**Záróvizsga kérdések Orvosbiológiai méréstechnika tantárgyból, 2013.**

**1. Elektródok. Biopotenciálok eredete, jelenségek membrán meglétekor.**

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.

**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 víz molekulákra nézve is jelen van a koncentrációs gradiens, hiszen kevesebb víz molekula van az egyik kamrában mint a másikban. Ennek eredményeként a víz molekulák diffundálni fognak a nagyobb koncentrációjú helyről a kisebb koncentrációjú hely felé. **A víz molekulák koncentráció különbség miatti mozgását ozmózisnak nevezzük.**

**Ionok vándorlása**

Membránnal elválasztott két kamrába helyezzünk 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 Kionok 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 erőtér alakul ki. A diffúzió előrehaladtával az elektromos tér egyre erősebb lesz, ez pedig a koncentrációkülönbségből adódó ion mozgással ellentétes mozgást eredményez. A dinamikus egyensúly akkor áll be, amikor a koncentrációkülönbségből adódó áramlás megegyezik az elektromos erőtér miatti ellentétes irányú áramlással. Hangsúlyozni kell, hogy az egyensúly beálltához kevés ion átáramlása elegendő, mivel a membrán kapacitása kicsi.

**Akciós potenciál**

Elektromos, kémiai vagy mechanikai ingerlés hatására a sejt nyugalmi állapota megváltozik. Ha az inger a küszöbszintet meghaladja, akkor ún. akciós potenciál mérhető a sejtmembránon, amelynek alakja független az ingerléstől [4]. Ezt az élettani gyakorlatban úgy hívják: „mindent vagy semmit”. Az akciós potenciál lefutása során rövid idő (néhány ms) alatt nagyságrendekkel megváltozik a membrán Na+ és K+ ionokra vonatkozó permeabilitása (vezetőképessége), ld. 1.3. ábra. Ennek eredményeként a sejten belül átmenetileg megnő a Na+ koncentráció. A Na-ra és K-ra vonatkozó vezetőképesség nyugalmi állapotban mérhető értékre való visszaállása után a K-Na pumpa a bejutott Na+ ionokat a sejten kívüli térbe visszaviszi. A K-Na pumpa egy ciklusban 3 Na+ iont visz a sejten kívülre, és 2 K+ iont hoz be. A pumpa koncentrációgradienssel szembeni transzportot visz véghez. Ehhez energiát használ fel, amit ATP-lebontással biztosít. A pumpa működése a sejt belsejének potenciálját negatív irányba változtatja a sejten kívüli térhez képest. Az akciós potenciál lefutása alatt a sejt további ingerekre nem reagál, ezt az időt refrakter szakasznak hívjuk.

# **Elektródok**

Az élő szervezetben ionok vándorlása folyik. Az élő szervezet elektromos jeleit feldolgozó készülékekben az áram elektronos vezetést jelent. **Az elektródok feladata az ion áram elektron árammá való átalakítása.** Ha fémet elektrolitba merítünk, akkor a határfelületen potenciálkülönbség alakul ki, amit fél-cella potenciálnak hívnak.

**2. Elektródok feladata. Kettős réteg kialakulása, polarizációs túlfeszültség.**

Az élő szervezetben ionok vándorlása folyik. Az élő szervezet elektromos jeleit feldolgozó készülékekben az áram elektronos vezetést jelent. **Az elektródok feladata az ion áram elektron árammá való átalakítása.** Ha fémet elektrolitba merítünk, akkor a határfelületen potenciálkülönbség alakul ki, amit fél-cella potenciálnak hívnak.

Ha két elektródot használunk biopotenciálok mérésére, akkor a rajtuk átfolyó áram **polarizációs túlfeszültséget** hoz létre. Up = U(i) - U(0)

ahol Up a polarizációs túlfeszültség, U(i) a félcella-potenciálok különbsége, ha i áram folyik, U(0) a félcella- potenciálok különbsége, ha nem folyik áram. A gyakorlatban használt elektródok az alábbi két ideális esethez közeli tulajdonságot mutatnak.

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

*Up = Ukülső.* Az ilyen elektródot polarizálható vagy irreverzibilis elektródnak hívjuk, legjobban a platinaelektród közelíti meg. Ilyen elektródpárra külső egyenfeszültséget adva, nem folyik közöttük áram, a külső feszültség az elektród-elektrolit határon esik, megváltoztatva a kiváláshoz és oldódáshoz szükséges energiaszinteket. Váltakozó feszültséget alkalmazva folyik áram az elektródok között, ami ezen elektródok kapacitív jellegét mutatja.

A gyakorlatban használható elektródok esetében a polarizációs túlfeszültség három részből tevődik össze:

Up = Ur + Uk + Ua. 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.

*Koncentrációs túlfeszültség*

Az elektrolitban kialakuló koncentrációeloszlást a fémelektród bemerítése megváltoztatja. Ha áram folyik az elektródokon, ez a koncentrációeloszlás 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 energiaszinteket módosítja a külső feszültség (ld. 1.11. ábra). Az aktivációs energia szintek megváltozása a polarizációs túlfeszültség döntő oka.

**3. Elektródok helyettesítő képe. Konkrét elektród típusok.**

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 elektrolitkondenzátorokéhoz. Az 1.6. ábra arra a gyakori esetre vonatkozik, amikor a bioelektromos jelet egy elektródpárt alkalmazva mérjük. Az ábrán a javasolt helyettesítő képet és az elektródok közt mérhető impedancia frekvenciafüggését láthatjuk. Az elektród-elektrolit átmenet modellezésére Warburg DC feszültségforrást (Ea, ill. Eb) és soros RC tagot javasolt (Ra, Ca, ill. Rb, Cb). Az elektród-elektrolit átmeneten DC átvitelt jelentő szivárgási áram is fellép. Ezt modellezi Rfa és Rfb. A felületegységre eső ellenállás és kapacitás értéke függ a frekvenciától és az áramsűrűségtől is



Az egyszer használatos elektródok ára ma annyira alacsony (20–30 Ft/darab), hogy alkalmazásuk gazdaságos (1.12. ábra). Az elektród nem öregszik, nem kell sterilizálni sem. EKG-felvételhez ma is széles körben használnak még szívó ballonnal ellátott mellkasi elektródot és színkóddal ellátott végtagelektródot (csipesz ). A végtagelektródnak van speciálisan gyerekvégtagra készített változata is.

Defibrilláláshoz nagy felületű elektródokra van szükség a nagy áramok miatt. Az automata vagy félautomata defibrillátor (Automated External Defibrillator, AED) használatához az elektródokat fel kell helyezni, a defibrilláló impulzus alkalmazásakor a kezelő már nem áll a páciens mellett.

*Ezüst-ezüstklorid elektród*

Az ezüst-ezüstklorid elektród a legelterjedtebben használt típus. Az ionos-elektronos áram közötti interfész az elektródon belül van (ld. 1.16. ábra), így a félcella-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 kloridbevonat-vastagságnál minimuma van. Ha két elektródon egyenáram folyik keresztül (ld. 1.6. ábra), akkor a pozitív elektródon klór válik ki, a negatív elektródról viszont klór oldódik be. Ennek eredményeként az elektród elektromos jellemzői megváltoznak, a klórréteg vékonyodásával polarizálhatóvá kezd válni. A kis zajhoz nagy tisztaságú ezüstöt (99,99–99,999%) kell alkalmazni.

*Platinaelektród*

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

*Rozsdamentes acélelektród*

Egyszerű és olcsó, könnyen sterilizálható, így többször felhasználható. A testfelületre való tapadást szívóhatással megoldó változatot mutat az 1.13. ábra. A széles körben elterjedt EKG-végtagelektródok (1.14. ábra) is rozsdamentes acélból vannak.

*Aktív elektród*

A testfelülethez kapacitív úton kapcsolódnak, egy lehetséges felépítést mutat az 1.18. ábra. Az elektródkészülék 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 (–3 dB) elérhető.

*Tűelektródok*

Ha a szervezeten belüli pontok elektromos aktivitását kell vizsgálni, akkor a felületi elektródok nem mindig adnak megfelelő hozzáférést. Különösen az elektromiográfiás felvételeknél fordul elő, hogy izomba kell elektródot behelyezni. Az agy egyes területeihez való közvetlen hozzáférést biztosító agyi elektródok jellemzően egy hordozón sok csatornát tartalmaznak. Az 1.19. ábra mátrixelrendezésű elektród hegyét mutatja [3].

**4. Mikroelektródok kialakítása és jellemzői. Ionszelektív elektródok.**

Sok esetben – in vitro 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.



Egy mikroelektródnak a szára szigetelőanyaggal van bevonva (1.20. ábra). Ezen szigetelés két oldalán jó vezetők helyezkednek el.

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



A vékony üvegmembrán csak hidrogén ionokat (valójában H3Ohidronium ionokat) enged át. A pH üvegelektród és a referencia elektród közti kimeneti feszültség széles pH tartományban jól közelíti a Nernst egyenletből számítható értéket, ami 30 °C-on kb. 60 mV-os feszültségváltozást jelent ha a mért pH érték 1-gyel megváltozik. Az Á 3.7 ábra mutatja a tényleges és a pH üvegelektróddal mért pH értékek közti eltérést.

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

**5. Mérőátalakítók: rezisztív, kapacitív és induktív átalakítók. Elmozdulás, erő és nyomásérzékelők.**

Az orvostechnikában 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 Á 4.1 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 ... 50 μm) huzal, amelynek ellenállása a jól ismert formulával számítható ki: R = ρL/A. Ha a huzalt szálirányban húzzuk, akkor annak megváltozik az ellenállása.

**Kapacitív átalakítók**

.Egy síkkondenzátor kapacitása:



ahol ε0 a vákuum, εr 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**

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



 **Nyomásérzékelők**

A nyomásmérést szinte mindig egy membrán deformációjának érzékelésére vezetjük vissza [6]. A membrán deformációját nyúlásmérő bélyegekkel alakíthatjuk át villamos jellé. Az integrált áramkörök gyártási eljárásaival precíz kisméretű membrán készíthető a ráintegrált félvezető nyúlásmérő ellenállásokkal együtt. Gyártástechnológiai okokból a húzott és nyomott ellenállásoknak egy oldalon kell lenni. Ez magyarázza a 2.6.b. ábra szerinti elhelyezésüket. Amíg a deformáció kicsi, az ellenállások megváltozása közel arányos a membrán két oldala közötti nyomáskülönbséggel. Nagyobb deformációnál a pontosság érdekében, linearizálás is szükséges, amit elvégez a feldolgozó áramkör (gyakran a lapkára integrálják).



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

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 x1 ... x 100, a kis amplitúdójú (5 ... 50 μV) EEG jelek méréskor akár x 106 erősítés is szükséges.

Az erősítők kis driftűek és kis zajúak kell, hogy legyenek, bemeneti impedanciájuk pedig a forrás impedanciájánál (ami tipikusan 103 ... 10Ω között van) nagyságrendekkel nagyobb kell legyen. 7

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

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

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

Biopotenciál a test két pontján elhelyezett elektródok között mérhető, az élettani jelenségek következtében kialakuló feszültség. Jellemző amplitúdó- és frekvenciatartományuk a 3.1. ábrán látható. A biopotenciálok mérését megnehezíti, hogy a környezetből származó zavarok amplitúdója nagy. A zavarok tipikus amplitúdóját is ábrázoltuk a 3.1. ábrán, a frekvencia függvényében.



A leggyakoribb zavarforrás a váltakozóáramú táphálózat. A szokásos mérési feltételek mellett, a vizsgált személy környezetében nagyobb földelt vezető felületek (fémbútor, műszerek háza, fűtőtest és vezető padló) és kisebb felületű, hálózati feszültségen lévő vezetékek (vezeték a falban, konnektor, elosztó, hosszabbító, műszertápkábel) vannak. A személy ezekkel nincs galvanikus kapcsolatban, de az említett tárgyak felé kisebb- nagyobb kapacitása van (3.2.a. ábra). Jellemzően a kapacitások impedanciája a hálózati frekvencián jóval nagyobb, mint a test különböző pontjai közötti impedanciák, ezért a test a zavarok hatásának vizsgálatakor jó közelítéssel ekvipotenciálisnak tekinthető.

A mérések szempontjából fontos szerepe van a test különböző pontjai közötti impedanciáknak, hiszen ezek alkotják a mérendő feszültségforrás belső impedanciáját, és ezáltal megszabják a mérőkészülék minimálisan szükséges bemeneti ellenállását

A feszültségek méréséhez szükséges erősítés megvalósítására használjuk a szimmetrikus erősítőt.

**7. Galvanikusan leválasztott mérőerősítők.**

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. Az Á 7.12 ábra egy transzformátoros megoldást mutat. Léteznek olyan erősítők, amelyek kis értékű (1-2 pF) kapacitást használnak az elválasztott oldalak közti jelátvitelre. Ez nem jelent minőségromlást mivel a két oldal közti kapacitás galvanikus elválasztás esetén úgysem csökkenthető ennél sokkal kisebbre

**3.6.1. Transzformátoros jelátvitel**

A transzformátoros (induktív) csatolással történő jelátvitelt és táplálást célszerűen igen kis méretű transzformá-torokkal kell megvalósítani, ami csak akkor lehetséges, ha a transzformátorokon viszonylag nagy frekvenciájú (50–400 kHz) feszültséget viszünk át.

**3.6.2. Kapacitív jelátvitel**

A kapacitív jelátvitellel működő szigetelt erősítő kicsit könnyebben integrálható, olcsóbban kivitelezhető meg-oldású, de gondoskodni kell a bemeneti rész galvanikusan leválasztott tápfeszültségellátásáról.

**3.6.3. Optikai jelátvitel**

A kisebb pontossági igényű analóg jelátvitelt egyszerűen és olcsón valósítja meg az optikai csatoló

**3.6.4. A galvanikusan leválasztott fokozatok táplálása**

A galvanikusan leválasztott bemeneti fokozatok leválasztott táplálásáról is gondoskodni kell. A transzformátoros csatolású erősítőkben ez rendszerint megoldott. Más jelátviteli mód esetén a korszerű kis fogyasztású áramköröknek köszönhetően a galvánelemes vagy akkumulátoros táplálás

**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 orvostechnikával 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, korreláció számítás, mintaillesztés) és frekvenciatartománybeli (Fourier analízis, szűrés) módszereket használunk. Elsősorban az EKG és az EEG feldolgozás során használják a ma népszerű idő- és frekvenciatartományban egyszerre történő analízist (F-T analysis, wavelet analysis). Mivel a biológiai jelek feldolgozását segítő algoritmusok nem mindig fogalmazhatók meg egzakt formában, a mesterséges intelligencia és a neurális hálózatok alkalmazása is gyakori.

**Adattömörítés**

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

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

**Szélső pont algoritmus**

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

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

**Az AZTEC algoritmus**

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

**A legyező algoritm us (fan algorithm)**

Ez az algoritmus is lineáris szakaszokkal közelíti az eredeti adathalmaz pontjait

**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:



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 orvosi vizsgálatokhoz használt műszerektől a beteg kényelmét szolgáló eszközökig, szinte minden elektromos árammal működik. Ezek a készülékek helytelen használat vagy meghibásodás esetén mind a kezelő személyzetre, mind a páciensre veszélyforrások lehetnek. Baleset bekövetkezése ellen gondos tervezéssel, előírás szerint ellenőrzött gyártással, hozzáértő kezeléssel és rendszeres ellenőrzéssel védekezhetünk (MSZ EN 61010, MSZ EN 60601)

**Az áram fiziológiai hatása**

Az elektromos áramnak az emberi szervezetre gyakorolt hatása az idegek és izmok stimulálásán, valamint az áram hőhatásán alapul.

Az elektromos behatás veszélyessége több tényezőtől függ:

**Az áram útja.** A legveszélyesebb a szíven, a tüdőn és az agyon átvezető áram.

**A behatás időtartama.** A tapasztalatok szerint a 0,5–1 s-nál rövidebb ideig tartó behatások lényegesen kisebb veszélyt jelentenek az ennél hosszabbaknál.

**Az áram frekvenciája.** A szervezetre gyakorolt hatás szempontjából legveszélyesebb az 50–60 Hz körüli hálózati frekvencia. 10 Hz alatti frekvencián az élő szervezetre gyakorolt hatás csökken. Egyenáram 3–5-ször nagyobb értéken fejt ki hasonló hatást, mint ugyanakkora effektív értékű 50 Hz-es áram. Hosszabb idejű behatás esetén inkább a sejtbontó elektrolízis lesz veszélyes. Növekvő frekvencián (1 kHz fölött), a skin-hatás miatt az áram a felületre szorul, és egyre jobban elkerüli az érzékeny szerveket, így a veszélyessége csökken.

**Az áram erőssége.** Az 5.1. ábrán a különböző élettani jelenségekhez tartozó tipikus áramtartományok láthatók, adott feltételek mellett.



Az érzékelési küszöb környezetében az áram a bőr idegvégződéseiben bizsergő érzést okoz. Az elengedési áram az a határ, ahol még az izmokat összehúzó hatás ellenében, akaratlagosan képesek vagyunk kilépni az áramkörből. Az ennél nagyobb áram a légzőizmok összehúzódását, légzésbénulást, és fájdalmat okoz. A szíven keresztül folyva megzavarja annak működését. Kialakulhat az ún. *ventrikuláris fibrilláció* (kamrai remegés), ami a véráramlás leállásához vezet.

Az égési sérülések először a bőrön jelentkeznek, az áram belépési pontjai közelében.

**A személyek egyéni tulajdonságai** jelentős mértékben hozzájárulnak, hogy a jellemző értékhatárok viszonylag széles tartományban szóródnak. Ilyenek: a személy neme, életkora, súlya, alkata (kövér, sovány, magas stb.), lelki és fizikai állapota, de még pillanatnyi kedélyállapota is.

**Makrosokk és mikrosokk**

Makrosokk alakulhat ki, ha az áram-hozzávezetési pontok a test felszínén vannak. A hétköznapi életben előforduló érintéses balesetek makrosokknak minősülnek. Tipikus esetei a kéz-kéz és a kéz-láb áramutak. Klinikai körülmények között, egyes beavatkozásoknál kialakulhatnak olyan jól vezető áramutak, amelyek a kritikus helyre koncentrálják az áramot (5.2.b. ábra.). Ilyet okozhat egy műanyag katéter, amelyben vezetőfolyadék van, vagy maga az ér, amelybe elektronikus készülék szondájával csatlakozunk. Ez a mikrosokk, amely a szívnél levő nagyobb áramsűrűség miatt a makrosokknál sokkal veszélyesebb.

**Védekezés az áramütés ellen**

Az áramütés megakadályozására tett intézkedéseket tradicionálisan érintésvédelemnek hívjuk. Ennek lehetőségeit a szabvány a készülékekre vonatkozó érintésvédelmi osztályokban foglalja össze.

**I. érintésvédelmi osztály.** (5.4.a. ábra.) Az aktív áramköri részeket az alap (üzemi) szigetelés választja el a megérinthető vezető részektől. A megérinthető vezető részek össze vannak kötve a *védővezető csatlakozási pontjával* A hálózati csatlakozókábel dugója védőérintkezős, és csak ilyen aljzatba csatlakoztatható, tehát a használatához védővezetős hálózat szükséges. Meghibásodás esetén a megérinthető fémrészekre csak akkora feszültség kerülhet, amekkorát a föld felé folyó maximális hibaáram ejt a védővezetékeken.

**II. érintésvédelmi osztály.** (5.4.b. ábra.) A készüléknek az alap (üzemi) szigetelés mellett kiegészítő szigetelése is van, ami az üzemi szigetelés meghibásodása esetén is védelmet nyújt. Lehetséges, hogy technológiai okok miatt a két szigetelés nem különíthető el mindenütt, és megerősített szigetelésként kell kialakítani. Az érintésvédelmi osztály szokásos elnevezése: kettős vagy megerősített szigetelés.

**III. érintésvédelmi osztály**

Az idetartozó készülék csak érintésvédelmi törpefeszültségről (ELV = Extra Low Voltage) táplálható. A törpefeszültség értéke megválasztható, de kisebb kell legyen, mint 50 Veff.

**Az áramütés elleni védelem fokozatai**

Az orvostechnikai készülékekben a fokozott veszély miatt az érintésvédelmi osztályra vonatkozó előírások mellett a pácienssel kapcsolatba kerülő részek védelmét külön minősítik

**B típusú készülék.** A biztonság legkevésbé szigorú fokozata. A páciensrész nemvezető anyagú, és a páciens nem érintkezik vele tartósan (pl.: MRI-készülék).

**BF típusú készülék.** Szigorúbb biztonsági fokozat. A készüléknek a páciens bőrével közepes vagy hosszabb ideig érintkezésben lévő vezető részei is vannak (pl.: EKG). A páciensrész lebegő, vagyis az elektromos hálózati résztől galvanikusan elválasztott.

**CF típusú készülék.** A legszigorúbb biztonsági fokozat, amelynél a pácienshez kapcsolódó rész az elektromos hálózati résztől galvanikusan elválasztott, és olyan biztonságos a leválasztás (olyan kicsik a szivárgó áramok), hogy direkt kapcsolatba kerülhetnek a szívvel.

**GFCI -** Ground-fault circuit interrupter

A védővezetős érintésvédelmi módoknál a túláramvédelem helyett előnyösen használható az igen érzékeny hibaáram-védelmi kapcsoló. A fázis- és a nullavezető egy gyűrű alakú vasmagon van átvezetve. A fogyasztó helyes működése esetén a két áram egyenlő, és mivel irányuk ellentétes, a vasmagban nem gerjesztenek mágneses teret. Amint a hibaáram túllépi a készülékre megadott határértéket (szokásos típusok: 10 mA, 30 mA, 100 mA), a felerősített feszültség hatására a tekercs behúzza a reteszt, és a nyomórugó mindkét hozzávezetést lekapcsolja a hálózatról.

**LIM - Line Isolation Monitor**

A belső táphálózatok ellátási biztonságának növelése. A védelmi megoldások a készülék hálózati oldalának meghibásodása esetén váratlanul lekapcsolhatják a készüléket. Rosszabb esetben több készülék táplálása is megszűnik, holott sok esetben a hibás készülék is tovább működhetne. A hálózat szimmetriáját figyelő áramkör (LIM = Line Isolation Monitor) egyszeres hiba (földzárlat) bekövetkezésekor figyelmeztető jelzést ad. Elkezdődhet a hiba felderítése, és megfontolt elhárítása anélkül, hogy a tápellátás leállt volna. Egyszeres hiba (földzárlat) esetén a páciensen folyó áram kis értékű marad, a zárlat nem eredményez elektromos szikrát. A műtőben az altatógáz miatt a szikra robbanást okozhatna.

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

**Az EKG jel eredete**

A szív egy négy rekeszből álló pumpa, izomzata mintegy egymillió sejtből áll. Ezek jól koordi-nált 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 szívműködés 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 elektromos aktivitásának vizsgálatához Einthoven a következő egyszerűsítő feltételezése-ket javasolta.**

1. A szív elektromos aktivitása minden időpillanatban leírható egyetlen diplólussal.

2. A végtagi elvezetések (jobb kéz, bal kéz, bal láb) egy szabályos háromszög csúcsainak felel-nek 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 elhanya-golható. Az EKG kiértékelésben a szabványok megléte biztosítja a különböző helyeken külön-böző időkben készített felvételek összehasonlíthatóságát. Ezek az esetek döntő többségében az Einthoven által javasolt végtagi elvezetések használatával készülnek.

Az Á11.8 ábra mutatja az elektromos aktivitás jellemzésére használt három síkot. A mellkasi elektródok segítségével a transz-verzális síkra, a nyelőcsőbe helyezett elektród segítségével a szagittális síkra vetí-tett aktivitást vizsgálhatjuk.



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

A három egymásra merőleges síkban történt felvétel lehetővé teszi, hogy a szív elektromos akti-vitását minden időpillanatban egyetlen dipólussal közelítve annak térbeli mozgását megjelenít-sük. 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 függvé-nyek alapján számítják ki a szívizomzat egyes részeinek aktivitását. Az Á11.13 ábra mutatja, ho-gyan változik a testfelszíni potenciáltérkép az R hullám alatt. A különböző kutató laboratóriu-mokban eltérő elektród elrendezéseket használnak, az ezekkel nyert eredmények átszámítása csak korlátozott pontossággal lehetséges. A módszer alkalmas a kamra - pitvar közti nemkívána-tos átvezetés helyének cm-es pontossággal történő meghatározására.

A szívműködés rendellenességeinek egy része csak időszakosan jelentkezik. Ezek megfigyelésére 24 órás monitorozást (Holter-monitor) alkalmaznak. A 6.36. ábra egy **Holter EKG**-készüléket és a páciens mellkasára helyezett három elektródot mutat. Látható, hogy a 24 órás monitorozás csak minimális kellemetlenséget okoz a napi aktivitásban. A korai Holter-monitorok mágnesszalagra rögzítették a jeleket, ez sok nehézséget okozott (tápellátás, ultravékony, ezért kinyúló szalag, a felvételnél nagyon lassan haladó szalag, a gyorsított lejátszás mellett történő értékelés is órákat vett igénybe). A mai készülékek félvezetős memóriát használnak, jellemzően valós időben értékelik az EKG-t, és ha eseményt detektálnak (pl. aritmiás szívütés) akkor az ezt megelőző és követő néhány percet rögzítik.

Sajátos eset a **magzati EKG** mérése, amikor az anya EKG-ja zavarjelnek minősül. Nemcsak nagyságrendekkel nagyobb amplitúdójú, mint a magzati EKG, hanem a jelalakot tekintve a két jel egymáshoz nagyon hasonló.

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

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

− 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 szívműködést vizsgáló EKG.

A főbb készüléktípusok a következők:

a minimális bemeneti ellenállás kiszámítható, ez 2,5 MΩ.

Annak érdekében, hogy a **bemeneti impedancia** minél kisebb mértékben befolyásolja a felvételt, nagy Rbe (1 ... 10 M) és kis Cbe (2 ... 10 pF) szükséges.

A **készülék erősítését 1-nek** nevezik, ha a kimeneti jelet megjelenítve 10 mm-es kitérés a bemeneten 1 mV-nak felel meg.

A teljes erősítés szokásosan 500 … 1000 között van.

az EKG-készülék alsó határfrekvenciájára vonatkozó előírást (0,05 Hz/ –3 dB) teljesíteni kell

Ha a meghajtott jobb láb elektródra (biztonsági okból egy soros ellenálláson keresztül) kapcsolódó erősítő erősítése Aj, akkor a közösjel elnyomás növekedése 1 + 2Aj. A meghajtott jobb láb elektródon keresztül kialakuló hurok stabil kell legyen, így Aj nem növelhető tetszőlegesen.

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

fr.menet: szabvány szerint 0,05 - 100 Hz, DE: late potential, ...
erősítés: 1x = 10 mm/1mV, ehhez gyakran 1000x es Uki/Ube tartozik
bemeneti impedancia: a szabványból >2,5 Mohm jön ki, de kis Cbe is kell
a kedvezőtlen jel/zaj viszony miatt (mV/V!) nagy Eku kell, ehhez
  "meghajtott jobb láb" kapcsolás, ezzel jel/zaj viszony javul,
  DE: stabilitás
kalibrálás: 1 mV amplitúdójú impulzussal
szelektív hálózatok: hálózati fr. (50-60 Hz) elnyomás, alapvonal
 vándorlás csökkentés, izomzaj szűrés, pacemaker jel elnyomás
megjelenítés: elvezetésenként időfgv, vektor, szív "kiszinezés"

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

Az EKG jel karakterisztikus része a QRS komplex. Ezen a szakaszon a legnagyobb a jel mere-deksége és általában itt a legnagyobb az amplitúdó is. A QRS detektálás általában az EKG jel-feldolgozás első lépése. A QRS (időbeli) helyének ismeretében a további paraméterek meghatá-rozása egyszerűbbé válik.



Látható, hogy kb. 10 Hz-en (más források szerint 12...16 Hz-en) a QRS energia tartalma domi-náns. Ebből adódóan egy 10...16 Hz-es sávközép frekvenciájú sáváteresztő szűrő jól használható a QRS detektálásban.

a T hullámok eltávolítása után kapott jel (fekete) és az eredeti jel frekvenciaspektrumát mutatja. Látható, hogy a T hullámok eltávolítása a 3–6 Hz tartományban eredményez különbséget.

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

A QRS detektálásban gyakran alkalmaznak differenciálást. Ez a nagyobb meredekségű QRS hullámot választja el a kisebb meredekségű P, T hullámoktól. Mivel a diffe-renciálás 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

Az EKG jelek feldolgozása során az alapvonal vándorlást ki kell szűrni és a hálózati eredetű za-jok hatását le kell csökkenteni. Az alapvonal vándorlás részben a légzés miatt részben a testfel-szín és az elektródok kapcsolódási felületén kialakuló fél-cella potenciál megváltozása miatt je-lenik meg. A szabvány szerint egy EKG készülék DC átvitellel nem rendelkezhet, alsó határ-frekvenciája 0.05 Hz-en kell legyen.

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

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, és az is, hogy a testfelszínen mért azonos jelek nem feltétlenül azonos szívműködésből erednek. A szívműködésből eredő elektromos jelekből következtetünk a szívműködésre, ezt inverz problémának hívják.

Az EKG alapján történő diagnózis felállítása nem a mérnök feladata, még kevésbé az a diagnózis alapján meghatározandó kezelés. A mérnökök az orvosokkal együttműködve arra törekszenek, hogy megfelelő jelfeldolgozással a jel/zaj viszonyt javítsák és a felvett időfüggvényeket jellemző paramétereket előállítsák. Ezeket a paramétereket úgy határozzák meg, hogy segítsék az orvosok (kardiológusok) munkáját. A különböző jelfeldolgozó algoritmusok minősítésére olyan adatbázisok szolgálnak, amelyekben levő felvételeket orvosok (kardiológusok) már értékelték. A legismertebb és legszélesebb körben használt, kardiológusok által minősített az MIT-BIH aritmia adatbázis [16], [23]. Ebben mellkasra helyezett elektródokkal készített különböző felvételek vannak, amelyek hossza 30 perc, mintavételi frekvenciája 360 Hz.

Az adatbázisok felhasználásával fejlesztett 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 *megváltozásának* detektálása és minősítése segíti a diagnosztizálást. Ezért célszerű bizonyos időközönként (fiatalabb korban ritkán, idősebb korban akár évente) EKG-felvételt készíteni mindenkiről. Jelenleg általánosan nem megoldott az így készült felvételek automatikus 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.**

Az EEG a koponyában levő mintegy 1011 idegsejt és 1012 gliasejt [1] elektronikus aktivitását vizsgálja. Tekintettel a véges számú lehetséges vizsgáló elektródra, egy csatornán csak egy *terület* sejtjeinek együttes aktivitása mérhető. Az EEG-jelek kiértékelése során az összehasonlíthatóságot segíti, hogy az elektródok pozíciójára szabványos pontokat jelöltek ki a koponyán. Jasper 1958-ban javasolta, hogy a koponya formájától és nagyságától függetlenséget biztosítandó, százalékosan történjen az elektródok helyének definiálása.

A használt jelölések: Fp: frontopoláris, F: frontális, C: centrális, P: parietális, O: occipitális, T: temporális.



Az alfa hullám az éber, elernyedt (relaxált) állapot jellemzője

Béta hullám figyelemkoncentrációt

A gamma hullámok a kognitív funkcióhoz köthetők

Jelenlegi tudásunk szerint az EEG az agysejtcsoportok aktivitását mutatja, de gondolati tartalmat nem. A felvételek célja lehet az

 éberség szintjének, az alvás mélységének megállapítása,

 epilepszia diagnosztizálása, epilepsziás betegek vizsgálata, az epilepsziás rohamok megkülönböztetése más típusú (pl. migrénes) rohamoktól,

 elektromosan inaktív területek lokalizálása: kóma, agyi területek elhalása,

 agyhalál megállapítása.

A hagyományos EEG-regisztrátumok oldalanként számozott sornyomtató papírra készültek és a kiértékelés vizuális vizsgálat alapján, gépi segítség nélkül történt. A kiértékelő orvos által elvégzett „jelfeldolgozás” a mérnök számára domináns frekvenciameghatározást, mintaillesztést és szimmetriakeresést jelent. Az EEG-jelek számítógépes kiértékelésére a Fourier-transzformáció nem optimális. Ennek oka, hogy a Fourier-analízis a regisztrátum egy kiválasztott időablakán belül nem képes a mintázatokat időben lokalizálni. A Berg-transzformáció [6] a regisztrátum különböző frekvenciájú összetevőit különböző hosszúságú ablakokat használva keresi. A számítás a következő formulákkal történik.

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

A koponyára helyezett elektródok felhasználásával alapvetően háromféle elvezetés alakítható ki,

Unipoláris elvezetés esetén (7.9.a. ábra) a referenciaelektródot általában a fülre helyezik, mivel ennek közelében az agysejtek elektromos aktivitása elhanyagolható mértékben jelentkezik.

Az átlagolt elvezetés (7.9.b. ábra) használata a referenciapotenciált az összes elektród jeléből állítja elő, azonos (nagy) értékű ellenállások felhasználásával. Az egyes elvezetésekben az összes elvezetés átlagától mérhető eltérés jelenik meg.

A bipoláris elvezetés (7.9.c. ábra) használatakor az elektródok jeleinek különbségét mérjük. Ez a kis területet érintő elektromos aktivitás pontos lokalizálását segíti. Egy elektródhoz közeli aktivitás az ezt az elektródot felhasználó egyik elvezetésben pozitív, a másikban negatív hullámot eredményez.

Az EEG-készülékek fontos tartozéka a kábelrendező. Annak érdekében, hogy a sok vezeték ne gubancolódjon össze, és a nagyimpedanciás vezetékezés minél kevesebb zajt szedjen össze, a koponyára helyezett elektródokhoz csak viszonylag rövid vezetékeket csatlakoztatnak.

Az EEG-készülékekhez gyakran használnak stimulátorokat. 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

Az alkalmazott fényt kibocsátó stimulátorok beállítható üzemmódok:

 100 Hz-es astabil,

 1 ... 50 Hz között változtatható frekvenciájú astabil,

 egyes impulzus mód,

 kettős impulzus mód,

 impulzuscsomag mód,

 egyszeres (kézi) impulzus,

 külső jelhez való szinkronizálás.

A hangot kiadó stimulátorok hangereje szabályozható. Üzemmódjaik:

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

 2 ... 20 Hz-es szaggatás,

 külső jelhez való szinkronizálás.

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

A vázizmok (harántcsíkolt izmok) működése és működtetése során fellépő elektromos jelensé-gek vizsgálatát elektromiográfiának hívjuk. A vázizmot különálló izomrostok alkotják. A leg-több 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,

A fent vázolt működési módból következik, hogy a vázizomzat elektromos működésének vizsgá-lata 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 moto-ros egységet vizsgálni, egy teljes izom aktivitása a bőr felületre helyezett elektróddal is vizsgál-ható.

Egy érzékelő receptor által elindított akciós potenciál az érzékelő idegen keresztül bejut a köz-ponti idegrendszerbe. Onnan egy másik depolarizációs hullám indul vissza, amely a motoneu-ronok 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. A vizsgálatot háromszög jellel is el lehet végezni. 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.

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 moto-ros 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.

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

Az artériákban a vérnyomást befolyásoló tényezők:

− verőtérfogat (egy összehúzódáskor kilökött vérmennyiség),

− érfalak rugalmassága,

− erek geometriája.

**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 Á15.2 ábra mutatja. A mérés során biztosítani kell, hogy ne kerüljön buborék se a katéterbe se az erekbe. A katéter végén nem következik be véralvadás, ha fiziológiás sóoldattal néhány percenként 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. A hagyományos vérnyomás érzékelők megfelelő sterilizálás után többször felhasználhatóak. A páciensek közti fertőzések elkerülése érdekében egyre szélesebb körben egyszer használható ér-zékelőket alkalmaznak az éren belüli vérnyomás mérésekor is. A nyomást érzékelő felület elmozdulását a felületbe integrált, hídba kapcsolt fotoellenállások segítségével mérik.

**A közvetett vérnyomásmérési** módszereknél a páciens artériáját egy helyen - pl. a felkaron - kí-vülről 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 pub-likálta 1905-ben a később róla elnevezett hang detektálását ami jelzi, hogy az artéria nyomása éppen meghaladta a mandzsetta nyomását.

Az alkalmazott konkrét megoldások abban különböznek, hogyan állapítjuk meg a szisztolés és a diasztolés vérnyomás és a mandzsetta nyomás egyezését. A következő módszerek jönnek szóba:

(a) pulzushullám figyelése,

(b) Korotkov hangok figyelése,

 (c) érfal elmozdulás figyelése,

(d) a mandzsettában fellépő oszcillometriás nyomásváltozások figyelése.

Amikor az artériás nyomás meghaladja a mandzsetta nyomását, akkor az érfal “kipattan” és turbulens áramlás indul meg. Ez adja a Korotkov hangot. A Korotkov hangok energiatartalma 400...500 Hz között maximális, így általában felüláteresztő szűrő alkalmazható, ami a zavaró hangok jelentős részét elnyomja.

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

**18. A pulzushullám jellemzői és mérése.**

**19. Légzésvizsgálat. Áramlási térfogat és sebesség mérése. Gázcserére jellemzõ adatok mérése. BTPS korrekció, a “kell” értékek.**

A sejtek fennmaradásához szükség van arra, hogy oxigént juttassunk el hozzájuk és szén-dioxidot 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 légzést vizsgáló készülékek a külső légzés paramétereit vizsgálják: áramlási sebességet, ki/belélegzett térfogatot, légzésmechanikai jellem-zőket és a ki/belélegzett levegő összetételét.

**Áramlási sebesség és ki/belélegzett térfogat mérése**

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

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

**Fleisch-cső** Az áramló levegő az útjába elhelyezett ellenálláson nyomáskülönbséget hoz létre. Az áramlási ellenállás megva-lósítható sok, egymással párhuzamosan elhelyezett vékony csővel, amelyeket hullámos lemez csigavonalban való feltekerésével lehet létrehozni (9.3. ábra). A sok kis átmérőjű cső biztosítja a lamináris áramlást. A 9.4. ábrán jól látható, hogy a sok párhuzamos csövet egy hullámlemez spirális feltekerésével állították elő. Egy cső ellenállása jelentős, de a sok cső párhuzamos elhelyezése miatt az eredő ellenállás kis értéken tartható. Az ellenállásnak elég kicsinek kell lenni, hogy ne befolyásolja a légzést, és elég nagynak, hogy jól mérhető nyomáskülönbség jöjjön létre rajta.

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

**Gázcsere mérése**

A légzés hatékonyságát átfogóan jellemzi a légzési hányados (respiratory quotient), a termelt szén-dioxid és a fogyasztott oxigén mennyiségének viszonya: . Ahhoz, hogy a légzésre jellemző gázanalízist el tudjuk végezni, a ki-, illetve belélegzett levegőből mintát kell eljuttatni egy gázanalizátorba. Ha a gázanalizátor elég gyors, akkor az áramlási sebességből integrálással előállított térfogategységek segítségével a termelt, ill. fogyasztott gázok mennyiségét meghatározhatjuk. A gázcsere mérésekor szükséges az anatómiai holttér (szájüreg, légcső) és az áramlási sebességet mérő eszközben levő, ún. technikai holttér térfogatát ismerni és ezzel korrigálni a mért eredményeket.

**20. Légzésvizsgáló készülékek. Spirométer, Fleisch-csöves készülékek. Légúti ellenállás mérése, holt terek mérése, az alveoláris ventilláció mérése.**

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

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

Az erőltetett légzés paraméterei az anatómiai felépítés által meghatározottak, ezek gyakorlással nem befolyá-solhatók. (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, testmagas-ság, nem.

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 Á17.8 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 nemdohányzókénak. 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** meg-növekedését (szűkület) és kimutatja.



Az **alveoláris ventilláció** mérésére semleges, a légzéshez kapcsolódó gázcserében részt nem vevő gázt használnak, leggyakrabban nitrogént. Az alveoláris ventilláció eloszlása (inspired gas distribution, IDI) a légzés hatékonyságának fontos jellemzője. A páciens a mérés során minden belégzéskor 100 %-os oxigént lélegzik be, a kilégzett levegőben mérik a nitrogén koncentráció-ját és mennyiségét. A holttér 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 nitro-gén koncentráció csökkenése exponenciális lenne.

A gázcsere mérésekor szükséges az anatómiai holttér (szájüreg, légcső) és az áramlási sebességet mérő eszközben levő, ún. technikai holttér térfogatát ismerni és ezzel korrigálni a mért eredményeket. Az anatómiai és technikai holtteret a 9.8. 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 részt vevő, tüdőből érkező levegő között. Ezért a kilélegzett gázmennyiség függvényében ábrázolt nitrogénkoncentráció görbéjén meg kell keresni azt a pontot, ami akkor jelezné a holttérből távozó 100%-os oxigén (0%-os nitrogén) kilégzésének végét, ha nem lenne keveredés. A 9.8. ábrán ez a pont a P pont, amit úgy kell kijelölni, hogy az ABP terület megegyezzen a DCP területtel. Hasonló elven számolva, ha a kilélegzett nitrogénmennyiséget az összes kilélegzett gázmennyiség függvényében ábrázoljuk, akkor a lineáris szakasz meghosszabbítása metszi ki a holttér nagyságát (E pont).



**21. Impedanciamérés, pletizmográfia. A szervek, szövetek testnedvek impedanciája. Impedancia kardiográfia.**

Sok fiziológiai jelenséghez nincs speciális érzékelő. a mérés. 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 térfogatától,

− 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 non-invazív, 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 kardiográfia, IKG**

A szív által egy perc alatt megmozgatott vérmennyiség, a perctérfogat invazív meghatározására különböző módszereket mutattunk be a 15. fejezetben. Az IKG non-invazív mérést tesz lehetővé. a mérés elve az, hogy a szív által kilökött artériás vér megváltoztatja a törzs impedanciáját, en-nek monitorozásával a kilökött vér mennyisége meghatározható. Az IKG-val a verőtérfogatra - és a pulzusszám ismeretében a perctérfogatra - kapott becslés ab-szolút 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.

**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 Á16.12 ábrán bemutatott módon. Az artériás áramlást a bokánál, a vénás visszaáramlást a térdhajlat alatt aka-dályozza meg egy-egy mandzsetta.



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

Kritikus állapotban levő betegeket állandóan figyelni kell, állapotukban bekövetkező változások-ra gyorsan kell reagálni. Erre a célra szolgálnak az intenzív kórházi osztályok, ahol állandó orvo-si ügyelet van és egy nővérre legfeljebb két paciens jut. A paciensek állapotának állandó figyelé-sét 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 elke-rülhetetlen izommozgásból eredő zajokat elnyomja, viszont a hasznos jel spektrumát is korlátoz-za. Biztosan rendelkezik azonban elektród kontaktus ellenőrző áramkörrel, amely azonnali keze-lői beavatkozást kér, ha egy elektród leesett és ezért a paciens EKG-jának figyelése nem lehetsé-ges.

**Intenzív osztályok készülékei**

Az intenzív osztályokon fekvő páciensek közvetlen életveszélyben vannak vagy olyan beavatko-záson estek át (pl. műtét) amelyet követően állandó figyelést igényelnek. Vannak általános célú intenzív osztályok és vannak speciális paciens csoport számára kialakított osztályok, mint példá-ul 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 paciensek egymástól is el legyenek különítve. A nővérszoba célszerűen úgy helyezhető el, hogy onnan, annak üvegfalán keresztül a paciensek vizuálisan is megfigyelhetők legyenek. Az intenzív osztályok tartalék áramforrással is rendelkeznek.

A paciensek 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 paciens figyelése nem lehetséges. Ilyen probléma lehet egy érzéke-lő leesése vagy rossz kontaktusa, egy modul nem megfelelő csatlakozása, a tápellátás kiesése.

Az élettani riasztások készülék típustól függően beállítható szituációkat jeleznek. A legegysze-rűbb 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 fontos. levő visszacsatolások és keresztkapcsolatok miatt a fiziológiai paramé-terek között összefüggések vannak. Például a testhőmérséklet emelkedése általában a szívfrek-vencia 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 őrző készülékek rendelkeznek ún. fekete dobozzal, amelynek funkciója hasonló a járműve-ken alkalmazottakkal. Nem felejtő és az operátor által nem törölhető memóriába rögzíti a techni-kai 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 ugyanan-nál a páciensnél sok téves riasztás után egy újabb riasztás is téves.

A legtöbb őrző készülék modulrendszerű, azaz az aktuálisan figyelt pacienstől függően helyez-nek be az ágymelletti alapkészülékbe mérőmodulokat. A mérőmodulok csatlakoztatása egyszerű kell legyen, de mechanikailag stabil. Ez természetesen követelmény a mérőmodulokhoz csatla-koztatható érzékelők esetében is. A bajonettzáras vagy hasonló felépítésű de menetes csatlako-zók viszonylag drágák, az őrző modulokhoz használt érzékelők csatlakoztatására azonban gyak-ran alkalmazzák ezeket.

**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. Az őrző EKG modul figyeli a szívritmust, fibrilláció vagy aszisztólia 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 kö-vetően esetleg megjelenő nagy frekvenciás (> 300 Hz) és kis amplitúdójú (néhány μV) ún. késői potenciálok figyelése és a riasztás ezek megjelenése esetén.

Az őrzőben alkalmazott légzést figyelő modulok jellemzően azt figyelik, milyen gyakorisággal történik ki/belégzés. Ennek több lehetséges megoldása is van. Belégzéskor a mellkas impedanci-ája 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.

A percenkénti pulzusszám az EKG jel kiértékelésével (R hullám detektálás) történhet. Létezik azonban önálló pulzus mérő modul is, amely általában a perifériás pulzusjelet figyeli opto-érzékelővel.

zékelőt 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 vérellá-tást tovább nehezítené. A véres vérnyomásmérő érzékelőjének behelyezését egyszerűsíti, hogy sok esetben az intenzív osztályon fekvő paciens érrendszere más okból már meg van nyitva

**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 függvényé-ben az Á19.1 ábra mutatja. Az ábrában be van jelölve az ún. beszédtartomány is, ami az egyén kommunikációja szempontjából kiemelkedő jelentőségű.

Különböző féle halláskárosodás léphet fel, a hallásvizsgálatok a teljes láncot vizsgálják: fülkagy-ló - 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 szabá-lyozható. A zajgenerátor szerepe, hogy az egyik fül vizsgálata alatt a másik fülre ún. fedőzaj ke-rüljön. 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 eredmé-nyül kapott diagram az Á19.3 ábrán láthatóhoz lesz hasonló. Békésy 1946-47-ben fejlesztette ki ezt a fajta audiométert. A frekvencia növelését és a paciens által beállított kapcsoló állásától füg-gő jelszint növelését és csökkentését, csakúgy mint a papírra való rögzítést mechanikus szerkezetekkel oldotta meg.

A beszéd audiométer szavak és külön csak a számok neveinek értését vizsgálja. Az Á19.4 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 paciensnél a szükséges hangosság megnő (középső görbe). Létezik olyan halláskárosodás, amikor a hangerő növelésével egy értéken túl nem javul az értés

**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 el-mondása alapján, hanem az agy akciós potenciáljainak (EEG) mérése alapján értékeljük.

Ugyancsak nem igényel kooperativitást a fül akusztikus impedanciájának mérése.

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

A paciensek állapotáról, a belső szervek m űködéséről a testnedvek, elsősorban a vér összetétel-ének 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 μl-ben, átmérőjük jellem-zően 7 ... 8 μm. A fehérvérsejtekből kb. 5 ... 9 ezer található 1 μl-ben, számuk akár 2 - 3 szorosra is megnőhet. Sokféle fehérvérsejtünk van, ezek átmérője 6 ... 20 μm közötti. A vérlemezkék (trombociták) száma 130 ... 350 ezer mikroliterenként, térfogatuk 4 ... 40 μmközött lehet. 3

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 leggyakrab-ban mért paraméterek: RBC (vörösvértestek száma mikroliterenként), WBC (fehérvérsejtek száma mikroliterenként), HTC (hematokrit, az alakos elemek össztérfogata hány százaléka a tel-jes térfogatnak), HB (hemoglobin tartalom, mmol/l), MCH (egy vörösvértest átlagos hemoglobin tartalma), MCV (egy vörösvértest átlagos térfogata), MCHC (egy vörösvértest átlagos hemoglo-bin 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 vizsgá-latokat. A vizsgálat alapja az ún. Bürker kamra, amelynek felépítését az Á20.1 ábra mutatja.



Bürker-kamra: két négyzethálós beosztású teret tartalmaz. A kisalakú négyzetek területe 1/400 mm2, a nagyalakúak területe 1/25mm2. Mélységük fedőlemezzel való lefedésnél 0,1 mm. Az 1 milliliterben lévő sejtszámot úgy számíthatjuk ki, hogy a kisalakú négyzetekhez tartozó átlagos sejtszámot 4×106-nal, a nagy négyzetekhez tartozót 2,5×105-nel megszorozzuk. A Bürker-kamra két egymástól vájattal elválasztott négyzetes beosztást tartalmaz, így két különböző szuszpenzió vizsgálatára alkalmas. A megszámlálandó négyzeteket a számlálókamra egész felületéről véletlenszerűen választjuk ki. A számlálásnál célszerű következetesen a felső és a jobb oldali határvonalon levő sejteket a négyzet belsejében levőkhöz adni. Egy-egy sejtszuszpenzió sejtszámának meghatározása során legalább 500 sejtet kell megszámolni. A sejtcsoportokat és sarjadzó élesztőket egynek kell számolni és ebben az esetben sejthalmaz számot adunk meg. Amennyiben nagyon sűrű a tenyészet, számlálás előtt higítani kell. Az érzékenység alsó határa 106 sejt/ml. Elsősorban élesztők és penészspórák számlálására használják.

Az alakos elemek autom atikus meghatározására szolgáló készülékek mintatárolójába sok (60 ... 120) vérminta helyezhető be. Így van olyan minta, amelyiknél a vérvétel és az analízis között több mint egy óra eltelik. Ezért a mintákhoz véralvadásgátlót (heparin) is kell adni. Automatikus elemzés esetén is szükség van hígításra. A felhígított mintát egy mérő kapillárison keresztüljut-tatva számolják meg a részecskéket. Az Á20.2 ábrán látható elrendezésben az E1 és E2 elektró-dok közötti ellenállást mérik. Az alakos elemek vezetőképessége jóval kisebb, mint a plazma illetve a hígításhoz használt sóoldat vezetőképessége. Ha egy alakos elem a szűk (50 ... 100 μm átmérőjű) kapillárisba kerül, akkor megnő az elektródok között mérhető ellenállás. Ennek alap-ján lehet a részecskéket megszámlálni.

Az E3 elektród a mérendő minta térfogatának megállapítására szolgál. A mérőhengerbe történő felszívás során a számlálás akkor kezdődik, amikor a folyadék szintje eléri az E1 elektródot és addig folytatódik, amíg a szint eléri az E3 elektródot. Annak érdekében, hogy ne következzen be dugulás, a felszívott mintát visszanyomják, ezalatt a részecskéket újra megszámolják.

A vörösvértestek számlálásakor a fehérvérsejtek jelenléte elhanyagolható hibát okoz, viszont a fehérvérsejtek mérése előtt a vörösvértesteket hemolizálni kell, ekkor a sejthártya szétrombolá-sakor 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 sűrű-ség eltér a teljes mintában levő sűrűségtől. Ez a hiba a fehérvérsejt számlálásnál nagyobb, elér-heti 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 vörösvér-test számlálásnál elérheti az 5 %-ot. Lehetőség van a kompenzálására, illetve arra, hogy a túl nagynak 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 lé-nyegesen 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 mérésére szolgáló készülékek közül a vérgáz analizátor és oxigén telítettség mérő a két legfontosabb. A vérgáz analizátorban alkalmazott elektródokról és mérés-technikáról a 3.5 pontban már szóltunk. Itt a készülék többi fontos részét és a helyes használat-hoz szükséges tudnivalókat foglaljuk össze.

inta levételétől számított néhány percen belül szük-ség van. Mivel a tökéletesen anaerob körülmények nem biztosíthatók, ennél hosszabb idő eltelte után a mérendő paraméterek értéke is megváltozik. Az elektródok beállása azonban nem elha-nyagolható, O2 elektród esetén ez a 2 ... 3 percet is elérheti. Az elektródok instabilitását kiküszö-bölő 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, alapvető-en 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 beállás 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 valame-lyik kifogy, a szemétgyűjtő 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. A vérgáz analízis eredményére általában a m

**26. A vér oxigéntelítettségének non-invazív mérése, transzmissziós és reflexiós módszer. A pulzus oximéter.**

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

Az artériás vér oxigéntelítettségének mérése fontos és gyakori feladat. A páciens számára legkényelmesebb non-invazív módon a pulzoximéter mér. Az artériás vér pulzoximetriával mért oxigéntelítettségének mértéke:



ahol:

*HbO2* oxigénnel telített hemoglobin mennyisége

*Hb* oxigénmentes hemoglobin mennyisége.

A mérés eredménye megmutatja, hogy az összes hemoglobin hány százaléka telített oxigénnel. Ugyanezt az eredményt kapjuk a koncentrációk méréséből is:



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



A 4.17. ábra mutatja a mérési elvet ujjbegyen történő méréskor. Az ábrán a **reflexív megoldás** látható, a detektor a belső anatómiai képletekről – alapvetően csontról – visszavert jelet érzékel. Minél nagyobb az ujjbegy vérrel való telítettsége, annál nagyobb mértékű a LED által kisugárzott jel leosztása. A 4.18. ábra mutatja az ujjbegyről felvett PPG-jelet (a fotodióda kimeneti áramát invertáló erősítő alakította feszültséggé). Az ábrán a görbe minimális értéke tartozik a végdiasztoléhoz, ekkor érkezik az ujjbegyhez a szisztolé által indított pulzushullám. **A fotopletizmográfiás módszer több hullámhosszon kibocsátott jel alkalmazása esetén alkalmas a vér oxigéntelítettségének mérésére is**

**27. Defibrillátor és kardioverter. Szívritmus szabályzók.**

Defibrilláláshoz nagy felületű elektródokra van szükség a nagy áramok miatt. Az automata vagy félautomata defibrillátor (Automated External Defibrillator, AED) használatához az elektródokat fel kell helyezni, a defibrilláló impulzus alkalmazásakor a kezelő már nem áll a páciens mellett. Nagyon veszélyes, ha megszűnik a szív üregeinek rendezett összehúzódása és elernyedése. Élet-veszélyt 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 sike-rül elérni, akkor a szív rendezett mozgása újra elindulhat. Előfordul, hogy a rendezett mozgás újraindulásához külső ingerre van szükség.

alkalmaztak. Akkor forrásként a hálózati feszültsé-get használták, a készüléket váltakozóáramú (AC) defibrillátornak nevezték. A készülék egy, az amplitúdót növelő transzformálás után a hálózati feszültség néhány periódusát vezette a mellkasi elektródákhoz, ld. Á12.2 ábra. Defibrillálást először az 1940-es évek végén.

 

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 vázlatos felépítése az Á12.3 ábrán látható.



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 test-felszíni elektródokat alkalmaznak. Ezen adatok alapján és az alkalmazott hullámforma ismereté-ben méretezhető egy defibrillátor. A szokásos kapacitás érték 10...50 μF, a maximális 400 J energiához 2...9 kV-os csúcsfeszültségre van szükség, a kapacitás konkrét értékétől és a jelalak-tól függően. 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 im-pedanciája miatt, részben azért, hogy az égési sérülések kockázata minimális legyen.

A DC defibrillátorok alkalmasak a szív esetlegesen meglévő részben koordinált elektromos mű-ködéséhez 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 ké-szüléket kardioverternek hívják, blokkvázlatát az Á12.7 ábra mutatja. A kardioverterekben al-kalmazott QRS detektor csak minimális, néhány ms-os késleltetéssel rendelkezhet. Az ingerület vezetési problémákkal küzdő paciensek esetén lehetőség van a defibrillátor beülte-tésére is.

**Szívritmus szabályzó**

Az első szívritmus szabályzót (pacemaker) 1958-ban építette be egy Senning nevű svéd orvos egy Larsson nevű (mérnök foglalkozású) paciensébe. Az első szívritmus szabályzók állandó frekvenciával állították elő a gerjesztő jeleket, ezért ezeket aszinkron típusnak nevezik. Ha a szi-nusz 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 álla-potát és terhelését is.

A szívritmus szabályzókba 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 szívüregek 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 szívüregekben levő elektró-dok 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 szabályzók esetében fontos a hosszú élettartamú és nagy megbízhatóságú tápellá-tás. Számítsuk ki, milyen energiát kell szolgáltatnia egy szívritmus szabályzónak. Tételezzünk fel 70/perc értékű átlagos frekvenciát, 5 V amplitúdójú, 2 ms időtartamú impulzusokat. Legyen a leadott teljesítmény a szívritmus szabályzó által igényelt összes teljesítmény 25 %-a. A tápellá-tást két lítium cella sorba kapcsolva biztosítja, ez 5.6 V feszültséget jelent. A szabályzóra kap-csolódó terhelést 2 kΩ-nak tekintjük. Egy impulzus így 25 μJ energiát jelent, [(5V)2×2 ms]/ 2 kΩ. Tíz év alatt kb. 3.7×10impulzusra van szükség, ezek 9.2 kJ energiát jelentenek. A tápellá-tásnak ennek négyszeresét kell biztosítania, ez 36.8 kJ. Átszámítva ez az 5.6 V-os telepektől 1.83 Ah kapacitást követel meg, kerekítve 2 Ah-t. Részben ezen relatíve nagy kapacitás részben az igényelt nagy megbízhatóság miatt speciális elemeket használnak, általában lítium-jód típusúa-kat. 8

A szívritmus szabályzók ma már programozhatóak. A beültetést követően történik meg a klini-kán a vezérlő program megfelelő paramétereinek beállítása. A páciens igénye szerint ezek a pa-raméterek a későbbiek során is megváltoztathatók.

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

Az emberekre általában jellem ző 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 sportban, rehabilitáció során és ergo-nómiai 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 évekkel a Lumiere testvérek előtt megtette. Találmánya tudományos célokat szolgált, nem tartotta érdekes-nek 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 ünne-pelte meg, nem a mozgófilmét. A mozgásanalízis további fontos alkalmazásait találjuk.

Az Á21.1 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 is-mertetjük. Megjegyezzük, hogy a mozgásokat lehet markerek nélkül is precízen vizsgálni, mind videó bázisú analizátorokkal mind mechanikus (goniométer) vagy mágneses helyzetérzékelők-kel. A mozgások kinematikai vizsgálatához erő- és/vagy gyorsulásmérés is szükséges. A klinikai gyakorlatban a járásanalízis során használt erőmérő platform (Á21.2 ábra) és a testre vagy a vég-tagokra rögzíthető gyorsulásmérő (Á21.3 ábra) 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 Á21.4 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 fénnyel rendelkezik. Ennek előnye, hogy minden marker köny-nyen 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 analizátor között. Ha egy mozgó em-beren több markert is el kell helyezni, akkor ezekről nem azonos időben készül felvétel, ezt a kiértékelésnél figyelembe kell venni.

A passzív marker saját fénnyel nem rendelkezik, a rá eső fényt veri vissza. Általában retroref-lektív 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 mar-kert 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 Á21.5 áb-ra a passzív markerbázisú analizátorok 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 Á21.6 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 mechanikai rezgés, amelynek frekvenciája a hallhatóság határa fölött van [21], [22], [23], [24]. A kis intenzitású ultrahang az élő szöveten áthatolva, abban nem okoz károsodást. Nem ionizál, mint a röntgen- vagy a gammasugárzás, és a diagnosztikában használt energiaszinten melegítő hatása is elhanyagolható. Veszélyt jelenthet azonban a lokális rezgéskeltés miatti üregképző hatás.

Az ultrahang terjedését homogén anyagban vagy élő szövetben a 2.23. ábra illusztrálja.A nyugalomban lévő anyagot képzeletben egyforma térfogatelemekre osztjuk. A térfogatelemek helyzetét a szabályosan elhelyezett világosabb pontok jelölik. Az áthaladó ultrahang hatására a térfogatelemek a hang haladási irányával megegyező hatásvonalon kimozdulnak nyugalmi helyzetükből, tehát a hang longitudinális rezgés formájában terjed. A nyugalmi helyzet körül végzett rezgés az ultrahang frekvenciájával történik, és addig tart, amíg a hang áthalad a vizsgált helyen.

**Az ultrahang terjedése**

A homogén anyagban terjedő ultrahang intenzitása a megtett úttal csökken. A csökkenés fő okai:

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

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

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

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

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

**Az echo megjelenítési lehetőségei**

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



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



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

