

Segédanyag az

ORVOSBIOLÓGIAI MÉRÉSTECHNIKA

c. tárgyhoz

Második rész

Készítette: Dr. Jobbágy Ákos docens

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

2003.

11 A SZÍV ELEKTROMOS AKTIVITÁSÁNAK VIZSGÁLATA	4
11.1 AZ EKG JEL EREDETE	4
11.2 A SZÍVMŰKÖDÉS LEÍRÁSÁRA HASZNÁLHATÓ MODELLEK	5
11.3 A SZÍV ELEKTROMOS AKTIVITÁSÁNAK MÉRÉSE	8
11.4 AZ EKG IDŐFÜGGVÉNY JELLEMZŐI	12
11.5 PATOLÓGIÁS EKG JELEK	12
11.6 EKG JELFELDOLGOZÁS	15
11.7 DIAGNOSZTIZÁLÁS ÉS ANNAK KORLÁTAI	17
11.8 KÉSZÜLÉKEK	18
12 SZÍVRITMUS SZABÁLYZÓ, DEFIBRILLÁTOR, KARDIOVERTER, IABP	21
12.1 SZÍVRITMUS SZABÁLYZÓ	21
12.2 DEFIBRILLÁTOROK	22
12.3 AZ AORTÁBA HELYEZETT BALLON PUMPA	25
13 ELEKTROENKEFALOGRAFIA, EEG	27
13.1 A VIZSGÁLANDÓ STRUKTÚRA	27
13.2 SZABVÁNYOSÍTÁS	27
13.3 EEG REGISZTRÁTUMOK KIÉRTÉKELÉSE	28
13.4 KÉSZÜLÉKEK	31
14 ELEKTROMIOGRÁFIA, EMG	35
14.1 A VÁZIZMOK MŰKÖDÉSE	35
14.2 A VÁZIZOMZAT ELEKTROMOS AKTIVITÁSÁNAK MÉRÉSE	36
14.3 STIMULÁLÁSRA ADOTT VÁLASZ VIZSGÁLATA	37
14.4 AZ INGERÜLET TERJEDÉSI SEBESSÉGÉNEK MÉRÉSE	40
14.5 AZ ELEKTROMIOGRAM ALAKJÁNAK ANALÍZISE	41
14.6 AZ ELEKTRORETINOGRAM, ERG ÉS AZ ELEKTROOKULOGRAM, EOG	41
15 VÉRNYOMÁS, VÉRÁRAMLÁS ÉS PERCTÉRFOGAT MÉRÉS	43
15.1 A VÉRNYOMÁST BEFOLYÁSOLÓ TÉNYEZŐK	43
15.2 KÖZVETLEN VÉRNYOMÁSMÉRÉSI MÓDSZEREK	44
15.3 KÖZVETETT VÉRNYOMÁSMÉRÉSI MÓDSZEREK	45
15.4 FONOKARDIOGRÁFIA	47
15.5 VÉRÁRAMLÁS ÉS PERCTÉRFOGAT MÉRÉS	49
16 IMPEDANCIAMÉRÉS, PLETIZMOGRÁFIA	52
16.1 IMPEDANCIA MÉRŐ ÁRAMKÖRÖK	52
16.2 BIOLÓGIAI MINTÁK IMPEDANCIÁJÁNAK MÉRÉSE	53
16.3 GALVANIKUS BŐR REFLEX	55
16.4 VÉR HEMATOKRIT TARTALMÁNAK NON-INVÁZÍV MÉRÉSE	56
16.5 IMPEDANCIA KARDIOGRÁFIA, IKG	57
16.6 PLETIZMOGRÁFIA	61
17 LÉGZÉS VIZSGÁLATA	62
17.1 ÁRAMLÁSI SEBESSÉG ÉS KI/BELÉGZETT TÉRFOGAT MÉRÉSE	62
17.2 LÉGZÉSMECHANIKAI JELLEMZŐK MÉRÉSE	64
17.3 GÁZCSERE MÉRÉSE	64
17.4 KÉSZÜLÉKEK	69
18 ŐRZŐ KÉSZÜLÉKEK	73
18.1 INTENZÍV OSZTÁLYOK KÉSZÜLÉKEI	73
18.2 AZ ŐRZŐKBEN ALKALMAZHATÓ MODULOK	75
19 HALLÁSVIZSGÁLAT	78
19.1 KOOPERATIVITÁST IGÉNYLŐ VIZSGÁLATOK	78
19.2 KOOPERATIVITÁST NEM IGÉNYLŐ VIZSGÁLATOK	79

20 LABORDIAGNOSZTIKAI KÉSZÜLÉKEK.....	81
20.1 A VÉR ALAKOS ELEMEINEK VIZSGÁLATA	81
20.2 A VÉR KÉMIAI ÖSSZETÉTELÉNEK MÉRÉSE	83
21 MOZGÁSANALÍZIS	84
21.1 MARKERBÁZISÚ ANALÍZIS.....	85
21.2 KÉSZÜLÉKEK	88
22 ORVOSI CÉLÚ KÉPALKOTÁS.....	90

11 A szív elektromos aktivitásának vizsgálata

11.1 Az EKG jel eredete

A szív egy négy rekeszből álló pumpa, izomzata mintegy egymillió sejtből áll. Ezek jól koordinált együttműködése szükséges ahhoz, hogy a szív a szervezet megfelelő vérellátását fenn tudja tartani. A sejtek közti együttműködés a depolarizált állapot terjedése útján valósul meg. A jobb pitvarban található a szív működés frekvenciáját meghatározó központ, a szinusz csomó. Az itt lévő ún. *ritmus adó* (*pacemaker*) sejtek ingerléséhez szükséges küszöbszint változása miatt a szinusz csomó autonóm módon percenként 40...200 elektromos impulzust állít elő. Ezek az impulzusok jól meghatározott irányokban terjednek szét a szív teljes izomzatán depolarizálva az egyes sejteket. Ugyancsak jól meghatározott módon történik az egyes területek repolarizációja. Ennek eredménye a szív autonóm ritmikus működése: a vénákból a pitvarokba jutó vér átkerül a kamrákba majd a kamrák az artériákba pumpálják.

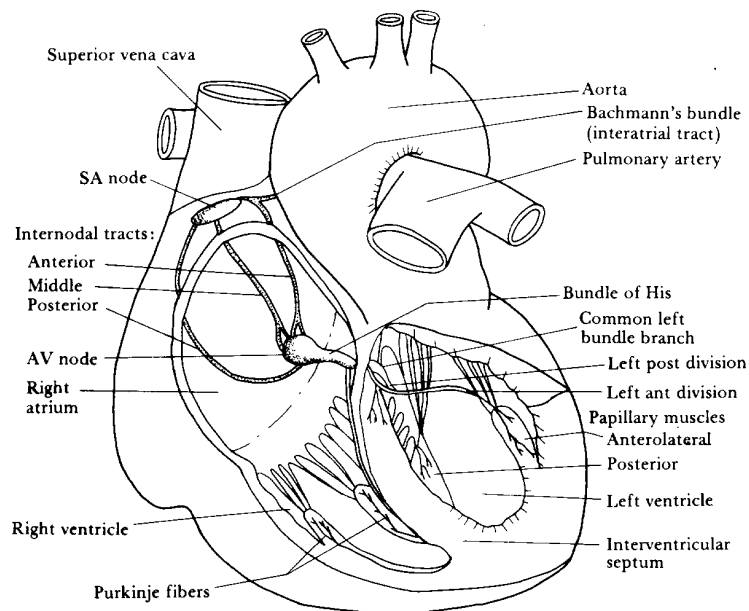


Figure 4.13 Distribution of specialized conductive tissues in the atria and ventricles, showing the impulse-forming and conduction system of the heart. The rhythmic cardiac impulse originates in pacemaking cells in the sinoatrial (SA) node, located at the junction of the superior vena cava and the right atrium. Note the three specialized pathways (anterior, middle, and posterior internodal tracts) between the SA and atrioventricular (AV) nodes. Bachmann's bundle (interatrial tract) comes off the anterior internodal tract leading to the left atrium. The impulse passes from the SA node in an organized manner through specialized conducting tracts in the atria to activate first the right and then the left atrium. Passage of the impulse is delayed at the AV node before it continues into the bundle of His, the right bundle branch, the common left bundle branch, the anterior and posterior divisions of the left bundle branch, and the Purkinje network. The right bundle branch runs along the right side of the interventricular septum to the apex of the right ventricle before it gives off significant branches. The left common bundle crosses to the left side of the septum and splits into the anterior division (which is thin and long and goes under the aortic valve in the outflow tract to the anterolateral papillary muscle) and the posterior division (which is wide and short and goes to the posterior papillary muscle lying in the inflow tract). (From B. S. Lipman, E. Massie, and R. E. Kleiger, *Clinical Scalar Electrocardiography*. Copyright © 1972 by Yearbook Medical Publishers, Inc., Chicago. Used with permission.)

Á 11.1 ábra

A szív autonóm működését igazolja, hogy megfelelő tápoldatba helyezve órákig képes a koordinált elernyedésre és összehúzódásra a szervezetből való eltávolítást követően is. (A legismertebb demonstráció béka vagy teknősbéka szívvel történik.) A szívben az ingerület megfelelő vezetését biztosító sejtek a szívizomzat kis részét teszik csak ki. A szív felépítését és az ingerületvezető ágakat mutatja az Á11.1 ábra.

A szívizomzat sejtei között történő ingerület átadás eredményeként a depolarizáció terjedni fog. Az Á11.2 ábrán látható, mit mérhetnénk egy ingerelhető sejteket tartalmazó szövetcsíkon egy akciós potenciál tovaterjedésekor. Az Á11.3 ábra mutatja, mit mérhetnénk hosszú refrakter fázissal rendelkező sejtek esetén (ilyenek a szívizomzatot alkotó sejtek).

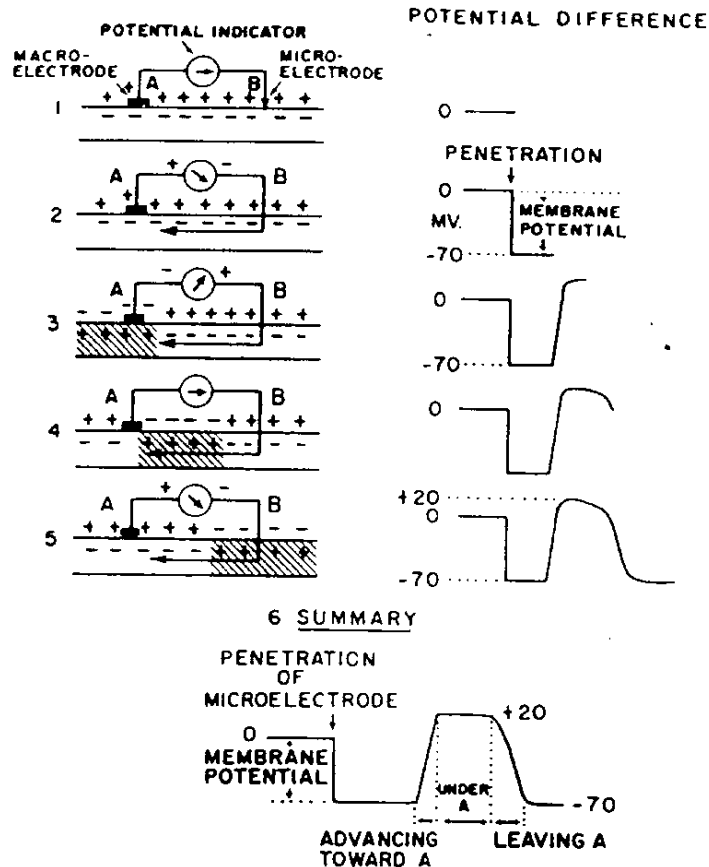


Figure 1 Genesis of the monophasic action potential.

Á11.2 ábra

A szív elektromos aktivitásának mérése az esetek döntő többségében a testfelszínen történik. Ez azt jelenti, hogy sok sejt aktivitásának eredőjét lehet csak mérni. Ennek értelmezéséhez megfelelő modellre van szükség.

11.2 A szív működés leírására használható modellek

A legrégebben használt modellek a szív elektromos aktivitását dipólussal írják le. Ennek alapja, hogy az aktív (depolarizált) és a passzív (polarizált) területek elektromos töltése eltérő. Ha sejtmembránok külső felületét tekintjük, akkor az aktív rész negatív a passzív részhez képest. A potenciál eloszlás a két terület határán elhelyezkedő dipólussal modellezhető, ld. Á11.4 ábra.

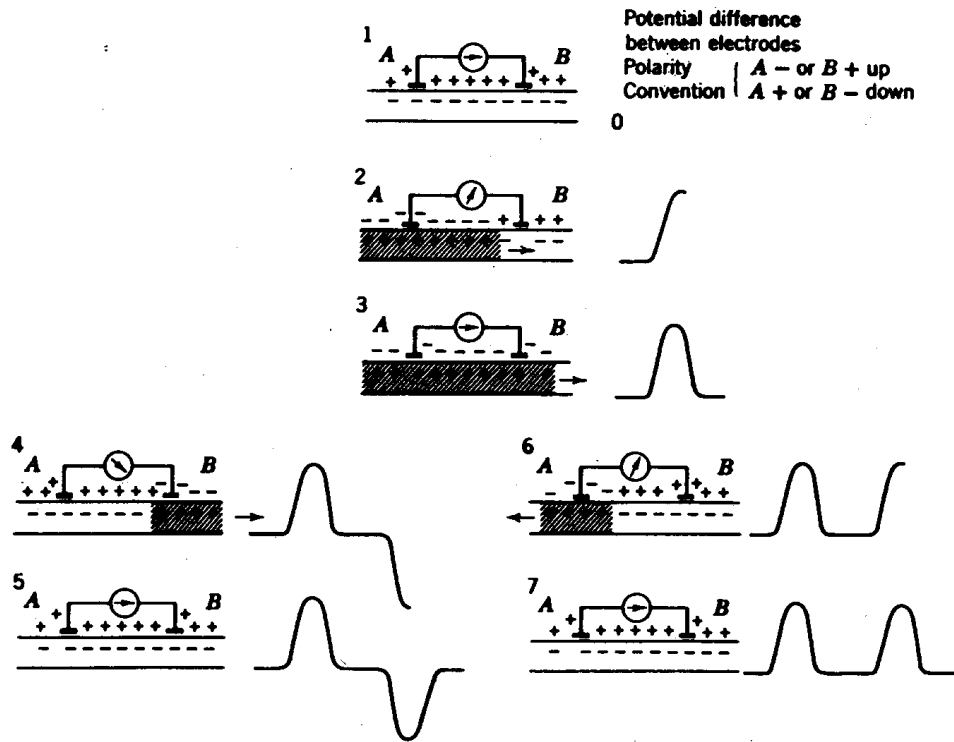


Figure 12 Genesis of an action potential in a tissue with a long refractory period.

Á11.3 ábra

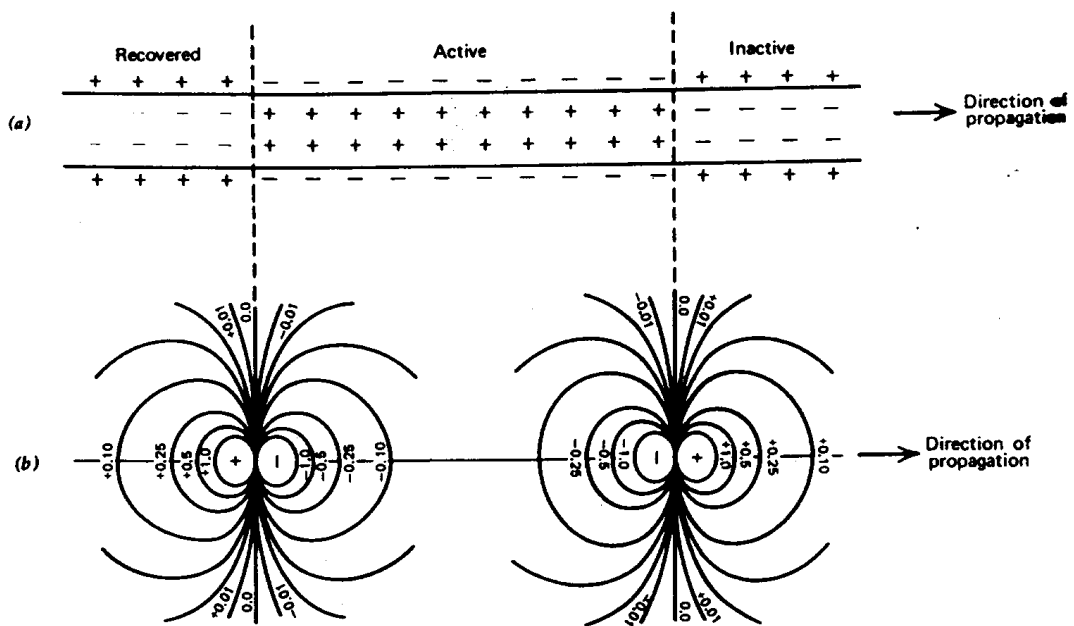


Figure 17 Application of the dipole concept to represent excitation and recovery. Because active tissue is electronegative to inactive and recovered tissue, the boundaries of active tissue can be equated to dipoles. The dipole of excitation travels with its positive pole facing the direction of propagation of excitation. The dipole of recovery travels with its negative pole facing the direction of propagation of recovery.

Á11.4 ábra

A testfelszín különböző pontjaira helyezett elektródokkal végzett mérései alapján Waller 1889-ben az Á11.5 ábrán bemutatott potenciál eloszlást kapta a kamrák összehúzódásának pillanatában (R hullám).

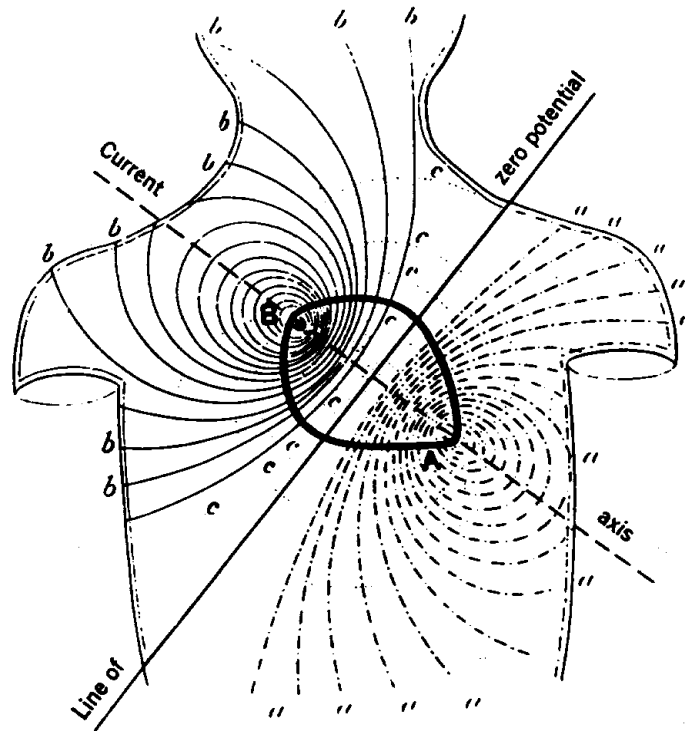


Figure 19 Waller's concept of the distribution of potential on the human thorax resulting from ventricular activity. [From A. D. Waller, *Philos. Trans. R. Soc. London, Ser. B* 180:169-194 (1889). By permission of the Royal Society.]

Á 11.5 ábra

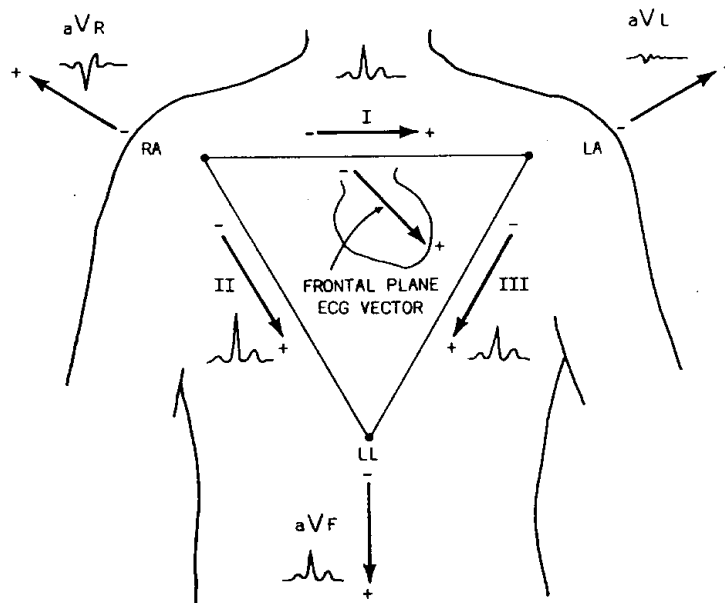


Fig. 5-2. The Einthoven triangle.

Á11.6 ábra

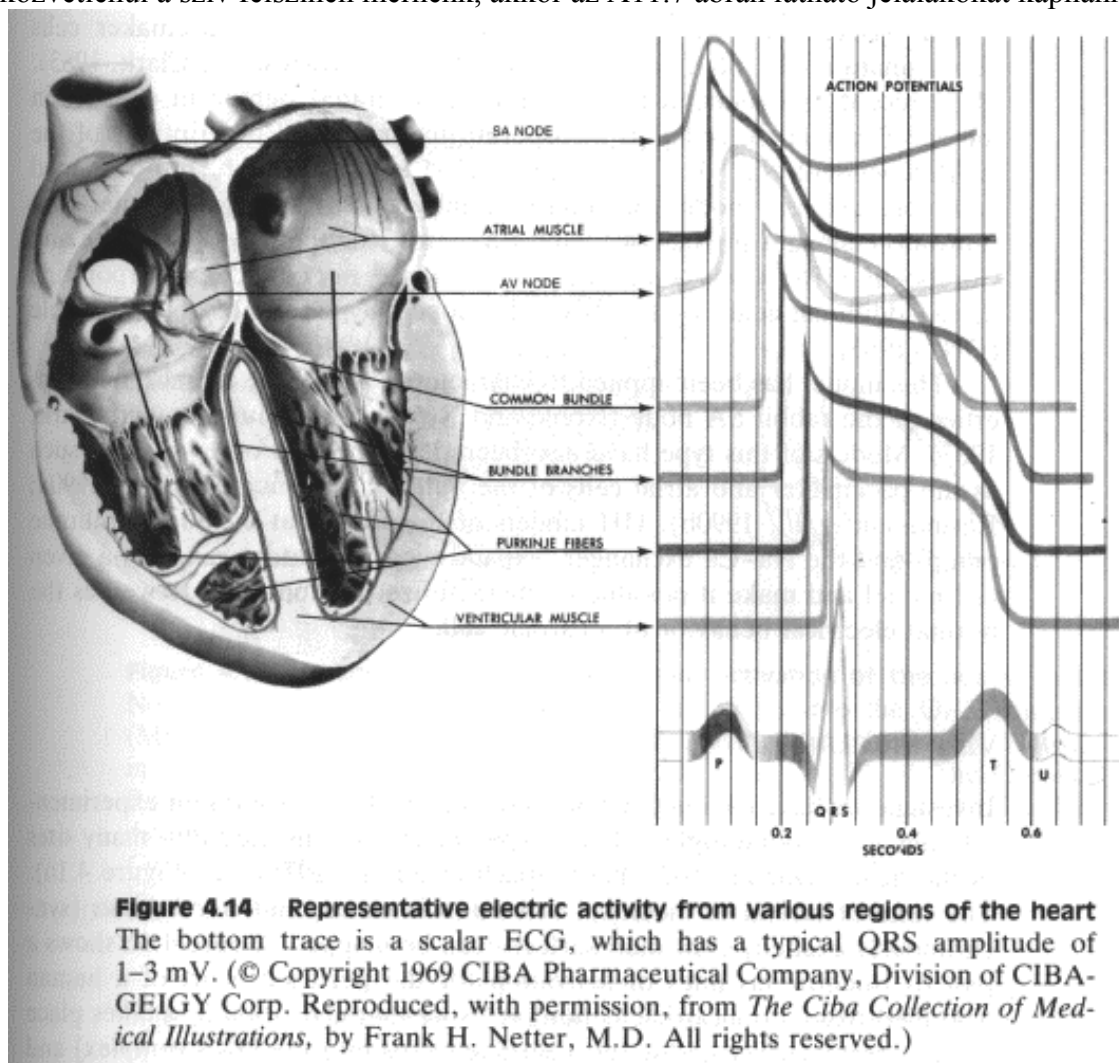
A szív elektromos aktivitásának vizsgálatához Einthoven a következő egyszerűsítő feltételezéseket javasolta.

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

Nyilvánvaló, hogy a fenti feltételezések egyike sem teljesül, azonban torzító hatásuk elhanyagolható. Az EKG kiértékelésben a szabványok megléte biztosítja a különböző helyeken különböző időkből készített felvételek összehasonlíthatóságát. Ezek az esetek döntő többségében az Einthoven által javasolt végtagi elvezetések használatával készülnek, ld. Á11.6 ábra.

11.3 A szív elektromos aktivitásának mérése

Ha közvetlenül a szív felszínén mérnénk, akkor az Á11.7 ábrán látható jelalakokat kapnánk.



Á11.7 ábra

A végtagi elvezetéseket használva az Á11.6 ábra mutat tipikus időfüggvényeket. Ezek a frontális síkban jellemzik a szív elektromos aktivitását. Az Á11.8 ábra mutatja az elektromos aktivitás jellemzésére használt három síkot. A mellkasi elektródok (ld. Á11.9 ábra) segítségével a transzverzális síkra, a nyelöcsőbe helyezett elektród segítségével (Á11.10 ábra) a szagittális síkra vetített aktivitást vizsgálhatjuk.

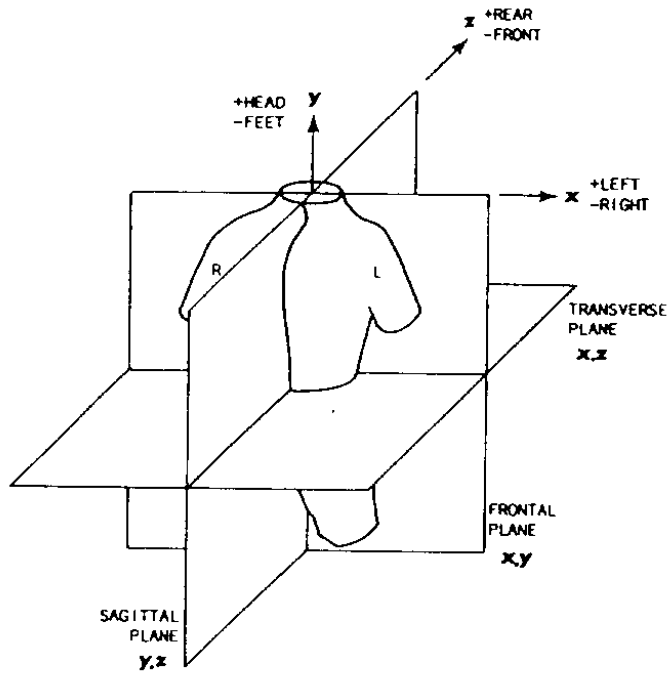


Fig. 6-1. VCG planes.

Á11.8 ábra

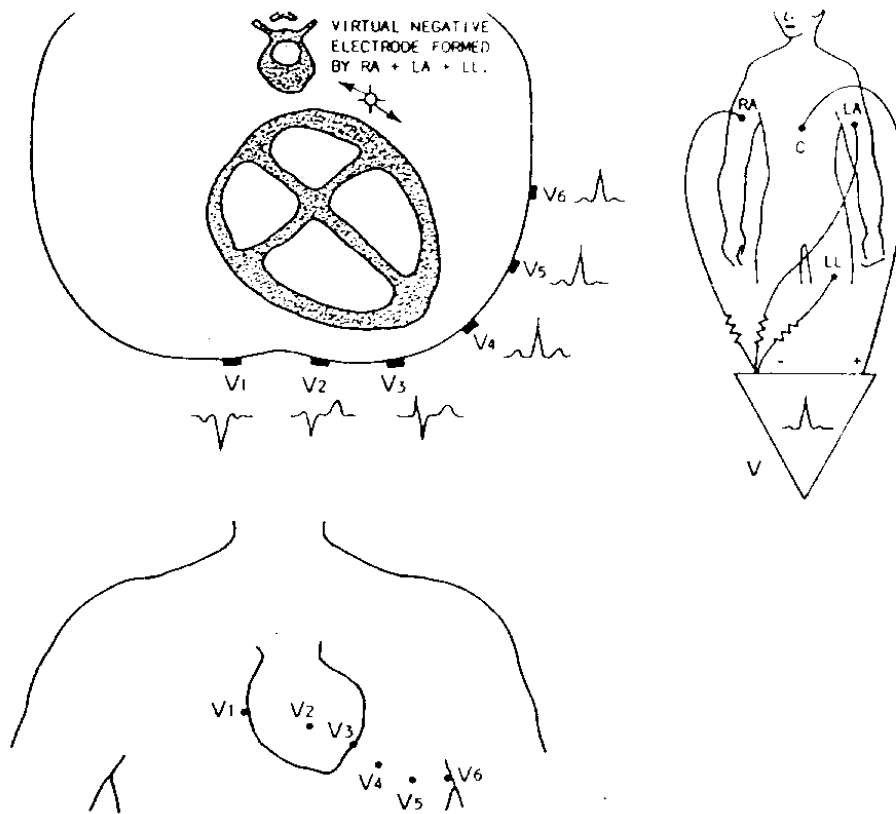


Fig. 5-11. Transverse plane ECG.

Á11.9 ábra

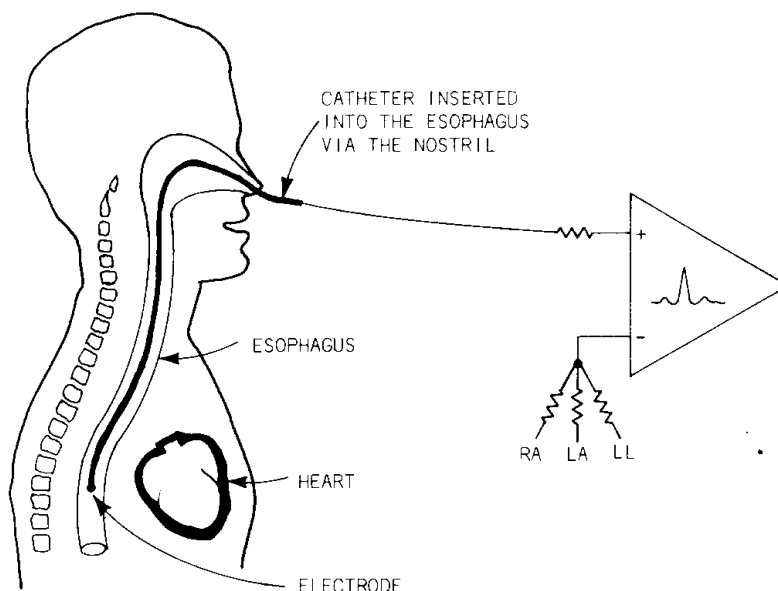


Fig. 5-13. Electrode positions — sagittal plane ECG's.

Á11.10 ábra

A három egymásra merőleges síkban történt felvétel lehetővé teszi, hogy a szív elektromos aktivitását minden időpillanatban egyetlen dipólussal közelítve annak térbeli mozgását megjelenítsük. Ezt nevezzük vektorkardiográfiának. Az Á11.11 ábra mutat egy vektorkardiogramot, az Á11.12 ábra pedig egy olyan elektród elrendezést, amelyiket speciálisan erre a célra fejlesztett Frank a súlyozó ellenállás hálózattal együtt.

A szív elektromos aktivitásának jellemzésére használnak felületi potenciál térképezést is. Ekkor a törzsre sok, 32...200 elektródot helyeznek fel és az ezen pontokon mért potenciál-idő függvények alapján számítják ki a szívizomzat egyes részeinek aktivitását. Az Á11.13 ábra mutatja, hogyan változik a testfelszíni potenciáltérkép az R hullám alatt. A különböző kutató laboratóriumokban eltérő elektród elrendezéseket használnak, az ezekkel nyert eredmények átszámítása csak korlátozott pontossággal lehetséges. A módszer alkalmas a kamra - pitvar közti nemkívánatos átvezetés helyének cm-es pontossággal történő meghatározására.

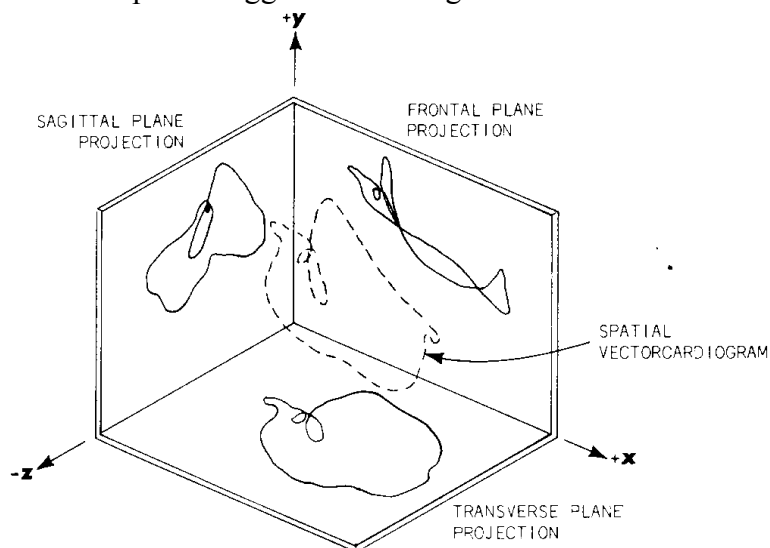


Fig. 6-2. VCG projections.

Á11.11 ábra

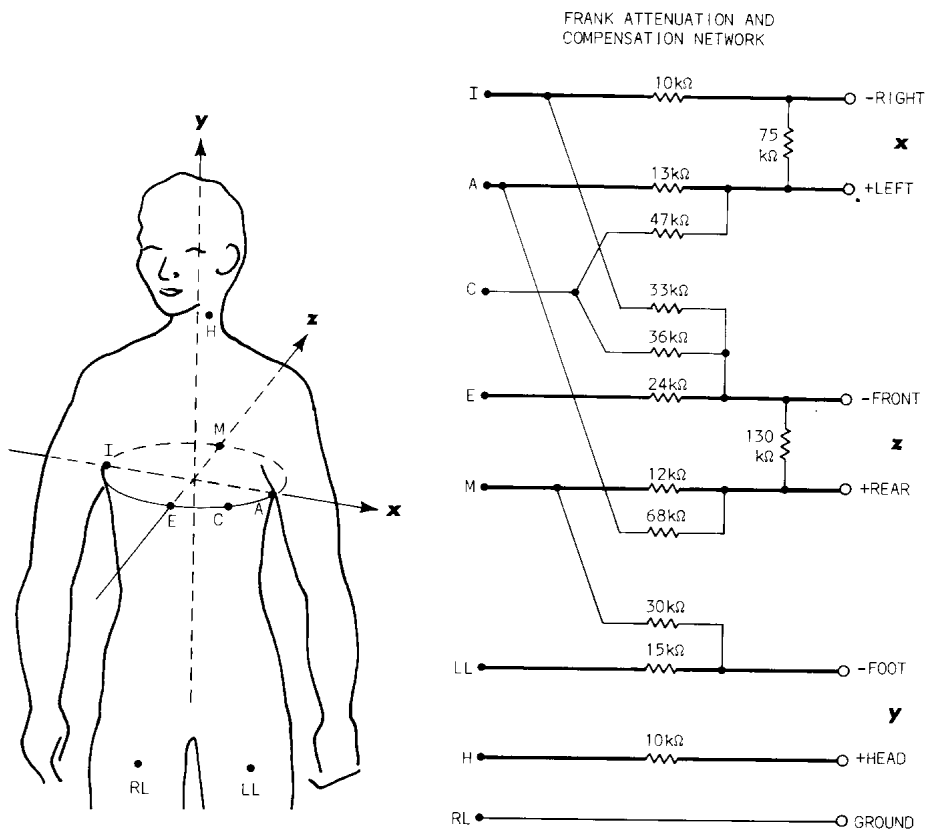
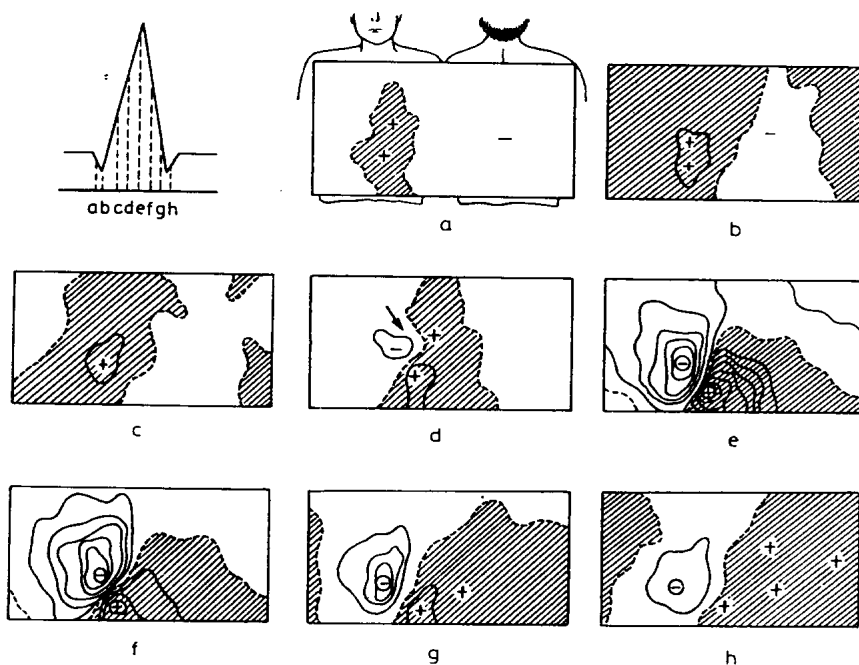


Fig. 6-3. Frank electrode positions.

Á11.12 ábra



128. ábra. Normál felületipotenciál-megoszlás a depolarizáció időtartama alatt

Valamennyi felületi térkép bal oldala a mellkas mellső felszínét, jobb oldala a mellkas hátsó felszínét reprezentálja. A vonalkázott területek pozitív, az üres területek negatív potenciálértékeket jelölnek: a 0 potenciálérték szaggatott vonallal került ábrázolására. A olyamatos vonallal jelzett izopotenciál-kontúrok egymáshoz képest 0,5 mV-os potenciálkülönbségeket reprezentálnak.

Á11.13 ábra

11.4 Az EKG időfüggvény jellemzői

Tipikus végtagi elvezetés időfüggvényt mutat az Á11.14 ábra.



Fig. 1. Typical ECG waveform for three consecutive heartbeats. The analysis program's assignment is to locate each of the PQRST complexes correctly, and to measure the height, the width, and a multitude of other parameters as depicted in Fig. 2.

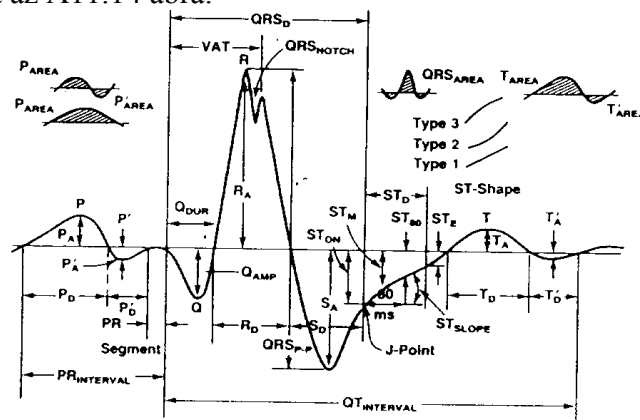


Fig. 2. Measured ECG parameters for ECG shown in Fig. 1

Á11.14 ábra

Az EKG jelek kiértékelését természetesen az orvosok végzik. A kiértékelés segítésére a következő paramétereket szokás kiszámítani.

A ciklusok ismétlődésének jellemzésére:

- pillanatnyi szívfrekvencia (RR távolság alapján),
- néhány ciklusra átlagolt szívfrekvencia.

Egy cikluson belül számolt időadatok:

- PQ távolság,
- QT távolság,
- ST távolság.

Egy cikluson belüli forma analízis:

- ST szakasz emelkedése,
- R csúcs alakja, nagysága,
- P hullám alatti terület,
- R hullám alatti terület,
- T hullám alatti terület.

Ezen felül minősíteni kell, hogy egy szív ciklus "normális" vagy extra összehúzódból ered-e.

11.5 Patológiás EKG jelek

Előfordul, hogy a kamra falában vagy az inger vezetési úton egy ún. ektopikus ütemadó van, amelyik időnként egy összehúzódbást kezdeményez a szinusz csomóból induló ingerülettől függetlenül. Ezt extraszisztolának hívják, angolul szokásos még a PVC (premature ventricular beat, idő előtti kamrai összehúzódbás) elnevezés is. Erre mutat példát az Á11.15 ábra.

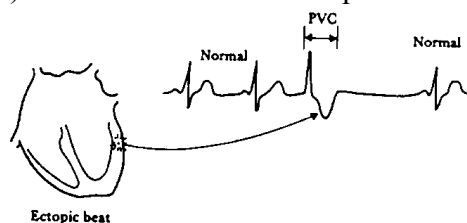


Figure 4.20 Normal ECG followed by an ectopic beat An irritable focus, or ectopic pacemaker, within the ventricle or specialized conduction system may discharge, producing an extra beat, or extrasystole, that interrupts the normal rhythm. This extrasystole is also referred to as a premature ventricular contraction (PVC). (Adapted from Brendan Phibbs. *The Human Heart*, 3rd ed., St. Louis: The C.V. Mosby Company, 1975.)

Á11.15 ábra

Az ingerületvezetés leggyakoribb problémái az AV csomóhoz kapcsolódnak. Az Á11.16 ábra kétféle problémát szemléltet. Az (a) ábra a teljes AV blokkot (harmadfajú blokk) mutatja, amikor a kamrák felé egyáltalán nem jut el a pitvarok felől jövő ingerület. Ilyenkor a pitvarok és a kamrák teljesen aszinkron módon működnek. A kamrák felé a gerjesztő jeleket vagy az AV csomóban levő vagy a kamra falában levő, a szinusz csomóhoz hasonlóan önfenntartó gerjesztést adni tudó sejtcsoportok biztosítják. Ezek saját frekvenciája kisebb, mint a szinusz csomó frekvenciája.

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

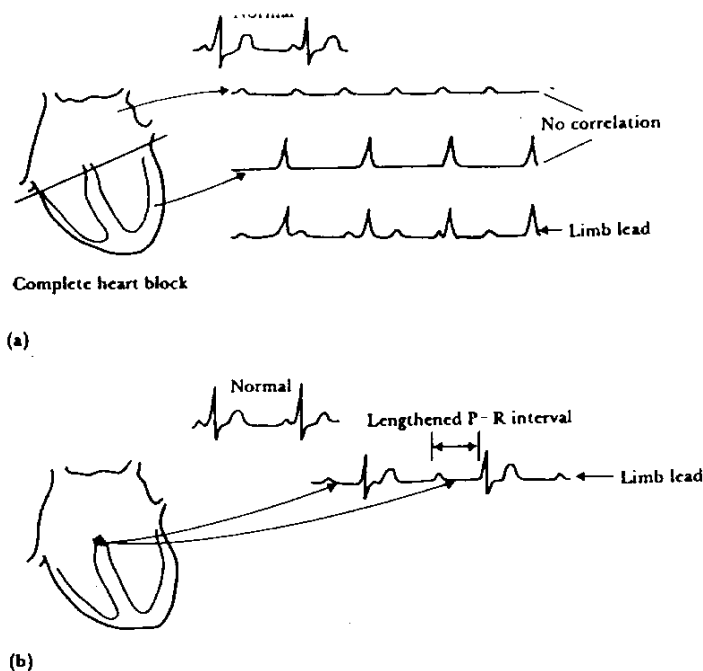
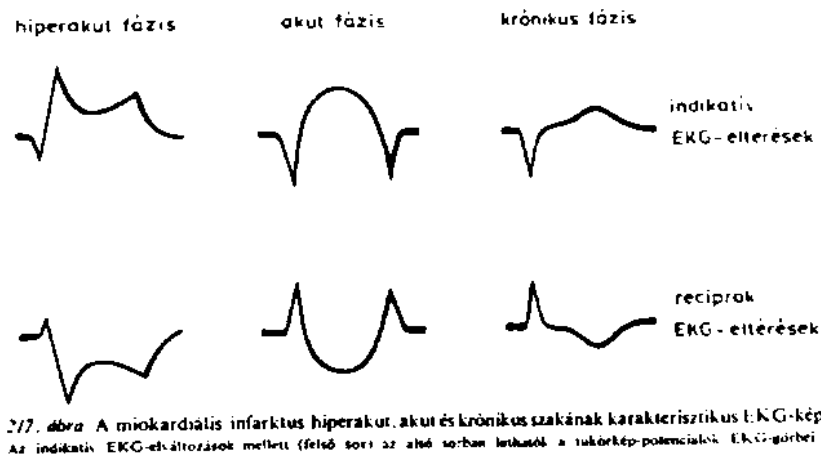


Figure 4.19 Atrioventricular block (a) Complete heart block. Cells in the AV node are dead and activity cannot pass from atria to ventricles. Atria and ventricles beat independently, ventricles being driven by an ectopic (other-than-normal) pacemaker. (b) AV block wherein the node is diseased (examples include rheumatic heart disease and viral infections of the heart). Although each wave from the atria reaches the ventricles, the AV nodal delay is greatly increased. This is first-degree heart block. (Adapted from Brendan Phibbs, *The Human Heart*, 3rd ed. St. Louis: The C.V. Mosby Company, 1975.)

Á11.16 ábra

A szívinfarktus során a szívizomzat egy része elhal, ez a terület a továbbiakban összehúzódásra nem képes, elektromos állapota nem változtatható meg. Az infarktusos terület az idő előrehaladtával más módon jelentkezik az EKG-n. Az Á11.17 ábra a hiperakut, akut és krónikus fázis jellemző képét mutatja. A hiperakut fázis a koszorúsér-elzáródás után percekkel kezdődik és rendszerint néhány óráig tart. Ebben a fázisban jellemző az ST szakasz és a T hullám megváltozása. Az akut vagy heveny szakasz az infarktust követően néhány órával kezdődik és néhány (3...6) hónapig tart. Ennek a szakasznak jellemzője a negatív Q hullám, az ST eleváció és a negatív T hullám. A krónikus fázisban jellemző a negatív Q hullám az izoelektromos ST szakasz és a pozitív T hullám. Természetesen az infarktus helyétől és kiterjedésétől függően nagyon sokféle elváltozás alakulhat ki.



Á11.17 ábra

A szív rendellenes működései közül az egyik legveszélyesebb a fibrilláció. Ilyenkor az ingerület szétterjedése és visszahúzódása nem rendezetten történik. A kamrai fibrilláció eredménye, hogy a szív nem pumpál vért az artériákba, így ez az állapot percek alatt halált okoz. Az Á11.18 ábra a pitvari és a kamrai fibrilláció jellegzetes időfüggvényeit mutatja. Az Á11.19 ábrán a kamrai fibrilláció hatására bekövetkező vérnyomásváltozást is láthatjuk.

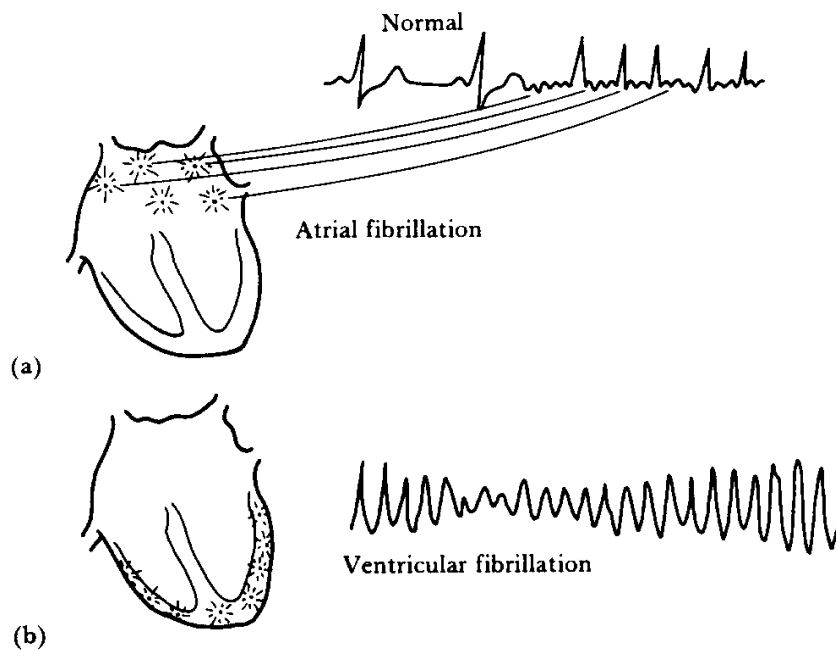


Figure 4.22 (a) Atrial fibrillation. The atria stop their regular beat and begin a feeble, uncoordinated twitching. Concomitantly, low-amplitude, irregular waves appear in the ECG, as shown. This type of recording can be clearly distinguished from the very regular ECG waveform containing atrial flutter. (b) Ventricular fibrillation. Mechanically the ventricles twitch in a feeble, uncoordinated fashion with no blood being pumped from the heart. The ECG is likewise very uncoordinated, as shown. (Adapted from Brendan Phibbs, *The Human Heart*, 3rd ed., St. Louis: The C.V. Mosby Company, 1975.)

Á11.18 ábra

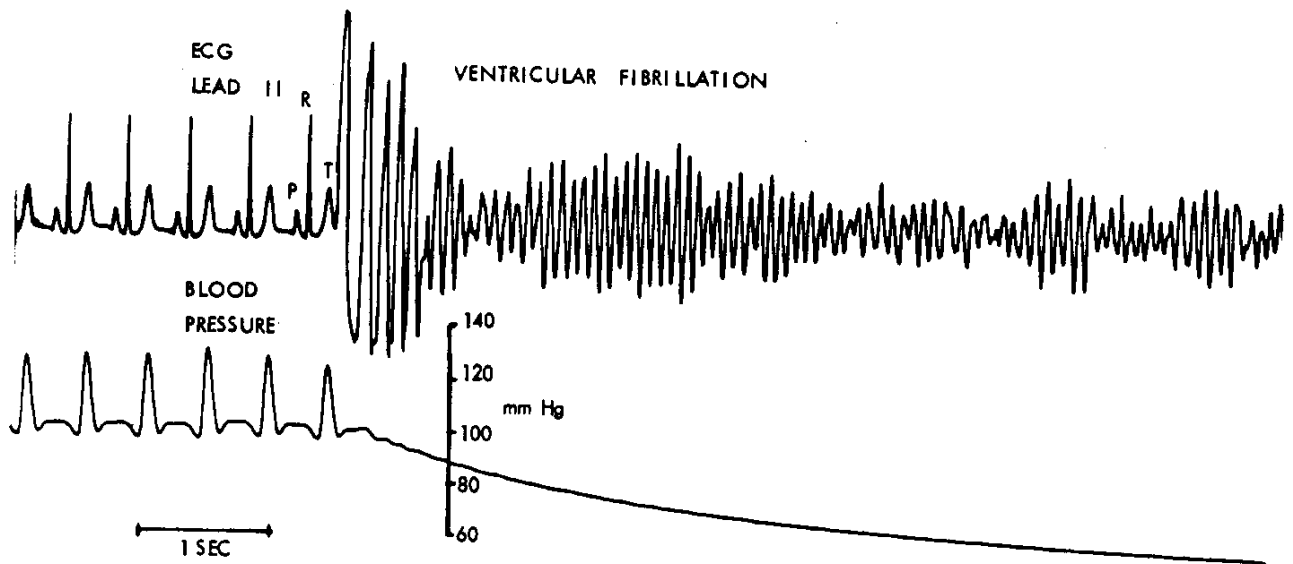


Figure 48 The precipitation of ventricular fibrillation in the dog by applying repetitive electrical stimuli to the right ventricle. Note the replacement of the QRS-T complex by fibrillation waves and the sudden fall in blood pressure.

Á11.19 ábra

További EKG időfüggvények láthatók a <http://www.sghms.ac.uk/depts/cardiology/esc/> címen.

11.6 EKG jelfeldolgozás

Az EKG jel karakterisztikus része a QRS komplex. Ezen a szakaszon a legnagyobb a jel meredeksége és általában itt a legnagyobb az amplitúdó is. A QRS detektálás általában az EKG jelfeldolgozás első lépése. A QRS (időbeli) helyének ismeretében a további paraméterek meghatározása egyszerűbbé válik. Az Á11.20 ábra egy jellemző EKG időfüggvény frekvencia spektrumát mutatja.

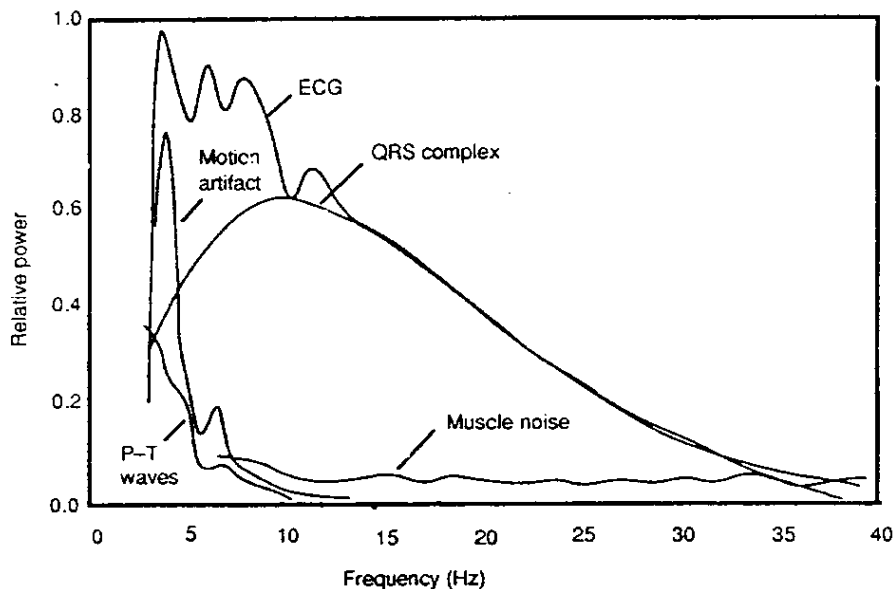


Figure 12.1 Relative power spectra of QRS complex, P and T waves, muscle noise and motion artifacts based on an average of 150 beats.

Á11.20 ábra

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

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

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

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

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

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

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

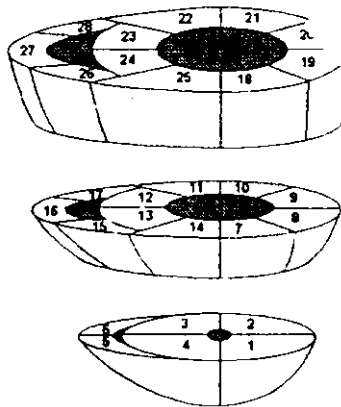


Fig. 1. Myocardium model divided into 28 segments representing the MD model of the cardiac electric generator.

Á11.21 ábra

A testfelszíni térképezéssel készített felvételeket általában végeelem módszerrel dolgozzák fel. A szívizomzatot részekre osztva meghatározzák, hogy egy-egy rész milyen mértékben járult hozzá az egyes elektródokkal mért időfüggvényekhez. Az Á11.21 ábra egy egyszerű modellt mutat a kamrák elektromos aktivitásának leírására. Léteznek több száz, esetenként több ezer elemet használó modellek is.

Még a jelenlegi technikai háttér mellett is sok esetben szükség van az EKG felvételek tömörítésére, elsősorban akkor, ha a felvételeket más helyről is elérhetővé akarjuk tenni. A tömörítés általános elveit a 8.1 fejezet tartalmazza. Az EKG jel esetében kihasználhatjuk, hogy viszonylag hosszú szakaszain a jelváltozási meredekség kicsi. Így a mintavételezett pontok különbségeit előállítva a nullához közeli értékek nagy gyakorisággal fognak előfordulni. Ez a változó hosszúságú kódolás során segíti a tömörítést.

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

11.7 Diagnosztizálás és annak korlátai

A diagnosztizálás során a szív elektromos aktivitásának eredményeképpen a testfelszínen mérhető potenciálokból következtetünk a szív állapotára. Nehézséget okoz, hogy nem közvetlenül a szív felszínén mérünk, hogy azonos testfelszínen mért jelek nem feltétlenül azonos szív működésből erednek. A szív működést kísérő elektromos jelekből következtetünk a szív működésre, ezt inverz problémának hívják. Természetesen az EKG kiértékelése nem a mérnök feladata, még kevésbé az az ennek alapján meghatározandó kezelés. A mérnökök az orvosokkal együttműködve arra törekcszenek, hogy megfelelő jelfeldolgozással a jel/zaj viszonyt javítsák és a felvett időfüggvényeket jellemző paramétereket előállítsák.

A különböző jelfeldolgozó algoritmusok értékelésére olyan adatbázisok szolgálnak, amelyekben levő felvételeket orvosok (kardiológusok) már értékelték. A jelfeldolgozó algoritmusok teljesítményét azok szelektivitása (a meglevő minták, pl. QRS komplexek közül hányat ismer fel) és specificitása (hány esetben jelzi egy minta meglétét, amikor az nincs jelen) jellemzi.

A legismertebb és legszélesebb körben használt, kardiológusok által minősített az MIT-BIH adatbázis. Ebben végtagi elvezetésekkel készített különböző felvételek vannak, amelyek hossza 15 perc, mintavételi frekvenciája 360 Hz. Minden QRS komplex minősített. A minősítést kardiológusok végezték egymástól függetlenül, egyetértés hiányában utólag egyeztettek. Az így elkészített mintegy százezer QRS minősítés közül az eltelt évek alatt mindössze egyet kellett megváltoztatni.

Az adatbázisok felhasználásával beállított feldolgozó algoritmusok esetében fennáll a veszély, hogy működésük az adott adatbázisban nem szereplő felvételekre kedvezőtlenebb lesz.

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

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

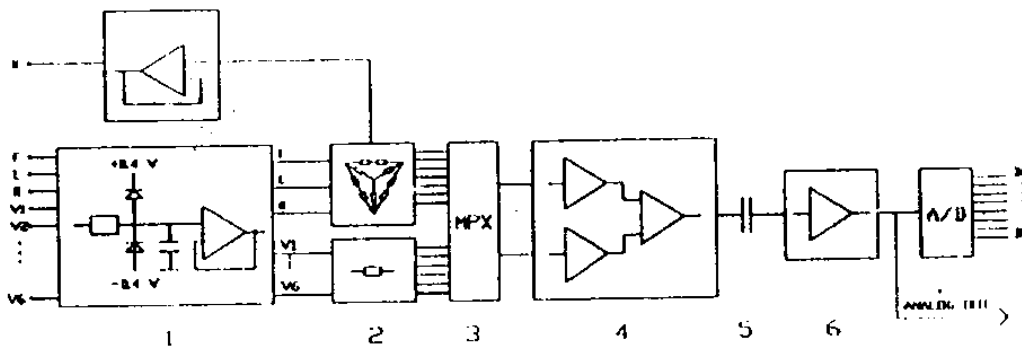
11.8 Készülékek

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

A főbb készüléktípusok a következők:

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

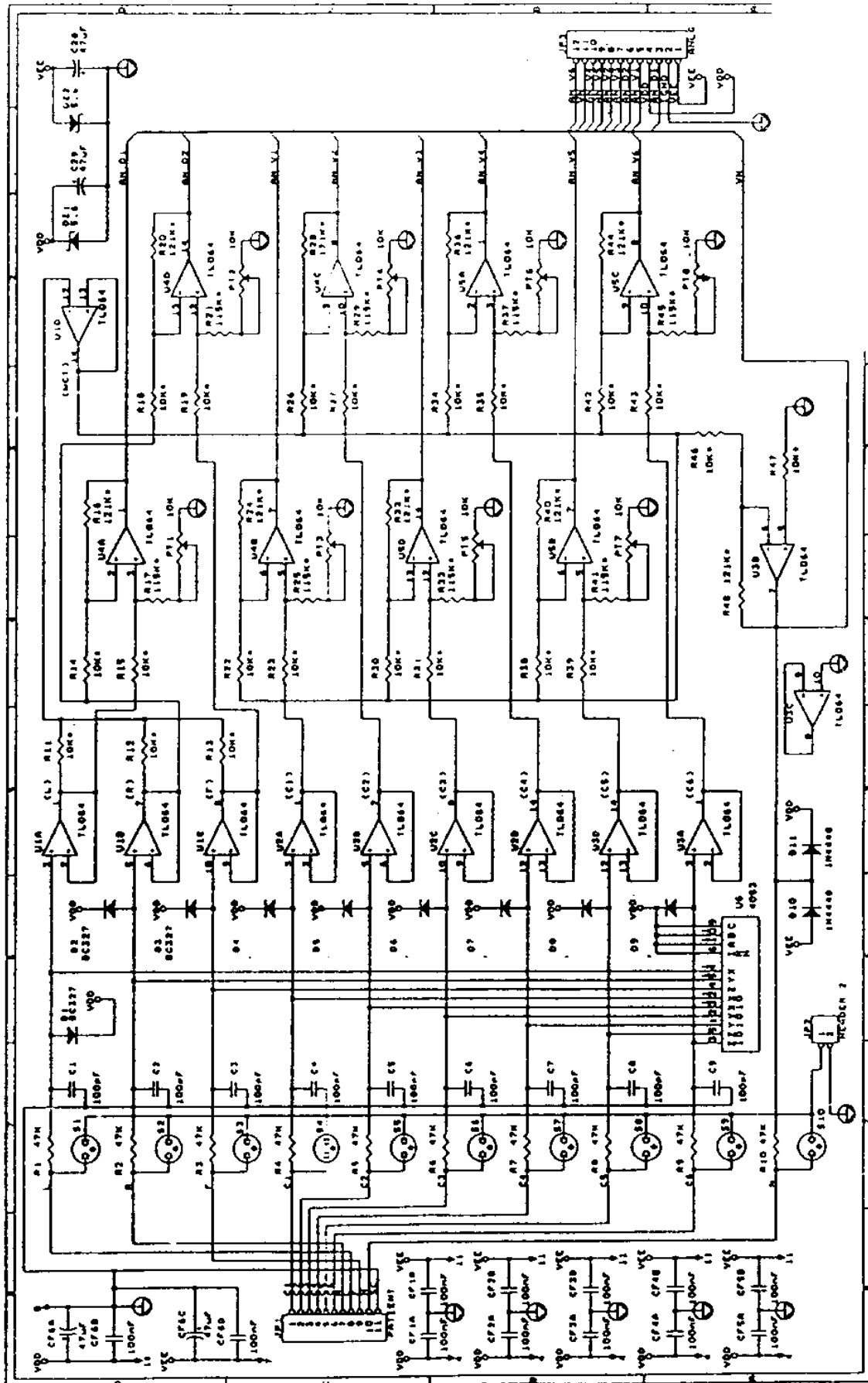
Az Á11.22 ábra egy általánosan érvényes blokkvázlatot mutat, az Á11.23 ábra pedig egy normál, nyugalmi EKG felvételre használható készülék bemeneti fokozatának elvi kapcsolási rajzát mutatja.



1. ábra

A Heart Mirror EKG erősítőcsatornájának tömbvázlata

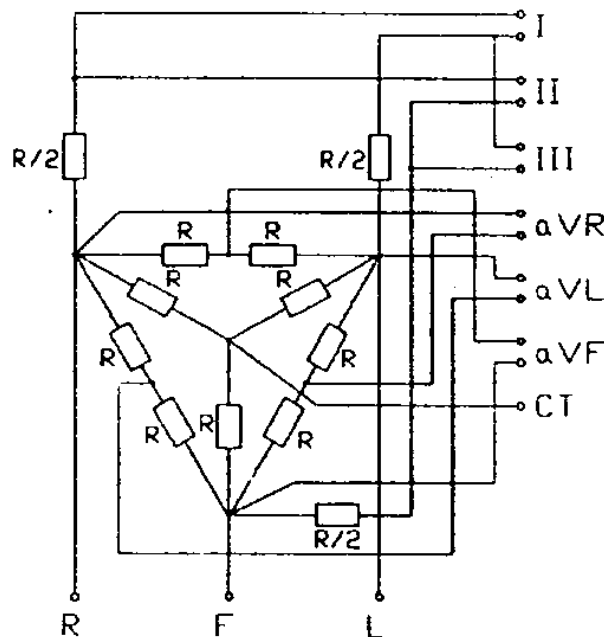
Á11.22 ábra



Á11.23 ábra

Az Á11.23 ábrán bemutatott készülékben a bemeneti védelmet gáztöltésű csövekkel (S1...S10) oldották meg. Ezt követően egy aluláteresztő szűrő (pl. az R elektródhoz kapcsolódó ágba R2-C2) és egy diódás védelem következik. Minden ágba egy követő erősítő található majd differencia erősítőkkel megtörténik az I és II illetve a V1...V6 elvezetések előállítás. A frontális síkhoz rendelt többi elvezetés (III, aVR, aVL, aVF) az I és II elvezetések alapján, számítással kerül meghatározásra. A Wilson pont előállítása (R, L és F elektródokon mérhető potenciálok átlaga) az R11, R12 és R13 ellenállásokkal történik meg. Méréstechnikai szempontból előnyös lenne a paciens leföldelése ez azonban életvédelmi okokból nem engedhető meg. Az aktívan meghajtott jobb láb technika egyben a közösjel elnyomás növelését is lehetővé teszi. Az Á11.23 ábrán látható készülékben ezt az U3B erősítővel és az R46, R48 ellenállásokkal oldották meg. Ha a meghajtott jobb láb elektródra (biztonsági okból egy soros ellenálláson keresztül) kapcsolódó erősítő erősítése A_j , akkor a közösjel elnyomás növekedése $1 + 2A_j$. A meghajtott jobb láb elektródon keresztül kialakuló hurok stabil kell legyen, így A_j nem növelhető tetszőlegesen. A meghajtott jobb láb technikát használó készülékekben lehetőség van a végtagi elektródok és a bőr közti kontaktus folyamatos monitorozására. Az Á11.23 ábrán bemutatott kapcsolásban az R47 ellenállással kössünk sorba egy négyszögjel generátort. Ennek jele a végtagi elektródokhoz kapcsolódó mindegyik ágba megjelenik, tehát közös jelnek tekinthető. A nagy közösjel elnyomás miatt ez a szimmetrikusan kialakított elvezetésekben elhanyagolható mértékű zavart okoz mindaddig, amíg a bőr-elektrod kapcsolódásoknál jó a kontaktus. Ha egy elektród leszakad, akkor a hozzátartozó ágba természetesen nem lesz jelen a négyszögjel, a többi ágba pedig a négyszögjel amplitúdója megnő. Ez könnyen detektálható és az elektród leszakadás a kezelő felé jelezhető.

Einthoven egyszerűsítő feltételezéseiből következően a frontális síkban levő hat elvezetés közül csak kettő független, a többi négy ezen kettő alapján kiszámítható. Ezért általában a készülékek csak két frontális elvezetés jelét tárolják el. A megjelenítéshez azonban szokás mind a hat frontális síkban értelmezett elvezetést előállítani. Attól függően, hogy a készülék hány csatornás, ezen elvezetések közül egyszerre nem feltétlenül jeleníthető meg mind. Az R, L és F végtagi elektródok jeléből az I, II, III, aVR, aVL és aVF elvezetéseket előállító ellenállás hálózatot az Á11.24 ábra mutatja.



Á11.24 ábra

12 Szívritmus szabályzó, defibrillátor, kardioverter, IABP

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

12.1 Szívritmus szabályzó

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

A szívritmus szabályzóba a következő típusú érzékelők építhetők be.

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

Ezeket a paramétereket lehetséges beültetett érzékelőkkel folyamatosan mérni.

A szívritmus szabályzókat általában a bőr alá ültetik be, hozzájuk a szívüregben levő elektródok hajlékony vezetékkel kapcsolódnak. Minden szív összehúzódás meghajlítja a vezetékeket, ami miatt különlegesen rugalmas anyag használatára van szükség. A legtöbb esetben rugó szerűen kialakított a vezeték. Az elektródok biztonságos kapcsolódása szintén fontos. Az Á12.1 ábra az elektródok két lehetséges kialakítását mutatja.

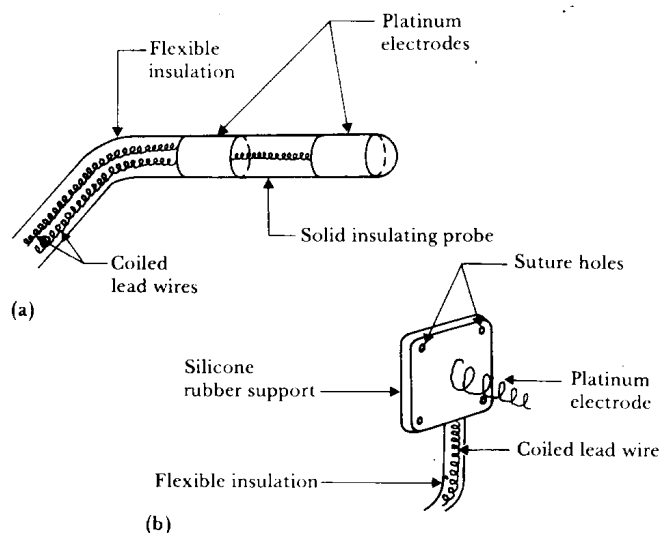


Figure 13.2 Two of the more commonly applied cardiac pacemaker electrodes
(a) Bipolar intraluminal electrode. (b) Intramyocardial electrode.

Á12.1 ábra

A szívritmus szabályzók esetében fontos a hosszú élettartamú és nagy megbízhatóságú tápellátás. Számítsuk ki, milyen energiát kell szolgáltatnia egy szívritmus szabályzónak. Tételezzünk fel 70/perc értékű átlagos frekvenciát, 5 V amplitúdójú, 2 ms időtartamú impulzusokat. Legyen a leadott teljesítmény a szívritmus szabályzó által igényelt összes teljesítmény 25 %-a. A tápellátást két lítium cella sorba kapcsolva biztosítja, ez 5.6 V feszültséget jelent. A szabályzóra kapcsolódó terhelést 2 k Ω -nak tekintjük. Egy impulzus így 25 μ J energiát jelent, $[(5V)^2 \times 2 \text{ ms}] / 2 \text{ k}\Omega$. Tíz év alatt kb. 3.7×10^8 impulzusra van szükség, ezek 9.2 kJ energiát jelentenek. A tápellátásnak ennek négyszeresét kell biztosítania, ez 36.8 kJ. Átszámítva ez az 5.6 V-os telepektől 1.83 Ah kapacitást követel meg, kerekítve 2 Ah-t. Részben ezen relatíve nagy kapacitás részben az igényelt nagy megbízhatóság miatt speciális elemeket használnak, általában lítium-jód típusúakat.

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

12.2 Defibrillátorok

Nagyon veszélyes, ha megszűnik a szív üregeinek rendezett összehúzódása és elernyedése. Életveszélyt jelent, ha ez a zavar a kamrákra is kiterjed. A kamrai fibrilláció megszüntetése defibrillátorral lehetséges. Ez egyetlen, igen nagy energiájú és rövid impulzust bocsát ki annak érdekében, hogy a szív sejtjei azonos elektromos állapotot vegyenek fel. Ha ezt az állapotot sikerül elérni, akkor a szív rendezett mozgása újra elindulhat. Előfordul, hogy a rendezett mozgás újraindulásához külső ingerre van szükség.

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

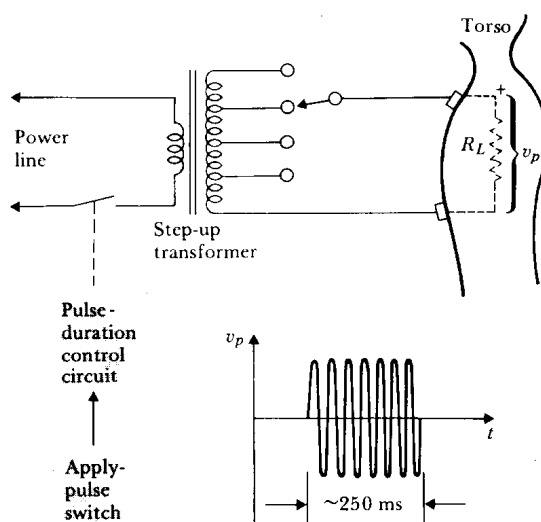


Figure 13.10 Basic arrangement for an ac defibrillator

Á12.2 ábra

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.

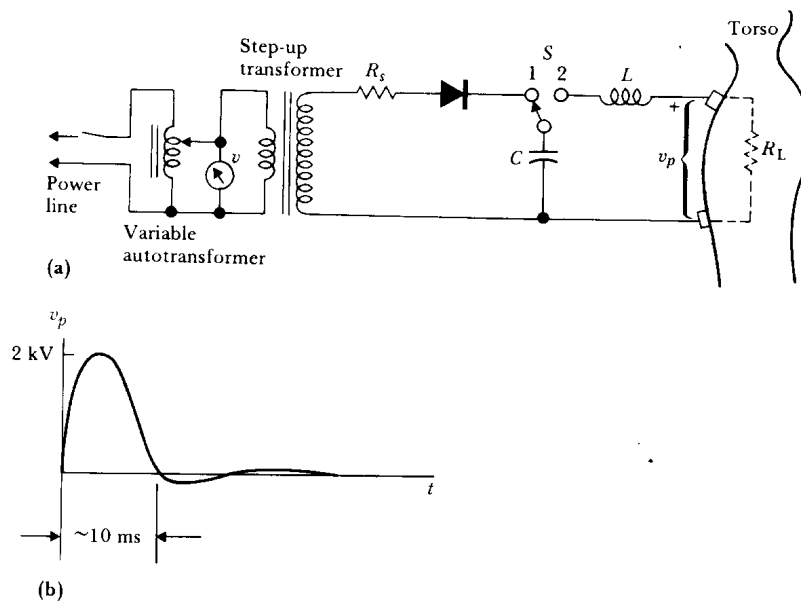


Figure 13.11 (a) Basic circuit diagram for a capacitive-discharge type of cardiac defibrillator. (b) A typical waveform of the discharge pulse. The actual wave-shape is strongly dependent on the values of L , C , and the torso resistance R_L .

Á12.3 ábra

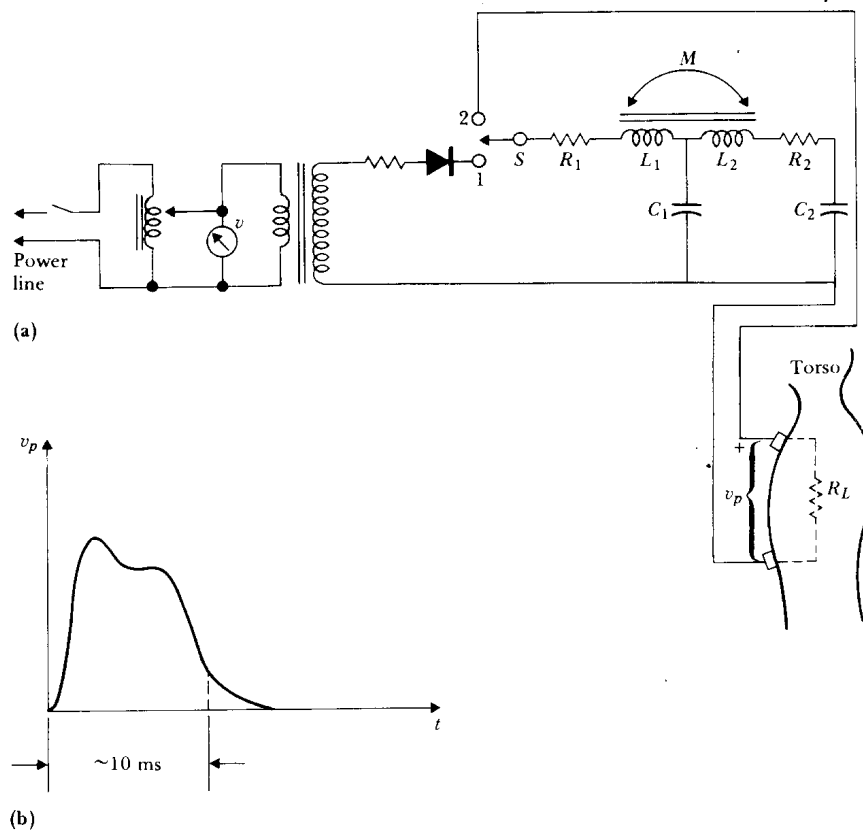


Figure 13.12 (a) Circuit diagram for the delay-line type of capacitive-discharge cardiac defibrillator. Addition of the delay line extends the duration of the discharge pulse near its peak value. (b) The waveform of the actual pulse depends on values of the circuit components. The dashed line indicates the tail of a trapezoidal defibrillator waveform.

Á12.4 ábra

Általában a kapacitás mindkét kivezetését átkapcsolják. A DC defibrillátorok esetén elvárás, hogy kb. 10 másodpercen belül újra használhatók legyenek. A megfelelő gerjesztéshez 50...100 J szükséges, ha az elektródokat közvetlenül a szív felszínére helyezik, maximálisan 400 J, ha testfelszíni elektródokat alkalmaznak. Ezen adatok alapján és az alkalmazott hullámforma ismeretében 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 jelalaktól függően. Az Á12.4 ábra egy elnyújtott impulzus formájú jelalakot biztosító DC defibrillátort mutat. Ennél a szükséges maximális amplitúdó kb. 1 kV. A legkisebb amplitúdót a trapéz alakú kimeneti jel garantálja, ld. Á12.5.

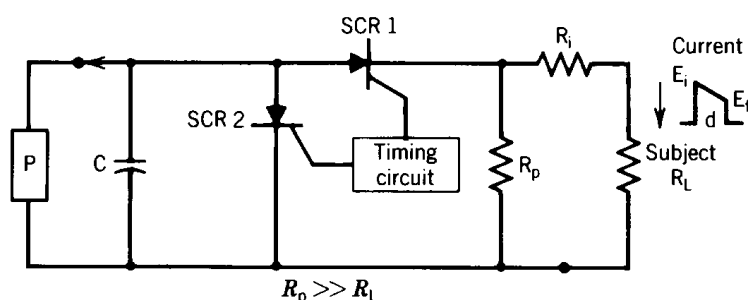


Figure 41 Circuit diagram of a typical trapezoidal (truncated exponential) wave defibrillator.

Á12.5 ábra

A defibrillátoroknál használt elektródokkal szemben elvárás, hogy nagy áramot (több tíz amper, a paciens ellenállásától függően elérheti a 90 ampert is) legyenek képesek leadni. Ehhez nagy felületre van szükség, részben azért, hogy kicsi legyen a veszteség az elektród-bőr átmenet impedanciája miatt, részben azért, hogy az égési sérülések kockázata minimális legyen. Az Á12.6 ábra szokásos elektród felépítéseket mutat, az (a) egy közvetlenül szívfelszínre tehető ún. kanalas elektródot, a (b) a testfelszínen alkalmazható korong elektródot. Ez utóbbi szokásos átmérője 10 cm, így felülete kb. 80 cm^2 . Mindkét elektród nyelén van az a kapcsoló, amelyik a defibrillálást végző kezelő biztonságát szolgálja. Az elektródon csak a kapcsoló lenyomva tartott állásában jelenik meg a gerjesztő impulzus.

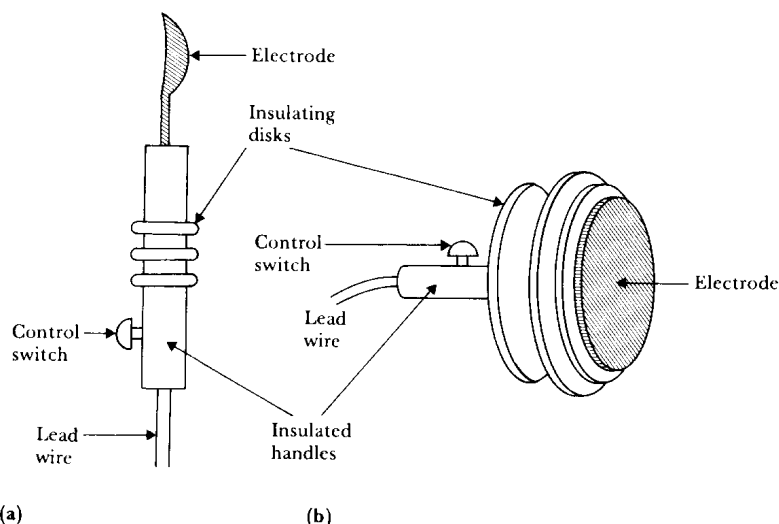
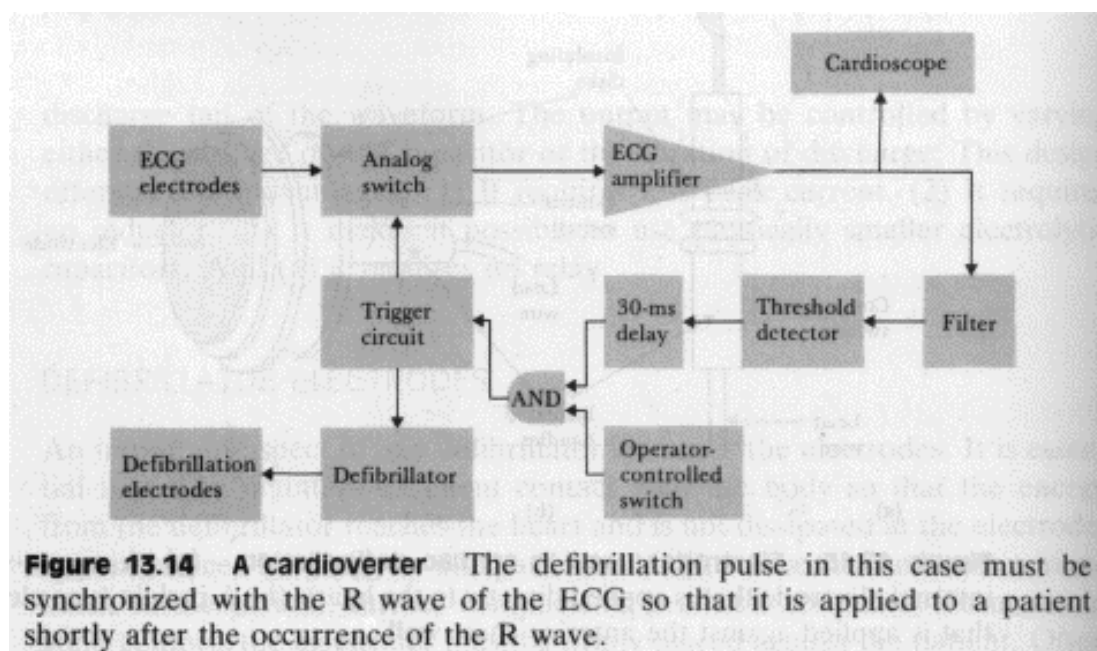


Figure 13.13 Electrodes used in cardiac defibrillation (a) A spoon-shaped internal electrode that is applied directly to the heart. (b) A paddle-type electrode that is applied against the anterior chest wall.

Á12.6 ábra

A DC defibrillátorok alkalmasak a szív esetlegesen meglévő részben koordinált elektromos működéséhez szinkronizáltan adni gerjesztő impulzust. Általában az R hullám figyelése történik, és ezt kb. 20...40 ms-mal követően adja ki a készülék a defibrilláló impulzust. Az erre alkalmas készüléket kardioverternek hívják, blokkvázlatát az Á12.7 ábra mutatja. A kardioverterekben alkalmazott QRS detektor csak minimális, néhány ms-os késleltetéssel rendelkezhet.



Á12.7 ábra

Az ingerület vezetési problémákkal küzdő paciensek esetén lehetőség van a defibrillátor beültetésére is.

12.3 Az aortába helyezett ballon pumpa

A szív munkájának könnyítésére alkalmazható az aortába helyezett ballon pumpa, elsősorban a szívinfarktust közvetlenül követően. A technikát 1958-ban Bostonban dolgozták ki. A pumpa alkalmazásával elérhető, hogy csökkenjen a szív terhelése, csökkenjen a szív oxigén igénye és javuljon a szív vérellátása. Mindezek elérhetők az aortába - általában a combon végzett bemetszésen át - behelyezett ballon megfelelő vezérlésével. A szív terhelésének kiszámítására elterjedten alkalmazott összefüggés:

$$W = (V \times P) + \left(\frac{1}{2}mv^2\right)$$

ahol W a szív munkája, V az egy kamrai összehúzódáskor kilökött vér térfogata (verőtérfogat), P az átlagos artériás nyomás, m a verőtérfogatnyi vér tömege és v a kilökött vér laminárisnak tekintett átlagos áramlási sebessége.

Az összefüggésben szereplő változók közül az átlagos artériás nyomás változtatható viszonylag egyszerűen. A ballon pumpával a szisztolét közvetlenül követően csökkenthető a nyomás az aortában. Az Á12.8 ábra szemlélteti a pumpa működését, az Á12.9 ábra pedig a megváltozott vérnyomás görbét és a pumpa vezérlését mutatja.

Az aortába helyezett ballon vezérlése gyors kell legyen. Ez vákuumos illetve túlnyomásos kamrák közti átkapcsolásokkal valósítható meg, amit elektronikusan vezérelt szelepekkel oldanak meg.

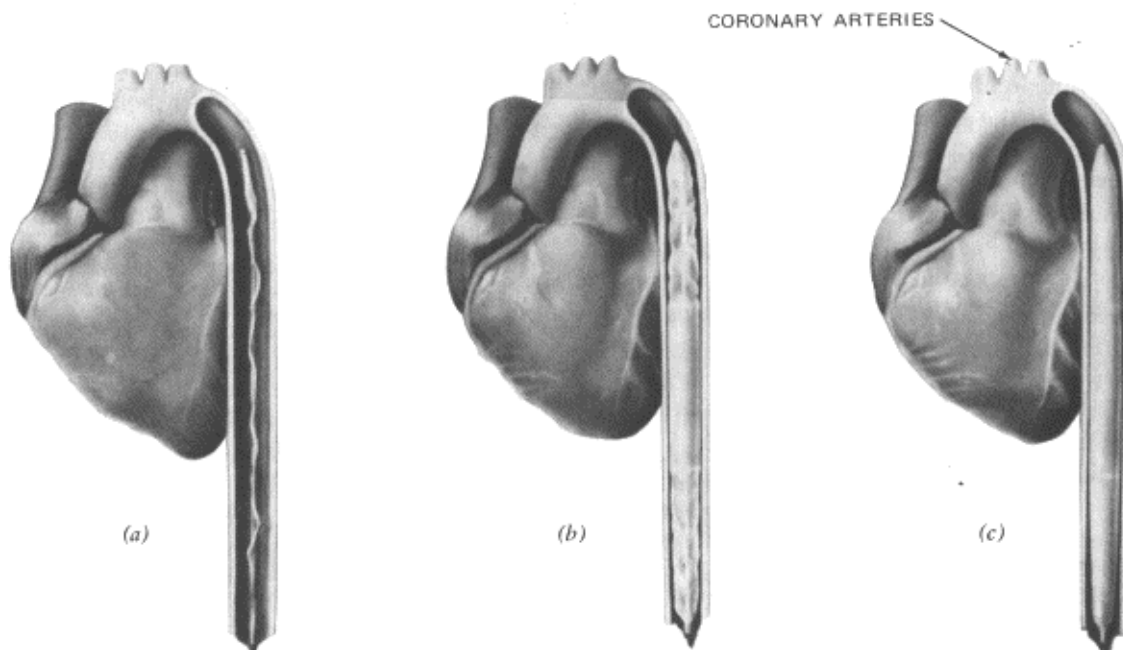


FIGURE 8-13 Operation of the intraaortic balloon. (a) Balloon deflated. (b) Balloon inflating. (c) Balloon fully inflated. (Courtesy Roche Medical Electronics, Inc., Cranbury, N. J.)

Á12.8 ábra

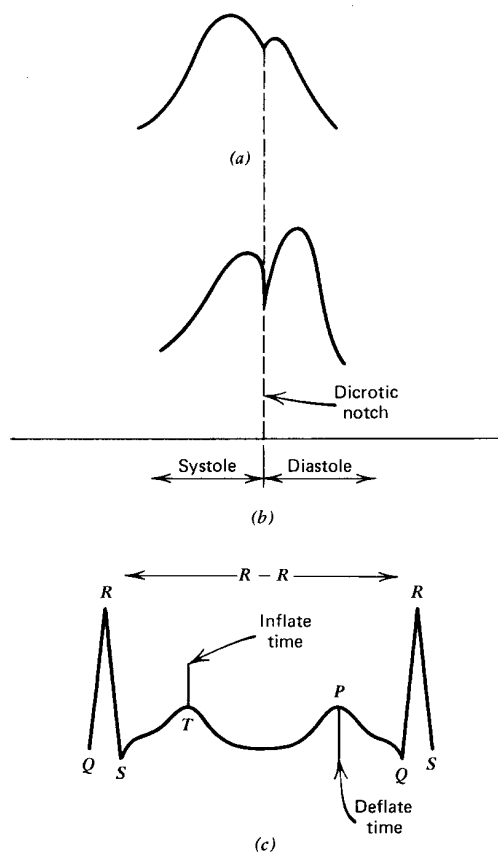


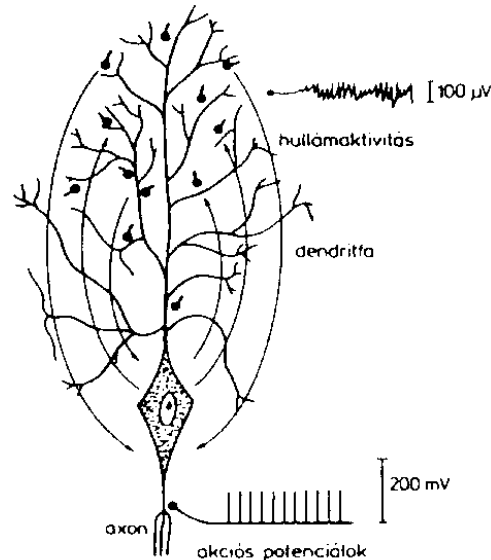
FIGURE 8-14 (a) Normal arterial waveform. (b) Augmented-diastole arterial waveform. (c) Placement of inflate and deflate timing markers on the displayed ECG.

Á12.9 ábra

13 Elektroencefalográfia, EEG

13.1 A vizsgálandó struktúra

Az EEG vizsgálat tárgya a koponyában levő mintegy $10^{11} \dots 10^{12}$ idegsejt elektronikus működése. Tekintettel a véges számú lehetséges vizsgáló elektródra, egy csatornán csak egy terület együttes aktivitása mérhető. Önmagában egy sejt elektromos aktivitását az Á13.1 ábra mutatja. Bemene-teknek a dendritek tekinthetők, az ezeken érkező jelek hatására az axonon, mint kimeneten akciós potenciál jöhet létre. Ha a kimeneti jelváltozás elkezdődött, akkor ez a folyamat a bemeneti jeltől már lényegében nem függ. A kimeneti impulzus alakja mindig ugyanolyan, a bemeneti jeltől ez is független.



11-8. ábra. Nagy kérgi neuron axonján és dendritjein létrejövő elektromos válaszok vázlatos összehasonlítása. A dendriteken lévő aktív szinaptikus végződésekhöz folyó és a végződésektől elfolyó áram hullámaktivitást hoz létre, míg az axonon minden vagy semmi akciós potenciálok futnak le

Á13.1 ábra

Egy agysejt kb. 100 másik agysejthez kapcsolódhat. Az agysejtek nagy számán kívül ezt is figyelembe véve a koponyán kívüli elektromos aktivitás mérése nyilvánvalóan nem adhat felvilágosítást az agy mikroszerkezetéről hanem csak a makroszerkezetéről.

13.2 Szabványosítás

Az EKG jelek kiértékelésének egyszerűsítésére szabványos pontokat jelöltek ki a koponyán. Jasper 1958-ban javasolta, hogy a koponya formájától és nagyságától függetlenséget biztosítandó, százalékosan történjen az elektródok helyének definiálása. Az azóta is használt elrendezést az Á13.2 ábrán mutatjuk be.

A felvett időfüggvények kiértékelése során először a jellemző frekvencia megállapítása történik meg. Ismét hangsúlyozni kell, hogy egy-egy elektróddal nagyszámú agysejt elektromos aktivitásának eredőjét lehet mérni, tehát ha egy frekvencia jellemző egy elvezetésben, akkor ez az agysejtek egy csoportjára jellemző. A szokásos frekvencia felosztásokat adjuk meg a T13.1 táblázatban. Megjegyezzük, hogy szokás a delta és teta hullámok frekvencia tartományát együtt delta tartománynak hívni.

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

T13.1 táblázat

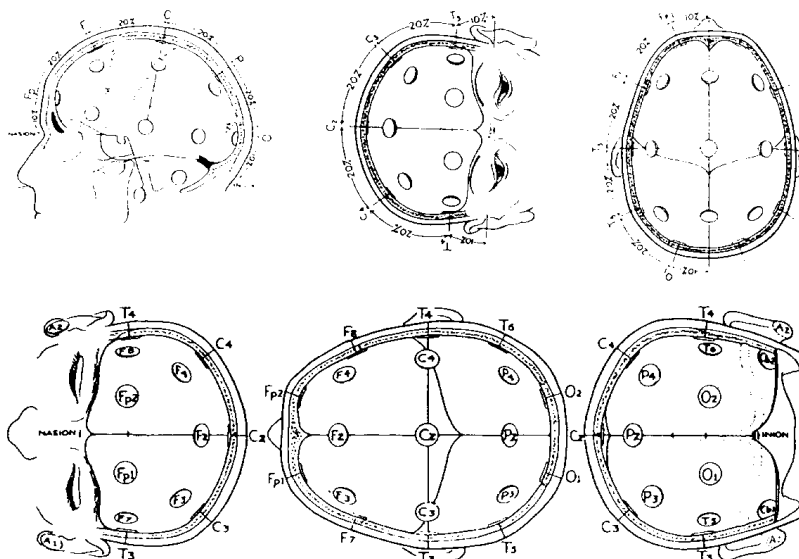
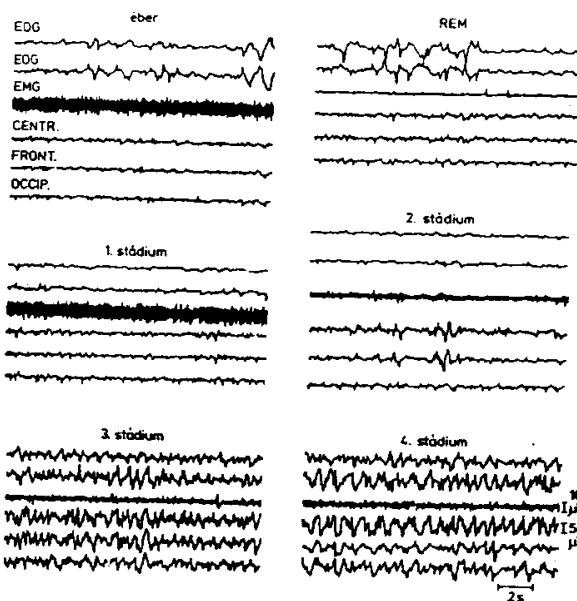


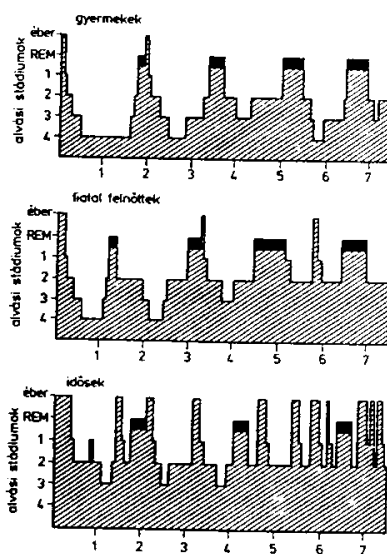
Figure 4.32 The 10-20 electrode system This system is recommended by the International Federation of EEG Societies. (From H. H. Jasper, "The Twenty Electrode System of the International Federation in Electroencephalography and Clinical Neurophysiology," *EEG Journal*, 1958, 10 (Appendix), 371-375.)

Á13.2 ábra

12.3 EEG regisztrátumok kiértékelése



11-7. ábra. Alvásstádiumok. EOG: a szemmozgásokat regisztráló elektrookulogram; EMG: a vázizommozgásokat regisztráló elektromiogram; 3 EEG-elvezetés: centrális, frontális és occipitalis. Figyeljük meg az alacsony izomtónust és az élénk szemmozgásokat a REM-stádiumban. (Engedéllyel reprodukálva: Kales A. et al: Sleep and dreams: Recent research on clinical aspects. *Ann Intern Med* 1968; 68: 1078)



11-13. ábra. Normális alvási ciklusok különböző életkorban. A REM-alvást a sötét területek jelzik. (Engedéllyel reprodukálva: Kales AM, Kales JD: Sleep disorders. *N Engl J Med* 1974; 290: 487)

Á13.3 ábra

A hagyományos EEG regisztrátumok oldalanként számozott sornyomtató papírra készültek és a kiértékelés vizuális vizsgálat alapján, gépi segítség nélkül történt. A kiértékelést végző orvos által elvégzett "jelfeldolgozás" a mérnök számára domináns frekvencia meghatározást, mintaillesztést és szimmetria keresést jelent.

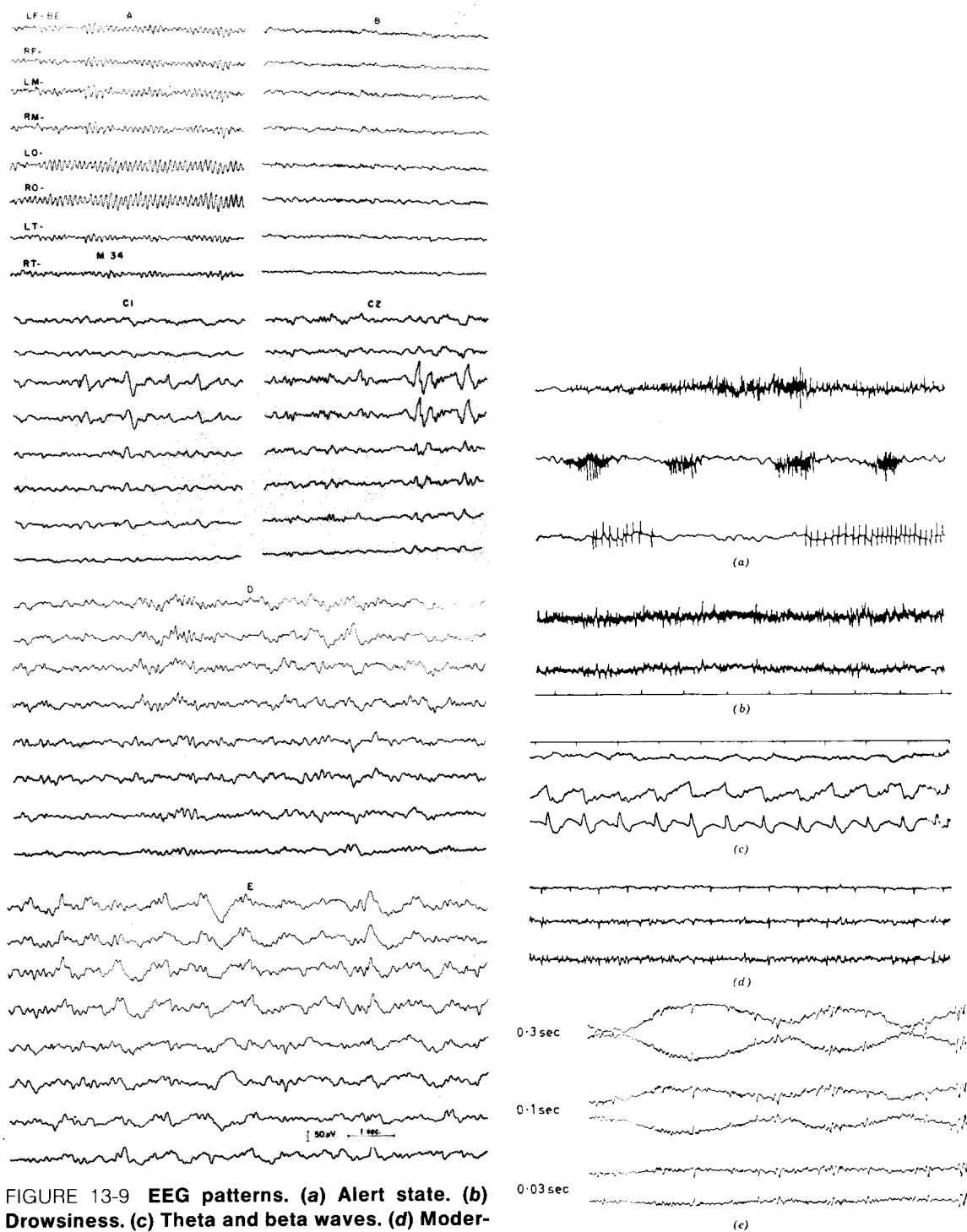


FIGURE 13-9 EEG patterns. (a) Alert state. (b) Drowsiness. (c) Theta and beta waves. (d) Moderately deep sleep. (e) Deep sleep. (From *Fundamentals of electroencephalography* by Kenneth A. Kooi, M.D., Harper & Row, New York, used by permission.)

FIGURE 13-19 Typical EEG recording artifacts. (From *Fundamentals of Electroencephalography* by Kenneth A. Kooi, M.D. Harper & Row, New York, 1971. Used by permission.)

Á13.4 ábra

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

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

Az Á13.3 ábrán különböző életkorban jellemző alvási ciklusokat és az alvási stádiumoknak megfelelő EEG regisztrátumokat mutatunk be.

Az Á13.4 ábrán jellegzetes felvételek (éber állapot, álmoság, teta és béta hullámok, közepesen mély és mély alvás) és a felvételeknél jelentkező zavarok (izomzaj, szív elektromos aktivitás, pulzus, izzadás) és jelalak torzító beállítások (a készülék átviteli tartománya) hatása látható.

Az EEG jelek frekvencia spektrumának megállapítására a Fourier transzformáció nem megfelelő. A probléma abból adódik, hogy a kisfrekvenciás komponensek azonosításához hosszú regisztrátumra van szükség, viszont a nagyfrekvenciás komponensek ezen idő alatt megváltozhatnak. Egy lehetséges megoldás a különböző frekvenciájú komponensek különböző hosszúságú ablakokkal való keresése. Ezt nyújtja a Berg transzformáció, amelynek számítása a következő formulákkal történik:

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

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

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

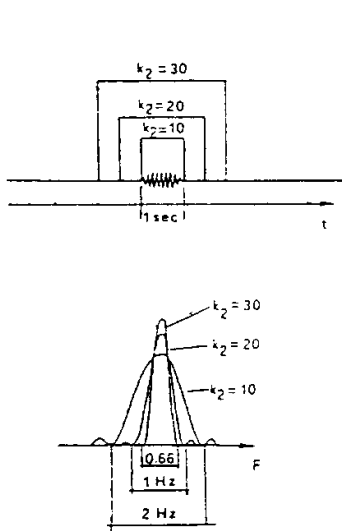


Fig.19 - Variation of spectral representation by the BERG transform of a 10-Hz bouffée of 1 sec. duration, against k_2 variation.

Á13.5 ábra

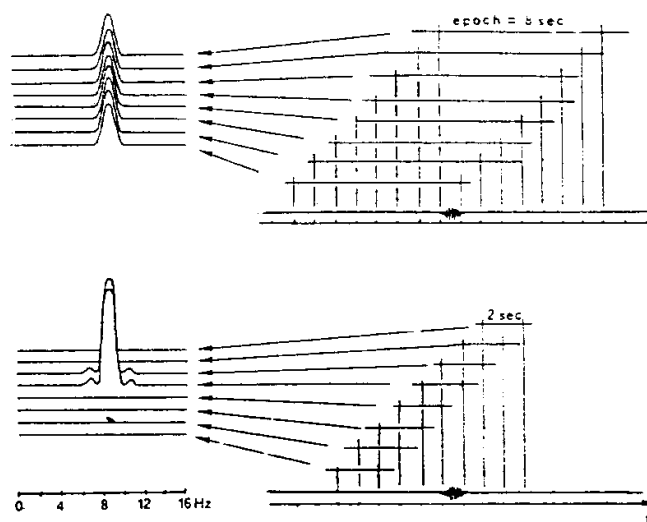


Fig.20 - CSA of a 9-Hz bouffée of 1 sec. duration
 a - Fourier transform with 8-sec., 7/8-overlapped epochs;
 b. - BERG transform with $k_2 = 16$
 $k_1 = 2$.

Á13.6 ábra

Az Á13.6 ábrán azt láthatjuk, milyen különbség van a dinamikus spektrumanalízisben Fourier és Berg transzformáció használata esetén. Egy 9 Hz-es, 1 s időtartamú jel a Fourier analízis esetén

mindaddig jelentkezik, amíg a 8 s hosszúságú időablakban benne van, a Berg transzformáció időablaka 2 s $k_1 = 1$, $k_2 = 16$ paraméterekkel, így a jel időbeni lokalizálása finomabb. Az időfüggvények kiértékelésénél használják még az autokorreláció és keresztkorreláció számítást, a függvény négyzetének (aktivitás), első deriváltjának (mobilitás) és második deriváltjának (komplexitás) vizsgálatát. Az autoregresszív analízis jól illeszkedik az EEG-hez, ami sokszor modellezhető egy stacionárius háttér folyamat és tranziens folyamatok összegeként.

13.4 Készülékek

A koponyára helyezett elektródok felhasználásával alapvetően háromféle elvezetés alakítható ki, amint azt az Á13.7 ábra mutatja.

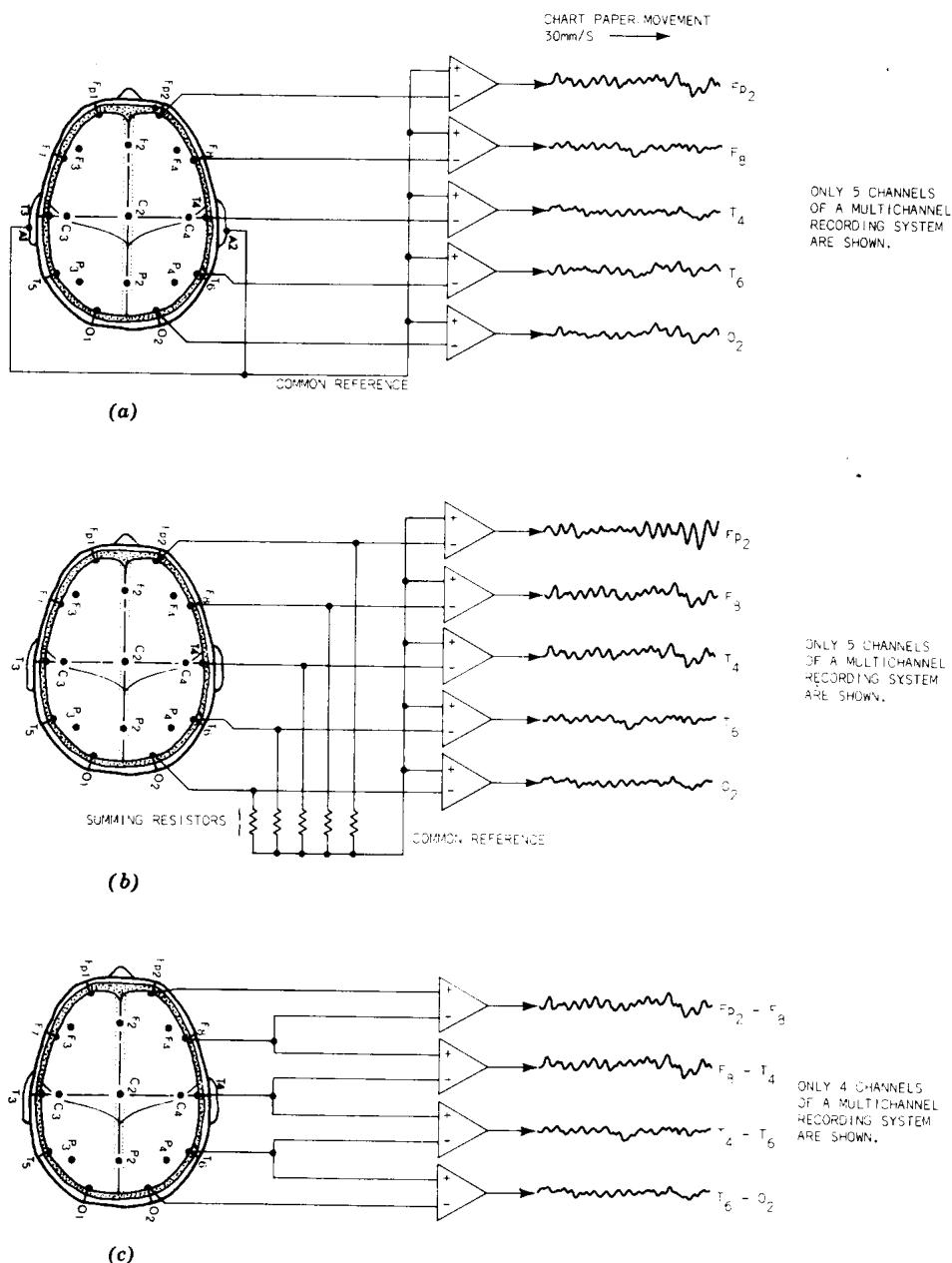


FIGURE 13-8 EEG recording modes. (a) Unipolar. (b) Average. (c) Bipolar. (Courtesy of Tektronix, Inc. Copyright 1970. All rights reserved.)

Á13.7 ábra

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

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

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

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

A koponya szigetelő hatása miatt az EEG készülékeknek nagyon kicsi amplitúdójú jeleket is kell fogadni, a szokásos bemeneti jel tartomány 1... 100 μV . Természetesen a hálózati eredetű jel a koponyán is megjelenik, néhány voltos amplitúdóval. Így az EEG készülékekkel szemben támasztott követelmények közül kiemelkedő fontosságú a nagy közösjel elnyomás, 140 dB tipikusnak tekinthető érték. Az erősítés maximális értéke eléri a 10^6 -t, ez minden csatornára közösen és ezen felül csatornánként szelektíven is állítható. A csatornánkénti erősítés általában $x1 \dots x500$ között, fix lépésekben állítható. Az egyes csatornák sáv szélességét célszerű a vizsgált jelhez szükséges minimális értékre állítani a minél nagyobb zajelnyomás érdekében. A jellemzően csatornánként állítható alsó határfrekvencia 0.1...5 Hz, a felső határfrekvencia 15...100 Hz. Annak érdekében, hogy a bemeneti impedancia minél kisebb mértékben befolyásolja a felvételt, nagy R_{be} (1...10 M Ω) és kis C_{be} (2...10 pF) szükséges.

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

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

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

Az EEG készülékekhez stimulátorokat szoktak használni. Ezek leggyakrabban fény- vagy hangingert szolgáltatnak. Alkalmazásuk esetén lehetőség van a gerjesztésekre adott válaszok indított átlagolással történő kiértékelésére, ami jelentősen segíti a válasz elkülönítését a zajtól és a háttér EEG aktivitástól. Tekintetbe kell azonban venni, hogy az átlagolás használata során alkalmazott mindkét feltételezés [(a) a gerjesztés és az ennek hatására az EEG-ben megjelenő válasz között mindig ugyanannyi idő telik el, (b) a háttér EEG aktivitás véletlenszerű zajnak tekinthető] csak közelítőleg igaz.

Az alkalmazott fényt kibocsátó stimulátorok képesek arra, hogy egymást követő két villanásuk közötti szünetidő kisebb legyen 1 ms-nál.

A beállítható üzemmódok:

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

A hangot kiadó stimulátorok hangereje szabályozható. Üzemmódjaik:

- állandó frekvenciájú gerjesztés, általában 250, 500, 1k, 2k és 5kHz-en,
- 2...20 Hz -es szaggatás,
- külső jelhez való szinkronizálás.

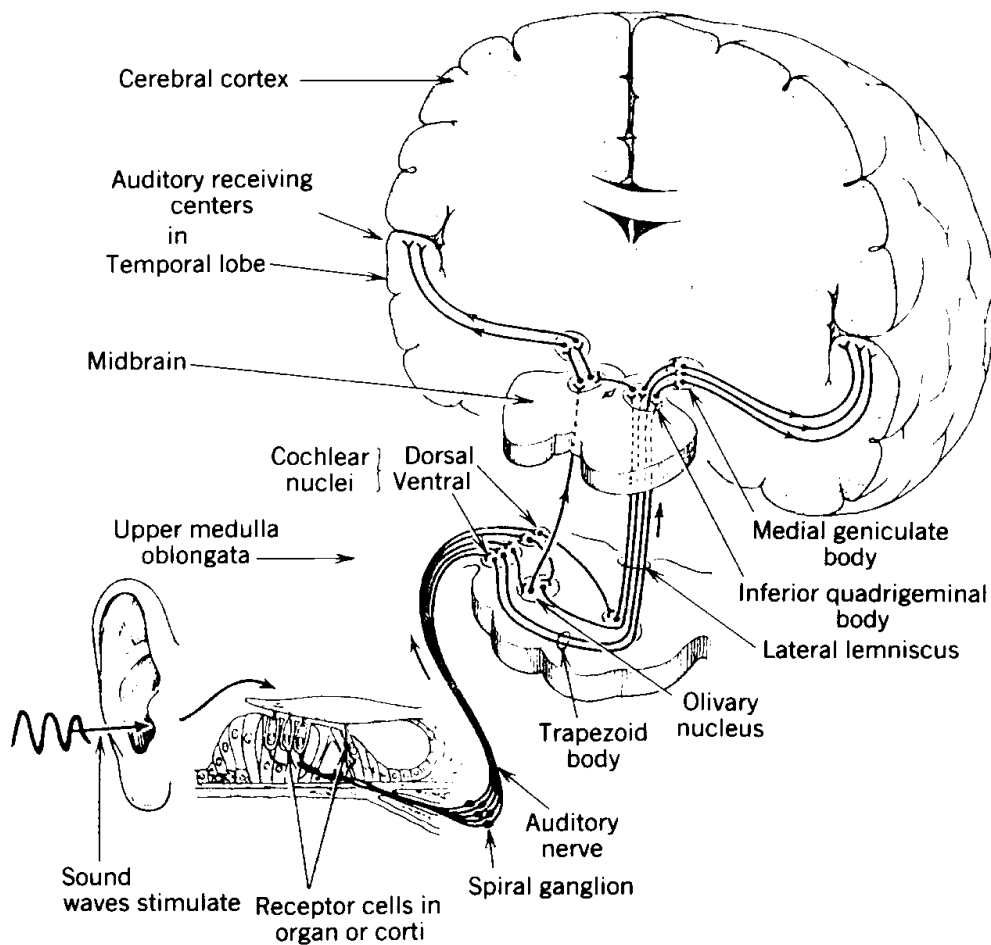


Figure 65 Neural pathway from the inner ear (where the auditory receptors are located) to the auditory cortex (superior temporal lobe).

Á13.8 ábra

A stimulátorok használata mellett felvett EEG alkalmas az érintett érzékszervek, idegpályák és az agy megfelelő részének együttes vizsgálatára a páciens kooperációja nélkül is. Az Á13.8 ábrán a hangingernek az agyba való eljutását szemléltetjük. Az Á13.9 ábra 1 kHz-es, rövid idejű gerjesztésre adott válasz eloszlását mutatja a koponyán (60 válasz átlagolásával készült).

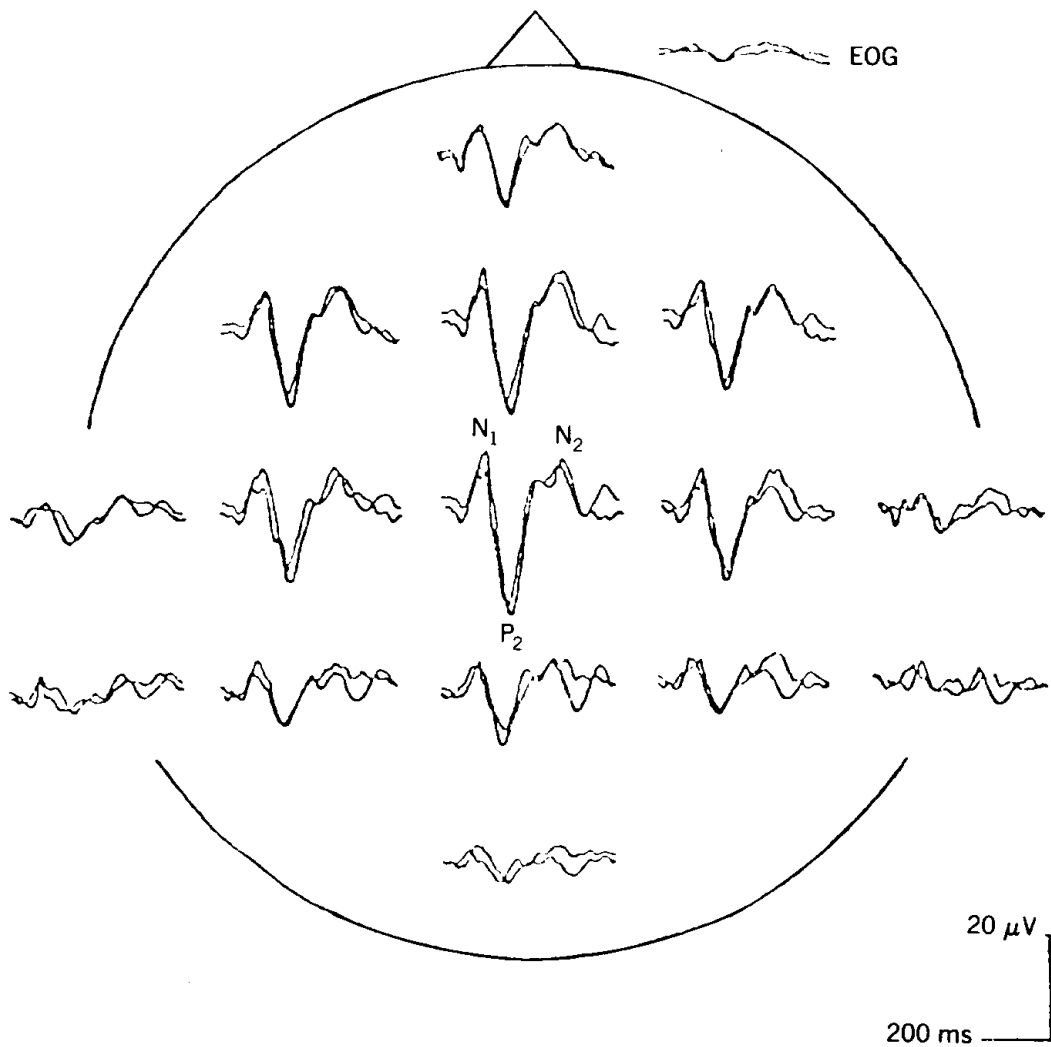


Figure 67 Distribution of auditory evoked response resulting from a 70-dB, 1-kHz tone. Recordings made with monopolar electrodes; 60 samples averaged. [Redrawn from T. W. Picton, *Am. J. EEG Technol.* **14**:9-44 (1974).]

Á13.9 ábra

14 Elektromiográfia, EMG

14.1 A vázizmok működése

A vázizmok (harántcsíkolt izmok) működése és működtetése során fellépő elektromos jelenségek vizsgálatát elektromiográfiának hívjuk. A vázizmot különálló izomrostok alkotják. A legtöbb vázizom inakon kezdődik és végződik, az izomrostok párhuzamosak. Az egyes izomrostok együttes működése során hatásuk (pl. az összehúzóerő) 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, ld. Á14.1 ábra.

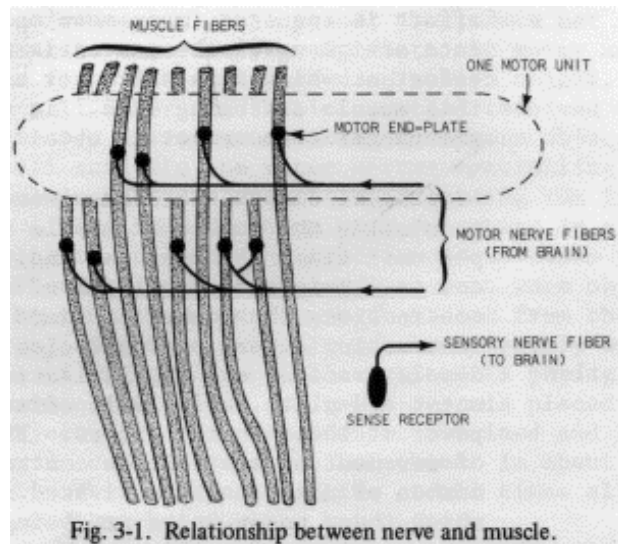


Fig. 3-1. Relationship between nerve and muscle.

Á14.1. ábra

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

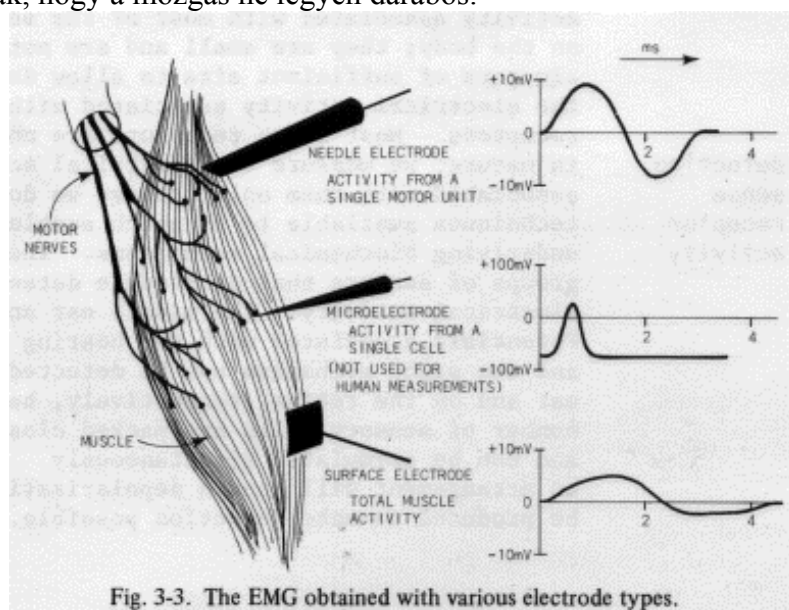


Fig. 3-3. The EMG obtained with various electrode types.

Á14.2 ábra

A fent vázolt működési módból következik, hogy a vázizomzat elektromos működésének vizsgálata alapvetően háromféle lehet. Vizsgálhatjuk egyetlen izomrost, egyetlen motoros egység vagy egy teljes izom aktivitását. Mikroelektródra van szükség ahhoz, hogy egyetlen sejt aktivitását szeparáltan mérjük. Ezt emberek vizsgálatakor nem alkalmazzák. Tüelektróddal lehet egy motoros egységet vizsgálni, egy teljes izom aktivitása a bőr felületre helyezett elektróddal is vizsgálható, ld. A14.2. ábra.

14.2 A vázizomzat elektromos aktivitásának mérése

Az elektromiográfiás vizsgálattal megfigyelhetjük az izmok akaratlagos megfeszítését követő elektromos jeleket. Erre mutat példát az A14.3 ábra. Az (A), (B) és (C) diagramokon felül a rögzített jel időfüggvénye, alul annak abszolút integrálja van megadva. Az (A) diagram az izom enyhe megfeszítéséhez tartozik, egyetlen motoros egység aktivitását láthatjuk. A (B) diagram erőteljes megfeszítéshez tartozik, egyszerre több motoros egység is aktivizálódik, ezek egymástól nem különíthetők el egyértelműen. Természetesen az abszolút integrál változása ez esetben lényegesen nagyobb mint az enyhe megfeszítéskor. A (C) diagram több, gyors egymásutánban bekövetkező enyhe megfeszítést mutat.

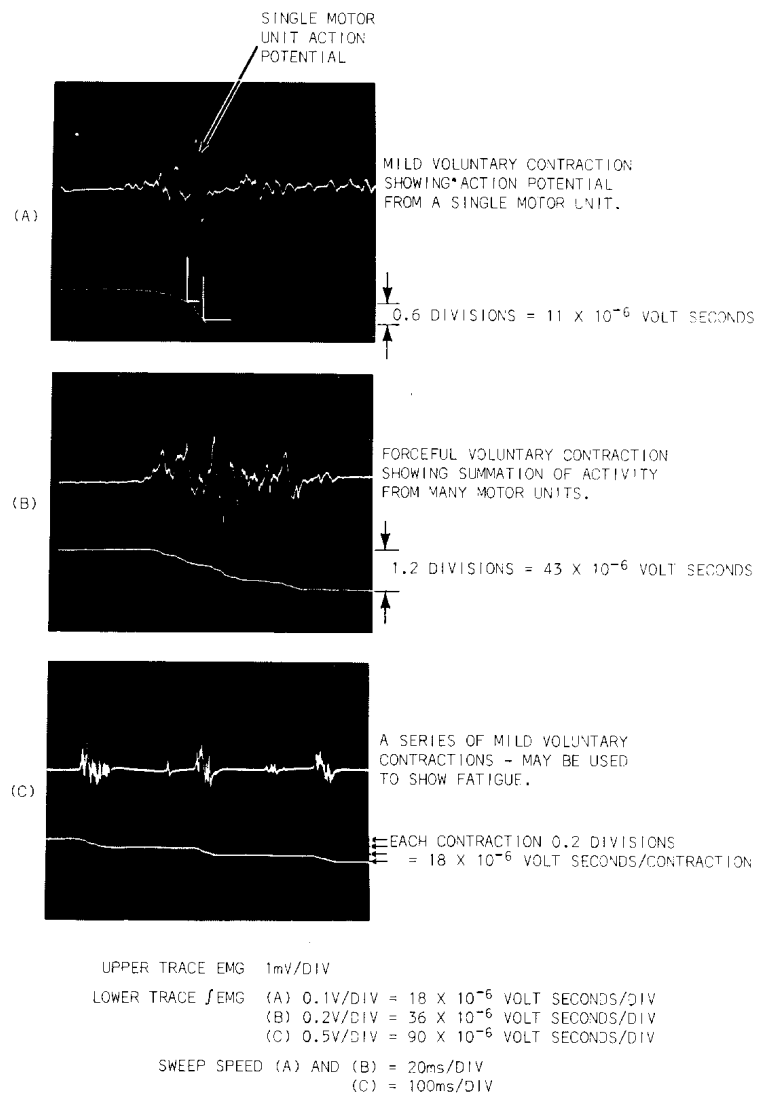


Fig. 12-7. Results obtained with the system shown in Fig. 12-6.

A14.3 ábra

14.3 Stimulálásra adott válasz vizsgálata

Egy érzékelő receptor által elindított akciós potenciál az érzékelő idegen keresztül bejut a központi idegrendszerbe. Onnan egy másik depolarizációs hullám indul vissza, amely a motoneuronok végződésein keresztül az izomrostokat aktivizálja. Az izmok gerjeszthetőségét impulzus jelforma alkalmazásával vizsgálják. Az ún. amplitúdó-időtartam diagramok azt mutatják, hogy egy adott izom milyen paraméterekkel rendelkező impulzussal aktivizálható. Az Á14.4 ábra egy amplitúdó-időtartam diagramot mutat. Ennek kísérletekkel való felvétele úgy történik, hogy az impulzusszélességet rögzítve csökkentik az amplitúdót és megvizsgálják, mekkora amplitúdónál nem következik már be az ingerelt izom összehúzódása. Azt az amplitúdót, amely nagyon széles impulzus esetén még éppen szükséges az ingerelt izom összehúzódásához, reobázisnak nevezik. Azt az impulzusszélességet, ami a reobázis amplitúdó kétszerese esetén szükséges az összehúzó-dáshoz, kronaxia időnek hívják. Az Á14.4 ábrán egészséges, részben és teljesen denervált izom jellegzetes diagramjai láthatók. 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. Az Á14.5 ábrán a négyszögjel gerjesztésre vonatkozó amplitúdó-szélesség görbéken kívül a háromszögjel gerjesztésre vonatkozó amplitúdó-szélesség görbék is be vannak rajzolva.

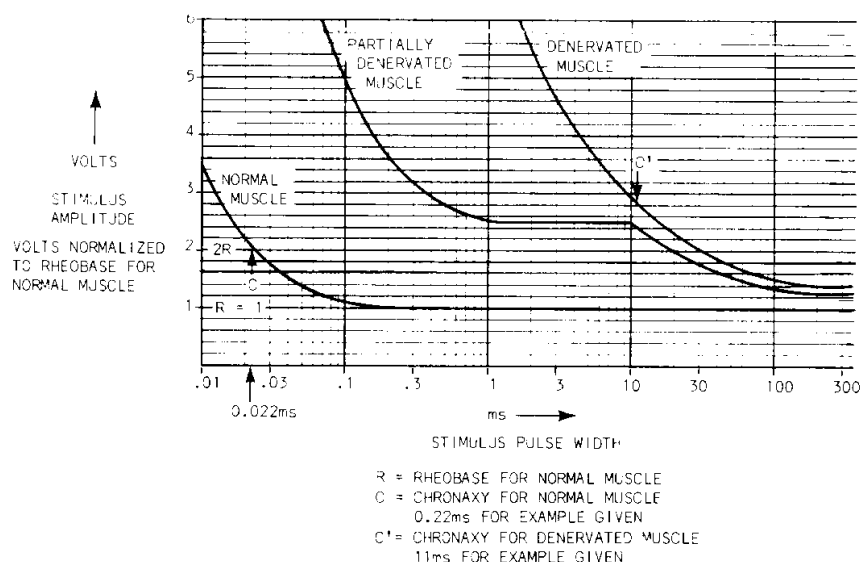
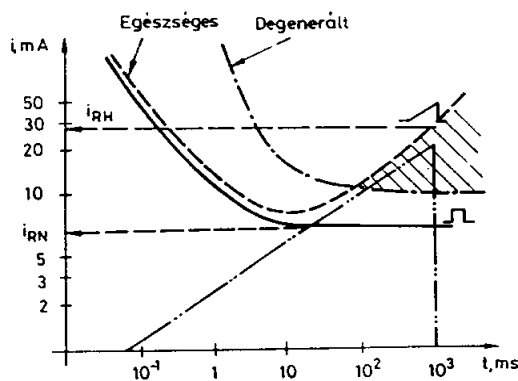


Fig. 12-4. The strength/duration or S-D curve.

Á14.4 ábra



8.3. ábra.

Á14.5 ábra

A szélességet 1 s-ra választva az izomból akciós potenciál kiváltásához szükséges amplitúdó háromszögjel esetén i_{RH} . A reobázist i_{RN} -nel jelölve egészséges izom esetén $i_{RH}/i_{RN} = 2.7...5$ míg sérült izom esetén $i_{RH}/i_{RN} = 1...1.5$. Négyszögjellel történő gerjesztéskor - elsősorban akkor, ha több egymást követő impulzust alkalmaznak - figyelni kell arra, hogy a gerjesztés ne halmozzon fel töltéseket az ingerelt területen. Ezért az alkalmazott gerjesztőjel az impulzust közvetlenül követően egy ellentétes irányú, kb. tízed akkora amplitúdójú és kb. tízszer hosszabb ideig tartó impulzust is tartalmaz.

Az akaratlagos izom összehúzódás során az izmok elektromos aktivitása 100 ms-ig is eltarthat. Ennek oka, hogy az egymás melletti motoros egységek nem pontosan azonos időben aktivizálják a hozzájuk kapcsolódó izomrostokat. Ezenkívül, akaratlagos összehúzódáskor egyetlen motoros egységen több egymást követő akciós potenciál is érkezik. Elektromos impulzusokkal történő stimulálásra adott válasz során az izomrostok elektromos aktivitása rövidebb idő alatt (általában 10 ms-on belül) lezajlik és a gerjesztés által jól meghatározott. A kapott jeleket azonban nagymértékben függ az alkalmazott stimulálás és az érzékelő elektródok elhelyezésétől. Ezt tanulmányozhatjuk az Á 14.6 ábrán.

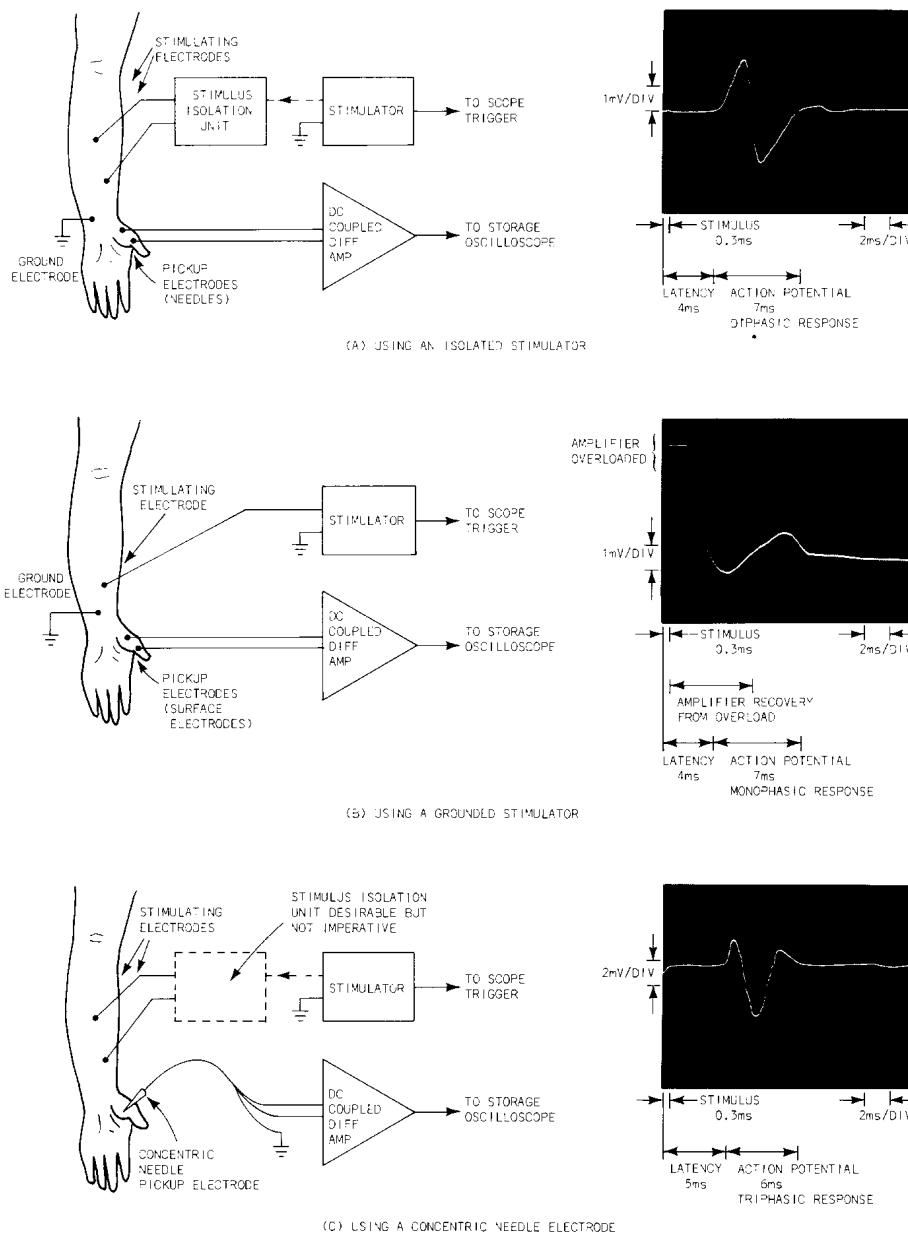
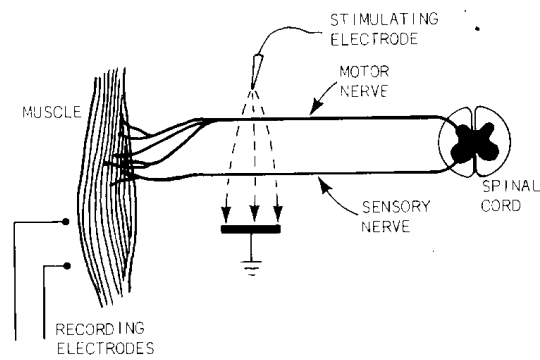


Fig. 12-8. EMG produced by electrical stimulation.

Á14.6 ábra



MUSCLE ACTION PRODUCED BY STIMULUS CURRENT DEPolarIZING MOTOR NERVE (DIRECT) OR BY STIMULUS CURRENT DEPolarIZING SENSORY NERVE WHICH IN TURN DEPolarIZES MOTOR NERVE DUE TO REFLEX RESPONSE GENERATED IN SPINAL CORD (INDIRECT).

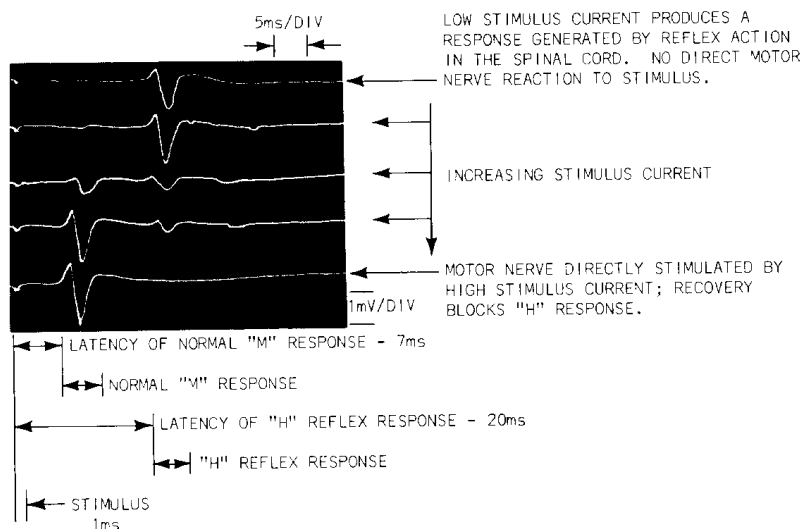


Fig. 12-9. The H-Reflex response.

Á14.7 ábra

A gerjesztésre adott válasz alapvetően kétféle lehet. A stimulálás érinti a motoros és a szenzoros ideget is, ahogyan azt az Á14.7 ábra mutatja.

Amíg a stimuláló jel által bevitt töltés elegendően nagy, addig képes a motoros ideg közvetlen gerjesztésére, ezt M reflexnek nevezzük. A stimuláló jelet megfelelően lecsökkentve az a motoros ideg gerjesztésére már nem elegendő. A szenzoros ideg érzékenysége azonban kisebb, ezen a kisebb stimuláló jel is ki tud váltani akciós potenciált. Ez a központi idegrendszerbe bejut majd onnan a motoros idegen keresztül érkezik válasz aminek hatása az izomroston vagy a motoros egységen mérhető. Ezt nevezzük H reflexnek. A gerjesztéstől az M reflexig jóval rövidebb idő telik el, mint a H reflexig.

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

A stimátorok felhasználhatók az EMG vizsgálatól függetlenül is, különböző kezelésekre. Egyenáram alkalmazásával a bőrön keresztül elektrolitikusan disszociált gyógyszer vihető be (iontoforézis). Impulzus alakú jelek fájdalomcsillapításra illetve az izmok tornáztatására használhatók. Egyenáramra szuperponált impulzusokkal (diadinamikus áram) vagy több elektród felhasználásával interferenciát keltve mélyebben fekvő izmok is stimulálhatók.

14.4 Az ingerület terjedési sebességének mérése

Az ingerület motoros idegben való terjedési sebességének mérését mutatja az Á14.8 ábra.

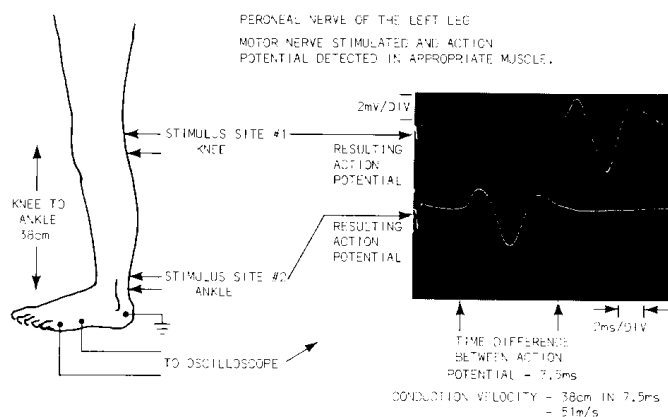


Fig. 12-10. Motor nerve conduction velocity determination.

Á14.8 ábra

Az érzékelő elektródokat a lábfej külső szélére helyezték. Először a térdhajlatban ingerlik az ideg vezető motoros ideget majd az ettől 38 cm-re levő ponton, a bokánál. Az első esetben az ingerlés és az erre adott válasz között 11.5 ms telik el, a második esetben 4 ms. Ebből következik, hogy a 38 cm-es távolságot 7.5 ms alatt teszi meg az ingerület, ami kb. 51 m/s vezetési sebességet jelent. A szenzoros ideg vezetési sebességét úgy mérhetjük, hogy egy helyen történik az ingerlés és több helyre is érzékelő elektródokat teszünk. Ezt mutatja az Á14.9 ábra.

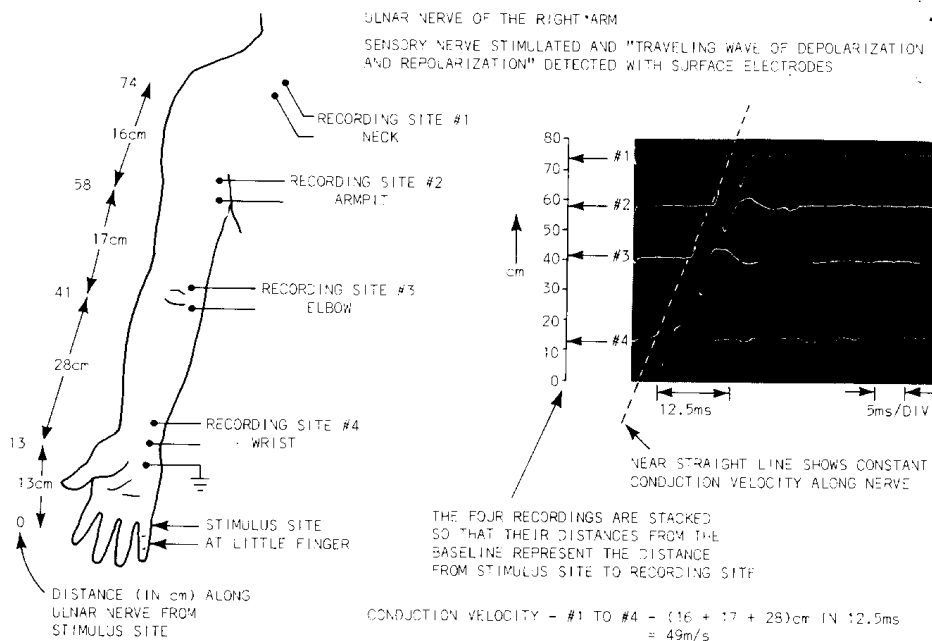


Fig. 12-11. Sensory nerve conduction velocity determination.

Á14.9 ábra

Az elektromos aktivitás a különböző helyeken eltérő időpontokban érzékelhető. Az érzékelő elektródok közti távolság és az elektromos aktivitások ezeken történő megjelenései között eltelt idő alapján kiszámítható az érzékelő ideg vezetési sebessége.

14.5 Az elektromiogram alakjának analízise

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

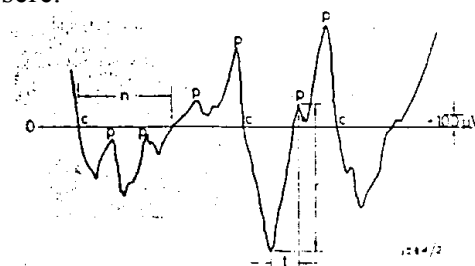


Fig. 2 Definition of features extracted from electromyographic signal.

Á14.10 ábra

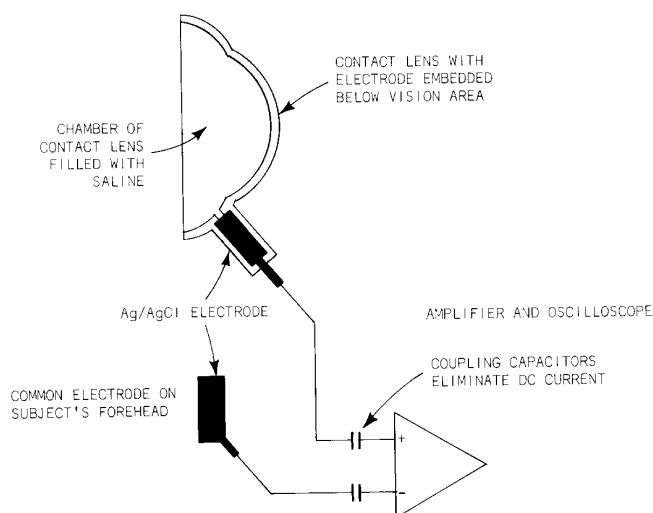
Az Á14.10 ábra egy elektromiogram egy részletét mutatja, amelyet erős akaratlagos izom összehúzódáskor vettek fel. Azonos gerjesztés mellett különböző páciensekről készített felvételek osztályozására a következő, az Á14.10 ábrán bejelölt paraméterek használhatók:

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

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

14.6 Az elektroretinogram, ERG és az elektrookulogram, EOG

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



Á14.11 ábra

A retinában mintegy 120 millió pálcika, 6.5 millió csap és 1 millió idegsejt van. Az Á14.12 ábrán látható jelalak ezek együttes működésének eredménye, egyes területek nem lokalizálhatók. Technikailag megoldható, hogy a fényinger csak a retina egyes területeit érintse. A szórt fény azonban ilyenkor is eljut a retina többi részére. Ez ellen úgy védekeznek, hogy állandó, minden területet érintő háttérvilágítás mellett alkalmazzák a csak egy területet érintő felvillanást. A retinában levő érzékelők a háttérvilágításhoz adaptálódnak, ha a szórt fény ehhez képest nem nagy intenzitású, akkor hatása is elhanyagolható. Általában viszonylag nagy intenzitású háttérvilágítást és viszonylag kis intenzitású lokalizált megvilágítást alkalmaznak, így a válasz csak a mérés többszöri elvégzésével és a mért adatok átlagolásával állítható elő.

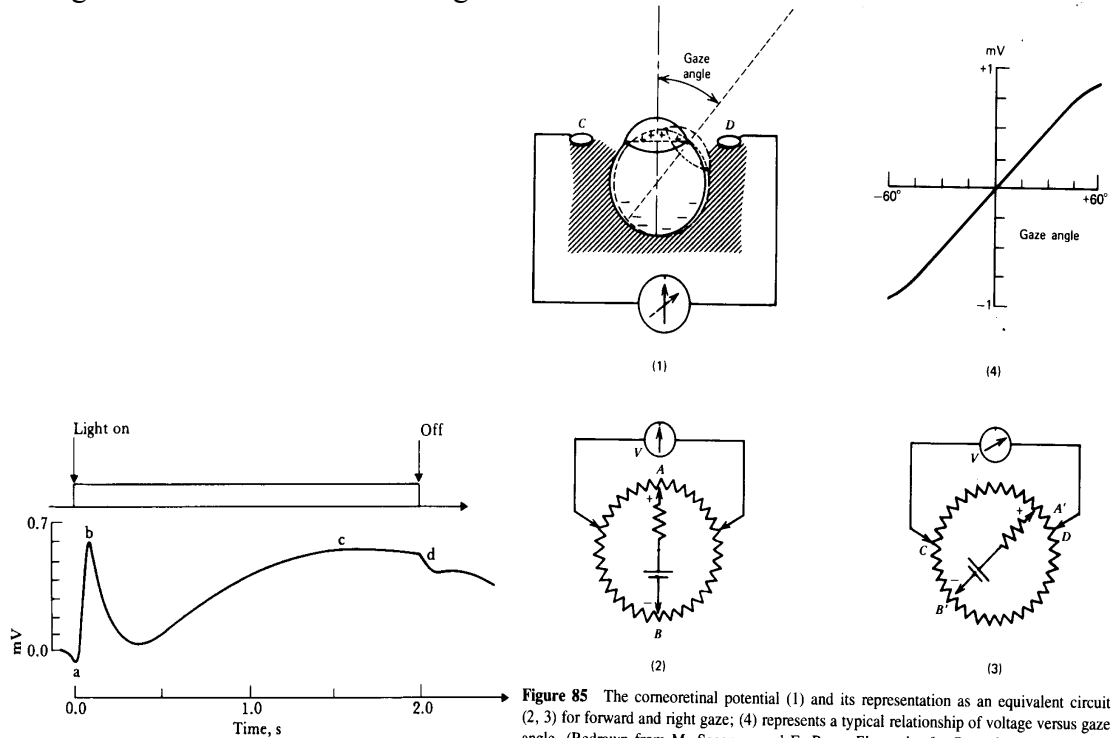


Figure 4.26 Vertebrate electroretinogram

Á14.12 ábra

Figure 85 The corneoretinal potential (1) and its representation as an equivalent circuit (2, 3) for forward and right gaze; (4) represents a typical relationship of voltage versus gaze angle. (Redrawn from M. Sosonow and E. Ross, *Electrodes for Recording Primary Bioelectric Signals*, ASD Tech. Rept. 61-437, USAF Wright-Patterson AFB, OH.)

Á14.13 ábra

A szemgolyó aktuális pozíójától függően a szem köré helyezett elektródok között egyenfeszültség mérhető. A függőleges pozíció a szem fölött, a homlokra és a szem alatt elhelyezett elektródok között, a vízszintes pozíció pedig az ornyeregére és a halántékra helyezett elektródok között mért feszültség alapján határozható meg. Az így készített felvételt hívják elektrookulogramnak, EOG. Az EOG felvételnél a szemgolyónak, mint dipólusnak a két elektródhoz képesti helyzetéből eredő egyenfeszültséget mérjük. Másik lehetőség, hogy a sötét szembogárnak a helyzetét videó bázisú mozgásanalizátorral követjük. Az orvosi célú mozgásanalízisről később részletesen szólunk. Az EOG-t az alvás kutatásban használják, továbbá ellenőrizhető vele az olvasási készség. Ergonómiai kutatásoknál is szerepe van, például a megfelelő kezelői felület kialakításához előzetesen vizsgálható, milyen szemmozgásokat igényel egy program kezelése az operátortól.

Az Á14.13 ábra mutatja, hogy a dipólusnak tekinthető szemgolyó elfordulása milyen feszültséget eredményez a szem mellé helyezett elektródok között.

15 Vérnyomás, véráramlás és perctérfogat mérés

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

15.1 A vérnyomást befolyásoló tényezők

A vérkeringés motorja a szív. A vérnyomás a kamrákban éri el a maximális a pitvarokban pedig a minimális értéket. Jellemző adatokat láthatunk az Á15.1 ábrán.

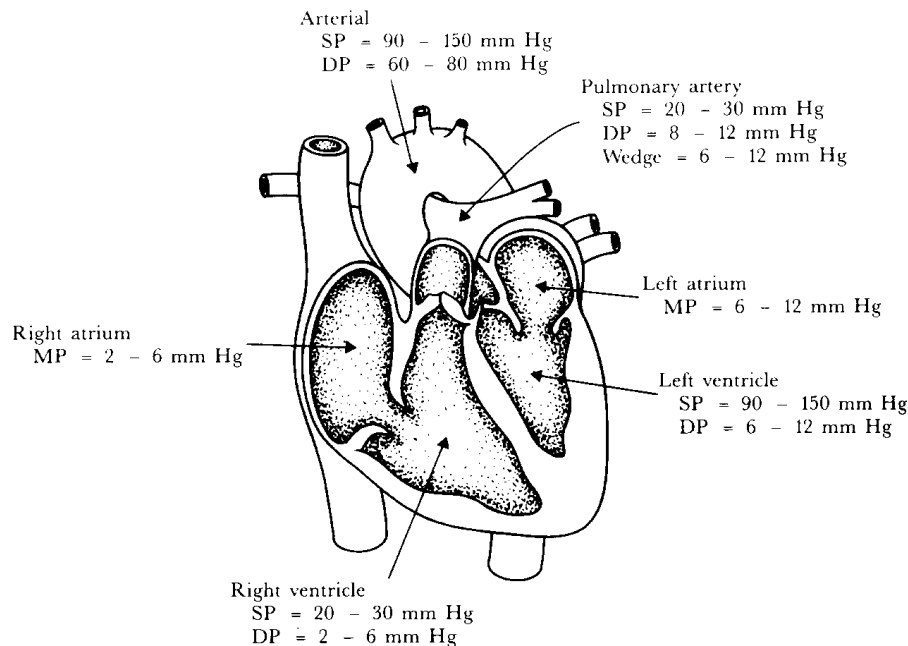


Figure 7.2 Typical values of circulatory pressures SP is the systolic pressure, DP the diastolic pressure, and MP the mean pressure. The wedge pressure is defined in Section 7.13.

Á15.1 ábra

Az artériákban a vérnyomást befolyásoló tényezők:

- verőtérfogat (egy összehúzódkor kilökött vérmennyiség),
- érfalak rugalmassága,
- erek geometriája.

Egy ponton a nyomás:

$$p_t = p_s + \frac{1}{2}\rho v^2 + \rho gh$$

ahol p_s a statikus nyomás, $\rho v^2/2$ az áramlásból adódó nyomás és ρgh a hidrosztatikus nyomás. A vérnyomás mérésekor p_s meghatározása a cél. A hidrosztatikus nyomás nem okoz zavart, ha biztosítjuk, hogy a nyomás érzékelése a szív magasságában történjen. Ha az érzékelő magasabban van mint a szív, akkor kb. 1.3 cm-ként 1 Hgmm-rel kisebb nyomást fogunk mérni. Az áramlásból adódó nyomás az erekbe helyezett érzékelők esetében jelenthet problémát. Hatását úgy minimalizálják, hogy az érzékelőt az áramlásra merőlegesen helyezik el.

15.2 Közvetlen vérnyomásmérési módszerek

Közvetlen vérnyomásméréskor a nyomásérzékelő lehet az erekben 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. Az erekbe jutó buborék közvetlen veszélyt jelent a paciensre, a katéterbe kerülő buborék aluláteresztő szűrőként viselkedik és meghamisítja a mérést. Míg buborékmentes katéter képes 100 Hz-es felső határfrekvenciáig átvinni a végénél levő nyílásnál meglévő nyomásváltozásokat, buborékot tartalmazó katéter átvitele egy nagyságrenddel is kisebb lehet. A vérnyomás-idő függvények elemzése azt mutatja, hogy az alakhű ábrázolás igényli a 6. ...10. felharmónikus átvitelét is. A vérnyomás egy ponton a szívfrekvencia ütemében változik, így az átvitelnél szükség van a 100 Hz-es felső határfrekvenciára.

A katéter végén nem következik be véralvadás, ha fiziológiás sóoldattal néhány percenként ki-mossák a katéter végén levő nyílást.

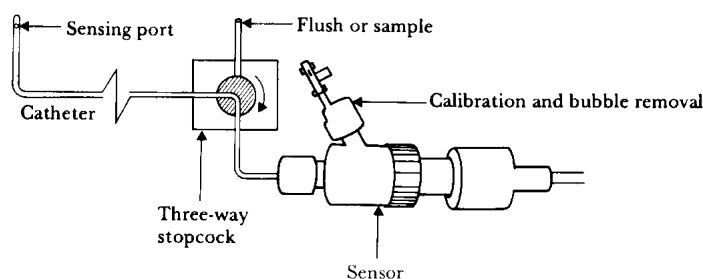
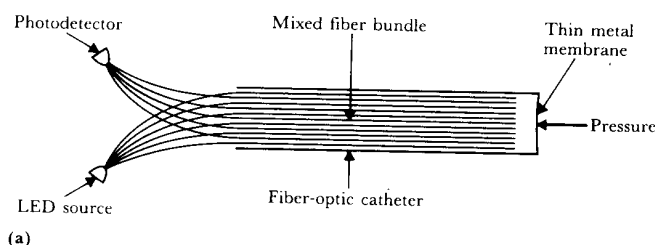
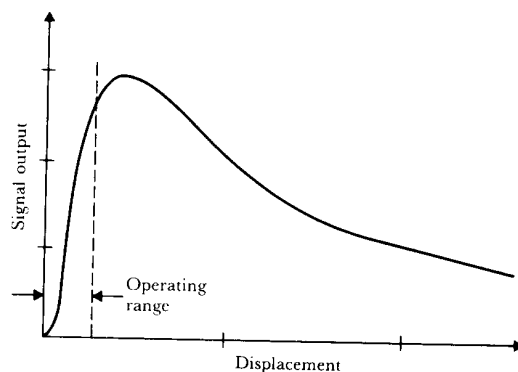


Figure 7.3 Extravascular pressure-sensor system A catheter couples heparinized saline through a three-way stopcock to the extravascular-sensor element. The three-way stopcock is used to flush the catheter and to take blood samples.

Á15.2 ábra



(a)



(b)

Figure 7.4 (a) Schematic diagram of an intravascular fiber-optic pressure sensor. Pressure causes deflection in a thin metal membrane that modulates the coupling between the source and detector fibers. (b) Characteristic curve for the fiber-optic pressure sensor.

Á15.3 ábra

Az éren belül alkalmazott érzékelők előnye, hogy nincs szükség a katéteren keresztüli hidraulikus kapcsolatra. Így a jel nagyobb frekvenciás összetevői is vizsgálhatók. Sokféle nyomásérzékelő készíthető olyan miniatűr méretben, ami az ereken belüli alkalmazhatóságot lehetővé teszi. Ezek közül egyet mutat az Á15.3 ábra.

A katéterrel együtt használt nyomásérzékelő modelljét mutatja az Á15.4 ábra.

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

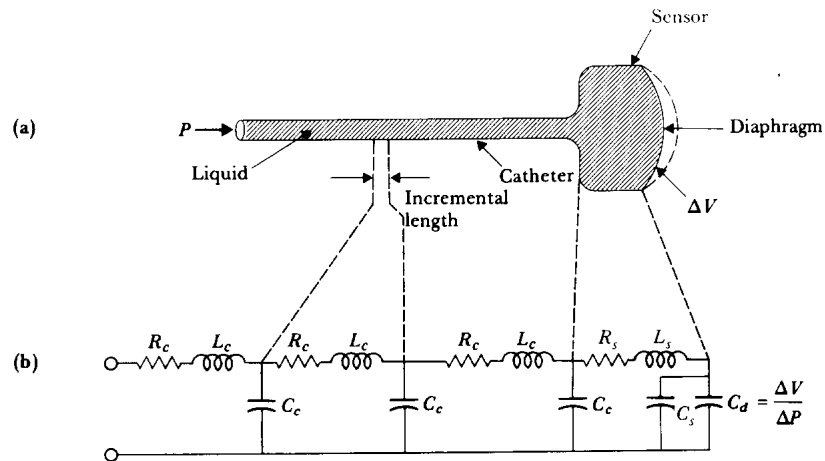


Figure 7.8 (a) Physical model of a catheter-sensor system. (b) Analogous electric system for this catheter-sensor system. Each segment of the catheter has its resistance R_c , inertance L_c , and compliance C_c . In addition, the sensor has resistance R_s , inertance L_s , and compliance C_s . The compliance of the diaphragm is C_d .

Á15.4 ábra

15.3 Közvetett vérnyomásmérési módszerek

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

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

Az (a) és (b) módszer manuális méréskor is alkalmazható. Ha a mandzsetta nyomása nagyobb, mint a szisztolés nyomás, akkor a mandzsetta az artériát elszorítja, megszűnik a véráramlás. Ha a

mandzsetta nyomása a diasztolés nyomás alatt marad, akkor az artéria teljes szív ciklus alatt nyitva marad. Ha a mandzsetta nyomása a diasztolés és a szisztolés nyomás között van, akkor minden szív ciklusban az artéria egy időre zárt. Amikor az artériás nyomás meghaladja a mandzsetta nyomását, akkor az érfal "kipattan" és turbulens áramlás indul meg. Ez adja a Korotkov hangot. A Korotkov hangok energiataralma 400...500 Hz között maximális, így általában felüláteresztő szűrő alkalmazható, ami a zavaró hangok jelentős részét elnyomja. Az érfal elmozdulás detektálható ultrahangos érzékélővel is, ld. Á15.5 ábra. A mandzsettához érkező nyomáshullám oszcillációkat okoz a mandzsetta nyomásában. Ezek teljesen lezárt és a teljes szív ciklus alatt nyitott artéria mellett is detektálhatók, a mandzsetta nyomásnak a szisztolés, diasztolés illetve középnyomással való egyezését az oszcillációs amplitúdó nagysága alapján állapíthatjuk meg. A félautomata és automata vérnyomásmérők jelenleg szinte kizárólag az oszcillometriás módszert alkalmazzák, mivel ez nem igényel extra érzékélőt és nem kell az érzékélőt az artéria figyelni kívánt szakaszára irányítani.

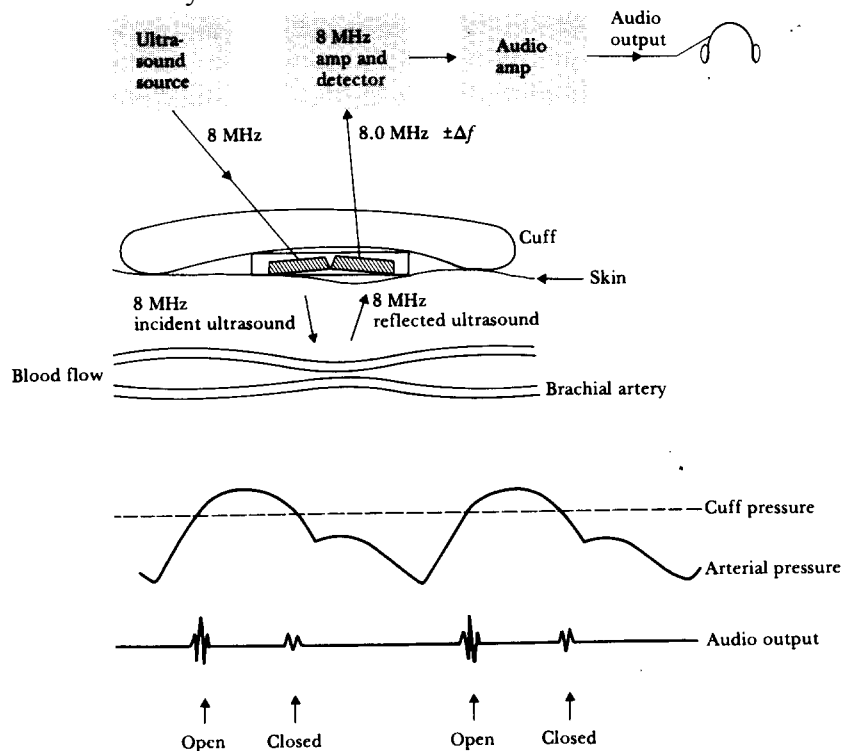


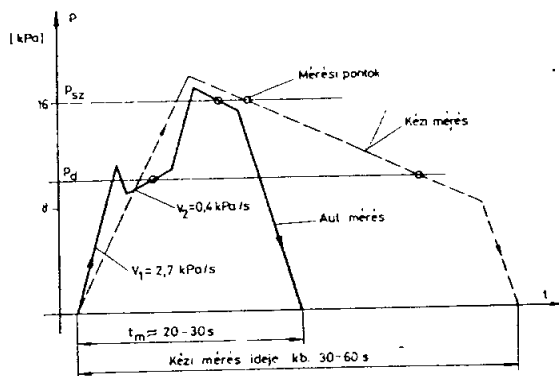
Figure 7.30 Ultrasonic determination of blood pressure A compression cuff is placed over the transmitting (8 MHz) and receiving ($8 \text{ MHz} \pm \Delta f$) crystals. The opening and closing of the blood vessel as the applied cuff pressure is varied. (From H. F. Stegall, M. B. Kardon, and W. T. Kemmerer, "Indirect Measurement of Arterial Blood Pressure by Doppler Ultrasonic Sphygmomanometry," *J. Appl. Physiol.*, 1968, 25, 793–798. Used with permission.)

Á15.5 ábra

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

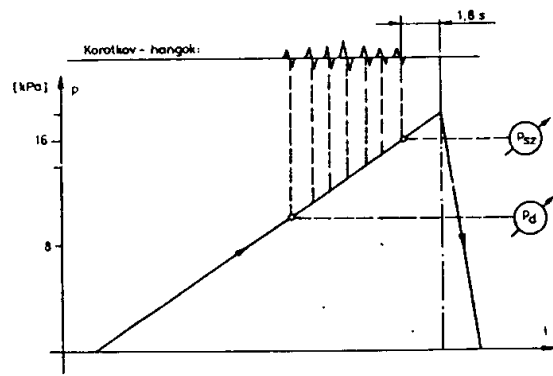
Nehezebb valaminek a nem meglétét detektálni mint a megjelenését. A klasszikus nyomásprogram esetén a szisztolés nyomás a Korotkov hangok megjelenésekor, a diasztolés nyomás pedig a

Korotkov hangok eltűnésekor mérhető. Különböző gyártók különböző nyomásprogramokat dolgoztak ki. A Siemens módszere az Á15.6, a Medisor módszere az Á15.7 ábrán látható.



3.70. ábra

Á15.6 ábra

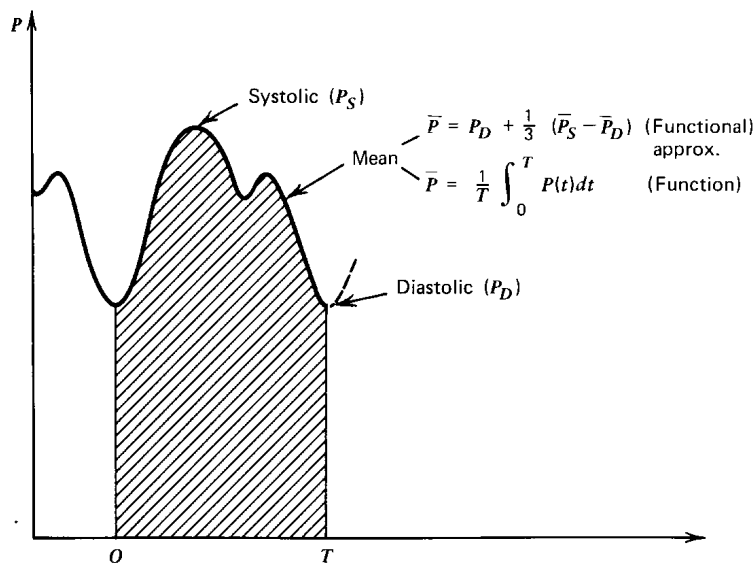


3.69. ábra

Á15.7 ábra

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

Az artériás középnyomás definícióját az Á15.8 ábrán adjuk meg.



15.8 ábra

15.4 Fonokardiográfia

A szívhangok és a szív ciklus mechanikus és elektromos történései közötti kapcsolatot az Á15.9 ábra mutatja. A szívhangok amplitúdója kicsi, frekvenciatartományuk 0.1 Hz és 2000 Hz között van. Látható, hogy a kisfrekvenciás jelek kívül esnek az emberi fül érzékelési tartományán. Az alkalmazott erősítő igen kisdriftű kell legyen. A kis jelszint miatt a külső zajokat minimálisra kell csökkenteni, ha a páciens mozgatható, akkor a vizsgálatot speciálisan zajszigetelt helységben kell elvégezni. Figyelembe kell még venni, hogy a szív és a mellkasra helyezett érzékelő (ld.

Á15.10 ábra) között alapvetően aluláteresztő jellegű az átvitel, amely a frekvencia négyzetével arányosan csökken.

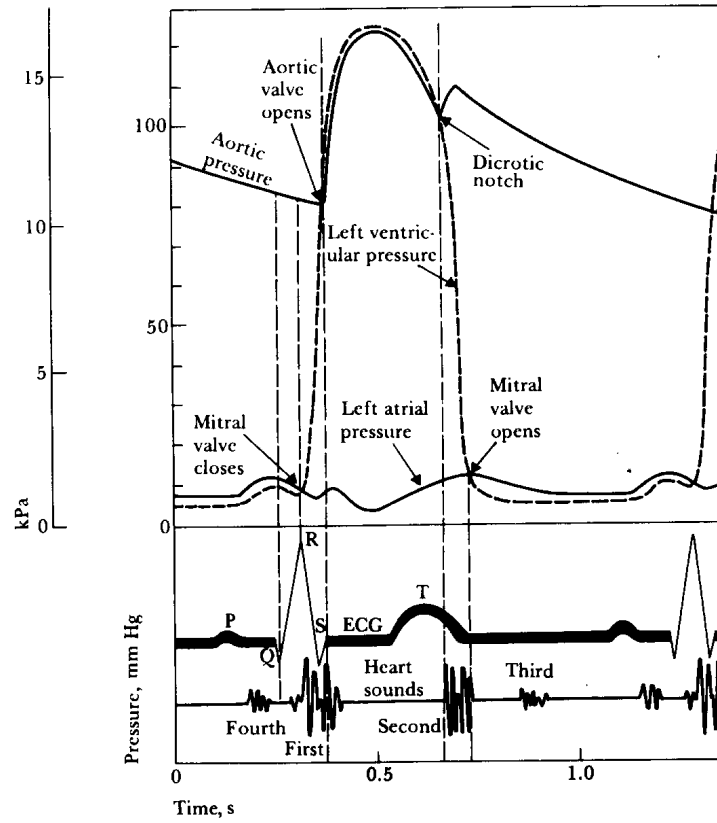


Figure 7.18 Correlation of the four heart sounds with electric and mechanical events of the cardiac cycle.

Á15.9 ábra

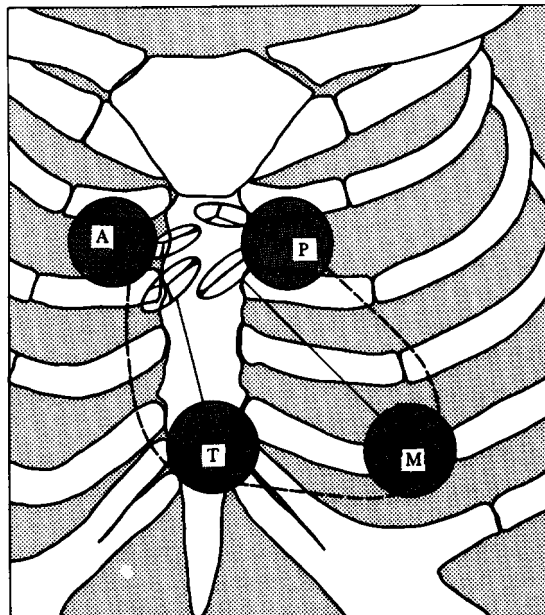


Figure 7.19 Auscultatory areas on the chest A, aortic; P, pulmonary; T, tricuspid; and M, mitral areas. (From A. C. Burton, *Physiology and Biophysics of the Circulation*, 2nd ed. Copyright © 1972 by Year Book Medical Publishers, Inc., Chicago. Used by permission.)

Á15.10 ábra

15.5 Véráramlás és perctérfogat mérés

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

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

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

Ebből az áramlási sebesség meghatározható:

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

ahol F az áramlási sebesség. Az eljárást használhatjuk a perctérfogat meghatározására. Ha az oxigénfogyasztást (dm/dt , liter/perc), az artériás vér (C_a , liter/liter) és a vénás vér (C_v , liter/liter) oxigénkoncentrációját tudjuk mérni, akkor a vér áramlási sebessége (F , liter/perc) meghatározható:

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

Az Á15.12 ábra mutatja a szükséges méréseket. Az oxigénfogyasztás mérésén alapuló eljárást Fick módszernek hívják.

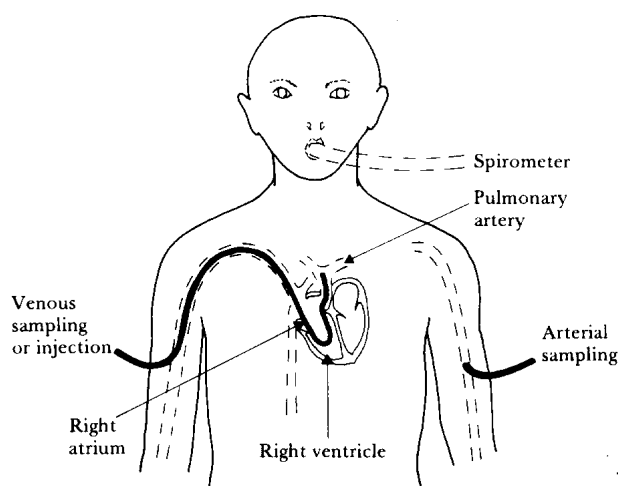


Figure 8.1 Several methods of measuring cardiac output In the Fick method, the indicator is O_2 ; consumption is measured by a spirometer. The arterial-venous concentration difference is measured by drawing samples through catheters placed in an artery and in the pulmonary artery. In the dye-dilution method, dye is injected into the pulmonary artery and samples are taken from an artery. In the thermodilution method, cold saline is injected into the right atrium and temperature is measured in the pulmonary artery.

Á15.12 ábra

A törzsből és a fejből visszatérő vénás vér oxigén koncentrációja eltérő mértékű. Ezért a tüdőhöz vezető artériában kell mérni, itt már a jobb kamra összehúzódása eredményeként elegendően elkeveredett a két forrásból érkező vénás vér. A fogyasztott oxigént általában úgy határozzák meg, hogy a páciens 100 %-os oxigént lélegez be spirométeren keresztül, így a belégt oxigén mennyiség egyenlő a belégt gáz mennyiségével. A kilégt gázban meghatározzák az oxigén tartalmat, így a fogyasztott oxigén kiszámítható. A módszer hátránya, hogy műtéti beavatkozásnak számító eljárást igényel.

Más jelzőanyagot is használhatunk. Szokás hűtést vagy melegítést alkalmazni. Ekkor az F áramlási sebesség (m^3/s):

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

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

A jelzőanyag hozzáadás történhet egyszeri bevitellel is. Ez a gyakorlatban egyszerűbben elvégezhető, így ma már ezt tekinthetjük általánosan elterjedtnek. Az Á15.13 ábra mutatja a jelzőanyag koncentrációt egy helyen az idő függvényében. A jelzőanyagra felírható:

$$\frac{dm}{dt} = C(t) \frac{dV}{dt}$$

Mivel az áramlási sebesség: $F = dV/dt$, így

$$dm = FC(t)dt,$$

$$m = \int_0^{t_1} FC(t)dt,$$

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

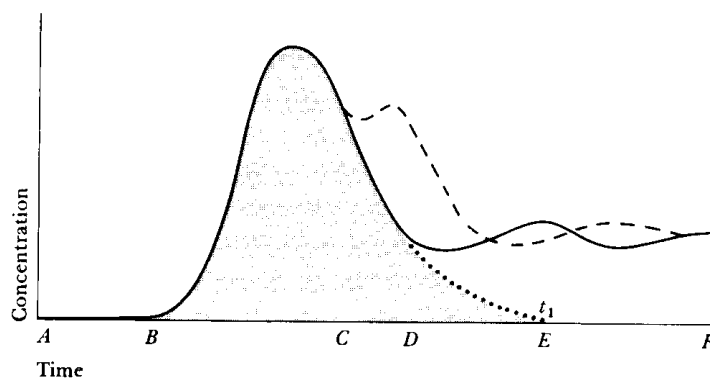


Figure 8.2 Rapid-injection indicator-dilution curve After the bolus is injected at time A , there is a transportation delay before the concentration begins rising at time B . After the peak is passed, the curve enters an exponential decay region between C and D , which would continue decaying along the dotted curve to t_1 if there were no recirculation. However, recirculation causes a second peak at E before the indicator becomes thoroughly mixed in the blood at F . The dashed curve indicates the rapid recirculation that occurs when there is a hole between the left and right sides of the heart.

Á15.13 ábra

A jelzőanyag hozzáadása (A) után kis késleltetéssel (B) elkezdődik a koncentráció változás. A maximum elérése után exponenciális lenne a csökkenés (ahogyan azt a pontozott vonal mutatja), ha nem zárt körben történne a vérkeringés. Az Á15.13 ábrán szaggatottan jelölt görbe olyan páciensnél mérhető, akinél a szív jobb és bal fele között nyílás van.

Jelzőanyagként festéket alkalmaznak, vagy lehűtött sóoldatot.

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

16 Impedanciámérés, pletizmográfia

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

- a véráramlástól,
- a szív működéstől,
- 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.

16.1 Impedancia mérő áramkörök

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

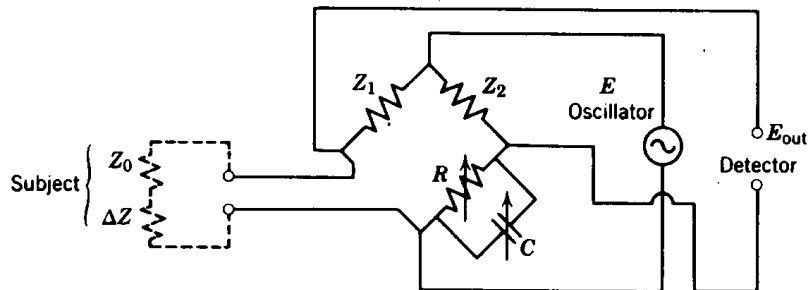


Figure 1 Impedance bridge.

Á16.1 ábra

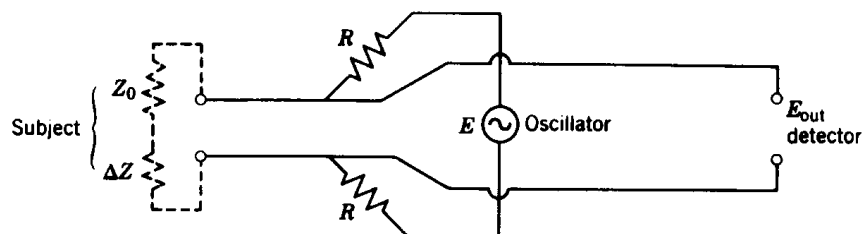


Figure 2 Symmetrical bipolar constant-current circuit. (For simplicity the constant-current circuit is illustrated by an oscillator and two resistances, R, R , which are much larger than $Z_0 + \Delta Z$.)

Á16.2 ábra

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

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

16.2 Biológiai minták impedanciájának mérése

Biológiai minták esetében is koncentrált paraméterű impedanciát feltételező modellt használunk. Figyelembe kell azonban venni, hogy ez csak közelítés, jól akkor használható, ha az impedancia megváltozását mérjük, amelyről tudjuk, hogy döntően egy paraméter megváltozása okozza. Általában nem ismert a mérőelektrodok között folyó áram eloszlása. Megfelelő elektrod kialakítással biztosítható a közel egyenletes árameloszlás. Ezt mutatja az Á16.3 ábra.

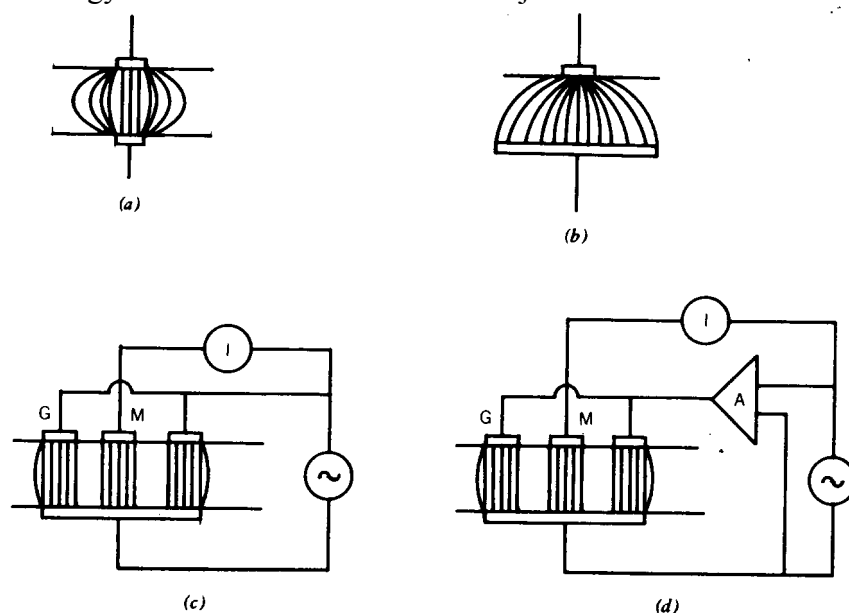


Figure 12 Current spread in a conductor and the use of a concentric guard electrode (G) to achieve uniform current density distribution. (a) Current spread in a conductor with similar electrodes. (b) Current spread with different sized electrodes. (c) Current spread with guard electrode maintained at same potential as measuring electrode (M). (d) Guard electrode driven by a unity-gain amplifier (A).

Á16.3 ábra

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

T16.1 táblázat

A mérőáramot kicsire ($< 50 \mu\text{A}$) kell választani, így a mérés nem befolyásolja a biológiai működést. Az élő sejtek impedanciája koncentrált paraméterű R és C elemekkel modellezhető, az Á16.4 ábrán két lehetőséget is bemutatunk.

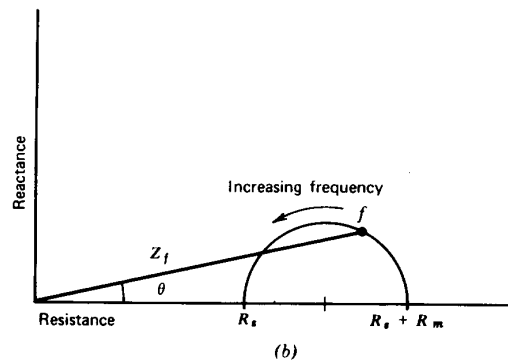
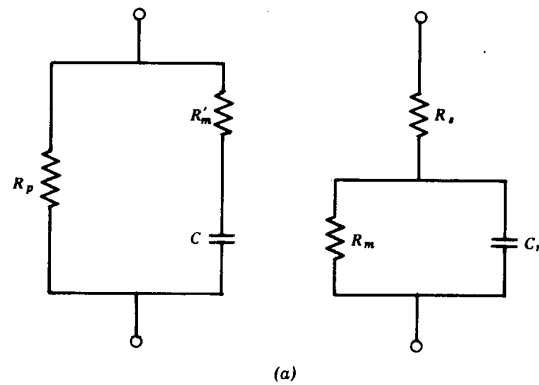


Figure 16 (a) Idealized equivalent circuits for living tissue; (b) the impedance–frequency characteristics for living tissue represented by the impedance locus (reactance versus resistance). Z_f is the impedance at frequency f , and θ is the phase angle.

Á16.4 ábra

Az árameloszlást kis- és nagyfrekvencián az Á16.5 ábra mutatja.

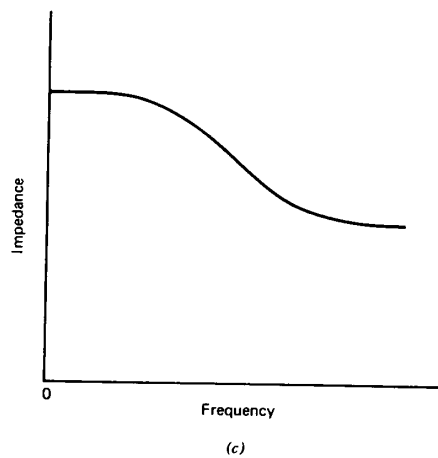
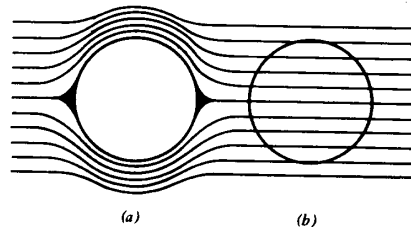


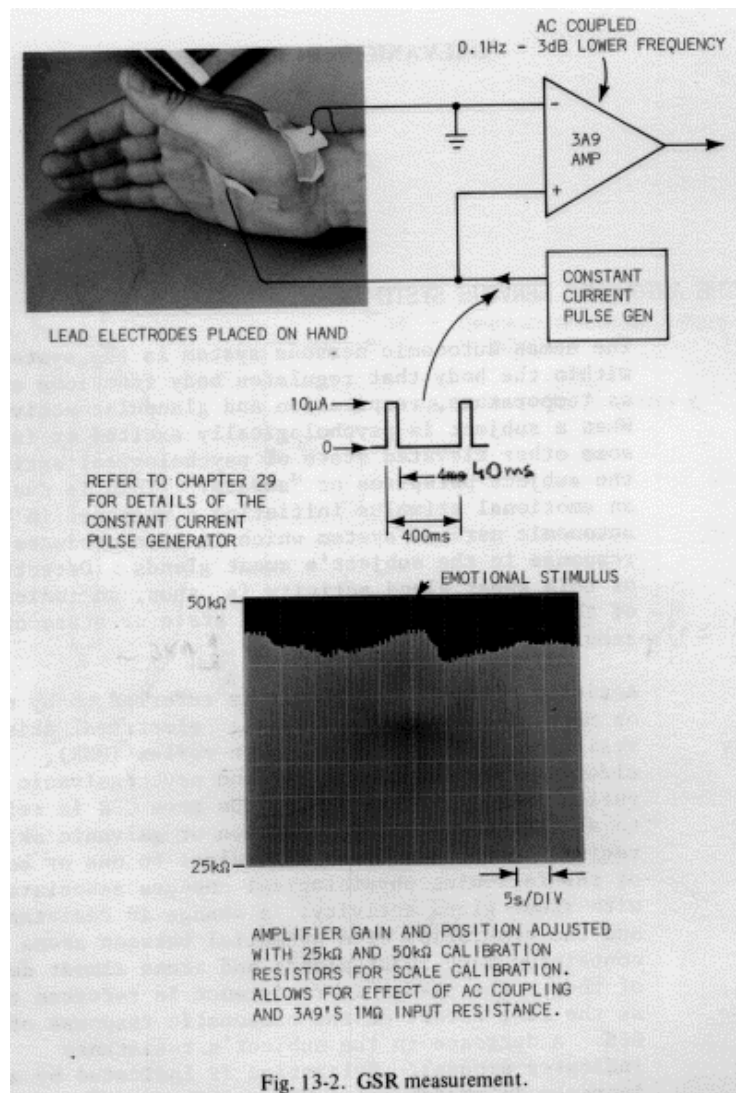
Figure 15 Pathways for (a) low-frequency current and (b) high-frequency current for a cell in an electrolyte; (c) the resulting idealized impedance–frequency characteristic.

Á16.5 ábra

Megfelelően kiválasztott pontok közti impedancia mérésével a véráramlás és a légzés jellemzői is becsülhetők. A véráramlás méréséhez az elektródok elhelyezése a vizsgálni kívánt helytől függ, ezt nem részletezzük. A vér áramlási sebességének növekedésével az áramlás irányában mérhető ellenállása csökken. A csökkenés mértéke függ a hematokrit tartalomtól is, mivel a plazma ellenállása nem függ az áramlástól. A légzés monitorozása a mellkasra helyezett elektródokkal történik, az intenzív őröknél térünk ki a részletekre.

16.3 Galvanikus bőr reflex

Az angol nevének (galvanic skin reflex) rövidítése GSR, ezt elterjedten használják. A bőr ellenállásának értékét a vegetatív idegrendszer állapota is befolyásolja, ezt Fére hatásnak nevezik. Izgalmi állapotban az ellenállás csökken a nyugalmihoz képest, a változás általában a $200\text{ k}\Omega$... $2\text{ M}\Omega$ tartományban történik. Az ellenállás változás oka alapvetően az izzadás. Az egyik elektródot olyan helyre kell tenni, ahol az izzadság mirigyek sűrűn helyezkednek el, a másikat pedig oda, ahol alig találhatók. Az Á16.6 ábra egy lehetséges, gyakran alkalmazott megoldást mutat. Az ábrán ugyancsak látható, hogy kis kitöltési tényezőjű impulzus jellel történhet a mérés. Mivel az impedancia rezisztív összetevőjére vagyunk kíváncsiak, szinuszos mérőjel esetén alacsony frekvencián kell mérni. Különbféle megoldások ismertek, 2 ... 3 Hz-től 1 kHz-ig terjedő mérőjeleket használnak.



Á16.6 ábra

Mivel az ellenállást befolyásoló tényező az izzadás, ezért elektródpaszta nem alkalmazható. Megjegyezzük, hogy az ellenállás változással egy időben a két mérőelektród között potenciálkülönbség is fellép, ezt az Á16.7 ábra mutatja. A feszültség megjelenését Tarchanoff hatásnak hívják és ezt a GSR endoszomatikus válaszának tekintik. Az ellenállás változás az exoszomatikus válasz.

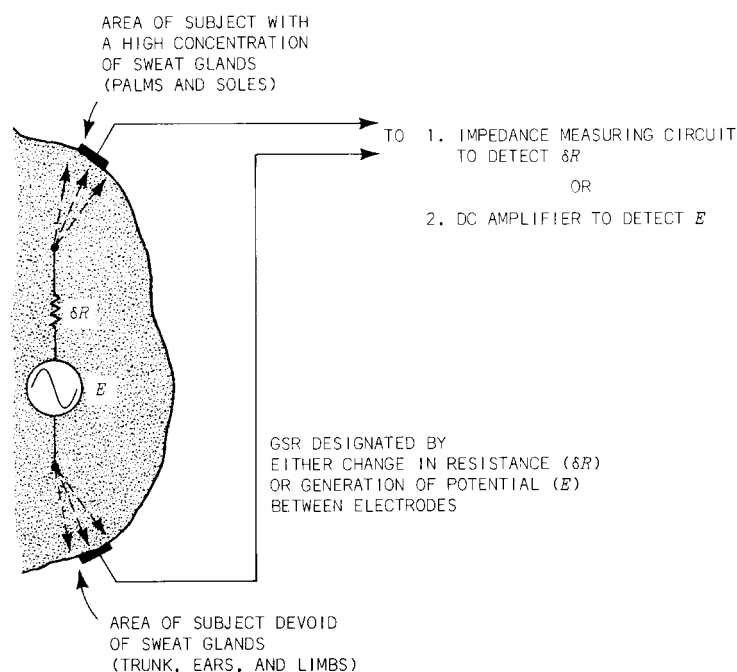


Fig. 13-1. GSR measurement.

Á16.7 ábra

16.4 Vér hematokrit tartalmának non-invazív mérése

Az Á16.8 ábrán egy lehetséges mérési elrendezést mutatunk a vér hematokrit tartalmának non-invazív meghatározására.

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

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

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

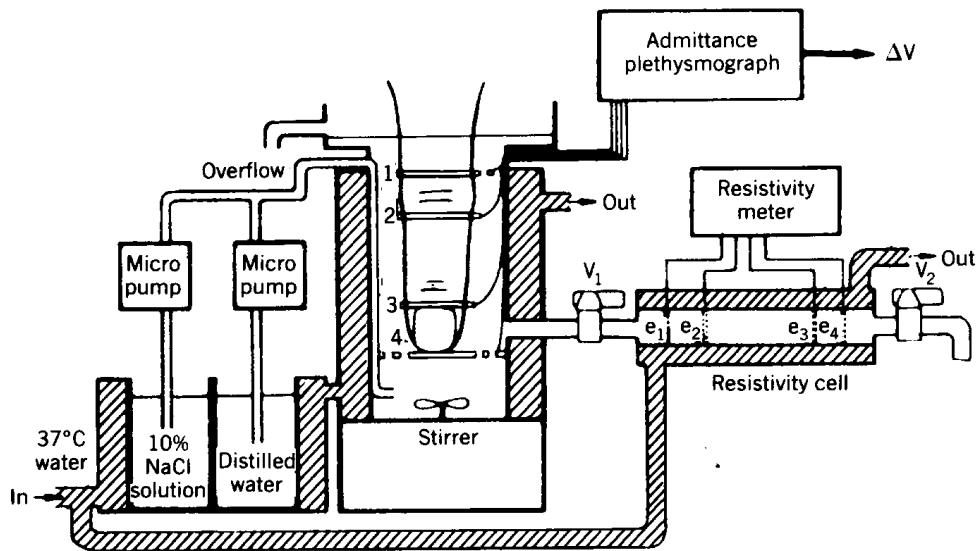


Figure 9 Equipment employed to determine hematocrit noninvasively. [Redrawn from K.-I. Yamakoshi et al., *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **BME-27**:156-161 (1980).]

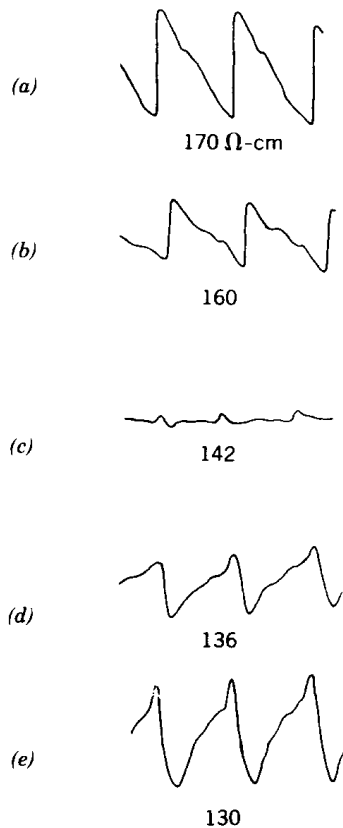
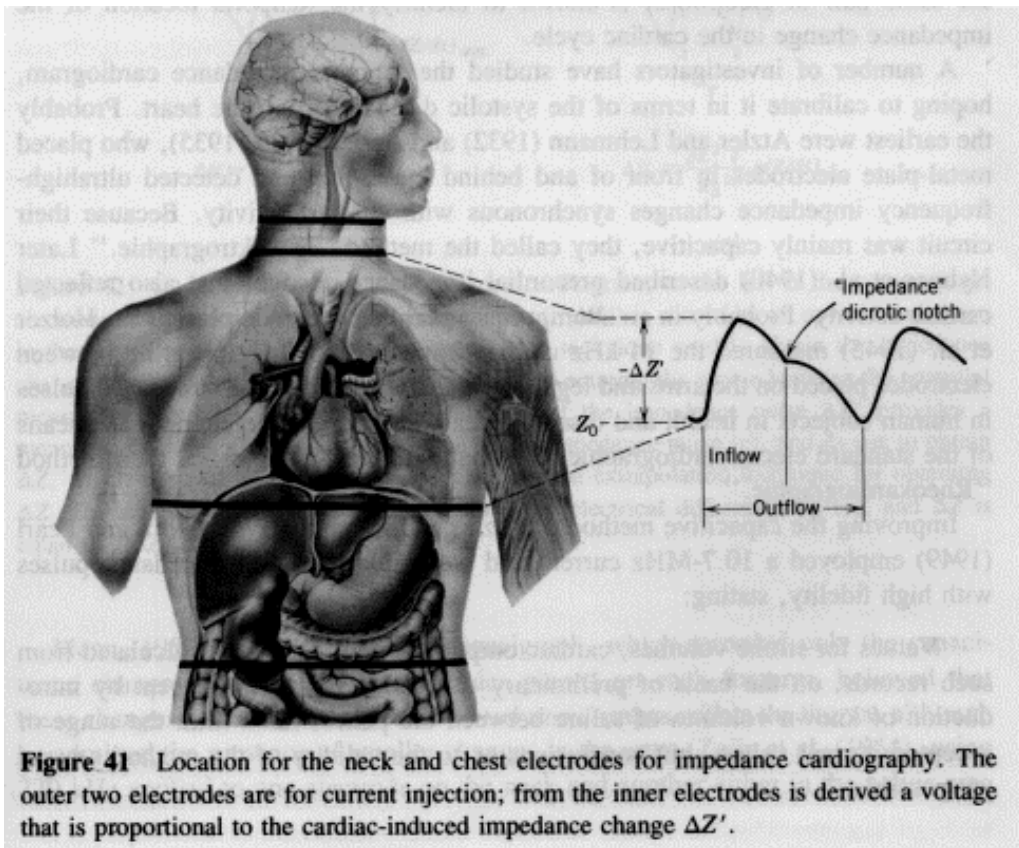


Figure 10 Pulsatile impedance changes in the environmental fluid when the resistivity is changed from 170 to 130 Ω -cm. [Redrawn from K.-L. Yamakoshi et al., *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **BME-27**:156-161 (1980).]

Á16.8 ábra

16.5 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, ennek monitorozásával a kilökött vér mennyisége meghatározható. A négyvezetékes méréshez szalagelektrodákat használhatunk, ahogy azt az Á16.9 ábra mutatja.



Á16.9 ábra

A törzsnek a feszültséget érzékelő elektródok által határolt részéből gyakorlatilag állandónak tekinthető artériás vér kiáramlás és vénás vér beáramlás történik. Ezt a felvett jelek kiértékelésekor figyelembe kell venni.

Határozzuk meg egy test szegmens ellenállásának változását, ha annak térfogata megváltozik.

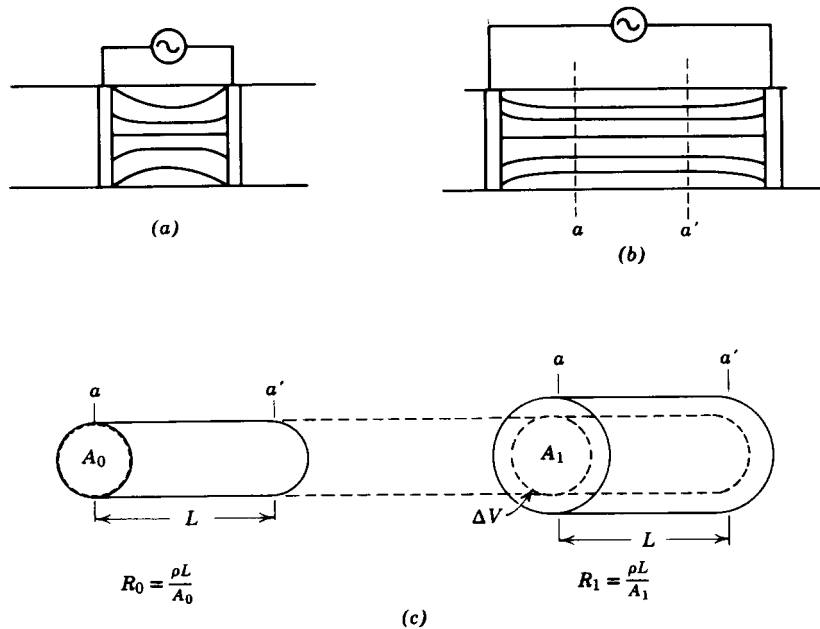


Figure 39 Simplified basis for impedance plethysmography: (a) current distribution with closely spaced and electrodes; (b) current distribution with widely spaced electrodes; (c) the result of adding a volume ΔV to the conducting cylinder a-a. $R_1 - R_0 = \Delta R = -(\Delta V/\rho)(R_0/L)^2$.

Á16.10 ábra

Az Á 16.10 ábra mutatja, hogy ha az áram hozzávezetést végző elektródok közti távolság elegendően nagy, akkor a vizsgált biológiai mintában az árameloszlás egyenletes. Az Á16.10 (c) ábrán szemléltetett egyszerűsítéssel élve

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

Ha ΔV kicsi, akkor

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

Ha két különböző vezetőképességű, egymással párhuzamosan kapcsolódó szegmenst feltételezünk, akkor az eredő ellenállás:

$$R_{ab} = \frac{\rho_t \rho_b L^2}{\rho_b V_t + \rho_t V_b}$$

ahol a b index a vérre, a t index a szövetekre utal. Ahhoz, hogy a vér beáramlása miatti ellenállás változást megkapjunk, deriváljuk R_{ab} -t V_b szerint, V_t -t állandónak tekintve.

$$dR_{ab} = - \frac{\rho_b \rho_t^2 L^2}{(\rho_t V_b + \rho_b V_t)^2} dV_b$$

Behelyettesítve $V_t = LA_t$ -t és $V_b = LA_b$ -t kapjuk, hogy

$$dV_b = - \frac{(\rho_b A_t + \rho_t A_b)^2}{\rho_t^2 \rho_b} dR_{ab}$$

Mivel

$$\rho_b A_t + \rho_t A_b = \frac{\rho_t \rho_b L}{R_{ab}},$$

$$dV_b = - \rho_b \left(\frac{L}{R_{ab}} \right)^2 dR_{ab}$$

Ha az impedancia döntően rezisztív, akkor

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

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

Látható, hogy ΔZ közvetlenül nem mérhető, hiszen artériás vér kiáramlás állandóan van. Az Á16.11 ábrán látható, hogyan lehet a $Z(t)$ függvényből ΔZ -re következtetni.

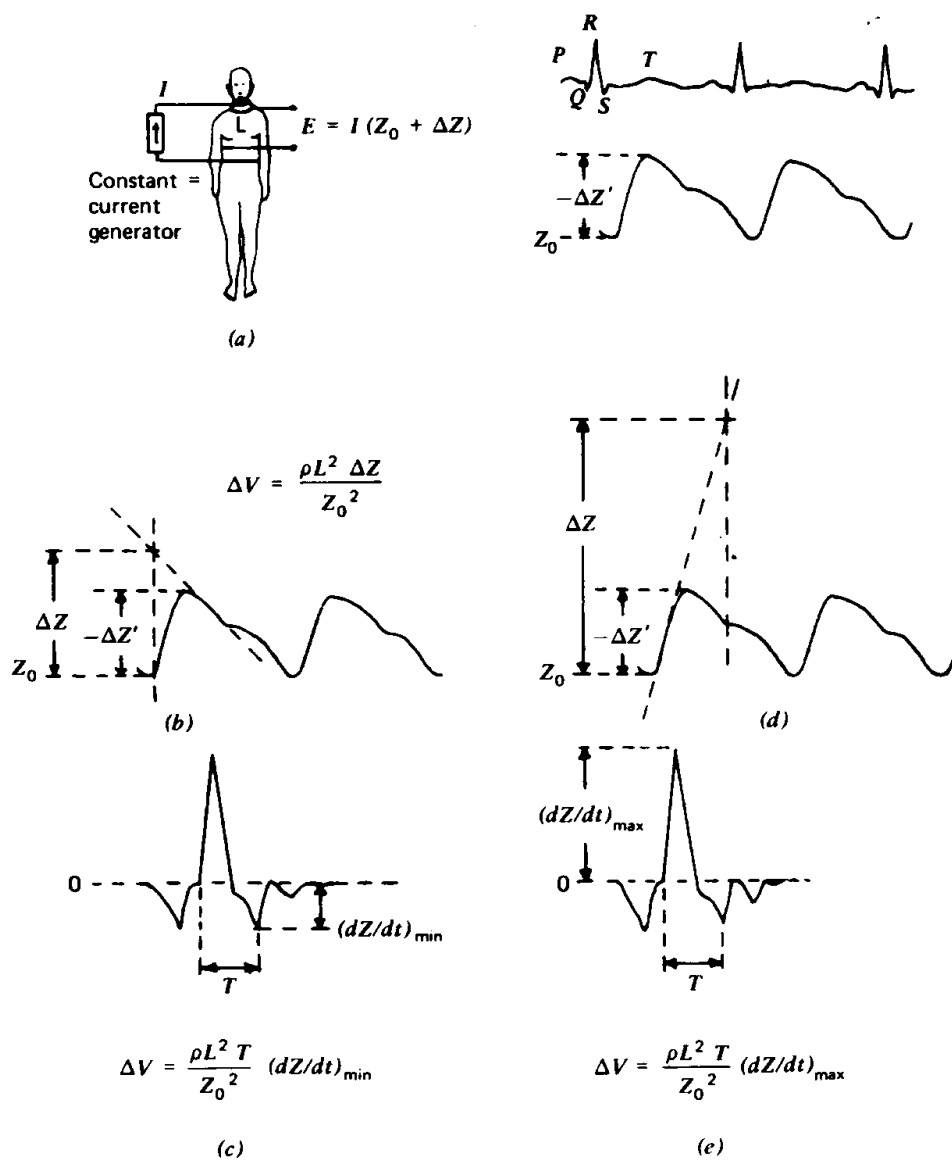


Figure 42 (a) A typical thoracic impedance cardiogram; to the left is the conventional electrode arrangement. A decrease in impedance ($-\Delta Z'$) is shown by an upward deflection in the recording. (b) The backslope extrapolation technique used to obtain the impedance change ΔZ , which reflects the total volume of blood entering the region between the potential measuring electrodes. Electronic differentiation of the impedance pulse $\Delta Z'$ provides a means of recording continuously the slope of the impedance pulse (c), and its use to obtain ΔZ , which is equal to $T(dz/dt)_{\min}$. (d) The forward extrapolation technique for obtaining ΔZ . The steepest slope $(dZ/dt)_{\max}$ is obtained by electrical differentiation (e), and ΔZ is equal to $T(dZ/dt)_{\max}$.

Á16.11 ábra

Az IKG-val a verőtérfogatra - és a pulzusszám ismeretében a perctérfogatra - kapott becslés abszolút pontossága nem nagy, a számított és a tényleges érték eltérése elérheti a 15 ... 20 %-ot is. A klinikai gyakorlatban azonban nagyobb jelentősége van az eltérések nyomon követésének. Különösen intenzív osztályon előnyös a módszer, mivel non-invazív módon, fájdalom mentesen és kényelmetlenséget nem okozva biztosítja a perctérfogat folyamatos monitorozását. Összehasonlító vizsgálatokat végeztek arra nézve, hogyan lehet a pont elektródok és a szalag elektródok használatával készített felvételek közti átszámítást elvégezni. A pont elektródokkal készített fel-

vételek alapján a perctérfogat változások ugyanolyan jól monitorozhatók, mint szalagelektrodokkal.

16.6 Pletizmográfia

A pletizmográfok térfogatváltozást mérnek. Mint az előzőekben láttuk, impedancia méréssel megállapítható biológiai minták térfogatának megváltozása. Ugyancsak noninvazív módon lehet térfogatváltozást mérni pletizmográfias kamrával. Az alsó lábszár vizsgálható az Á16.12 ábrán bemutatott módon. Az artériás áramlást a bokánál, a vénás visszaáramlást a térdhajlat alatt akadályozza meg egy-egy mandzsetta. Ezt követően jellegre az Á16.13 ábrán látható eredményt kaphatjuk. A mandzsetta leeresztését követően gyorsan visszaáll az eredeti térfogat (A görbe, folytonos vonal). Ha a vénákat vénás trombózis elzárja, akkor az eredeti térfogatra való visszaállítás lassabban megy (B görbe, szaggatott vonal).

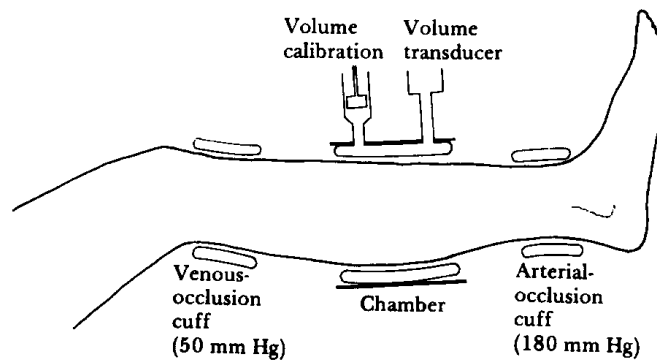


Figure 8.19 In chamber plethysmography, the venous-occlusion cuff is inflated to 50 mm Hg (6.7 kPa), stopping venous return. Arterial flow causes an increase in volume of the leg segment, which the chamber measures. The text explains the purpose of the arterial-occlusion cuff.

Á16.12 ábra

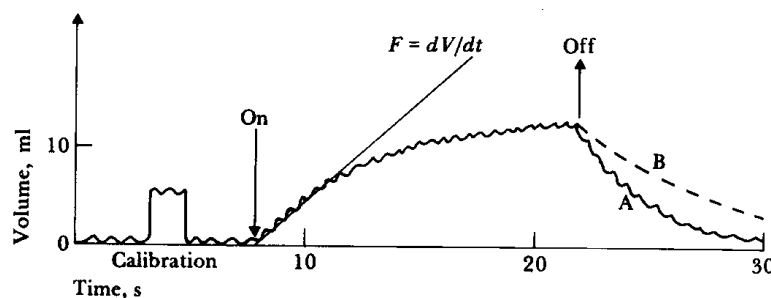


Figure 8.20 After venous-occlusion cuff pressure is turned on, the initial volume-versus-time slope is caused by arterial inflow. After the cuff is released, segment volume rapidly returns to normal (A). If a venous thrombosis blocks the vein, return to normal is slower (B).

Á16.13 ábra

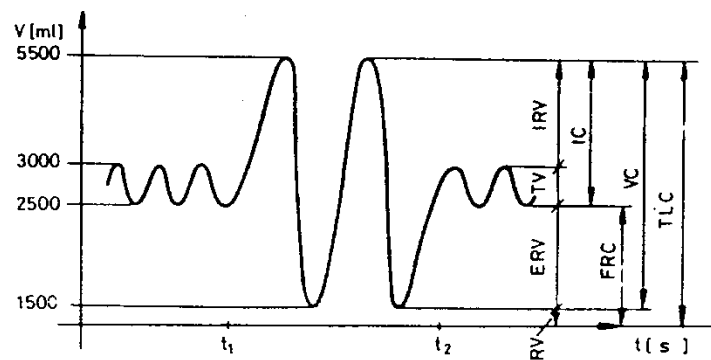
A légzés vizsgálatára szolgáló berendezések ismertetésénél fogunk kitérni a teljes test pletizmográfias vizsgálatára.

17 Légzés vizsgálata

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

17.1 Áramlási sebesség és ki/belégzett térfogat mérése

A tüdő térfogatának változását a légzés során az Á17.1 ábra mutatja. Néhány nyugalmi légzést követően két sóhajtás látható, amelyek során a vizsgált személy a maximális értékig lélegzett be majd amennyire csak lehetséges, kipréselte tüdejéből a levegőt. Ezt követően újra két nyugalmi légzés következik.



5.2. ábra

Á17.1 ábra

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

A Fleisch-cső felépítését az Á17.2 ábra mutatja.

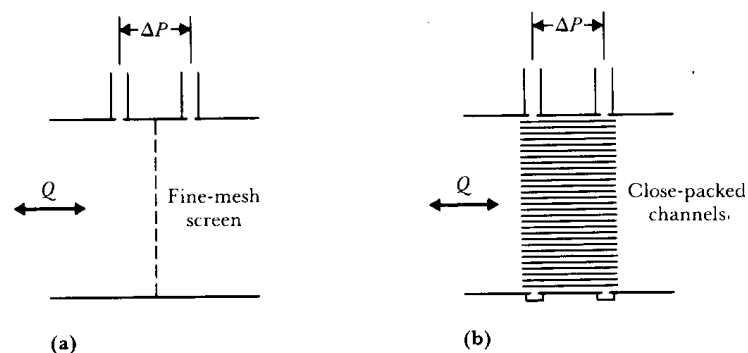


Figure 9.3 Pneumotachometer flow-resistance elements (a) Screen. (b) Capillary tubes or channels.

Á17.2 ábra

Az áramló levegő útjába elhelyezett ellenálláson az áramlási sebesség nyomáskülönbséget hoz létre. Az ellenállás sok, egymással párhuzamosan elhelyezett cső, amiket hullámos lemez csigavonalban való feltekerésével lehet létrehozni. A sok kis átmérőjű cső biztosítja a lamináris áram-

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

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

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

A megfelelő pontossághoz figyelembe kell venni:

6. a Fleisch-cső átvitelének nemlinearitását, $\Delta P = Av + Bv^2$
7. az áramló gáz viszkozitását.

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

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

A Fleisch-cső szájhoz közelebb eső elvezetését használhatjuk gáz analízatorhoz való csatlakozásra és a szájnyomás mérésére is. Szokás a Fleisch-csőbe elektronikusan vezérelhető elzáró szelepet (shutter) beépíteni. Ez az érzékelő két nyomás kivezetési pontja között helyezkedik el. Ha a szelep az áramlás útját elzárja, akkor a tüdőben levő nyomás lesz mérhető a szájhoz közelebbi kivezetésen is.

A Fleisch-cső holt-térrel rendelkezik, a kilégzett levegő egy része nem távozik el a csőből, ezt a vizsgált személy újra be fogja lélegezni.

A hővezető áramlásmérő az áramló közeg által okozott hűtést érzékeli. Az Á17.3 ábra a működési elvet mutatja.

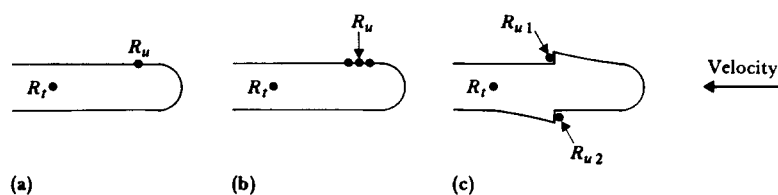


Figure 8.17 Thermal velocity probes (a) Velocity-sensitive thermistor R_u is exposed to the velocity stream. Temperature-compensating thermistor R_t is placed within the probe. (b) Thermistors placed down- and upstream from R_u are heated or not heated by R_u , thus indicating velocity direction. (c) Thermistors exposed to and shielded from flow can also indicate velocity direction.

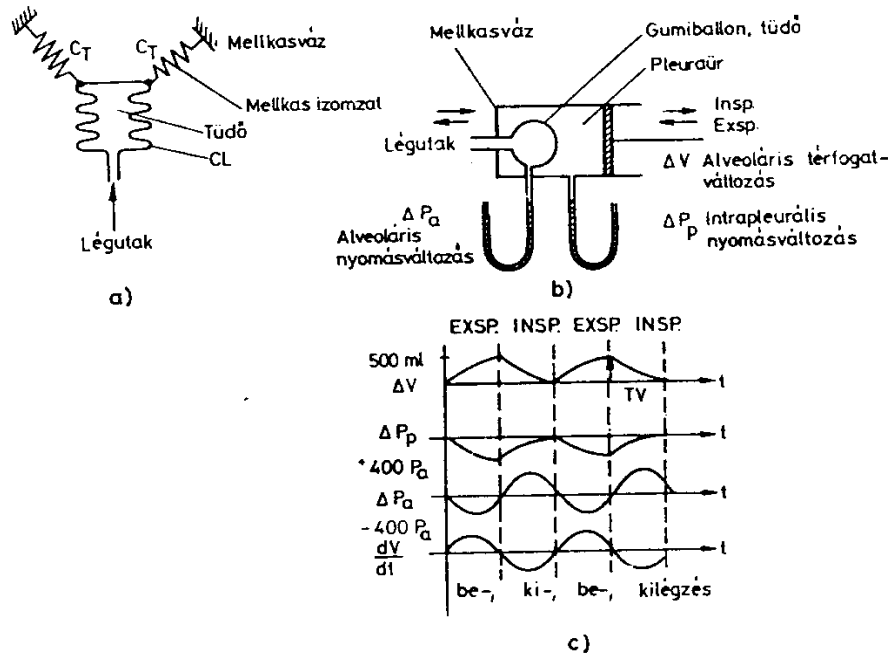
Á17.3 ábra

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

kelő szál kis mérete miatt gyakorlatilag nem befolyásolja. Az Á17.3 ábrán is mutatott kompenzáló érzékelőkkel megfelelő linearitás érhető el. Egyetlen hátránya a viszonylag magas ár.

17.2 Légzésmechanikai jellemzők mérése

Egy lehetséges légzésmechanikai modellt mutat az Á17.4 ábra.



5.3. ábra

Á17.4 ábra

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

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

ahol C (compliance) a tüdő tágulási képessége, R a légzési rendszer ellenállása, I (inertance) a légzési rendszer tehetetlensége, \$p_0\$ a külső nyomás, \$p_p\$ az intrapleurális nyomás. A tágulási képesség számítása a $C = \frac{\Delta V}{\Delta p_p}$ formulával történik. A légzési rendszer ellenállása két részre bontható, a légutak (\$R_a\$) és a tüdőszövetek (\$R_T\$) ellenállására. A légutak ellenállása az

$R_a = \frac{p_0 - p_a}{V}$ összefüggéssel számítható. A légutak ellenállásának mérésére használható a Fleisch-csőbe integrált elzáró (shutter). A levegő útjának lezárása a szájnnyomás megnövekedését és az áramlási sebesség (nullára való) lecsökkenését okozza. Ezek alapján $R_a \approx \frac{\Delta p}{\Delta v}$.

17.3 Gázcsere mérése

A légzés hatékonyságát átfogóan jellemzi a légzési hányados (respiratory quotient), a termelt széndioxid és a fogyasztott oxigén mennyiségének hányadosa $RQ = \frac{V_{CO_2}}{V_{O_2}}$. Ahhoz, hogy a lég-

zésre jellemző gázanalízist el tudjuk végezni, a ki- illetve belégzett levegőből mintát kell eljuttatni egy gázanalizátorba. Ha a gázanalizátor elég gyors, akkor az áramlási sebességből integrálással előállított térfogat egységek segítségével a termelt ill. fogyasztott gázok mennyiségét meghatározhatjuk. Például a fogyasztott oxigén V_{O_2} meghatározására az alábbi formulát alkalmazhatjuk:

$$V_{O_2} = \int_0^{V_{be}} v(t)c_{O_2}(t)dV$$

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

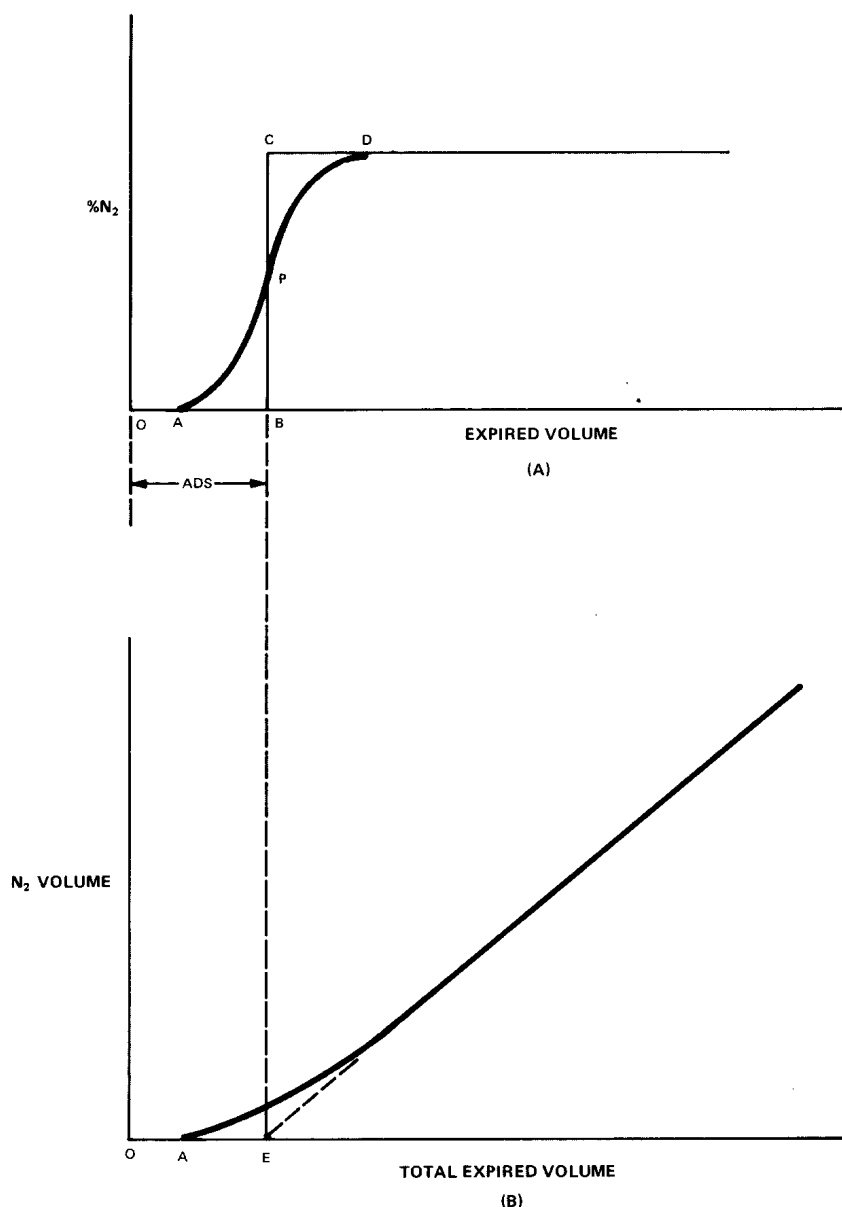


FIGURE 14. Anatomical Dead Space (ADS) Calculation

Á17.5 ábra

A gázcsere mérésekor szükséges az anatómiai holttér (szájüreg, légcső) és az áramlási sebességet mérő eszközben levő holttér térfogatát ismerni és ezzel korrigálni a mért eredményeket. Az anatómiai holtteret az Á17.5 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 gázcsereben résztvevő tüdő térből érkező levegő között. Ezért a kilégzett gázmennyiség függvényében ábrázolt nitrogén koncentráció görbén meg kell keresni azt a pontot, ami akkor jelezné a holttérből távozó 100 %-os oxigén kilégzésének végét, ha nem lenne keveredés. Az Á17.5 ábrán ez a pont a P pont, amit úgy kell kijelölni, hogy az ABP terület megegyezzen a DCP területtel. Hasonló elven számolva, ha a kilégzett nitrogén mennyiséget az összes kilégzett gázmennyiség függvényében ábrázoljuk, akkor a lineáris szakasz érintője metszi ki a holttér nagyságát (E pont).

Az alveoláris ventiláció mérésére semleges, a légzéshez kapcsolódó gázcsereben részt nem vevő gázt használnak, leggyakrabban nitrogént. Az alveoláris ventiláció eloszlása (inspired gas distribution, IDI) a légzés hatékonyságának fontos jellemzője. A páciens a mérés során minden belégzéskor 100 %-os oxigént lélegzik be, a kilégzett levegőben mérik a nitrogén koncentrációját 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 nitrogén koncentráció csökkenése exponenciális lenne. A nitrogén kimosás kezdete óta megtörtént n kilégzés után a nitrogén koncentrációja a kilégzett levegőben:

$$c_n(N) = c_0(N) \left(\frac{FRC}{FRC + VA} \right)^n \approx c_0(N) e^{-\frac{nVA}{FRC}}$$

ahol FRC a funkcionális maradék térfogat, VA a légzési térfogat (tidal volume, TV) és a holttér különbsége. Ha a nitrogén kimosást addig folytatjuk, amíg $c_n(N)$ értéke 1 lesz, akkor, figyelembe véve hogy a kimosás kezdete előtti nitrogén koncentráció ismert (legyen ez 72 %):

$$\ln[c_n(N)] = 0 = \ln[c_0(N)] - \frac{nVA}{FRC}$$

$$nVA = FRC \ln 72$$

Tehát éppen n kilégzés és nVA kilégzett gázmennyiség szükséges ahhoz, hogy a tüdőben az induló 72 %-ról 1%-ra csökkenjen a nitrogén koncentrációja. A nem tökéletes keveredés miatt azonban a fenti levezetés nem igaz, több kilégzés szükséges a megadott mértékű nitrogén koncentráció változáshoz.

$$IDI = \frac{nVA}{FRC \ln 72}$$

Az Á17.6 ábra mutatja a nitrogén koncentráció csökkenését a kilégzett levegő függvényében ideális esetben ($IDI = 1$), egészséges páciens esetében ($IDI = 1.8$) és rossz keveredésű tüdő esetén ($IDI = 3.4$). Az ábrán az AAVV megnevezés arra utal, hogy minden kilégzésnél figyelembe vették a holtteret. A tüdőben lezajló keveredést szemlélteti az Á17.7 ábra.

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

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

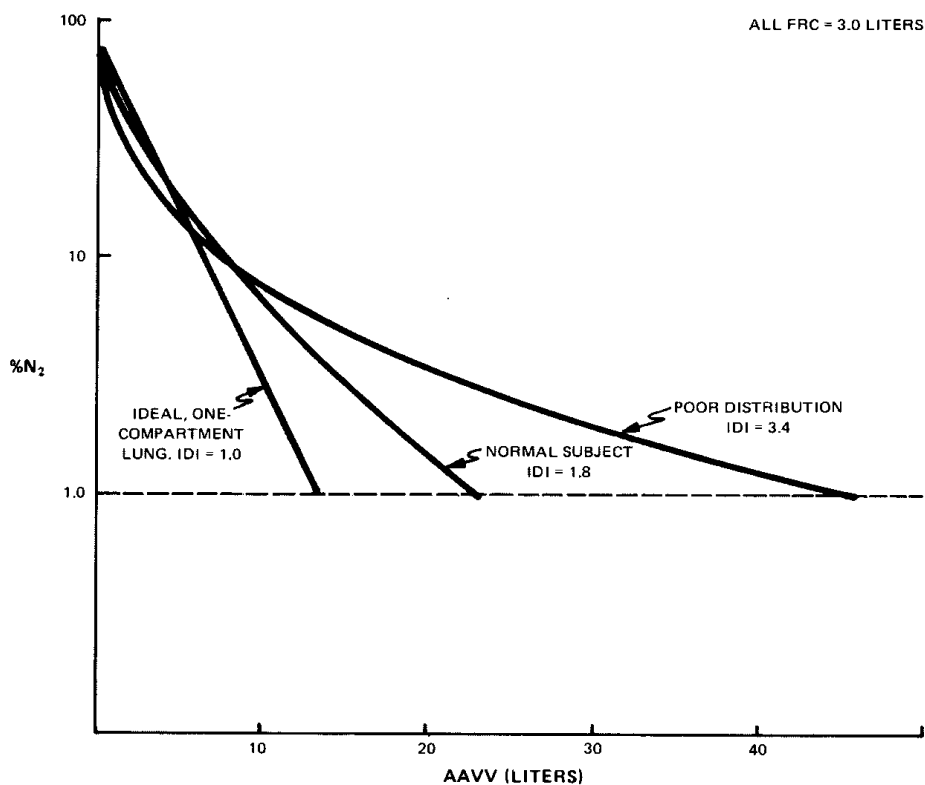


FIGURE 12. Comparative Nitrogen Washout Curves

Á17.6 ábra

A nitrogén kimosás során a tüdőben lecsökken a szokásos nitrogén koncentráció, így az alveolusokból nitrogén jut a tüdőbe. Ezért nem lehet a kimosással az 1 %-os koncentráció alá menni. Szokás 100 %-os oxigén belégzése után egyetlen kilégzést vizsgálni. A páciens a lehetséges maximális kilégzést (a tüdő térfogat RV) követően 100 %-os oxigént lélegez be, ezután lassan újra maximális kilégzést végez. Egy tipikus eredmény látható az 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 megfelelőek. Jó keveredés esetén ebben a szakaszban a görbe meredeksége 2 %/500 ml alatt van. (Mérni 750 és 1250 ml között szokták.) Dohányzóknál az érték kb. kétszerese a nemdohányzókéknak. A IV fázisban történik a záró térfogat (closing volume, CV) kilégzése, itt jelentősen megnő a nitrogén koncentráció gradiense. Ez az egyetlen kilégzés során készített felvétel a tüdőben meglévő keveredés jellemzésén kívül a légúti ellenállás megnövekedését (szűkület) és kimutatja.

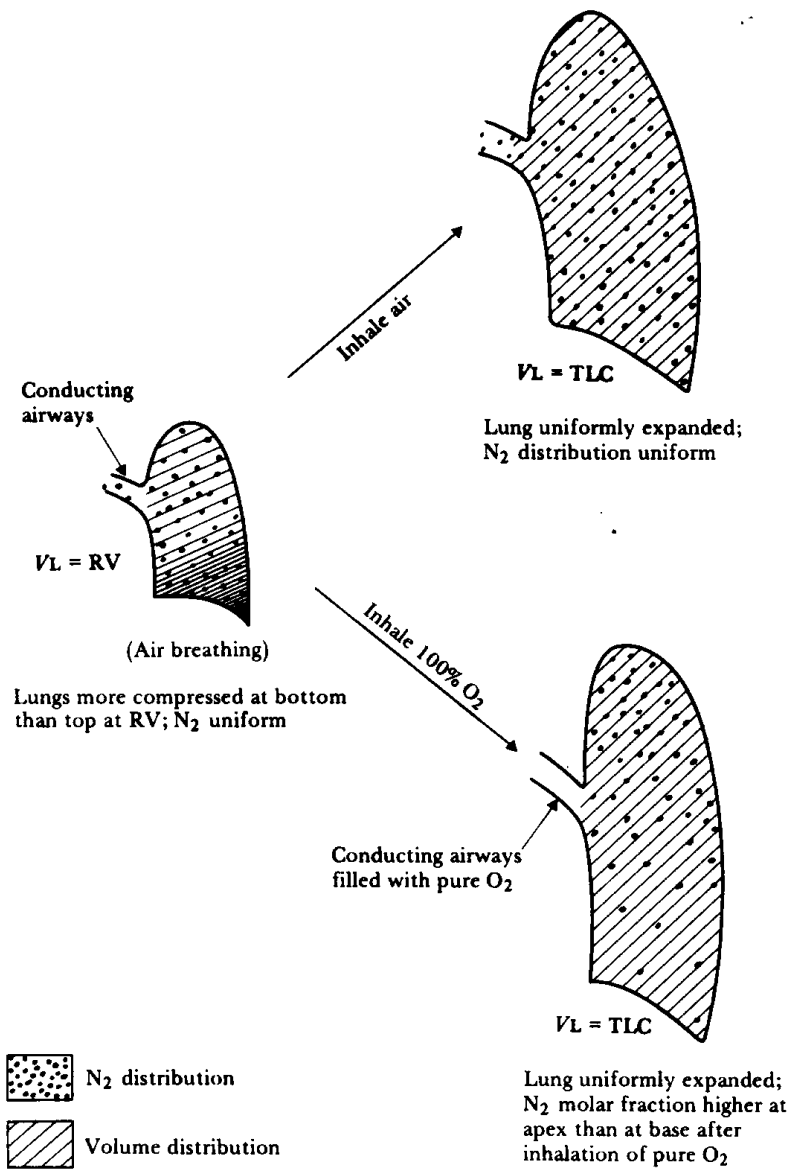


Figure 9.21 Distributions of volume and gas species at RV and TLC for a vital-capacity inspiration of air or pure oxygen.

Á17.7 ábra

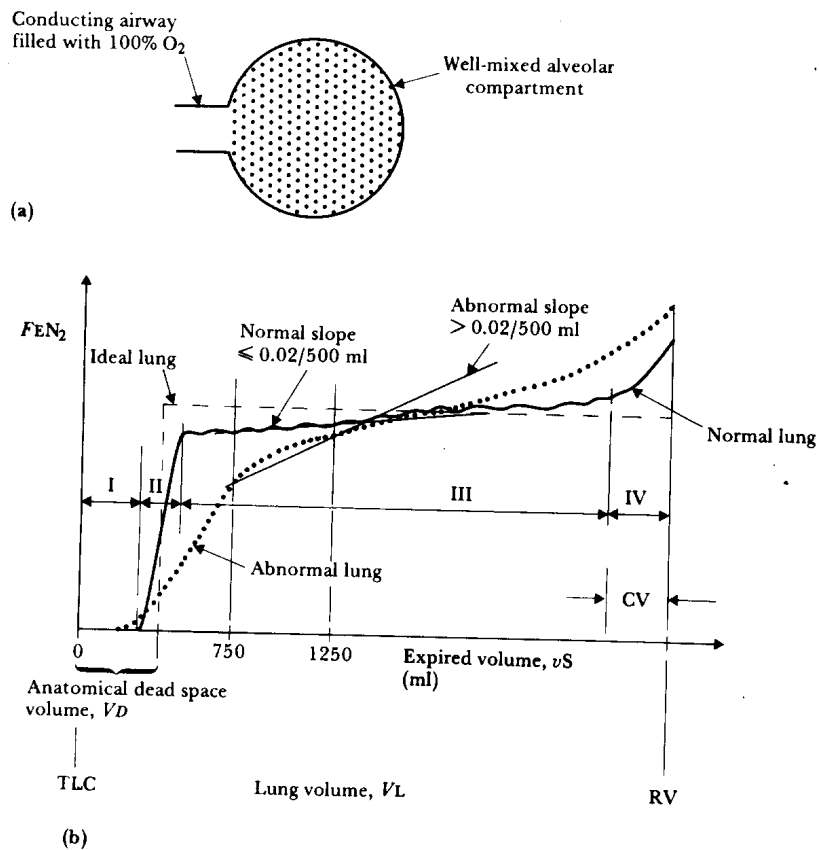


Figure 9.22 Single-breath nitrogen-washout maneuver (a) An idealized model of a lung at the end of a vital-capacity inspiration of pure O_2 , preceded by breathing of normal air. (b) Single-breath N_2 -washout curves for idealized lung, normal lung, and abnormal lung. Parameters of these curves include anatomical dead space, slope of phase III, and closing volume.

Á17.8 ábra

17.4 Készülékek

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

A légzést vizsgáló készülékeknek három üzemmódja van. Vizsgálják a normál nyugalmi, az erőltetett (forszírozott) légzést és a hiperventillációt. A normál nyugalmi légzés diagnosztikai értéke kicsi. A légzés paramétereit gyakorlással jelentősen befolyásolni lehet.

Az erőltetett kilégzést jellemző paraméterek: adott idő (1 s, 2 s, stb.) alatt kilégtetett levegő mennyisége (FEV_1 , FEV_2 , stb.), maximális kilégzési (áramlási) sebesség (PEFR vagy MEFV). Az Á17.9 ábra erőltetett kilégzés során készített felvételeket mutat egészséges és légzési problémákkal rendelkező páciensek esetén. A felső ábrán az áramlási sebességet a kilégtetett térfogat függvényében ábrázoltuk. Az alsó ábra a tüdő térfogatát ábrázolja az idő függvényében.

Az erőltetett légzés paramétereit az anatómiai felépítés által meghatározottak, ezek gyakorlással nem befolyásolhatók. (Természetesen a helyes értékek megmérése a páciens kooperativitását igényli.) Az erőltetett légzés paramétereinek jellemző értékeit homogén népességi csoportokra statisztikai módszerekkel meghatározták. A paraméterek elvárt, normálisnak tekinthető értéke lényegében a páciens három adatától függ: életkor, testmagasság, nem. Az ezek alapján számított értékek elsősorban szűrővizsgálat során használhatók.

Az erőltetett légzés vizsgálatokor mindig több ki- és belégzést kell a paciensek végrehajtani. Minden paraméter (légzési sebesség, megmozgatott térfogat) esetén a maximális értéket tekintjük a paciensekre jellemzőnek.

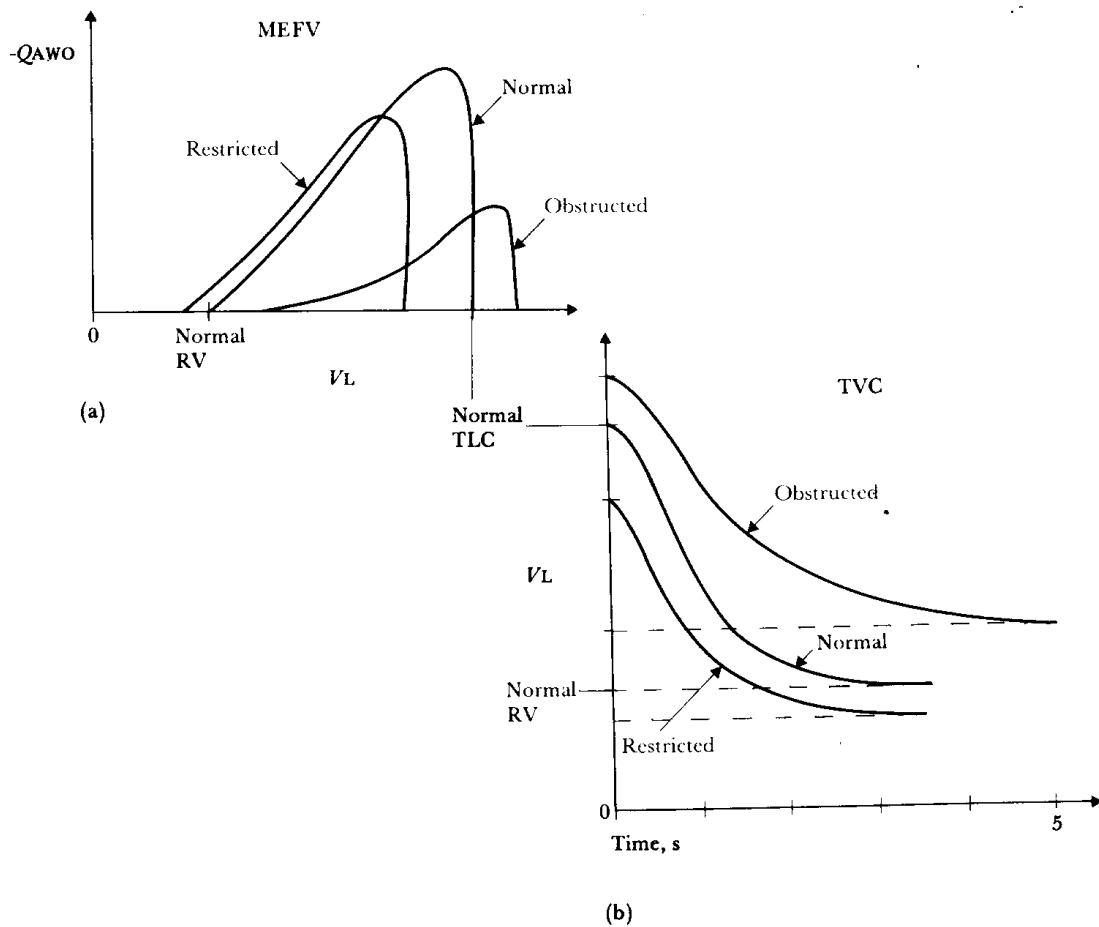


Figure 9.14 The corresponding (a) flow-volume curve and (b) timed spirogram for forced expiratory vital-capacity maneuvers plotted on an absolute-volume axis for comparison of classic restricted, obstructed, and normal subjects.

Á17.9 ábra

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

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

Az Á17.10 ábra egy hagyományos, ún. harangos spirométer felépítését mutatja.

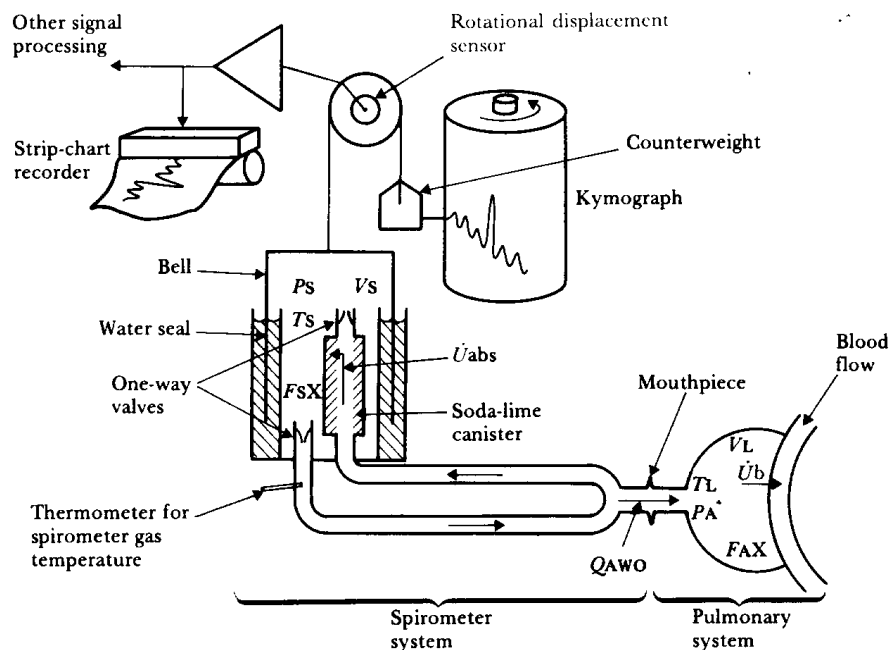


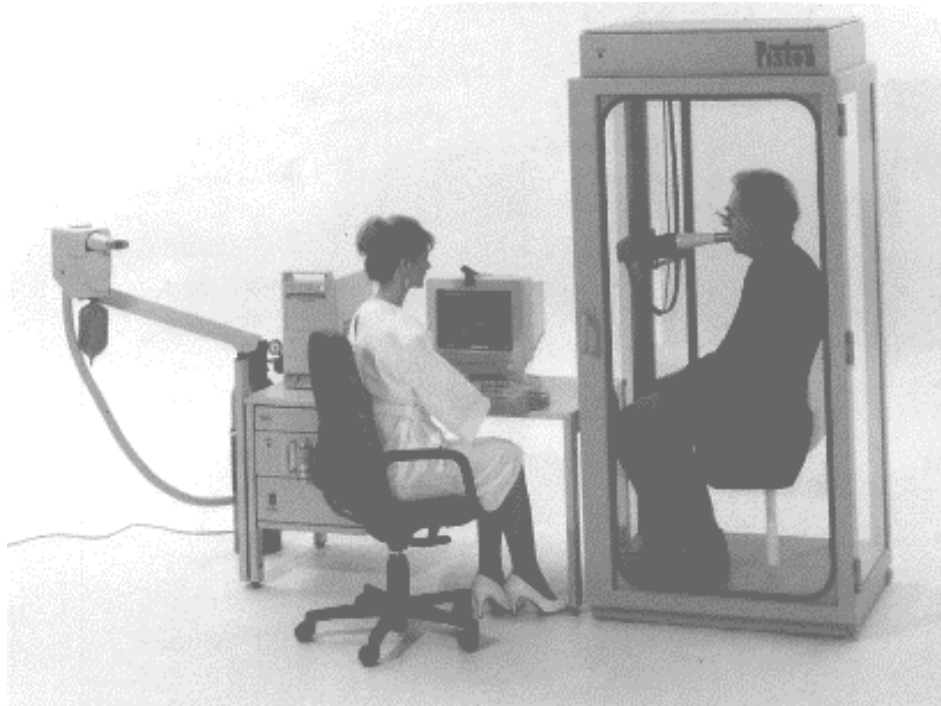
Figure 9.6 A water-sealed spirometer set up to measure slow lung-volume changes. The soda-lime and one-way-valve arrangement prevent buildup of CO_2 during rebreathing.

Á17.10 ábra

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

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

A légzés vizsgálatára a teljes test pletizmográf is alkalmazható. Ennek használatát mutatja az Á17.11 ábra.



Á17.11 ábra

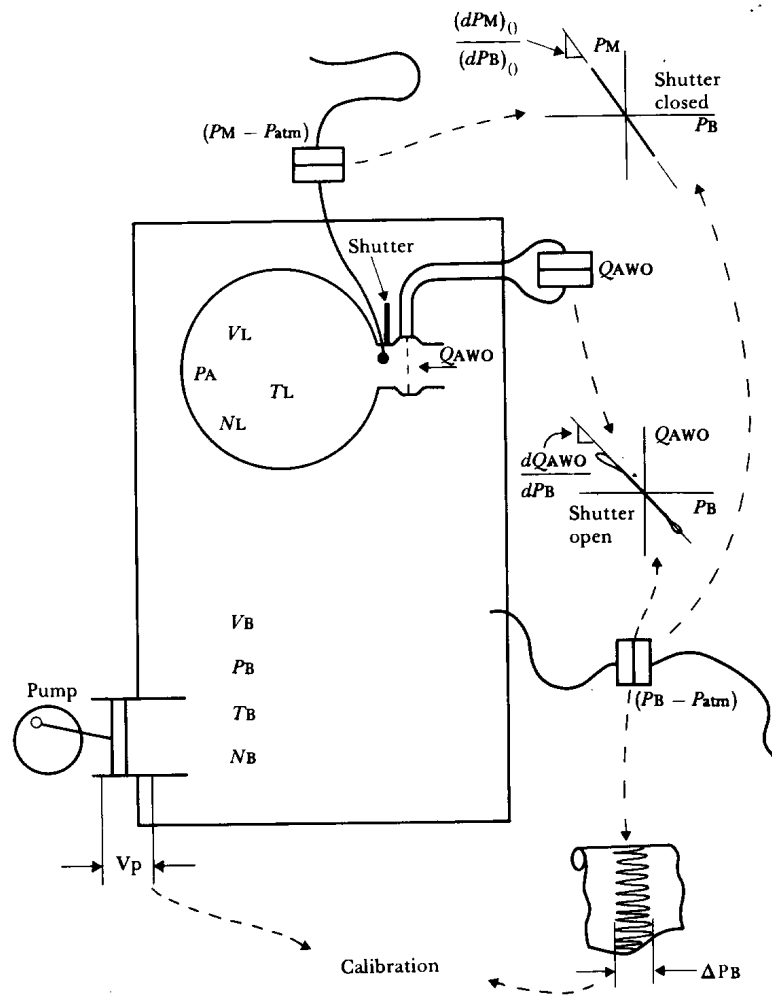


Figure 9.8 A pressure-type total-body plethysmograph is used with the shutter closed to determine lung volume and with the shutter open to determine changes in alveolar pressure. Airway resistance can also be computed if volume flow of gas is measured at the airway opening. Because atmospheric pressure is constant, changes in the pressures of interest can be obtained from measurements made relative to atmospheric pressure.

Á17.12 ábra

A teljes test plethizmográf egy merev falú doboz, amely a páciens testét teljesen körülveszi. Lehetővé teszi az alveoláris nyomás folyamatos figyelését és így a légzési ellenállás számítását. Alapvetően kétféle típust ismerünk: állandó nyomású és állandó térfogatú készüléket. Az Á17.12 ábrán egy állandó nyomású készülék vázlatos felépítése látható. Az áramlás érzékelőben levő szelep (shutter) elzárásakor a tüdő térfogata, kinyitásakor pedig az alveoláris nyomás változás határozható meg. A légzési ellenállás kiszámítható, ha az áramlási sebességet is mérjük.

18 őrő készülékek

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

18.1 Intenzív osztályok készülékei

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

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

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

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

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

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

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

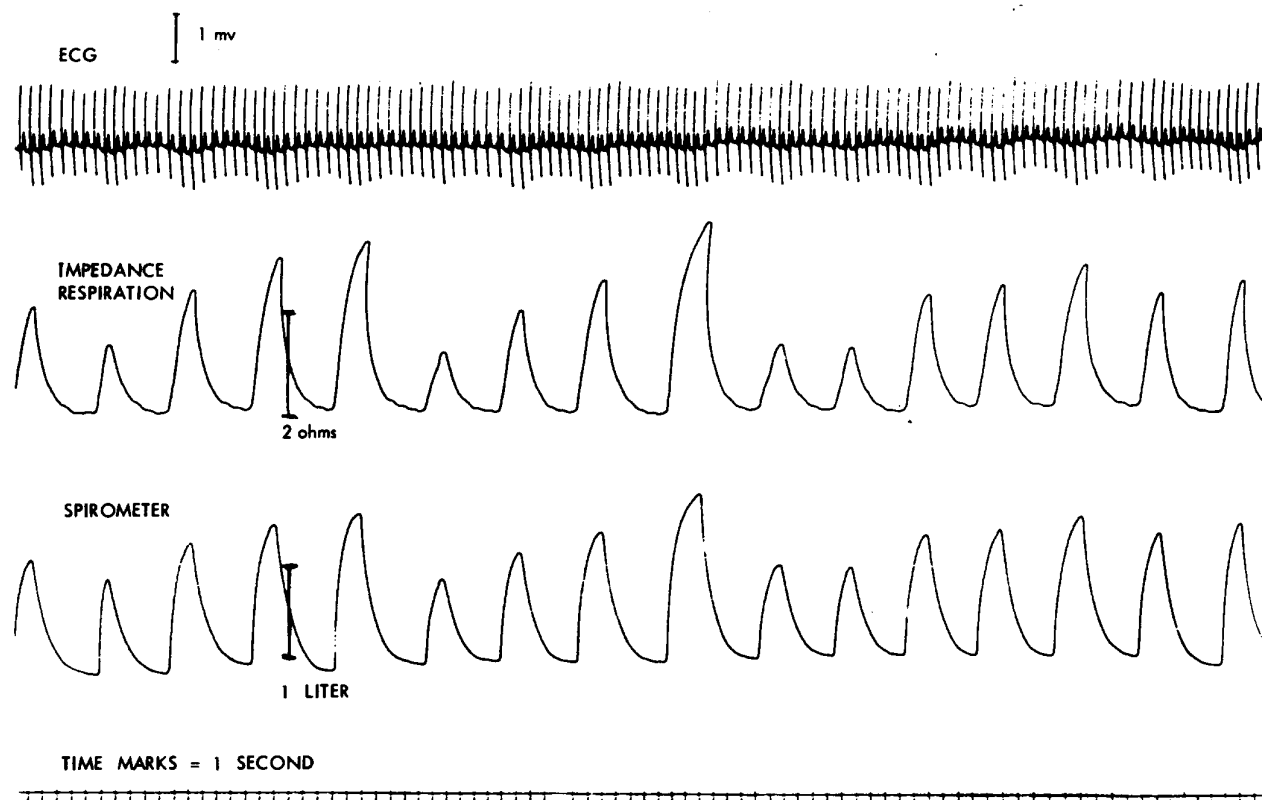


Figure 19 An electrocardiogram, impedance pneumogram, and spirogram.

Á18.1 ábra

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

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

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

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

alapkészülék hátlap buszán pozitív- és ezzel fázisban levő negatív impulzus jeleket végigvezetni, amelyek jelentős árammal terhelhetők. Az egyes modulok leválasztott tápellátását ezen jelek felhasználásával oldják meg.

18.2 Az őrzőben alkalmazható modulok

Az őrző készülékek szinte minden esetben lehetővé teszik EKG modul behelyezését. Az őrzőben alkalmazott EKG modul jellemzően egy csatornás és egy elvezetést használ. Ez az egy elvezetés a mellkasra kerül, tehát egyik szabványos frontális síkbeli elvezetéssel sem egyezik meg. (Lehetővé teszi azonban, hogy a két elektród között impedanciát is mérjünk és így a légzést is figyeljük.) Az alkalmazott elektródok egyszer használatos öntapadós gyűrűvel ellátott Ag/AgCl csészeelektródok. Általában 30 ... 35 Hz-es törésponttal rendelkező aluláteresztő szűrő szolgál az elkerülhetetlen izommozgásból eredő zajok kiszűrésére. A bemenetnek az esetleges defibrillálás esetén fellépő nagy feszültséggel szemben védettnek kell lennie. 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 követően esetleg megjelenő nagy frekvenciás (> 300 Hz) és kis amplitúdójú (néhány μV) ún. késői potenciálok figyelése és a riasztás ezek megjelenése esetén.

Technikai célú riasztásnak kell bekövetkezni, ha megnövekedett az elektród - bőr átmeneti impedancia. Ennek szokásos megoldása, hogy a szimmetrikus bemeneti erősítő bemeneti áramát a paciensen keresztül biztosítják. Így ha leesik egy elektród, akkor a hozzá kapcsolódó műveleti erősítő ki fog ülni. Ez pedig egyszerű áramkörrel detektálható. Egy másik lehetséges megoldást mutat az Á18.2 ábra. Az itt bemutatott módon az elektródok között mért impedancia alapján a légzés is figyelhető.

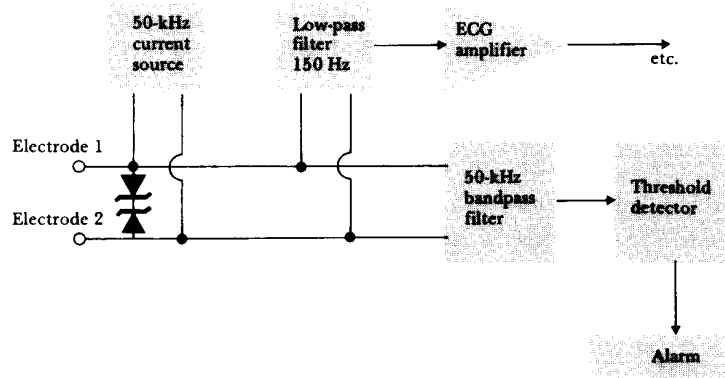


Figure 6.34 Block diagram of a system used with cardiac monitors to detect either increased electrode impedance or electrode fall-off.

Á18.2 ábra

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

A légzés kvalitatív vizsgálatára még az alábbi megoldásokat alkalmazhatjuk.

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

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

A percenkénti pulzusszám az EKG jel kiértékelésével (R hullám detektálás) történhet. Létezik azonban önálló pulzus mérő modul is, amely általában a perifériás pulzusjelet figyeli opto-érzékelővel. Az Á18.3 ábra egy LED-eket és fotodiódákat tartalmazó, ujjbegyre csíptethető érzékelőt mutat. A LED-ek által kibocsátott sugárzás visszaverődését mérik a fotodiódák. A visszaverődés megváltozik, amikor az ujjbegyre megérkezik az artériás pulzushullám.

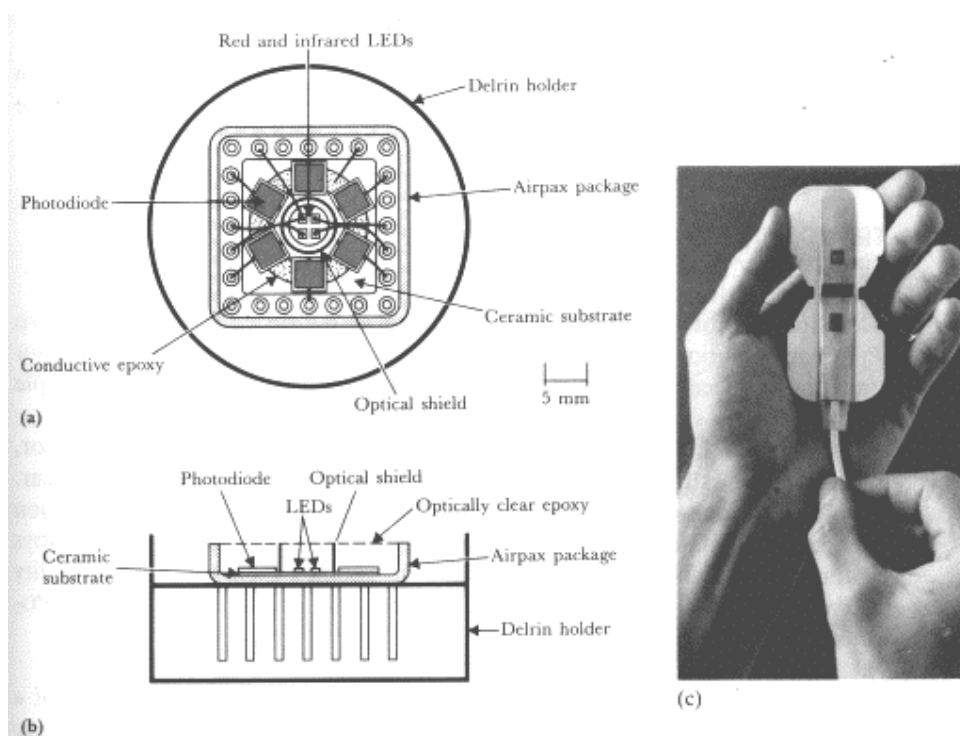


Figure 10.30 (a and b) Diagrams and (c) a photograph of a reflectance pulse oximeter sensor. The optical sensor contains red and infrared LEDs and a silicon photodiode. (From Y. M. Mendelson, J. C. Kent, B. L. Yocum, and M. J. Birle, "Design and evaluation of a new reflectance pulse oximeter sensor," *Med. Instrumen.*, 1988, 22, 167–173. Used by permission.)

Á18.3 ábra

Az Á18.3 ábrán bemutatott érzékelővel az artériás vér oxigéntelítettségét is lehet mérni. Erre a paraméterre gyakran van szükség intenzív osztályon. A mérés azon alapszik, hogy az oxigént megkötött hemoglobin (HbO_2) elnyelési görbéje eltér az oxigént meg nem kötött hemoglobintól (Hb) ahogyan azt az Á18.4 ábra bal oldalán láthatjuk. Két különböző frekvencián történő mérés alapján számítják ki az oxigén telítettséget (SpO_2).

$$\text{SpO}_2 = \frac{c(\text{HbO}_2)}{c(\text{HbO}_2) + c(\text{Hb})}$$

Az Á18.4 ábra jobb oldalán egy modell látható, amely szerint a pulzushullám megérkezésekor kitáguló artéria miatt eltérő lesz az érzékelőre érkező fény intenzitása. Ez az alapja a pulzus oximetriának. Két különböző hullámhosszon megmérve a minimális és a maximális fényintenzitást és ismerve ezen frekvenciákon Hb és HbO_2 csillapítását az oxigén telítettség kiszámítható.

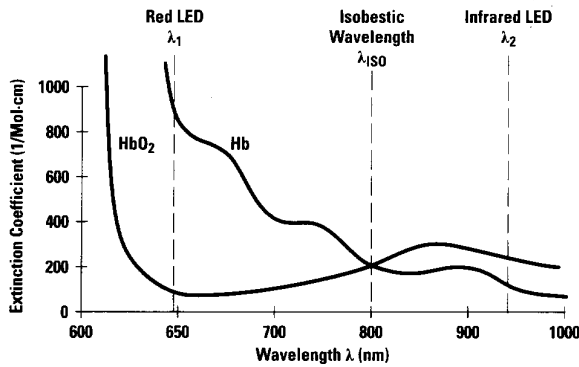


Fig. 8. Extinction coefficients for hemoglobin Hb and oxyhemoglobin HbO₂ as a function of wavelength. A red LED with $\lambda = 650$ nm gives good resolution between HbO₂ (100% SpO₂) and Hb (0% SpO₂).

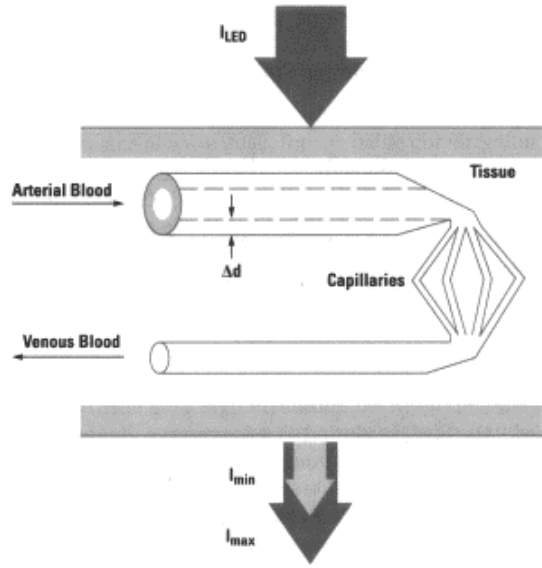


Fig. 7. Simplified model for the blood vessel system. With each heartbeat, the arterial radius expands by an amount Δd , which yields a light intensity change from I_{\max} to I_{\min} .

Á18.4 ábra

$$\ln\left(\frac{I_{\max}(\lambda)}{I_{\min}(\lambda)}\right) = \Delta d(a(\text{Hb}, \lambda)c(\text{Hb}) + a(\text{HbO}_2, \lambda)c(\text{HbO}_2))$$

$$r = \frac{\ln\left(\frac{I_{\max}(\lambda_1)}{I_{\min}(\lambda_1)}\right)}{\ln\left(\frac{I_{\max}(\lambda_2)}{I_{\min}(\lambda_2)}\right)} = \frac{a(\text{Hb}, \lambda_1)(1 - \text{SpO}_2) + a(\text{HbO}_2, \lambda_1)\text{SpO}_2}{a(\text{Hb}, \lambda_2)(1 - \text{SpO}_2) + a(\text{HbO}_2, \lambda_2)\text{SpO}_2}$$

$$\text{SpO}_2 = \frac{r a(\text{Hb}, \lambda_2) - a(\text{Hb}, \lambda_1)}{r (a(\text{Hb}, \lambda_2) - a(\text{HbO}_2, \lambda_2)) + a(\text{HbO}_2, \lambda_1) - a(\text{Hb}, \lambda_1)}$$

a az adott anyag csillapítása, Δd az artéria átmérőjének megnövekedése a pulzushullám megérkezésekor.

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

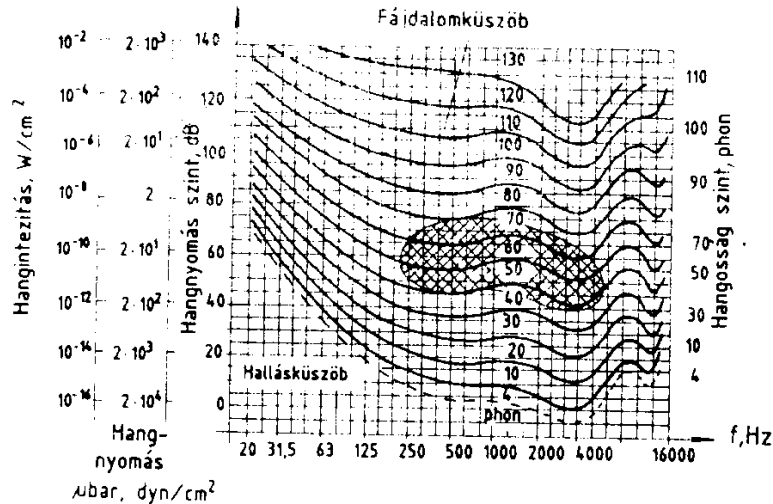
Az őrző készülékek gyakran alkalmaznak véres vérnyomásmérést. Ennek oka, hogy így nem kell rendszeresen egy mandzsettával elzárni a felkari artériát, ami az esetleg amúgy is rossz vérellátást tovább nehezítené. A véres vérnyomásmérő érzékelőjének behelyezését egyszerűsíti, hogy sok esetben az intenzív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

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

Néhány esetben EEG modul is alkalmaznak.

19 Hallásvizsgálat

A hallás jellemzői: ingerküszöb, fájdalomküszöb, akusztikai feloldóképesség, irányhallás. Ezek mindegyike frekvenciafüggő. Az ingerküszöböt és a fájdalomküszöböt a frekvencia függvényében az Á19.1 ábra mutatja. Az ábrában be van jelölve az ún. beszéd tartomány is, ami az egyén kommunikációja szempontjából kiemelkedő jelentőségű.



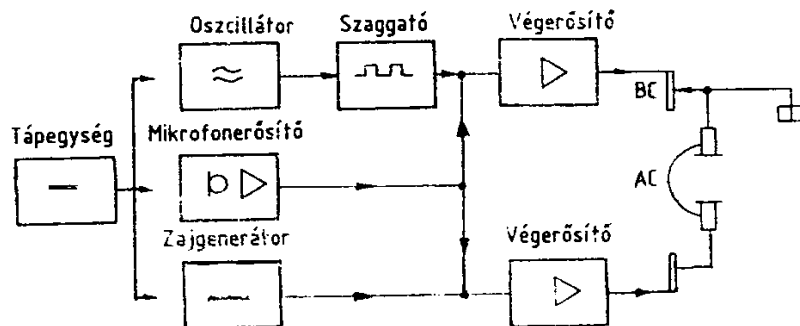
13.2. ábra

Á19.1 ábra

Különböző féle halláskárosodás léphet fel, a hallásvizsgálatok a teljes láncot vizsgálják: fülkagyló - külső hallójárat - dobüreg - akusztikus/villamos átalakító - VIII. agyideg - halló központ. Ennek megfelelően a bemeneti vizsgáló jel a hallható hangok frekvencia tartományába esik. A hallásvizsgálat során el kell dönteni, hogy normális-e a hallás, ha nem, akkor milyen mértékű a halláskárosodás.

19.1 Kooperativitást igénylő vizsgálatok

A hallásvizsgáló készülékeket audiométereknek hívják. Felépítésük vázlatát az Á19.2 ábra mutatja.



13.17. ábra

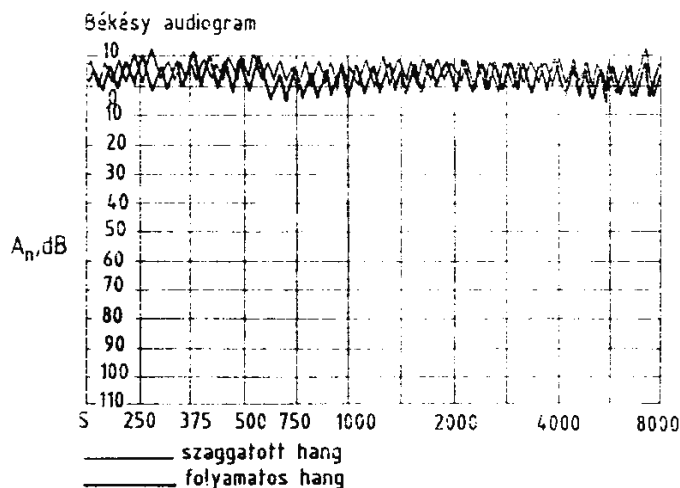
Á19.2 ábra

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

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

A Békésy György által kifejlesztett audiométer is igényli a paciens közreműködését. A paciens egy kapcsolóval jelzi, hogy hallja-e az éppen kibocsátott hangot vagy nem. Ha hallja, akkor a

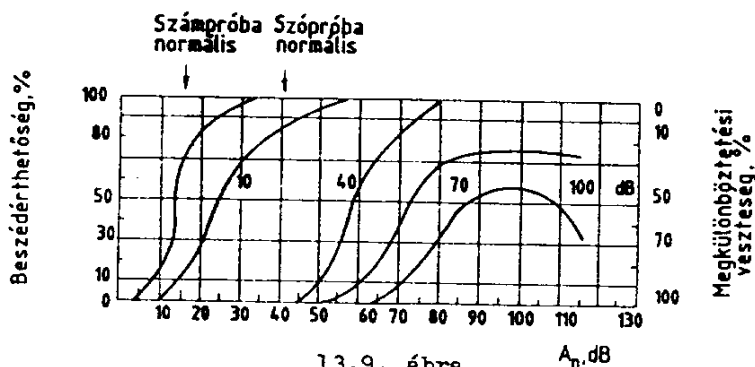
kapcsolót az egyik állásba kapcsolja, aminek hatására a jel hangossága csökkenni kezd. Ha nem hallja, akkor a kapcsolót a másik állásba kapcsolja, aminek hatására a jel hangossága növekedni kezd. A vizsgálat alatt a kibocsátott hang frekvenciája folyamatosan növekszik, így az eredményül kapott diagram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



13.8. ábra.

Á19.3 ábra

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 paciensenél a szükséges hangosság megnő (középső görbe). Létezik olyan halláskárosodás, amikor a hangerő növelésével egy értéken túl nem javul az értés (két jobboldali görbe).



13.9. ábra.

Á19.4 ábra

19.2 Kooperativitást nem igénylő vizsgálatok

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

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

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

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

20 Labordiagnosztikai készülékek

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

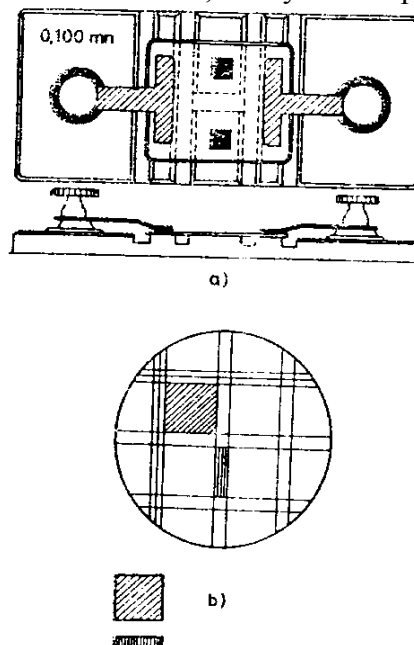
- morfológiai,
- kémiai és
- fizikai (optikai, villamos) tulajdonságokat mérik.

20.1 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 jellemzően 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 μm^3 között lehet.

Az alakos elemek vizsgálata az egyes alakos elemek számának és jellemző (átlagos) méretének meghatározását jelenti. Nyilvánvaló, hogy egy felnőtt 4 - 5 liter vérenek csak egy egészen kis mintáját lehet analizálni, ebből következtetünk a teljes vérmennyiség jellemzőire. A leggyakrabban mért paraméterek: RBC (vörösvértestek száma mikroliterenként), WBC (fehérvérsejtek száma mikroliterenként), HTC (hematokrit, az alakos elemek össztérfogata hány százaléka a teljes térfogatnak), HB (hemoglobintartalom, mmol/l), MCH (egy vörösvértest átlagos hemoglobintartalma), MCV (egy vörösvértest átlagos térfogata), MCHC (egy vörösvértest átlagos hemoglobinkoncentrációja), PBC (a trombociták száma mikroliterenként). Ezeken kívül szokás még a vörösvértestek és a fehérvérsejtek nagyság szerinti eloszlását is megadni.

Nagyon sokáig manuálisan végezték, és nem kevés helyen még ma is így végzik ezeket a vizsgálatokat. A vizsgálat alapja az ún. Bürker kamra, amelynek felépítését az Á20.1 ábra mutatja.



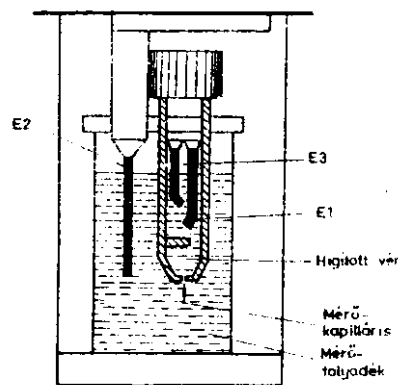
10.2. ábra.

Á20.1 ábra

Az ábrán látható középső lécsík 0,1 mm-rel alacsonyabb, mint a másik kettő. Az Á20.1b ábrán látható nagy négyzet oldala 0,2 mm, a kis négyzet oldala 0,05 mm. Ily módon a nagy négyzet alatti

térfogat 0.004 mm^3 , a kis négyzet alatti térfogat $0.25 \times 10^{-3} \text{ mm}^3$. Bár ezek a térfogatok igen kicsinek tűnnek, és ezért mikroszkóp alatt kell vizsgálni őket, mégis túlságosan sok alakos elemet tartalmaznának ha a vérmintát hígítás nélkül vizsgálnánk. A vörösvértestek számlálásához a vért 100-szorosan hígítják, ha 40 kis négyzet alatti térfogatban számlálják meg a vörösvértesteket, akkor 10000-rel szorozva kapják meg ezek számát 1 mm^3 -ben. A fehérvérsejteket 25 nagy négyzet alatti térfogatban számolva a kapott értéket 100-zal kell szorozni ahhoz, hogy az 1 mm^3 -ben levők számát kapjuk meg (a hígítás ilyenkor tízszeres). A manuális módszert alkalmazva csak jelentős hibával lehet a vér alakos elemeinek számát meghatározni és ez a munka a kezelő számára is nagyon fárasztó.

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



10.3. ábra.

Á20.2 ábra

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

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

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

Összességében 5 % körüli hibával történik az alakos elemek számának meghatározása, ami lényegesen jobb és gyorsabb (15 ... 25 s alatt befejeződik a mérés) mint a manuális kiértékelésnél. Léteznek olyan automatikus vérminta analizátorok, amelyekben a részecskék mérő kapillárison történő áthaladásakor optikai úton történik a számlálás. Infravörös fényt vagy lézert használnak megvilágításra. Ezzel a módszerrel a koincidencia veszteség lényegesen kisebb, csak összetapadt részecskék esetén lép fel.

20.2 A vér kémiai összetételének mérése

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

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

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

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

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

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

21 Mozgásanalízis

Az emberekre általában jellemző az, ahogyan mozognak. Sokszor egy-egy ismerősünket a járásáról már messziről felismerünk, mielőtt még az arcát látnánk. Sokféle betegség befolyásolja az emberi mozgást, ezért a mozgásanalízis mind a diagnózisban mind a terápiában felhasználható például idegrendszeri betegségek kezelése során.

A mozgásanalízis további fontos alkalmazásait találjuk a sportban, rehabilitáció során és ergonómiai vizsgálatokban.

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

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

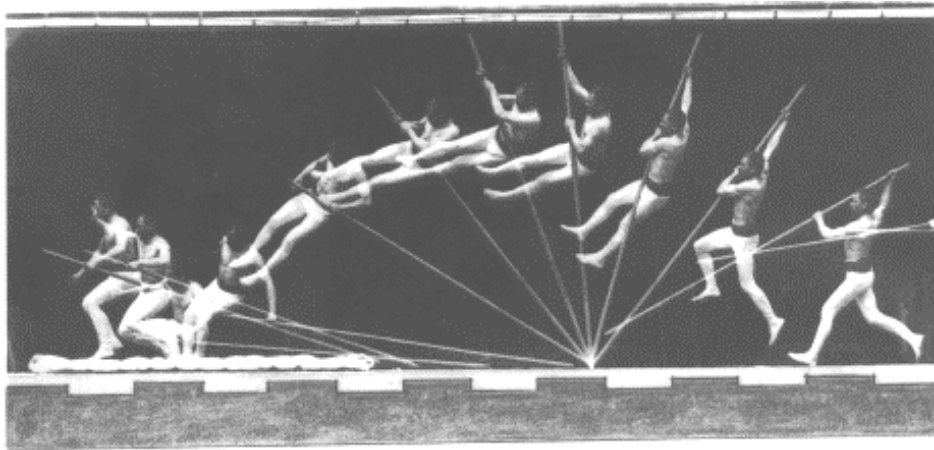


Figure 7 – Chronophotography of pole vaulter.
The length references are the equidistant black and white marks on the side of the track. Exposures were made every 1/100 seconds.
(From Archives, Collège de France).

Á21.1 ábra

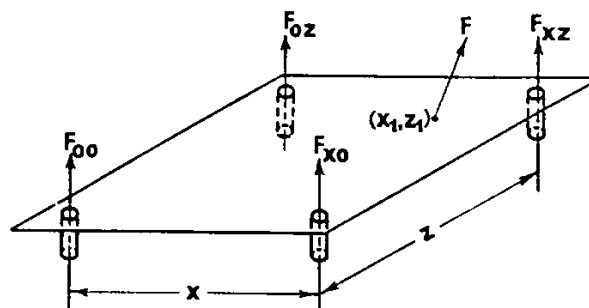


Figure 4.9 Force plate with force transducers in the four corners. Magnitude and location of ground reaction force F can be determined from the signals from the load cells in each of the support bases.

Á21.2 ábra

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 ismertetjük. Megjegyezzük, hogy a mozgásokat lehet markerek nélkül is precízen vizsgálni, mind videó bázisú analizátorokkal mind mechanikus (goniométer) vagy mágneses helyzetérzékelőkkel. A mozgások kinematikai vizsgálatához erő- és/vagy gyorsulásmérés is szükséges. A klinikai gyakorlatban a járásanalízis során használt erőmérő platform (Á21.2 ábra) és a testre vagy a végtagokra rögzíthető gyorsulásmérő (Á21.3 ábra) a legelterjedtebb.

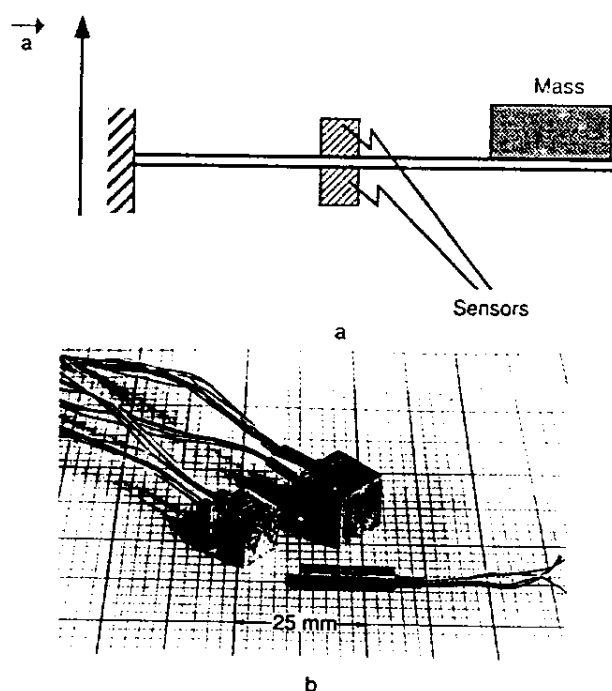


Figure 1.5 (a) A schematic description of the accelerometer's principle of operation. As the body accelerates (with an acceleration of \bar{a}) in the direction indicated by the arrow, the small mass attached to the accelerating beam causes deflections that are measured by the sensors (strain gauges, or piezoresistive or piezoelectric devices). (b) A set of small multiaxial accelerometers (courtesy of Entran Devices, Inc.).

Á21.3 ábra

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

A passzív marker saját fényvel nem rendelkezik, a rá eső fényt veri vissza. Általában retroreflektív bevonattal van ellátva, így a fényt abba az irányba veri vissza, ahonnan az érkezett. A passzív markerek előnye, hogy könnyűek, a vizsgált mozgást nem befolyásolják. Ha több markert is alkalmazunk, akkor ezekről azonos időben készülnek a felvételek. Hátrányuk, hogy a markereket minden képkockán azonosítani kell.

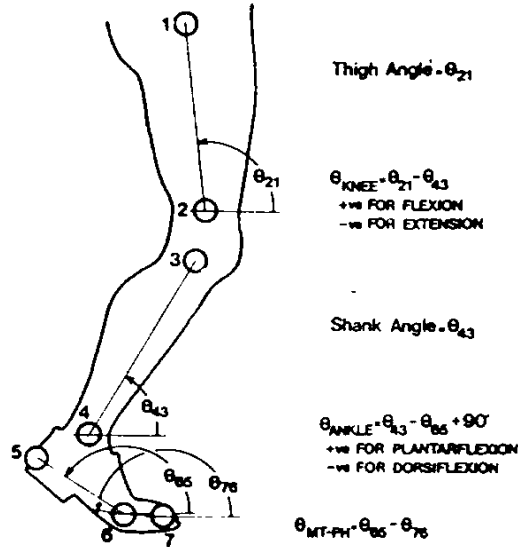
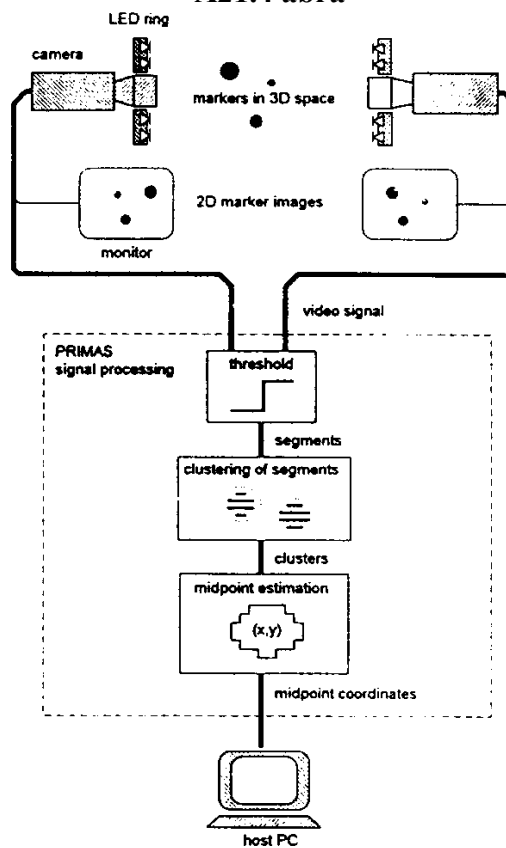


Figure 2.27 Marker location and limb and joint angles as defined using an established convention. Limb angles in the spatial reference system are defined using counterclockwise from the horizontal as positive. Thus angular velocities and accelerations are also positive in a counterclockwise direction in the plane of movement, which is essential for consistent use in subsequent kinetic analyses. Convention for joint angles (which are relative) is subject to wide variations among researchers, but the convention must be clarified.

Á21.4 ábra



Á21.5 ábra

Egy marker térbeli helyzetét legalább két kamera képe alapján határozhatjuk meg. Az Á21.5 ábra 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 combcsontoz rögzített koordinátarendszer látható. A markerek felhelyezését úgy kell megoldani, hogy néhány marker helyzetének ismeretében az anatómiai koordinátarendszer meghatározott legyen.

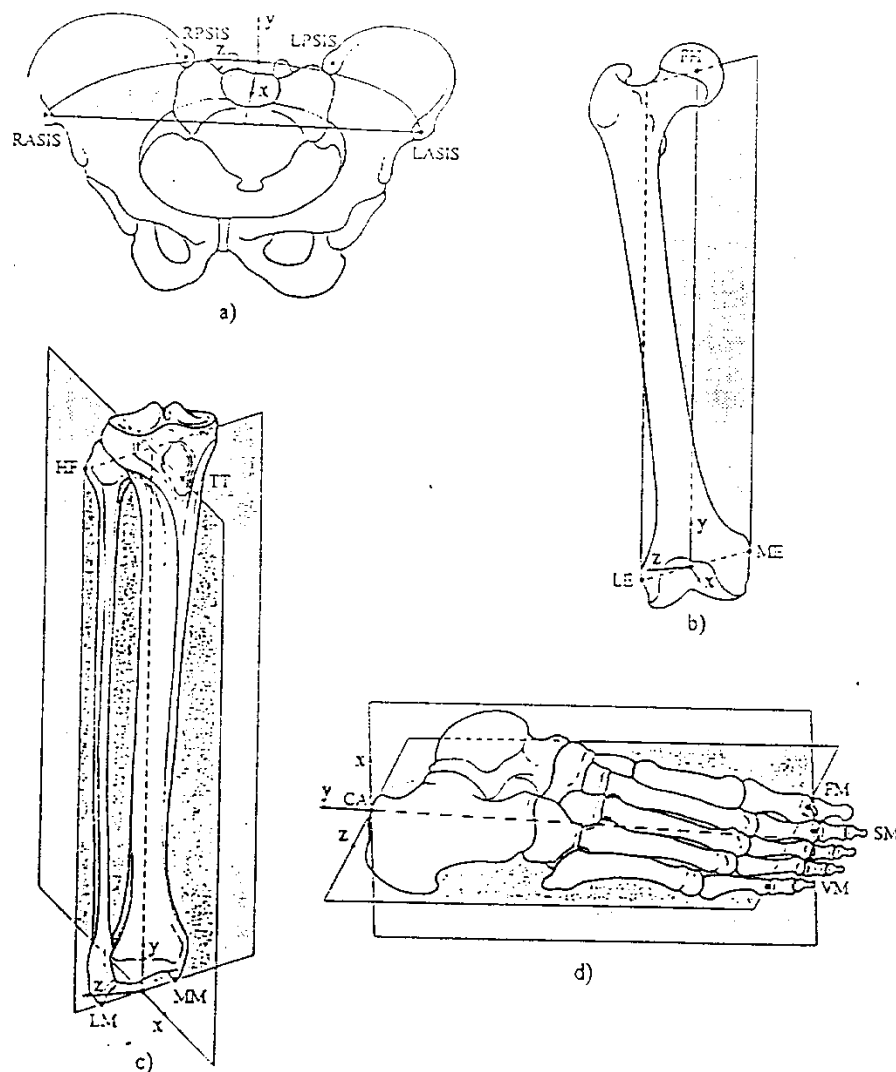


Figure 4.1
Anatomical frames of pelvis and lower limb segments

Á21.6 ábra

21.2 Készülékek

A videó bázisú mozgásanalizátorok a markereket fényességük alapján választják el a háttértől. A bináris képet feldolgozó analizátorok videó/digitális koordináta átalakítójának működési elvét mutatja az Á21.7 ábra.

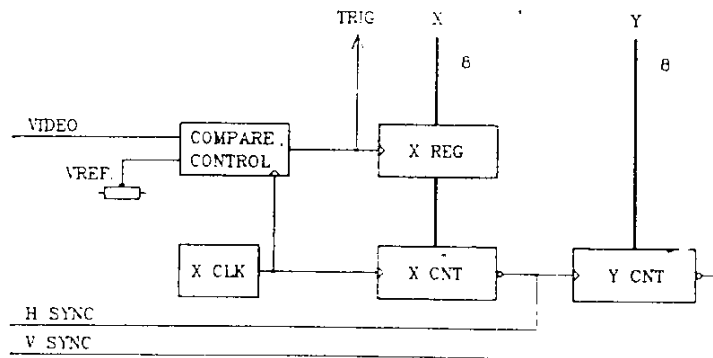
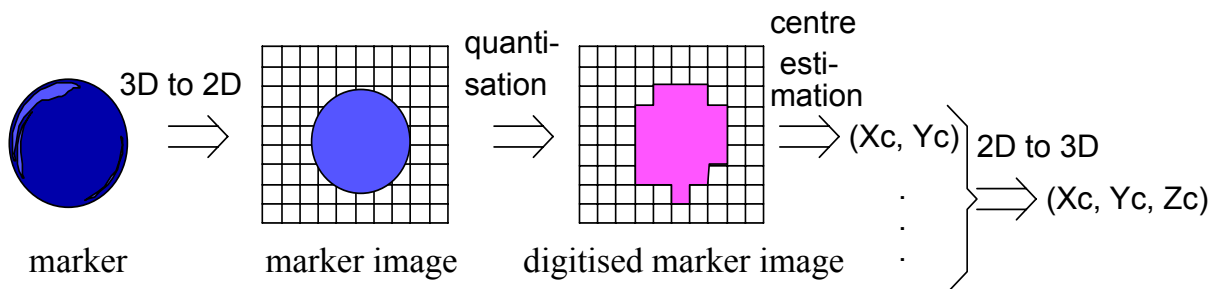


Fig. 2.2. Video-digital coordinate converter, block diagram

Á21.7 ábra

A képszinkron jel mind a sorszámológót mind az oszlopszámológót nullázza. Az oszlopszámológót a vízszintes kiolvasó órajel lépteti és a sorszinkron jel nullázza, a sorszámológót a sorszinkron jel lépteti. Helyes beállítás esetén a videó jel intenzitása akkor halad meg egy előre beállított küszöbértéket, ha az érzékelő kiolvasásában olyan helyre érkezünk, ahol egy marker képe van. Ennek bekövetkezésekor (komparátorral detektálható) a sor- és az oszlopszámológó aktuális értékét el kell tárolni és el kell indítani a szegmens szélesség számológót. (Szegmens: egy sorban azonos markerképhez tartozó szomszédos képelemek összessége.) A szegmens szélesség számológót akkor kell leállítani, amikor a videó jel intenzitása ismét az előre beállított komparálási szint alá esik. Ezzel az egyszerű hardverrel jelentős tömörítés érhető el, csak azoknak a kép elemeknek (pixel) a koordinátáit tároljuk el, amelyek intenzitása egy küszöbszint feletti és így valószínűleg valamelyik marker képhez tartoznak. Egy 604 x 288 pixelt tartalmazó CCD érzékelő esetén az összes képelem (pixel) száma 173952. Ha egy képkockán 20 marker képe van, amelyek egyenként 15 sorra terjednek ki, akkor összesen 300 szegmens paramétereit (sor, kezdő oszlop, szélesség) kell feldolgozni.



Á21.8 ábra

A marker → markerkép → digitális markerkép leképezést szemlélteti az Á21.8 ábra, ha bináris képeket dolgozunk fel. Gradált képek feldolgozása során is lehet az első lépés a videó jel egy küszöbszinttel való komparálása. A küszöbszintet meghaladó intenzitás esetén videó A/D konverterrel kell a markerkép szegmensében levő minden képelem intenzitását meghatározni.

Passzív markerek esetén az érzékelő képeinek kiértékelésével kapott szegmenseket osztályozni kell, mivel a szegmensek eltárolása soronként történik, és ez nem feltétlenül jelenti azt, hogy egy markerképhez tartozó szegmensek egymás után tárolódnak el. Ezt mutatjuk be az Á21.9 ábrán.

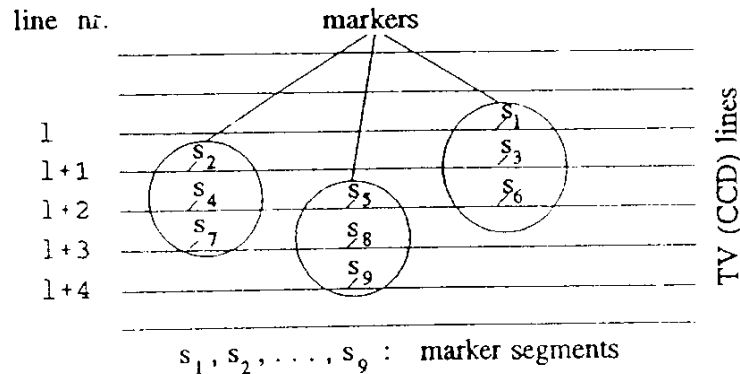


Figure 2.5. Marker images on a sensor surface.

Á21.9 ábra

A CCD érzékelőt használó mozgásanalizátorok legfeljebb 100 ... 250 teljes képet képesek kiértékelni másodpercenként. Ennél nagyobb mintavételi frekvencia akkor érhető el, ha az érzékelőnek csak egy részét használjuk, nem olvassuk be minden kép elem intenzitását.

A passzív markereket használó analizátorok a kamera körül elhelyezett infravörös LED-eket impulzus üzemben működtetik. Ezek felvillantásához szinkronizálják a CCD érzékelő integrálási idejét, így a környezeti fényelnyomást megnövelik. Ha az analizátor 100 képet készít másodpercenként, akkor két szomszédos kép között 10 ms telik el. Ha az infravörös LED-eket 250 μ s-ig villantják fel és ugyanennyi ideig történik a CCD érzékelőn a beérkező fény integrálása, akkor a markerekről visszaverődő nagy intenzitású fényt teljes egészében érzékelik (amikor az infravörös LED-ek nem világítanak, akkor a markerek fényessége jelentősen lecsökken), az állandó fényességű háttérrel pedig csak a képidő 1/40 részében. Természetesen ha a háttérben valamilyen tárgy (gyűrű, óra, stb.) visszaveri az infravörös sugárzást, akkor azt tévesen markernek azonosíthatjuk.

A digitális markerképek középpontját különböző módszerekkel lehet meghatározni. A legelterjedtebben használt módszer a geometriai centroid számítása:

$$X_{0g} = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N x_j, \quad Y_{0g} = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N y_j$$

ahol x_j, y_j a bináris képen a marker képhez tartozó j . képelem középpontja, X_{0g}, Y_{0g} a marker kép becsült középpontja. A módszer gradált képre is kiterjeszhető, ha minden, a marker képhez tartozó képelemnél súlyozó faktorként figyelembe vesszük annak intenzitását.

A felhasználói programok a középpontok koordinátáit dolgozzák fel, kiszámítva ezek alapján az adott alkalmazásban fontos paramétereket.

22 Orvosi célú képalkotás

Az orvosi képalkotó berendezések kezdetben a szervezet belső felépítését tudták láthatóvá tenni. Az első felvételt 1895-ben készítette W. K. Röntgen, róla nevezték el a korábban ismeretlen (angolul ma is X-ray-nek nevezett) sugarat. Később megjelentek azok a készülékek, amelyek nemcsak a felépítést, hanem egyes szervek működését is képesek megmutatni. Az Á22.1 ábra a röntgen készülék működését mutatja.

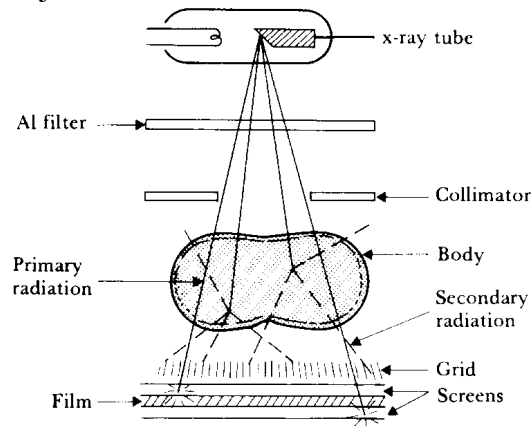


Figure 12.8 The x-ray tube generates x rays that are restricted by the aperture in the collimator. The Al filter removes low-energy x rays that would not penetrate the body. Scattered secondary radiation is trapped by the grid, whereas primary radiation strikes the screen phosphor. The resulting light exposes the film.

Á22.1 ábra

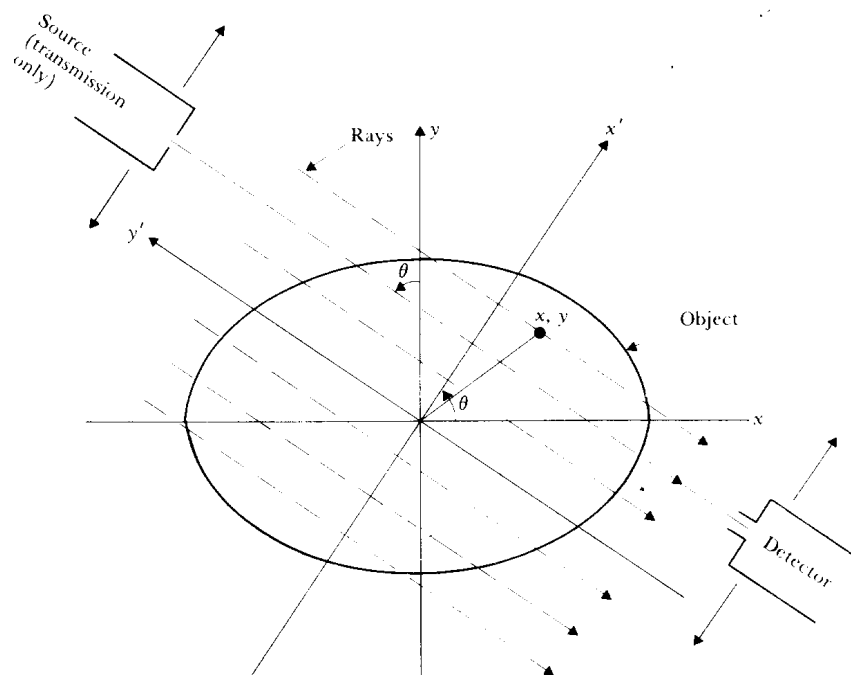


Figure 12.13 Basic coordinates and geometry for computed tomography The projection rays shown represent those measured at some angle θ . The source and detector pair are rotated together through a small angle, and a new set of rays measured. The process is repeated through a total angle of 180° . (From R. A. Brooks and G. Di Chiro, "Theory of image reconstruction in computed tomography," *Radiology*, 1975, 117, 561–572.)

Á22.2 ábra

Mivel a nagy méretű kalcium molekulák a röntgen sugarakat elnyelik, a röntgen képen a csont árnyéka eltakarja a többi, a sugár útjába eső szervet. Hagyományos röntgenkészülékkel ezért pl. az agy nem vizsgálható.

Az analóg képalkotás mellett egyre gyakoribb a digitális képalkotás. A digitális képek alapján számítással további információk kaphatók. A test egy szeletéről több irányból is felvételt készítve az anatómiai felépítés feltérképezhető. A számítással végzett tomográfia (computed tomography, CT) elvét mutatja az Á22.2, Á22.3 és Á22.4 ábra.

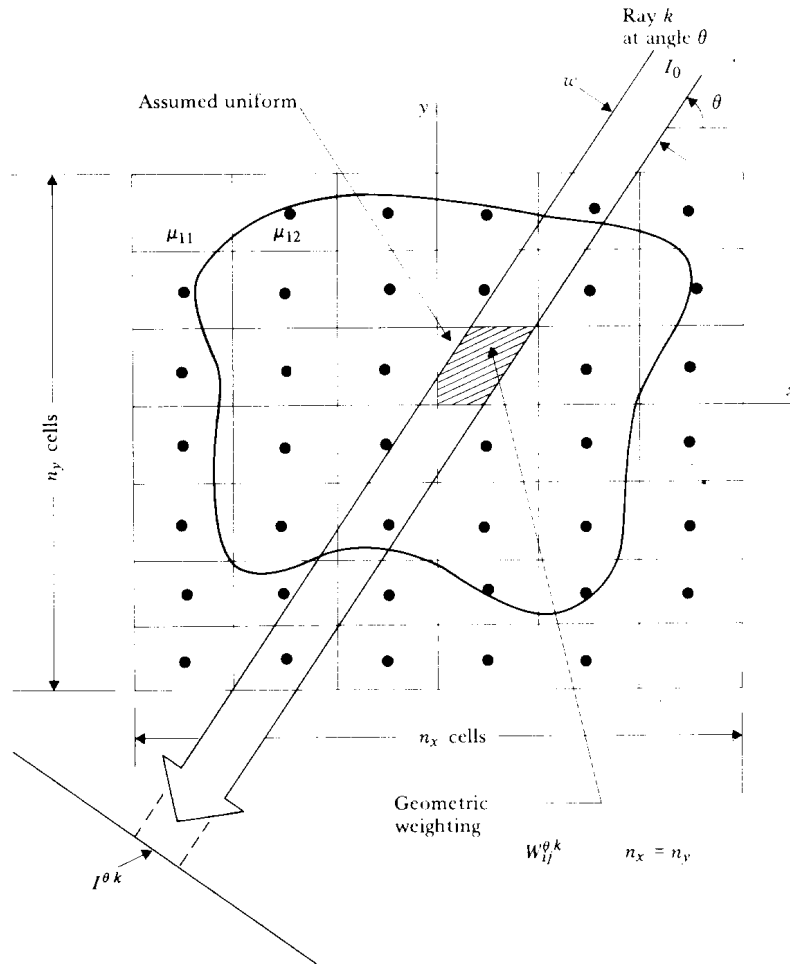


Figure 12.15 The basic parameters of computerized image reconstruction from projections. Shown are the picture element cells μ_{ij} , a typical projection ray I^{jk} , and their geometrical overlap $W_{ij}^{\theta k}$. (From Ernest L. Hall, *Computer Picture Processing and Recognition*. New York: Academic, 1978.)

Á22.3 ábra

A módszer háromdimenziós képalkotásra is alkalmas. Ehhez több, egymással párhuzamos síkban kell kétdimenziós felvételeket készíteni. A számítással végzett tomográfia felbontása egyre jobb, mivel mind a képérzékelő eszközök mind a képek feldolgozását végző processzorok teljesítménye gyorsan nő. Már 1995-ben elérhető volt az 512 x 512-es felbontás.

Egy kétdimenziós CT kép előállításához szükséges idő döntően a sugárzó – érzékelő páros letapogatási sebességétől függ. A léptetés általában 1°-os lépésekben történik a teljes 180°-os tartományban. Az első generációs CT-k egy képet mintegy 20 másodperc alatt állítottak elő. Több érzékelő és több sugárzó alkalmazásával elérték, hogy a mai korszerű készülékek másodpercenként 10 képet is képesek készíteni, így a módszerrel a belső szervek (pl. a szív) mozgása is vizsgálható.

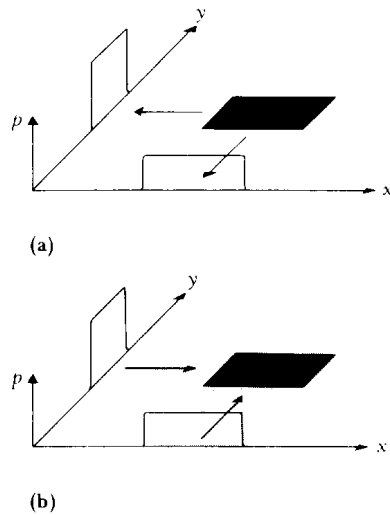
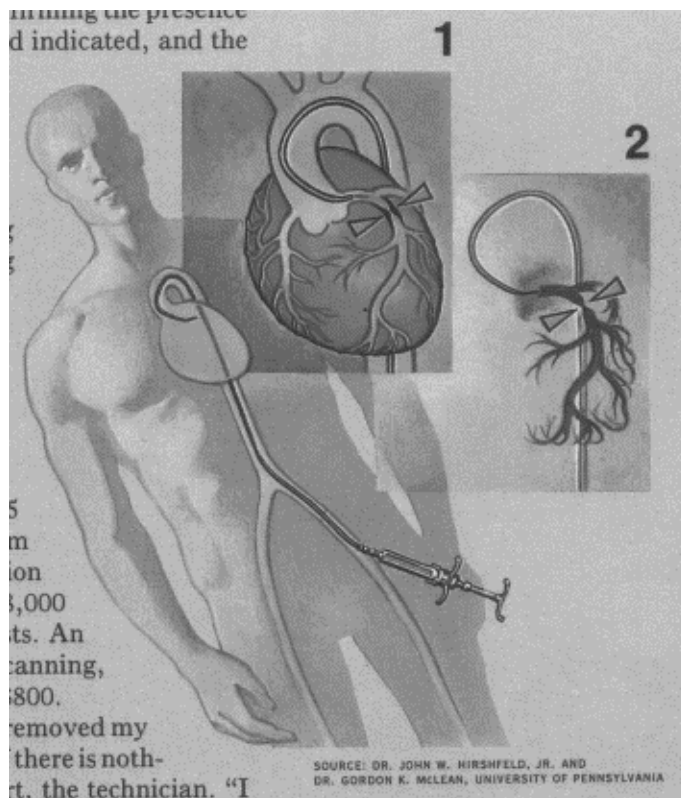


Figure 12.16 Back projection (a) Projections of this object in the two directions normal to the x and y axes are measured. (b) These projection data are projected back into the image plane. The area of intersection receives their summed intensities. It is apparent that the back-projected distribution is already a crude representation of the imaged object. (From R. A. Brooks and G. Di Chiro, "Theory of image reconstruction in computed tomography," *Radiology*, 117, 1975, 561–572.)

Á22.4 ábra

A képek feldolgozása jelentősen segíti a vizsgálni kívánt rész kiemelését annak környezetéből. Ezzel a módszerrel az elváltozások felismerhetősége javul. Az Á22.5 ábrán látható, hogy a kontrasztanyaggal való feltöltést megelőzően készített képet a feltöltést követően készült képből kivonva (DSA módszer, az ábrán 2-vel jelölve) a koszorúér elzáródásának a helye jobban lokalizálható, mint kivonás nélkül (az ábrán 1-gyel jelölve).



Á22.5 ábra

Belső szervek mozgását (pl. a szív egyes kamráinak összehúzódását és elernyedését, a szívbillentyűk mozgását) csak képsorozatok felvételével lehet vizsgálni. Erre alkalmas az ultrahangos képalkotás. A mitrális szívbillentyű mozgásáról egy 3 másodperces, ultrahangos felvételt mutat az Á22.6 ábra.

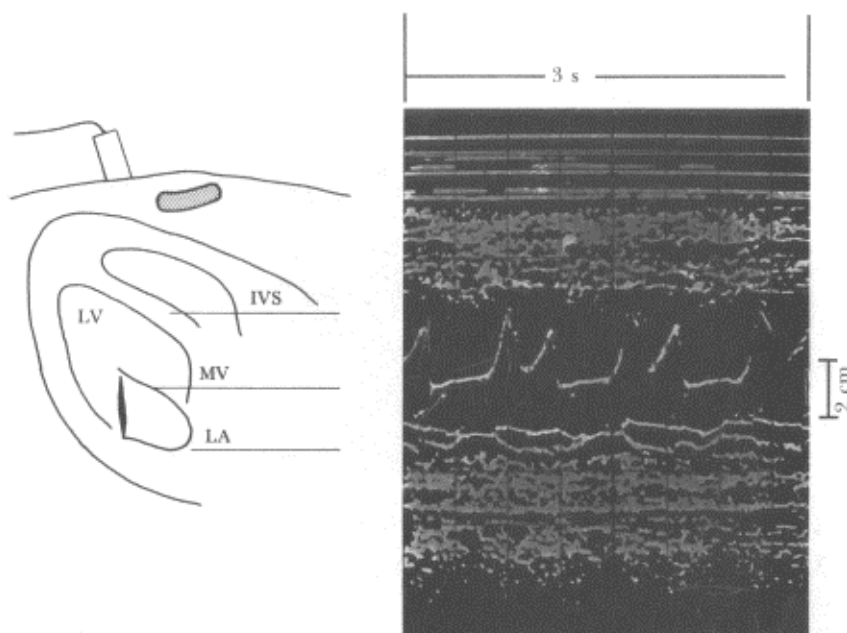


Figure 12.32 Time-motion ultrasound scan of the mitral valve of the heart
The central trace follows the motions of the mitral valve (MV) over a 3-s period, encompassing three cardiac cycles. The other traces correspond to other relatively static structures, such as the interventricular septum (IVS) and the walls of the left atrium (LA).

Á22.6 ábra

A mágneses rezonancia elvén történő képalkotás (MRI) során általában a hidrogén eloszlást mutatják ki. Erős mágneses térben alkalmazott RF sugárzás eredményeként a hidrogén atomok gerjesztett állapotba kerülnek, majd az RF jel megszűnését követően visszatérnek nyugalmi állapotukba, ugyancsak sugárzást bocsátva ki. Ezt, a nyugalmi helyzetbe való visszatérést kísérő sugárzást érzékelve lehet a hidrogén atomok eloszlását feltérképezni. A mágneses térerősség és az RF frekvencia változtatásával más atomok eloszlását is lehet vizsgálni. A mágneses rezonancia elvén működő képalkotást mutatja az Á22.7 és Á22.8 ábra.

All paintings by
DAVIS MELTZER

MRI

Like the director of a chorus, an MRI scanner conducts the "singing" of hydrogen atoms within the human body.

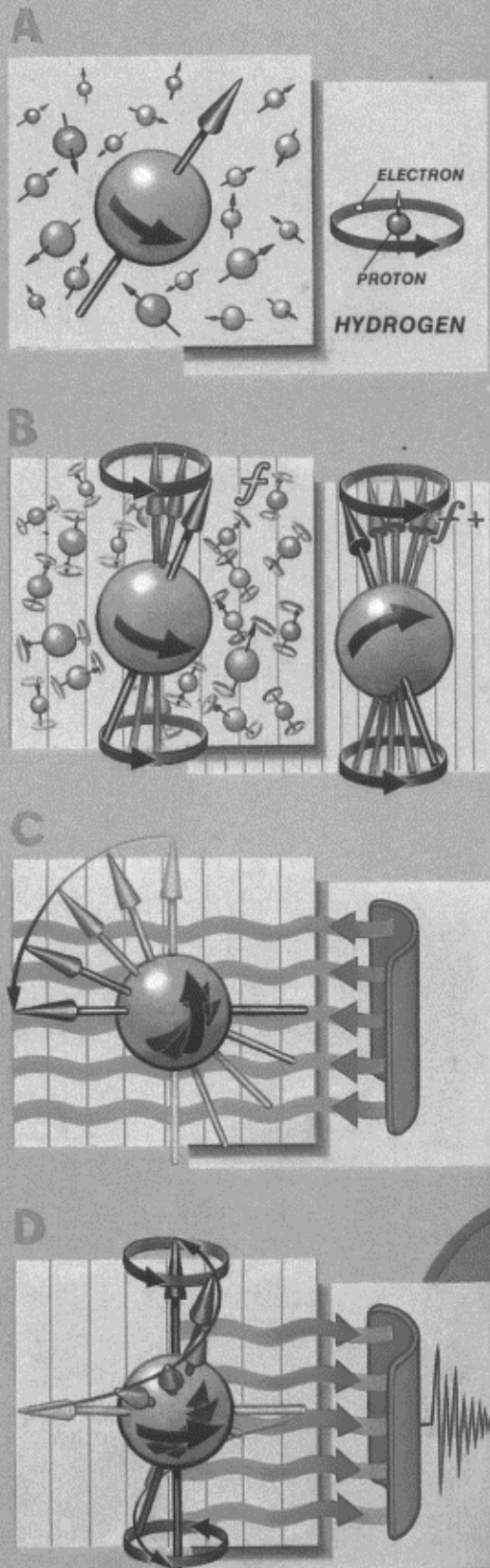
The scanner surrounds the body with powerful electromagnets. Supercooled by liquid helium, they create a magnetic field as much as 60,000 times as strong as that of the earth.

*This field has a profound effect on protons, the nuclei of hydrogen atoms. Spinning like tops, the protons normally point in random directions **A**. But inside the scanner's magnetic field **B** they align themselves in the direction of the field's poles. Even in alignment, however, they wobble, or precess, at a specific rate, or frequency. The stronger the magnetic field, the greater the frequency (f).*

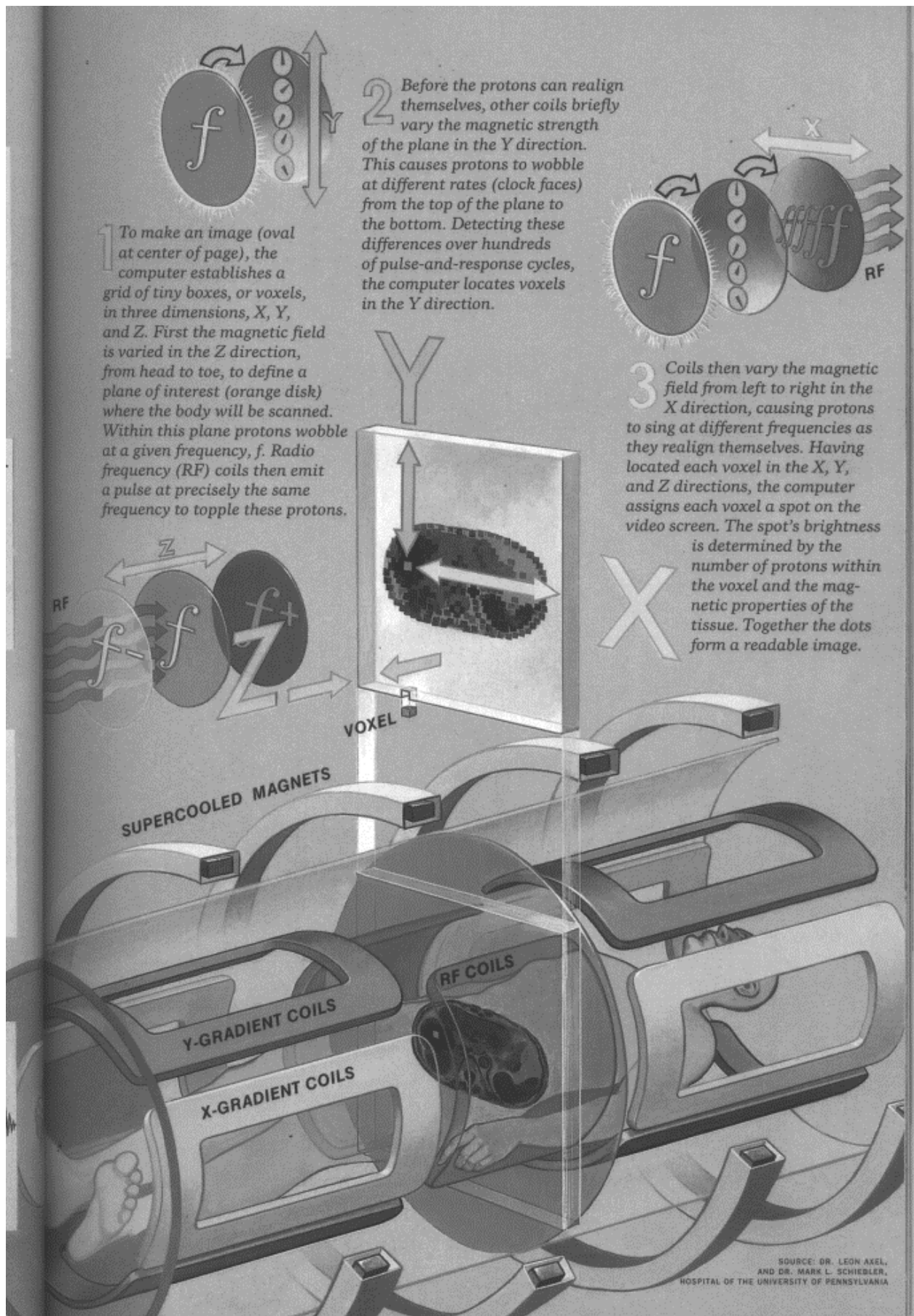
*When the scanner excites these protons with a radio pulse timed to the same frequency as their wobbling, it knocks them out of alignment **C**. Within milliseconds they spiral back into place **D**, singing out with a faint radio signal of their own.*

A computer translates these faint signals into an image of the area scanned (diagrams on facing page). The image reveals varying densities of hydrogen atoms and their interaction with surrounding tissues in a cross section of the body. Since hydrogen reflects water content, doctors can use the image to make distinctions between tissues.

Scientists picked hydrogen as the basis for MRI scanning because of its abundance in the body and its prominent magnetic qualities. Research is also under way on employing other elements, such as sodium or phosphorus, whose altered properties could provide early warning signs of strokes or heart attacks. It may even become routine to tag cloned antibodies with a detectable element, giving scientists a powerful tool to study such disorders as diabetes, allergies, infertility, and cancer.



Á22.7 ábra



1 To make an image (oval at center of page), the computer establishes a grid of tiny boxes, or voxels, in three dimensions, X, Y, and Z. First the magnetic field is varied in the Z direction, from head to toe, to define a plane of interest (orange disk) where the body will be scanned. Within this plane protons wobble at a given frequency, f . Radio frequency (RF) coils then emit a pulse at precisely the same frequency to topple these protons.

2 Before the protons can realign themselves, other coils briefly vary the magnetic strength of the plane in the Y direction. This causes protons to wobble at different rates (clock faces) from the top of the plane to the bottom. Detecting these differences over hundreds of pulse-and-response cycles, the computer locates voxels in the Y direction.

3 Coils then vary the magnetic field from left to right in the X direction, causing protons to sing at different frequencies as they realign themselves. Having located each voxel in the X, Y, and Z directions, the computer assigns each voxel a spot on the video screen. The spot's brightness is determined by the number of protons within the voxel and the magnetic properties of the tissue. Together the dots form a readable image.

SOURCE: DR. LEON AXEL, AND DR. MARK L. SCHIEDLER, HOSPITAL OF THE UNIVERSITY OF PENNSYLVANIA

Á22.8 ábra

A szervek működésének vizsgálatához különböző anyagokat juttatnak a szervezetbe, majd ezeknek az anyagoknak az eloszlását vizsgálják. A bejuttatott különböző radioaktív anyagok könnyen követhetők a szervezeten kívül elhelyezett érzékelőkkel. Erre a célra rövid felezési idejű sugárzó anyagokat használnak, sok esetben a készülék használatához helyben kell előállítani a szervezetbe bejuttatandó radioaktív anyagot. A T22.1 táblázat megadja néhány, a PET vizsgálatok során gyakran használt izotóp tulajdonságait.

Table 12.2 Characteristics of five isotopes for PET

Isotope	Maximal kinetic energy	Half-life	Broadening
^{10}F	640 keV	110 min	1.1 mm
^{11}C	960 keV	20.4 min	1.9 mm
^{13}N	1.2 MeV	10.0 min	3.0 mm
^{60}Ga	1.9 MeV	62.3 min	5.9 mm
^{82}Rb	3.4 MeV	1.3 min	13.2 mm

T22.1 táblázat

A sugárzó anyagok követésére szolgáló érzékelők működési elvét a gamma-kamera példáján mutatjuk be (Á22.9 ábra).

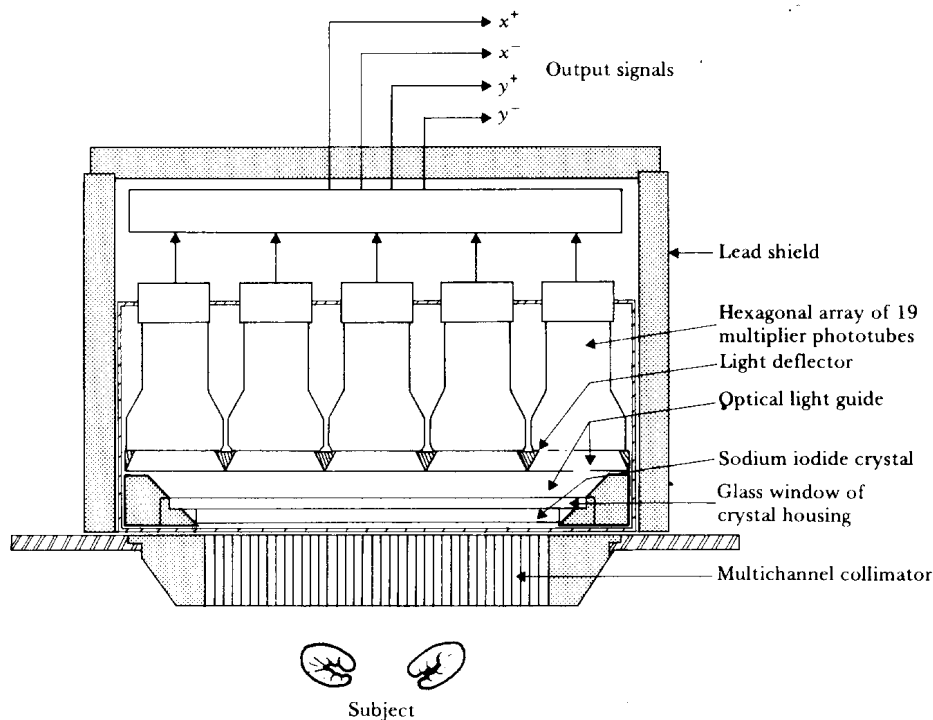
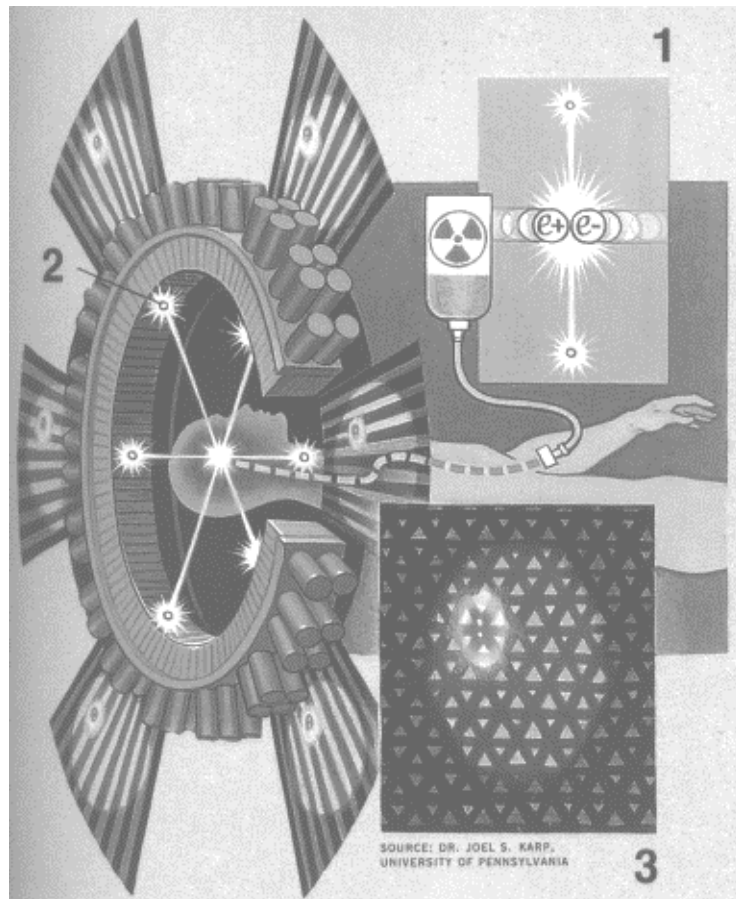


Figure 12.26 Cross-sectional view of a gamma camera (From G. J. Hine, ed., *Instrumentation in Nuclear Medicine*. New York: Academic, 1967.)

Á22.9 ábra

A pozitron emissziós technika (PET) működését szemlélteti az Á22.10 ábra. Az Á22.11 ábra mutatja, hogyan lehet a szükséges érzékelőket elhelyezni.



Á22.10 ábra

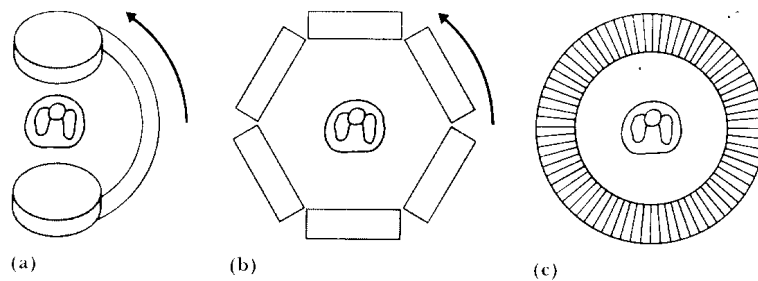


Figure 12.29 Evolution of the circular-ring PET camera (a) The paired and (b) the hexagonal ring cameras rotate around the patient. (c) The circular ring assembly does not rotate but may move slightly—just enough to fill in the gaps between the detectors. The solid-state detectors of the ring camera are integrated with the collimator and are similar in construction to detectors used in CT machines.

Á22.11 ábra