. (Fontos megjegyezni, hogy a kisebb koncentrációjú kamrából is kerülnek át urea molekulák a nagyobb koncentrációjú kamrába.) A diffúziós folyamat addig fog tartani, amíg a két kamrában azonos koncentráció jön létre, esetünkben 0.6 mól/l. A diffúziós folyamatot Fick I. diffúziós törvénye írja le: $J_d = -D \cdot dC/dx$, 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: $D = RT/f$, 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 $J_d = -RT/f \cdot dC/dx$

A membrán falát d szélességűnek tekintve és a membránon egyenletes koncentráció gradienst feltételezve dC/dx helyébe $([C_1] - [C_2])/d$ írható, $[C_1]$ és $[C_2]$ a membrán két oldalán lévő koncentráció. Ezzel a diffúziós fluxus: $J_d = -P_u ([C_1] - [C_2])$, ahol P_u (ami egyenlő D/d -vel, egysége cm/s) a membránnak az ureára vonatkozó permeabilitása.

Egy membrán permeabilitása különböző molekulákra nagyon eltérő lehet.

Ozmózis nyomás

A biológiai membránok a víz molekulákat általában könnyen áteresztik (a víz molekulákra való permeabilitásuk nagy). Az 1.1. pontban vizsgált esetet analizálva észre kell vennünk, hogy a vízmolekulákra nézve is jelen van a koncentrációs gradiens, hiszen kevesebb víz molekula van az egyik kamrában mint a másikban. Ennek eredményeként a víz molekulák diffundálni fognak a nagyobb koncentrációjú helyről a kisebb koncentrációjú hely felé. A víz molekulák koncentráció különbség miatti mozgását ozmózisnak nevezzük. Ha a membránnal elválasztott két kamra térfogata állandó, akkor a víz molekulák egyik kamrából a másikba történő átjutása nyomás különbséget okoz, ez pedig az ozmotikus mozgással ellentétes mozgást eredményez. A két hatás eredményeként dinamikus egyensúly áll be, az ehhez tartozó nyomás különbség értéket ozmotikus nyomásnak hívjuk. Egyfajta részecske koncentráció különbsége miatt egy membrán két oldala között kialakuló ozmotikus nyomás értékét a van't Hoff egyenletből kaphatjuk meg: $\pi = RT([C_1] - [C_2])$, ahol R az általános gázállandó, T az abszolút hőmérséklet, C_i a koncentráció [mól/l], így a nyomáskülönbséget, π -t atmoszférában kapjuk.

Ionok vándorlása

Membránnal elválasztott két kamrába helyezünk most különböző koncentrációjú oldatokat, amelyekben töltéssel rendelkező ionok is vannak. Legyen az egyik kamrában 1 M a másikban 0.1 M koncentrációjú KCl, a membrán pedig csak a K⁺ ionok számára átjárható. A kálium ionok a nagyobb koncentrációjú helyről a kisebb koncentrációjú hely felé fognak diffundálni. Jelen esetben ez együtt jár azzal, hogy a membrán két oldalán eltérő töltésű ionok jutnak túlsúlyba, a nagyobb koncentrációjú kamra negatívabbá válik, elektromos erőter alakul ki. A diffúzió előrehaladtával az elektromos tér egyre erősebb lesz, ez pedig a koncentrációkülönbségből adódó ionmozgással 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:

$$J_e = -dV/dx(zCF)1/f$$

ahol z az adott ion vegyértéke, C az ionok koncentrációja, F a Faraday állandó (96500 C/mól) és f az 1.1 pontban megismert sűrűlátsási tényező, dV/dx az elektromos téreörősség. (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:

$$-RT/f \cdot dC/dx = dV/dx(zCF)1/f$$

Átrendezve és mindkét oldalt integrálva a **Nernst egyenletet** kapjuk: $V_1 - V_2 = -RT/zF \ln C_1/C_2$

Az f sűrűlátsási tényező helyett szokás a μ ion mobilitást használni: Egy ion mobilitása megadja, hogy milyen gyorsan tud mozogni egy anyagon keresztül adott elektromos erőter hatására. Az ionok mobilitása és a membrán sűrűlátsási tényezője között fordított arányosság van: μ=F/f.

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

A diffúziós folyamat kezdetén azonban kialakul a membránon feszültségkülönbség. Mivel a hidrogén ionok mobilitása sokkal nagyobb mint a klór ionok mobilitása, ezért adott idő alatt a membrán nagyobb koncentrációjú oldalán levő ionok közül a hidrogén ionok messzebbre jutnak a membránon belül mint a klór ionok. Így elektromos erőter fog kialakulni, a kezdetben kisebb koncentrációjú kamra pozitívabb lesz, mint a másik kamra. Ez az erőter lassítani fogja a hidrogén és gyorsítani fogja a klór ionok diffúzióját. Ezt az erőteret diffúziós erőternek hívjuk. A diffúziós erőter segíteni fogja, hogy a hidrogén és a klór ionok diffúziója közel egyenlő legyen. Az erőter: $V_1 - V_2 = \mu_a - \mu_c / \mu_a + \mu_c \cdot 58 \log C_1/C_2$

ahol μ_a és μ_c az anionok és kationok mobilitása, C₁ és C₂ pedig a két kamrában levő kiindulási koncentráció. Mind az anionok mind a kationok diffúziója a membránon keresztül folyamatos, így a koncentráció és ennek eredményeként a diffúziós potenciál is változni fog. Ha a diffúziós fluxus a kamrák méretéhez képest elhanyagolható, akkor a diffúziós potenciál nagyon lassan változik.

A biológiai membránok általában átjárhatóak az anionok és kationok többsége számára, de permeabilitásuk a különböző ionokkal szemben eltérő. Követve az eddigi gondolatmenetet eljuthatunk a Goldman egyenlethez, amelyik megadja egy membrán két oldala között kialakuló feszültséget, ha a membrán több ion számára is átjárható. A sejtek esetében három ion meghatározó, a nátrium, a kálium és a klór. $V_1 - V_2 = -58 \log \frac{P_{Na} [Na]_1 + P_K [K]_1 + P_{Cl} [Cl]_2}{P_{Na} [Na]_2 + P_K [K]_2 + P_{Cl} [Cl]_1}$, ahol P_X az X ionra vonatkozó permeabilitás, [X]₁ ill. [X]₂ az X ion koncentrációja az 1 ill. a 2 kamrában.

2. Elektrodok feladata. Kettős réteg kialakulása, polarizációs túlfeszültség.

Elektrodok biopotenciálok mérésére

fél-cella potenciál

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

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

Ha fémeket merítünk elektrolitba, akkor a határfelület környezetében megváltozik a töltések eloszlása.

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 fémeket ugyanabba az elektrolitba helyezve az azonos fél-cella potenciálok miatt a fémek között nulla feszültséget kellene kapnunk.

Elektrod polarizáció

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. A gyakorlatban használt elektrodok az alábbi két ideális esethez közeli tulajdonságot mutatnak.

a) $V_p = 0$. Az ilyen elektródot **nem-polarizálható** vagy **reverzibilis elektródnak** hívjuk, legjobban az **ezüst-ezüstklorid** és a kalomel elektródok közelítik meg. Ezen elektródok esetében a kiváláshoz illetve oldódáshoz szükséges energiaszint alacsony, az elektródelektrolit interfészen nagy áramsűrűség érhető el.

b) $V_p = V_{\text{külső}}$. Az ilyen elektródot **polarizálható** vagy **irreverzibilis elektródnak** hívjuk, legjobban a **platina elektród** közelíti meg. Ha egy ilyen elektród párra külső egyenfeszültséget adunk, nem folyik közöttük áram, a külső feszültség az elektródelektrolit határon esik megváltoztatva a kiváláshoz és oldódáshoz szükséges energiaszinteket. Váltakozófeszültséget alkalmazva folyik áram az elektródok között ami ezen elektródok kapacitív jellegét mutatja.

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

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

Ohmos túlfeszültség

Minden elektród-elektrolit határfelület véges **impedanciájú**. Az impedancia nem tisztán ohmos és függ az áram irányától és sűrűségétől. Értéke az elektród **felületének növelésével** csökkenthető.

Az ún. **szinterezéshez** az ezüstöt granulálják majd ezüstporral és klorid sóval keverik. Az így létrejött keveréket hevítik és ezüst szálra préselik. Ez nagy határfelületet eredményez az ezüst és az ezüstklorid között.

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

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

Koncentrációs túlfeszültség

Az elektrolitban kialakuló koncentráció eloszlást a fém elektród bemeztetése megváltoztatja. Ha áram folyik az elektródokon, ez a koncentráció eloszlás módosul, és ezért megváltozik az elektródok közti potenciálkülönbség is.

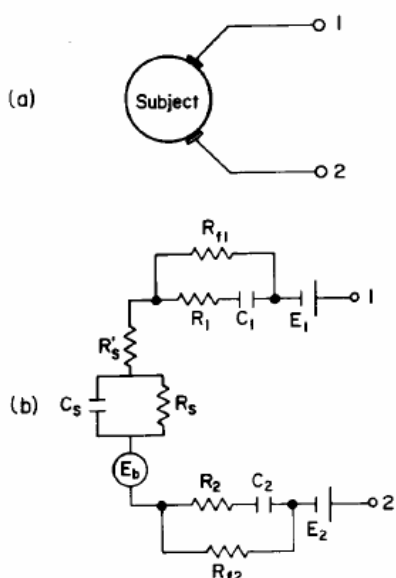
Aktivációs energia szintek megváltozásából eredő túlfeszültség

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.

3. Elektródok helyettesítő képe. Konkrét elektród típusok.

Elektródok modellezése

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



A felületegységre eső ellenállás és kapacitás értéke **függ a frekvenciától és az áramsűrűségtől** is. A frekvencia növekedésével a felületegységre eső kapacitás és ellenállás csökken. Nagyobb áramsűrűségeknel a fajlagos kapacitás nő, a fajlagos ellenállás pedig csökken.

Elektród típusok (makró elektródok)

Ezüst-ezüstklorid elektród

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

Platina elektród

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

Rozsdamentes acél elektród

Egyszerű és olcsó, könnyen **sterilizálható** így többször felhasználható.

Aktív elektród

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

Tűelektródok

Ha a szervezetben belüli pontok elektromos aktivitását kell vizsgálni, akkor a felületi elektródok nem mindig nyújtanak megfelelő hozzáférést. Különösen az elektromiográfiás felvételeknél fordul elő, hogy izomba kell elektródokat behelyezni. Az agy egyes területeihez való közvetlen hozzáférést biztosító megoldás és hosszabb időn keresztül szükséges stimulálás céljára beültetett elektródok (izom).

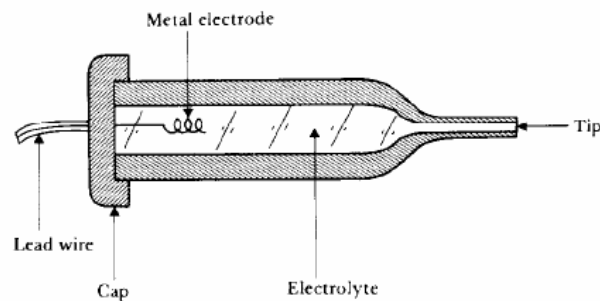
Speciális megoldások

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

4. Mikroelektródok kialakítása és jellemzői. Ionszelektív elektródok.

Mikroelektródok

Sok esetben - elsősorban neurológiai vizsgálatok és kutatások során - van szükség egyetlen sejt elektromos aktivitásának vizsgálatára. Ehhez egy elektródnak a sejt belsejéhez hozzá kell tudni férni. Az erre képes elektród hegyének kisméretűnek kell lennie (0.05...10 **µm átmérő**) és kellően **szilárdnak** ahhoz, hogy a sejtmembránon át tudjon hatolni. Különböző mikroelektród típusok láthatók az ábrán.



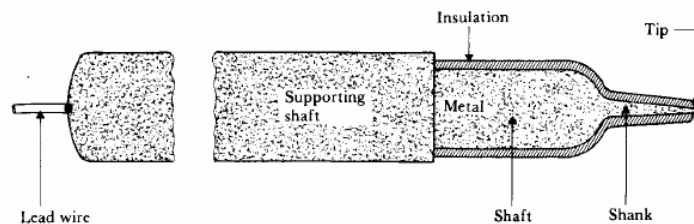
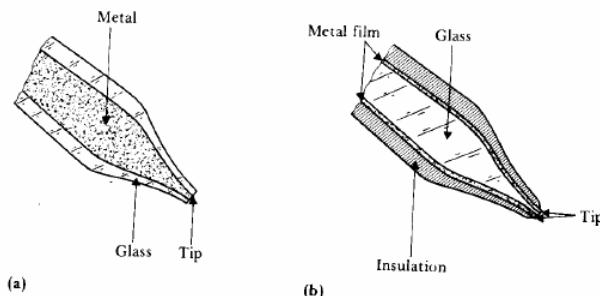


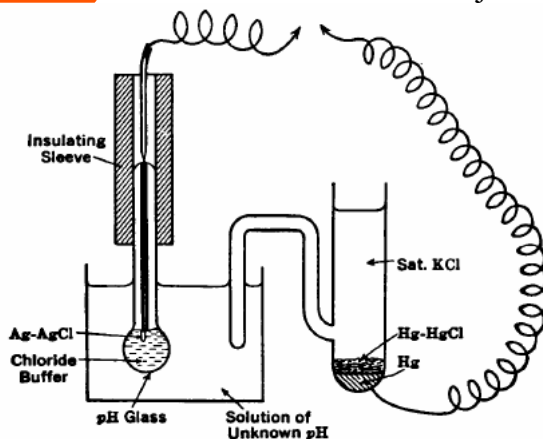
Figure 5.22 The structure of a metal microelectrode for intracellular recordings.



Egy mikroelektrodnak csak a **hegye jó vezető**, a többi része szigetelőanyaggal van bevonva, ezen szigetelés két oldalán jó vezetők helyezkednek el. Az elektrolittal töltött üveg elektród **ellenállása a geometriától függ**. Ha az elektród hegyéhez kapcsolódó rész alakja hengeres, akkor az $R_{el} = \rho l/A$, ha kúpos felépítésű, akkor az $R_{el} = 4\rho/(\pi\Phi d)$ formulával közelíthetjük az elektród ellenállását. A mikroelektrodok kicsi mérete miatt azok hegyénél **szétterjedési ellenállással** is számolni kell, ezt az $R_{sz} = \rho e^2/(4\pi d)$ képlettel közelíthetjük (ρ annak az elektrolitnak a fajlagos ellenállása, amelyikbe az elektródot belemérítjük, d a hegy átmérője). R_{el} szokásos értéke üveg elektródoknál 30...500 **MΩ**, R_{sz} kb. 1 MΩ, C_{el} 1...5 pF. Ezekből az értékekből adódóan a mikroelektrodok **átvitel aluláteresztő** jellegű, néhány kHz-es törésponttal.

Ionszelektív elektródok

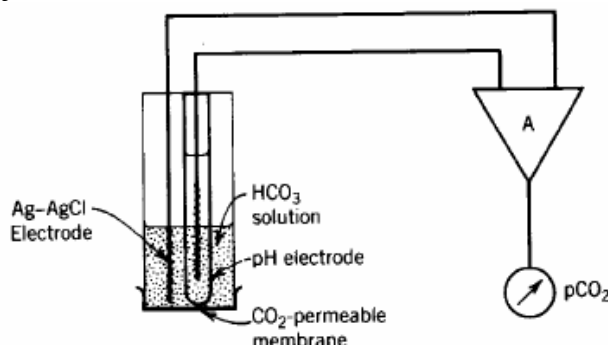
Az 1. fejezetben láttuk, hogy különböző oldatokat elválasztó membrán két oldala között potenciálkülönbség lép fel. Az ionszelektív elektródok esetén a membrán csak bizonyos ionok számára átjárható. A **pH elektród** működési elvét az ábra mutatja.



A vékony üvegmembrán csak hidrogén ionokat (valójában H_3O^+ **hidronium** ionokat) enged át. A pH üvegelektrod és a referencia elektród közti kimeneti feszültség széles pH tartományban jól közelíti a Nernst egyenletből számítható értéket, ami 30 °C-on kb. 60 mV-os feszültségváltozást jelent, ha a mért pH érték 1-gyel megváltozik.

A kimeneti feszültség viszonylag kevés ionnak az üvegfelületen keresztüli diffúziójából adódik, ezért az **elektrod ellenállása nagy**, 200...500 MΩ. A pontos mérés feltétele, hogy az elektródhoz kapcsolódó elektronika bemeneti ellenállása ennél jóval nagyobb legyen. A pH elektródok az oldat pH értékének megváltozását követő **20...40 s alatt elérik a végértéket**

± 0.01 pH határon belül. A pH elektródok is öregsznek, néhány hónapos használat után adott pH koncentrációváltozáshoz kisebb kimeneti feszültség változás tartozik. A pCO₂ elektród felépítését az ábra mutatja.



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

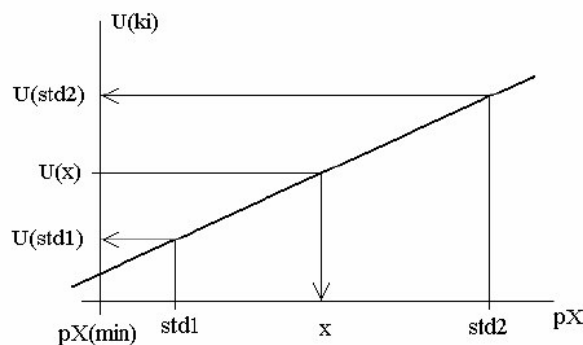


Az így létrejövő H⁺ ionok koncentrációját egy pH elektród méri meg. A pCO₂ elektród beállási ideje függ a CO₂ koncentrációváltozástól, maximálisan **2...4 perc lehet.**

Az ion-szelektív elektródokhoz hasonló elven működik az **ion-szelektív tervezérlésű tranzisztor, ISFET.** 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.

Vérgáz analízis

A vérgáz analizátor a szervezet sav-bázis egyensúlyának mérésére szolgál, elsősorban újszülött és intenzív osztályokon használják. Biztosítani kell, hogy a levett vérminta ne érintkezzen levegővel a készülékbe való bejuttatása előtt. A mai készülékek igen kicsi (40...100 μl) vérmennyiségből is meg tudják állapítani az elsődleges paramétereket: pH, pO₂ és pCO₂. A készülékek a vérminta bejuttatásához és eltávolításához megfelelő folyadékszivattyúkkal rendelkeznek. A vérminta mind fecskendőből mind pipettából bejuttatható. A vérminta a mintatérbe kerül, ide nyúlnak be az elektródok is. Mivel az elektródok kimeneti jele hőmérsékletfüggő, a mintatérrel termosztálni kell (ált. ± 0.1 °C-on belül). Az artériás vér pH-ja emberek esetén a 7.35...7.45-ös tartományból csak nagyon ritkán lép ki. A szűk változási tartományon belül nagy felbontással kell mérni. A kereskedelemben kapható analizátorok 0.001 pH felbontással jeleznek ki. Ez gyakori kalibrálást igényel. A készülékek referencia oldatokat használnak, amelyek pH, pO₂ és pCO₂ értéke nagy pontossággal ismert. Az ábra mutatja a mérés elvét. A bemeneti (pX) és kimeneti (U(ki)) jelek közti átviteli függvénynek idővel változik a meredeksége és a nullpontja (U(ki) értéke pX(min) esetén). Az ismert koncentrációjú std1 és std2 oldatokhoz tartozó kimeneti feszültségeket megméri és eltárolják majd az ismeretlen koncentrációjú oldathoz tartozó U(x) feszültségből kiszámítják a hozzátartozó ismeretlen koncentrációjú oldat pX értékét.



Á 3.10 ábra

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

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

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

2. A pH, pO₂ és pCO₂ elektródok kimeneti jelének időfüggvényét analizálják. Így megállapítható, konvergens-e a kimeneti feszültség időfüggvénye. Ha nem, nem kell 2-3 percet várni, azonnal új mérés indítható vagy a meglevő hiba elhárítása megkezdhető.

Konvergens válasz esetén meg lehet jósolni a végértéket (két időállandós exponenciális függvénnyel közelíthető a beállítás) és ellenőrizni lehet az elektródok meredekségét ($\Delta U(ki)/\Delta pX$). A meredekség csökkenése az öregedést jelzi, adott meredekség alatt az elektród nem biztosít kellő pontosságot.

3. Ellenőrizni kell, van-e a **tartályokban** elegendő **kalibráló folyadék** illetve nem telt-e meg az a tároló edény, amelybe a készülék a mért vérmintákat és a kalibráláshoz felhasznált folyadékokat a mintatérből kiüríti.

Enzim elektródok

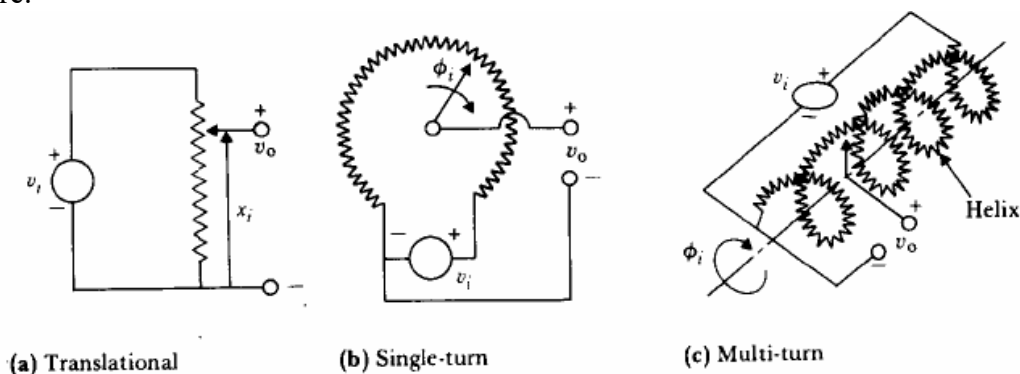
Az oxigén elektródhoz hasonló módon enzim elektródok is készíthetők. Ezek működése azon alapszik, hogy az enzimek reakciójuk során oxigént fogyasztanak. Pl egy glukóz érzékelő.

5. MÉRŐÁTALAKÍTÓK: rezisztív, kapacitív és induktív átalakítók. **Elmozdulás, erő, nyomás áramlás és hőmérséklet érzékelők.**

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

Rezisztív átalakítók

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



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:

$$\frac{\Delta R}{R} = \frac{\Delta L}{L} - \frac{\Delta A}{A} + \frac{\Delta \rho}{\rho}$$

Feltéve, hogy a huzal térfogata nem változik:

$$LA = L(1 + \frac{\Delta L}{L})A(1 - \frac{\Delta A}{A})$$

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.

$$\mu = - \frac{\frac{\Delta D}{D}}{\frac{\Delta L}{L}}$$

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

Ezzel

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

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

Fémek, fémötvözetek esetén $G \approx 2$ körül van (az alakváltozás hatása dominál), félvezetők esetén $G \approx 100$ körül van (a piezorezisztív hatás dominál).

Kapacitív átalakítók

Egy **síkkondenzátor** kapacitása:

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

ahol ϵ_0 a vákuum, ϵ_r a fegyverzetek közti szigetelő anyag dielektromos állandója, A a fegyverzetek felülete és d a fegyverzetek távolsága. Általában vagy A vagy d változik a mérendő paraméter megváltozásakor.

Induktív átalakítók

Az elmozdulás meg tudja változtatni az **öninduktivitást vagy a kölcsönös induktivitást**. A **differenciál transzformátor** (linear voltage differential transformer, LVDT) esetén a kimeneti jel amplitúdója a nulla helyzethez képesti elmozdulás nagyságára jellemző, az elmozdulás irányának megállapításához fázisérzékeny egyenirányítást használhatunk.

Piezoelektromos átalakítók

A piezoelektromos anyagok deformáció hatására elektromos jelet adnak és fordítva, feszültség hatására megváltoztatják alakjukat. A működés elve az, hogy a mechanikus behatásra bekövetkező kristályszerkezet torzulás a töltések megosztásához vezet. A kristály két ellentétes oldalán pozitív illetve negatív töltések halmozódnak fel. A felületi töltés a

felületekhez kapcsolódó fémlapok között fellépő feszültség mérésével határozható meg. A teljes felületi töltés egyenesen arányos a kristályra ható erővel: $Q = kf$, ahol Q a teljes felületi töltés, k a piezoelektromos állandó. A piezoelektromos átalakítók kapacitív jellegükből adódóan állandó erő mérésére nem alkalmasak. Az alsó határfrekvencia szokásos értéke 0.1...100 Hz között van, a konkrét érték függ a kristály kapacitásától és a feszültségkülönbség mérésére használt erősítő bemeneti ellenállásától is.

6. Biológiai jeleket feldolgozó erősítők. Közösjel elnyomás növelése a páciens leföldelése nélkül. A hozzávezetések miatt fellépő zavarok és ezek hatásának csökkentése.

Biopotenciálokat fogadó erősítők

Ebben a fejezetben a biopotenciálokat fogadó erősítők általános tulajdonságait foglaljuk össze. Egy-egy konkrét készüléktípus (EKG, EEG, EMG, stb.) tárgyalásakor térünk ki az abban felhasznált erősítő sajátosságaira. A biopotenciálokat fogadó erősítők általában **ac csatoltak**, így az elektród ofszet feszültség a kimeneti feszültségben nincs jelen. A lassú biológiai folyamatok miatt az alsó **határfrekvencia** nagyon kis értékű kell legyen, például EKG esetében megállapodás szerint 0.05 Hz. A felső határfrekvencia készülék típusonként változik. Tipikus érték Holter EKG esetében a 30 Hz, EMG esetében a 20 kHz.

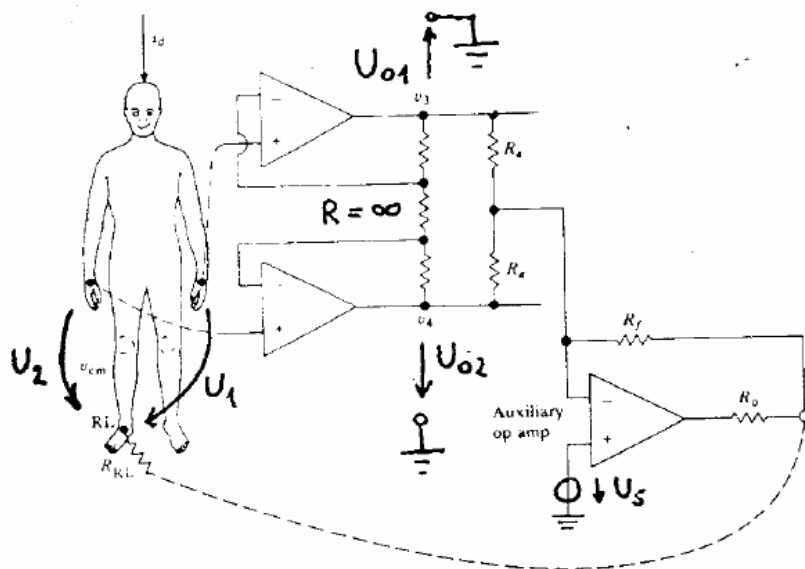
Az erősítés értéke is széles határok között változik. A viszonylag nagy amplitúdójú (~ 70 mV) akciós potenciál mérésekor $\times 1... \times 100$, a kis amplitúdójú (5...50 μV) EEG jelek mérésekor akár $\times 106$ erősítés is szükséges. Az erősítők kis driftűek és kis zajúak kell, hogy legyenek, bemeneti impedanciájuk pedig a forrás impedanciájánál (ami tipikusan 103 ... 107 Ω között van) nagyságrendekkel nagyobb kell legyen. Az erősítők bemenetére kerülhet a normál bemeneti jelet nagyságrendekkel meghaladó feszültség is. Tipikus példa az EKG készülék, amelynek biológiai eredetű bemeneti jele 1...5mV, de ha a vizsgált páciensre defibrillátort helyeznek, akkor 1 kV nagyságrendű feszültség juthat a bemenetre. Ezért a biopotenciálokat fogadó **erősítők bemenetét védeni kell**. Ugyanakkor a **pacienst is védeni kell** attól, hogy a hozzákapcsolt erősítóből a biztonságos értéket meghaladó áram folyjon rajta keresztül.

Zavarjelek bejutása a mérőkörbe

A zavarjelek bejutásának leggyakoribb módjai:

- földhurok kialakulása,
- kapacitív csatolás,
- mágneses csatolás.

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



Bemeneti fokozatok

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

Hozzávezetések

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.** Az erősítő bemenete felől látott kapacitás csökkenthető, ha az erősítő bemeneti kapacitása negatív.

7. Galvanikusan leválasztott mérőerősítők.

Galvanikusan leválasztott erősítők

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

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

8. Biológiai jelek feldolgozása: véletlenség tesztje, adattömörítés.

Éppúgy, mint bármely más alkalmazási területen, a biológiai jelek feldolgozása során is az általánosan megfogalmazható cél a lényeges és a lényegtelen szétválasztása, majd a lényeges információ megfelelő formában való megjelenítése. A hasznos jel és a nemkívánatos jelek sok esetben a különféle tartományokban átfedésben vannak. Ezen felül, a nemkívánatos jelek között biológiai eredetűek is lehetnek. Az orvostechikával vagy a biológiai jelek feldolgozásával foglalkozó könyvek sokszor a méréstechnikában és jelfeldolgozásban *általában* felhasználható módszereket és eljárásokat ismertetik. Ezeket a módszereket

természetesen alkalmazzák biológiai jelek feldolgozása során is. A leggyakrabban **időtartománybeli** (átlagolás, korrelációs számítás, mintaillesztés) és **frekvenci tartománybeli** (Fourier analízis, szűrés) módszereket használunk. Elsősorban az EKG és az EEG feldolgozás során használják a ma népszerű idő- és frekvenci tartományban egyszerre történő analízist (F-T analysis, wavelet analysis). Mivel a biológiai jelek feldolgozását segítő algoritmusok nem mindig fogalmazhatók meg egzakt formában, a **mesterséges intelligencia** és a neurális hálózatok alkalmazása is gyakori. Az "Orvosbiológiai mérés technika" tárgy hallgatói előzetes tanulmányaik során megismerkedtek a jelfeldolgozás alapvető módszereivel. Ezért ezek általános ismertetését elhagyjuk. (Az irodalomjegyzékben több könyvet is felsorolunk, amelyekben a módszerek részletes leírása megtalálható.) Az egyes vizsgálatok tárgyalásakor fogunk kitérni az azoknál alkalmazott jelkiértékelési eljárásokra. Az általánosan alkalmazott eljárások közül az *adattömörítésre* és a *jelsorozatokban meglévő szabályosság minősítésére* mutatunk be néhányat.

Adattömörítés

Az adattömörítés céljára használt módszerek két csoportba oszthatók aszerint, hogy **vi sszaállítható-e** a tömörített változathoz az eredeti adathalmaz információvesztés nélkül. Az elterjedten használt arj, zip programok 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.

1	○	○	●	4	○	●	○	7	○	○	●
2	○	●	○	5	○	○	●	8	○	○	●
3	○	○	●	6	○	○	●	9	○	○	●

(a)

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

(b)

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

$X1) + \text{sign}(X1 - X0))$ logikai kifejezés 0, akkor $X1$ -et, különben $X2$ -t tároljuk el. Látható, hogy $X1$ -et akkor tároljuk el, ha az $X1 - X0$ közti meredekség és az $X2 - X1$ közti meredekség ellentétes előjelű.

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

Az AZTEC algoritmus

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

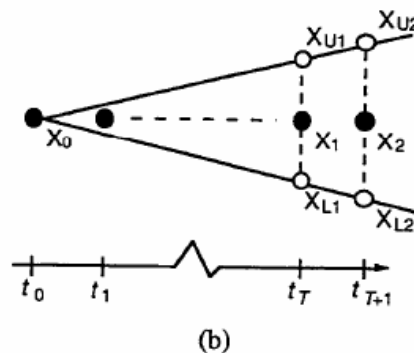
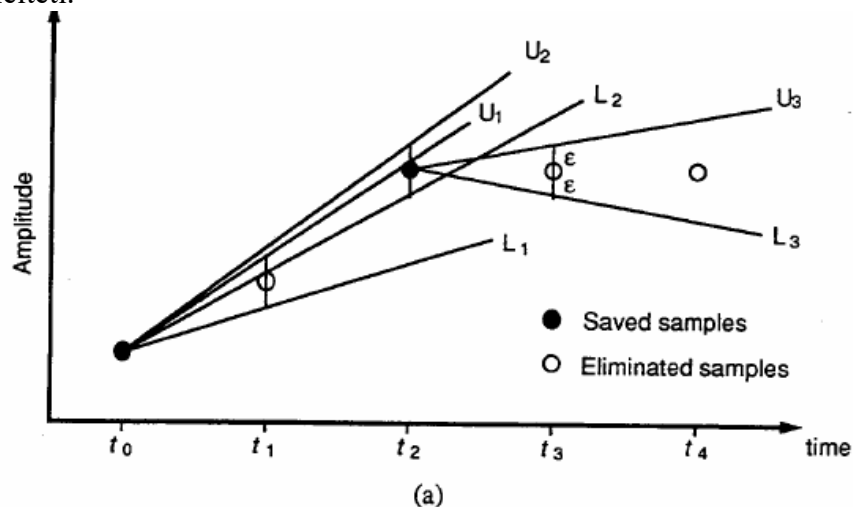
A tömörített adatok visszaállítása során a szakaszok kapcsolódásánál meglévő ugrásszerű meredekség változások **simítására aluláteresztő** szűrőt használhatunk.

Az alkalmazott közelítés hibájának mérőszámaként használt paraméter:

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

A legyező algoritmus (fan algorithm)

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



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

A legyező algoritmussal adott hibahatár mellett jobb közelítés érhető el, mint az AZTEC vagy a szélső pont algoritmussal.

Véletlenség tesztje

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

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

1 2 3 ---

1 3 2 lokális minimum

2 1 3 lokális maximum

2 3 1 lokális maximum

3 1 2 lokális minimum

3 2 1 ---

N pontot tartalmazó adathalmazon végighaladva $N-2$ számhármast állíthatunk elő, a lokális szélsőértékek számának várható értéke: $p = 2/3(N - 2)$

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.

9. Biztonságtechnika. Az áram fiziológiai hatása. Védekezés az áramütés ellen.

GFI, LIM. 

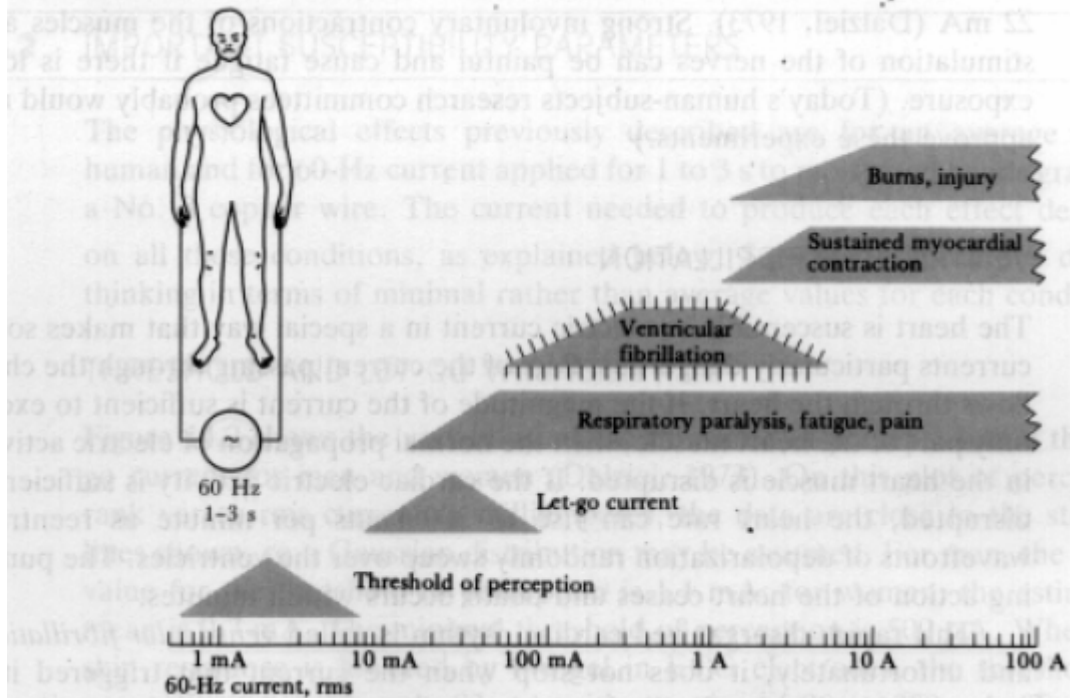
Az áram fiziológiai hatása

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

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

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

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



Az egy ember által **még éppen érzékelhető áram** az a minimális áram, amelyik képes a bőrön keresztül stimulálni az idegvégződéseket és így bizsergető érzést okozni. A rajtuk átfolyó áram **fogva tart**, ha az ideg és izom ingerlése meggátolja, hogy megszüntessük (elengedjük a vezetéket, elhúzzuk magunkat, stb.). Az áramot tovább növelve a légző izmok önkéntelenül összehúzódnak, **légzésbénulást** okozva. Ez az áram már **fájdalmat okoz** és az **izmok kifáradását** eredményezi. A szíven keresztül folyó áram képes annak összehangolt elektromos működését megzavarni. Ha a szívizmok depolarizációja a kamrák falán a szinusz csomóból érkező inger nélkül is be tud következni, akkor a szív felületen rendezetlenül végbemenő depolarizáció/repolarizáció alakulhat ki. Ha ez a kamrák falán történik, akkor az ún. **ventrikuláris fibrilláció** (kamrai remegés) a véráramlás leállításához vezethet. Ez az állapot önfenntartó, az őt kiváltó áram megszüntetése után is fennmarad. Az áram további növelése a **teljes szívizomzat összehúzóódását** eredményezi. A véráramlás ilyenkor is megszűnik, viszont az áram megszüntetése esetén nagy a valószínűsége, hogy a helyes szív működés újra elindul. Az ennél is nagyobb áram a hozzávezetéseknel a bőrt **kiégeti** és olyan erős izom összehúzóódást válthat ki, ami **izomszakadást** eredményez. A fogva tartáshoz szükséges áram nagysága férfiak és nők esetében: nők 10.5 mA, férfiak 16 mA. A hálózati (50 - 60 Hz) frekvencia az élőlényekre nézve a legveszélyesebb.

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

Makrosokk és mikrosokk kialakulása

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

Védekezés áramütés ellen

Hálózati feszültség hozzavezetés

Mind a mikrosokk mind a makrosokk kialakulása ellen véd a megfelelően kialakított, kis ellenállású **védőföldelés**. Gondoskodni kell arról, hogy a paciens által elérhető környezetben **azonos potenciálon** legyen minden földelt berendezés. A hálózati feszültség a megengedett meghaladó **szivárgó áram** esetén automatikusan megszakítható **GFCI** (ground-fault circuit interrupter, földelési hiba esetén az áramkört megszakító) használatával. Ha a szivárgási áram kicsi, akkor a hálózati feszültség két hozzavezetésén ("meleg" és "föld") keresztül folyó áramok eltérése is kicsi. Ha a két hozzavezetésen keresztül folyó áramok különbsége egy előre beállított értéket (szokásos értéke 5-6 mA) meghalad, akkor az ennek eredményeként kialakuló mágneses erőter az érzékelő tekercsen keresztül aktivizálja a hálózati feszültség megszakítására képes beavatkozó eszközt. Megszakítást követően a hálózati feszültség csak **manuális beavatkozással** (pl. nyomógomb megnyomásával) állítható vissza. Az amerikai szabvány (National Electrical Code) előírja, hogy fürdőszobában, garázsban, úszómedencével azonos helyiségben és külső térben levő hálózati csatlakozók GFCI-vel védettek legyenek. Általánosságban azt mondhatjuk, hogy a GFCI használata olcsó, alkalmazása olyan esetekben előnyös, amikor a hálózati csatlakozót **nedvesség** érheti ÉS a **hálózati feszültség folytonossága** nem alapvető fontosságú. A GFCI érzékenysége nem vihető le a mikrosokk kiváltani képes áram szintjére. Olyan területen, ahol a hálózati feszültség megléte alapvető fontosságú (intenzív osztály, műtő, stb.) a GFCI használata tilos. A lélegeztető gép vagy az altató gép leállása nem engedhető meg. Ilyen esetekben a szivárgási áram ellen más módon (pl. **galvanikusan leválasztott táplálás**) kell védekezni.

Készülékek tervezése

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

A konkrét lehetőségek közül választható a **kettő szigetelés**, a **galvanikus leválasztás** és az **elemes táplálás**. A páciensre közvetlen föld hozzavezetés elhelyezése nagyon veszélyes lenne, ehelyett a **meghajtott jobb láb** kialakítást használják. A pácienshez kapcsolódó hozzavezetések nagy értékű ($\sim 100 \text{ k}\Omega$) **soros ellenállást** tartalmaznak, amelyek a hálózati melegponttal történő zárlat esetén is néhány milliamperben korlátozzák a rajtuk átfolyó áramot. A mikrosokk veszélyének csökkentésére a szívhez közvetlenül kapcsolódó hozzavezetéseket elszigetelik. A külső elhelyezésű szívritmus szabályozó házát is elszigetelik, így minimalizálható a mikrosokk veszélye. A véres vérnyomásmérők félvezető érzékelője és a vérárammal kapcsolatot teremtő sóoldat közé szigetelő gélt helyeznek el. Vezető anyagból készített katéterek használata azzal az előnnyel jár, hogy az esetleg fellépő szivárgási áram eloszlik a katéterrel érintkező részekben, nem koncentrálódik a szívre.

10.EKG. Einthoven egyszerűsítő feltételezései. Felvételek a frontális, transzverzális és szagittális síkban.

A szív elektromos aktivitásának vizsgálata

Az EKG jel eredete

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 szív autonóm működését igazolja, hogy megfelelő tápoldatba helyezve órákig képes a koordinált elernyedésre és összehúzódásra a szervezetről való eltávolítást követően is. (A legismertebb demonstráció béka vagy teknősbéka szívvel történik.) A szívben az ingerület megfelelő vezetését biztosító sejtek a szívizomzat kis részét teszik csak ki. 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 szív működés leírására használható modellek

A legrégebben használt modellek a szív elektromos aktivitását **dipólussal írják le**. Ennek alapja, hogy az aktív (depolarizált) és a passzív (polarizált) területek elektromos töltése eltérő. Ha sejtmembránok külső felületét tekintjük, akkor az aktív rész negatív a passzív részhez képest.

A szív elektromos aktivitásának vizsgálatához Einthoven a következő egyszerűsítő feltételezéseket javasolta.

1. A szív elektromos aktivitása minden időpillanatban leírható egyetlen dipólussal.
2. A végtagi elvezetések (jobb kéz, bal kéz, bal láb) egy szabályos háromszög csúcsainak felelnek meg.
3. A szív és a végtagi elvezetések között homogén vezetőképességű szövetek helyezkednek el.

Nyilvánvaló, hogy a fenti feltételezések egyike sem teljesül, azonban torzító hatásuk elhanyagolható. Az EKG kiértékelésben a szabványok meglete biztosítja a különböző helyeken különböző időkből készített felvételek összehasonlíthatóságát. Ezek az esetek döntő többségében az Einthoven által javasolt végtagi elvezetések használatával készülnek.

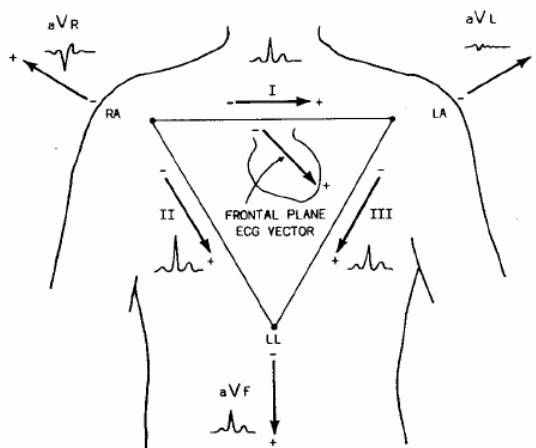
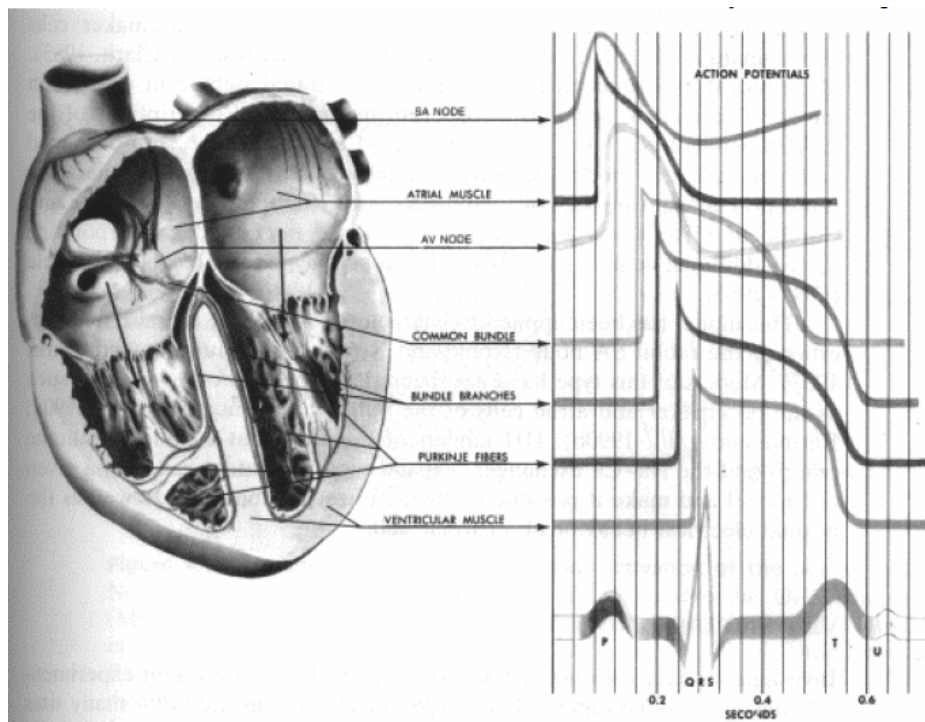


Fig. 5-2. The Einthoven triangle.

A szív elektromos aktivitásának mérése

Ha közvetlenül a szív felszínén mérnénk, akkor az ábrán látható jelalakokat kapnánk.



A végtagi elvezetések használva az első ábra mutat tipikus időfüggvényeket. Ezek a frontális síkban jellemzik a szív elektromos aktivitását. A 3. ábra mutatja az elektromos aktivitás jellemzésére használt három síkot.

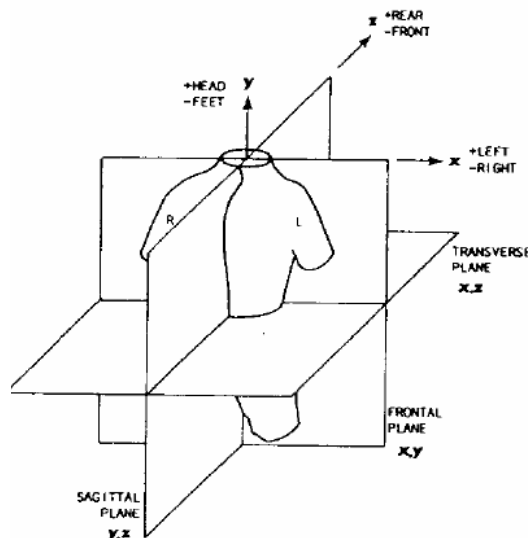


Fig. 6-1. VCG planes.

A mellkasi elektródok segítségével a transzverzális síkra, a nyelőcsőbe helyezett elektród segítségével a szagittális síkra vetített aktivitást vizsgálhatjuk.

11. Vektorkardiográfia. Felületi térképezés. **Holter EKG, magzati EKG.**

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.

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.

12.EKG készülékek. Frekvenciamenet, erősítés, bemeneti impedancia, közösjel elnyomás, kalibrálás. Szelektív hálózatok. Megjelenítés és kinyomtatás.

Készülékek

Nagyon sokféle EKG készülék létezik, ezek felhasználási területe más és más, így a velük szemben támasztott követelmények is különbözőek.

A főbb készüléktípusok a következők:

- diagnosztikai EKG normál nyugalmi testhelyzetben történő felvételhez,
- EKG terheléses vizsgálathoz,
- Holter EKG 24 órás felvételhez,
- intenzív őrzőben használható EKG,
- defibrillátorban (kardioverterben) használható EKG,
- távadóval ellátott EKG sportolók vizsgálatához,
- magzati szív működést vizsgáló EKG.

A normál, nyugalmi EKG felvételre használható készülékekben a **bemeneti védelmet** gáztöltésű csövekkel (S1...S10) oldották meg. Ezt követően egy **aluláteresztő** szűrő (pl. az R elektródhoz kapcsolódó ágba R2-C2) és egy **diódás** védelem következik. Minden ágba egy **követő** erősítő található majd **differentia** erősítővel megtörténik az I és II illetve a V1...V6 elvezetések előállítás. A frontális síkhoz rendelt többi elvezetés (III, aVR, aVL, aVF) az I és II elvezetések alapján, számítással kerül meghatározásra. A Wilson pont előállítása (R, L és F elektródokon mérhető potenciálok átlaga) az R11, R12 és R13 ellenállásokkal történik meg. Méréstechnikai szempontból előnyös lenne a paciens leföldelése ez azonban életvédelmi okokból nem engedhető meg. Az aktívan meghajtott jobb láb technika egyben a közösjel elnyomás növelését is lehetővé teszi.

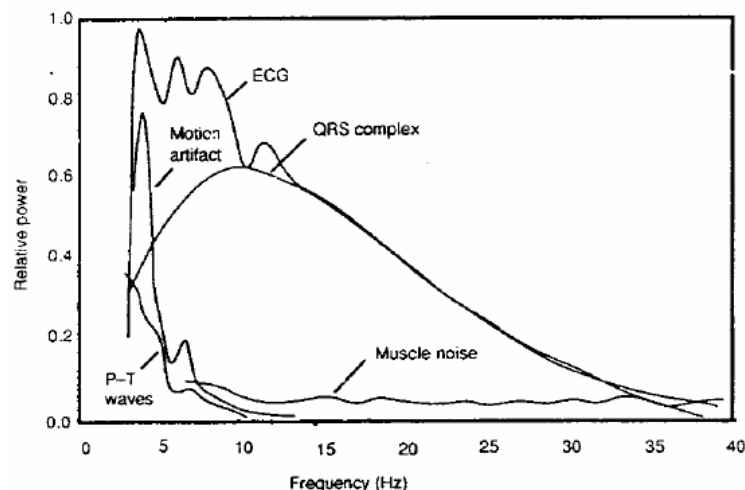
A **meghajtott jobb láb** technikát használó készülékekben lehetőség van a végtagi **elektródok** és a bőr közti **kontaktus** folyamatos monitorozására.

Einthoven egyszerűsítő feltételezéseiből következően a frontális síkban levő hat elvezetés közül csak kettő független, a többi négy ezen kettő alapján kiszámítható. Ezért általában a készülékek csak két frontális elvezetés jelét tárolják el. A megjelenítéshez azonban szokás mind a hat frontális síkban értelmezett elvezetést előállítani. Attól függően, hogy a készülék hány csatornás, ezen elvezetések közül egyszerre nem feltétlenül jeleníthető meg mind.

13.EKG jelfeldolgozás. QRS detektálás, P, T hullám detektálás. Késői potenciál mérése. Diagnosztizálás és ennek korlátai.

EKG jelfeldolgozás

Az EKG jel karakterisztikus része a QRS komplex. Ezen a szakaszon a legnagyobb a jel meredeksége és általában itt a legnagyobb az amplitúdó is. A **QRS detektálás** általában az EKG jelfeldolgozás első lépése. A QRS (időbeli) helyének ismeretében a további paraméterek meghatározása egyszerűbbé válik. Az ábra egy jellemző EKG időfüggvény frekvencia spektrumát mutatja.



Látható, hogy 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 tranziens válaszban hosszú ideig tartó lengések jelennének meg. A QRS detektálásban gyakran alkalmaznak **differentiálást**. 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.

A QRS detektálás történhet **mintaillesztéssel** is. A mintát vagy az éppen vizsgált személy EKG-jának elemzésével vagy a rendelkezésre álló nagyszámú, több személyről készített felvételek alapján állítják elő. Az előbbi eset használható hosszú idejű (pl. Holter típusú) felvételek kiértékelésére. A mintaillesztéssel történő detektálás végezhető **neurális hálózattal** is.

Az EKG jelek feldolgozása során az **alapvonal vándorlást** ki kell szűrni és a hálózati eredetű zajok hatását le kell csökkenteni. Az alapvonal vándorlás részben a légzés miatt részben a testfelszín és az elektródok kapcsolódási felületén kialakuló félcella potenciál megváltozása miatt jelenik meg. A szabvány szerint egy EKG készülék DC átvitelrel nem rendelkezhet, **alsó határfrekvenciája 0.05 Hz-en** kell legyen. Ez az alapvonal vándorlást csökkenti, de nem szünteti meg. Az alsó határfrekvencia növelése a kisfrekvenciás komponenseket tartalmazó P és T hullámokat jelentősen torzítaná. Általában két módszert használnak a kisfrekvenciás zavarok további csökkentésére. Az egyik módszer az egyes ciklusok **izopotenciális** szakaszainak (pl. PQ) azonosítása és ezen **pontokra illesztett görbével** a kisfrekvenciás zavarjel paramétereinek meghatározása, majd a zavarjel kivonása. A másik módszer **időben korlátozza a szűrést**, az előre megadható időtartamnál rövidebb szakaszokon belül a mintavételezett pontok egymáshoz képesti helyzetét nem változtatja meg. Így a kisfrekvenciás komponenseket tartalmazó, de időben korlátos P és T hullámok torzítatlanok maradnak, az időben hosszabb, kisfrekvenciás változások pedig jelentősen csökkenthetők. Erre gyakran alkalmazott módszer az ún. **morfológiai szűrés**.

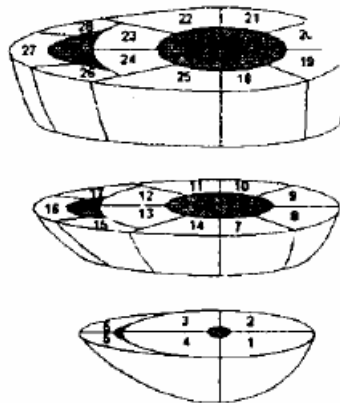
A **hálózati eredetű zavarok** kiszűrésében jelentős segítség, hogy a hálózati frekvencia eltérése a névlegestől csekély, ritkán haladja meg a 0.1 Hz-et. A hálózati eredetű zavarokat a **mintavételi frekvencia helyes megválasztásával** csökkenteni lehet és amennyiben további csökkentés szükséges, a mai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

Az **izomremegésből** eredő zajok jellemzően **30...35 Hz feletti** frekvenciával rendelkeznek. Kiszűrésük 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 betegek 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 jel időben igen rövid, jellemzően néhány ms, így lehetőség van kiszűrésére a megengedett **maximális meredekség korlátozásával**.

Az EKG jel viszonylag könnyen mérhető és igen nagy számú felvétel kiértékelésére van szükség. Már az 1980-as évek közepén 200 millióra becsülték az évente készített EKG felvételek számát, amelyeknek mintegy felét már akkor számítógéppel dolgozták fel. A mai készülékek között már gyakorlatilag nincs olyan, amelyik ne végezne valamilyen szintű kiértékelést. A kiértékelések között a jelfeldolgozás minden eszköze megtalálható. Ma a **mesterséges intelligencia** alkalmazása ritkábban, az **egyidejű idő-frekvencia analízis**, wavelet analízis gyakrabban fordul elő.

A **testfelszíni térképezéssel** készített felvételeket általában **végeselem módszerrel** dolgozzák fel. A szívizomzatot részekre osztva meghatározzák, hogy egy-egy rész milyen mértékben járult hozzá az egyes elektródokkal mért időfüggvényekhez. Az ábra egy egyszerű modellt mutat a kamrák elektromos aktivitásának leírására.



Léteznek több száz, esetenként több ezer elemet használó modellek is.

Még a jelenlegi technikai háttér mellett is sok esetben szükség van az EKG felvételek **tömörítésére**, elsősorban akkor, ha a felvételeket más helyről is elérhetővé akarjuk tenni. A tömörítés általános elveit a 8.1 fejezet tartalmazza. 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 hosszúságú kódolás** során segíti a tömörítést.

Az Orvosbiológiai mérés technika laboratóriumban a hallgatók MATLAB környezetben dolgoznak fel EKG jeleket, részben saját magukról készített felvételeket, részben különböző adatbázisokból származókat.

Diagnosztizálás és annak korlátai

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. Természetesen az EKG kiértékelése nem a mérnök feladata, még kevésbé az az ennek alapján meghatározandó kezelés. A mérnökök az orvosokkal együttműködve arra töreksenek, hogy megfelelő jelfeldolgozással a **jel/zaj viszonyt javítsák** és a felvett idő-függvényeket **jellemző paramétereket előállítsák**.

A különböző jelfeldolgozó algoritmusok értékelésére olyan adatbázisok szolgálnak, amelyekben levő felvételeket orvosok (kardiológusok) már értékelték. A jelfeldolgozó algoritmusok teljesítményét azok **szelektivitása** (a meglevő minták, pl. QRS komplexek közül

hányat ismer fel) és **specificitása** (hány esetben jelzi egy minta meglétét, amikor az nincs jelen) jellemzi.

A legismertebb és legszélesebb körben használt, kardiológusok által minősített az **MIT-BIH adatbázis**. Ebben végtagi elvezetésekkel készített különböző felvételek vannak, amelyek hossza 15 perc, mintavételi frekvenciája 360 Hz. Minden QRS komplex **minősített**. A minősítést kardiológusok végezték egymástól függetlenül, egyetértés hiányában utólag egyeztettek. Az így elkészített mintegy százezer QRS minősítés közül az eltelt évek alatt mindössze egyet kellett megváltoztatni. Az adatbázisok felhasználásával beállított feldolgozó algoritmusok esetében fennáll a veszély, hogy működésük az adott adatbázisban nem szereplő felvételekre kedvezőtlenebb lesz.

Az EKG diagnosztizálással kapcsolatban lényeges megemlíteni, hogy a felvételek **megváltozása** segíti a kiértékelést. Ezért célszerű bizonyos időközönként (fiatalabb korban ritkán, idősebb korban akár évente) EKG felvételt készíteni mindenkiről. Jelenleg általánosan nem megoldott az így készült felvételek összehasonlító elemzése.

Az előre megadott **algoritmus alapján készített diagnózist** az orvosnak mindig ellenőrizni kell. A gépi kiértékelés nagy előnye, hogy nem fárad ki és mindig számításba vesz ritkán előforduló betegségeket is.

14.EEG. Jelek rendszerezése, az elektródok felhelyezésének szabványosítása.

Elvezetés típusok. A frekvenciatartománybeli analízis. Megjelenítési módok.

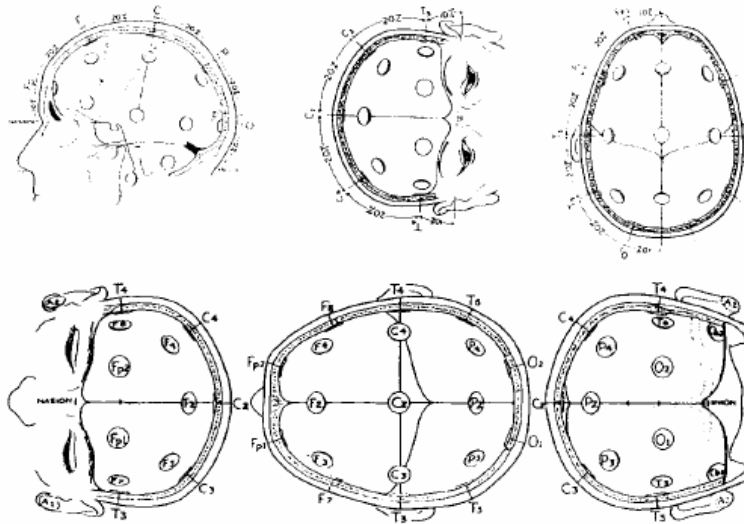
Diagnosztizálás és ennek korlátai.

A vizsgálandó struktúra

Az EEG vizsgálat tárgya a koponyában levő mintegy 10^{11} ... 10^{12} idegsejt elektronikus működése. Tekintettel a véges számú lehetséges vizsgáló elektródra, egy csatornán csak egy terület együttes aktivitása mérhető. Bemeneteknek a dendritek tekinthetők, az ezeken érkező jelek hatására az axonon, mint kimeneten akciós potenciál jöhet létre. Ha a kimeneti jelváltozás elkezdődött, akkor ez a folyamat a bemeneti jeltől már lényegében nem függ. A **kimeneti impulzus alakja mindig ugyanolyan, a bemeneti jeltől ez is független.** Egy agysejt kb. **100** másik agysejthez kapcsolódhat. Az agysejtek nagy számán kívül ezt is figyelembe véve a koponyán kívüli elektromos aktivitás mérése nyilvánvalóan nem adhat felvilágosítást az agy mikroszerkezetéről hanem csak a makroszerkezetéről.

Szabványosítás

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. Az azóta is használt elrendezést az ábrán mutatjuk be.



A felvett időfüggvények kiértékelése során először a **jellemző frekvencia megállapítása** történik meg. Ismét hangsúlyozni kell, hogy egy-egy elektróddal nagyszámú agysejt elektromos aktivitásának eredőjét lehet mérni, tehát ha egy frekvencia jellemző egy elvezetésben, akkor ez az agysejtek egy csoportjára jellemző.

Elvezetés típusok

A koponyára helyezett elektródok felhasználásával alapvetően háromféle elvezetés alakítható ki. **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 legfeljebb a hozzá közel eső kevés számú elvezetésben jelenik meg.

A **bipoláris** elvezetés használatakor az elektródok jeleinek különbségét mérjük. Ez a kis területet érintő elektromos aktivitás **pontos lokalizálását** segíti. Az aktivitáshoz közeli elektród az egyik elvezetésben pozitív, a másikban negatív hullámot eredményez.

EEG regisztrátumok kiértékelése

A hagyományos EEG regisztrátumok oldalanként számozott sornyomtató papírra készültek és a kiértékelés vizuális vizsgálat alapján, gépi segítség nélkül történt. A kiértékelést végző orvos által elvégzett "jelfeldolgozás" a mérnök számára **domináns frekvencia meghatározást, mintaillesztést** és **szimmetriakeresést** jelent. 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 azonosításához hosszú regisztrátumra van szükség, viszont a nagyfrekvenciás komponensek ezen idő alatt megváltozhatnak. Egy lehetséges megoldás a különböző frekvenciájú komponensek különböző hosszúságú ablakkal való keresése. Ezt nyújtja a **Berg transzformáció**.

Az időfüggvények kiértékelésénél használják még az autokorreláció és keresztkorreláció számítását, a függvény négyzetének (aktivitás), első deriváltjának (mobilitás) és második deriváltjának (komplexitás) vizsgálatát. Az autoregresszív analízis jól illeszkedik az EEG-hez, ami sokszor modellezhető egy stacionárius háttér folyamat és tranziens folyamatok összegeként.

15. EEG készülékek jellemzői. Stimulátorok EEG-hez. Foto- és fonostimulátorok és ezek üzemmódjai.

A koponya szigetelő hatása miatt az EEG készülékeknek nagyon kicsi amplitúdójú jeleket is kell fogadni, a szokásos bemeneti jel tartomány 1... 100 μV . Természetesen a hálózati eredetű jel a koponyán is megjelenik, néhány voltos amplitúdóval. Így az EEG készülékekkel szemben támasztott követelmények közül kiemelkedő fontosságú a nagy közösjel elnyomás, 140 dB tipikusnak tekinthető érték. Az erősítés maximális értéke eléri a 10^6 -t, ez minden csatornára közösen és ezen felül csatornánként szelektíven is állítható. A csatornánkénti erősítés általában $\times 1 \dots \times 500$ között, fix lépésekben állítható. Az egyes csatornák sáv szélességét célszerű a vizsgált jelhez szükséges minimális értékre állítani a minél nagyobb zajelnyomás érdekében. A jellemzően csatornánként állítható alsó határfrekvencia 0.1...5 Hz, a felső határfrekvencia 15...100 Hz. Annak érdekében, hogy a bemeneti impedancia minél kisebb mértékben befolyásolja a felvételt, nagy R_{be} (1...10 M Ω) és kis C_{be} (2...10 pF) szükséges.

Az EEG készülékeknél is fontos az elektródok és a bőr közti kontaktus monitorozása. Itt a folyamatos monitorozás nem tehető meg úgy, mint a végtagi EKG elvezetésekben. Általában a készülék külön üzemmódja az elektródok közti ellenállások mérése.

Az EEG készülékek fontos tartozéka a kábelrendező. Annak érdekében, hogy a sok vezeték ne gubancolódjon össze, a koponyára helyezett elektródokhoz csak viszonylag rövid vezetékeket csatlakoztatnak. Ezek egy kábelrendezőhöz vezetnek, amely a koponya felülnézeti képét mutatja feltüntetve az egyes elektród pozíciók nevét is.

A rögzített adatok kijelzése történhet az időfüggvények megjelenítésével vagy a spektrumok egymás mögé rajzolásával. Az egyes elvezetésekben mért aktivitások alapján lehet térképszerű, mesterségesen kiszínezett kijelzést készíteni. Ez különösen az inaktív területek lokalizálásában segít.

Az EEG készülékekhez stimulátorokat szoktak használni. Ezek leggyakrabban fény- vagy hangingert szolgáltatnak. Alkalmazásuk esetén lehetőség van a gerjesztésekre adott válaszok indított átlagolással történő kiértékelésére, ami jelentősen segíti a válasz elkülönítését a zajoktól és a háttér EEG aktivitástól. Tekintetbe kell azonban venni, hogy az átlagolás használata során alkalmazott mindkét feltételezés [(a) a gerjesztés és az ennek hatására az EEG-ben megjelenő válasz között mindig ugyanannyi idő telik el, (b) a háttér EEG aktivitás véletlenszerű zajnak tekinthető] csak közelítőleg igaz. Az alkalmazott fényt kibocsátó stimulátorok képesek arra, hogy egymást követő két villanásuk közti szünetidő kisebb legyen 1 ms-nál.

A beállítható üzemmódok:

- 100 Hz-es astabil,
- 1...50 Hz között változtatható frekvenciájú astabil,
- egyes impulzus mód,
- kettős impulzus mód,
- impulzus csomag mód,
- egyszeres (kézi) impulzus,
- külső jelhez való szinkronizálás.

A hangot kiadó stimulátorok hangereje szabályozható. Üzemmódjaik:

- állandó frekvenciájú gerjesztés, általában 250, 500, 1k, 2k és 5kHz-en,

- 2...20 Hz -es szaggatás,
- külső jelhez való szinkronizálás.

A stimulátorok használata mellett felvett EEG alkalmas az érintett érzékszervek, idegpályák és az agy megfelelő részének együttes vizsgálatára a paciens kooperációja nélkül is.

16. EMG. A felhasznált elektródok. Impulzus alakú gerjesztéssel elérhető válasz.

A vázizmok működése

A vázizmok (harántcsíkolt izmok) működése és működtetése során fellépő elektromos jelenségek vizsgálatát elektromiográfiának hívjuk. A vázizmot különálló izomrostok alkotják. A legtöbb vázizom inakon kezdődik és végződik, az izomrostok párhuzamosak. Az egyes izomrostok együttes működése során hatásuk (pl. az összehúzódás ereje) összeadódik. Minden izomrost egyetlen sejt. Az izomműködés alapeleme a **motoros egység**. Egy motoros egység a központi idegrendszer motoneuronjaiból érkező és több izomroston végződő motoros ideget tartalmaz.

Az egyes izmokban lévő motoros egységek száma változó, általában minél nagyobb egy izom annál több motoros egységet tartalmaz. Egy motoros egység nagyon változó számú (25...2000) izomrosthoz kapcsolódhat. A motoros egységek által az izomrostokhoz továbbított vezérlőjelnek megfelelően egy **izomrost csak kétféle állapotban** lehet, vagy megfeszített vagy elernyed. Finom mozgásokhoz sok párhuzamos izomrost együttműködése szükséges, ezek működése közti fáziskésések biztosítják, hogy a mozgás ne legyen darabos.

A fent vázolt működési módból következik, hogy a vázizomzat **elektromos működésének** vizsgálata alapvetően háromféle lehet. 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, lsd ábra.

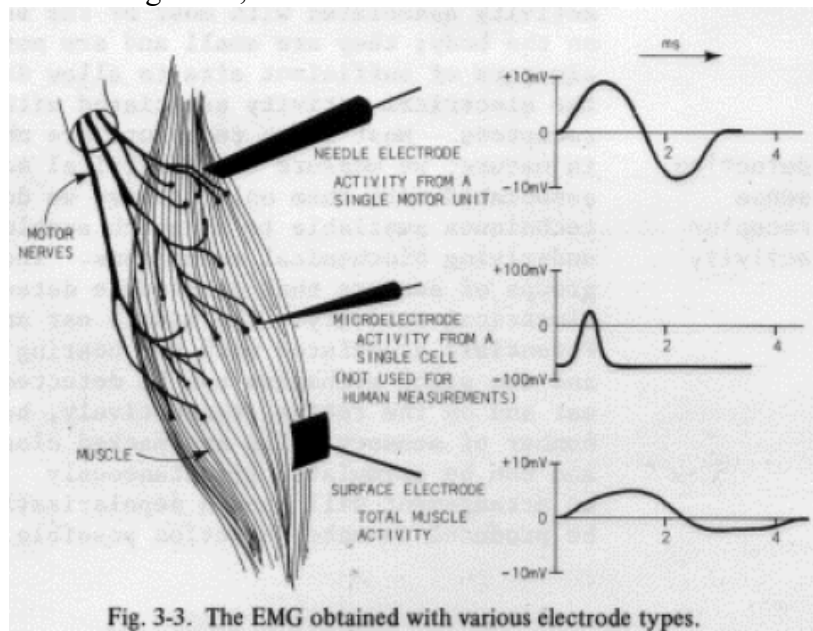
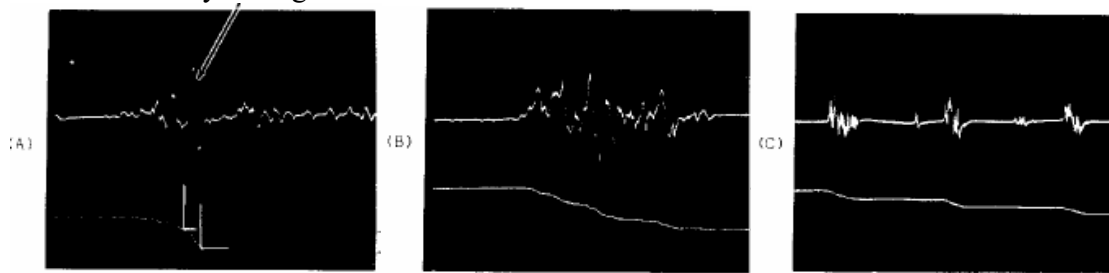


Fig. 3-3. The EMG obtained with various electrode types.

A vázizomzat elektromos aktivitásának mérése

Az elektromiográfiás vizsgálattal megfigyelhetjük az izmok akaratlagos megfeszítését követő elektromos jeleket. Erre mutat példát a következő ábra. Az (A), (B) és (C) diagramokon felül a rögzített jel időfüggvénye, alul annak abszolút integrálja van megadva. Az (A) diagram az izom enyhe megfeszítéséhez tartozik, egyetlen motoros egység aktivitását láthatjuk. A (B) diagram

erőteljes megfeszítéshez tartozik, egyszerre több motoros egység is aktivizálódik, ezek egymástól nem különíthetők el egyértelműen. Természetesen az abszolút integrál változása ez esetben lényegesen nagyobb, mint az enyhe megfeszítéskor. A (C) diagram több, gyors egymásutánban bekövetkező enyhe megfeszítést mutat.



Stimulálásra adott válasz vizsgálata

Egy érzékelő receptor által elindított akciós potenciál az érzékelő idegen keresztül bejut a központi idegrendszerbe. Onnan egy másik depolarizációs hullám indul vissza, amely a motoneuronok végződésein keresztül az izomrostokat aktivizálja. Az izmok gerjeszthetőségét **impulzus** jelforma alkalmazásával vizsgálják. Az ún. amplitúdó-időtartam diagramok azt mutatják, hogy egy adott izom milyen paraméterekkel rendelkező impulzussal aktivizálható. Ennek kísérletekkel való felvétele úgy történik, hogy az impulzusszélességet rögzítve csökkentik az amplitúdót és megvizsgálják, mekkora amplitúdónál nem következik már be az ingerelt izom összehúzódása. Azt az amplitúdót, amely nagyon széles impulzus esetén még éppen szükséges az ingerelt izom összehúzódásához, **reobázisnak** nevezik. Azt az impulzusszélességet, ami a reobázis amplitúdó kétszerese esetén szükséges az összehúzódáshoz, **kronaxia időnek** hívják. Az egészséges izomból egy adott meredekségnél kisebb jellel gerjesztve nem váltható ki akciós potenciál a sérült izomból azonban igen. Ennek oka, hogy az egészséges izom a lassan változó gerjesztéshez hozzászokik.

Az **akaratlagos** izom összehúzódás során az izmok elektromos aktivitása 100 ms-ig is eltarthat. Ennek oka, hogy az egymás melletti motoros egységek nem pontosan azonos időben aktivizálják a hozzájuk kapcsolódó izomrostokat. Ezenkívül, akaratlagos összehúzódáskor egyetlen motoros egységen több egymást követő akciós potenciál is érkezik. **Elektromos** impulzusokkal történő **stimulálásra** adott válasz során az izomrostok elektromos aktivitása rövidebb idő alatt (általában 10 ms-on belül) lezajlik és a gerjesztés által jól meghatározott. A kapott jeleket azonban nagymértékben függ az alkalmazott stimulálás és az érzékelő elektródok elhelyezésétől.

A gerjesztésre adott válasz alapvetően kétféle lehet. A stimulálás érinti a motoros és a szenzoros ideget is. 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.

A gerjesztés történhet feszültség **generátorral** vagy áramgenerátorral. A gerjesztés eredményeként a paciensen folyó áram csak a gerjesztés helyén lokalizáltan folyik, a gerjesztésre alkalmazott feszültség és áram értékek viszonylag nagyok. Feszültség gerjesztésnél az impulzus amplitúdó szokásos értéke **10 mV...500 V**, áram gerjesztésnél pedig **10 μ A...100 mA** között van.

A stimulátorok felhasználhatók az EMG vizsgálattól függetlenül is, különböző kezelésekre. Egyenáram alkalmazásával a bőrön keresztül elektrolitikusan disszociált gyógyszer vihető be (iontoforézis). Impulzus alakú jelek fájdalomcsillapításra illetve az izmok tornáztatására

használhatók. Egyenáramra szuperponált impulzusokkal (diadinamikus áram) vagy több elektród felhasználásával interferenciát keltve mélyebben fekvő izmok is stimulálhatók.

Az ingerület **terjedési sebességének** mérése

Az ingerület **motoros idegben** való **terjedési sebességének** mérését mutatja az ábra.

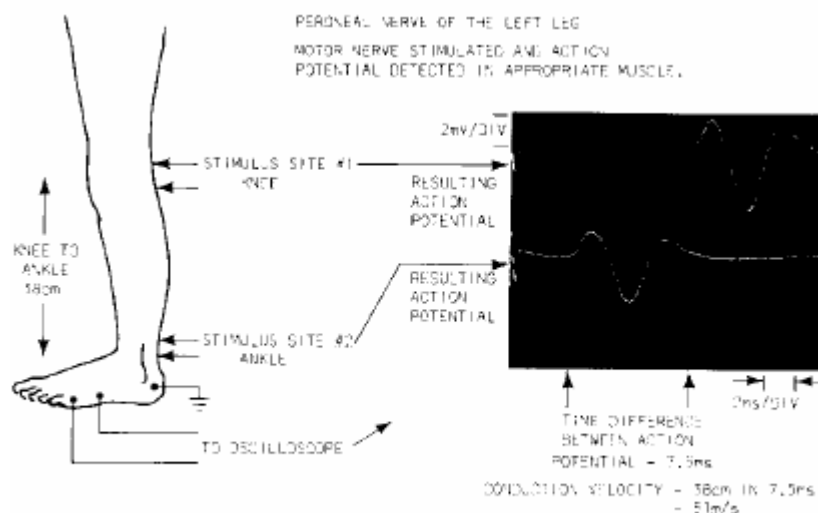
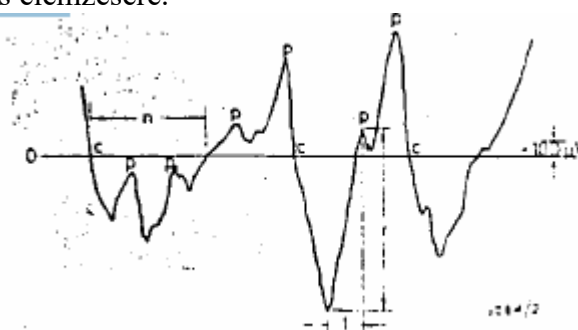


Fig. 12-10. Motor nerve conduction velocity determination.

Az érzékelő elektródokat a lábfej külső szélére helyezték. Először a térdhajlatban ingerlik az idevezető 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 jelent. 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 eltelő idő alapján kiszámítható az érzékelő ideg vezetési sebessége.

Az elektromiogram **alakjának** analízise

Az izomrostok elektromos aktivitásáról készített felvételeken lehetőség van a kiemelkedő csúcsok azonosítására és elemzésére.



Az ábra egy elektromiogram egy részletét mutatja, amelyet erős akaratlagos izom összehúzódáskor vettek fel. Azonos gerjesztés mellett különböző páciensekről készített felvételek osztályozására az ábrán bejelölt paraméterek használhatók:

1. negatív nullátmenetek száma,
2. a negatív hullámok átlag szélessége,
3. pozitív hullámok száma,
4. a hullámok felfutási meredekségének átlaga,
5. a negatív csúcstól mérhető emelkedés nagysága.

Miopátiában szenvedő betegek esetén az érintett izmok néhány izomrostja véletlenszerűen kimarad a motoros egység aktivizálódásakor. A kimaradó izomrostokon nem lép fel akció potenciál, ez a miopátiára jellemző rövid, kis amplitúdójú többfázisú hullámformát eredményez. A miopátiában szenvedők a fenti öt paraméter értéke alapján elkülöníthetők az egészséges emberektől, aktuális állapotuk ezen paraméterekkel jellemezhető.

17. Vérnyomásmérés. Közvetlen és közvetett módszerek. A készülékekben alkalmazott nyomásprogramok.

A vérnyomás és a véráramlás mérésével a kardiovaszkuláris rendszer állapotáról szerezhetünk információt. Sok esetben a vérnyomás mérést kiegészítik a szívhangok mérésével is.

A vérnyomást befolyásoló tényezők

A vérkeringés motorja a szív. A vérnyomás a kamrákban éri el a maximális a pitvarokban pedig a minimális értéket. Az artériákban a vérnyomást befolyásoló tényezők:

- verőtér fogat (egy összehúzódáskor kilökött vérmennyiség),
- érfalak rugalmassága,
- erek geometriája.



Egy ponton a nyomás: $p_t = p_s + 1/2 \rho v^2 + \rho gh$

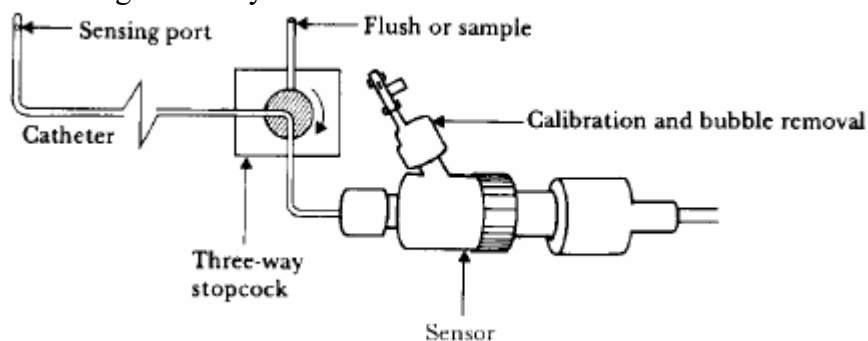
ahol p_s a statikus nyomás, $\rho v^2/2$ az áramlásból adódó nyomás és ρgh a hidrosztatikus nyomás.

A vérnyomás mérésekor p_s meghatározása a cél. A hidrosztatikus nyomás nem okoz zavart, ha biztosítjuk, hogy a nyomás érzékelése a szív magasságában történjen. Ha az érzékelő magasabban van mint a szív, akkor kb. 1.3 cm-ként 1 Hgmm-rel kisebb nyomást fogunk mérni. Az áramlásból adódó nyomás az erekbe helyezett érzékelők esetében jelenthet problémát. Hatását úgy minimalizálják, hogy az érzékelőt az áramlásra merőlegesen helyezik el.

Közvetlen vérnyomásmérési módszerek

Közvetlen vérnyomásméréskor a nyomásérzékelő lehet az **ereken kívül**. Ilyenkor az ér egy adott belső pontja és a nyomásérzékelő között folyadékkal töltött **katéter** teremt kapcsolatot. A szokásos kialakítást az ábra mutatja. A mérés során biztosítani kell, hogy ne kerüljön **buborék** se a katéterbe se az erekbe. Az erekbe jutó buborék közvetlen veszélyt jelent a paciensre, a katéterbe kerülő buborék aluláteresztő szűrőként viselkedik és meghamisítja a mérést. Míg buborékmentes katéter képes **100 Hz-es felső határfrekvenciáig** átvinni a végénél levő nyílásnál meglevő nyomásváltozásokat, buborékot tartalmazó katéter átvitele egy nagyságrenddel is kisebb lehet. A vérnyomás-idő függvények elemzése azt mutatja, hogy az alakhű ábrázolás igényli a 6....10. felharmónikus átvitelét is. A vérnyomás egy ponton a szívfrekvencia ütemében változik, így az átvitelnél szükség van a 100 Hz-es felső határfrekvenciára.

A katéter végén nem következik be **véralvadás**, ha fiziológiás sóoldattal néhány percnként kimossák a katéter végén levő nyílást.



Az **éren belül** alkalmazott érzékelők előnye, hogy nincs szükség a katéteren keresztüli hidraulikus kapcsolatra. Így a jel nagyobb frekvenciás összetevői is vizsgálhatók. Sokféle

nyomásérzékelő készíthető olyan miniatűr méretben, ami az ereken belüli alkalmazhatóságot lehetővé teszi. (A katéterrel együtt használt nyomásérzékelők.)

A hagyományos vérnyomás érzékelők megfelelő sterilizálás után többször felhasználhatóak. A páciensek közti fertőzések elkerülése érdekében egyre szélesebb körben **egyszer használható érzékelőket** alkalmaznak az éren belüli vérnyomás mérésekor is. Az egyszer használatos vérnyomás érzékelő olcsón előállítható félvezető alapon. A nyomást érzékelő felület elmozdulását a felületbe integrált, hídba kapcsolt fotoellenállások segítségével mérik.

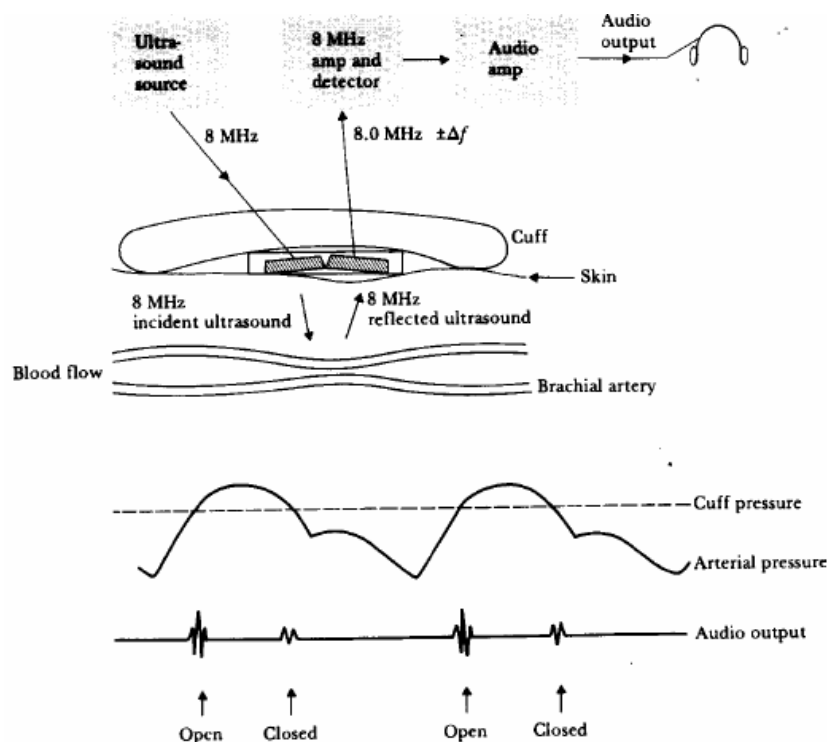
Közvetett vérnyomásmérési módszerek

A közvetett vérnyomásmérési módszereknél a páciens artériáját egy helyen - pl. a felkaron - kívülről 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. 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 mandzsettanyomás egyezését**. A következő módszerek jönnek szóba:

- (a) pulzushullám figyelése,
- (b) Korotkov hangok figyelése,
- (c) érfal elmozdulás figyelése,
- (d) a mandzsettában fellépő oszcillometriás nyomásváltozások figyelése.

Az (a) és (b) módszer manuális méréskor is alkalmazható. Ha a mandzsetta nyomása nagyobb, mint a szisztolés nyomás, akkor a mandzsetta az artériát elszorítja, megszűnik a véráramlás. Ha a mandzsetta nyomása a diasztolés nyomás alatt marad, akkor az artéria teljes szív ciklus alatt nyitva marad. 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** energiataralma **400...500 Hz** között maximális, így általában felületesztő szűrő alkalmazható, ami a zavaró hangok jelentős részét elnyomja. Az **érfal elmozdulás detektálható ultrahangos** érzékelővel is, ld. ábra. A mandzsettához érkező nyomáshullám oszcillációkat okoz a mandzsetta nyomásában. Ezek teljesen lezárt és a teljes szív ciklus alatt nyitott artéria mellett is detektálhatók, a mandzsettanyomásnak a szisztolés, diasztolés illetve középnyomással való egyezését az **oszcillációs amplitúdó** nagysága alapján állapíthatjuk meg.

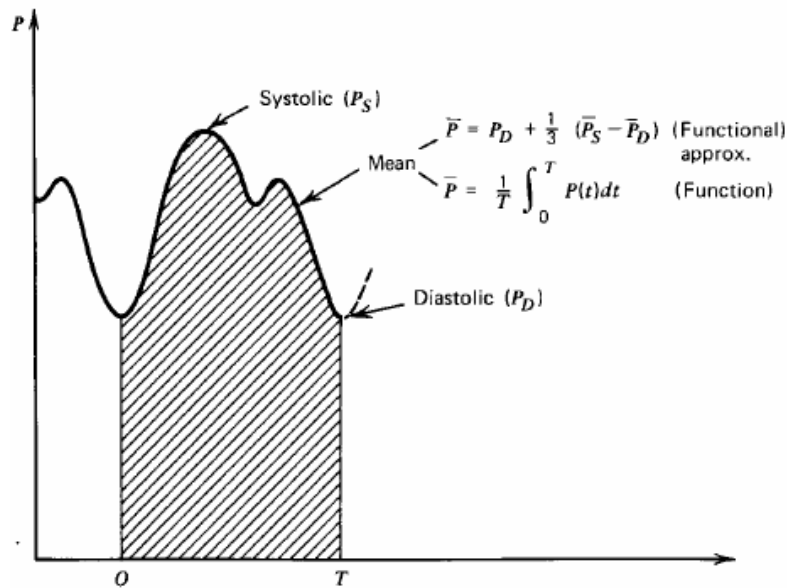
A félautomata és automata vérnyomásmérők jelenleg szinte kizárólag az oszcillometriás módszert alkalmazzák, mivel ez nem igényel extra érzékelőt és nem kell az érzékelőt az artéria figyelni kívánt szakaszára irányítani.



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 mandzsettanyomás 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.

Az oszcillometriás elven mérő készülékek figyelik az oszcillometriás nyomásváltozások csúcsertékét. 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. Az artériás középnyomás definícióját az ábrán adjuk meg.



Fonokardiográfia

A **szívhangok** amplitúdója kicsi, frekvenciatartományuk **0.1 Hz és 2000 Hz** között van. A kisfrekvenciás jelek kívül esnek az emberi fül érzékelési tartományán. Az alkalmazott erősítő igen kisdriftű kell legyen. A kis jelszint miatt a külső zajokat minimálisra kell csökkenteni, ha a paciens mozgatható, akkor a vizsgálatot speciálisan **zajszigetelt** helységben kell elvégezni. Figyelembe kell még venni, hogy a szív és a mellkasra helyezett érzékelő között alapvetően **aluláteresztő jellegű az átvitel**, amely a frekvencia négyzetével arányosan csökken.

18. A pulzushullám jellemzői és mérése.

Véráramlás és perctérfogat mérés

Sok esetben az orvos számára fontos információ az oxigén és egyéb **tápanyagok** koncentrációja a sejtekben. Mivel ezt nehéz mérni, ehelyett mérhetik a véráramlást és a vértérfogatváltozását, amelyek általában korrelálnak a tápanyag koncentrációval. Ha a véráramlás mérése sem oldható meg, akkor e helyett mérhetik a vérnyomást, amelyik általában jól korrelál a véráramlással. Ha a vérnyomás mérése sem oldható meg, ehelyett mérhetik az EKG-t, amely nyújt bizonyos információt a vizsgált személy vérnyomásáról is.

A **véráramlás** mérésére a hagyományos áramlás érzékelők nem alkalmazhatók. A legelterjedtebb módszer a **jelzőanyag hígításon** alapul, elvéből adódóan nem pillanatértéket, hanem átlagértéket mér. A jelzőanyag az áramló folyadékban jelen van, koncentrációja $C = m_0/V$ lesz. A jelzőanyagból további m mennyiséget hozzáadva a koncentráció $\Delta C = m/V$ értékkel megnő. Ha a folyadék a mért térben folyamatosan áramlik, akkor az állandó koncentráció különbség a beáramló és a kiáramló folyadék között csak állandó jelzőanyag hozzáadással tartható fenn.

$$\Delta C = \frac{dm/dt}{dV/dt}$$

hozzáadással tartható fenn.

$$F = \frac{dV}{dt} = \frac{dm/dt}{\Delta C}$$

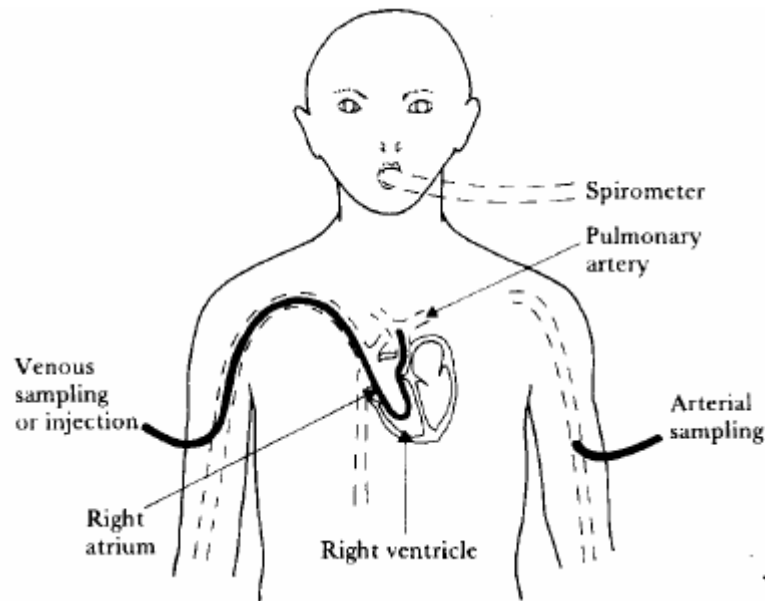
Ebből az áramlási sebesség meghatározható:

ahol F az áramlási sebesség. Az eljárást használhatjuk a **perctérfogat meghatározására**. Ha az oxigénfogyasztást (dm/dt , 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)

$$F = \frac{dm/dt}{C_a - C_v}$$

meghatározható:

Az ábra mutatja a szükséges méréseket. Az oxigénfogyasztás mérésén alapuló eljárást Fick módszernek hívják.



A törzsből és a fejből visszatérő vénás vér oxigén koncentrációja eltérő mértékű. 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 belégtetett oxigén mennyiség egyenlő a belégtetett gáz mennyiségével. A kilégtetett gázban meghatározzák az oxigén tartalmat, így a fogyasztott oxigén kiszámítható. A módszer hátránya, hogy műtéti beavatkozásnak számító eljárást igényel.

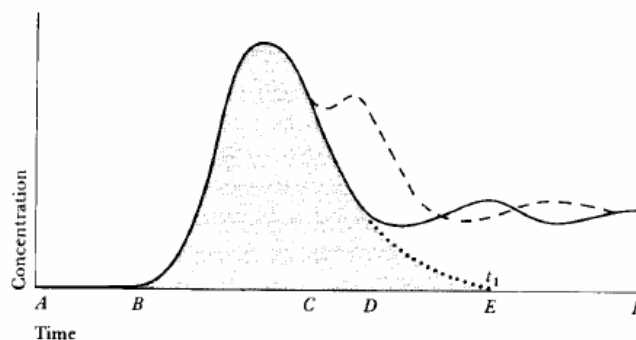
Más jelzőanyagot is használhatunk. Szokás hűtést vagy melegítést alkalmazni. Ekkor az F

$$F = \frac{q}{\rho_v c_v \Delta T}$$

áramlási sebesség (m^3/s):

ahol q az időegység alatt közölt hőmennyiség (W), ρ_v a vér sűrűsége (kg/m^3), c_v a vér fajhője ($\text{J}/[\text{kg K}^\circ]$).

A jelzőanyag hozzáadás történhet egyszeri bevitellel is. Ez a gyakorlatban egyszerűbben elvégezhető, így ma már ezt tekinthetjük általánosan elterjedtnek. Az ábra mutatja a jelző-anyag koncentrációt egy helyen az idő függvényében.



A jelzőanyag hozzáadása (A) után kis késleltetéssel (B) elkezdődik a koncentrációváltozás. A maximum elérése után exponenciális lenne a csökkenés (ahogyan azt a pontozott vonal mutatja), ha nem zárt körben történne a vérkeringés. Az ábrán szaggatottan jelölt görbe olyan páciensnél mérhető, akinél a szív jobb és bal fele között nyílás van.

Jelzőanyagként festéket alkalmaznak, vagy lehűtött sóoldatot.

Alkalmaznak még elektromágneses és ultrahangos áramlásmérőket is, ezeket nem részletezzük.

19. Légzésvizsgálat. Áramlási térfogat és sebesség mérése. Gázcserére jellemző adatok mérése. BTPS korrekció, a "kell" értékek.

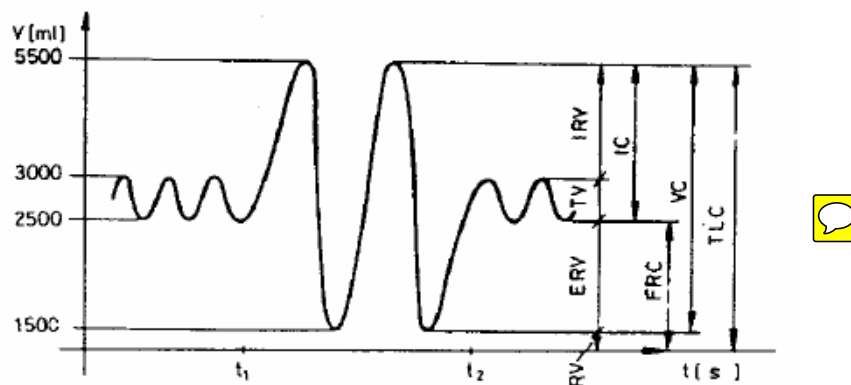


Légzés vizsgálata

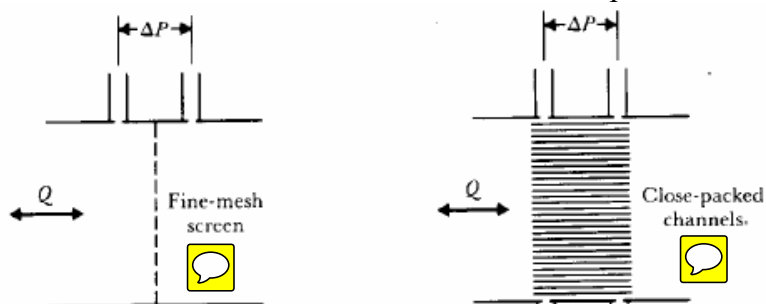
A sejtek fennmaradásához szükség van arra, hogy oxigént juttassunk el hozzájuk és széndioxidot szállítsunk el tőlük. Ezt a keringési és a légzési rendszer végzi el. A két rendszer a tüdő alveolusaiban kapcsolódik egymáshoz. A tüdő az ún. külső légzést végzi, a keringési rendszer pedig az ún. belső légzést. A légzés vizsgáló készülékek a külső légzés **paramétereit** vizsgálják: áramlási sebességet, ki/belégzett térfogatot, légzésmechanikai jellemzőket és a ki/belégzett levegő összetételét.

Áramlási sebesség és ki/belégzett térfogat mérése

A tüdő térfogatának változását a légzés során az ábra mutatja. Néhány nyugalmi légzést követően két sóhajtás látható, amelyek során a vizsgált személy a maximális értékig lélegzett be majd amennyire csak lehetséges, kipréselte tüdejéből a levegőt. Ezt követően újra két nyugalmi légzés következik.



Mérni az **áramlási sebességet** szokás, ennek **integrálásával** állítható elő a ki/belégzett térfogat. Két széles körben elterjedt eszközzel lehet a levegő áramlási sebességét mérni. Az egyik a **Fleisch-cső**, a másik a hővezetős áramlásmérő. A Fleisch-cső felépítését az ábra mutatja.



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 áramlást. Az ellenállásnak elég kicsinek kell lenni, hogy ne befolyásolja a légzést és elég nagyoknak, hogy jól mérhető nyomáskülönbség jöjjön létre. A két egymásnak ellentmondó követelményt figyelembe véve az ellenállást általában **1 cmH₂O** értékűre szokás választani.

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

A nyomáskülönbséget **differenciál kapacitással** lehet villamos jellé alakítani. Létezik hibrid **integrált áramkör**, amelynek a bemenete két cső, az ezek között fellépő nyomáskülönbség két kondenzátor értéket változtat, ezek hídba vannak kapcsolva. Az integrált áramkör feszültség kimeneti jelet ad. A megfelelő pontossághoz figyelembe kell venni:

6. a Fleisch-cső átvitelének nemlinearitását, $\Delta P = A v + B v^2$

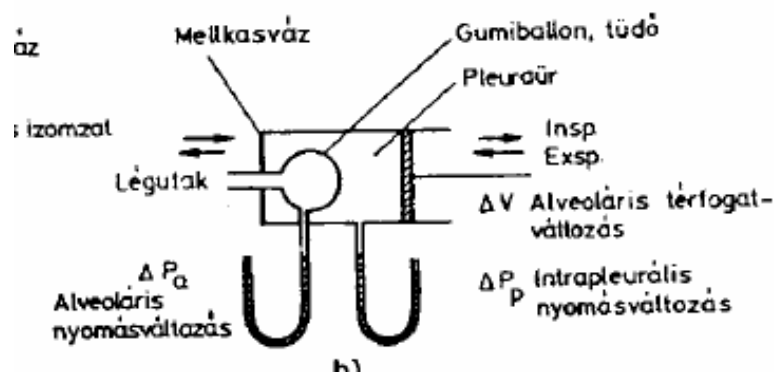
7. az áramló gáz viszkozitását.

Egy adott érzékelőre az áramlás - nyomáskülönbség közti összefüggést meghatározó A, B paramétereket nagy pontossággal ismert áramlási sebességek mellett megméri. Később lehetőség van a **kalibrálásra**. Lamináris áramlásnál az érzékelő kimenetén létrejövő nyomáskülönbség a gáz viszkozitásával arányos. 39 °C-on a levegő viszkozitása 183 µpoise, az oxigén viszkozitása 202 µpoise.

Az áramlási sebesség integrálásával előállítható a ki/belégzett térfogat időfüggvénye. Figyelembe kell azonban venni, hogy a belégtett és a kilégtett levegő paraméterei eltérőek. A belégtett levegőre jellemző: 20...25 °C **hőmérséklet**, 40...70 %-os **páratartalom** és az atmoszférikusnál kisebb **nyomás**, míg a kilégtett levegő közel 37 °C hőmérsékletű, 100 %-os páratartalmú és az atmoszférikusnál nagyobb nyomású. Az átszámítást **BTPS** (body temperature pressure saturated) korrekciónak hívják. A Fleisch-cső szájhoz közelebb eső elvezetését használhatjuk gáz analízatorhoz való csatlakozásra és a szájnyomás mérésére is. Szokás a Fleisch-csőbe elektronikusan vezérelhető elzáró szelepet (shutter) beépíteni. Ez az érzékelő két nyomás kivezetési pontja között helyezkedik el. Ha a szelep az áramlás útját elzárja, akkor a tüdőben levő nyomás lesz mérhető a szájhoz közelebbi kivezetésen is. A Fleisch-cső holtterrel rendelkezik, a kilégtett levegő egy része nem távozik el a csőből, ezt a vizsgált személy újra be fogja lélegezni. A **hővezető áramlásmérő** az áramló közeg által okozott hűtést érzékeli. A fűtött érzékelő áramlás hatására bekövetkező hővesztése a tömegáramtól függ. Az érzékelőket célszerű a mérendő gázzal kalibrálni. Ezek az érzékelők irány érzéketlenek, ezért szokásos megoldás a ki- és a belégzés útjának elkülönítése és két külön érzékelő használata. Az érzékelő magas **felső határfrekvenciával** (minimum 1 kHz) rendelkezik, **holt tere** nincs, a légzést az érzékelő szál **kis mérete** miatt gyakorlatilag nem befolyásolja. Egyetlen hátránya a viszonylag **magas ár**.

Légzésmechanikai jellemzők mérése

Egy lehetséges légzésmechanikai modellt mutat az ábra.



A térfogatváltozás és az intrapleurális nyomás közti összefüggést az alábbi egyenlet írja le:

$$p_0 - p_p(t) = \frac{1}{C} V(t) + R \frac{dV(t)}{dt} + I \frac{d^2V(t)}{dt^2}$$

ahol C (compliance) a tüdő tágulási képessége, R a légzési rendszer ellenállása, I (inertance) a légzési rendszer tehetetlensége, p_0 a külső nyomás, p_p az intrapleurális nyomás. A tágulási képesség számítása a $C = \Delta V / \Delta p_p$ formulával történik. A légzési rendszer ellenállása két részre bontható, a légutak (R_a) és a tüdőszövetek (R_t) ellenállására. A légutak ellenállása az $R_a = p_0 - p_a / v$ összefüggéssel számítható. A légutak ellenállásának mérésére használható a Fleisch-csőbe integrált elzáró (shutter). A levegő útjának lezárása a szájnyomás megnövekedését és az áramlási sebesség (nullára való) lecsökkenését okozza. Ezek alapján $R_a \sim \Delta p / \Delta V$.

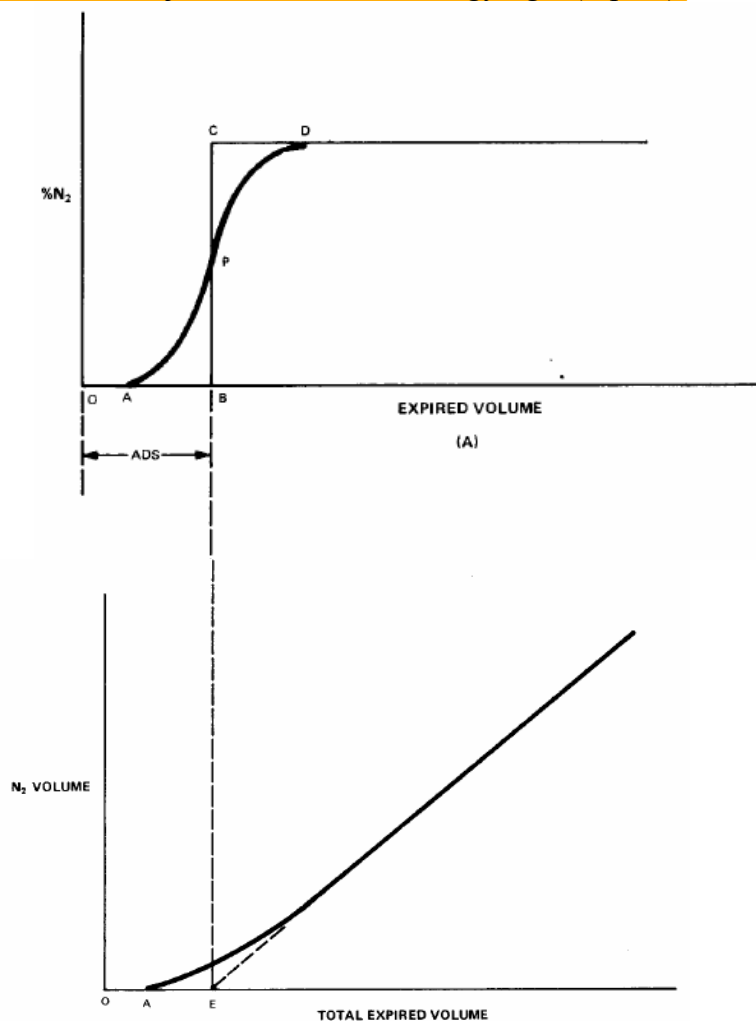
Gázcsere mérése

A légzés hatékonyságát átfogóan jellemzi a **légzési hányados** (respiratory quotient), a termelt széndioxid és a fogyasztott oxigén mennyiségének hányadosa $RQ = V_{CO_2} / V_{O_2}$. Ahhoz, hogy a légzésre jellemző gázanalízist el tudjuk végezni, a ki- illetve belégtett levegőből mintát kell

eljuttatni egy gázanalizátorba. Ha a gázanalizátor elég gyors, akkor az **áramlási sebességből** integrálással előállított térfogat egységek segítségével a termelt ill. **fogyasztott gázok mennyiségét** meghatározhatjuk.

Az áramlási sebesség mérésére használt érzékelő és a gázanalizátor között pneumatikus kapcsolat van, így az aktuális gázkoncentráció csak egy adott **késleltetési** idő után áll rendelkezésre. Ez a késleltetési idő függ a gázanalizátor elszívási sebességétől is. A késleltetési időt célszerű a vizsgálatot megelőzően megmérni, erre a korszerű készülékek a $v(t)$ és $c_{\text{gáz}}(t)$ függvények analízisével képesek.

A gázcsere mérésekor szükséges az **anatómiai holttér** (szájüreg, légcső) és az áramlási sebességet mérő **eszközben levő holttér** térfogatát ismerni és ezzel korrigálni a mért eredményeket. Az anatómiai holtteret a következő ábrán bemutatott módon mérhetjük. 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 gázcserében résztvevő tüdő térből érkező levegő között. Ezért a kilégzett gázmennyiség függvényében ábrázolt nitrogén koncentráció görbén meg kell keresni azt a pontot, ami akkor jelezné a holttérből távozó 100 %-os oxigén kilégzésének végét, ha nem lenne keveredés. Az ábrán ez a pont a P pont, amit úgy kell kijelölni, hogy az ABP terület megegyezzen a DCP területtel. Hasonló elven számolva, **ha a kilégzett nitrogén mennyiségét az összes kilégzett gázmennyiség függvényében ábrázoljuk, akkor a lineáris szakasz érintője metszi ki a holttér nagyságát (E pont).**

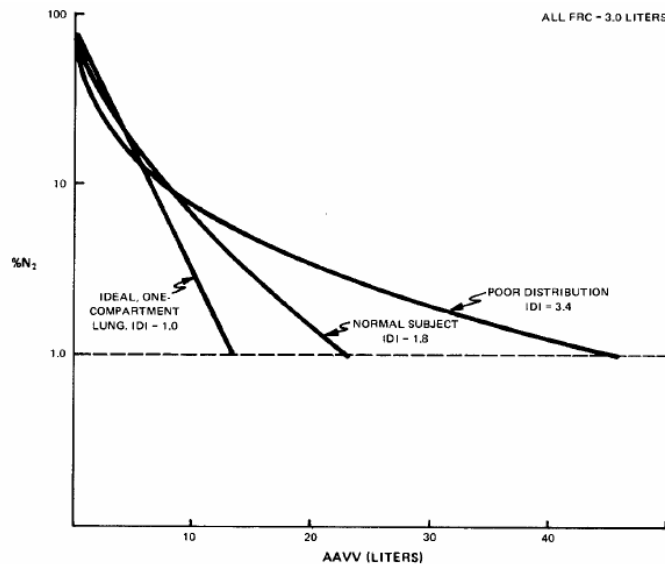


Az **alveoláris ventiláció mérésére** semleges, a légzéshez kapcsolódó gázcserében részt nem vevő gázt használnak, leggyakrabban **nitrogént**. Az alveoláris ventiláció eloszlása (inspired

gas distribution, IDI) a légzés hatékonyságának fontos jellemzője. A páciens a mérés során minden belélegzéskor 100 %-os oxigént lélegzik be, a kilégzett levegőben mérik a nitrogén koncentrációját és mennyiségét. A holtter nagyságát ismerni kell és ezt minden kilégzésnél figyelembe kell venni.

Ideális, egy részből álló és ezen belül gyors és tökéletes keveredést biztosító tüdő esetén a nitrogén koncentráció **csökkenése exponenciális** lenne.

Az ábra mutatja a nitrogén koncentráció csökkenését a kilégzett levegő függvényében ideális esetben ($IDI = 1$), egészséges páciens esetében ($IDI = 1.8$) és rossz keveredésű tüdő esetén ($IDI = 3.4$). Az ábrán az AAVV megnevezés arra utal, hogy minden kilégzésnél figyelembe vették a holtteret.



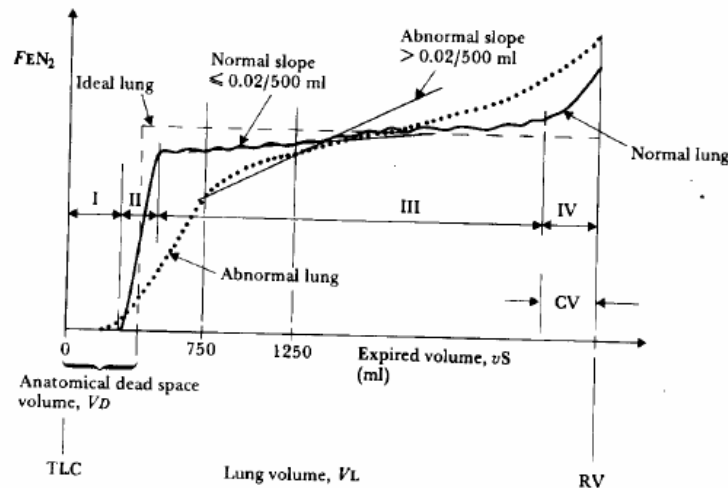
Ugyancsak semleges, a légzésben részt nem vevő gáz használatával lehetséges a tüdő funkcionális maradék térfogatának (functional residual capacity, FRC) és maradék térfogatának **(reserve volume, RV) megmérése**. A mérés egyik lehetséges módja a nitrogén kimosás, a páciens 100 %-os oxigént lélegzik be addig, amíg a tüdejében levő nitrogén koncentrációja 1 %-ra csökken. A kimosást megelőzően is megméri a nitrogén koncentrációt és a kimosás alatt megméri a termelt nitrogén mennyiségét. Így $FRC = (\text{termelt nitrogén térfogat})/(\text{kezdeti nitrogén koncentráció})$.

A nitrogén kimosás során itt is figyelembe kell venni a holt teret.

A nitrogén kimosás során a tüdőben lecsökken a szokásos nitrogén koncentráció, így az alveo-lusokból nitrogén jut a tüdőbe. Ezért nem lehet a kimosással az 1 %-os koncentráció alá menni.

Szokás 100 %-os oxigén belélegzése után egyetlen kilégzést vizsgálni. A páciens a lehetséges maximális kilégzést (a tüdő térfogat RV) követően 100 %-os oxigént lélegez be, ezután lassan újra maximális kilégzést végez. Egy tipikus eredmény látható az ábrán: nitrogén koncentráció a kilégzett térfogat függvényében.





Az I szakasz a holttér, a II szakasz az átmeneti szakasz. A III szakasz az alveoláris plató, az oszcillációk a szívverés ütemének megfelelők. Jó keveredés esetén ebben a szakaszban a görbe meredeksége 2%/500 ml alatt van. (Mérni 750 és 1250 ml között szokták.) Dohányzóknál az érték kb. kétszerese a nemdohányzókéknak. A IV fázisban történik a záró térfogat (closing volume, CV) kilégzése, itt jelentősen megnő a nitrogén koncentráció gradiense. Ez az egyetlen kilégzés során készített felvétel a tüdőben meglévő keveredés jellemzésén kívül a légúti ellenállás megnövekedését (szűkület) és kimutatja.

20. Légzésvizsgáló készülékek. Spirométer, Fleisch-csőves készülékek. Légúti ellenállás mérése, holt terek mérése, az alveoláris ventiláció mérése.

Készülékek

Csak a légzés kvantitatív vizsgálatára is alkalmas készülékeket vizsgáljuk. Az őrző készülékeknél ismertetjük, milyen készülékek alkalmasak a légzés kvalitatív (történik-e légzés, mekkora a percnkénti légzésszám) vizsgálatára.

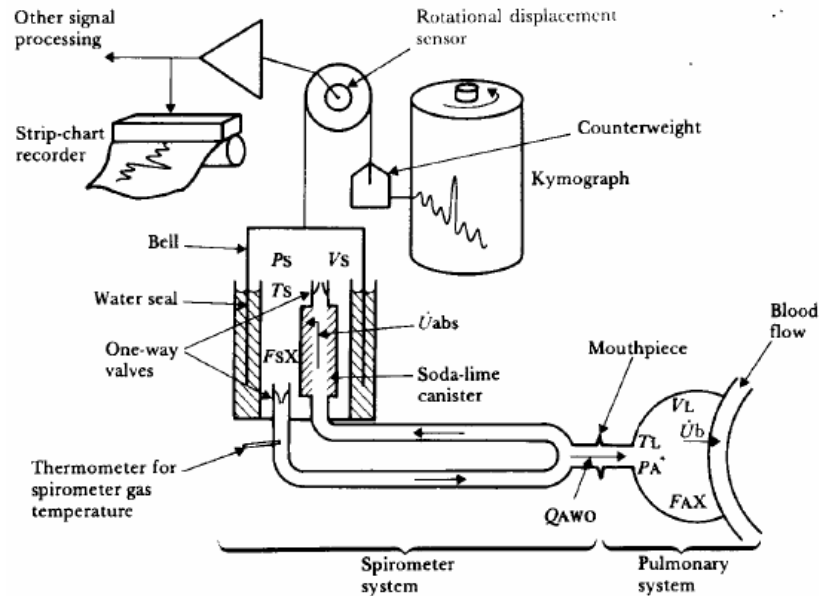
A légzést vizsgáló készülékeknek három üzemmódja van. Vizsgálják a normál nyugalmi, az erőltetett (forszírozott) légzést és a hiperventillációt. A **normál nyugalmi** légzés diagnosztikai értéke kicsi. A légzés paramétereit gyakorlással jelentősen befolyásolni lehet. Az **erőltetett kilégzést** jellemző paraméterek: adott idő (1 s, 2 s, stb.) alatt kilégzett levegő mennyisége (FEV₁, FEV₂, stb.), maximális kilégzési (áramlási) sebesség (PEFR vagy MEFV).

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 elvárt, normálisnak tekinthető értéke lényegében a páciens három adatától függ: **életkor, testmagasság, nem.** Az ezek alapján számított értékek elsősorban szűrővizsgálat során használhatók. Az erőltetett légzés vizsgálatakor mindig több ki- és belégzést kell a páciensnek végrehajtani. Minden paraméter **(légzési sebesség, megmozgatott térfogat)** esetén a maximális értékűt tekinthetjük a páciensre jellemzőnek.

Hiperventilláció során a páciens erőteljes ki-belégzéseket hajt végre, a lehetséges maximális légzési **frekvenciával.** Ennek során a vér oxigéntartalma megnő és így **pH** értéke is megváltozik. A hiperventillációt nem lehet 15...20 s-nél tovább végezni, mert a szervezet a vér pH megváltozást érzékelve akár eszméletvesztés árán is leállítja.

A légzés időfüggvényében nagyfrekvenciás összetevők nincsenek, a spektrum néhány Hz-ig terjed. Az általában alkalmazott mintavételi frekvencia nem haladja meg az 1...2 kHz-et, ezt is a gázanalízis kellő felbontással való elvégzése miatt alkalmazzák.

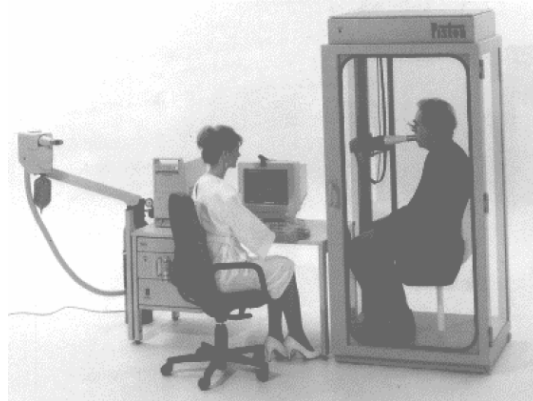
Az ábra egy hagyományos, ún. **harangos spirométer** felépítését mutatja.



A vízzel szigetelt harang kilégzéskor megemelkedik, belégzéskor lesüllyed. Mivel zárt térbe történik a kilégzés és innen történik a belégzés is, a **széndioxid kiszűrését** meg kell oldani. Erre szolgál a ki/belégzést szétválasztó két szelep és a nátriumos szűrő.

A korszerű alapkészülékek az érzékelőn és jelátalakítón kívül A/D átalakítót és processzort tartalmaznak. Az alapkészülékhez gázanalizátor kapcsolható.

A légzés vizsgálatára a **teljestest pletizmográf** is alkalmazható. Ennek használatát mutatja a következő ábra.



A teljestest pletizmográf egy merev falú doboz, amely a páciens testét teljesen körülveszi. Lehetővé teszi az **alveoláris nyomás** folyamatos figyelését és így a **légzési ellenállás** számítását. Alapvetően kétféle típust ismerünk: **állandó nyomású és állandó térfogatú** készüléket. Az áramlás érzékelőben levő szelep (shutter) elzárásakor a tüdő térfogata, kinyitásakor pedig az alveoláris nyomás változás határozható meg. A légzési ellenállás kiszámítható, ha az áramlási sebességet is mérjük.

21. Impedanciámérés, pletizmográfia. A szervek, szövetek testnedvek impedanciája. Impedancia kardiográfia.

Sok fiziológiai jelenséghez nincs speciális érzékelő. Ha a mérendő jelenség befolyásolja egy minta méretét, vezetőképességét vagy dielektromos tulajdonságát, akkor a minta impedanciájának méréséből következtethetünk a jelenségre. Egy biológiai mintára helyezett két elektród között mért impedancia függhet:

- a véráramlástól,
- a **szívműködéstől**,
- a **légzéstől**,

- a minta **térfogat**ától,
- az **idegműködéstől**,
- a véralvadástól,
- a **vérnyomástól**,
- a nyálképződéstől,
- az évszaktól.

Általában az impedancia rezisztív és kapacitív összetevőjét, vagy abszolút értékét mérjük. Az impedancia mérés nagy előnye, hogy **noninvazív**, fájdalommentes és nem kellemetlen. Az elektródokra - sok más érzékelővel szemben - nem vagy alig hat a hőmérséklet és nyomás változás. Ezért **változó környezeti feltételek** mellett különösen előnyös az impedancia mérés.

Impedancia mérő áramkörök

A méréstechnikából ismert megoldásokat alkalmazzák biológiai minták mérésekor is. Az Á16.1 ábra egy hídkapcsolást, az Á16.2 ábra egy (közel) állandó árammal történő impedancia mérést mutat.

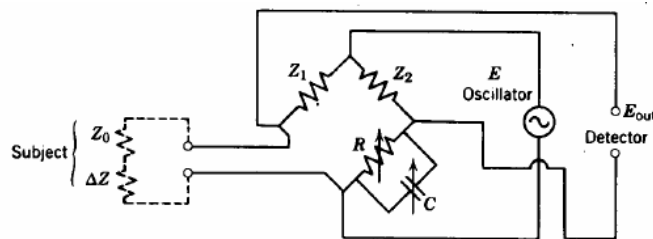


Figure 1 Impedance bridge.

Á16.1 ábra

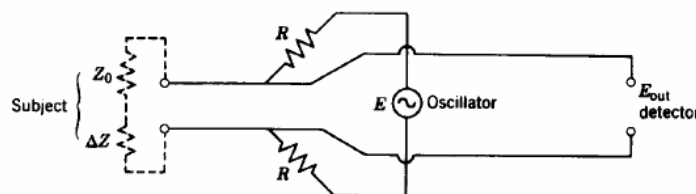


Figure 2 Symmetrical bipolar constant-current circuit. (For simplicity the constant-current circuit is illustrated by an oscillator and two resistances, R, R , which are much larger than $Z_0 + \Delta Z$.)

Á16.2 ábra

Az alkalmazástól függően szükség lehet a **négy vezetékes** mérésre. A legtöbb esetben az impedancia alapértéke nem érdekes, csak annak megváltozása. Az alapérték a méréstechnikából ismert megoldásokkal kiküszöbölhető.

Az alkalmazott szinuszos jel frekvenciájának szokásos értéke **1...100 kHz**. Gyakran alkalmaznak kis (0.1) kitöltési tényezőjű impulzus gerjesztést. Ilyenkor a mérendő impedanciát állandónak feltételezve a létrehozott feszültségváltozást mérik. Egyenáramú mérést nagyon ritkán alkalmaznak, mivel a mérőelektród és a biológiai minta között kialakuló fél-cella potenciál jelentősen befolyásolja a mérést.

Biológiai minták impedanciájának mérése

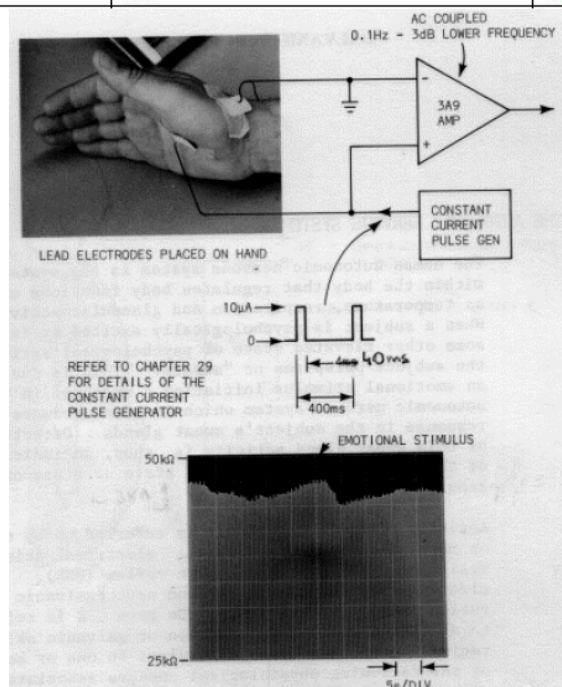
Biológiai minták esetében is **koncentrált paraméterű** impedanciát feltételező **modell**t használunk. Figyelembe kell azonban venni, hogy ez csak közelítés, jól akkor használható, ha az impedancia megváltozását mérjük, amelyről tudjuk, hogy döntően egy paraméter megváltozása okozza. Általában nem ismert a mérőelektródok között folyó áram eloszlása. Megfelelő elektród kialakítással biztosítható a közel egyenletes árameloszlás. A **mérőáramot kicsire** ($< 50 \mu A$) kell választani, így a mérés nem befolyásolja a biológiai működést. Megfelelően kiválasztott pontok közti impedancia méréssel a véráramlás és a légzés jellemzői is becsülhetők. A **véráramlás méréséhez** az elektródok elhelyezése a vizsgálni

kívánt helytől függ, ezt nem részletezzük. A vér áramlási sebességének növekedésével az áramlás irányában mérhető ellenállása csökken. A csökkenés mértéke függ a hematokrit tartalomtól is, mivel a plazma ellenállása nem függ az áramlástól. A **légzés monitorozása** a mellkasra helyezett elektródokkal történik, az intenzív őrzőknél térünk ki a részletekre.

Galvanikus bőr reflex

Az angol nevének (galvanic skin reflex) rövidítése GSR, ezt elterjedten használják. A bőr ellen-állásának értékét a vegetatív idegrendszer állapota is befolyásolja, ezt **Féré hatásnak** nevezik. Izgalmi állapotban az ellenállás csökken a nyugalmihoz képest, a változás általában a 200 k Ω ...2 M Ω tartományban történik. Az ellenállás változás oka alapvetően az izzadás. Az egyik elektródot olyan helyre kell tenni, ahol az izzadságmirigyek sűrűn helyezkednek el, a másikat pedig oda, ahol alig találhatók. Az ábra egy lehetséges, gyakran alkalmazott megoldást mutat. Az ábrán ugyancsak látható, hogy kis kitöltési tényezőjű impulzus jellel történhet a mérés. Mivel az impedancia rezisztív összetevőjére vagyunk kíváncsiak, szinuszos mérőjel esetén, alacsony frekvencián kell mérni. Különbféle megoldások ismertek, 2...3 Hz-től 1 kHz-ig terjedő mérőjeleket használnak.

biológiai minta	fajlagos ellenállás, ohmcm	vezetőképesség a vér vezetőképességének százalékában
száraz bőr	$10^4 \dots 300 \times 10^4$	0.05 ... 1.5
csontok	4500 ... 16000	1 ... 3
zsír	1000 ... 5000	5 ... 15
vese	600	25
tüdő	400 ... 1400	11 ... 40
vázizomzat	600 ... 1200	12 ... 25
szívizomzat	500 ... 1000	15 ... 30
vér	150	100
testnedvek	60	230
fiziológiai sóoldat	50	300

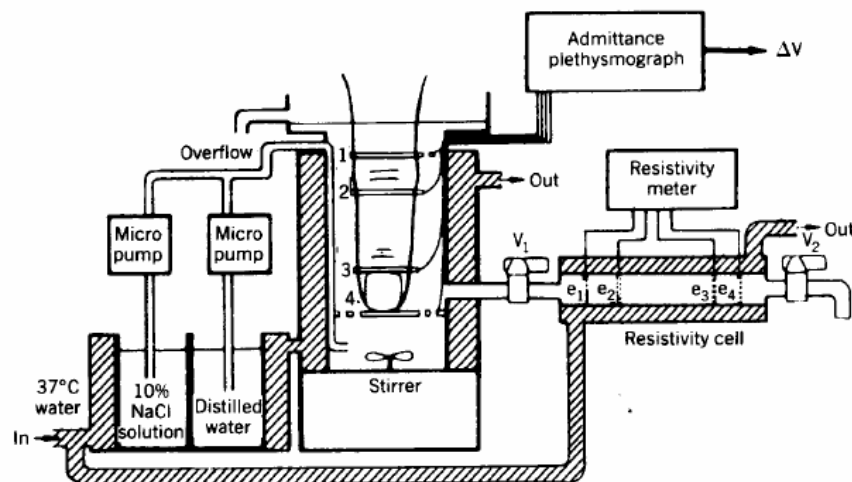


Mivel az ellenállást befolyásoló tényező az izzadás, ezért **elektródpaszta nem alkalmazható.** Megjegyezzük, hogy az ellenállás változással egy időben a két mérőelektrod között potenciál különbség is fellép. A **feszültség megjelenését Tarchanoff hatásnak** hívják és ezt a GSR **endoszomatikus** válaszában tekintik. Az ellenállás változás az **exoszomatikus** válasz.

Vér hematokrit tartalmának non-invazív mérése

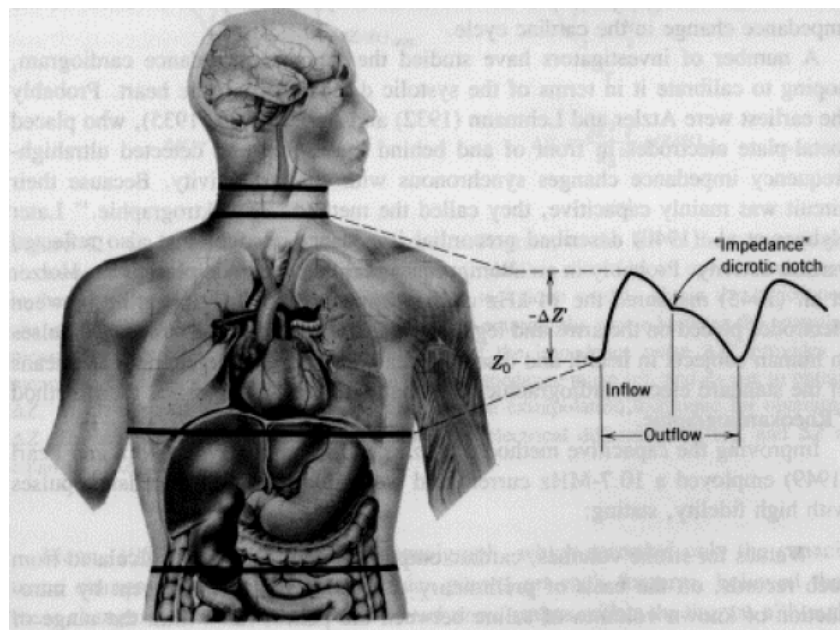
Az ábrán egy lehetséges mérési elrendezést mutatunk a vér hematokrit tartalmának noninvazív meghatározására.

A páciens ujját fiziológias 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 fiziológias sóoldaté, akkor a pulzus hullámnak az ujjba érésekor a mért impedancia lecsökken. Ha az artériás vér impedanciája nagyobb, mint a fiziológias 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.



Impedancia kardiográfia, IKG

Az IKG non-invazív mérést tesz lehetővé. A mérés elve az, hogy a szív által kilökött artériás vér megváltoztatja a törzs impedanciáját, ennek monitorozásával a kilökött vér mennyisége meghatározható. A négyvezetékes méréshez szalagelektrodokat használhatunk, ahogy azt az ábra mutatja.



A törzsnek a feszültséget érzékelő elektródok által határolt részéből gyakorlatilag állandónak tekinthető artériás vér kiáramlás és vénás vér beáramlás történik. Ezt a felvett jelek kiértékelésekor figyelembe kell venni. Ha az áram hozzávezetést végző elektródok közti távolság ele-gendően nagy, akkor a vizsgált biológiai mintában az árameloszlás egyenletes.

$$\Delta R = - \frac{\rho L^2 (V_1 - V_0)}{V_1 V_0}$$

$$\Delta R \cong - \frac{\rho L^2 (V_1 - V_0)}{V_0^2}$$

Ha ΔV kicsi, akkor

$$\Delta V = - \left(\frac{\rho L^2}{Z_0^2} \right) \Delta Z$$

Ha az impedancia döntően rezisztív, akkor

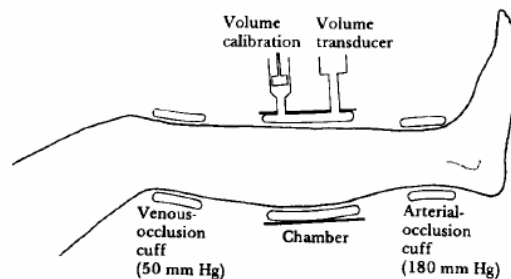
ahol ρ a vér fajlagos ellenállása, L a távolság a feszültségmérő elektródok között, Z_0 az alap impedancia, amit a diasztole végén mérhetünk és ΔZ az impedanciának a verőtér-fogat kilökődése miatti megváltozása, amit akkor mérhetnénk, ha nem áramlana ki a törzs feszültségmérő elektródokkal határolt részéből artériás vér. A negatív előjel jelzi, hogy a vér kilökődése csökkenti az impedanciát.

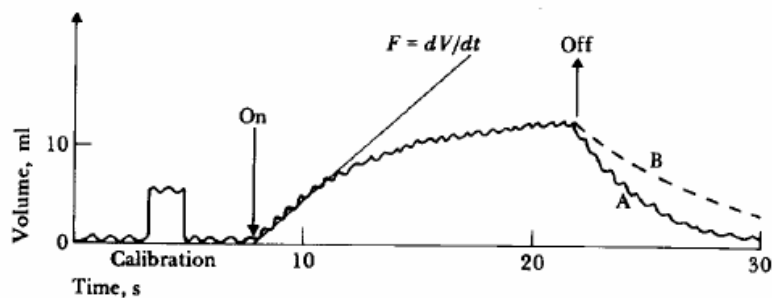
Látható, hogy ΔZ közvetlenül nem mérhető, hiszen artériás vér kiáramlás állandóan van.

Az IKG-val a verőtér-fogatra és a pulzusszám ismeretében a perctér-fogatra kapott becslés **abszolút pontossága nem nagy**, a számított és a tényleges érték eltérése elérheti a 15 ... 20 %-ot is. A klinikai gyakorlatban azonban nagyobb jelentősége van az **eltérések nyomon követésének**. Különösen intenzív osztályon előnyös a módszer, mivel noninvazív módon, fájdalom mentesen és kényelmetlenséget nem okozva biztosítja a perctér-fogat folyamatos monitorozását. Összehasonlító vizsgálatokat végeztek arra nézve, hogyan lehet a **pont elektródok és a szalag elektródok** használatával készített felvételek közti átszámítást elvégezni. A pont elektródokkal készített felvételek alapján a perctér-fogat változások ugyanolyan jól monitorozhatók, mint szalagelektrodokkal.

Pletizmográfia

A pletizmográfok térfogatváltozást mérnek. Mint az előzőekben láttuk, impedancia méréssel megállapítható biológiai minták térfogatának megváltozása. Ugyancsak noninvazív módon lehet **térfogatváltozást** mérni pletizmográfiás kamrával. Az alsó **lábszár vizsgálható** az első ábrán bemutatott módon. Az artériás áramlást a bokánál, a vénás visszaáramlást a térdhajlat alatt akadályozza meg egy-egy mandzsetta. Ezt követően jellegre a második ábrán látható eredményt kaphatjuk. A mandzsetta leeresztését követően gyorsan visszaáll az eredeti térfogat (A görbe, folytonos vonal). Ha a vénákat vénás **trombózis elzárja**, akkor az eredeti térfogatra való visszaállás lassabban megy (B görbe, szaggatott vonal).





22. Intenzív őrző készülékek. Felépítés, a leggyakrabban használt modulok. Az ágymelletti és a központi egység feladatai.

Őrző készülékek

Kritikus állapotban levő betegeket állandóan figyelni kell, állapotukban bekövetkező változásokra gyorsan kell reagálni. Erre a célra szolgálnak az intenzív kórházi osztályok, ahol állandó orvosi ügyelet van és **egy nővérre legfeljebb két páciens jut**. A páciensek állapotának állandó figyelését speciálisan erre a célra kifejlesztett műszerek végzik. Az ezekben alkalmazott megoldások eltérhetnek az ugyanannak a fiziológiai paraméternek a normál körülmények közötti mérésére szolgáló készülékekben levőtől. Általában az őrző készülékkel szemben támasztott elvárások is különböznek a diagnosztikai célú műszerekétől. Például egy őrző készülékben alkalmazott **EKG modul csak 30 ... 35 Hz-es** felső határfrekvenciával rendelkezik. Így az állandó figyelésnél elkerülhetetlen izommozgásból eredő zajokat elnyomja, viszont a hasznos jel spektrumát is korlátozza. Biztosan rendelkezik azonban **elektrod kontaktus ellenőrző áramkörrel**, amely azonnali kezelői beavatkozást kér, ha egy elektrod leesett és ezért a páciens EKG-jának figyelése nem lehetséges.

Intenzív osztályok készülékei

Az intenzív osztályokon fekvő páciensek közvetlen életveszélyben vannak vagy olyan beavatkozáson estek át (pl. műtét) amelyet követően állandó figyelést igényelnek. Vannak **általános célú intenzív osztályok** és vannak **speciális** páciens csoport számára kialakított osztályok, mint például **kardiológiai, sebészeti, toxikológiai**. Az intenzív osztályok építészeti kialakítása is eltérő egy normál kórházi osztályétól. Biztosítani kell, hogy szükség esetén egy ágyat több orvos és nővér is körül tudjon állni, különböző **készülékeket** (pl. lélegeztető készülék) lehessen az ágy mellé helyezni. Bizonyos esetekben, például a fertőzésveszély csökkentése érdekében szükséges, hogy a páciensek egymástól is el legyenek különítve. A nővérszoba célszerűen úgy helyezhető el, hogy onnan, annak üvegfalán keresztül a páciensek vizuálisan is megfigyelhetők legyenek. Az intenzív osztályok **tartalék áramforrással** is rendelkeznek.

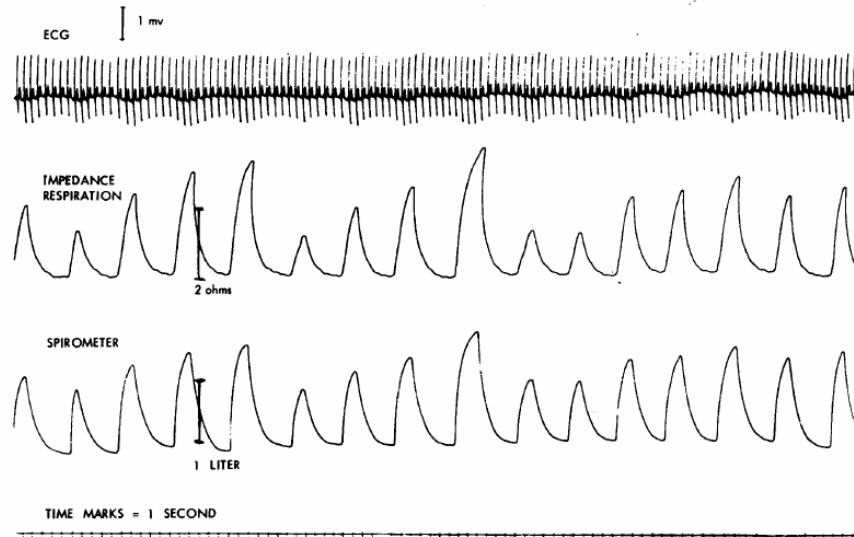
A páciensek állandó figyelését végző ún. **ágymelletti egység** tartalmazza a mérőmodulokat. Több (általában négy) ágymelletti egységhez egy központi egység tartozik, amelyik a nővérszobában van. A központi egység alkalmas a hozzákapcsolt bármelyik ágymelletti egység által mért idő-függvény megjelenítésére vagy paraméter értékek kijelzésére. A központi egység tud riasztani is, beállíthatóan fény és/vagy hangjelzéssel. Az ágymelletti egységek is tartalmazhatnak riasztót.

A **riasztásoknak** két kategóriája van, **technikai és élettani**. Technikai riasztást kell adni, amikor valamilyen probléma miatt a páciens figyelése nem lehetséges. Ilyen probléma lehet egy érzékelő leesése vagy rossz kontaktusa, egy modul nem megfelelő csatlakozása, a tápellátás kiesése.

Az élettani riasztások készülék típustól függően beállítható szituációkat jeleznek. A legegyszerűbb egy élettani paraméter értékére minimális és maximális határértéket beállítani, a készülék akkor fog riasztani, ha a figyelt élettani paraméter értéke a megengedett sávból kilép. A legtöbb esetben nem egy fiziológiai paraméter aktuális értéke, hanem annak megváltozása igényel gyors beavatkozást. Az emberi szervezetben levő visszacsatolások és

keresztkapcsolatok miatt a **fiziológiai paraméterek között összefüggések** vannak. Például a testhőmérséklet emelkedése általában a szívfrekvencia növekedésével jár. Ezeket az őrző készülékek néhány típusa képes kezelni. Ezekben lehetőség van az élettani riasztások bonyolultabb megfogalmazására. A sok **téves riasztás** a nővérek éberségét csökkenti, ezért ezek számának minimalizálása fontos.

Az Á18.1 ábra az EKG, a mellkasi impedancia és a légzés időfüggvényét mutatja. Látszik, hogy a jelek között szoros kapcsolat van, az ilyen kapcsolatokat az őrző modulok ismertetésénél fogjuk részletezni.



Létezik néhány őrző készülék, amely képes a paciens állapotát egy fiziológiai **modell alapján** kezelni. Ez komplex, illetve ritka betegségek egy részénél jelentős segítséget nyújthat az orvosok számára az aktuális állapot megítélésében és a gyors beavatkozás kiválasztásában.

Az őrző készülékek rendelkeznek ún. **fekete dobozzal**, amelynek funkciója hasonló a járműveken alkalmazottakkal. Nem felejtő és az operátor által nem törölhető memóriába rögzíti a technikai és élettani riasztások idejét, a riasztás kikapcsolásának idejét és módját, egyes készülékek esetén a kikapcsolást végző személy azonosítóját is. Ezek alapján a beavatkozások később is megvizsgálhatók. A fekete doboz beépítésének fő oka azonban az, hogy az **osztály dolgozóinak éberségét fenntartsa** bármilyen fáradtak is, bármennyire nagy is a valószínűsége, hogy ugyanannál a páciensnél sok téves riasztás után egy újabb riasztás is téves.

A legtöbb őrző készülék modulrendszerű, azaz az aktuálisan figyelt pácienstől függően helyeznek be az ágymelletti alapkészülékbe mérőmodulokat. A mérőmodulok csatlakoztatása egyszerű kell legyen, de mechanikailag stabil. Ez természetesen követelmény a mérőmodulokhoz csatlakoztatható érzékelők esetében is. A **bajonettzáras** vagy hasonló felépítésű de **menetes csatlakozók** viszonylag drágák, az őrző modulokhoz használt érzékelők csatlakoztatására azonban gyakran alkalmazzák ezeket.

Sok esetben az intenzív osztályon speciális **ágyak** vannak, amelyekbe az érzékelők csatlakoztatására szolgáló **csatlakozók be vannak építve**, továbbá kábelcsatorna van az őrző modulokhoz menő vezetékek számára.

Az egy pácienstre 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. A Medicor cég megoldása az alapkészülék hátlap buszán pozitív- és ezzel fázisban levő

negatív impulzus jeleket végigvezetni, amelyek jelentős árammal terhelhetők. Az egyes modulok leválasztott tápellátását ezen jelek felhasználásával oldják meg.

Az őrzőkben alkalmazható modulok

Az őrző készülékek szinte minden esetben lehetővé teszik **EKG** modul behelyezését. Az őrzőben alkalmazott EKG modul jellemzően egy csatornás és **egy elvezetést** használ. Ez az egy elvezetés a mellkasra kerül, tehát egyik szabványos frontális síkbeli elvezetéssel sem egyezik meg. (Lehetővé teszi azonban, hogy a két elektród között impedanciát is mérjünk és így a légzést is figyeljük.) Az alkalmazott elektródok egyszer használatos öntapadós gyűrűvel ellátott Ag/AgCl csészeelektródok. Általában 30 ... 35 Hz-es törésponttal rendelkező aluláteresztő szűrő szolgál az elkerülhetetlen izommozgásból eredő zajok kiszűrésére. A bemenetnek az esetleges defibrillálás esetén fellépő nagy feszültséggel szemben védettnnek kell lennie. Az őrző EKG modul figyel a **szívritmust, fibrillációt vagy aszisztóliát** esetén riaszt. Beállítható az **aritmia** figyelés, illetve az adott időn belül bekövetkező **extra ütések** nagy száma esetén bekövetkező riasztás.

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.

Technikai célú riasztásnak kell bekövetkezni, ha megnövekedett az elektród - bőr átmeneti impedancia. Ennek szokásos megoldása, hogy a szimmetrikus bemeneti erősítő bemeneti áramát a paciensen keresztül biztosítják. Így ha **leesik egy elektród**, akkor a hozzá kapcsolódó műveleti erősítő ki fog ülni. Ez pedig egyszerű áramkörrel detektálható.

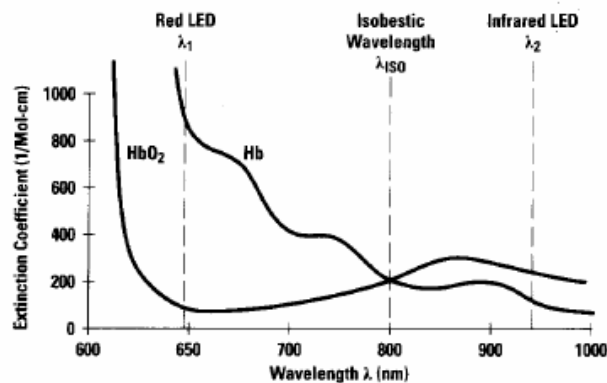
Az őrzőben alkalmazott légzést figyelő modulok jellemzően azt figyelik, milyen gyakorisággal történik ki/belégzés. Ennek több lehetséges megoldása is van. Belégzéskor a mellkas impedanciája megnő, kilégzéskor lecsökken. Ez a mellkasra helyezett két elektróddal mérhető, ha EKG felvétele céljából már van a paciens mellkasán két elektród, akkor ezek impedancia mérésre is felhasználhatók ha a mérést 10 ... 100 kHz-en végezzük.

A **légzés kvalitatív vizsgálatára** még az alábbi megoldásokat alkalmazhatjuk.

- nyúlásmérő bélyeg felhelyezése a mellkasra,
- termisztor rögzítése az orrlyukba,
- testkapacitás változásának mérése (mellkasra helyezett és az ágyban levő elektródok között),
- a matrac alakváltozásának mérése.

Ha a matrac sok kamrából áll, amelyek közül a szomszédosak egymással vékony csővel össze vannak kötve, akkor a légzés miatt bekövetkező matrac alakváltozás az összekötő csöveken keresztül áramló levegő mérésével detektálható. Ez a módszer alkalmas koraszülöttek légzésének folyamatos figyelésére is.

A percenkénti **pulzusszám** az EKG jel kiértékelésével (R hullám detektálás) történhet. Létezik azonban önálló pulzusmérő modul is, amely általában a perifériás pulzusjelet figyel optoérzékelővel. Létezik LED-eket és fotodiódákat tartalmazó, **ujjbegyre csíptethető** érzékelő is. A LED-ek által kibocsátott sugárzás visszaverődését mérik a fotodiódák. A visszaverődés megváltozik, amikor az ujjbegyre megérkezik az artériás pulzushullám. Az érzékelővel az artériás vér **oxigéntelítettségét** is lehet mérni. Erre a paraméterre gyakran van szükség intenzív osztályon. A mérés azon alapszik, hogy az oxigént megkötött hemoglobin (HbO_2) elnyelési görbéje eltér az oxigént meg nem kötött hemoglobintól.



A pulzushullám megérkezésekor kitáguló artéria miatt eltérő lesz az érzékelőre érkező fény intenzitása. Ez az alapja a **pulzus oximetriának**. Két különböző hullámhosszon megmérve a minimális és a maximális fényintenzitást és ismerve ezen frekvenciákon Hb és HbO₂ csillapítását az oxigén telítettség kiszámítható.

A **testhőmérséklet mérésére** **platina ellenállás** vagy **termisztor** alkalmazható. A hőmérséklet érzékelőt a testfelszínre, fülbe vagy a végbélbe helyezik.

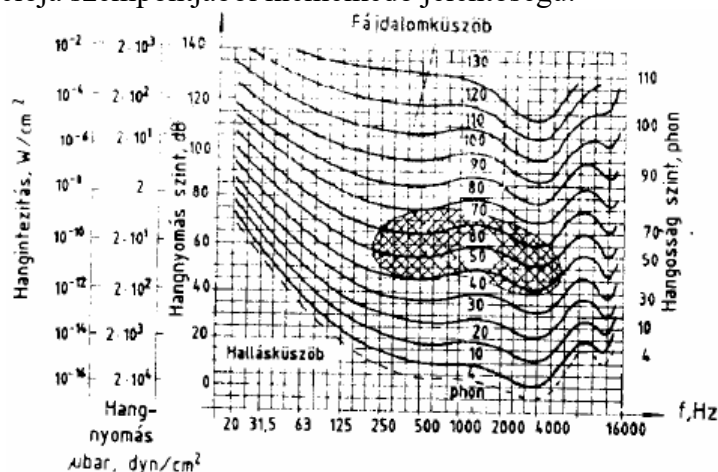
Az őrző készülékek gyakran alkalmaznak **véres vérnyomásmérést**. Ennek oka, hogy így nem kell rendszeresen egy mandzsettával elzárni a felkari artériát, ami az esetleg amúgy is rossz vérellátást tovább nehezítené. A véres vérnyomásmérő érzékelőjének behelyezését egyszerűsíti, hogy sok esetben az intenzív osztályon fekvő paciens érrendszere más okból már meg van nyitva.

Mivel a **perctérfogat** folyamatos monitorozása nagyon értékes információval szolgálhat, ezért egyre gyakoribb az **IKG** alapú őrző készülék.

Néhány esetben **EEG** modult is alkalmaznak.

23. Hallásvizsgálat. Kooperativitást igénylő és nem igénylő vizsgálatok.

A hallás jellemzői: ingerküszöb, fájdalomküszöb, akusztikai **feloldóképesség**, irányhallás. Ezek mindegyike frekvenciafüggő. Az ingerküszöböt és a fájdalomküszöböt a frekvencia függvényében az ábra mutatja. Az ábrában be van jelölve az ún. beszéd tartomány is, ami az egyén kommunikációja szempontjából kiemelkedő jelentőségű.



Különböző félé halláskárosodás léphet fel, a hallásvizsgálatok a teljes láncot vizsgálják: fülkagyló - külső hallójárat - dobüreg - akusztikus/villamos átalakító - VIII. agyideg - halló központ. Ennek megfelelően a bemeneti vizsgáló jel a hallható hangok frekvencia

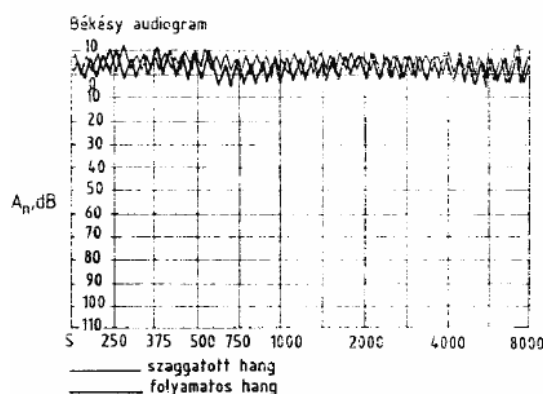
tartományába esik. A hallásvizsgálat során el kell dönteni, hogy normális-e a hallás, ha nem, akkor milyen mértékű a halláskárosodás.

Kooperativitást igénylő vizsgálatok

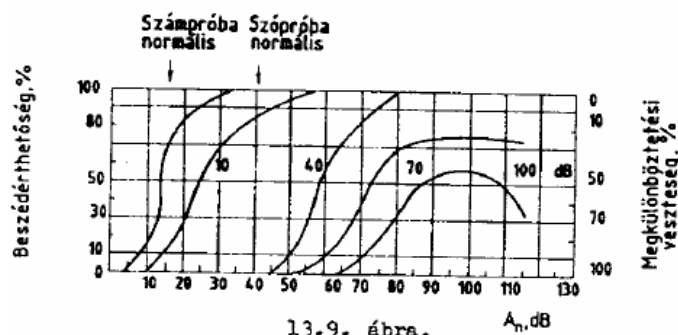
A hallásvizsgáló készülékeket **audiométereknek** hívják. Az oszcillátor jele bármelyik fülre helyezett **fülhallgatóhoz** eljuttatható, a hang erőssége szabályozható. A zajgenerátor szerepe, hogy az egyik fül vizsgálata alatt a másik fülre ún. **fedőzaj** kerüljön. Ez az áthallást akadályozza meg. A mikrofon lehetőséget ad a beszéd értés vizsgálatára.

A kooperativitást igénylő audiométerek csak gerjesztő jelet adnak, a paciens visszajelzéséből tudható, hogy egy adott hangot érzékelt vagy nem.

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 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.



A **beszéd audiométer** szavak és külön csak a számok neveinek értését vizsgálja. Az ábrán szám- és szópróba néhány lehetséges eredményét mutatjuk be. Normális hallás esetén a jelszint növelésével az értés javul, majd egy adott hangosságnál eléri a 100 %-os értést (két baloldali görbe). Csökkent hallású paciensenél a szükséges hangosság megnő (középső görbe). Létezik olyan halláskárosodás, amikor a **hangerő növelésével egy értéken túl nem javul az értés** (két jobboldali görbe).



13.9. ábra.

Kooperativitást nem igénylő vizsgálatok

Előfordul, hogy a vizsgált paciens nem tud (eszméletét vesztett, 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. Ugyancsak nem igényel kooperativitást a **fül akusztikus impedanciájának** mérése. 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.

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.

24. Laboratóriumi vizsgálatok. A vér főbb alkotóelemei. Alakos mérések manuálisan és automatikusan.

Labor diagnosztikai készülékek

A paciensek állapotáról, a belső szervek működéséről a testnedvek, elsősorban a vér összetételének vizsgálatával nagyon sok értékes információt lehet szerezni. Ebben a fejezetben kizárólag a vér vizsgálatára fogunk szorítkozni. A vérmintákon végzett vizsgálatok főbb típusai a

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

A vér alakos elemeinek vizsgálata



A vér kb. 44 %-ban alakos elemeket, 56 %-ban plazmát tartalmaz. Az alakos elemek főbb típusai a következők. A vörösvértestek, melyekből 4.5..5 millió található 1 μ l-ben, átmérőjük jellemzően 7...8 μ m. A fehérvérsejtekből kb. 5...9 ezer található 1 μ l-ben, számuk akár 2-3 szorosra is megnőhet. Sokféle fehérvérsejtünk van, ezek átmérője 6...20 μ m közötti. A vérlemezkék (trombociták) száma 130...350 ezer mikroliterenként, térfogatuk 4...40 μ m³ között lehet.

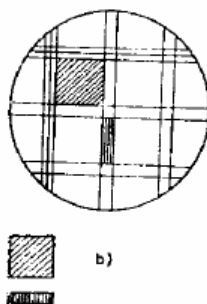
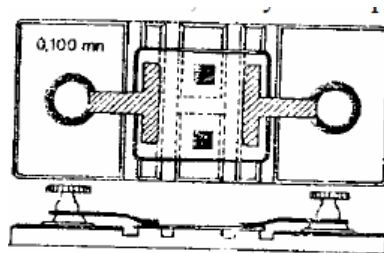
Az alakos elemek vizsgálata az egyes alakos elemek számának és jellemző (átlagos) méretének meghatározását jelenti. Nyilvánvaló, hogy egy felnőtt 4-5 liter vérének csak egy egészen kis mintáját lehet analizálni, ebből következtetünk a teljes vérmennyiség jellemzőire.



A leggyakrabban mért paraméterek: RBC (vörösvértestek száma mikroliterenként), WBC (fehérvérsejtek száma mikroliterenként), HTC (hematokrit, az alakos elemek össztérfogata hány százaléka a teljes térfogatnak), HB (hemoglobin tartalom, mmol/l), MCH (egy vörösvértest átlagos hemoglobin tartalma), MCV (egy vörösvértest átlagos térfogata), MCHC (egy vörösvértest átlagos hemoglobin koncentrációja), PBC (a trombociták száma mikroliterenként). Ezeken kívül szokás még a vörösvértestek és a fehérvérsejtek nagyság szerinti eloszlását is megadni.

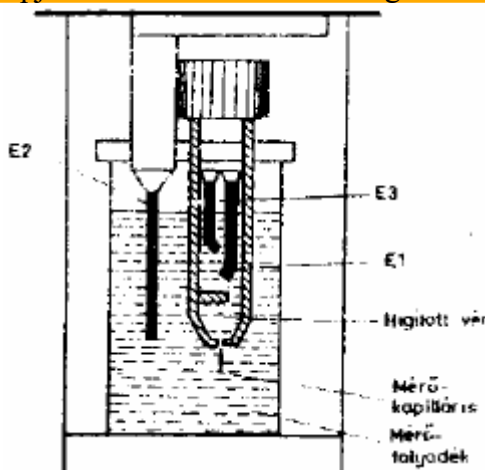
Nagyon sokáig **manuálisan** végezték, és nem kevés helyen még ma is így végzik ezeket a vizsgálatokat. A vizsgálat alapja az ún. **Bürker kamra**, amelynek felépítését az ábra mutatja.

Bürker-kamra:



Az ábrán látható középső lécs 0.1 mm-rel alacsonyabb, mint a másik kettő. A b ábrán látható nagy négyzet oldala 0.2 mm, a kis négyzet oldala 0.05 mm. Ily módon a nagy négyzet alatti térfogat 0.004 mm^3 , a kis négyzet alatti térfogat $0.25 \times 10^{-3} \text{ mm}^3$. Bár ezek a térfogatok igen kicsinek 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 négyzet 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 számára is nagyon fárasztó.

Az alakos elemek **automatikus 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 véralvadást gátlót (**heparin**) is kell adni. Automatikus elemzés esetén is szükség van **hígításra**. A felhígított mintát egy mérő kapillárison keresztül juttatva számolják meg a részecskéket. Az ábrán látható elrendezésben az E1 és E2 elektródok 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 **alapján 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, ez alatt a részecskéket újra megszámlálják.

A vörösvértestek számlálásakor a fehérvérsejtek jelenléte elhanyagolható hibát okoz, viszont a **fehérvérsejtek mérése előtt a vörösvértesteket hemolizálni** kell, ekkor a sejthártya szétrombolásakor kiszabadul a hemoglobin. Az így előkészített minta előtt a **háttér értéket** is meg kell határozni, azaz a tiszta hígító oldatot le kell mérni. Az így kapott számot le kell vonni a fehérvérsejtek mérésekor kapott számból.

Az alakos elemek számának meghatározásakor a **főbb hibaforrások** az alábbiak. A **hígítási** hiba értéke 1% alatti. A **nem egyenletes eloszlás** miatt a megmért vérmintában levő részecske sűrűség eltér a teljes mintában levő sűrűségtől. Ez a hiba a fehérvérsejt számlálásnál nagyobb, elérheti a 2%-ot. Ha egyszerre két részecske kerül a mérő kapillárisba, akkor hibásan csak egy nagy részecskének fogjuk minősíteni. Ezt a hibát **koincidencia veszteségnek** hívják, értéke a vörösvértest számlálásnál elérheti az 5%-ot. Lehetőség van a kompenzálására, illetve arra, hogy a túl nagy mért részecske esetén két kis részecskét vegyünk figyelembe. **Ülepedési hiba** adódik abból, hogy a hígítás és keverés után nem feltétlenül közvetlenül történik a mérés. **Összességében 5%** körüli hibával történik az alakos elemek számának meghatározása, ami lényegesen jobb és gyorsabb (15...25 s alatt befejeződik a mérés) mint a manuális kiértékelésnél.

Léteznek olyan automatikus vérminta analizátorok, amelyekben a részecskék mérő kapillárison történő áthaladásakor **optikai úton** történik a számlálás. **Infravörös fényt vagy lézert** használnak megvilágításra. Ezzel a módszerrel a koincidencia veszteség lényegesen kisebb, csak összetapadt részecskék esetén lép fel.

25.A vér kémiai összetételének mérése: vérgázanalizátorok.

A vér kémiai összetételének mérése

A vér kémiai összetételének mérésére szolgáló készülékek közül a **vérgáz analizátor** és oxigén **telítettség mérő** a két legfontosabb. A vérgáz analizátorban alkalmazott elektródokról és méréstechnikáról a 3.5 pontban már szóltunk. Itt a készülék többi fontos részét és a helyes használatához szükséges tudnivalókat foglaljuk össze.

A vérgáz analízis eredményére általában a minta levételétől számított **néhány percen belül** szükség van. Mivel a tökéletesen anaerob körülmények nem biztosíthatók, ennél hosszabb idő eltelte után a mérendő paraméterek értéke is megváltozik. Az **elektródok beállása** azonban nem elhanyagolható, O₂ elektród esetén ez a 2...3 percet is elérheti. Az elektródok instabilitását kiküszöbölő méréstechnika miatt előfordulhat, hogy több (legrosszabb esetben három) **kalibráló mérést** is el kell végezni a minta megmérése előtt.

A korszerű analizátorok a vérnek az elektród mintaterébe való bejutásakor elkezdődő, alapvetően **exponenciálisan** változó kimeneti feszültség függvény kezdeti szakaszából **megjósolják annak végértékét**. Általában ez nem kellő pontosságú, viszont azt egyértelműen jelzi, ha az elektród kimeneti feszültsége nem tart egy végértékhez, azaz a beállítás divergens. Ekkor biztosan rossz lenne a mérés (például azért, mert **buborék** került az elektród mintaterébe vagy az elektród **membránja elszakadt**), ennek megállapításával nem kell várni. A vérgáz analizátoroknak ezen kívül is ellenőrizni kell, hogy teljesülnek-e a helyes mérés feltételei. Ha ettől eltérést tapasztal a készülék, akkor figyelmeztetést vagy **hibajelzést** kell adnia.

Ilyen jelzés, ha a kalibráláshoz szükséges pontosan ismert koncentrációjú oldatok közül valamelyik kifogy, a szemetgyűjtő edény megtelik, vagy az elektród meredeksége lecsökken.

Vérgáz analizátorok esetén nincs lehetőség arra, hogy egy vérminta levétele és vizsgálata között néhány percnél hosszabb idő elteljen, így nem lehet mintatárolóval ellátni a készülékeket.

Az oxigén telítettség mérése laboratóriumi körülmények között jóval egyszerűbb, mint az invivo eljárások. Itt a vérmintán kívül a fény intenzitás csökkenést okozó részek (pl. a mintát tartalmazó üvegcső) csillapítása pontosan megmérhető és figyelembe vehető.

26. A vér oxigéntelítettségének non-invazív mérése, transzmissziós és reflexiós módszer. A pulzus oximéter.
lsd. 23-as tétel.

27. Defibrillátor és kardioverter. Szívritmus szabályzók.

A szív életfontosságú szerv, működésének kiesése percekben belül halált eredményez. A szív ingerületvezetési rendellenességei esetén különböző készülékek alkalmazása segítséget nyújthat.

Szívritmus szabályzó

Az első szívritmus szabályzót (pacemaker) 1958-ban építette be egy Senning nevű svéd orvos egy Larsson nevű (mérnök foglalkozású) paciensebe. Az első szívritmus szabályzó **állandó frekvenciával** állították elő a gerjesztő jeleket, ezért ezeket aszinkron típusnak nevezik. Ha a szinusz csomó által előállított gerjesztő impulzusok csak időlegesen blokkolódnak, akkor szinkron típusú szabályzóra van szükség. Ez csak akkor ad ki maga egy gerjesztő impulzust, ha adott időn belül nem érzékel a szinusz csomó által kiadottat. További érzékelők beültetésével lehetővé vált az ún. **igény szerinti szívritmus szabályzó** kifejlesztése, amely figyelembe veszi a szervezet állapotát és terhelését is. 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.



Ezeket a paramétereket lehetséges beültetett érzékelőkkel folyamatosan mérni.

A szívritmus szabályzókat általában a bőr alá ültetik be, hozzájuk a szívüregben levő elektródok hajlékony vezetékekkel kapcsolódnak. Minden szív összehúzódás **meghajlítja a vezetékeket**, ami miatt különlegesen rugalmas anyag használatára van szükség. A legtöbb esetben rugó szerű-en kialakított a vezeték. Az elektródok biztonságos kapcsolódása szintén fontos. A szívritmus szabályzó esetében fontos a hosszú élettartamú és nagy megbízhatóságú **tápellátás**. Részben ezen relatíve nagy kapacitás részben az igényelt nagy megbízhatóság miatt speciális elemeket használnak, általában **lítium-jód** típusúakat.

A szívritmus szabályzó ma már **programozhatóak**. A beültetést követően történik meg a klinikán a vezérlő program megfelelő paramétereinek beállítása. A páciens igénye szerint ezek a paraméterek a későbbiek során is megváltoztathatók.

Defibrillátorok

Nagyon veszélyes, ha megszűnik a szív üregeinek rendezett összehúzódása és elernyedése. Életveszélyt jelent, ha ez a zavar a kamrákra is kiterjed. A kamrai fibrilláció megszüntetése defibrillátorral lehetséges. Ez egyetlen, igen nagy energiájú és rövid impulzust bocsát ki

annak érdekében, hogy a szív sejtjei azonos elektromos állapotot vegyenek fel. Ha ezt az állapotot sikerül elérni, akkor a szív rendezett mozgása újra elindulhat. Előfordul, hogy a rendezett mozgás újraindulásához külső ingerre van szükség.

Defibrillálást először az 1940-es évek végén alkalmaztak. 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. A DC defibrillátorok esetén elvárás, hogy kb. 10 másodpercen belül újra használhatók legyenek. A megfelelő gerjesztéshez 50...100 J szükséges, ha az elektródokat közvetlenül a szív felszínére helyezik, maximálisan 400 J, ha testfelszíni elektródokat alkalmaznak. A defibrillátoroknál használt elektródokkal szemben elvárás, hogy nagy áramot (több tíz amper, a paciens ellenállásától függően elérheti a 90 ampert 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. 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. A kardioverterekben alkalmazott QRS detektor csak minimális, néhány ms-os késleltetéssel rendelkezhet. Az ingerület vezetési problémákkal küzdő betegek esetén lehetőség van a defibrillátor beültetésére is.

Az aortába helyezett ballon pumpa

A szív munkájának könnyítésére alkalmazható az aortába helyezett ballon pumpa, elsősorban a szívinfarktust közvetlenül követően. A technikát 1958-ban Bostonban dolgozták ki. 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. A szív terhelésének kiszámítására elterjedten alkalmazott összefüggés: $W = (V \cdot P) + (1/2 m v^2)$, ahol W a szív munkája, V az egy kamrai összehúzódáskor kilökött vér térfogata (verőtérfogot), 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.

28. Markerbázisú mozgásanalízis. Markerek, érzékelők, elemi képfeldolgozás
szükséges lépései: szegmensosztályozás, középpontbecslés. Kamera
kalibrálás, torz markerképek feldolgozása.

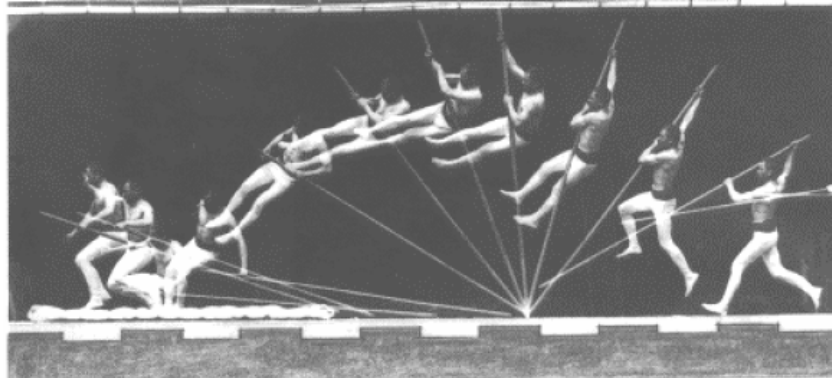
Mozgásanalízis

Az emberekre általában jellemző az, ahogyan mozognak. Sokszor egy-egy ismerősünket a járá-sáról már messziről felismerünk, mielőtt még az arcát látnánk. Sokféle betegség befolyásolja az emberi mozgást, ezért a mozgásanalízis mind a diagnózisban mind a terápiában felhasználható például idegrendszeri betegségek kezelése során. A mozgásanalízis további fontos alkalmazásait találjuk a sportban, rehabilitáció során és ergonómiai vizsgálatokban.

A mozgás vizuális megfigyelése nehéz. Míg az emberi (statikus) képfeldolgozó képesség csodálatraméltó, egészen egyszerű mozgások pontos részleteinek megfigyelése és kvantitatív analízise gyakorlatilag lehetetlen.

Mozgások vizsgálatával, állóképen való érzékeltetésével Arisztotelész óta sokan foglalkoztak. Ma is felhasználható eredményeket E.-J. Marey (1830 - 1904) francia orvos - mérnök ért el, akit a biomechanika megteremtőjének tartanak. A mozgások mozgófilmre való rögzítését évekkal a Lumiere testvérek előtt megtette. Találmánya tudományos célokat szolgált, nem tartotta érdekesnek hogy egy már lezajlott mozgást újra le lehessen játszani. Ennek eredménye, hogy csak a biomechanikával foglalkozók emlékeznek meg róla. A világ a mozi 100 éves évfordulóját ünnepelte meg, nem a mozgófilmét.

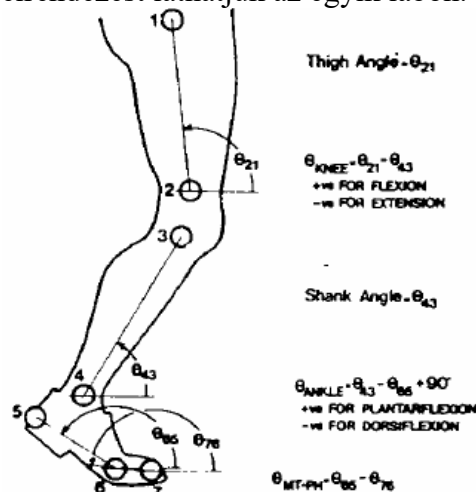
Az ábra szemlélteti, hogyan lehet egyetlen állóképen mozgást szemléltetni. Ez a megoldás egyszerű és olcsó, az elérhető pontosság azonban nagyon szerény, inkább csak a mozgás jellege vizsgálható.



A pontosabb analízis **háromdimenziós** felvételek alapján lehetséges, amihez **több kamerával** kell figyelni a mozgást. Ebben a fejezetben csak a **markerbázisú** mozgásanalízist ismertetjük. Megjegyezzük, hogy a mozgásokat lehet **markerek nélkül** is precízen vizsgálni, mind videó bázisú analizátorokkal mind mechanikus (goniométer) vagy mágneses **helyzetérzékelőkkel**. A mozgások kinematikai vizsgálatához erő- és/vagy gyorsulásmérés is szükséges. A klinikai gyakorlatban a járásanalízis során használt **erőmérő platform** és a testre vagy a végtagokra **rögzíthető gyorsulásmérő** a legelterjedtebb.

Markerbázisú analízis

Jelöljük meg az anatómiailag lényeges pontokat markerekkel. Ezután elegendő a markerek helyzetét meghatározni ahhoz, hogy a mozgást le tudjuk írni. Az ábrán a **járásanalízis** során az általánosan használt marker elrendezést láthatjuk az egyik lábon.

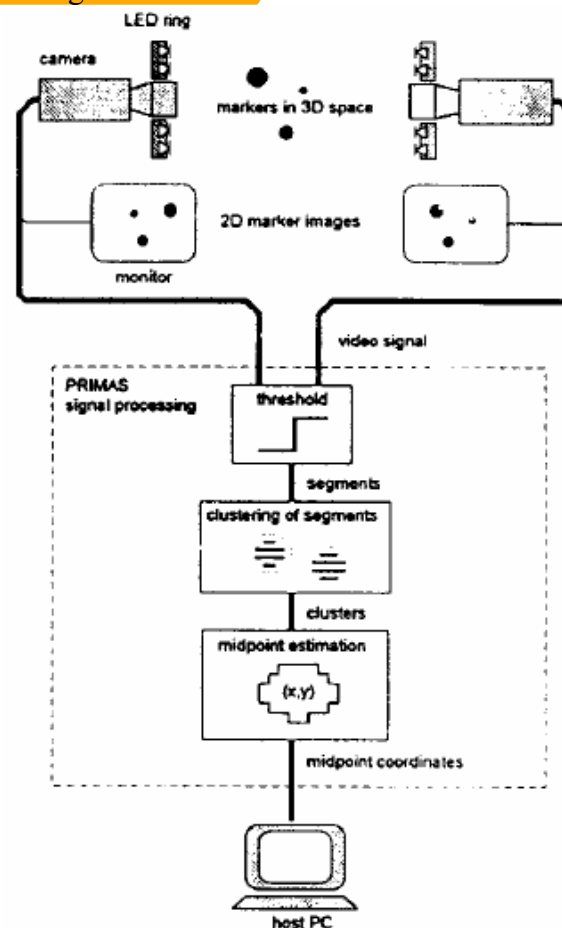


Az ábra a járásanalízisben szokásosan használt hajlásszögek definícióit is mutatja. Az anatómiailag fontos pontokhoz nem könnyű rögzíteni a markereket. A két oldalán **tapadó szalaggal** történő rögzítés során a **bőr elmozdulása** miatt a marker centiméterekkel is eltérhet a megjelölt ponttól. Ezért általában a kisebb elmozdulást biztosító **gumiszalagos rögzítést** alkalmazzák.

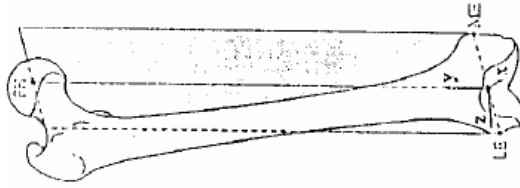
A marker lehet **aktív**, ekkor saját fénnel rendelkezik. Ennek előnye, hogy minden marker könnyen azonosítható, **egyszerre csak egy** markert villantanak fel. Az sem jelent problémát, ha egy kamera elől éppen takarja valami. Az aktív marker hátránya, hogy saját energiaforrást igényel vagy vezetékes összeköttetésnek kell lenni a marker és az analízátor között. Ha egy mozgó emberen több markert is el kell helyezni, akkor ezekről **nem azonos időben** készül felvétel, ezt a kiértékelésnél figyelembe kell venni.

A **passzív** marker saját fénnel nem rendelkezik, a rá eső fényt veri vissza. Általában **retroreflektív** bevonattal van ellátva, így a fényt abba az irányba veri vissza, ahonnan az érkezett. A passzív markerek előnye, hogy könnyűek, 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**.

Egy marker térbeli helyzetét **legalább két kamera** képe alapján határozhatjuk meg. Az ábra a passzív markerbázisú analízátorok általános blokkvázlatát mutatja. Ezen az is látható, hogy egy marker képe az azt különböző irányokból figyelő kamerák által készített képkockákon más-más pozícióba képződik le. Ha a kamerák egymáshoz képesti helyzete ismert, akkor a **marker térbeli koordinátái meghatározhatók**.



Az anatómiai **koordinátarendszer** a mozgást végző személy valamelyik **csontjához rögzített**. Az ábrán a combcsonthoz rögzített koordinátarendszer látható. A markerek felhelyezését úgy kell megoldani, hogy néhány marker helyzetének ismeretében az anatómiai koordinátarendszer meghatározott legyen.



29. Ultrahang orvosi alkalmazása. Visszaverődés, törés, akusztikus impedancia. Megjelenítési módok: A, B, TM.

Az ultrahang tulajdonságai

Az ultrahang **mechanikus rezgés**, amelynek frekvenciája az emberi fül által érzékelhetőnél (20 kHz) nagyobb. Mivel az elérhető felbontás függ az alkalmazott ultrahang frekvenciájától, ezért az orvosi gyakorlatban a **2...12 MHz** közötti frekvenciát használják. Kis intenzitású ultrahang keresztülhatol az élő szöveten anélkül, hogy abban lényeges változást hozna létre. Növelve a sugár intenzitását az a **szövetek felmelegedését és üregesedését** okozza. Ezek megváltoztatják a szövetek tulajdonságait. Az üregesedéskor a nagy lokális nyomás **gázbuborékok képződését** eredményezi. Az ultrahang vákuumban nem terjed. Mivel mechanikai természetű, **nem okoz ionizációt**, mint a röntgen- és a gamma sugárzás. Az ultrahang rezgésbe hozza annak az anyagnak a részecskéit, amelyen áthalad. Az anyagban két azonos fázisban rezgő pont távolsága az ultrahang hullámhossza. A hullámhossz (λ), a terjedési sebesség (c) és a frekvencia (f) összefügg, $c = f \lambda$. Az ultrahang **sebessége függ attól, milyen anyagban terjed**. Általában minél keményebb az anyag, annál nagyobb lesz a terjedési sebesség. A terjedési sebesség függ az anyag **hőmérsékletétől** is.

Homogén anyagban való haladás során az ultrahang intenzitásának leosztódása három okból következik be: **divergencia**, **elnyelés** és **szóródás**. Az intenzitás csökkenés mértéke az anyagra jellemző. A **karakterisztikus (akusztikus) impedancia** egy anyagnak a nyomáshullámok terjedésével szembeni ellenállását adja meg: $Z = \rho c = p/v$, ahol ρ az anyag sűrűsége, c az ultrahang terjedési sebessége az adott anyagban, p a lokális nyomás és v az anyagi részecske lokális sebessége. Az ultrahang hullámtermészetéből adódóan **két közeg határán törés és visszaverődés** következik be. A visszaverődött sugarat echo-nak hívjuk. A visszaverődés mértéke, a visszaverődött sugár és a két anyag határára érkeztet sugár energiájának hányadosa a **reflexió együttható**, R . A reflexió függ a két anyag karakterisztikus (akusztikus) impedanciájától.

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

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

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

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

Doppler frekvencia eltolódás

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

Az ultrahang előállítása

Az ultrahangok előállítására **piezoelektromos** tulajdonságot mutató kristályokat használnak, amelyeket különböző alakúra vágnak.

Az echo megjelenítési lehetőségei

A visszavert hullám **időfüggvényét** vagy annak demodulált formáját mutatja az **A** kijelzési mód.

A visszavert jel **amplitúdóját** egy vonal mentén intenzitássá alakítja a **B** kijelzési mód.

Az M v. **TM** kijelzési mód **mozgások állóképen való ábrázolására** szolgál.