

Jobbágy Ákos – Varga Sándor

ORVOSBIOLÓGIAI MÉRÉSTECHNIKA

Az egészségügyi ellátás hatékonyságát a fejlett országokban jelentős mértékben meghatározza a rendelkezésre álló technika. A diagnózis felállításához és a terápia hatékonyságának értékeléséhez egyre több műszer áll rendelkezésre. Ezek fejlesztése és hatékony használata orvosok és mérnökök együttműködését igényli. Ehhez nyújt segítséget ez a könyv, amely bemutatja a biológiai eredetű – elsősorban villamos – jelek méréséhez használható érzékelőket, erősítőket és jelfeldolgozó algoritmusokat.

Az Orvosbiológiai méréstechnika a Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem és a Semmelweis Egyetem által közösen gondozott egészségügyi mérnöki mesterképzés egyik kötelező tantárgya. A hallgatók között mérnökök és orvosok egyaránt vannak. A könyv azonban nemcsak nekik készült: mindazok számára hasznos, akik az orvosi műszerekben alkalmazott elvek iránt érdeklődnek. Az egyes fejezetek megértéséhez nem tételezünk fel speciális villamosmérnöki ismereteket.

A könyv önálló tanulásra alkalmas, ezt segítik a hozzá kapcsolódó, a megadott honlapokon elérhető animációk és videók. Az orvosbiológiai jelek feldolgozásának gyakorlásához különböző betegségekből szenvedőkről és egészséges személyekről rögzített több száz felvételt tettünk elérhetővé. A könyvben megadott helyen vérnyomásmérés illetve különböző mozgások analízise során rögzített felvételek találhatók. Javasoljuk az Olvasónak, ezeken a felvételeken próbálja ki, hogyan lehet az általában zajos biológiai eredetű jelek lényeges jellemzőit (például az EKG jel amplitúdó- és időadatait) meghatározni.

Kulcsszavak: orvosbiológiai méréstechnika, orvosi műszerek, biopotenciálok, bioérzékelők, biopotenciálok erősítése, biológiai jelfeldolgozás, biztonságtechnika, EKG, EEG, vérnyomásmérés, véráramlás mérés, légzésvizsgálat, mozgásanalízis, orvosi képalkotás.



Typotex Kiadó

2013

COPYRIGHT: © 2013-2018, Dr. Jobbágy Ákos, dr. Varga Sándor, Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem

Creative Commons NonCommercial-NoDerivs 3.0 (CC BY-NC-ND 3.0)

A szerző nevének feltüntetése mellett nem kereskedelmi céllal szabadon másolható, terjeszthető, megjelentethető és előadható, de nem módosítható.

Lektorálta: Dr. Bretz Károly

ISBN 978-963-279-166-1

Készült a [Typotex Kiadó](#) gondozásában

Felelős vezető: Votisky Zsuzsa

Készült a TÁMOP-4.1.2/A/1-11/1-2011-0079 számú, „Konzorcium a biotechnológia és bioinformatika aktív tanulásaért” című projekt keretében.

Nemzeti Fejlesztési Ügynökség
www.ujszachenyiterv.gov.hu
06 40 638 638



A projekt az Európai Unió támogatásával, az Európai Szociális Alap társfinanszírozásával valósul meg.

Tartalom

Bevezetés	1
1. Biopotenciálok eredete, elektródok biopotenciálok mérésére.....	2
1.1. Semleges molekulák diffúziója	2
1.2. Ozmózisnyomás	3
1.3. Ionok vándorlása	4
1.4. Akciós potenciál	5
1.5. Elektródok biopotenciálok mérésére	6
1.6. Elektródok modellezése	7
1.7. Elektródpolarizáció	9
1.8. Elektródtípusok (makroelektródok)	10
1.9. Mikroelektródok.....	13
Feladatok	14
Bibliográfia.....	16
2. Érzékelők és jelátalakítók az orvostechikában	17
2.1. Mechanikai mennyiségek érzékelése	17
2.2. Fotoelektromos mérőátalakítók.....	27
2.3. Az ultrahang diagnosztikai alkalmazása	35
Feladatok	45
Bibliográfia.....	47
3. Biopotenciálok erősítése.....	49
3.1. Elektromos jelek és zavarok.....	49
3.2. Szimmetrikus erősítők.....	53
3.3. A mérővezetéken bejutó zavarjelek	57
3.4. Szimmetrikus erősítő kapcsolások	60
3.5. Sokcsatornás erősítők.....	63
3.6. Galvanikusan leválasztott erősítők.....	65
Feladatok	67
Bibliográfia.....	69
Függelék	70
4. Biológiai eredetű jelek feldolgozása.....	72
4.1. A jel/zaj viszony javítása.....	72
4.2. Biológiai eredetű jelek kiértékelése	79
4.3. Biológiai eredetű jelek tömörítése.....	87
Feladatok	89
Bibliográfia.....	90
5. Biztonságtechnika.....	92
5.1. Az áram fiziológiai hatása.....	92
5.2. Védekezés az áramütés ellen.....	94
5.3. A belső táphálózatok ellátási biztonságának növelése	97
5.4. Elektronikus orvosi készülékek ellenőrzése.....	98
5.5. Elektromágneses összeférhetőség	99
Feladatok	100
Bibliográfia.....	100
6. A szív elektromos aktivitásának vizsgálata.....	102
6.1. Az EKG-jel eredete	102
6.2. A szív elektromos működésének leírására használható modell	104
6.3. A szív elektromos működésének mérése.....	108
6.4. Az EKG-időfüggvény jellemzői.....	112

6.5. Patológiás EKG-jelek	113
6.6. EKG-jelfeldolgozás	116
6.7. Az EKG-feldolgozó algoritmusok minősítése, diagnosztizálás	119
6.8. Készülékek	120
Feladatok	124
Bibliográfia.....	125
7. Elektroencefalográfia, EEG	127
7.1. A vizsgálandó struktúra.....	127
7.2. Szabványosítás	127
7.3. EEG-regisztrátumok kiértékelése.....	129
7.4. Készülékek	133
Feladatok	135
Bibliográfia.....	135
8. Vérnyomás és véráramlás mérése.....	136
8.1. A vérnyomást befolyásoló tényezők	137
8.2. Közvetlen vérnyomásmérési módszerek	138
8.3. Közvetett vérnyomásmérési módszerek.....	139
8.4. Véráramlás- és perctérfogatmérés	149
Feladatok	154
Bibliográfia.....	154
9. Légzés vizsgálata	156
9.1. Áramlási sebesség és ki/belélegzett térfogat mérése.....	156
9.2. Légzésmechanikai jellemzők mérése	158
9.3. Gázcsere mérése	159
9.4. Készülékek	162
Feladatok	167
Bibliográfia.....	167
10. Mozgásanalízis	168
10.1. Eszközök emberi mozgások analíziséhez	169
10.2. Markerbázisú analízis.....	171
10.3. Mozgásanalízis alkalmazása az orvosi gyakorlatban	179
Feladatok	187
Bibliográfia.....	187
11. Orvosi célú képalkotás	189
11.1. A röntgensugárral történő képalkotás	189
11.2. Ultrahangos képalkotás	192
11.3. Mágneses rezonancia elvén történő képalkotás (MRI)	195
11.4. A szervek működését bemutató képalkotás.....	197
11.5. Készülékek	200
Feladatok	204
Bibliográfia.....	204

Bevezetés

Az egészségügyi ellátásban egyre nagyobb szerepet játszik a technika. Orvosok és mérnökök együttműködése volt szükséges egy sor ma széles körben alkalmazott eszköz kifejlesztéséhez, használatához, majd tökéletesítéséhez. Az együttműködés alapvető feltétele a közös nyelv kialakítása. Például a szív működésének vizsgálata során az orvos sinusritmusról, tachycardiáról, ectopiás ritmusról, WPW szindrómáról, P, QRS, T hullámról, a szív elektromos tengelyállásáról beszél, míg a mérnök periodikus és kváziperiodikus jelekről, idő- és frekvenciatartománybeli analízisről, alul- felül- és sáváteresztő szűrésről, indított átlagolásról mintaillesztésről.

Az elmúlt évtizedben az egészségi állapot monitorozására alkalmas készülékek új kategóriája jelent meg. Ez az otthoni monitorozásra alkalmas készülécsalád, amely nem igényli szakképzett kezelő jelenlétét. Megalkotásukat az a tette lehetővé, hogy a korszerű integrált áramkörti eszközökkel a laboratóriumi berendezésekhez képest olcsó, de üzembiztos elektronikus mérőegységeket lehet megvalósítani. Ennél is fontosabb, hogy ezekben a műszerekben olyan jelfeldolgozó eljárások működnek, amelyek orvosi beavatkozás nélkül, könnyen értelmezhető megbízható információt szolgáltatnak. Sok páciens maga is szeretné érteni, miként segít rajta az otthoni mérés, és hogyan járjon el az eszköz használata során. Sokat segít, ha a páciens maga is érti, mit segít rajta az otthoni mérés, és hogyan járjon el az eszköz használata során.

Az orvosbiológiai mérés technika alapvetően mérés technika. A biológiai eredetű, illetve a technikai folyamatok eredményeként kapott jelek kiértékelése ugyanazokkal az eljárásokkal történik. Az eljárások azonban a biológiai eredetű jelekről rendelkezésre álló a priori ismeretek figyelembevételével optimalizálhatók. Például EKG jel tömörítése során kihasználható, hogy a nagy meredekségű szakaszok aránya kicsi: a szomszédos minták különbsége a változó hosszúságú kódoláshoz sokkal kedvezőbb eloszlást mutat, mint az eredeti jel.

Az orvosi műszerek fejlesztéséhez, tökéletesítéséhez élő embereken végzett mérésekre is szükség van. Ezek során meg kell találni az egyensúlyt a hasznosság és az etikus eljárás között [1]. A páciensek bevonásával végzett orvosi kutatások fontos eleme a kellő tájékoztatás, és az ezt követően adott beleegyező nyilatkozat (informed consent) [2]. Ez döntési lehetőséget ad a pácienseknek, kívánnak-e önkéntesen részt venni a társadalom számára hasznosnak ígérkező kísérleti eljárásban. Az erre vonatkozó etikai szabályozást a Helsinki Nyilatkozat 1964-es megjelenése óta többször is finomították.

Az Orvosbiológiai mérés technika könyvet elsősorban a Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem és a Semmelweis Egyetem által közösen gondozott Egészségügyi mérnöki mesterképzés hallgatóinak szánjuk. Ez a képzés széles bázisból meríti hallgatóit. A mesterképzésbe belépők alap- vagy osztatlan képzésben szerzett végzettsége lehet villamosmérnök, orvos, gépészmérnök, egészségügyi szervező, fizikus, biomérnök, informatikus, stb. Ennek megfelelően amennyire lehet, kerültük a speciális ismeretekre építést. Arra törekedtünk, hogy a középiskolás ismeretanyag legyen elegendő a megértéshez. A könyv önálló tanulásra is alkalmas, ezt segítik a fejezetek végén szereplő feladatok, a néhány fejezetben megadott címen elérhető animációk és videók is.

A könyvben található ábrák a Wikimedia Commons tárhelyről. A felhasználás feltételei elérhetők a http://wikimediafoundation.org/wiki/Terms_of_Use címen. A Wikimedia Foundation fő célja, hogy segítse a tanulást mindenki számára, szabadon felhasználható tartalmak gyűjtésével és elérhetővé tételével. Mi is töltöttünk fel anyagokat, erre buzdítjuk az Olvasót is.

Kívánunk minden Olvasónak jó szórakozást!

Jobbágy Ákos

Varga Sándor

Referenciák

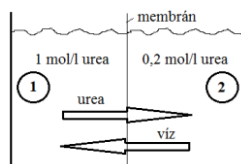
- [1] Dr. Törő Klára, Dr. Sótó Péter (szerk.): Az orvostudományi kutatások etikai vonatkozásai. Jegyzet, BME Villamosmérnöki és Informatikai Kar, ISBN 978 963 313 044 5
- [2] Enderle J, Blanchard S, Bronzino J (szerk.): Introduction to Biomedical Engineering, Chapter 20. Academic Press, 2000. ISBN 0-12-238660-4

1. Biopotenciálok eredete, elektródok biopotenciálok mérésére

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

1.1. Semleges molekulák diffúziója

Egy edényt két azonos térfogatú kamrára osztunk celofánpapírral, ld. 1.1. ábra. Az egyik kamrába 1 mol/l, a másikba 0,2 mol/l koncentrációjú semleges részecskéket (pl. urea) tartalmazó oldatot teszünk [2].



1.1. ábra. Membránnal elválasztott két térrész közti transzport

A celofánpapír átjárható mind az urea- mind a vízmolekulák számára, ezért az ureamolekulák a nagyobb koncentrációjú helyről a kisebb koncentrációjú hely felé fognak mozogni. Ezt a mozgást diffúziós mozgásnak nevezzük. Az ureamolekulák az oldatban állandó mozgásban vannak, gyakran nekiütköznek a kamrák falának. Amikor a celofánpapírhoz érnek, azon át tudnak jutni. A nagyobb koncentrációjú kamrából több ureamolekula fog átjutni a kisebb koncentrációjú kamrába. (Fontos megjegyezni, hogy ezzel egy időben a kisebb koncentrációjú kamrából is kerülnek át ureamolekulák a nagyobb koncentrációjú kamrába.) A diffúziós folyamat addig fog tartani, amíg a két kamrában azonos koncentráció jön létre, esetünkben 0,6 mol/l. A diffúziós folyamatot Fick I. diffúziós törvénye írja le:

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

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

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

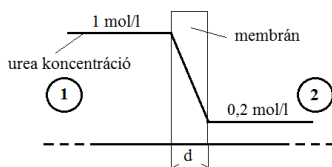
ahol R az általános gázállandó [8,31 (J/°K)/mol], T az abszolút hőmérséklet és f a súrlódási tényező [(J/mol)(s/cm²)], amely jellemzi, milyen könnyen tud egy molekula átjutni a membránon. Ezzel

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

A membrán falát d szélességűnek tekintve és a membránon egyenletes koncentrációgradienst feltételezve (ld. 1.2. ábra) dC/dx helyébe $([C_1] - [C_2])/d$ írható, $[C_1]$ és $[C_2]$ a membrán két oldalán lévő koncentráció. Ezzel a diffúziós fluxus:

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

ahol P_u (ami egyenlő D/d -vel, egysége cm/s) a membránnak az ureára vonatkozó permeabilitása. Egy membrán permeabilitása különböző molekulákra nagyon eltérő lehet.



1.2. ábra. Koncentrációváltozás a membránban

1.2. Ozmózisnyomás

A biológiai membránok a vízmolekulákat általában könnyen átengedik (a vízmolekulákra vonatkozó permeabilitásuk nagy). Az 1.1. pontban vizsgált esetet analizálva észre kell vennünk, hogy a vízmolekulákra nézve is jelen van a koncentrációgradiens, hiszen kevesebb vízmolekula van az egyik kamrában, mint a másikban. Ennek eredményeként a vízmolekulák diffundálni fognak, az oldott anyagot tekintve kisebb koncentrációjú helyről a nagyobb koncentrációjú hely felé. A vízmolekulák koncentrációkülönbség miatti mozgását ozmózisnak nevezzük. Ha a membránnal elválasztott két kamra térfogata állandó, akkor a vízmolekulák egyik kamrából a másikba történő átjutása nyomáskülönbséget okoz, ez pedig az ozmotikus mozgással ellentétes mozgást eredményez. A két hatás eredményeként dinamikus egyensúly áll be, az ehhez tartozó nyomáskülönbség értéket ozmotikus nyomásnak hívjuk. Egyfajta részecskekoncentráció különbsége miatt egy membrán két oldala között kialakuló ozmotikus nyomás értékét a van't Hoff-egyenletből kaphatjuk meg:

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

ahol R az általános gázállandó $[0,082 \text{ (l)(atm)/(mol)(°K)}]$, T az abszolút hőmérséklet, C_i a koncentráció $[\text{mol/l}]$ a membrán két oldalán, így a nyomáskülönbséget, π -t atmoszférában kapjuk. A nyomáskülönbséget leíró egyenletbe a disszociált részecskék koncentrációját kell behelyettesíteni, például 1 mM koncentrációjú NaCl 2 mM ozmotikusan aktív részecskét jelent (a Na és a Cl is oldódik a vízben).

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

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

Az aktivitási együttható, ϕ , 0 és 1 között változhat.

Példaként számítsuk ki, mekkora ozmotikus nyomás lép fel egy vörösvértest membránján, ha desztillált vízbe kerül. A vörösvértest citoplazmája különféle sóoldatokat tartalmaz, melyek koncentrációja kb. 0,165 M. Ennek alapján 25 °C hőmérsékleten a nyomáskülönbség:

$$\pi = RT([C_1] - [C_2]) = 0,082 * 298 * (0,165 - 0) = 4 \text{ atm} \quad (1.7)$$

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

1.3. Ionok vándorlása

Membránnal elválasztott két kamrába helyezünk most különböző koncentrációjú oldatokat, amelyekben töltéssel rendelkező ionok is vannak. Legyen az egyik kamrában 1 M, a másikban 0,3 M koncentrációjú KCl, a membrán pedig csak a K^+ ionok számára átjárható. A K^+ ionok a nagyobb koncentrációjú helyről a kisebb koncentrációjú hely felé fognak diffundálni. Jelen esetben ez együtt jár azzal, hogy a membrán két oldalán eltérő töltésű ionok jutnak túlsúlyba, a nagyobb koncentrációjú kamra negatívabbá válik, elektromos erőter alakul ki. A diffúzió előrehaladása során az elektromos erőter egyre erősebb lesz, ez pedig a koncentrációkülönbségből adódóval ellentétes ionmozgást eredményez. A dinamikus egyensúly akkor áll be, amikor a koncentrációkülönbségből adódó és az elektromos erőter miatti ellentétes irányú áramlás megegyezik. Hangsúlyozni kell, hogy az egyensúly beálltához viszonylag kevés ion átáramlása elegendő, mivel a membrán kapacitása kicsi. A potenciálkülönbség miatt fellépő ionvándorlást az alábbi összefüggéssel adhatjuk meg:

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

ahol z az adott ion vegyértéke, C az ionok koncentrációja, F a Faraday-állandó (96 500 C/mol) és f az 1.1 pontban megismert sűrűségi tényező, dU/dx az elektromos térerősség. (Más megközelítésben zCF az egységnyi térfogatban lévő töltések száma és $1/f$ a membrán vezetőképessége.) Egyensúly esetén a J_d diffúziós és a J_e elektromos fluxus megegyezik:

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

átrendezve:

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

Mindkét oldalt integrálva:

$$U_1 - U_2 = -\frac{RT}{zF} \ln \frac{C_1}{C_2} \quad (1.11)$$

Ezt az összefüggést Nernst-egyenletnek nevezzük. Behelyettesítve R , z , F értékeit szobahőmérsékleten ($T = 298$ °K):

$$U_1 - U_2 = (-58 \text{ mV}) \lg \frac{C_1}{C_2} \quad (1.12)$$

Az f sűrűségi tényező helyett szokás a μ ionmobilitást használni:

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

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

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

Vizsgáljuk meg azt az esetet, amikor a membrán nemcsak egy, hanem több ion számára is átjárható. Tételezzük fel, hogy a két egyforma méretű kamra közül az egyikben 0,1 M, a másikban 0,02 M koncentrációjú HCl van, egymástól papírszűrővel elválasztva. A papírszűrő mind a H^+ , mind a Cl^- ionok számára átjárható. Mind a hidrogén-, mind a klórionok a nagyobb koncentrációjú kamrából a kisebb koncentrációjú kamra felé fognak diffundálni, a folyamat végén mindkét kamrában egyaránt 0,06 M koncentrációjú HCl lesz, és nem lesz a membrán két oldala között potenciálkülönbség.

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

$$U_1 - U_2 = \frac{\mu_a - \mu_c}{\mu_a + \mu_c} 58 \lg \frac{C_1}{C_2} \quad (1.15)$$

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

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

$$U_1 - U_2 = -58 \lg \frac{P_{Na}[Na]_1 + P_K[K]_1 + P_{Cl}[Cl]_2}{P_{Na}[Na]_2 + P_K[K]_2 + P_{Cl}[Cl]_1} \quad (1.16)$$

ahol P_X az X ionra vonatkozó permeabilitás, $[X]_1$, ill. $[X]_2$ az X ion koncentrációja az 1., ill. a 2. kamrában. Nézzük meg a kísérletesen is jól kezelhető, nagyméretű tintahalaxon példáján, milyen feszültség mérhető a membrán két oldala között. Meghatározó a Na^+ és a K^+ koncentráció, tekintsünk el a Cl^- ionok jelenlététől. Az axont feltöltjük, az oldatra: Na^+ koncentráció 50 mM, K^+ koncentráció 400 mM. Az axonon kívül levő oldatra: Na^+ koncentráció 440 mM, K^+ koncentráció 20 mM. Ezek a koncentrációértékek közel állnak a valós értékekhez, ha egy sejt *nyugalmi állapotban* van. Az 1.16 egyenlet szerint, ha csak Na^+ lenne a membrán két oldalán, akkor ezekkel a koncentrációértékekkel egyensúlyi feszültségként +55 mV, ha csak K^+ lenne a membrán két oldalán, akkor -76 mV alakulna ki. Megmérjük a feszültséget, és -70 mV-t kapunk. Az 1.16 egyenletbe ezt az értéket behelyettesítve kiszámítható a permeabilitások hányadosa, $P_K/P_{Na} \sim 90$. A permeabilitások nagy különbsége a magyarázat arra, hogy a mért feszültség nagyon közel van ahhoz, amit akkor mérnénk, ha csak K^+ ionok lennének a membrán mindkét oldalán. A membrán vastagsága néhány száz Å. Ezért a membránon kialakuló elektromos erőter igen nagy. 70 mV-os nyugalmi membránpotenciállal és 70 Å vastag membránnal számolva az elektromos erőter 10^5 V/cm! Néhány anyag átütési szilárdsága, V/cm egységben: levegő (nyomásfüggő) 20 000 – 40 000, bakelit kb. 150 000, papír 30 000.

A sejtmembrán kapacitásának becsléséhez tekintsük a membránt sikkondenzátornak. Így a felületegységre eső (fajlagos) kapacitás (1.17):

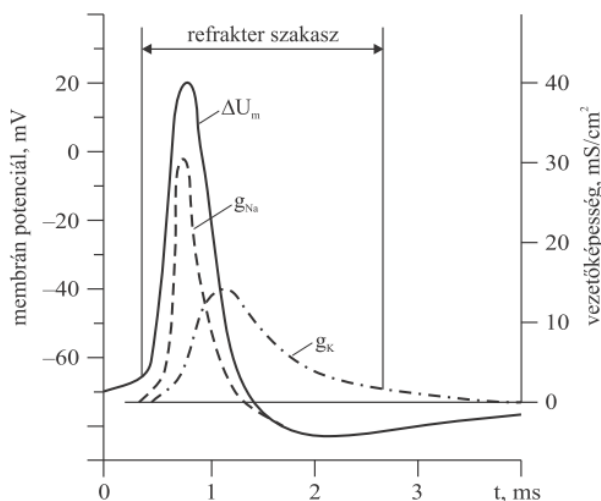
$$\frac{C}{A} = \epsilon_0 \epsilon_r \frac{1}{d} \quad (1.17)$$

ahol C/A a fajlagos kapacitás, ϵ_0 a vákuum permittivitása, ϵ_r a membrán relatív permittivitása, d a membrán vastagsága.

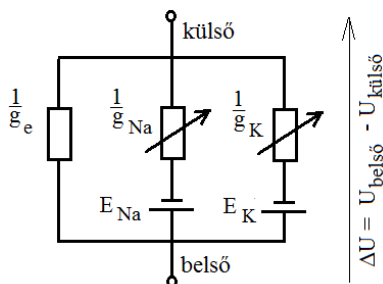
1.4. Akciós potenciál

Elektromos, kémiai vagy mechanikai ingerlés hatására a sejt nyugalmi állapota megváltozik. Ha az inger a küszöbszintet meghaladja, akkor ún. akciós potenciál mérhető a sejtmembránon, amelynek alakja független az ingerléstől [4]. Ezt az élettani gyakorlatban úgy hívják: „mindent vagy semmit”. Az akciós potenciál lefutása során rövid idő (néhány ms) alatt nagyságrendekkel megváltozik a membrán Na^+ és K^+ ionokra vonatkozó permeabilitása (vezetőképessége), ld. 1.3. ábra. Ennek eredményeként a sejten belül átmenetileg megnő a Na^+

koncentráció. A Na-ra és K-ra vonatkozó vezetőképesség nyugalmi állapotban mérhető értékre való visszaállása után a K-Na pumpa a bejutott Na^+ ionokat a sejten kívüli térbe visszaviszi. A K-Na pumpa egy ciklusban 3 Na^+ iont visz a sejten kívülre, és 2 K^+ iont hoz be. A pumpa koncentrációgradienssel szembeni transzportot visz véghez. Ehhez energiát használ fel, amit ATP-lebontással biztosít. A pumpa működése a sejt belsejének potenciálját negatív irányba változtatja a sejten kívüli térhez képest. Az akciós potenciál lefutása alatt a sejt további ingerekre nem reagál, ezt az időt refrakter szakasznak hívjuk. A membrán egyszerű villamos helyettesítő képét az 1.4. ábra mutatja.



1.3. ábra. Az akciós potenciál (folytonos vonal) és a sejtmembrán Na-ra és K-ra vonatkozó permeabilitásának változása (szaggatott vonalak)



1.4. ábra. A sejtmembrán villamos helyettesítő képe

1.5. Elektródok biopotenciálok mérésére

Félcella-potenciál

Az élő szervezetben ionok vándorlása folyik. Az élő szervezet elektromos jeleit feldolgozó készülékekben az áram elektronos vezetést jelent. Az **elektródok feladata az ionáram elektronárammá való átalakítása**. Ezt szemlélteti a http://project.mit.bme.hu/kobak2012/ionos_elektronos_valtas.pps c. animáció.

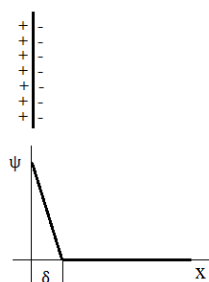
Ha fémeket elektrolitba merítünk, akkor a határfelületen potenciálkülönbség alakul ki, amit félcella-potenciálnak hívnak. Néhány fém esetére a félcella-potenciálokat az 1.1. táblázat mutatja.

fém és a lezajló reakció	félcella-potenciál 25°C-on (V)	hőmérsékleti együttható (mV/°C)
$\text{Al} = \text{Al}^{3+} + 3\text{e}^-$	-1,662	+1,339
$\text{Zn} = \text{Zn}^{2+} + 2\text{e}^-$	-0,7628	+0,962
$\text{Pt}(\text{H}_2)\text{H}^+$	0	-
$\text{Ag} + \text{Cl}^- = \text{AgCl} + \text{e}^-$	+0,2225	+0,213
$\text{Au} = \text{Au}^+ + \text{e}^-$	+1,691	-

1.1. táblázat. Félcellapotenciál-értékek

Ha fémeket elektrolitba merítünk, akkor a határfelület környezetében megváltozik a töltések eloszlása. Különböző modellek léteznek ennek leírására. Biopotenciálok mérésénél a legegyszerűbb Helmholtz-modell (1.5. ábra) a legtöbb esetben jól használható.

A félcella-potenciál közvetlenül nem mérhető meg. Ha a méréshez az elektrolitba fémes vezetőt helyezünk, akkor az itt létrejövő határfelületen is kialakul egy félcella-potenciál. Két azonos fém ugyanabba az elektrolitba helyezve, az azonos félcella-potenciálok miatt a fémek között nulla feszültséget kellene kapnunk. Két azonos fém sóoldatba merítve, az elektródok között mérhető feszültséget zajnak tekintjük. Az elektródok zaját az idegenfém-szennyeződés jelentősen megnöveli. Nagy tisztaságú ezüst- vagy rézelektrodok esetén a zajfeszültség effektív értéke 0,01 mV, míg rézzel szennyezett ezüstlektrodok esetén akár 0,2 mV is lehet.



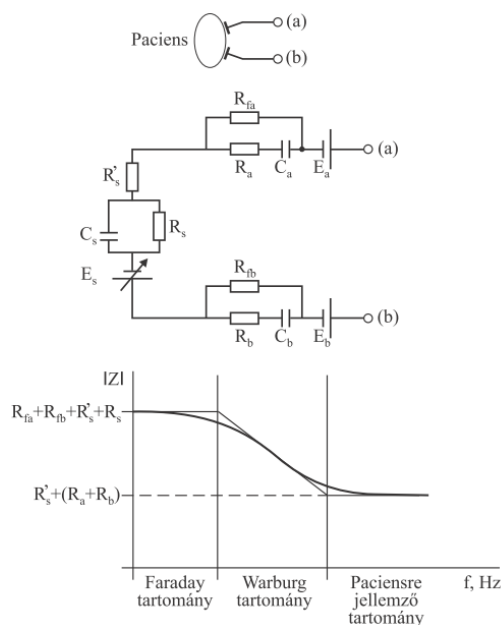
1.5. ábra. Az elektród-elektrolit határfelület töltéseloszlását leíró Helmholtz-modell

A klórral bevont ezüstlektrodot D'Arsonval vezette be 1880-ban. A helytelenül nem polarizálhatónak nevezett elektród esetében is kialakul félcella-potenciál, ez azonban nagyon stabil, így két azonos elektród használata esetén a nyugalmi különbségi feszültség kicsi.

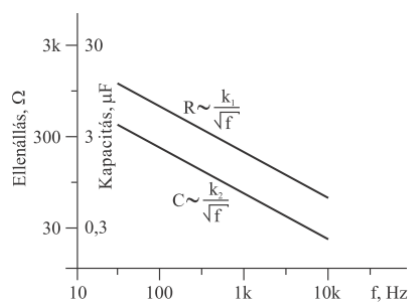
1.6. Elektródok modellezése

Az elektród-elektrolit határfelületen a töltések megoszlása következik be, ez kapacitív tulajdonság.

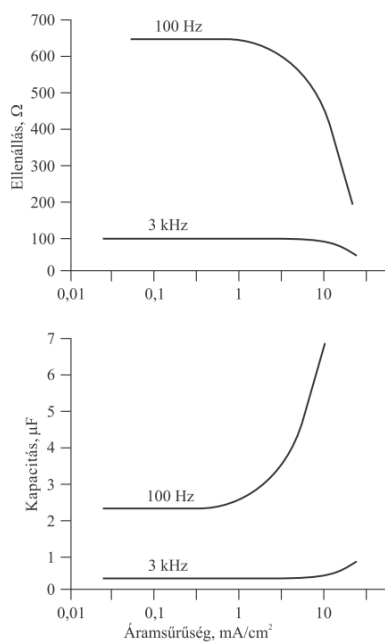
A „fegyverzetek” közti távolság kicsi, az egységnyi felületre eső kapacitás nagy, a felépítés hasonló a nagy fajlagos kapacitású elektrolitkondenzátorokéhoz. Az 1.6. ábra arra a gyakori esetre vonatkozik, amikor a bioelektromos jelet egy elektródpárt alkalmazva mérjük. Az ábrán a javasolt helyettesítő képet és az elektródok között mérhető impedancia frekvenciafüggését láthatjuk. Az elektród-elektrolit átmenet modellezésére Warburg DC feszültségforrást (E_a , ill. E_b) és soros RC tagot javasolt (R_a , C_a , ill. R_b , C_b). Az elektród-elektrolit átmeneten DC átvitelt jelentő szivárgási áram is fellép. Ezt modellezi R_{fa} és R_{fb} . A felületegységre eső ellenállás és kapacitás értéke függ a frekvenciától és az áramsűrűségtől is [1]. Az 1.7 és 1.8 ábrák ezt rozsdamentes acél-elektrodokra mutatják. A frekvencia növekedésével a felületegységre eső kapacitás és ellenállás csökken. Nagyobb áramsűrűségeknél a fajlagos kapacitás nő, a fajlagos ellenállás pedig csökken.



1.6. ábra. Elektrod-elektrolit határfelület modellje

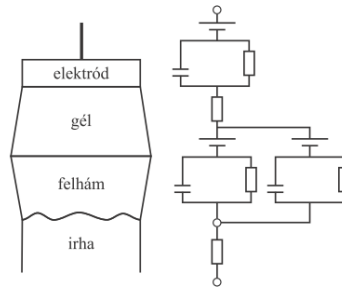


1.7. ábra. Rozsdamentes acélelektrod impedanciájának frekvenciafüggése



1.8. ábra. Rozsdamentes acélelektrod impedanciájának függése az áramsűrűségtől

A bőr több réteget is tartalmaz. Az 1.9. ábra a testfelületre (bőrre) helyezett elektrod esetére ad egy lehetséges helyettesítő képet.



1.9. ábra. Elektród-bőr határfelület modellezése

1.7. Elektródpolarizáció

Ha két elektródot használunk biopotenciálok mérésére, akkor a rajtuk átfolyó áram polarizációs túlfeszültséget hoz létre (1.18):

$$U_p = U(i) - U(0) \quad (1.18)$$

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

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

$U_p = U_{k\ddot{u}ls\ddot{o}}$. Az ilyen elektródot polarizálható vagy irreverzibilis elektródnak hívjuk, legjobban a platinaelektrod közelíti meg. Ilyen elektródpárra külső egyenfeszültséget adva, nem folyik közöttük áram, a külső feszültség az elektród-elektrolit határon esik, megváltoztatva a kiváláshoz és oldódáshoz szükséges energiaszinteket. Változó feszültséget alkalmazva folyik áram az elektródok között, ami ezen elektródok kapacitív jellegét mutatja.

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

$U_p = U_r + U_k + U_a$. Az indexek az ohmos (rezisztív, r), koncentrációs (k) és az aktivációs energia szintek megváltozása miatti (a) túlfeszültségre utalnak.

Ohmos túlfeszültség

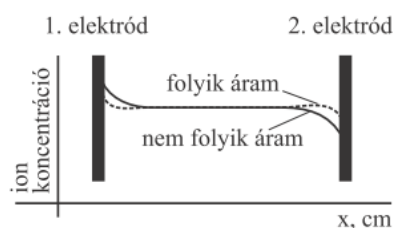
Minden elektród-elektrolit határfelület véges impedanciájú. Az impedancia nem tisztán ohmos, és függ az áram irányától és sűrűségétől. Értéke az elektród felületének növelésével csökkenthető. Az ún. szinterezéshez az ezüstöt granulálják, majd ezüstporral és kloridsóval keverik. Az így létrejött keveréket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

Hasonló módszer a platinaelektrodoknál is használható. Platinareszeléket préselnek vékony platinalemzre.

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

Koncentrációs túlfeszültség

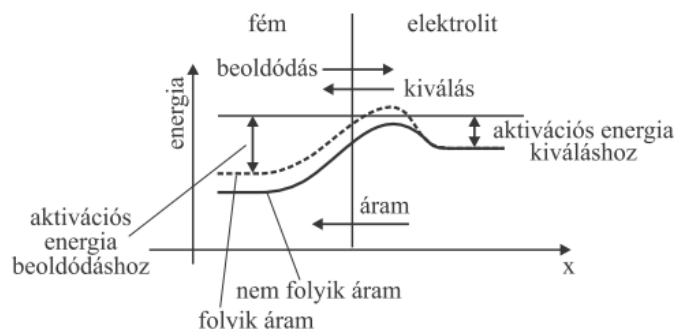
Az elektrolitban kialakuló koncentrációeloszlást a fém-elektrod bemerítése megváltoztatja. Ha áram folyik az elektródokon, ez a koncentrációeloszlás módosul, és ezért megváltozik az elektródok közti potenciálkülönbség is. Ezt szemlélteti az 1.10. ábra.



1.10. ábra. Koncentrációkülönbség által okozott polarizációs túlfeszültség

Aktivációs energia szintek megváltozásából eredő túlfeszültség

A kiváláshoz és az oldódáshoz szükséges aktivációs energia szintek határozzák meg, mekkora áram folyhat az elektród-elektrolit határfelületen. Ezeket az energiaszinteket módosítja a külső feszültség (ld. 1.11. ábra). Az aktivációs energia szintek megváltozása a polarizációs túlfeszültség döntő oka.



1.11. ábra. Az aktivációs energia változása a polarizációs túlfeszültség döntő oka

1.8. Elektródtípusok (makroelektródok)

Az egyszer használatos elektródok ára ma annyira alacsony (20–30 Ft/darab), hogy alkalmazásuk gazdaságos (1.12. ábra). Az elektród nem öregszik, nem kell sterilizálni sem.



1.12. ábra. Egyszer használatos, testfelszínre ragasztható elektródok



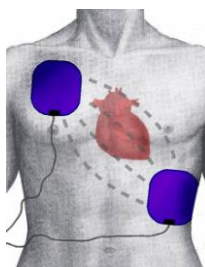
1.13. ábra. EKG-mellkaselektrodok

EKG-felvételhez ma is széles körben használnak még szívó ballonnal ellátott mellkasi elektródot (1.13. ábra) és színkóddal ellátott végtagelektrodot (1.14. ábra). A végtagelektrodnak van speciálisan gyerekvégtagra készített változata is.



1.14. ábra. EKG-végtagelektrodok. A színekódolás: piros: jobb kéz, sárga: bal kéz, zöld: bal láb, fekete: jobb láb.

Defibrilláláshoz nagy felületű elektródokra van szükség a nagy áramok miatt. Az automata vagy félautomata defibrillátor (Automated External Defibrillator, AED) használatához az elektródokat fel kell helyezni, a defibrilláló impulzus alkalmazásakor a kezelő már nem áll a páciens mellett. Az elektródok méretét és elhelyezését mutatja az 1.15. ábra.

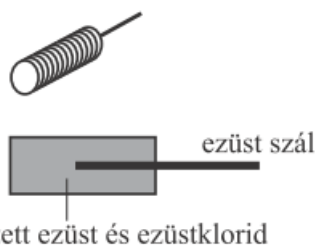


1.15. ábra. Elektródok felhelyezése defibrilláláshoz

(http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Defibrillation_Electrode_Position.jpg, szerző: PhilippN)

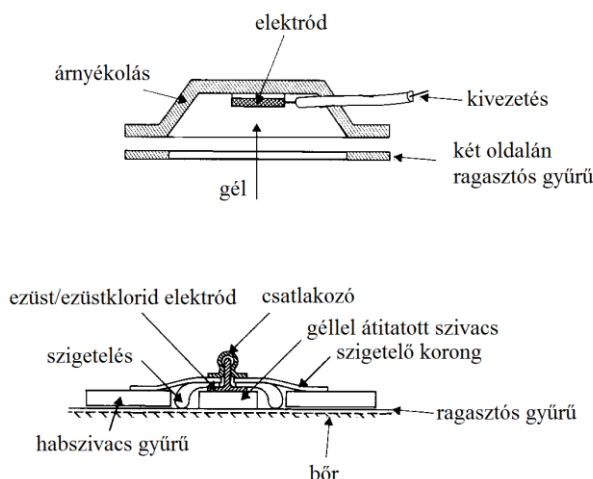
Ezüst-ezüstklorid elektród

Az ezüst-ezüstklorid elektród a legelterjedtebben használt típus. Az ionos-elektronos áram közötti interfész az elektródon belül van (ld. 1.16. ábra), így a félcella-potenciál stabil és a zaj kicsi. Ez az elektród nagyon jól közelíti az ideális nem polarizálható elektródot, így egyenfeszültség mérésére is alkalmazható. További előnye a viszonylagosan egyszerű elkészíthetősége. Az elektród impedanciájának egy adott klórbevonat-vastagságnál minimuma van. Ha két elektródon egyenáram folyik keresztül (ld. 1.6. ábra), akkor a pozitív elektródon klór válik ki, a negatív elektródról viszont klór oldódik be. Ennek eredményeként az elektród elektromos jellemzői megváltoznak, a klórréteg vékonyodásával polarizálhatóvá kezd válni. A kis zajhoz nagy tisztaságú ezüstöt (99,99–99,999%) kell alkalmazni.



1.16. ábra. Az ezüst-ezüstklorid elektród felépítése

Az ezüst-ezüstklorid elektród fényérzékeny, ezért úgy kell felhelyezni, hogy kellőképpen árnyékolat legyen. A süllyesztett elektródok megfelelő árnyékolást biztosítanak. Egyszer és többször használható felületi elektródok felépítését mutatja az 1.17. ábra.



1.17. ábra. Egyszer (alul) és többször (felül) használatos ezüst-ezüstklorid elektrodok felépítése

Platinaelektrod

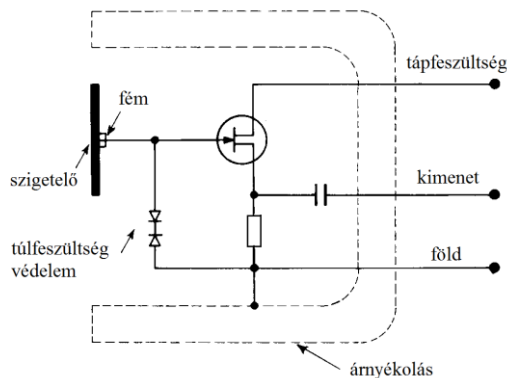
A platina esetében a kiváláshoz és oldódáshoz szükséges aktivációs energia szintek nagyon magasak, platinából szinte ideális polarizálható elektrod készíthető.

Rozsdamentes acélelektrod

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

Aktív elektrod

A testfelülethez kapacitív úton kapcsolódnak, egy lehetséges felépítést mutat az 1.18. ábra. Az elektrodkészülék közti vezeték meghajtása kis impedanciával történik, ez a zajokkal szembeni immunitást növeli. A kapacitív jelleg miatt csak váltakozó feszültség mérhető, az alsó határfrekvencia azonban a nagy bemeneti impedancia eredményeként egészen kis érték is lehet, a 0,005 Hz (–3 dB) elérhető.



1.18. ábra. Aktív elektrod felépítése

Tűelektrodok

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

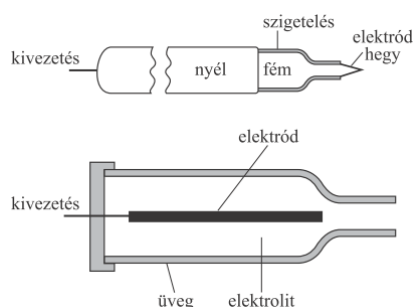


1.19. ábra. Agy közvetlen vizsgálatára alkalmas mátrixelrendezésű elektród (Neuronelektrod Kft.)
http://www.neuronelektrod.hu/getpage.php?oldal_id=351

Speciális megoldások

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

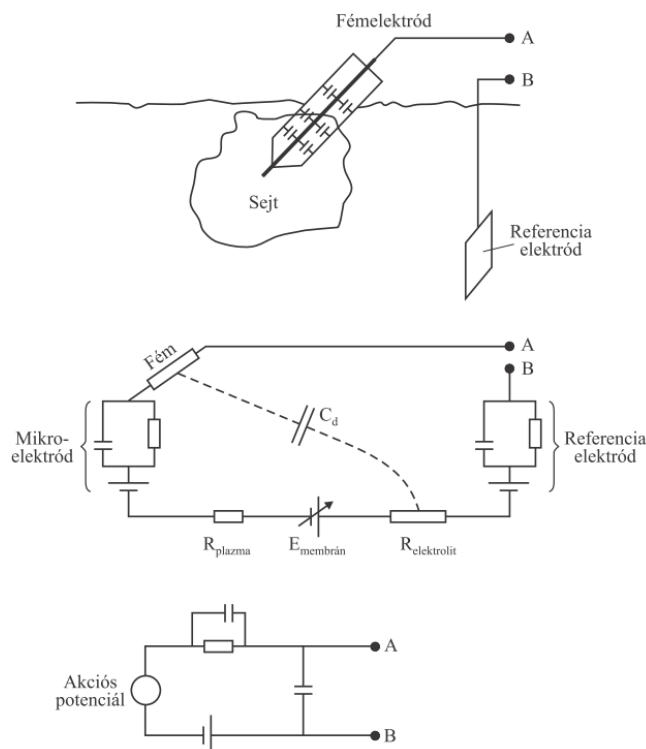
1.9. Mikroelektródok



1.20. ábra. Üveg (alul) és fém (felül) mikroelektród felépítése

Sok esetben – in vitro vizsgálatok és kutatások során – van szükség egyetlen sejt elektromos aktivitásának vizsgálatára. Ehhez egy elektródnak a sejt belsejéhez hozzá kell tudni férni. Az erre képes elektród hegyének kisméretűnek kell lennie ($0,05 \dots 10 \mu\text{m}$ átmérő), és kellően szilárdnak ahhoz, hogy a sejtmembránon át tudjon hatolni. Különböző mikroelektród-típusok láthatók az 1.20. ábrán.

A fém mikroelektród egy lehetséges helyettesítő képét az 1.21. ábra mutatja.



1.21. ábra. Fém mikroelektród helyettesítő képe

Egy mikroelektrodnak a szára szigetelőanyaggal van bevonva (1.20. ábra). Ezen szigetelés két oldalán jó vezetők helyezkednek el, az így meglévő szórt kapacitást az alábbi összefüggéssel becsülhetjük (1.19):

$$C_d = L \frac{2\pi\epsilon_r\epsilon_0}{\ln\left(\frac{D}{d}\right)} \quad (1.19)$$

ahol C_d a szórt kapacitások eredőjével ekvivalens koncentrált paraméterű kapacitás, ϵ_0 a vákuum, ϵ_r a szigetelő dielektromos állandója, D az elektród külső, d a belső átmérője, L az elektródszár hossza. Az elektrolittal töltött üvegelektrod ellenállása a geometriától függ. Ha az elektród hegyéhez kapcsolódó rész alakja hengeres, akkor az $R_{el} = \rho l/A$, ha kúpos felépítésű, akkor az $R_{el} = 4\rho/(\pi\Phi d)$ formulával közelíthetjük az elektród ellenállását (ρ az elektrolit fajlagos ellenállása, l a hengeres rész hossza, A a hengeres rész keresztmetszete, d az elektród hegyének átmérője, Φ a kúposság szöge).

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

Feladatok

- Egy sejtmembrán vastagsága 11 nm, relatív permittivitása 12,6. Mekkora a membrán fajlagos kapacitása? ($\epsilon_0 = 8,85 \times 10^{-12}$ As/Vm) Mekkora a kapacitása egy 4×10^{-12} m² területű membránnak?
- Egy ionszelektív (K-ra érzékeny) membrán permeabilitása különböző ionokra:
 $P_{Na} = 10^{-7}$ cm/s, $P_K = 3 \times 10^{-4}$ cm/s, $P_{Cl} = 5 \times 10^{-7}$ cm/s.

A membrán két oldalán az ionkoncentrációk:

	1. kamra	2. kamra
K	ismeretlen	60mM
Na	20mM	40mM
Cl	100mM	300mM

A membránnal elválasztott kamrák közti potenciálkülönbség: 16 mV. [ΔU az (1.16) szerint számítható.]

Mekkora a K koncentráció az 1. kamrában?

- Akciós potenciál bekövetkezésekor a tintahal axonja (átmérő: 640 μm, hossz: 10 cm) belsejének potenciálja – a sejten kívüli térhez képest – –70 mV-ról +20 mV-ra változik.
A sejtmembrán fajlagos kapacitása 1 μF/cm². Mennyi töltés halad át a membránon (feltételezve, hogy az akciós potenciál bekövetkezésekor az ionáramlás egyenletesen oszlik el a teljes membrán felületen)?
(A Faraday-állandó 96 500 C/mol.)
- Mennyi töltés halad át a membránon egy korong alakú sejt esetében (átmérő: 20 μm, magasság: 5 μm), ha a sejtmembrán fajlagos kapacitása és a potenciálváltozás megegyezik a 3. feladatban megadottal?
- Az akciós potenciál bekövetkezésekor a sejt belsejébe áramló töltés az ottlevő töltésmennyiség hány százaléka a 3. feladat esetében, ha a sejt belsejében levő oldat koncentrációja 0,3 mol/l?
- Az akciós potenciál bekövetkezésekor a sejt belsejébe áramló töltés az ottlevő töltésmennyiség hány százaléka a 4. feladat esetében, ha a sejt belsejében levő oldat koncentrációja 0,4 mol/l?
- Egy sejt belsejének potenciálja a sejten kívüli térhez képest –80 mV, a sejtmembrán vastagsága 10 nm. Mekkora a membránon fellépő térrő?
- Egy sejt belsejében és a sejten kívüli térben az alábbi koncentrációk állnak fenn:

	belül	kívül	permeabilitás, cm/s
K	155 mM	4 mM	2×10^{-6}
Na	12 mM	145 mM	2×10^{-8}
Cl	4 mM	120 mM	4×10^{-6}

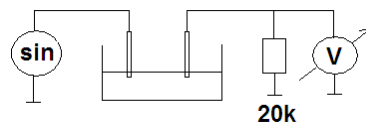
$R = 8,31$ J/(mol°K), $F = 96\,500$ C/mol. Mekkora a sejtmembránon fellépő potenciálkülönbség $T = 293$ °K hőmérsékleten?

9. Membránnal elválasztott két kamrában különböző koncentrációjú KCl van. A membrán csak a K^+ ionok számára átjárható. $T = 298^\circ K$ hőmérsékleten a két kamra közti feszültségkülönbség 10 mV. Mekkora a kamrákban levő K^+ koncentrációk hányadosa?
10. A 9. feladatban megadott paraméterek mellett az 1. jelű kamrában 0,1 mol/l koncentrációjú KCl van. Milyen hibával állapítható meg a 2. jelű kamrában levő KCl koncentrációja, ha a hőmérséklet értékét $\pm 1^\circ K$ bizonytalansággal tudjuk mérni?
11. Egy ionszelektív (Na-ra érzékeny) membrán permeabilitása különböző ionokra:
 $P_{Na} = 2 \times 10^{-4}$ cm/s, $P_K = 10^{-6}$ cm/s, $P_{Cl} = 5 \times 10^{-7}$ cm/s.
 A membránnal két kamrát választunk el, amelyekben az ionkoncentrációk:

	1. kamra	2. kamra
K	20 mM	400 mM
Na	20 mM	40 mM
Cl	100 mM	50 mM

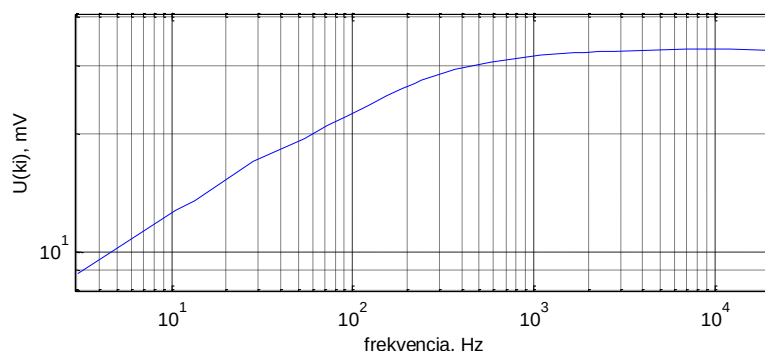
Mekkora lesz a potenciálkülönbség a két kamra között?

12. Hogyan változik meg a potenciálkülönbség a 11. feladat szerinti két kamra között, ha az 1. kamrában a Na-koncentráció 20%-kal megnő?
13. Hogyan változik meg a potenciálkülönbség a 11. feladat szerinti két kamra között, ha az 1. kamrában a K-koncentráció 20%-kal megnő?
14. Két azonos felépítésű Ag/AgCl elektródot az 1.22. ábra szerinti módon vizsgálunk.



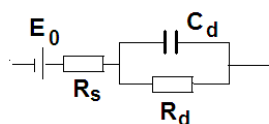
1.22. ábra.

A szinuszjel amplitúdója 34,1 mV. A V voltmérővel az alábbi amplitúdóértékeket mérjük (1.23. ábra):



1.23. ábra.

10 kHz-en a kimeneti feszültség amplitúdója 32,9 mV. Becsülje meg az elektródok soros ellenállását, az 1.24. ábra szerinti modellt feltételezve.



1.24. ábra.

15. Membránnal elválasztott két térrészben különböző koncentrációjú urea (karbamid, vízben jól oldódó, semleges kémhatású vegyület) van. A koncentráció az egyik térrészben 20 mmol/l, a másikban 60 mmol/l. A membrán ureára vonatkozó permeabilitása 2×10^{-6} cm/s. Mekkora a diffúziós fluxus?
16. A 15. feladat szerinti esetben a diffúziós állandó, $D = 3 \times 10^{-11}$ cm²/s. Milyen vastag a membrán?

Bibliográfia

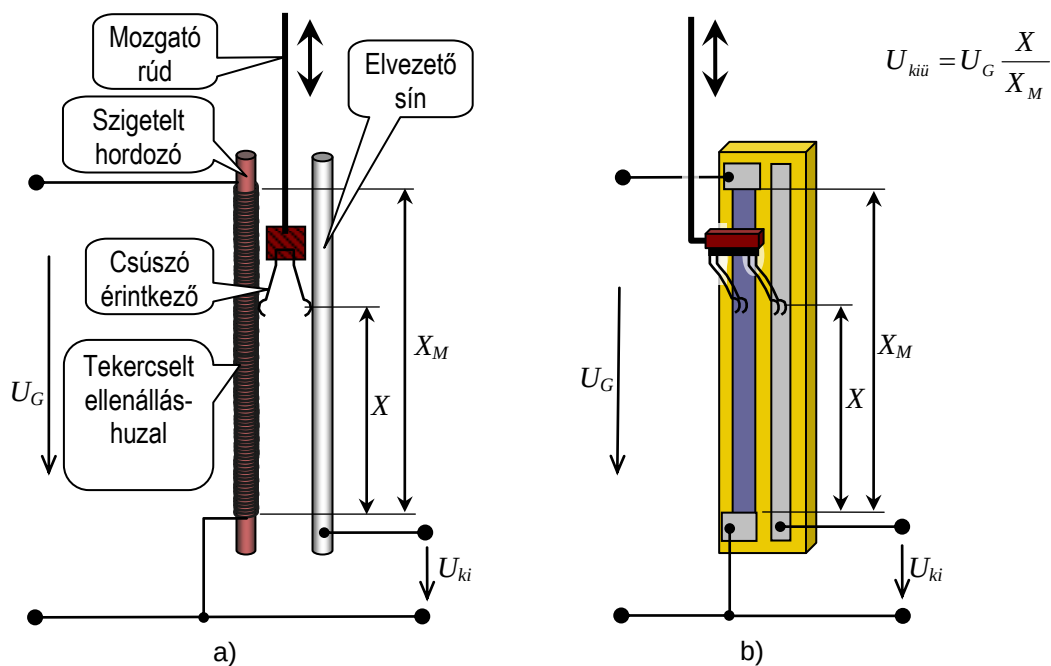
- [1] Geddes L. A. – Baker L. E.: Principles of Applied Biomedical Instrumentation. Third edition. John Wiley & Sons, New York, 1989.
- [2] Norman R. A.: Principles of Bioinstrumentation. John Wiley & Sons, New York, 1988.
- [3] www.neuronelectrode.hu
- [4] Clark J. W.: The Origin of Biopotentials. 4. fejezet a Webster (szerk.): Medical Instrumentation, John Wiley & Sons, 1995. elérhető: <http://www.unc.edu/~finley/BME422/Webster/c04.pdf>

2. Érzékelők és jelátalakítók az orvostechikában

A nem villamos mennyiségek mérésének széles körben alkalmazott, bevált módszere a következő: Az adott feladatra készített jelátalakítóval a mérendő mennyiségből villamos jelet állítunk elő, amit elsődleges feldolgozás (erősítés, zajcsökkentés, jelkondicionálás után) digitalizálunk, majd a további feldolgozást, megjelenítést és kiértékelést univerzális digitális eszközökkel végezzük. A következő részben nem villamos mennyiségeket villamos jellé alakító eszközök működési elvét ismertetjük.

2.1. Mechanikai mennyiségek érzékelése

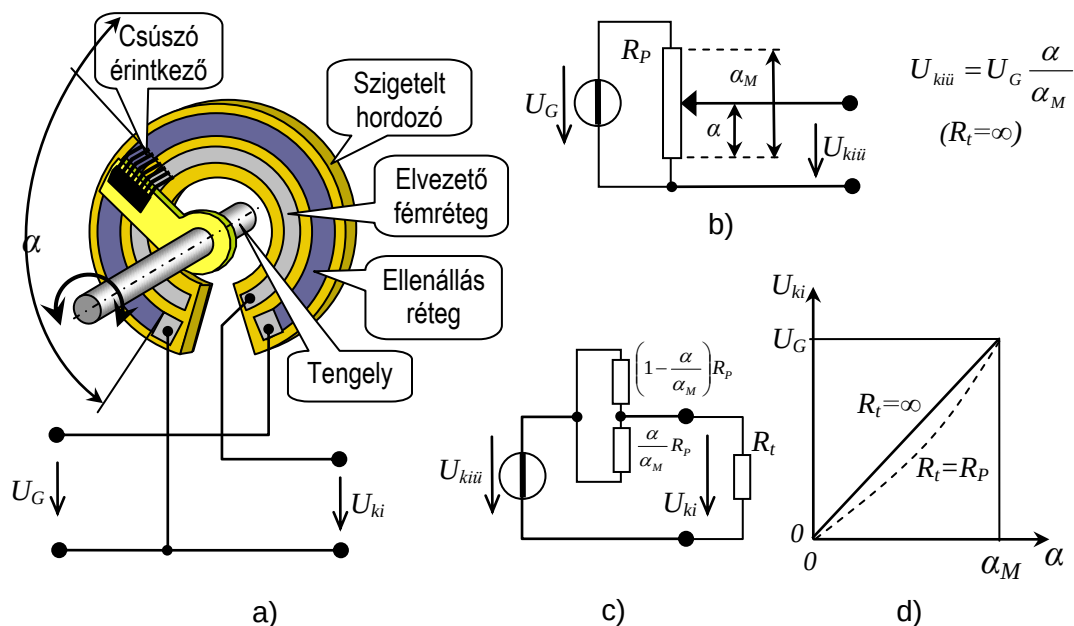
2.1.1. Potenciométerek



2.1. ábra. A lineáris elmozdulás feszültséggé alakítása huzal- (a) és réteg-potenciométerrel (b)

A 10–100 mm nagyságrendű elmozdulások és nagy szögelfordulások villamos jellé alakításának legegyszerűbb eszközei a potenciométerek (2.1. ábra). Ezek állandó feszültségről táplált huzal- vagy rétegellenállások, amelyeken a mérendő elmozdulás vagy elfordulás egy rugalmas érintkezőt mozgat. Az érintkező a pozícióval arányos feszültséget átvvisz a kimenetre. Mechanikai áttétellel a mozgási tartomány növelhető, csökkenthető, iránya megváltoztatható. A 2.2.a. ábrán látható gyakori megoldás a szögelfordulással arányos feszültséget állít elő. Az elmozdulással arányos kimeneti feszültséget akkor kapunk, ha a terhelő ellenállás sokkal nagyobb a potenciométer R_p ellenállásánál. Ennek oka, hogy a potenciométer üresjárás kimeneti feszültsége arányos az elmozdulással, de az elmozdulás függvényében változik a kimeneti ellenállás (2.2.c,d ábrák).

Az egyszerű, olcsó megoldás hátránya, hogy a csúszó érintkező és az ellenállás kopik, élettartama korlátos, gondozást igényel, mozgás közben a csúszó kontaktus elektromos zajt gerjeszt a kimenetre. Ezért hasonló feladatra más elven működő (pl. induktív) átalakítókat is használnak.



2.2. ábra. Szögelfordulással arányos feszültség előállítás réteg-potenciométerrel.

A potenciométer felépítése (a), jelképe (b), helyettesítő kapcsolása a terhelte karakterisztika számításához (c), és karakterisztikája (d).

2.1.2. Nyúlásmérő ellenállások

Egy l hosszúságú, A keresztmetszetű vezető ellenállása:

$$R = \rho \frac{l}{A} \quad (2.1)$$

ahol ρ az anyagra jellemző fajlagos ellenállás. Mindhárom paraméter megváltozása az ellenállás megváltozását eredményezi, ami kis változásoknál így közelíthető:

$$\frac{\Delta R}{R} \cong \frac{\Delta \rho}{\rho} + \frac{\Delta l}{l} - \frac{\Delta A}{A} \quad (2.2)$$

A vezetőt a rugalmassági határon belül megnyújtva, a keresztmetszete lecsökken (2.3.a. ábra). Feltéve, hogy a térfogata nem változik, a keresztmetszet csökkenése:

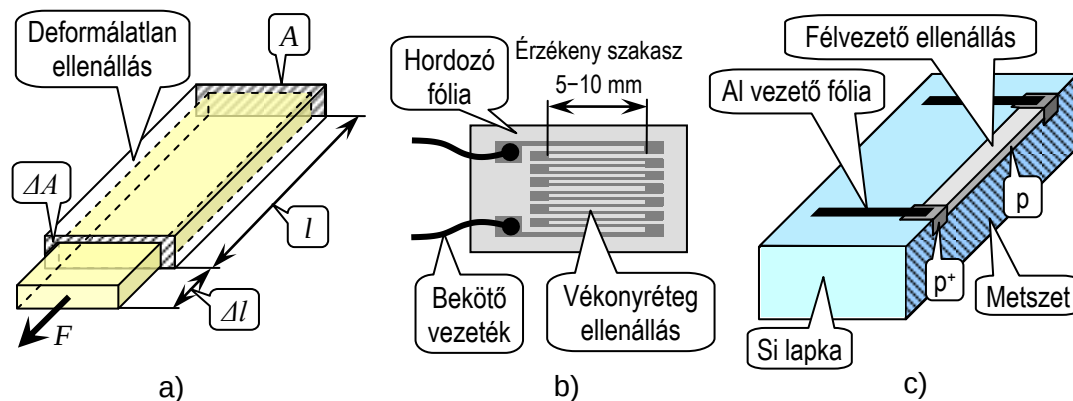
$$\frac{\Delta A}{A} = - \frac{\Delta l}{l} \quad (2.3)$$

Ezt figyelembe véve:

$$\frac{\Delta R}{R} \cong \frac{\Delta \rho}{\rho} + 2 \frac{\Delta l}{l} \quad (2.4)$$

Az ezen az elven működő átalakítók egyik kiviteli formáját nyúlásmérő bélyegnek hívjuk [4] (2.3.b. ábra). A fém vékonyréteg-ellenállás meander alakban van felgöngyölve a szigetelő hordozófóliára. Alkalmazása során a különálló gyártmányként kapható bélyeget felragasztják a fém mérőtestre. A mérendő erő és a mérőtest szilárdsága határozza meg a $\Delta l/l$ relatív nyúlást, és a ragasztás ezt átviszi a bélyegre.

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

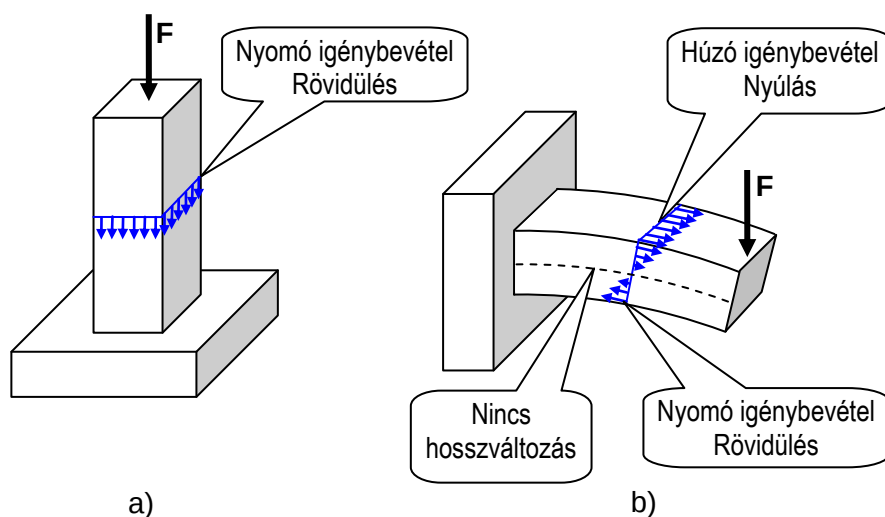


2.3. ábra. Nyúlásmérő ellenállások. A fém ellenállásréteg deformációja húzás hatására (a). A nyúlásmérő bélyeg (b), és a félvezető nyúlásmérő ellenállás (c).

A nyúlásmérő ellenállások másik kiviteli megoldása, a szilícium-egykristály alaplemezbe, félvezető szennyezéssel beintegrált ellenállás (2.3.c. ábra). Az integrált áramkörök gyártási technológiájával, a gyártó teljes érzékelőt készít egy lapkára. A nyúlásmérő ellenállások jellemző paraméterei: az R névleges ellenállás, a G átalakítási tényező (Gauge factor) és a TK hőmérsékleti együttható.

$$G = \frac{\frac{\Delta R}{R}}{\frac{\Delta \ell}{\ell}}, \quad TK = \frac{\frac{\Delta R}{R}}{\Delta T} \quad (2.5, 2.6)$$

A 2.1 táblázatban a fém nyúlásmérő bélyegek és Si-alapú félvezető nyúlásmérő ellenállások paraméterei láthatók. A fém nyúlásmérők átalakítási tényezője $G \approx 2$, mert ezekben csak a méretváltozás okoz ellenállásváltozást, a mechanikai feszültség a fajlagos ellenállást alig változtatja ($\Delta \rho \approx 0$). A félvezetőkben a relatív ellenállás-változás sokkal nagyobb, mert ezekben a fajlagos ellenállás változása dominál, és $\Delta \rho / \rho \gg 1$. Ez a piezorezisztív hatás.



2.4. ábra. A mérőtest deformációja (eltúlozva). Nyomott (vagy húzott) mérőtestnél (a) minden oldalon hasonló deformációt kapunk. Hajlító igénybevételnél (b) egyszerre találunk húzott és nyomott felületet.

A félvezetős nyúlásmérő ellenállások tipikus alkalmazásában a mérőtest és a nyúlásmérő ellenállások együtt készülnek, az integrált áramkörök gyártási technológiájával, igen kis méretben. Az integrált áramkörhöz hasonló tokozásban a nyúlásmérő ellenállással felépített nyomás- vagy gyorsulásérzékelő mérőkapcsolása, és gyakran a teljes tápláló és erősítő áramköre is benne van.

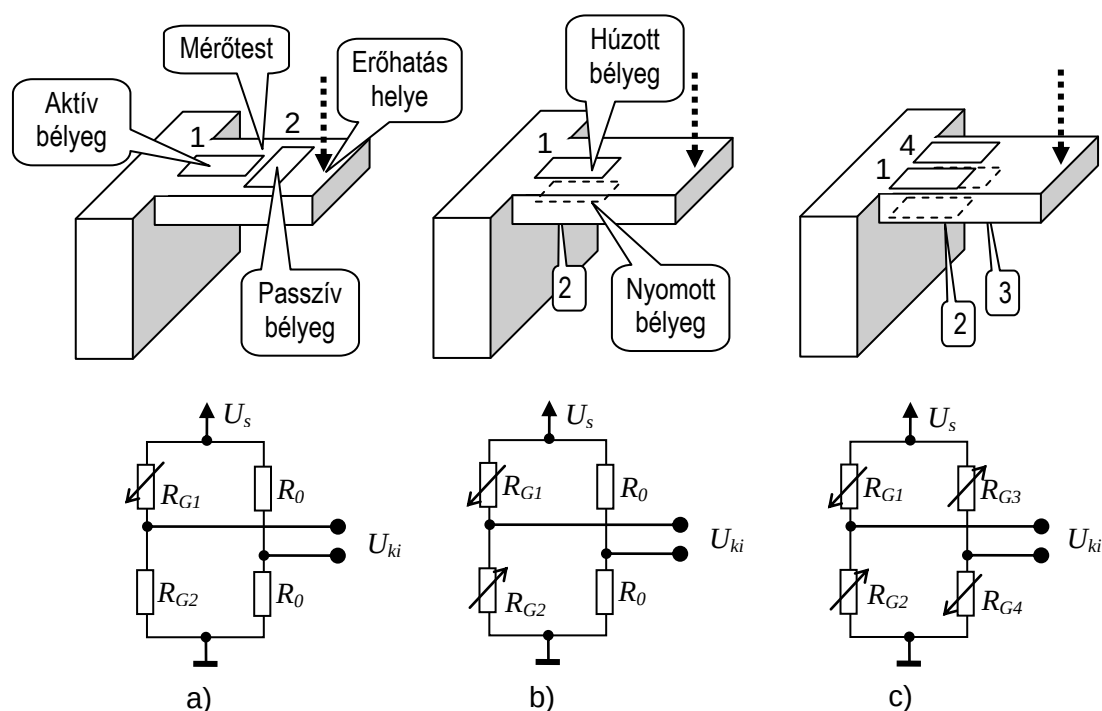
Anyag	Összetétel	R	G	TK
Konstantán	Ni 45%, Cu 55%	80–1000 Ω	2–2,1	± 20 ppm/ $^{\circ}\text{C}$
Nichrome V	Ni 80%, Cr 20%	80–1000 Ω	2,1–2,6	100 ppm/ $^{\circ}\text{C}$
Si-egyikristály	p-típusú szennyezés	1–5 k Ω	100 ... 170	700–7000 ppm/ $^{\circ}\text{C}$
Si-egyikristály	n-típusú szennyezés	1–5 k Ω	–50 ... –120	700–7000 ppm/ $^{\circ}\text{C}$

2.1. táblázat. Nyúlásmérő ellenállások jellemző paraméterei

A nyúlásérzékelő ellenállások (nyúlásmérő bélyegek) a mechanikai villamos átalakítóknak egy részegységét alkotják. A mérendő erő, nyomaték, nyomás egy rugalmas (legtöbbször fém) alkatrész (mérőtest) deformációját okozza. Ez az alkatrész lehet a berendezés egyébként is szükséges szerkezeti része. A 2.4. ábrán a legelemibb mérőtestek alakváltozását látjuk. Ezek külső felületére kell a nyúlásmérő bélyeget felragasztani. A tökéletes ragasztás mind a nyúlást, mind a rövidülést átviszi a bélyegre. A bélyeg hosszváltozása ellenállás-változást okoz, ami egy alkalmas mérőáramkörben feszültségváltozássá alakítható.

2.1.3. Nyúlásmérő ellenállások mérőáramkörei

A mérőáramkörökkel részletesen foglalkozik [5]. A mérőtest minden irányú méretét befolyásolja a hőtágulás, ami átadódik a nyúlásmérő ellenállásra is. A másik hőmérsékletfüggést okozó tényező a ρ fajlagos ellenállás hőmérsékletfüggése (TK). Ezek a hibák jelentősek a mérendő deformáció által létrehozott ellenállás-változáshoz képest. Egyetlen bélyeggel csak akkor lehet mérni, ha olyan speciális bélyeget használunk, amelynél az ellenállás hőmérsékletfüggése ($TK < 0$) kompenzálja a mérőtest hőtágulási együtthatóját. A hőmérsékletfüggő hibák, bármilyen anyagú mérőtestnél kiejthetők, ha két azonos típusú bélyeg ellenállásának különbségét érzékeljük. Két azonos típusú bélyeg ellenállásának különbségét kell mérni, hogy a hőmérsékletfüggő hibák kiejthetők legyenek. A deformációból adódó ellenállás-változások azonban nem ejthetik ki egymást, ezért a 2.4.a. ábra szerinti mérőtesten az egyik bélyeg érzékeny irányát a deformáció irányában, a másikat erre merőlegesen kell felragasztani. Ez utóbbi az ún. passzív bélyeg. A két bélyeg feszültségosztóként, a deformációtól függő kimeneti feszültséget hoz létre. A 2.5.a. ábrán ilyen bélyegelhelyezést és mérőkapcsolást látunk. Nem szerencsés, ha egy viszonylag nagy feszültség ($U_s/2$) kis változását kell mérni ($\Delta U/U_s < 1\%$), ezért két egyforma értékű stabil ellenállással kiegészítve (R_0) teljes hídkapcsolást hozunk létre. A hídkapcsolás kimeneti feszültségét szimmetrikus erősítővel lehet erősíteni. (A szimmetrikus erősítővel részletesen foglalkozunk a 3. fejezetben.)



2.5. ábra. Erőmérés egy aktív és egy passzív bélyeggel (a), két aktív bélyeggel (b), és négy aktív bélyeggel (c)

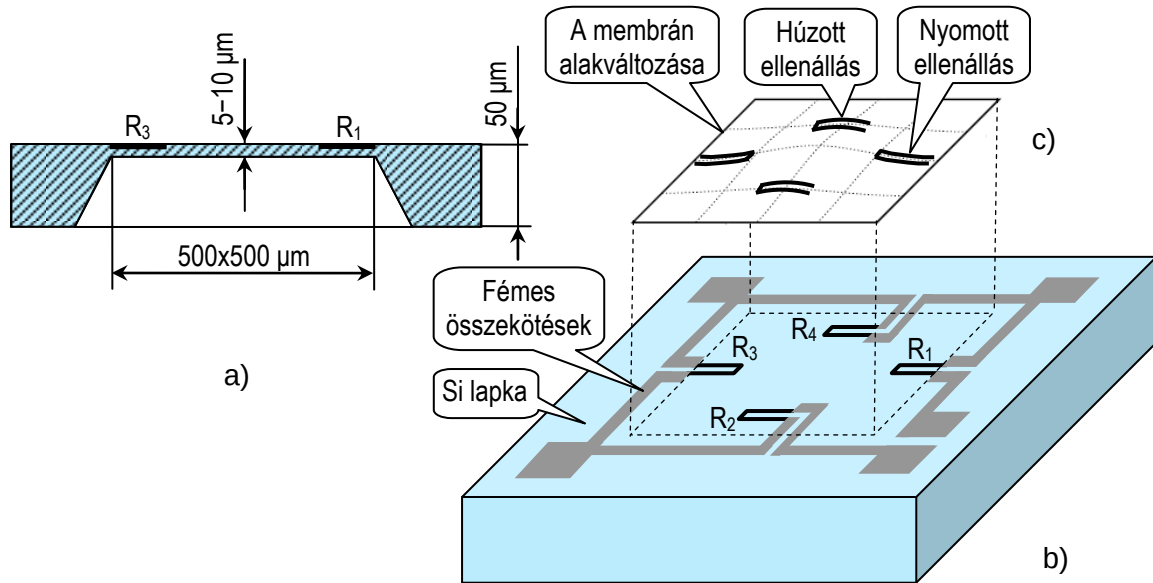
Kedvezőbb a helyzet, ha a passzív bélyeg helyett ellenkező deformációnak kitett bélyeget használhatunk, ami a hőmérsékletfüggéseket ugyanúgy kompenzálja, miközben az érzékenységet megkétszerezi (2.5.b. ábra.).

A legjobb megoldás a négy bélyegből álló teljes híd, amelyben minden bélyeg aktív. A hidban átlósan elhelyezkedő bélyegek azonos irányú deformációnak vannak kitéve, ezért az érzékenység négyszeres lesz (2.5.c. ábra). Az egyszerű megoldású mérőkészülékekben a hidat $U_s = 3\text{--}6\text{ V}$ egyenfeszültséggel tápláljuk.

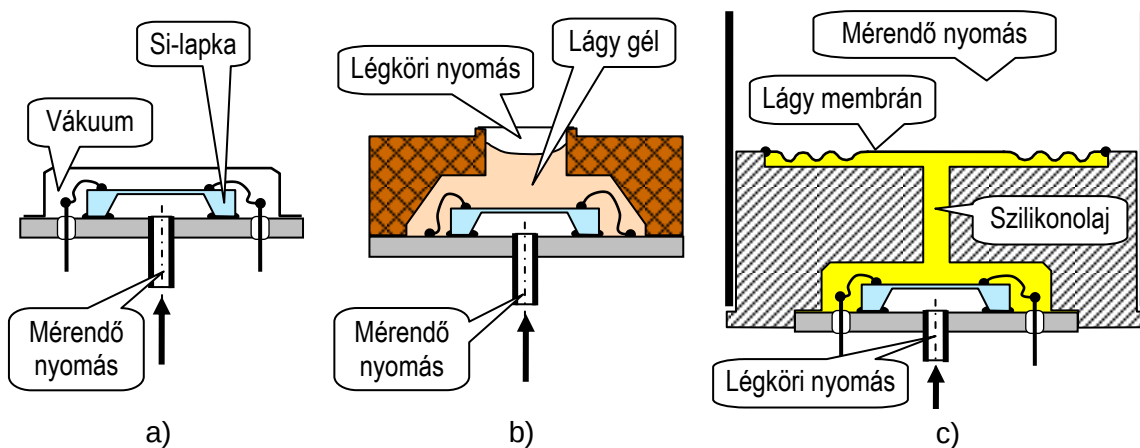
A precíziós mérőrendszerekben a kontaktpotenciálok zavaró hatásának kiküszöbölésére $f_s = 4\text{--}20\text{ kHz}$ frekvenciájú váltakozó feszültséget használnak. A nyúlásmérő ellenállások gyártási toleranciája miatt a híd kimenetén terheletlen állapotban is akkora kimeneti feszültség lehet, hogy azt kis kiegészítő ellenállásokkal ki kell egyenlíteni. Emellett a mérőrendszerben finom nullázási lehetőség is szükséges. Például azért, mert a különböző pozíciókban használt erőmérőnél változó irányban hat a mérőelem saját súlya.

2.1.4. Nyomásérzékelők

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



2.6. ábra. Szilícium-egykristály lapkán kialakított nyomásérzékelő cella. A lapka keresztmetszete a jellemző méretekkel (a), a lapka nézeti képe (b), és a membrán alakváltozása felnagyítva (c).



2.7. ábra. Félvezetős cellákkal felépített nyomásérzékelők. Abszolút nyomás (a) és túlnyomás mérésére (b, c). A (c) megoldásban olaj közvetíti a nyomást.

A Si-membránból a tokozás során lesz nyomásérzékelő. A 2.7. ábrán három lehetséges megoldást mutatunk be. A membrán egyik oldalán kialakított térfogat a mérendő nyomással van összekötve. A mérendő közeget közvetlenül (pl.: gázok mérésénél), vagy a nyomását közvetítő folyadékon keresztül vezetjük ide. (Ebben az esetben a közvetítő folyadék és a mérendő között egy elválasztó membrán is lehet.) Az érzékelő membrán ellenkező oldalán lévő térfogatban vákuumnak kell lenni, ha az abszolút nyomás mérése a feladat. Az előbbi teret a légkörrel kell összekötni, ha a légköri nyomáshoz képesti különbséget kell mérni.

Piezorezisztív átalakítók jellemző adatai:

Szokásos táplálás: 3–10 V, vagy 1–2 mA. $R_{hid} = 1\text{--}5\text{ k}\Omega$

Érzékenység: $\Delta U_{ki}/U_s = 1\text{--}10\text{ mV/V}$ névleges nyomásnál.

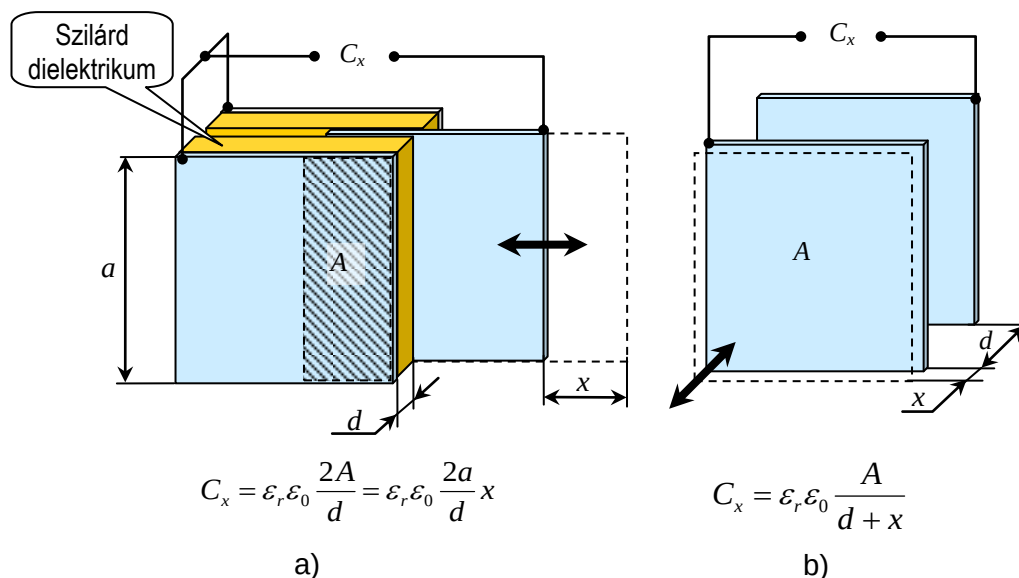
Határfrekvencia: 1–2 kHz

2.1.5. Kapacitív átalakítók

A síkkondenzátor kapacitása a dielektrikum jellemzői mellett geometriai méretek függvénye:

$$C = \epsilon_r \epsilon_0 \frac{A}{d} \quad (2.7)$$

ahol $\varepsilon_0 = 8,85 \times 10^{-12}$ As/Vm, a vákuum permittivitása, ε_r az alkalmazott dielektrikum vákuumra vonatkoztatott relatív permittivitása (dimenzió nélküli érték). A mérendő pozícióval vagy elmozdulással a kondenzátor fegyverzetének helyzetét változtatjuk. A lemezek átfedésének változtatásával a hatásos felületet lehet módosítani (2.8.a. ábra.). A bemutatott elrendezésben a karakterisztika lineáris, és a lemez alakjának megváltoztatásával más karakterisztika is létrehozható (pl. körcikk alakú lemezzel szögelfordulás $\rightarrow$ kapacitás átalakító).



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

A lemezek távolságának változtatása a kis elmozdulások mérésére alkalmas, de a $C_x = f(x)$ karakterisztika nemlineáris lesz.

A nemlinearitás kiküszöbölése mellett konstrukciós előnyei is vannak az ún. differenciál-kondenzátor alkalmazásának (2.9.a. ábra). Ebben három fegyverzettel két kondenzátort alakítunk ki. A két szélső lemez fix. A közöttük levő közös elektródát a mérendő elmozdulás mozgatja. Az elmozdulás hatására az egyik kapacitás csökken, a másik növekszik. Alkalmas mérőkapcsolással (például hídkapcsolás) az elmozdulással arányos kimeneti feszültséget kapunk.

$$U_x = 2U_0 \frac{X_{cl}}{X_{c1} + X_{c2}} - U_0 \quad (2.8)$$

A két kondenzátor kapacitása:

$$C_1 = \varepsilon_r \varepsilon_0 \frac{A}{d_0 + x} \text{ és } C_2 = \varepsilon_r \varepsilon_0 \frac{A}{d_0 - x} \quad (2.9, 2.10)$$

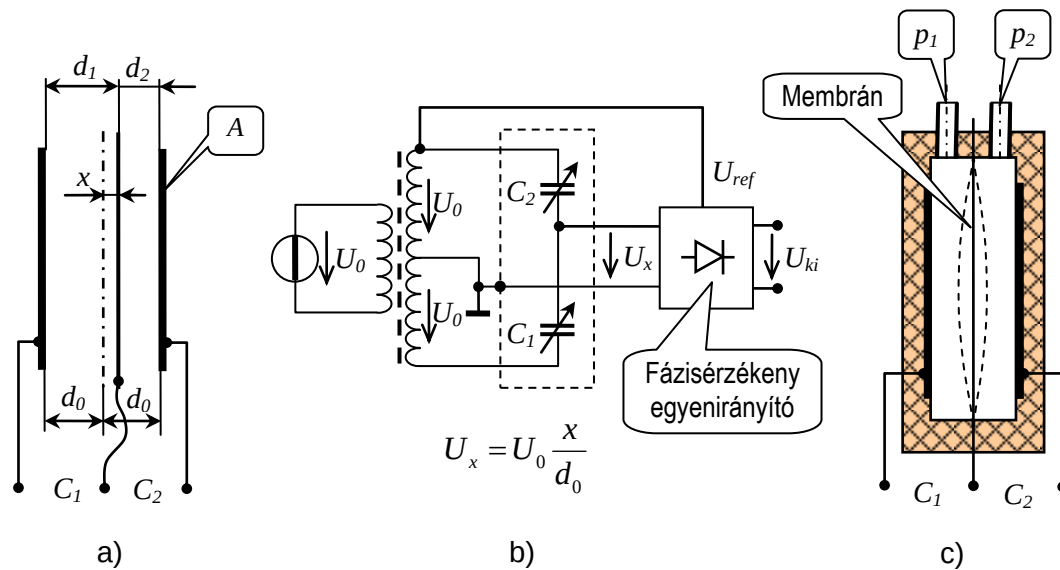
A két kondenzátor reaktanciája:

$$X_{c1} = \frac{1}{\omega C_1} = \frac{d_0 + x}{\omega \varepsilon_r \varepsilon_0 A} \text{ és } X_{c2} = \frac{1}{\omega C_2} = \frac{d_0 - x}{\omega \varepsilon_r \varepsilon_0 A} \quad (2.11, 2.12)$$

Ezek figyelembevételével a híd kimeneti feszültsége:

$$U_x = 2U_0 \frac{d_0 + x}{2d_0} - U_0 = U_0 \left(\frac{d_0 + x}{d_0} - 1 \right) = U_0 \frac{x}{d_0} \quad (2.13)$$

A differenciál-kondenzátor és a hídkapcsolás együttes alkalmazásának kedvező hatása, hogy az U_x feszültség és az x elmozdulás kapcsolata linearizálódik, és az ε_r mint esetleges hibaforrás kiesik.



2.9. ábra. Differenciál-kondenzátoros helyzetérzékelő elve (a), egy lineáris átvitelt eredményező mérőáramkör (b), és az elv alkalmazása nyomáskülönbség érzékelőben (c)

A híd 10–100 kHz körüli frekvenciával táplálva, és az U_x feszültséget fázisérzékesen egyenirányítva a kimeneti egyenfeszültség polaritáshelyesen adja meg az x elmozdulást. Ha a differenciál-kondenzátor közös elektródája a 2.9.a. ábrán jelölt módon mozdul el, akkor $C_2 > C_1$, és így U_x U_{ref} -fel van azonos fázisban. Tipikus alkalmazás a nyomáskülönbség-érzékelő cella, működési elvét mutatja a 2.9.c. ábra. A középső rugalmas membránt a mérendő nyomáskülönbség deformálja. A differenciál-kondenzátor kapacitásváltozása a 2.9.b. ábra szerinti kapcsolással feldolgozható. Az alkalmazási lehetőségeket szűkíti, hogy a mérendő közeg lesz a kondenzátor dielektrikuma.

2.1.6. Induktív helyzetérzékelők

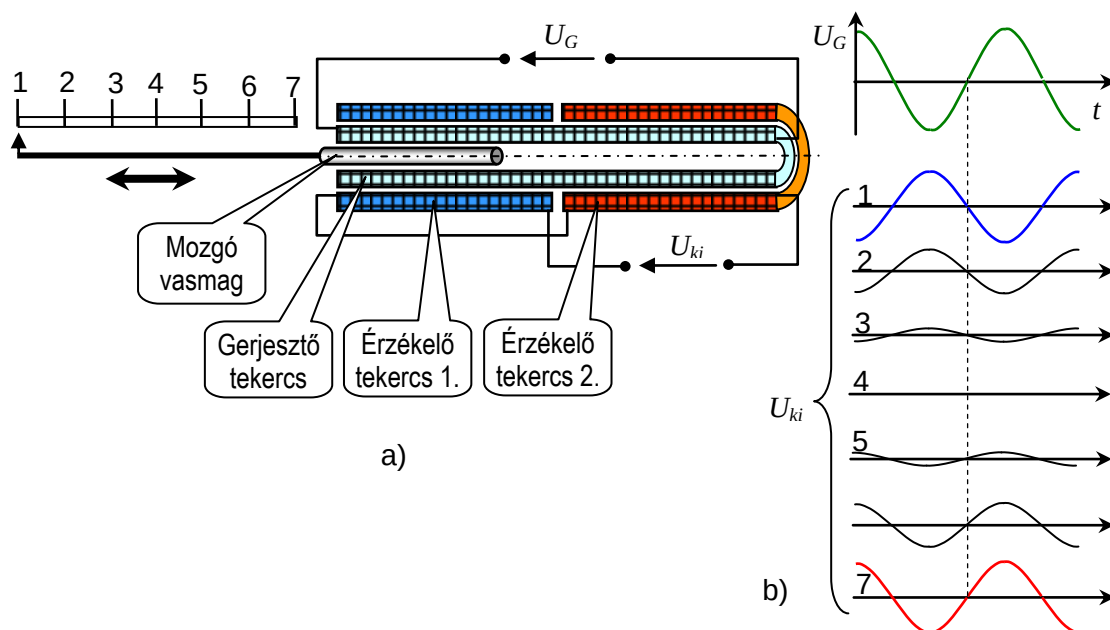
Az elmozdulást induktivitásváltozássá alakíthatjuk két sorba kapcsolt szolenoid tekercs egymáshoz képesti elmozdításával (vagy elfordításával), vagy egy vasmagnak a tekercsben való elmozdításával [7], [8]. Az alkalmazáshoz olyan mérőkapcsolás szükséges, amely az induktivitásból (egy állandó impedanciával összehasonlítva) az elmozdulással közel arányos kimeneti feszültséget állít elő. Kedvező tulajdonságú a nagy választékban kapható differenciál-transzformátor (LVDT = linear variable differential transformer), amelyek között kis (0–2 mm) és nagy (0–500 mm) elmozdulások érzékelésére alkalmas típusok vannak.

Jellegzetes felépítést láthatunk a 2.10.a. ábrán. A belső, hosszú szolenoid tekercs állandó amplitúdójú és frekvenciájú váltakozó feszültségű táplálást kap (2–10 V, 2–10 kHz). Vasmag nélkül a két külső tekercsben indukált feszültség a tekercsek ellentétes irányú bekötése miatt a kimeneten kioltja egymást. A nagy permeabilitású vasmag segítségével a kimeneti tekercseknek a gerjesztő tekercshez való csatolását növeljük meg, azon a szakaszon, ahol a vasmag éppen tartózkodik. Így a vasmag helyzetét változtatva, a kimeneti feszültség a 2.10.b. ábra szerint változik.

A fázisérzékes egyenirányítással kapott kimeneti egyenfeszültség a vasmag középállástól való elmozdulásának irányát is megadja. Különböző gyártók, esetleg szabadalmi védetség okán, ettől eltérő tekercselrendezést is használnak, de a működés lényege hasonló.

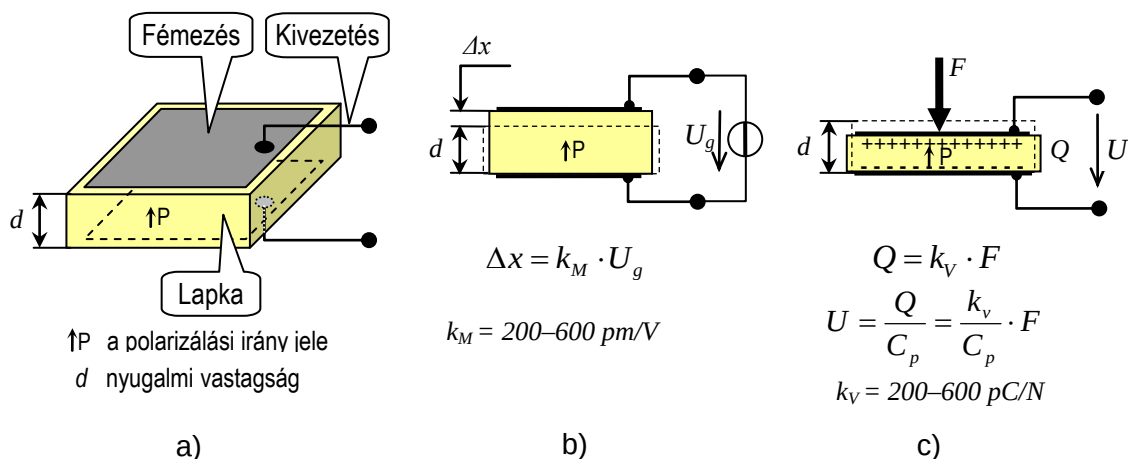
A teljes mozgási tartományban a linearitási hiba kisebb lehet 0,5%-nál.

A különböző helyzetérzékelők fontos paramétere még: sűrűség, mozgó tömeg, maximális sebesség, kopás, csúszó érintkező nélküli megoldás stb.



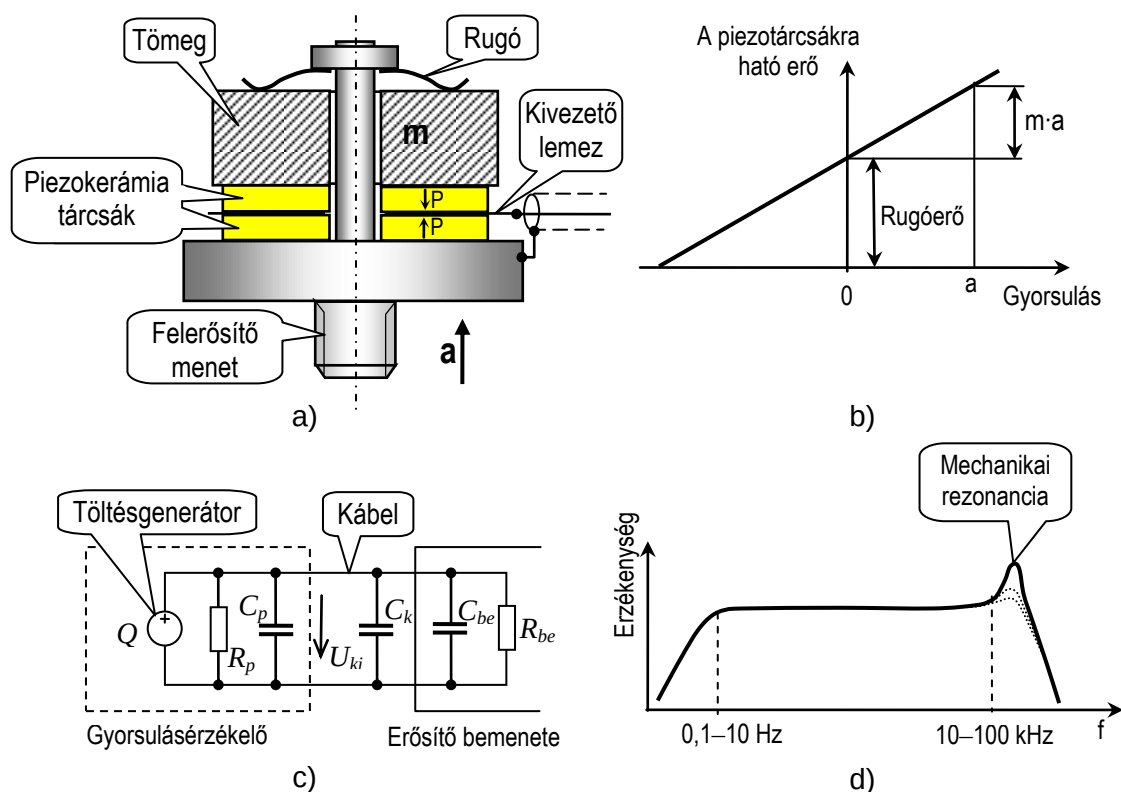
2.10. ábra. Lineáris karakterisztikájú differenciál-transzformátoros helyzetérzékelő elvi felépítése (a), és kimeneti feszültsége (b)

2.1.7. Piezoelektromos átalakítók



2.11. ábra. A piezoelektromos átalakító lapka felépítése (a) és működése mint villamos-mechanikai (b), illetve mechanikai-villamos átalakító (c)

A piezoelektromosság a kvarckristály és néhány más természetes kristály régóta ismert tulajdonsága. A kristályból megfelelő irányban kivágott lapka két szemben levő oldalán fémzésel elektromos csatlakozásokat alakítanak ki. Az elektromos csatlakozásra adott feszültség hatására megváltozik a lapka vastagsága, illetve ha a lapkát nyomás éri, a lapkában elektromos töltés keletkezik. A töltés a lapka C_p kapacitását U feszültségre tölti fel, amit a kivezetések között mérhetünk. Tehát a piezoelektromos tulajdonságú lapka villamos-mechanikai és mechanikai-villamos jelátalakításra egyaránt használható [9] (2.11. ábra). Napjainkban a kvarckristály természetes piezoelektromos tulajdonságát inkább csak az oszcillátorok, órajelgenerátorok pontos frekvenciameghatározó elemeként hasznosítják. Más alkalmazásokban a piezoelektromos átalakítók polikristályos kerámiákból, leggyakrabban ólom-cirkonát-titanát (PZT) alapanyagból készülnek, de egyre több helyen használnak polimer alapanyagú (PVDF) átalakítókat is. A kerámiából vagy műanyag polimerből tetszőleges alakú test készíthető, amely nagy egyenfeszültséggel való polarizálás után nyeri el a piezoelektromos tulajdonságot. (Ezeket az anyagokat ferroelektromos anyagoknak is hívják. Az elnevezés a mágneses anyagokkal való analógiára utal.) A polarizáló feszültség iránya határozza meg, hogy a működés során az adott irányú igénybevétel milyen polaritású kimeneti feszültséget kelt.



2.12. ábra. Piezoelektromos elven működő gyorsuláserzékelő felépítése (a), a rugóerő szerepe (b), a mérés elektromos helyettesítő képe (c), és az érzékelő tipikus frekvenciafüggése (d)

A piezokerámiákban a piezoelektromos hatás lényegesen erősebb, mint a kvarckristályban. A 2.11.c. ábra szerinti tulajdonságot felhasználva, a lapka erőmérésre alkalmas. Hátránya, hogy csak váltakozó erő mérhető (ellentétben a nyúlásmérővel), mert a szivárgó áramok (szigetelési tökéletlenségek) miatt az erőhatással arányos töltést csak korlátozott ideig lehet megőrizni.

A rezgésmérések területén használt gyorsuláserzékelőkben váltakozó erőhatást kell villamos jellé alakítani [10]. A 2.12.a. ábrán egy gyorsulásszenzor keresztmetszete látható.

A szenzor a hordozó test tengelyére lazán felfűzött és rugóval leszorított két piezokerámia tárcsából és egy tömegből áll (amit gyakran szeizmikus tömegnek neveznek). A tömeg tehetetlensége miatt a szerkezet függőleges gyorsítása a piezoelektromos tárcsákra erőt fejt ki. A két tárcsa alkalmazása a keletkező jel növelése mellett a kivezetések szigetelt elvezetését is megkönnyíti. A rugós összeszorítás (előfeszítés) teszi lehetővé, hogy a szerkezet lefelé mutató (az ábrán negatív) gyorsulást is érzékelni tudjon. A negatív gyorsulás az összeszorító erőt csökkenti, és a nyomással ellentétes polaritású töltést eredményez.

Az összeszorító erő megváltozása a gyorsulás hatására:

$$\Delta F = ma \quad (2.14)$$

A keletkező piezoelektromos töltés:

$$Q = k_v \Delta F \quad (2.15)$$

A töltés a kapacitások eredőjén hozza létre a kimenő feszültséget:

$$U_{ki} = \frac{Q}{C_p + C_k + C_{be}} = \frac{k_v m}{C_p + C_k + C_{be}} a \quad (2.16)$$

A piezoelektromos lapka C_p kapacitása adott, a kábel és az erősítő bemeneti kapacitását minél kisebb értéken kell tartani, hogy ne okozzon jelcsökkenést. Ennek érdekében gyakran beépítenek az érzékelőbe egy elválasztó

erősítőt, és így az érzékenység független lesz a terheléstől. A másik megoldás szerint a gyorsulásérzékelőre töltéserősítőt csatlakoztatunk, amely közel nulla bemeneti impedanciájával felveszi a keletkezett töltést (nem töltődnek a kondenzátorok), és azzal arányos kimeneti feszültséget állít elő [11], [12], [13].

A jellemző érzékenység: $0,1\text{--}10\text{ mV/ms}^{-2}$. Az érzékelő széles frekvenciatartományban állandó érzékenységgel működik (2.12.d. ábra). Az alsó frekvenciahatárt a helyettesítőkép párhuzamos R és C elemei által meghatározott frekvencia adja:

$$f_a = \frac{1}{2\pi R_e C_e} \quad (2.17)$$

ahol: $R_e = R_p \times R_{be}$ és $C_e = C_p + C_k + C_{be}$.

A felső határt az a mechanikai rezonancia korlátozza, amelyet a tömeg és a piezokerámia lapkák rugalmassága határoz meg.

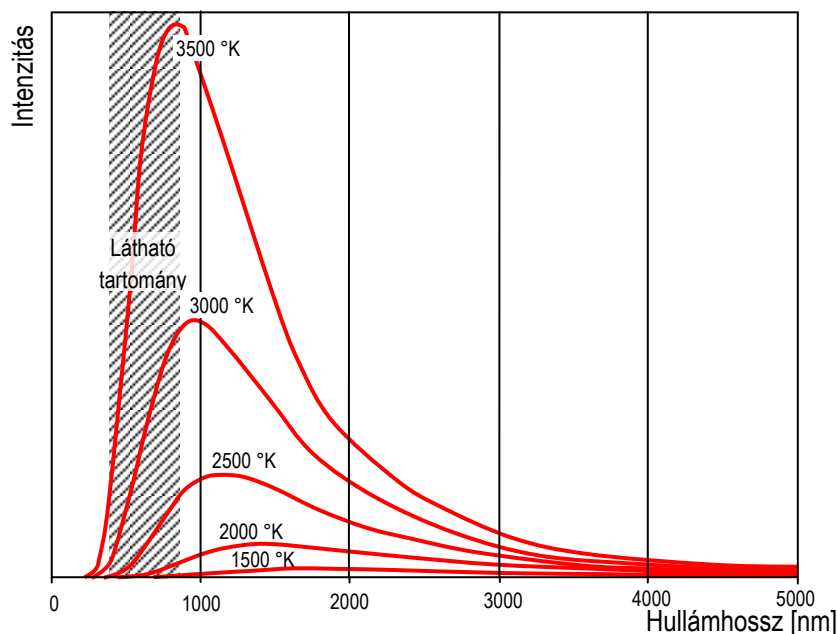
A piezoelektromos gyorsulásérzékelő csak a gyorsulás változását érzékeli, így az állandó nehézségi gyorsulást nem. Ehhez azonban biztosítani kell, hogy tengelyvonala mindig egyirányú legyen. A tengelyvonal elfordulása a nehézségi gyorsulás tengelyirányú összetevőjének változása miatt kimeneti jelet eredményez.

A piezoelektromos átalakítók másik nagy felhasználási területe az ultrahang előállítása és érzékelése. Ezzel a 2.3. alfejezetben foglalkozunk. Gyorsan bővül a piezoelektromos működtetésű kisméretű motorok, mozgató-beavatkozó szervek választéka és alkalmazási területe. A lapka közvetlenül csak mikroelmozdulások előállítására alkalmas, de folyamatos forgást vagy lineáris elmozdulást keltő motorok is készíthetők több lapka összehangolt mozgatásával.

2.2. Fotoelektromos mérőátalakítók

Fiziológiai vizsgálatoknál a vizsgált anyag által átengedett vagy visszavert fény intenzitását kell mérni. A mérésekhez, a vizsgált anyagtól függően, más-más hullámhossztartományt célszerű választani. A mérésnél használt sugárforrást és érzékelőt az alkalmazott hullámhossz alapján kell kiválasztani.

2.2.1. Fotóoptikai sugárforrások



2.13. ábra. A feketetest hőmérsékleti sugárzása

A fotooptikai mérésekhez az ultravioletától (UV) az infravörös (IR) tartományig terjedő hullámhossztartományt használjuk. Ezen belül helyezkedik el a látható (VIS) tartomány. Szigorúan véve csak a látható sugárzást nevezzük fénynek.

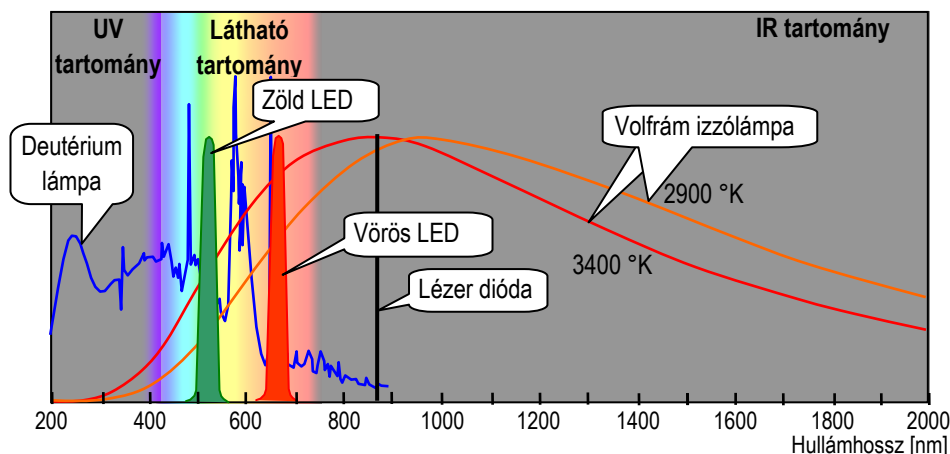
A látható tartományban szükség van olyan mérésekre, amelyek az emberi látás átlagos tulajdonságait figyelembe véve, a fényérzeten alapulnak (világítástechnika, képernyők, projektorok). Ha a mérés nem a látással kapcsolatos, akkor a figyelembe vett hullámhossztartomány és az abba eső teljesítmény (W) jellemzi a sugárzást. Az optikai sugárzások mértékegységeinél erre a kettősségre tekintettel kell lenni.

Az izzó szilárd testek (gyakorlatilag a fémek) a hőmérsékletüktől függő folytonos spektrumú sugárzást bocsátanak ki. A sugárzás pontos mérésekre használható forrása a feketetest. A gyakorlatban ezt a fényforrást megfelelően közelítik a speciális izzólámpák. A hőmérsékleti sugárzás intenzitását a hullámhossz függvényében a Planck-törvény írja le (2.18).

$$W_{\lambda b} = \frac{2\pi c^2 h}{\lambda^5 (e^{(hc/k\lambda T)} - 1)} \quad (2.18)$$

ahol $W_{\lambda b}$ a T hőmérsékletű feketetest által kibocsátott sugárzás teljesítménye λ hullámhosszon, c a fénysebesség, $h = 6,626 \times 10^{-34}$ Js a Planck-állandó, $k = 1,38 \times 10^{-23}$ J/K a Boltzmann-állandó.

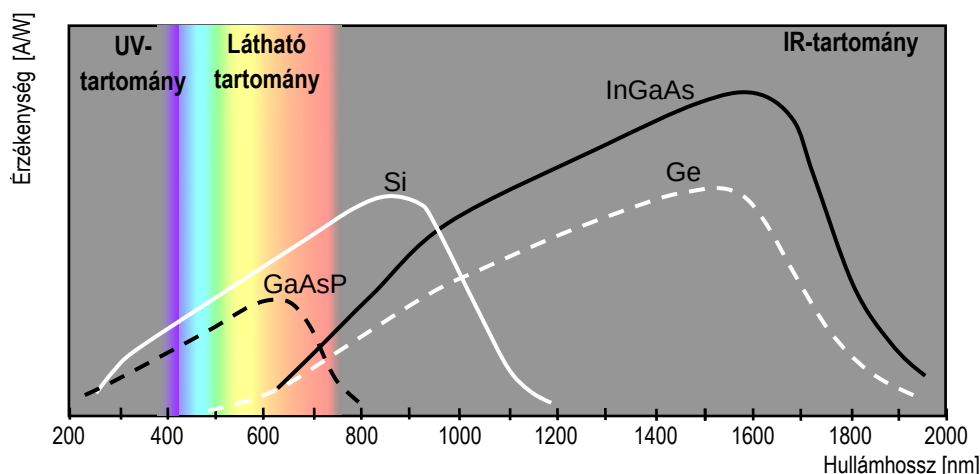
A 2.13. ábrán látható, hogy a hőmérséklettel a sugárzás intenzitása rohamosan növekszik, közben a spektrum csúcsa egyre kisebb hullámhossz felé tolódik. 6000 °K közelében lesz a spektrum csúcsa a látható tartomány közepén. A 2.14. ábrán néhány gyakorlatban használt fényforrás spektrumát hasonlítottuk össze.



2.14. ábra. A fényforrások spektrumának összehasonlítása

A volfrámszálas izzólámpa spektruma széles, átfogja az UV-IR tartomány jelentős részét. Az UV- tartományban viszonylag egyenletesen sugároz a deutérium-lámpa. Jóval keskenyebb spektrumú fényforrások a LED-ek, és kimondottan keskenysávú fényforrás a lézardióda. Amennyiben beállítható vagy folyamatosan változtatható hullámhosszúságú fényre van szükségünk, akkor azt előállíthatjuk a folytonos spektrumú fehér fényből. Prizmával vagy optikai ráccsal szinképre bontjuk, amelyből egy mozgatható rés (ablak) segítségével a szükséges hullámhossztartomány kiválasztható (ez az eszköz a monokromátor). A sugárzási spektrumot kevésbé szelektíven, de egyszerűbben (olcsóbban) módosíthatjuk optikai (szín-) szűrőkkel.

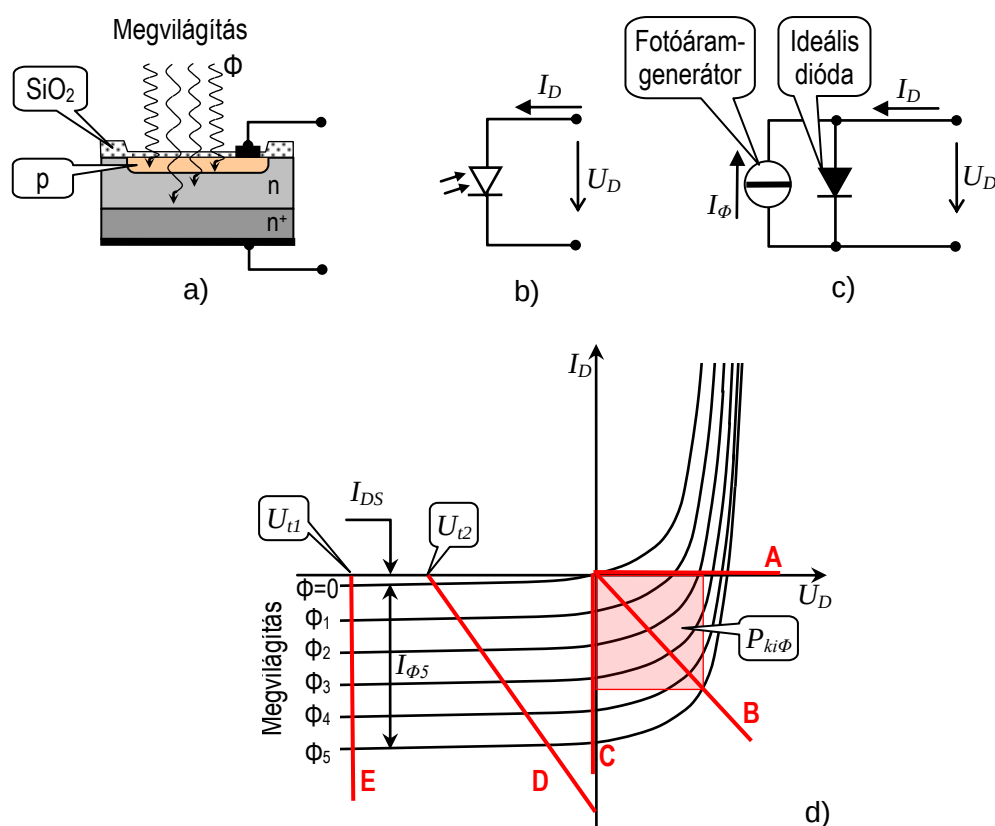
2.2.2. Fotóoptikai érzékelők



2.15. ábra. Fotodióda alapanyagok spektrális érzékenysége. A karakterisztikát még további tényezők befolyásolják, pl. a tokozaton lévő ablak anyaga, ezért a különböző típusú gyártmányok karakterisztikája azonos alapanyagnál is eltérhet.

A fényérzékelők működésének alapja a fotóelektromos hatás. Eszerint az elegendő energiával rendelkező becsapódó foton elektront szabadít ki az anyagból. A foton energiája a hullámhossztól függ, a kiszabadításhoz szükséges energia pedig az anyag összetételének függvénye. Így a fotóoptikai érzékelők spektrális érzékenysége elsődlegesen a félvezető anyag típusától függ [14], [15], [16].

A fotodiódák olyan (planar) rétegdiodák, amelyeknél a lapka és a tokozás kialakításánál tekintettel voltak arra, hogy a fotósugárzás minél jobb hatásfokkal elérhesse az aktív p-n átmenetet.



2.16. ábra. A fotodióda keresztszete (a), jelképe a mérőirányokkal (b), helyettesítő képe (c) és karakterisztikája (d). A karakterisztikába berajzoltuk a különböző üzemmódokhoz tartozó munkaegyeneseket.

A lapka aktív felületét érő Φ sugárzás különböző hullámhosszú összetevői különböző mélységig behatolnak a p-n átmenet környezetébe, és ott töltéshordozókat generálnak (2.16.a. ábra). Ezek összessége eredményezi a sugárzással arányos I_Φ áramot. A dióda működésében ez úgy jelentkezik, mintha a diódával párhuzamosan egy I_Φ áramú generátor működne (2.16.c. ábra). Végeredményben a fotodiódát különböző megvilágítások mellett a 2.16.d. ábrán látható karakterisztikasereg jellemzi. Megvilágítás nélkül, az origón átmenő ($\Phi = 0$) görbe az egyenirányító rétegdióda karakterisztikája. Ebben az alkalmazásban a dióda $I_{DS} = 10 \text{ pA} - 1 \text{ nA}$ (hőmérsékletfüggő) visszarámát sötétáramnak hívjuk.

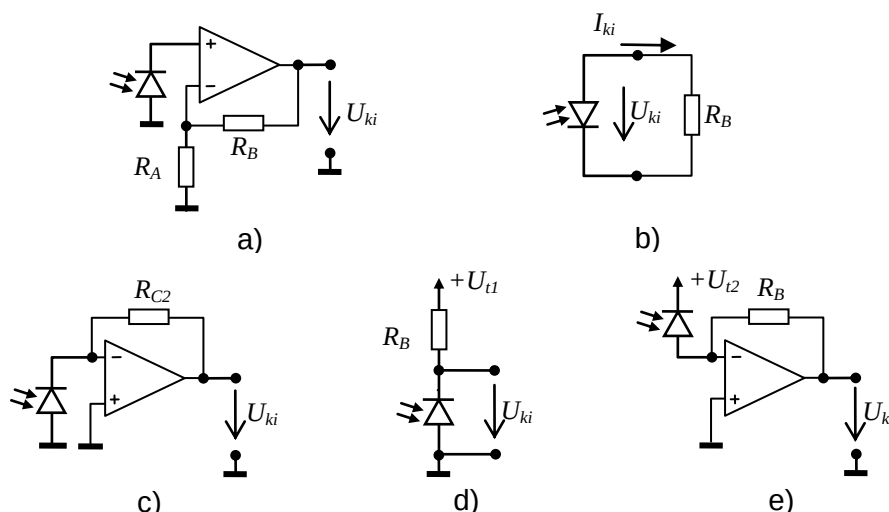
Fotodiódás áramkörök

A koordinátarendszerbe berajzoltuk a különböző üzemmódokhoz tartozó munkaegyeneseket. Ezek áramköri megvalósítását láthatjuk a 2.17. ábrán. Az **A** munkaegyenest a 2.17.a. kapcsolással érjük el, ami logaritmikus karakterisztikájú sugázmérőt eredményez. A karakterisztika előnye, hogy a mérendő sugárzás intenzitásának 5-6 nagyságrendnyi változását képes átfogni.

$$U_{ki} = \frac{R_A + R_B}{R_A} U_D = \frac{R_A + R_B}{R_A} \frac{kT}{q} \ln \left(\frac{I_\Phi}{I_S} + 1 \right) \quad (2.19)$$

ahol k a Boltzmann-állandó, $q = 1,6 \times 10^{-19} \text{ C}$.

Az energiatermelő fénylelem a **B** munkaegyenessel működik. A leadott teljesítmény a berajzolt négyszög területével ($P_{ki\Phi}$) arányos. Az aktuális sugárzás mellett (Φ_5), az optimális terhelőellenállásnál lesz a teljesítmény (a négyszög területe) a legnagyobb. A **C**, **D**, **E** munkaegyenéseket a c), d), e) kapcsolások valósítják meg. Ezekben a kimeneti feszültség arányos az érzékelt sugárzással.



2.17. ábra. A fotodióda különböző üzemmódjait megvalósító kapcsolások. Logaritmikus karakterisztikájú kapcsolás (a). Villamos energiát termelő fénylelem (b). Lineáris karakterisztikájú (c, d, e) kapcsolások.

Fotótranszisztorok

Nagyobb érzékenységet lehet elérni fotótranszisztorokkal. A fotótranszisztorok olyan bipoláris tranzisztorok, amelyek B-C diódája fotodiódaként működik. Ezért a tokozás és a lapka felülete olyan kialakítású, hogy a fény minél jobban elérje a B-C átmenetet. A fotóáram bázisáramként vezérli a tranzisztort. Ennek eredményeként a kollektoráram megnő, $I_C = (B + 1)I_\Phi$ lesz, de a működési sebesség hasonló arányban csökken a diódához képest. A kivezetett bázisú fotótranszisztor tranzisztor funkciója változatlanul megmarad. A B-E közé kapcsolt külső ellenállással, ha azt szakadástól rövidzár felé változtatjuk, a fotótranszisztor fokozatosan fotodiódává változik. A fotótranszisztor (a működéséhez szükséges U_{CE} feszültség miatt) csak a d) és e) kapcsolásokban használható.

Fotóelektron-sokszorozók

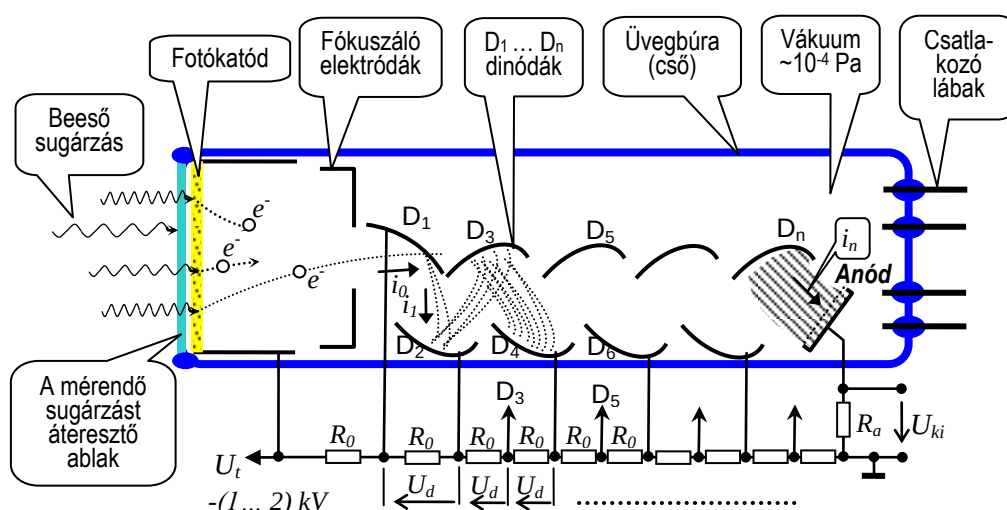
A fotóelektron-sokszorozó vákuumtechnikai eszköz [17], [18]. Elvi felépítése a 2.18. ábrán látható. A 10^{-6} mmHg nagyságú vákuumban az elektronok szabadon (ütközés nélkül), gyorsulva repülnek a pozitív elektróda

felé. A beeső optikai sugárzás a vákuumcsőbe forrasztott ablakon keresztül éri el a fotókatódot. Az érzékenység hullámhosszfüggését az ablak áteresztésének és a fotókatód emissziójának hullámhosszfüggése együttesen határozzák meg. A különböző célra gyártott típusokban ezek anyaga változik. A fotonok hatására a fotókatódból emittált elektronok vékony nyalábbá fókuszálva repülnek a pozitívabb D_1 dinóda felé. A dinódák jó szekunder emissziójú (kis kilépési munkájú) anyaggal bevont fémlemezek. Fokozatosan növekvő munkaponti feszültségüket feszültségosztó állítja elő az U_t stabilizált tápfeszültségből. Így a két dinóda közötti U_d (100–150 V) feszültségkülönbséggel felgyorsított elektron becsapódása g darab elektront vált ki a következő dinódeból. Az i_0 áram minden dinóda után hatványozódik, és az utolsó (D_n) dinódeből i_n áram lép ki:

$$i_n = i_0 g^n \quad (2.20)$$

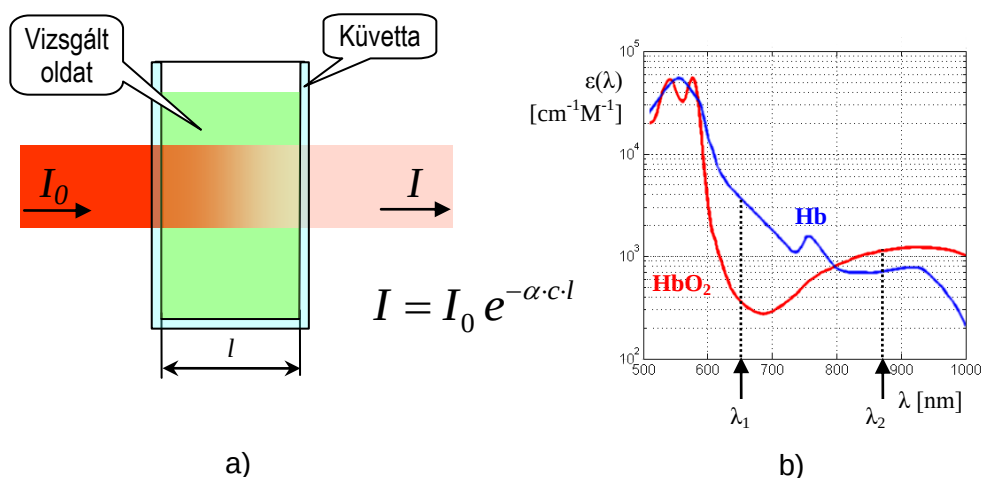
A g tényező értéke 3–10, függvénye a bevonat anyagának, és arányos az U_d feszültséggel. A dinódák száma általában $n = 9$ –12.

Az eredő áramerősítés $A_i = i_n/i_0 = 10^6$ nagyságrendű. Az elektronokat a gyenge mágneses tér (földmágnesség) is eltéríti, ami rontja az erősítést. Ezért a csövet mágneses árnyékolásba kell helyezni. Végeredményben a fotóelektron-sokszorozó nagyérzékenységű, zajszegény és gyors érzékelő, de jóval drágább és bonyolultabban használható, mint a félvezetős érzékelők.



2.18. ábra. A fotóelektron-sokszorozó felépítése és működési elve. A $D_1 \dots D_4$ dinódák között berajzoltuk az elektronsokszorozást $g = 2$ esetére. A gyakorlatban számtalan más elrendezést is használnak.

2.2.3. A fényelnyelés törvényei



2.19. ábra. Optikai sugárzás elnyelése az oldatokban (a). Az oxigénnel telített és az oxigénmentes hemoglobin extinkciós együtthatója a hullámhossz függvényében (b).

Az optikai sugárzás abszorpcióját felhasználhatjuk oldatok vizsgálatára, úgy, hogy az oldaton átbocsátott párhuzamos nyaláb kimenő és bemenő intenzitásának arányát mérjük [19]. Amennyiben olyan zavaró tényezők, mint a szóródás, lumineszcencia és a túl nagy töménység elhanyagolhatók, a Lambert–Beer-törvény írja le a sugárzás intenzitásának csökkenését:

$$I = I_0 e^{-\alpha c l} \quad (2.21)$$

ahol:

α = abszorpciós együttható [$\text{cm}^{-1} \text{M}^{-1}$]

c = koncentráció [mol/liter = M]

l = az oldatban megtett távolság [cm]

A törvény fontos felismerése, hogy az abszorpciót leíró függvényben csak az α anyagjellemző hullámhosszfüggő, míg a c koncentráció és az l távolság hatása egymástól és a hullámhossztól független.

Használatos a 10 hatványként való leírás is:

$$I = I_0 10^{-\varepsilon c l} \quad (2.22)$$

ε = moláris abszorpciós együttható [$\text{cm}^{-1} \text{M}^{-1}$], $\varepsilon = 0,434\alpha$

T = transzmittancia [%]

$$T = \frac{I}{I_0} = 10^{-\varepsilon(\lambda)cl} \quad (2.23)$$

A = abszorbancia

$$A = \lg\left(\frac{I_0}{I}\right) = \varepsilon(\lambda)cl \quad (2.24)$$

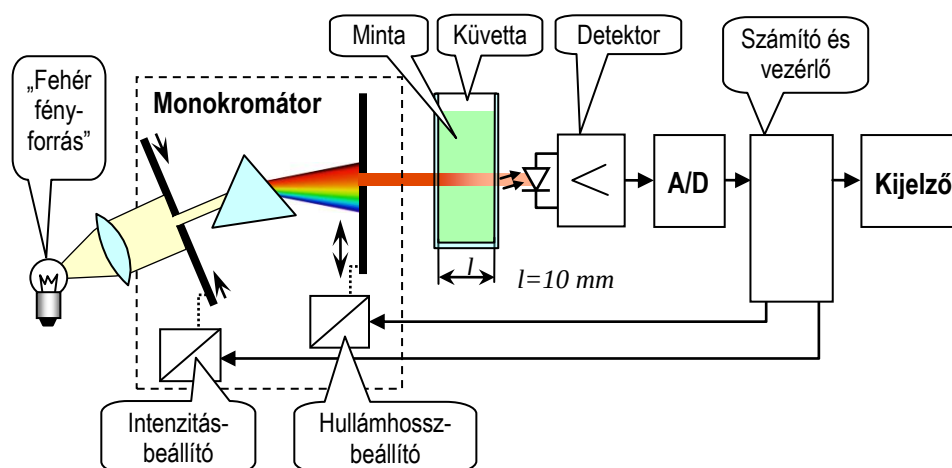
A mérendő oldatot küvettának nevezett átlátszó edényben kell elhelyezni. Az edény anyaga a mérésnél használt hullámhosszon nem lehet erősen elnyelő. A szokásos anyagok: üveg, műanyag, kvarc.

Szokásos alkalmazások:

- 1.) Ismert komponensek esetén a koncentráció mérése. Ilyenkor olyan diszkrét hullámhosszon (-hosszokon) mérünk, ahol a vizsgált anyagnak jellegzetes és erős abszorpciója van. Erre alkalmas készülék a fotométer.
- 2.) Az összetétel vizsgálata. Szélesebb hullámhossztartományban teljes elnyelési szinképet veszünk fel, és abban keressük az egyes összetevőkre utaló jellegzetes elnyelést. A feladatra folyamatosan változtatható hullámhosszú spektrofotométer alkalmas.

2.2.4. Spektroszkópiai készülékek

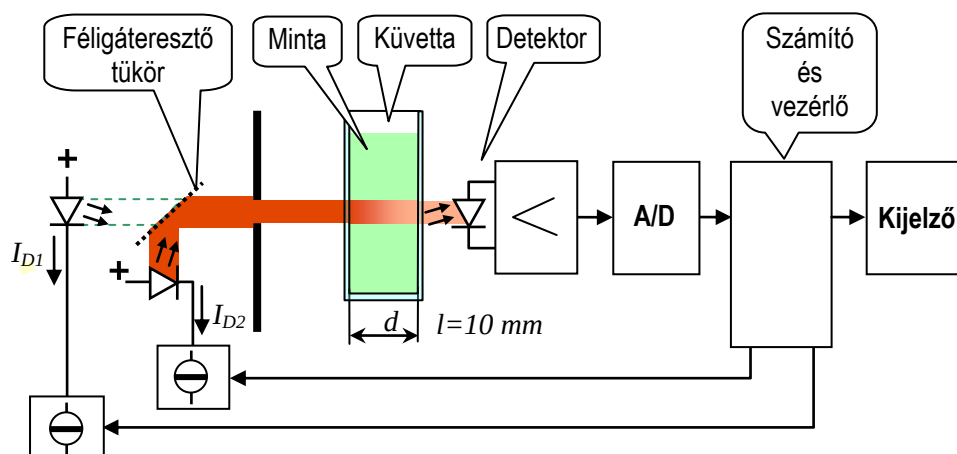
Spektrofotométer. Elvi felépítése a 2.20. ábrán látható. A működési tartományán belül folyamatosan változtatható hullámhosszal mér. A monokromátor nevű egység a széles spektrumú sugárforrás fényét spektrumára bontja (prizmával vagy optikai ráccsal), és a spektrumból egy ablakként működő rés csak a kiválasztott hullámhossz kis környezetét engedi át. A kiválasztott hullámhosszú sugár áthalad a küvettán és a benne lévő oldaton, majd a detektor érzékeli a transzmittált I intenzitást. A digitalizált jelből a számítógép előállítja az oldatra és az adott hullámhosszra jellemző elnyelési paramétert. Ehhez azonban ismerni kell az I_0 beeső intenzitást, ami feltételezi a részegységek stabilitását, az időnkénti kalibrálást vagy öntesztet. A hullámhosszt kis lépésekben változtatva a készülék felveszi az oldatra jellemző abszorpciós együttható hullámhossztól való függését (pl. 2.19.b. ábra). A kétutas rendszerű készülékben a monokromátor jelét kétfelé osztva, két küvettát lehet egyszerre átvilágítani, és ugyanazzal a sugárzással pontos összehasonlító mérést végezni. Például az egyik küvettában csak oldószer, a másikban a vizsgált oldat van. A két transzmittált nyaláb intenzitásának arányát számolva kiejtjük a beeső sugár intenzitását, és ezzel néhány hibaforrást.



2.20. ábra. A spektrofotométer elvi felépítése. A monokromátor-egységben a „fehér fényt” prizma bontja fel folytonos spektrumra.

Koloriméter, fotométer. Egyszerűbb készülék, amelyben a méréshez szükséges egy vagy néhány „diszkrét” hullámhosszt színszűrőkkel vagy LED-ekkel állítják elő (2.21. ábra).

Bizonyos összetevő jelenlétének vagy koncentrációjának megállapítására specializált, gyakran kézi műszer kivitelben készül.



2.21. ábra. A koloriméter egy lehetséges elvi felépítése. Két hullámhosszon mér, amelyeket felváltva egy-egy LED állít elő.

2.2.5. Pulzus-véroxigénszint mérő

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

$$\text{SpO}_2[\%] = \frac{\text{HbO}_2}{\text{HbO}_2 + \text{Hb}} 100\%, \quad (2.25)$$

ahol:

HbO_2 oxigénnel telített hemoglobin mennyisége

Hb oxigénmentes hemoglobin mennyisége.

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

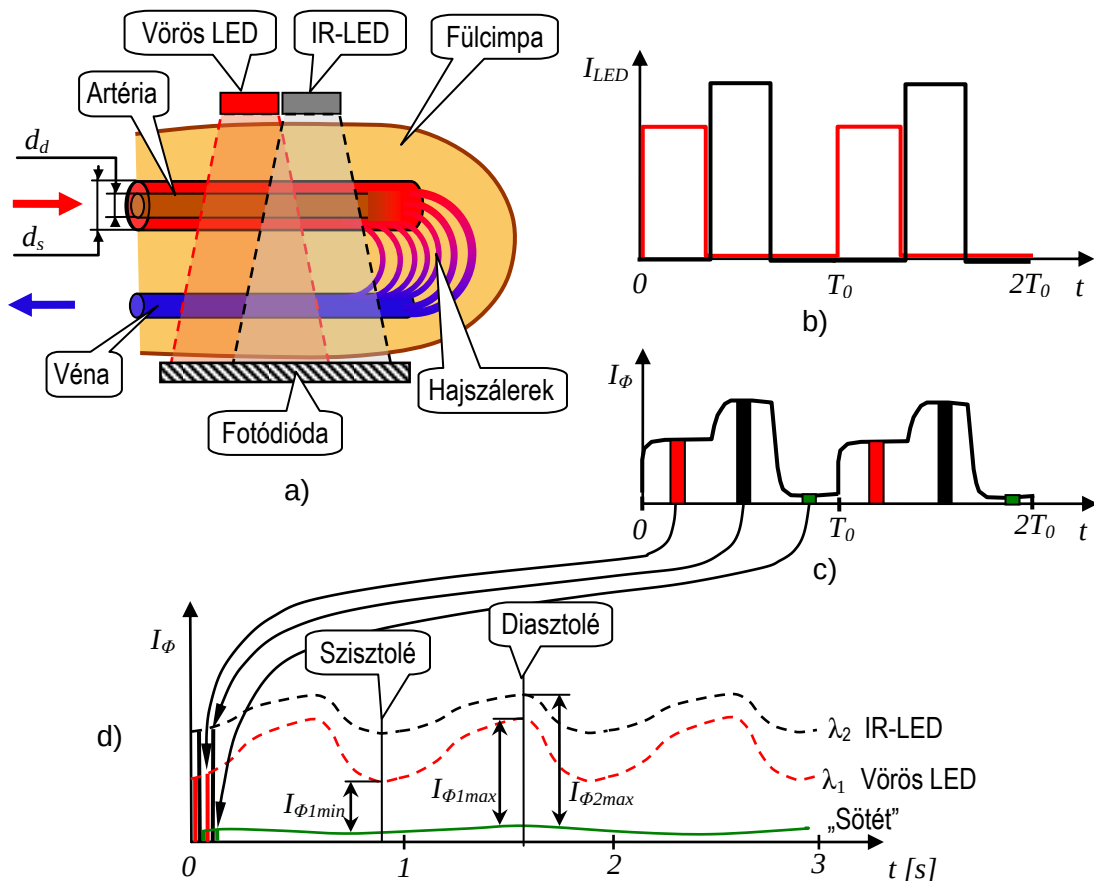
$$\text{SpO}_2[\%] = \frac{c_{\text{HbO}_2}}{c_{\text{HbO}_2} + c_{\text{Hb}}} 100\% \quad (2.26)$$

A 2.19.b. ábrán látható, hogy a Hb és a HbO_2 abszorpciója a nyíllal jelölt hullámhosszokon szignifikánsan eltérő. Ezt kihasználva működik a 2.22.a. ábrán látható összeállítás [20]. Egyszerű alkalmazását az teszi lehetővé, hogy a páciens ujjbegyére, fülcimpájára (csecsemőknél a lábfejére) elég egy szenzoregységet (vagy az egész készüléket) ráhúzni, felcsíptetni. A szenzor tartalmaz egy fotodiódás érzékelőt és két LED sugárforrást, amelyeknek lehetőleg azonos keresztmetszetben kell átvilágítani a vizsgált testrészt (transzmissziós mérőfej). A testrészt a bőr, köröm és más szövetek mellett tartalmaz artériát, vénát és hajszálereket. Feltűnő, hogy a fotometriás mérés feltételei olyan kevésbé teljesülnek, hogy az kivitelezhetetlennek látszik. A vizsgált anyag nem homogén, ismeretlen összetevőket és rétegvastagságokat tartalmaz, nagy a sugárzás szóródása, stb.

A két LED működésének három fázisa a 2.22.b. ábrán látható. A sötét fázis arra használható, hogy a környezetből származó fény (és elektromos zavarok) hatását alkalmas jelfeldolgozással csökkentsük. A háromfázisú ciklus ismétlődése szokásosan a $T_0 = 1\text{--}10\text{ ms}$ tartományba esik. A fotodióda így a 2.22.c. ábrán látható hullámformájú sugárzást érzékel. A fotodióda felerősített kimeneti jelének egyes fázisaiból vett mintákkal visszaállítható a két transzmittált jel időfüggvénye (2.22.d. ábra). Az artéria a pulzus ütemében változtatja az átmérőjét, ezért a rajta átmenő fény úthossza változó. Így mindkét hullámhosszal mért transzmittált jel időfüggvénye a pulzus ütemében hullámzik. (A mintavétel sokkal szaporább, mint a pulzus periódusideje.) A számításhoz tételezzük fel, hogy a rétegezett szerkezet miatt, a fotodiódát érő sugárzás intenzitása így írható:

$$I_{\Phi D} = I_{\Phi LED} e^{-\sum \varepsilon_i(\lambda) c_i l_i} \quad (2.27)$$

Az i indexű mennyiségek a különböző szövetrétegek tulajdonságait jelentik.



2.22. ábra. A pulzoximéter mérőfejének keresztmetszete (a), a LED-ek sugárzásának (b) és a fotodióda jelének (c) időfüggvénye. A d) ábra a fotodiódával vett jeleket mutatja, több szívcikluson keresztül.

A mérést az artéria pulzálása teszi lehetővé. A vénában az áramlás egyenletes, a véna átmérője állandó. Az elnyelés állandó részét a véna és a többi szövet okozza. A $\lambda_1 = 650\text{ nm}$ hullámhosszú vörös LED sugárzásakor mért fotóáram $I_{\Phi 1min}$ minimális és $I_{\Phi 1max}$ maximális értékét a jelfeldolgozó áramkör megméri, és az arányukat kiszámítja. Az aránymérés következtében kijelöljük a LED és a fotodióda villamos-optikai átalakítási paramétereit.

Ugyanígy kiesik az abszorpciója azoknak a szövetrétegeknek, amelyek állandóan a sugárzási útban vannak. Marad a $\Delta d = d_s - d_d$ út, ahol abszorpciót az artériás vér okoz. Tehát a két intenzitás hányadosa:

$$\frac{I_{\Phi 1 \min}}{I_{\Phi 1 \max}} = e^{K_1} \quad (2.28)$$

A kitevő részletezve:

$$K_1 = -\Delta d (\epsilon_{Hb1} c_{Hb} + \epsilon_{HbO_2 1} c_{HbO_2}) \quad (2.29)$$

Az aránymérés eredményéből K_1 számértéke kiszámítható.

A másik hullámhosszon, az IR-LED ($\lambda_2 = 870$ nm) sugárzásával végzett mérésről ugyanez elmondható:

$$\frac{I_{\Phi 2 \min}}{I_{\Phi 2 \max}} = e^{K_2} \quad (2.30)$$

$$K_2 = -\Delta d (\epsilon_{Hb2} c_{Hb} + \epsilon_{HbO_2 2} c_{HbO_2}) \quad (2.31)$$

A számítási részeredményekből a K_1/K_2 arány kiszámításával az ismeretlen Δd -t is elimináljuk, és egy olyan törtet kapunk, amelyben az ϵ értékek mind ismertek (2.19.b. ábra), tehát meghatározható belőle a c_{Hb}/c_{HbO_2} koncentráció arány számértéke. Ebből a keresett oxigénszint:

$$SpO_2[\%] = \frac{1}{1 + \frac{c_{Hb}}{c_{HbO_2}}} 100\% \quad (2.32)$$

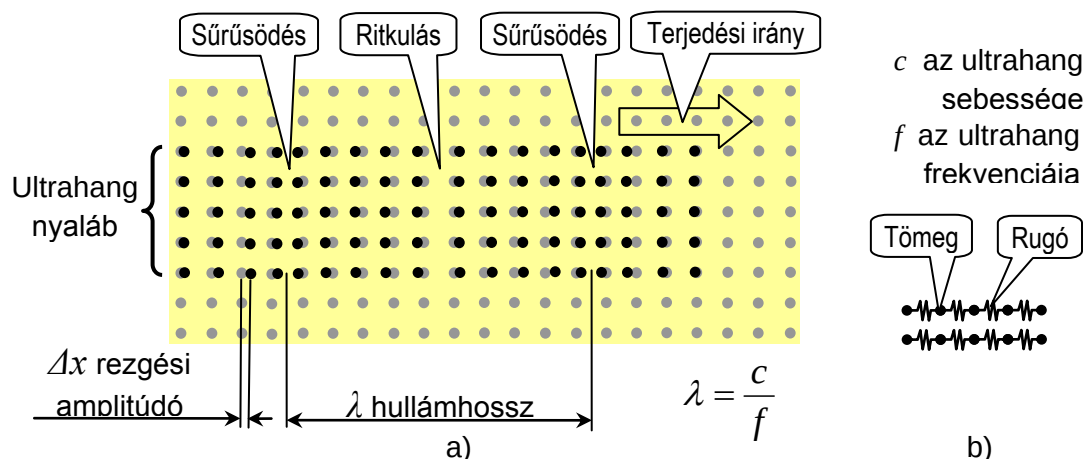
Az erősen egyszerűsített levezetés valószínűsíti, hogy a módszer alkalmas a SpO_2 meghatározására, de a számító egységnek figyelembe kell venni a mérési tapasztalatok alapján nyert korrekciós tényezőket. Ezzel a készülék páciensről és mérési körülményektől függetlenül, néhány százalékos mérési pontosságot tud biztosítani.

2.3. Az ultrahang diagnosztikai alkalmazása

2.3.1. Az ultrahang tulajdonságai

Az ultrahang mechanikai rezgés, amelynek frekvenciája a hallhatóság határa fölött van [21], [22], [23], [24]. A kis intenzitású ultrahang az élő szöveten áthatolva, abban nem okoz károsodást. Nem ionizál, mint a röntgen- vagy a gammasugárzás, és a diagnosztikában használt energiaszinten melegítő hatása is elhanyagolható. Veszélyt jelenthet azonban a lokális rezgéskeltés miatti üregképző hatás.

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



2.23. ábra. Az anyagrészek mozgása az ultrahangnyaláiban (a), és az anyag akusztikai helyettesítő képe (b)

A 2.23. ábra a jelenség demonstrálása érdekében torzított. A térfogategységek Δx elmozdulását aránytalanul nagyra rajzoltuk a hullámhosszhoz képest. Diagnosztikai célra a 2–20 MHz közötti frekvenciájú ultrahangot használják, ennek hullámhossza a testszövetekben 0,075–0,75 mm, és az impulzus-echo módszerrel megfelelő felbontású kép előállítására alkalmas. Az ultrahangnyaláiban mechanikai teljesítmény terjed, amelynek a felületegységen áthaladó része az intenzitás (I). Az alkalmazott intenzitás $I = 0,1\text{--}100 \text{ mW/cm}^2$. A hanghullám által okozott legnagyobb elmozdulás $\Delta x = 5\text{--}50 \text{ nm}$.

A képzeletben kijelölt térfogategységek egy-egy koncentrált tömeggel és a szomszédos elemek között rugalmas kapcsolattal modellezhetők (2.23.b. ábra). A rugalmas kapcsolat mértékét az anyag összenyomhatósága (kompresszibilitása, κ), a koncentrált tömeget az anyag sűrűsége (ρ) határozza meg. Az ultrahang terjedési sebessége az adott anyagban (c) ezektől a paraméterektől függ:

$$c = \frac{1}{\sqrt{\rho\kappa}} \text{ [m/s]} \quad (2.33)$$

ahol: κ a kompresszibilitás [m^2/N]
 ρ a sűrűség [kg/m^3]

Az ultrahangot vezető anyag másik jellemző paramétere az akusztikus impedancia, ami a rezgő anyagrészek közötti dinamikus erők és elmozdulások arányára jellemző, és a rezgés átadása szempontjából fontos. Értéke ugyancsak a sűrűség és rugalmasság függvénye:

$$Z_A = \sqrt{\frac{\rho}{\kappa}} \text{ [Rayl]} \quad (2.34)$$

Mivel a sebesség és a sűrűség egyszerűen mérhető (ellentétben a kompresszibilitással), a következő átalakításokkal az akusztikus impedanciára gyakorlatiasabb formulát kapunk:

$$Z_A = \sqrt{\frac{\rho}{\kappa}} = \sqrt{\frac{\rho^2}{\rho\kappa}} = \rho \frac{1}{\sqrt{\rho\kappa}} = \rho c \quad (2.35)$$

A mértékegységeket tekintve: $\frac{\text{kg}}{\text{m}^3} \frac{\text{m}}{\text{s}} = \frac{\text{Ns}}{\text{m}^2} = \text{Rayl}$.

Közeg	c [m/s]	Z _A [kg/m ² s x10 ⁻⁶]	b [dB/(cmMHz)]
Levegő (20°C)	343	412x10 ⁶	1,2
Víz (20°C)	1480	1,48	0,0022
Olaj (SAE 20/30)	1740	1,4	0,95
Vér	1570	1,6–1,7	0,18
Zsír	1475	1,33	0,6
Lágy szövet	1540	1,35–1,7	0,3–1,5
Agy	1560		0,85
Máj	1549–1570	1,65	0,9
Izom	1580	1,7	1,2–3,3
Csont	3600	6,12	20
PZT piezokerámia	4000	31	
Sárgaréz	4440	36	
Alumínium	6320	17,1	8,4

2.2. táblázat. Néhány anyag akusztikus tulajdonságai

2.3.2. Az ultrahang terjedése

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

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

$$I_x = I_0 e^{-\beta x} \quad (2.36)$$

Az összefüggésben használt jelölések:

I_0 kiindulási intenzitás [W/m²]

I_x intenzitás x út megtétele után [W/m²]

x a megtett út [m]

β elnyelési tényező [m⁻¹]

A kezdeti és a végső intenzitás arányát a Γ_x csillapítással szoktuk jellemezni, amit célszerű dB-ben megadni, mert így a különböző rétegek eredő csillapítása algebrai összegzéssel számítható:

$$\Gamma_x \text{ [dB]} = 10 \lg \frac{I_x}{I_0} = -bx \quad (2.37)$$

A dB-ben mért csillapítás arányos a megtett úttal és a b csillapítási tényezővel, ami természetesen a β elnyelési tényező függvénye:

$$b = 4,34\beta \text{ [dB/m]} \quad (2.38)$$

Az ultrahang-érzékelők a p hangnyomással arányos jelet adnak. Az intenzitás és a hangnyomás kapcsolata:

$$I = \frac{p_{\text{eff}}^2}{Z_A} \left[\left(\frac{N}{m^2} \right)^2 \frac{m^3}{Ns} = \frac{W}{m^2} \right] \quad (2.39)$$

Így az intenzitás csillapítása az amplitúdók arányával kifejezve:

$$\alpha_x [\text{dB}] = 10 \lg \frac{I_x}{I_0} = 10 \lg \frac{p_x^2}{p_0^2} = 20 \lg \frac{p_x}{p_0} \quad (2.40)$$

Figyeljünk arra, hogy a 2.2 táblázatban megadott b csillapítási tényező az intenzitásra vonatkozik. (A 3. fejezet függelékében található a dB-számítás magyarázata.)

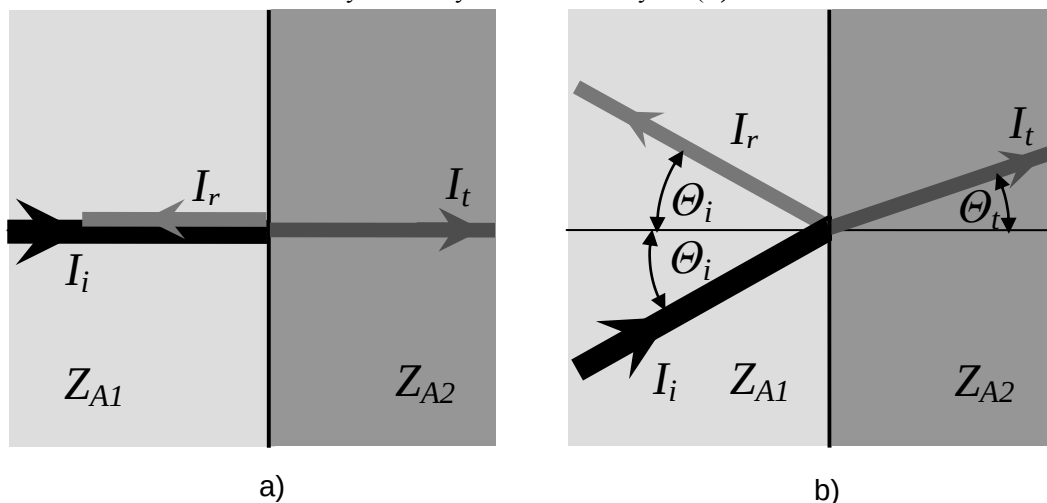
Az elnyelés frekvenciafüggő, szilárd anyagokban és a testszövetekben a frekvenciával arányosan növekszik. Ennek következménye, hogy a diagnosztikai készülékekben a frekvenciát a feladattól függően kell megválasztani. A nagyobb frekvencia (a kisebb hullámhossz miatt) finomabb részletek felismerését teszi lehetővé, ugyanakkor a nagyobb csillapítás következtében ennek kisebb az áthatoló képessége, ezért a testfelszíntől távoli képletek vizsgálatára kevésbé alkalmas. Például a 2.1 táblázat szerint májzsövetben $b = 0,9$ dB/(cm·MHz). Vagyis 5 MHz frekvenciájú ultrahangra $b = 0,9 \times 5$ dB/cm. Ha ez a párhuzamos ultrahangnyaláb májzsövetben 10 cm utat tesz meg, intenzitása 45 dB-lel csökken. Az 1 MHz frekvenciájú ultrahang intenzitása hasonló körülmények között csak 9 dB-lel csökken.

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

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

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

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



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

$$\frac{I_r}{I_i} = R = \left(\frac{Z_{A2} - Z_{A1}}{Z_{A2} + Z_{A1}} \right)^2 \quad (2.41)$$

A továbbhaladó (transzmittált) nyaláb intenzitása a beesőhöz viszonyítva:

$$\frac{I_t}{I_i} = \frac{4Z_{A2}Z_{A1}}{(Z_{A2} + Z_{A1})^2} \quad (2.42)$$

Például zsír-izom határfelületén $I_r = 0,015I_i$, $I_t = 0,985I_i$.

Ferde beesésnél a nyaláb iránya megtörik, és módosul a reflexió mértéke is (2.23.b. ábra).

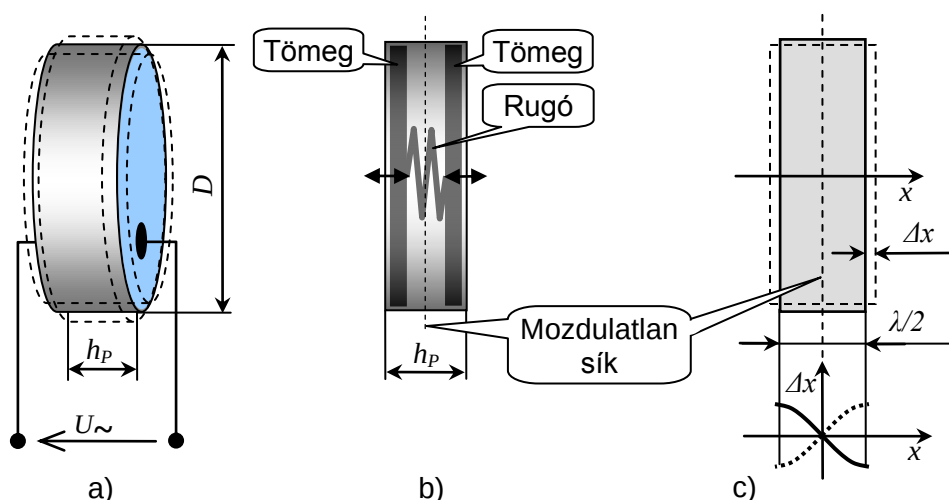
$$R = \frac{I_r}{I_i} = \left(\frac{Z_{A2} \cos \theta_i - Z_{A1} \cos \theta_i}{Z_{A2} \cos \theta_i + Z_{A1} \cos \theta_i} \right)^2 \quad \text{és} \quad \frac{\sin \theta_i}{\sin \theta_t} = \frac{c_1}{c_2} \quad (2.43)$$

(Figyeljünk arra, hogy az előző összefüggések az intenzitás reflexiós tényezőjét adták meg. A nyomás-amplitúdóra vonatkozó reflexiós tényező a (2.40.) képlet értelmében ennek négyzetgyöke.) Az ultrahangos diagnosztikában a testszövetek határfelületeit az impulzusecho-módszerrel ismerjük fel. Ez úgy történik, hogy egy érzékelőfejből (transducerből) kisugárzott ultrahangnyaláb az eltérő tulajdonságú szövetek határfelületénél részben visszaverődik, és mint a visszhang, a távolságtól függő időkésséssel visszajut az érzékelőfejbe. Az érzékelőfej vevőként is működik. Tehát a jó felismerés (a nagy visszhang) érdekében kedvező a közel merőleges beesés, és az akusztikus impedanciák eltérő értéke. Ugyanakkor minél nagyobb mértékű a reflexió, annál kisebb intenzitású ultrahang megy tovább, és kevésbé lesznek érzékelhetők a mögöttes rétegek.

A levegővel határos felületekről gyakorlatilag teljes a visszaverődés, mert a levegő akusztikus impedanciája $\sim 10^8$ -szor nagyobb a testszövetek vagy a víz akusztikus impedanciájánál. Ezért az érzékelőfej és a vizsgált anatómiai képlet között nem lehet légréteg. Az orvosi gyakorlatban a testfelszín és érzékelőfej közti légréteget a bőrre kent gél segítségével zárjuk ki.

2.3.3. Az ultrahang előállítás és érzékelése

Az érzékelőfejekben az ultrahang előállítása és érzékelése a 2.1.4. részben ismertetett, PZT kerámiából készített piezoelektromos átalakítóval történik [25], [26]. A 2.25.a. ábrán a piezokerámia tárcsa a ráadott feszültség ütemében változtatja a vastagságát. A méretváltozás kicsi, 10–100 nm nagyságrendű. (Közben a térfogat állandósága miatt változik az átmérő is.) A rezgékeltetés és érzékelés akkor jó hatásfokú, ha az a piezokerámia test saját mechanikai rezonanciáján történik. Egy szabadon álló háromdimenziós testnek többféle rezonanciája van. Műszakilag alkalmas méretek mellett a tárcsa h_p vastagsága irányában jön létre diagnosztikai célra alkalmas rezonanciafrekvencia.



2.25. ábra. A váltakozó feszültséggel gerjesztett, szabadon álló piezokerámia tárcsa alakváltozása erősen felnagyítva (a), a rezgő rendszer legegyszerűbb modellje (b), és a tényleges elmozdulások a tárcsában (c)

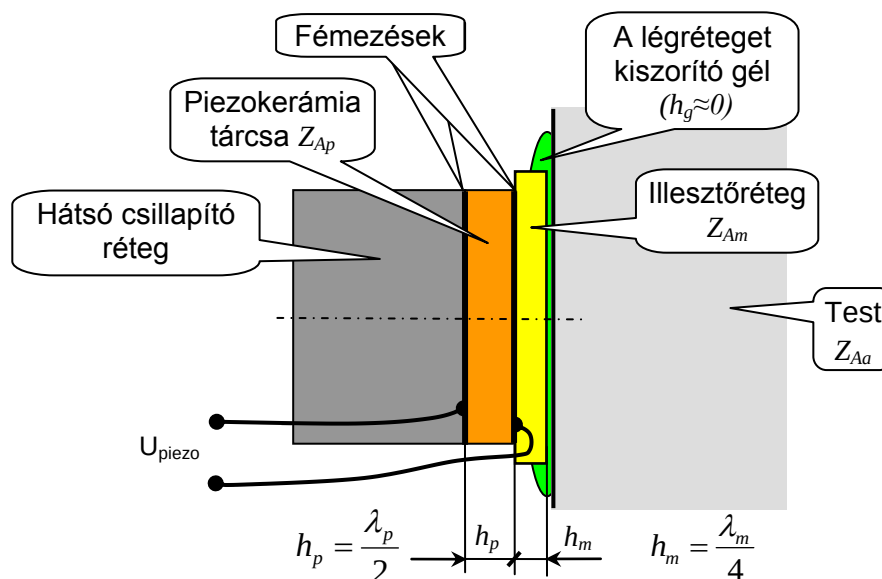
A 2.25.b. ábrán látható egyszerű közelítésben a lapka két tömegeből és az összekötő rugóból áll. A szemben lévő tömegek ellenkező irányban mozognak. A legnagyobb rezgési amplitúdót akkor kapjuk, ha a gerjesztő feszültség frekvenciája megegyezik a lapka f_0 rezonanciafrekvenciájával. A rezonanciafrekvencia a h_p vastagságtól függ. Minél vastagabb a lapka, annál nagyobbak a tömegek, és annál lágyabb a rugó. A valóságban a lapka belső részei elosztva tartalmazzák a rugót és a tömeget, és a felezősík kivételével minden belső rész mozog. A belső rétegek rezgési amplitúdóját a 2.25.c. ábra mutatja. Ennek értelmében a szabadon álló lapkának az a rezonanciafrekvenciája (f_0), amelynél a h_p vastagságú anyagban fél hullámhossz alakul ki. A Δx elmozdulás (és a rezgési amplitúdó) középen nulla, a szabadon álló homlokfelületeken pedig maximális. A rezgéshullám a homlokfelületeken azonos fázisban verődik vissza. A 2.25.b. ábra szerinti modell a koncentrált, a c. ábra szerinti az elosztott paraméteres helyettesítő képe ugyanannak a vastagsági rezonanciának. Az egyik homloklap rezgését

kell a vizsgált anyagra átvinni. Az ellenkező oldali felületet rezgéscsillapító réteggel kell lezárni, ami megakadályozza, hogy ebben az irányban zavaró sugárzás induljon, és elősegíti, hogy a gerjesztés után a lapka rezgése minél előbb lecsillapodjon.

A PZT kerámiák akusztikus impedanciája olyan mértékben eltérő a testszövetekétől, hogy a kimenő ultrahang ~80 százaléka reflektálódik a felületek határán. (Ez érvényes a bejövő visszhangra is, ezért illesztés nélkül, oda-vissza a teljesítmény kb. 4%-a jut át.) Az átvitel lényegesen jobb lesz, ha a két anyag közé $\lambda/4$ vastagságú illesztőréteget helyezünk (2.26. ábra). Az illesztőréteg az érzékelőfej tokozásának részét képezi. Az optimális illesztés feltétele, hogy a réteg Z_{Am} akusztikus impedanciája a két illesztendő impedancia mértani közepe legyen:

$$Z_{Am} = \sqrt{Z_{Ap} Z_{Aa}} \quad (2.44)$$

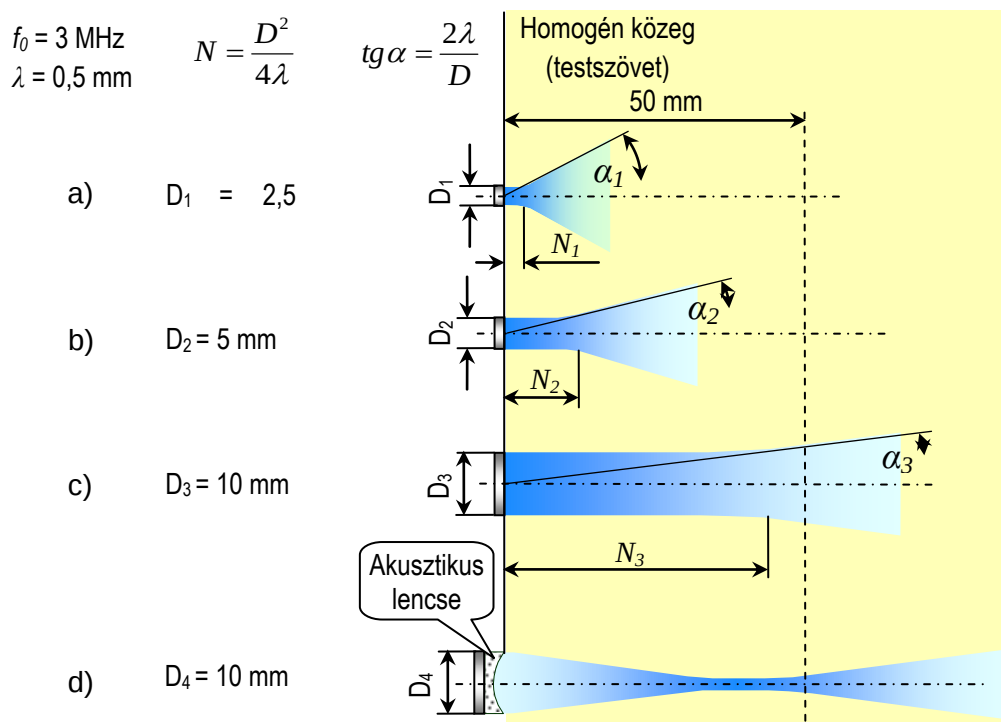
Ideális feltételek mellett az illesztésnek nincs teljesítményvesztése. A valóságban meg kell elégedni 5–10-szeres javulással.



2.26. ábra. A jelátalakító elvi felépítése, és optimális illesztése a testhez

2.3.4. Sugárzási és érzékelési iránykarakterisztika

A sugárzó homlokfelülete dugattyúszerű mozgást végez, és vele azonos átmérőjű ultrahangnyalábot gerjeszt. Az N távolságig (ez a közeltér, az ún. Fresnel-zóna) a nyaláb közel párhuzamos, majd az ezen kívüli távolságban (ún. Fraunhofer-zóna) α félkúpszöggel széttartó lesz. A 2.27. ábrán a különböző átmérőjű sugárzókból kilépő ultrahangnyaláb alakja hasonlítható össze. A gyakorlatban az intenzitás a nyalábon belül nem homogén, a tengelyben a legnagyobb, és kifelé csökken. A jó felbontású érzékelés érdekében, főleg a vizsgálandó struktúra mélységében, kis átmérőjű nyaláb szükséges. A 2.27.a–c ábrákból látható, hogy pusztán a sugárzó átmérőjét változtatva, nem tudunk 5–10 cm mélységben néhány mm átmérőjű nyalábot előállítani. Azt sem szabad elfelejteni, hogy ez az iránykarakterisztika érvényesül a visszhang vétele közben is. A problémát az ultrahangnyaláb fókuszálásával lehet megoldani. Akusztikus lencsével az ultrahang jól fókuszálható, és a fókusz távolság környezetében jó felbontást kapunk. A kibocsátott nyaláb a fókusz távolságig összetartó, utána széttartó. Hátrányos, hogy a vizsgálati mélység függvényében a különböző fókusz távolságú érzékelőfejeket cserélgetni kell. Ezért sokkal praktikusabb az elektronikus úton megvalósított fókuszálás (dinamikus fókuszálás).

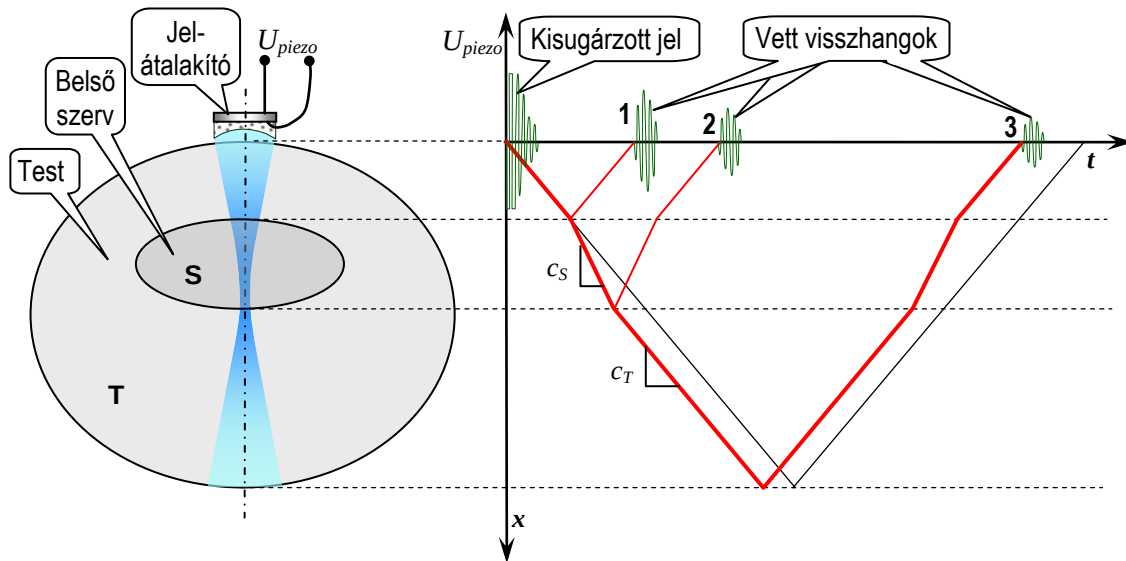


2.27. ábra. Azonos frekvenciájú, különböző átmérőjű piezoelektromos tárcsák sugárzási karakterisztikája (a, b, c), és fókuszálás akusztikus lencsével (d)

2.3.5. Az impulzusecho-módszer

Az impulzusecho-módszer lényege, hogy a piezoelektromos lapka az adó áramkörből egy ultrahangimpulzus gerjesztést kap [28], [29], [30]. Ultrahangimpulzusnak nevezzük az ultrahang frekvenciával rendelkező, több periódusából álló jelsorozatot. A szokásos gerjesztő feszültség 3–6 periódusból áll, és amplitúdója 100 V nagyságrendű. A 2.28. ábrán a jelátalakítóra adott U_{piezo} feszültség mechanikai rezgéssé alakulva átadódik a **T** jelű testbe, és abban c_T sebességgel halad. Az **S** jelű belső szerv határfelületéről részben visszaverődik, mert eltérő az akusztikus impedanciájuk, ($Z_{AT} \neq Z_{AS}$).

A 2.28. ábra jobb oldalán út-idő diagram mutatja az impulzus haladását. A visszavert jelet ugyanaz az átalakító érzékeli, amelyik kibocsátotta, és az 1, 2, 3 jelű visszhangokat feszültséggé alakítja. Ez a feszültség jóval kisebb amplitúdójú, mint a gerjesztőjel, ezért a feldolgozás során erősíteni és szűrni kell. A visszhangokat az ábrán rajzolt formában oszcilloszkóp segítségével lehet láthatóvá tenni. Mivel az egyszerű oszcilloszkóp valós idejű megjelenítő, az állandó képhez az adást periodikusan ismételni kell. A következő adást a legtávolabbi pontról beérkező visszhang után lehet indítani. A kapott visszhangkép vízszintes tengelyén az idő egyúttal a jelátalakítótól mért távolságot (a testbeni mélységet) is jelenti. Az ábrázolt esetben az **S** szövetben nagyobb a terjedési sebesség ($c_S > c_T$), ami a visszhangképben kissé torzítva jeleníti meg a mögötte lévő rétegek távolságát. A visszhangképnek ezt a formáját **A** megjelenítési módnak hívjuk (**A** = amplitúdó).

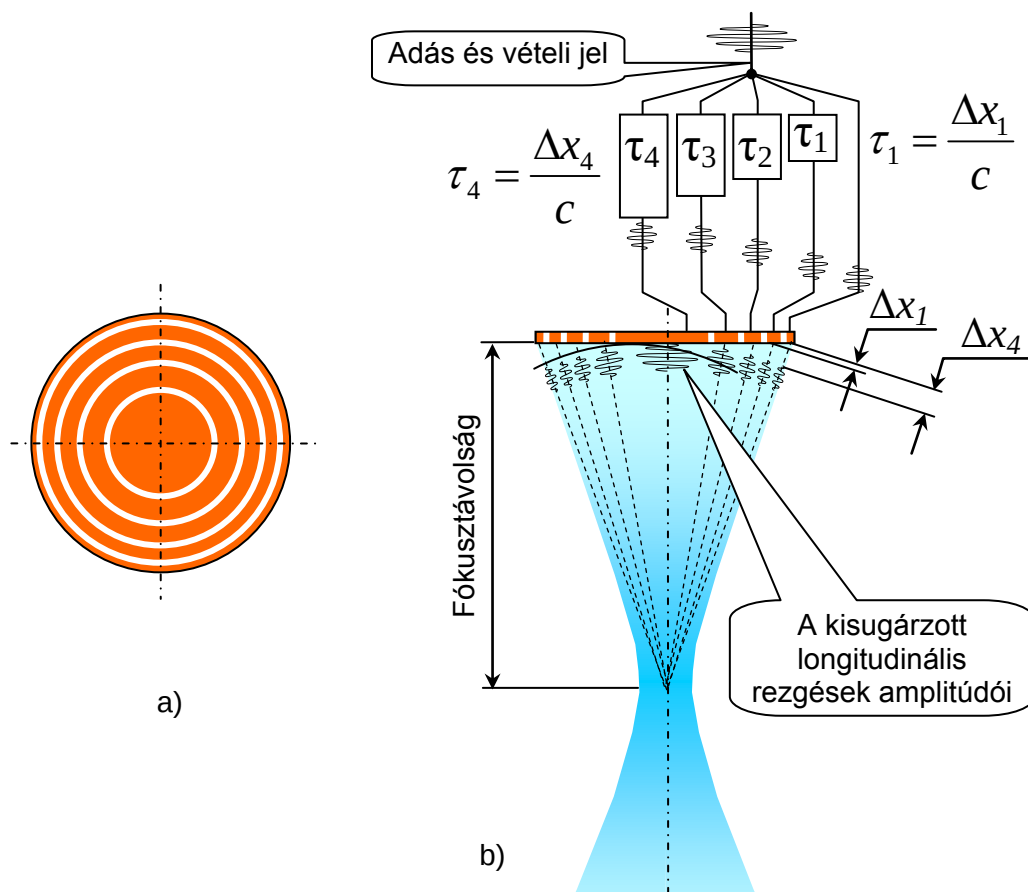


2.28. ábra. Impulzusecho-módszerrel előállított visszhangkép

Minél vékonyabb az S jelű szövet, annál közelebb kerül egymáshoz az 1 és 2 jelű visszhang. Ha az 1 visszhang vége és a 2 visszhang eleje fedésbe kerül, akkor elértük a mélységi (radiális) felbontás határát. Itt már az S szövetréteg kezdetét és végét, vagyis a vastagságát nem lehet felismerni. Hasonló módon, az adás vége és az első megkülönböztethető réteg közötti távolságnak is van alsó határa (minimális érzékelhető távolság). Az ezen belüli, az ún. holtterbe eső rétegeket nem lehet érzékelni. Az impulzusecho-módszerről az alábbi címen található animáció: http://project.mit.bme.hu/kobak2012/ultrahang_impulzus_echo.pps

A felbontás javítása érdekében az ultrahangimpulzust rövidíthetjük a periódusok számának csökkentésével, aminek határt szab az impulzus energiájának csökkenése és ezzel a felismerhetőség romlása. Az ultrahang frekvenciájának növelésével is csökkenthető az impulzus hossza, de a nagyobb frekvenciájú ultrahang jobban elnyelődik, tehát ezzel csökken a behatolási mélység.

A fókuszálás, az akusztikus lencse helyett, elektronikus úton is megvalósítható (dinamikus fókusz). A kerek sugárzó lapkát koncentrikus gyűrűkre osztjuk, és ezek gerjesztő jeleit egymáshoz képest késleltetjük (2.29. ábra). A külső gyűrűre késleltetés nélkül, befelé egyre nagyobb késleltetéssel érkezik a gerjesztő jel. Az egyes gyűrűkből kiinduló hullámok úgy interferálnak egymással, hogy a fókuszpont felé tartók erősítik egymást, a más irányba haladók pedig kioltják. A késleltetések változtatásával a fókusz távolság változtatható. Az adás és a vétel iránykarakteristikája itt is megegyezik, ezért a késleltetés vétel közben is szükséges.

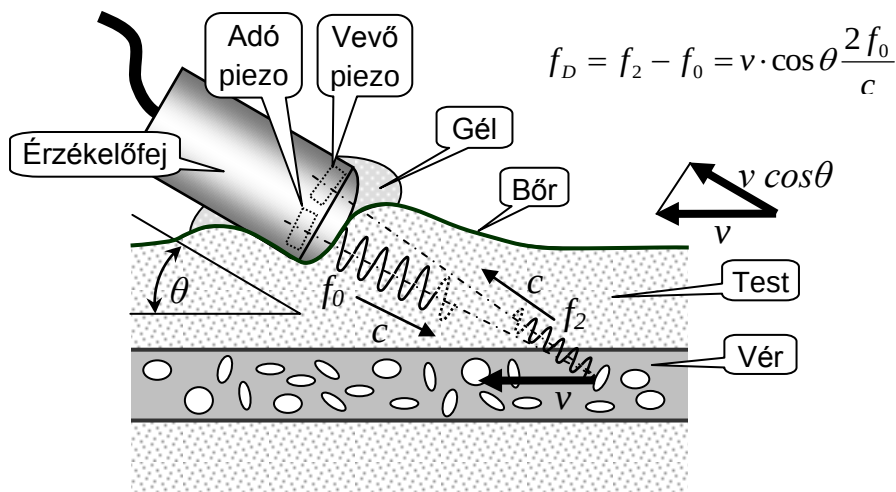


2.29. ábra. A sugárnyaláb elektronikus fókuszálása. A gyűrűkre osztott piezoelektromos lapka szemből nézve (a), és a jelkésleltetésekkel kialakított sugárnyaláb (b).

2.3.6. A Doppler-hatás alkalmazása

A mozgó visszaverő felületről kapott visszhang frekvenciája a Doppler-hatás következtében eltér a kibocsátott f_0 frekvenciától. Ez lehetővé teszi az áramlási sebesség mérését [31], [32]. Az egyszerű megoldású véráramlás-érzékelő (kéziműszer) külön adó és vevő piezóval működik. Az egyik piezó folyamatosan sugározza az f_0 frekvenciát, a másik veszi az f_2 frekvenciájú visszavert hangot (2.30. ábra). A 4–8 MHz körüli frekvencián működő rendszerekben a kisugárzott és a vett frekvencia különbsége (f_D) a hallható tartományba esik, így ez lesz a kimeneti jel, ami beépített hangszóróval vagy fülhallgatóval hallgatható. A hangból következtetni lehet az áramlásra. Ez a **D** megjelenítési mód (D = Doppler-audio).

A sugárzás iránya rendszerint szöget zár be az áramlás irányával, ezért figyelembe kell venni, hogy az érzékelő a sebesség vetületét méri. (A sugárra merőleges sebességet nem lehet mérni.) Az összetettebb készülékek kiszámítják az áramlás sebességét és kijelzik az irányát is (közeledő-távolodó). A Doppler-hatást a nagyon bonyolult képalkotó berendezések impulzusecho üzemmódjában is használják, a 2D képen színezéssel jelölve az áramlási sebességet.



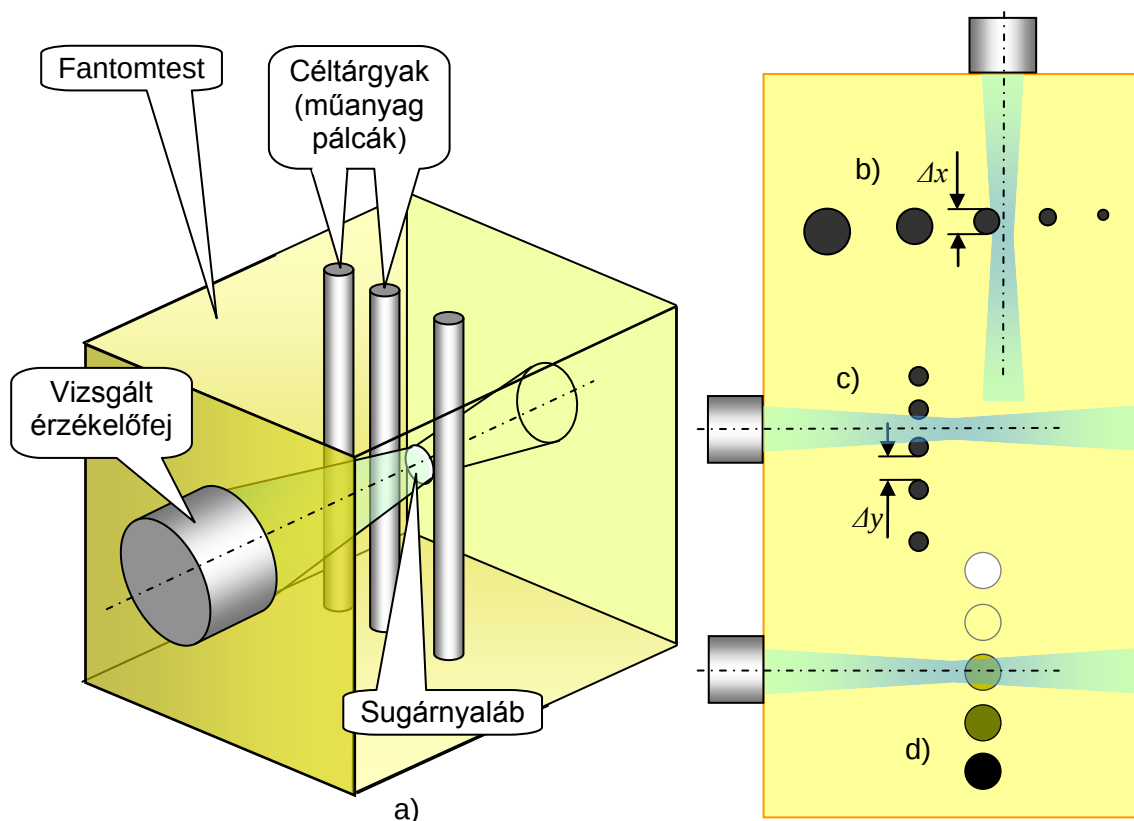
2.30. ábra. Véráramlás érzékelése a Doppler-hatás felhasználásával

2.3.7. A visszhangkép minőségi jellemzői

Az ultrahangos diagnosztikai készülékek érzékelési tulajdonságait fantomtesttel ellenőrzik [33]. (Gyártótól független, egységes minősítő paraméterek nem alakultak ki.) Ez hasáb alakú test, amely akusztikailag a testszövethez hasonló tulajdonságú (vízzel vagy szilikongumival feltöltött gumitartály), és benne ismert helyzetű céltárgyak, műanyag pálcák, kifeszített műanyag szálak vannak (2.31.a. ábra). A tárgyakról kapott visszhang segítségével ellenőrizhető a sugárzás iránya, a távolságmérés pontossága, az érzékelő előtti holtter mérete, és a fókusz távolság.

Fontos jellemző a környezetétől eltérő legkisebb felismerhető szövetréteg mérete, három dimenzióban. A mélységi irányú rétegvastagság vagy átmérő felismerhetősége (megkülönböztethetősége) határára jellemző méret a Δx radiális felbontás (2.31.b. ábra). Az érzékelő fejtől egyforma távolságban lévő visszaverő pálcák egymástól való megkülönböztethetőségére jellemző az a sugárra merőleges irányú Δy méret, amelynél a két pálca különállónak látszik. Ezzel a mérettel jellemzett tulajdonság a laterális felbontás. Főként a pásztázó érzékelő fejeknél (lásd 11.2.2. fejezet) fordul elő, hogy a sugárnyaláb nem forgásszimmetrikus. A pásztázási irányra merőleges felbontás (amit magassági vagy elevációs felbontásnak hívnak), rosszabb lehet, mint a pásztázási irányú Δy .

További jellemzők, a kontraszt felbontás (sűrűségi különbségek felismerhetősége, 2.31.d. ábra), áthatoló-képesség, érzékenység, és a zajszint.



2.31. ábra. A diagnosztikai ultrahangkészülékek ellenőrzésére szolgáló fantomtest részlete „röntgenképen” (a). A radiális felbontás (b) és a laterális felbontás ellenőrzésére alkalmas céltárgyak (c). A (d) ábrán különböző sűrűségű pálcák sora látható, amely az érzékenység és a kontraszt felbontás ellenőrzésére alkalmas.

Feladatok

1. Mekkora linearitási hibát okoz, ha az $R_p = 10 \text{ k}\Omega$ ellenállású potenciométert $R_t = 220 \text{ k}\Omega$ értékű ellenállás terheli? A hiba közepén ($\alpha = 0,5\alpha_M$) lesz a legnagyobb, ezért elég ott kiszámítani. Adjuk meg a hibát a maximális kimeneti feszültséghez viszonyítva (%), és abszolút hibaként (mV), ha a potenciométert 5V feszültség táplálja.
2. A potenciométert terhelő ellenállást a 2.32.a. ábrán látható módon követő erősítővel leválasztottuk. Ezzel a terhelésből adódó nemlinearitás megszűnt. (Megmarad a potenciométer gyártási pontatlanságból adódó linearitási hibája, amit most figyelmen kívül hagyunk.) Milyen hibát hozhat be a műveleti erősítő közösjelnyomása (CMRR = 80 dB), bemeneti offset feszültsége ($U_{0\max} = 1 \text{ mV}$) és bemeneti árama ($I_{b\max} = 1 \text{ nA}$)?
3. Egy precíz lineáris potenciométeres útdó fontosabb paraméterei:

Hasznos mozgási úthossz: 200 mm

Névleges ellenállás: $R_p = 5 \text{ k}\Omega$

Az ellenállás hőmérsékletfüggése: $-200 \text{ ppm}/^\circ\text{C}$

A linearitási hiba: $\pm 0,05\%$. A hibát a gyártási egyenletlenségek okozzák, és a hasznos út bármely részén jelentkezhet.

Tápláljuk a potenciométert $U_G = +5 \text{ V}$ stabilizált feszültséggel. Vizsgálja meg, hogyan számítható a gyártási- és a terhelésből adódó linearitási hibák eredője. Legalább mekkora terhelő ellenállás szükséges, hogy a terhelésből adódó maximális nemlinearitási hiba kisebb legyen, mint $0,02\%$?

4. A stabilizált feszültségről táplált potenciométer ellenállásának hőmérsékletfüggése nem okoz hibát (az osztásviszony nem hőmérsékletfüggő). A 2.32.b. ábrán a rendelkezésre álló $+6 \text{ V}$ stabilizált feszültségből az R_s ellenállás segítségével továbbra is $+5 \text{ V}$ -ot akarunk a 3. feladatban bemutatott potenciométerre adni. Az R_s ellenállás közepes minőségű, hőmérsékletfüggése $\pm 50 \text{ ppm}$, amit R_p hőmérsékletfüggése mellett

elhanyagolhatunk. Mekkora ΔU_{ki} hibát eredményez a potenciométer felső helyzetében a $\Delta T = 20^\circ\text{C}$ hőmérsékletváltozás?

5. A 3. és 4. feladatban számított hibafeszültségek mekkora elmozdulással egyenértékűek?
6. Határozza meg a 2.5.c. ábrán látható hídkapcsolás üresjárású kimeneti feszültségét (két feszültségosztó feszültségének különbségeként) az ábrán használt jelölésekkel!
7. Az előző feladat helyes eredménye:

$$U_{ki} = U_s \frac{R_{G2}R_{G3} - R_{G1}R_{G4}}{(R_{G1} + R_{G2})(R_{G3} + R_{G4})}$$

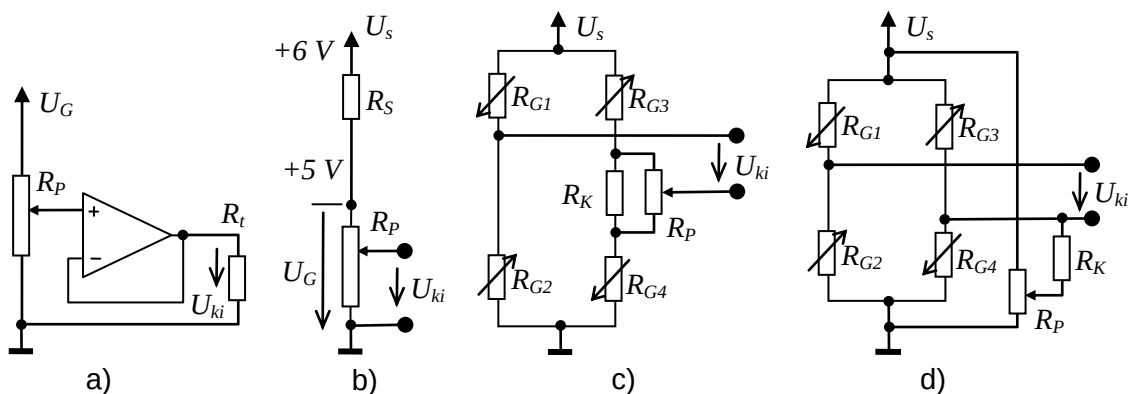
A kifejezés egyszerűsítése érdekében vegyük figyelembe, hogy a hídkapcsolás ellenállásai közel egyenlők, ezért értéküket R_G névleges értékkel és hozzá képest kis eltéréssel célszerű megadni:

$$R_{Gi} = R_G + \Delta R_{Gi}, \text{ ahol } \Delta R_{Gi} \ll R_G$$

Milyen megengedhető elhanyagolásokkal éltünk, ha a végeredmény a következő:

$$U_{ki} \cong \frac{U_s}{4} \left(\frac{\Delta R_{G2}}{R_G} + \frac{\Delta R_{G3}}{R_G} - \frac{\Delta R_{G1}}{R_G} - \frac{\Delta R_{G4}}{R_G} \right)$$

8. Négy nyúlásmérő bélyeggel működik a 2.5.c. ábrán látható kapcsolás. A nyúlásmérő bélyegek a felragasztás után maximum $\pm 1\%$ -kal eltérhetnek a névleges R_G értéktől. Az eltérések miatt terheletlen mérőtest mellett sem lesz a híd U_{ki} kimeneti feszültsége nulla. A kinullázást a 2.32.c. ábrán látható kiegészítéssel tesszük lehetővé. Méretezze az R_K ellenállást úgy, hogy az R_P potenciométerrel az R_{Gi} ellenállások eltéréseinek legrosszabb kombinációjánál is beállítható legyen $U_{ki} = 0$. Adatok: $R_G = 120 \Omega$ és $R_P = 1 \text{ k}\Omega$.
9. A 2.5.c. ábrán látható kapcsolás R_{G1} , R_{G4} bélyege húzott, R_{G2} , R_{G3} nyomott. A mérendő legnagyobb terhelés hatására a mérőtest relatív nyúlása $\Delta l/l = 0,06\%$. A mérőhidat $U_s = 6 \text{ V}$ egyenfeszültséggel tápláljuk. A bélyegek névleges jellemzői: $R_G = 350 \Omega$, $G = 2$. Mekkora a maximális kimeneti feszültsége a terheletlen állapotban kinullázott hídnak? Mekkora a híd áramfelvétele?



2.32. ábra.

10. Mekkora A_{us} szimmetrikus erősítése legyen az előző feladatban tárgyalt híd kimenetére kapcsolt szimmetrikus erősítőnek, ha teljes mechanikai terhelésnél $U_{ki} = 2,5 \text{ V}$ kimeneti feszültség szükséges? Méretezzon egyszerű szimmetrikus erősítőt, ha tápfeszültség $\pm 6 \text{ V}$ és $R_{bes} = 100 \text{ k}\Omega$!
11. Technikai okok miatt kénytelenek vagyunk a 2.5. a. ábrán látható két bélyeges kapcsolást használni. Az R_{G1} bélyeg húzott, R_{G2} passzív. A másik hídágban a bélyegek helyett pontos, $R_0 = 470 \Omega \pm 0,2\%$ ellenállásokat kapcsolunk az áramkörbe. $U_s = 6 \text{ V}$, $R_G = 350 \Omega$, $G = 2$. Mekkora a kimeneti feszültsége a terheletlen állapotban kinullázott hídnak, ha a mérendő legnagyobb terhelés hatására a mérőtest relatív nyúlása $\Delta l/l = 0,1\%$?
12. A bélyeg saját melegedéséből származó mérési hiba elkerülése érdekében korlátozni kell a bélyegre jutó elektromos teljesítményt. Mekkora maximális U_{smax} híd tápfeszültség adható a négy bélyeges hídra, ha:

a) a bélyegek kisméretűek, $1,5 \times 1 \text{ mm}$ aktív (érzékeny) felülettel.

b) a bélyegek nagyméretűek, $10 \times 5 \text{ mm}$ aktív felülettel.

Az aktív felületre 8 mW/mm^2 teljesítményt engedünk meg.

13. Egy piezorezisztív elven működő integrált nyomásérzékelő cella fontosabb paraméterei:

Érzékenység: $\Delta p = 1 \text{ mmHg}$ nyomásváltozás hatására $\Delta U_{ki}/U_s = 5 \mu\text{V/V}$

Legnagyobb mérhető nyomás: $p_{max} = 300 \text{ mmHg}$

Legnagyobb kiegyenlítetlenség nulla nyomásnál: megfelel ± 30 mmHg-nek

Érzékelő ellenállások: $R_G \approx 2400 \Omega$

Javasolt tápfeszültség: $U_s = 6 V_{DC}$

Mekkora szimmetrikus erősítés szükséges, hogy 250 mmHg nyomásnál 2,5 V kimeneti feszültség legyen?

14. Az előző feladatban szereplő mérőcella $p = 0$ nyomáson való kiegyenlítésére a 2.32.d. ábrán bemutatott kapcsolást használjuk. (A 2.32.c megoldás nem használható, mert a mérőcellában lévő hídkapcsolásnak négy pontja van kivezetve.) Méretezze az R_K ellenállást úgy, hogy az R_P potenciométer ($R_P = 470 \text{ k}\Omega$) szélső helyzeteiben a megadott legnagyobb kiegyenlítetlenség éppen megszűnjön!
15. A 8. feladatban leírt mérőhidat nem potenciométerrel akarjuk kinullázni, hanem A/D átalakítás után digitálisan. A híd hasznos kimeneti feszültségét a 9. feladatban kiszámítottuk. A mérendő mennyiség felbontása jobb legyen, mint 0,5%. Mekkora erősítésű szimmetrikus erősítőt alkalmazzunk, és hány bites A/D átalakítóra van szükség?
16. Egy piezoelektromos rezgésérzékelő a 0,1 Hz–16 kHz frekvenciatartományban használható és $0,5 \text{ pC/ms}^{-2}$ érzékenységgel. A kimenetére kapcsolt töltéserősítő 10 V/pC erősítés fokozatban működik, és a kimenetén $0,5 V_p$ csúcserősségű 16 Hz frekvenciájú szinuszos feszültséget mérünk. Mekkora a rezgésérzékelő mozgási amplitúdója?
17. A 2.17.c. ábra szerinti kapcsolással fényérzékelő áramkört készítünk, amely egy 560 nm hullámhosszon sugárzó (sárga) LED fényét érzékeli. A Si-fotódióda érzékenysége ezen a hullámhosszon $0,38 \text{ A/W}$. A LED párhuzamosított homogén sugárnyalábjából $0,3 \text{ mW}$ teljesítményű rész merőlegesen éri a fotódiódát. Mekkora R_{C2} ellenállás szükséges $U_{ki} = 4 \text{ V}$ feszültség előállításához. Mekkora hibát okoz a kimeneti feszültségben a műveleti erősítő $U_0 = 1 \text{ mV}$ offset feszültsége, illetve a fotódióda $I_{DS} = 20 \text{ pA}$ sötétáramja?
18. Hány dB-lel csökken az $f_0 = 2 \text{ MHz}$ frekvenciájú párhuzamos ultrahangnyaláb intenzitása, miközben 10 cm zsírszöveten halad át? Mekkora a kimenő intenzitás, ha a bemeneti $I_0 = 50 \text{ mW/cm}^2$?
19. Az $f_0 = 2 \text{ MHz}$ frekvenciájú párhuzamos ultrahangnyaláb zsírszövetben haladva, merőleges felületen májzsívszövetet találkozik. Mekkora a reflexió tényező? Ha a zsírszövet vastagsága a bőrtől a májig 10 cm, mekkora intenzitású visszhang érkezik vissza a bőrhöz, ha a bemenő intenzitás $I_0 = 50 \text{ mW/cm}^2$?
20. Véráramlást mérünk felszín közeli érben, $f_0 = 8 \text{ MHz}$ ultrahang frekvenciájú Doppler-készülékkel. Az érzékelő és az ér hossz tengelye kb. 40° -os szöget zár be. Mekkora a vett frekvencia, ha a vér a készülék felé áramlik 20 cm/s sebességgel? Milyen frekvenciájú, és a hallható tartományba esik-e a különbségi (Doppler-) frekvencia?

Bibliográfia

Könyvek az általános elméleti alapokról:

- [1] Hainzmann J. – Varga S. – Zoltai J.: Elektronikus áramkörök. Nemzeti Tankönyvkiadó, 2000.
- [2] Tarnóczy Tamás: Ultrahangok. Műszaki Könyvkiadó, Budapest, 1963.
- [3] R. Millner: Wissenspeicher Ultraschalltechnik. Fachbuchverlag, 1987.

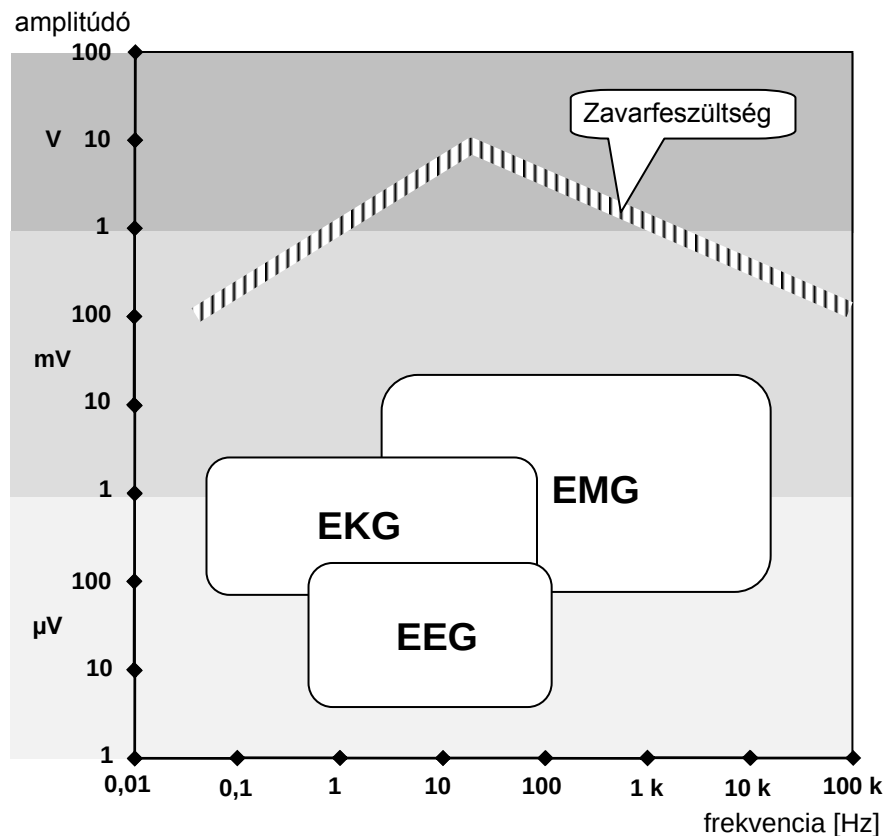
A fejezetben használt további referenciák

- [4] Dr. Petróczi Károly: Bevezetés a nyúlásmérő belyeges mérés technikába.
http://www.hbmiroda.hu/save/uplpdf/34-hbm_nyulasmero_belyeg_tanfolyam_pk_ea.pdf
- [5] Aczél Ákos: Felületi feszültségi állapot meghatározása nyúlásméréssel. Széchenyi István Egyetem Alkalmazott Mechanika Tanszék. Laboratóriumi mérési gyakorlat.
http://amt.sze.hu/images/am/2011_2012_1_felev/BSc_nappali/Szilardsagtan/Nyulasmeres_hibaszamitassal.pdf
- [6] <http://www.sensortech.com/en/products/pressure-sensors-and-transmitters/>
- [7] Introduction to LVDT – Basic Principles
<http://www.singer-instruments.com/products/tutorials/lvdt/introduction>
- [8] GT Precision LVDT Gauging Transducer. <http://www.rdpe.com/uk/gt.htm>
- [9] Dr. Hegedűs János: Rezgés mérés. Miskolci Egyetem. Elektrotechnikai – Elektronikai Tanszék.
<http://www.muszeroldal.hu/measurenotes/Rezgemesmeres.pdf>
- [10] Dr. Szuhay Péter: Az érzékelők és a szenzorelektronika kapcsolata. Kondenzátor-mérőmikrofonok és piezo-gyorsulásérzékelők jelfeldolgozása. Magyar Elektronika, 2011/10. 60–62. old.
- [11] Introduction to Charge Mode Accelerometers. <http://www.dytran.com/img/tech/a7.pdf>
- [12] The Principles of Piezoelectric Accelerometers <http://www.sensorsmag.com/sensors/acceleration-vibration/the-principles-piezoelectric-accelerometers-1022>

3. Biopotenciálok erősítése

3.1. Elektromos jelek és zavarok

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



3.1. ábra. A gyakrabban vizsgált biopotenciálok jellegzetes amplitúdó- és frekvenciatartománya, az ebben a frekvenciatartományban várható zavarokkal

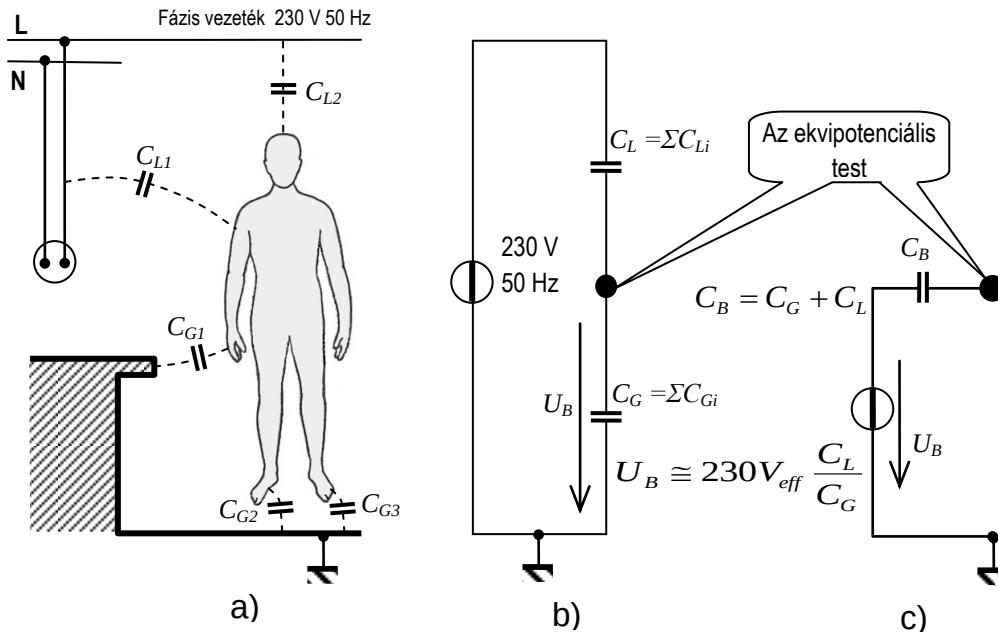
A három biopotenciál-típus sem egymástól, sem a zavarjelektől nem különíthető el kizárólag a frekvenciatartományuk alapján. Ezért olyan méréstechnikai módszereket kell alkalmazni, amelyek a keletkezési helyük alapján is segítenek elválasztani a mérendő és a zavaró komponenseket.

3.1.1. A jel- és zavarfeszültségek helyettesítőképe

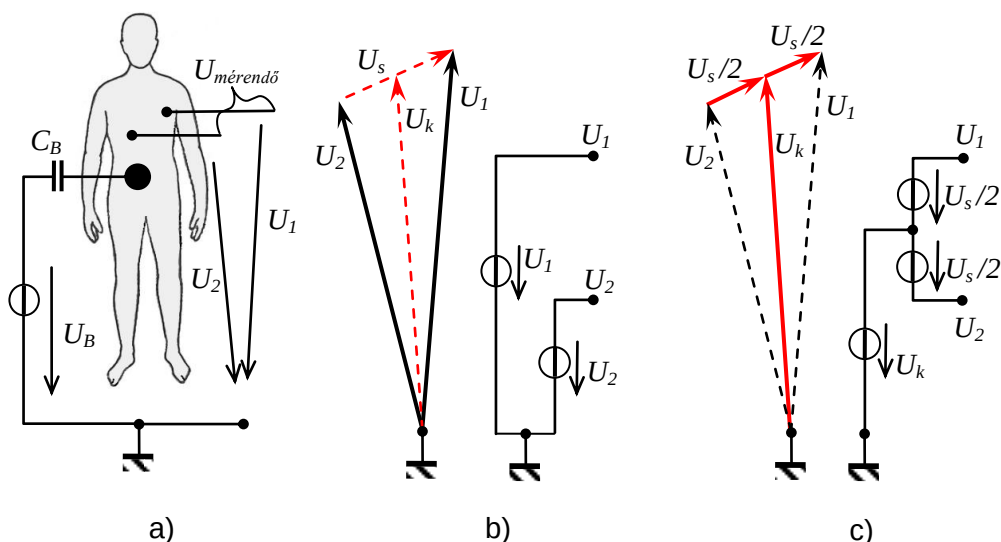
A leggyakoribb zavarforrás a váltakozóáramú táphálózat. A szokásos mérési feltételek mellett, a vizsgált személy környezetében nagyobb földelt vezető felületek (fémbútor, műszerek háza, fűtőtest és vezető padló) és kisebb felületű, hálózati feszültségen lévő vezetékek (vezeték a falban, konnektor, elosztó, hosszabbító, műsértápkábel) vannak. A személy ezekkel nincs galvanikus kapcsolatban, de az említett tárgyak felé kisebb-

nagyobb kapacitása van (3.2.a. ábra). Jellemzően a kapacitások impedanciája a hálózati frekvencián jóval nagyobb, mint a test különböző pontjai közötti impedanciák, ezért a test a zavarok hatásának vizsgálatakor jó közelítéssel ekvipotenciálisnak tekinthető. Ezért a 3.2.b. ábrán a helyettesítőképpen a testet egy pont ábrázolja. A fázisvezetékhez kapcsolódó kapacitások eredője C_L , a földre menő kapacitások eredője C_G .

Jellemző értékek: $C_L = 2\text{--}10\text{ pF}$, $C_G = 0,2\text{--}1\text{ nF}$. A két eredő kapacitás olyan feszültségosztót alkot, amelynek bemeneti jele a fázisfeszültség, kimeneti jele a testen megjelenő U_B leosztott feszültség. Végeredményben a test a hálózati zavar szempontjából egy olyan generátorral helyettesíthető, amely a földhöz képest $U_B = 0,2\text{--}2\text{ V}$ zavarfeszültségen van, és a generátor impedanciája a kapacitások eredője: $C_B = C_G + C_L$ alapján számítható.



3.2. ábra. A test kapacitása a környezethez (a), és a hálózati zavarás helyettesítőképe (b) és (c)



3.3. ábra. A mérendő biopotenciál és a hálózati zavarfeszültség eredője (a), annak helyettesítőképe (b), és felbontása szimmetrikus-közös összetevőkre (c)

A biopotenciál a test két pontja között mérendő, a legnagyobb zavarfeszültség pedig a test és a föld között jelenik meg. Így a földhöz képest két olyan feszültséget mérhetünk, amelyek a mérendő biopotenciál és a hálózathoz tartozó zavarfeszültség eredői. A mérés technika más területein is ismert az a helyzet, hogy három

pont közötti feszültségekből a nem földön lévő két pont különbségét kell mérni (3.3. ábra). Közben a mérőkészülékünk is valamilyen kapcsolatban áll a földdel. Ilyen mérési feladatokhoz fejlesztették ki a három bemeneti pólussal rendelkező szimmetrikus erősítőket.

A mérés tárgyalását megkönnyíti, ha az U_1 , U_2 feszültségeket a 3.3.b. vektorábra szerint felbontjuk, és átalakítjuk két másik vektorrá.

A mérendő jel a két potenciál különbsége:

$$U_s = U_1 - U_2 \quad (3.1)$$

Szokásos elnevezése: szimmetrikus összetevő (Symmetrical or Differential Voltage). Az U_s különbségi vektor felezőpontjához mutató feszültségvektor így számítható:

$$U_k = \frac{U_1 + U_2}{2} \quad (3.2)$$

Az U_k vektor szokásos elnevezése: közös összetevő (Common Mode Voltage). Tehát az U_1 és U_2 feszültség felírható a szimmetrikus és a közös összetevőkkel:

$$U_1 = U_k + \frac{U_s}{2}, \quad U_2 = U_k - \frac{U_s}{2} \quad (3.3)$$

Az egyenleteknek megfelelően a helyettesítőképben is a közös és a szimmetrikus jel generátorával modellezzük a bemeneti feszültséget a 3.3.c. ábra szerint. Az ábrán a feszültségek aránya torzított, a láthatóság érdekében a szimmetrikus összetevőt aránytalanul nagyra rajzoltuk, a valóságos arányokhoz képest. A felbontás előnyét majd akkor látjuk, amikor a jelforráshoz kapcsolódó erősítő tulajdonságaival foglalkozunk. Látható, hogy az erősítő bemeneti fokozatának „érzéketlennek” kell lenni a közös komponensre, mert ha a közös komponens is olyan mértékben erősítené, mint amilyen mértékben a szimmetrikust szükséges, akkor az messze túllépné az erősítőben létrehozható amplitúdót.

3.1.2. A testimpedanciák helyettesítőképe

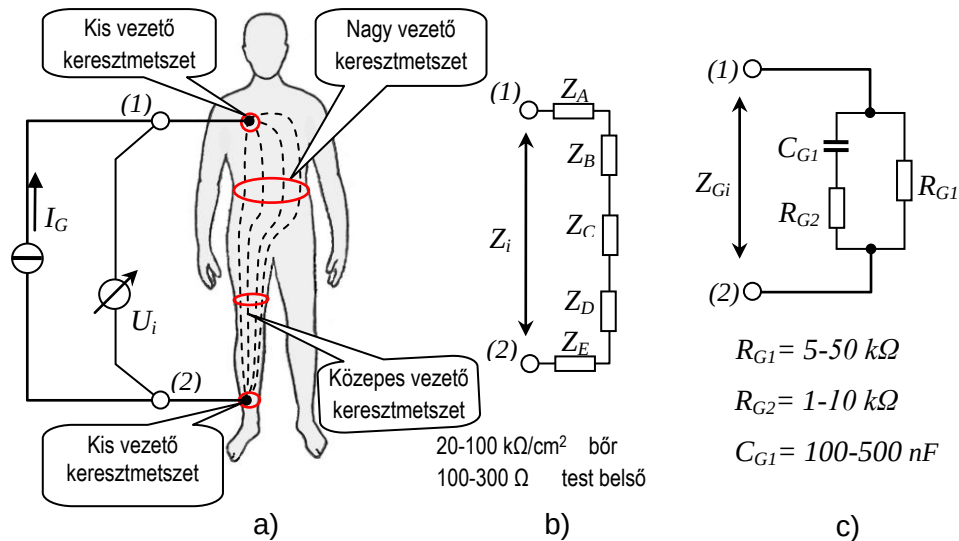
A mérések szempontjából fontos szerepe van a test különböző pontjai közötti impedanciáknak, hiszen ezek alkotják a mérendő feszültségforrás belső impedanciáját, és ezáltal megszabják a mérőkészülék minimálisan szükséges bemeneti ellenállását [4], [5], [6]. A testre helyezett elektródokról nyerhető feszültségekhez használt helyettesítőképet ezért ki kell egészíteni a belső impedanciákkal.

Az impedanciamérés elve, hogy ismert frekvenciájú szinuszos áramot hajtunk át a vizsgált testszakaszon, és mérjük az áram által létrehozott feszültségesezt (3.4. ábra). Természetesen az áram értékének az élettanilag veszélytelen határ alatt kell maradni. Csak az árammal megegyező frekvenciájú feszültség amplitúdóját mérjük, hogy a más forrásból származó zavaró feszültségek ne okozzanak mérési hibát.

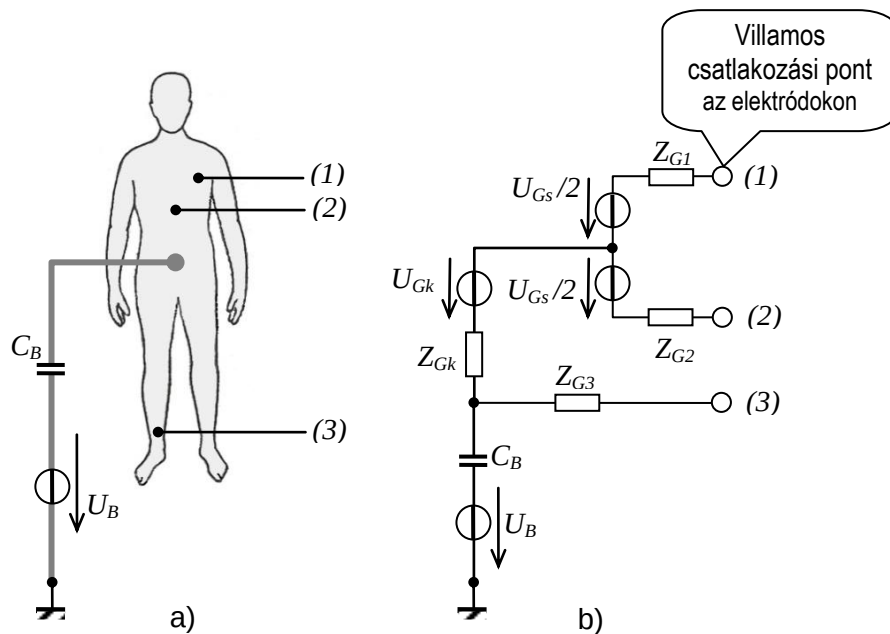
$$|Z_i| = \frac{U_{ieff}}{I_{Geff}} \quad (3.4)$$

Több frekvencián végzett mérésből az impedancia frekvenciafüggő helyettesítőképe is meghatározható. Két felszíni pont között mérhető impedancia a két csatlakozó elektród, a két elektród-bőr átmenet és a köztük lévő test impedanciájának soros eredője. Minél szélesebb frekvenciatartományban szeretnénk az impedanciát jól helyettesíteni, annál több elemből álló helyettesítőképet kell használni. A mérési tapasztalatok szerint, a 0–10 kHz frekvenciatartományban az eredő impedancia két-három R-C elemmel jól helyettesíthető.

A sorosan kapcsolódó összetevők közül a két elektród-bőr átmenet impedanciája a legnagyobb, ezért az eredő kevésbé függ a test belsejének impedanciájától, így az elektródok távolságától. Az érintésvédelem elemzésekor (ld. 5.1. Az áram fiziológiai hatása c. fejezet) kisebb impedanciákkal találkozunk, mert a szövetek impedanciája feszültségfüggő, külső feszültség hatására csökken (pl.: a bőr átüt). A jellemző értékek széles tartománya arra utal, hogy azok az elektród típusán kívül egyéntől is függenek, és időben is változók. Így a test modellje az 1 és 2 elektródok között mérendő biopotenciál, a hálózathoz tartozó zavarjel, valamint a belső impedanciák figyelembevételével a 3.5. ábra szerint néz ki.



3.4. ábra. Az eredő impedancia két testfelszíni elektród között. A két elektród közötti áramvonalak (a), a két elektród közötti összetevő impedanciák soros eredője (b), az eredő impedancia frekvenciafüggő helyettesítőképe (c), ami több frekvencián végzett mérésekből számítható.



3.5. ábra. A test helyettesítőképe a mérendő biopotenciál és a hálózati zavarok figyelembevételével

A 3.4.c ábra mutatja, hogy a testimpedanciák összetettek (frekvenciafüggők), ezért minden Z_{Gi} vektormennyiség (megadásuk komplex számokkal történhet). A komplex impedanciának nagysága (abszolút értéke) és iránya (fázisszöge) van. A Z_G impedanciákat azért nem részletezzük a helyettesítőképben, mert mindig olyan mérőkörü bemeneti ellenállásokat igyekszünk megvalósítani, hogy az az eredő testimpedanciák abszolút értékénél sokkal nagyobb legyen. Így végeredményben a testimpedanciát a fázisszögétől függetlenül elhanyagolhatóvá tesszük a bemeneti ellenálláshoz képest.

Az U_{Gk} feszültség lehet külső (pl. hálózati eredetű) zavar, de lehet olyan biopotenciál is, amit nem akarunk mérni. Például EEG-jelek mérésénél a páciens EKG-jele ugyanúgy zavar, mint a külső zavarok. Jobb a zavart a mérési módszerrel kizárni, mint a jelfeldolgozás során szűrővel eltávolítani.

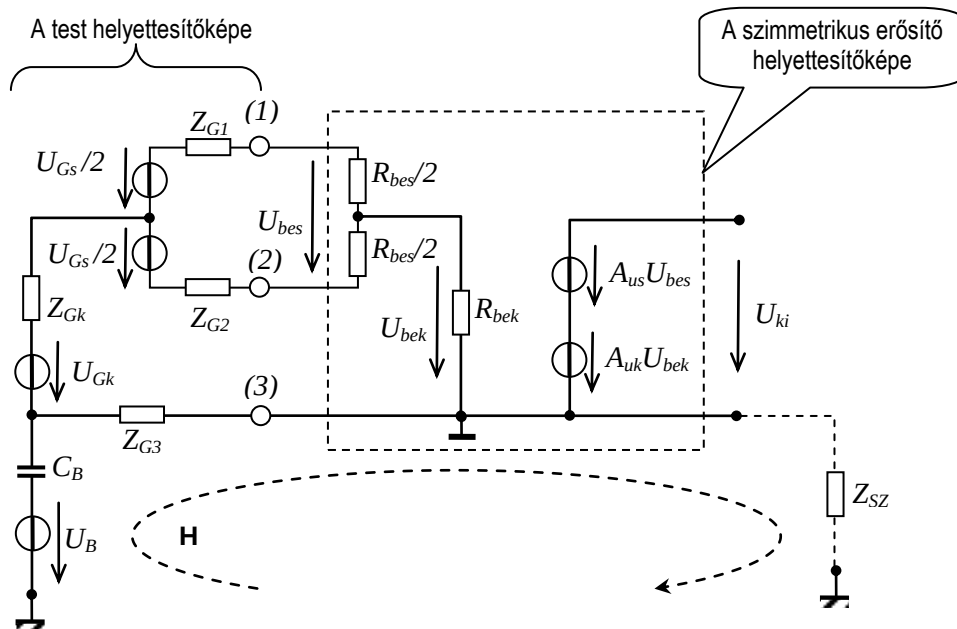
3.2. Szimmetrikus erősítők

3.2.1. Az erősítő helyettesítőképe

A feszültségek méréséhez szükséges erősítés megvalósítására használjuk a szimmetrikus erősítőt, amelynek helyettesítőképe a 3.6. ábrán látható. A helyettesítőkép a belső felépítés bemutatása nélkül, a bemenet, a kimenet és a köztük létrejövő erősítés szempontjából jellemzi az erősítőt. Az (1) és (2) jelű csatlakozópontok az erősítő bemenetei. A 3. jelű kapocs, az erősítő bemenete és kimenete közötti közös referenciapont, más szóhasználattal az erősítő belső földje. Az erősítő működésének vizsgálatánál minden belső feszültséget ehhez viszonyítunk, de a működéshez nem szükséges, hogy leföldeljünk.

(A tápfeszültségnek is ez az egyik csatlakozási pontja.) A helyettesítőképen a létrejövő kimeneti feszültséget két vezérelt generátorral létrehozva modellezzük. Az (1) és (2) bemeneti kapcsok közötti feszültségkülönbség az U_{bes} szimmetrikus feszültség, ami az erősítés következtében a kimeneten A_{us} -szeresen felerősítve jelenik meg. Ezt modellezi az A_{us} átvitelű vezérelt generátor. A két egyenlő ($R_{bes}/2$) ellenállás az (1) és (2) kapcsok között, eredőben adja az R_{bes} szimmetrikus bemeneti ellenállást. Közös pontjukon jó közelítéssel a bemeneti feszültség U_{bek} közös komponense jelenik meg. (A közelítés annál jobb, minél inkább teljesül az $R_{bek} \gg R_{bes}$ feltétel.). Ez vezérli a kimeneti feszültség másik részét létrehozó generátort. A teljes kimeneti feszültség:

$$U_{ki} = U_{bes}A_{us} + U_{bek}A_{uk} \quad (3.5)$$



3.6. ábra. A szimmetrikus erősítő és a bemenetére csatlakozó test helyettesítőképe

Az U_{bes} szimmetrikus feszültségkomponenst jól meghatározott mértékben erősíteni kell. Az erősítés több fokozatban változtatható, és a legnagyobb értéke akár $A_{us} = 10^6$ is lehet. Az A_{uk} erősítés legyen minél kisebb ($|A_{uk}| < 1$), ideális esetben $A_{uk} = 0$. Az A_{uk} megadása helyett az erősítőt jobban jellemzi a két erősítés aránya, az E_{ku} közös feszültség-elnyomási tényező (CMRR = Common Mode Rejection Ratio):

$$E_{ku} = \frac{A_{us}}{A_{uk}} \quad (3.6)$$

A mérési pontosság érdekében kívánalom, hogy a közös feszültség-elnyomási tényező minél nagyobb legyen. Ennek megvalósításáról és korlátairól az áramköri megoldásoknál szólnunk.

Jellemző érték: $|E_{ku}| = 10^5 \dots 10^6$, logaritmikus egységben: 100 ... 120 dB.

(A szimmetrikus erősítőknek más ekvivalens helyettesítőképük is van. A bemeneti ellenállásokat az itt használt csillagkapcsolás helyett háromszöghelyettesítéssel is helyettesíthetjük. A két kapcsolás egymásba átalakítható. A közös jel-erősítés figyelembe vehető egy bemeneti generátorral is.)

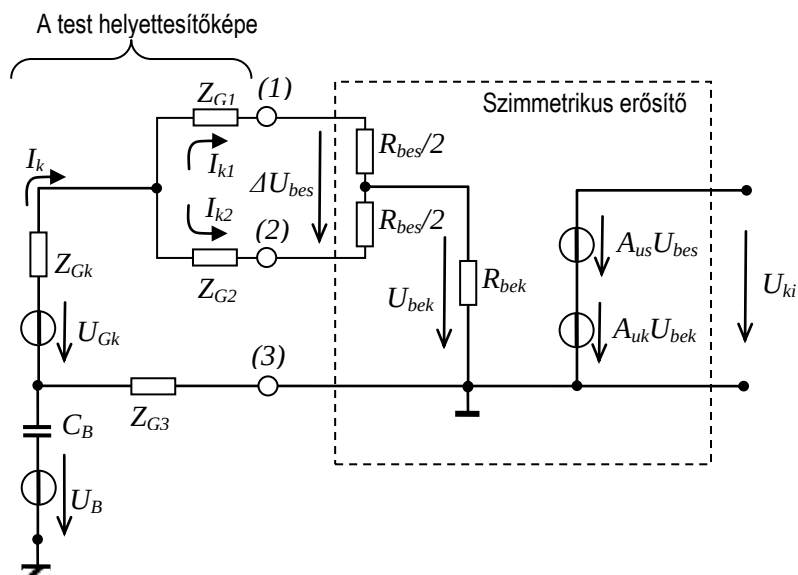
A bemeneti impedanciák is hatással vannak a biopotenciál mérési pontosságára. Annak érdekében, hogy a jel forrás bizonytalan értékű impedanciájától függetlenül az erősítő bemenetére $U_{bes} = U_{Gs}$ feszültség kerüljön, az R_{bes} ellenállás a jel forrás $Z_{G1} + Z_{G2}$ impedanciája abszolút értékénél jóval nagyobb kell legyen ($R_{bes} > 2,5 \text{ M}\Omega$).

Vizsgálataink során élünk a lineáris rendszerekben megengedett szuperpozícióval, és csak az éppen vizsgált jel forrást vesszük figyelembe, míg a nem vizsgált jelkomponens feszültséggenerátorát rövidzárral helyettesíthetjük (inaktíváljuk).

A páciens teste nem földelt. Az erősítő működése igényli, hogy a bemenetei (1), (2) és a belső referencia (3) között galvanikus kapcsolat legyen. (Az erősítő 10 pA–10 nA nagyságrendű bemeneti egyenáramát el kell vezetni.) Ezért az erősítő (3) bemenetét a páciens testének olyan pontjára kötjük, amely a mérendő jel szempontjából semleges, így a testen keresztül létrejön a galvanikus kapcsolat. Ezzel úgy tűnhet, hogy az U_B zavarjel-generátor hatástalan a szimmetrikus erősítő bemenetére. Az erősítő kimenete azonban további áramkörökhöz, feldolgozó és kijelző készülékekhez kapcsolódik, amelyek belső (referencia) földje valamilyen kapcsolatban van a földhálózattal. Ezt a kapcsolatot helyettesíti a Z_{SZ} impedancia. Így kialakul egy olyan áramköri hurok (**H**), amelyben zavaráram folyik át a Z_{G3} impedancián. Ez pedig feszültséget ejt rajta, ami az erősítő szempontjából, U_{Gk} növekedésével egyenértékű. Minél kisebbek a hurokban lévő impedanciák Z_{G3} -hoz képest, annál nagyobb része esik a hurokban lévő U_B zavarfeszültségeknek Z_{G3} -ra. Ezért a csatlakozó áramkörnek legyen minél nagyobb impedanciája a föld felé. (A megoldást lásd majd: 3.6. Galvanikusan leválasztott erősítők c. fejezetben.) További probléma, hogy a Z_{SZ} impedanciával sorban zavarfeszültség-forrás is megjelenhet. A földetlen készülékek, hasonlóan a földetlen pácienshez, mindig rendelkeznek a hálózat felé és a föld felé kapacitással, ami az U_B feszültséghez hasonló módon, leosztott zavarfeszültséget eredményez. Földelt készüléknél az hoz be zavarfeszültséget, hogy a földhálózat nem tökéletesen ekvipotenciális. (Lásd még a problémát: 3.3.3. Földhurok c. fejezetben.)

3.2.2. Az eredő közös-jel-elynyomás

Az előző részben láttuk, hogy az U_{Gs} biopotenciál pontos mérése érdekében nagy R_{bes} bemeneti ellenállás szükséges. Legalább ennyire fontos az is, hogy az (1), (2) bemeneti pontok között ne keletkezzen potenciálkülönbség az U_{Gk} közös zavarfeszültségből. A hiba keletkezése a 3.7. ábrán követhető.



3.7. ábra. Szimmetrikus hibajel keletkezése az U_{Gk} közös zavarfeszültség hatására

Az U_{Gk} közös feszültség hatására I_k áram folyik az ábrán jelölt helyen. Az I_k áram kétfelé ágazva (I_{k1} és I_{k2}) átfolyik a Z_{G1} , illetve Z_{G2} impedanciákon. A két ágban közel azonos áram folyik, mert a nagy és egyenlő $R_{bes}/2$ bemeneti ellenállások határozzák meg döntően az áram eloszlását.

$$I_{k1} \cong I_{k2} \cong \frac{I_k}{2}, \text{ mert } \frac{R_{bes}}{2} \gg Z_{Gi}, i = 1, 2 \quad (3.7, 3.8)$$

Ha Z_{G1} és Z_{G2} eltérő értékű, akkor az erősítő bemenetén ΔU_{bes} hibafeszültség keletkezik, ami az erősítő szempontjából megkülönböztethetetlen a mérendő U_{Gs} feszültségtől.

$$\Delta U_{bes} = I_{k2}Z_{G2} - I_{k1}Z_{G1} \cong \frac{I_k}{2}\Delta Z_G \quad (3.9)$$

Ahol:

$$I_k \cong \frac{U_{Gk}}{Z_{G3} + Z_{Gk} + \frac{R_{bes}}{4} + R_{bek}} \approx \frac{U_{Gk}}{R_{bek}} \text{ és } \Delta Z_G = Z_{G2} - Z_{G1} \quad (3.10, 3.11)$$

A hiba hatékonyan csak a közös ágba folyó I_k áram csökkentésével csökkenthető, hiszen a Z_{G1} , Z_{G2} impedanciák csökkentésére az elektródok megválasztásával ugyan törekedhetünk, de különbségük bizonytalan marad. Ezért az erősítő R_{bek} közös bemeneti ellenállásának növelésével kell a mérési hiba ellen védekezni (ez csökkenti I_k -t).

$$\Delta U_{bes} \approx \frac{U_{bek}}{2R_{bek}}\Delta Z_G \quad (3.12)$$

(Itt már figyelembe vettük, hogy a nagy R_{bek} eredményeként $U_{bek} \approx U_{Gk}$.) A hiba elhárításának mértékére jellemző az illesztési elnyomási tényező:

$$E_{ku \text{ ill}} = \frac{U_{bek}}{\Delta U_{bes}} = \frac{2R_{bek}}{\Delta Z_G} \quad (3.13)$$

A közös zavaró jelek elnyomása az illesztés és az erősítő elnyomási tényezőjének eredője:

$$\frac{1}{E_{ku \text{ eredő}}} = \frac{1}{E_{ku \text{ ill}}} + \frac{1}{E_{ku}} \quad (3.14)$$

Az összetevők nagysága és előjele bizonytalan, ezért számoljunk a legrosszabb esettel, a minimumok abszolút értékével:

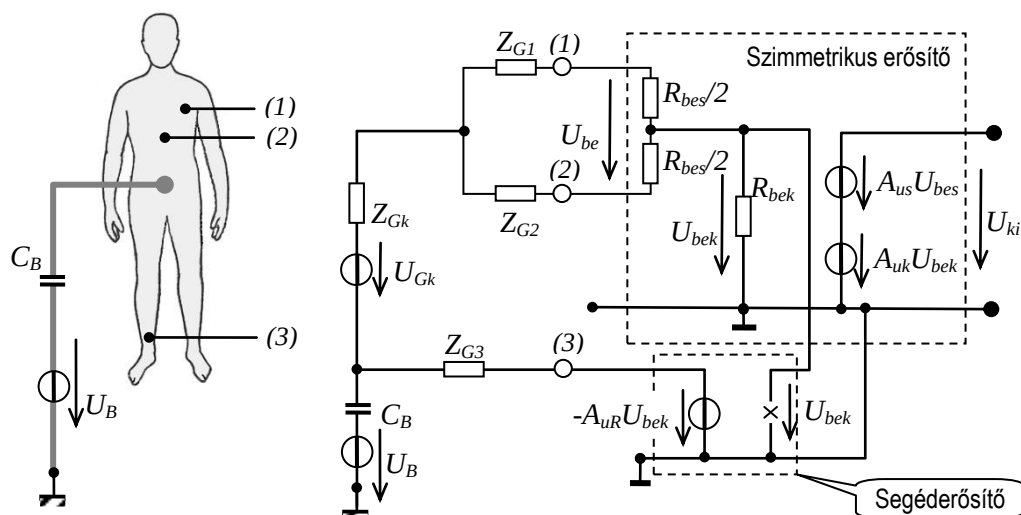
$$\frac{1}{E_{ku \text{ eredő}}} = \frac{1}{|E_{ku \text{ ill min}}|} + \frac{1}{|E_{ku \text{ min}}|} \quad (3.15)$$

Látható, hogy az eredő növelése úgy célszerű, ha mind az $E_{ku \text{ ill}}$ mind az E_{ku} értékét egyformán nagyra növeljük. Ezeket a hatásokat is figyelembe véve a bemeneti ellenállásokra a következő irányadó értékeket kapjuk:

$$R_{bes} > 2,5 \text{ M}\Omega \quad R_{bek} > 1 \text{ G}\Omega$$

A mérendő jelek mindig változások, tehát nem lenne szükség az egyenáramú átvitelre, de az erősítő működéséhez szükséges galvanikus kapcsolat, valamint az illesztési közösjel-elnyomás szempontjából (R_{bes} szimmetria, lásd: 3.7. ábra) célszerű a közvetlen csatolás. A következő erősítőfokozatban, ami már nem szimmetrikus, alkalmazhatunk váltakozóáramú csatolást. Nagyon fontos, hogy a szimmetrikus erősítő csak addig képes a szimmetrikus jelet erősíteni és a közös összetevőt elnyomni, amíg a bemeneti feszültségek amplitúdója nem haladja meg az erősítőre megadott határt. A gyakran használt erősítőtípusoknál ez a határ nem nagyobb a tápfeszültségnél. A kisebb túllépés nem okozza az erősítő tönkremenetelét, de hibás kimeneti feszültséget eredményez. A telepes táplálásra, egyszerűbb felépítésre és a kis fogyasztásra törekvés érdekében az erősítőket egyre kisebb tápfeszültségről működtetik (+3,5 ... +5 V). Tehát olyan kapcsolásra van szükség, amely a nagy E_{ku} mellett az U_{bek} feszültség amplitúdóját egy-két volton belül tartja.

3.2.3. A közös jel aktív csökkentése



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

A mérőerősítőre jutó közös feszültségkomponenst csökkenthetjük, ha a (3) elektródot nem a mérőerősítő belső földpontjára kapcsoljuk, hanem egy segéderősítő kimenetére. A segéderősítőt úgy kell vezérelni, hogy a kimenete a mindenkor közös feszültséggel ellentétes legyen (aktív föld). A 3.8. ábra szerinti kapcsolásban a segéderősítőt a szimmetrikus erősítő U_{bek} közös bemeneti feszültsége vezérli.

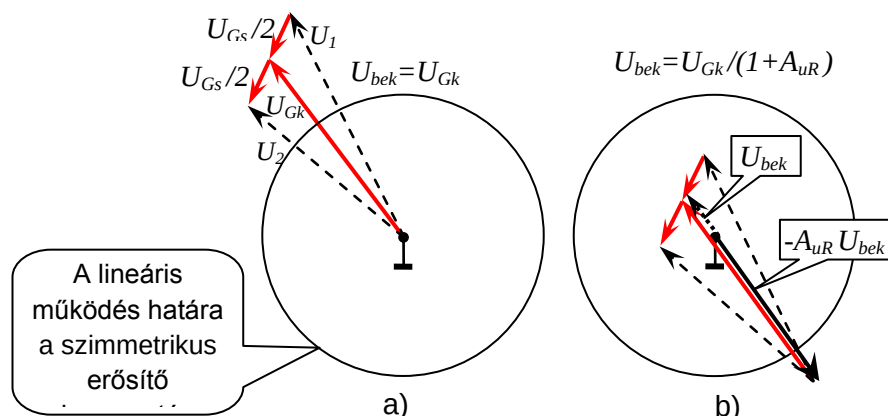
A segéderősítő negatív visszacsatolást valósít meg a közösjelre. Az eddigi feltételeink szerint élhetünk azzal a közelítéssel, hogy R_{bek} sokkal nagyobb, mint $Z_{G3} + Z_{Gk}$ és a párhuzamosan kapcsolódó $Z_{Gi} + R_{bes}/2$ ágak soros eredője. Így a segéderősítő kimeneti feszültsége a (3) csatlakozási pontról elhanyagolható leosztással jut a szimmetrikus erősítő bemenetére, és hozza létre az U_{bek} közös bemeneti feszültséget. A *segéderősítő-test-szimmetrikus erősítő bemenete* által alkotott hurokra felírható:

$$-A_{uR}U_{bek} + U_{Gk} = U_{bek} \quad (3.16)$$

Ebből:

$$U_{bek} = \frac{U_{Gk}}{1 + A_{uR}} \quad (3.17)$$

Az U_{bek} feszültséget az A_{uR} erősítésű segéderősítő U_{Gk} -hoz viszonyítva lecsökkenti.

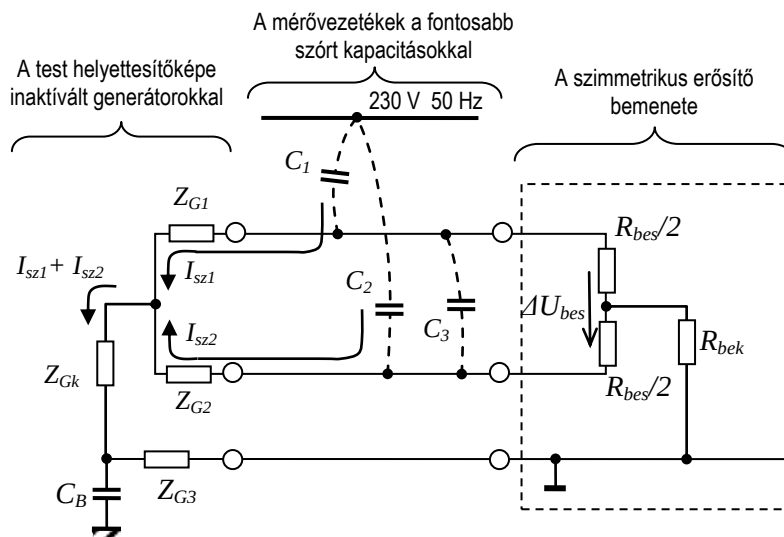


3.9. ábra. A szimmetrikus erősítő számára túl nagy U_{bek} közös feszültség (a), és a segéderősítővel lecsökkentett U_{bek} vektorábrája.

Az aktív közösjel csökkentést vektorokkal mutatja be a 3.9. ábra. A 3.9.a. ábrán a segéderősítő nélküli kapcsolást az U_{Gk} közösjel túlvezérli, a 3.9.b. ábrán a segéderősítő a bemeneti jelek amplitúdóját a lineáris működési tartományba viszi. A bemeneti túlvezérlés elkerülése mellett a közös bemeneti jel amplitúdójának csökkenése úgy hat a kimeneti jelre, mintha a közösjel-elnyomást ezzel arányosan növeltük volna. A segéderősítő olyan külső hálózaton keresztül van visszacsatolva, amelynek elemei „ismeretlenek”, esetről esetre változnak. A gerjedés elkerülése érdekében az A_{uR} erősítés nagyságát és frekvenciafüggését körültekintően kell megtervezni ($|A_{uR}| = 10 \dots 100$). Az EKG végtagelektrodokkal történő mérésénél a közös feszültséget aktívan kompenzáló kimenetet a jobb lábra kötik, a megoldás közismert elnevezése: meghajtott jobb láb (DRL = Driven-right-leg) [7].

3.3. A mérővezetéken bejutó zavarjelek

3.3.1. Kapacitív csatolású zavarok



3.10. ábra. A hálózat és a mérővezetékek közötti szórt kapacitások hatása

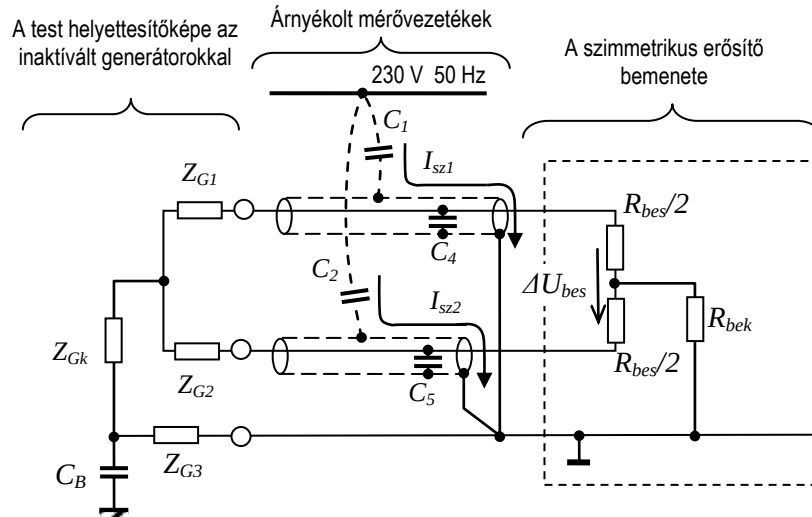
A környező fázisvezetéknek (vagy más, váltakozó feszültségen lévő fémfelületeknek) szórt kapacitásuk van az 1–2 m hosszú mérővezeték felé (3.10. ábra). A vezeték helyzetétől és méretétől függő C_1 és C_2 szórt kapacitásokon keresztül (1–10 pF), a hálózati feszültség I_{sz1} és I_{sz2} áramot hoz létre, ami a test felé folyik (ugyanis a Z_G impedanciák elhanyagolhatók az erősítő bemeneti ellenállásához képest). A Z_{G1} és Z_{G2} impedanciákon

$$\Delta U_{bes} = I_{sz1} Z_{G1} - I_{sz2} Z_{G2} \quad (3.18)$$

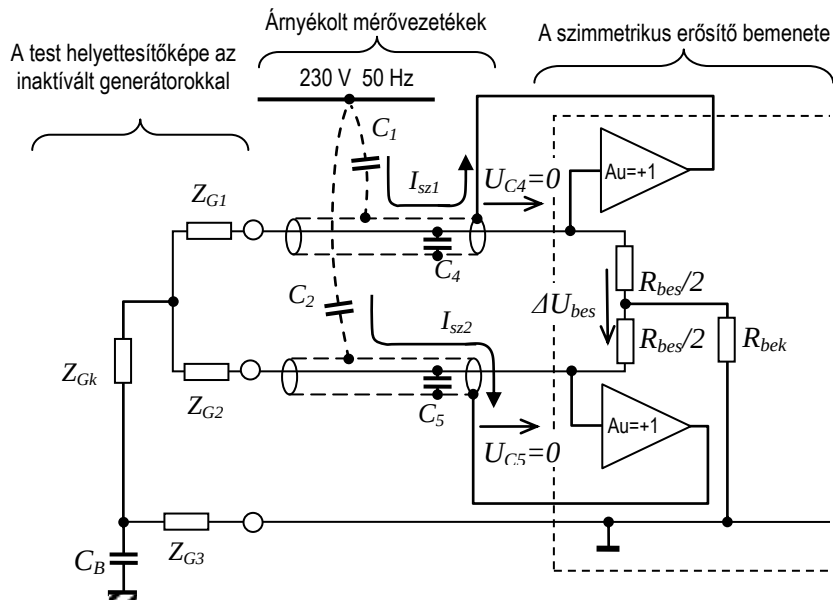
feszültségkülönbség keletkezik, ami mérési hibaként jelenik meg az erősítő bemenetén.

A mérővezetékek egymáshoz képesti kapacitása (C_3) önmagában nem okoz zavart, de párhuzamosan kapcsolódva csökkenti a szimmetrikus bemeneti impedanciát.

Védekezésül árnyékolt mérőkábelt kell használni (3.11. ábra). Az árnyékolást olyan pontra kell kötni, ahová a szórt kapacitások I_{sz} árama levezethető, hogy ne folyjanak át a Z_{G1} , Z_{G2} impedanciákon, így nem okoznak mérési hibát. Az árnyékoláson belül azonban megjelenik a C_4 , C_5 kábelkapacitás ($C = 100\text{--}200$ pF/m), ami a szórt kapacitásnál jóval nagyobb, és újabb problémák forrása. Ha nem zavarmentes helyre kötjük az árnyékolást, akkor a kis zavarjelet is intenzíven átvisszi a belső erre. Így a két árnyékolás közötti feszültségkülönbség szimmetrikus hibajelet hoz létre, ezért az árnyékolásokat egy pontra kell kötni.



3.11. ábra. A belső földre kötött árnyékolás elvezeti a bemenetekről a zavaráramot, de megnöveli a kapacitásokat



3.12. ábra. Az árnyékolás bemeneti kapacitást növelő hatását a feszültség-utánhúzás megszünteti

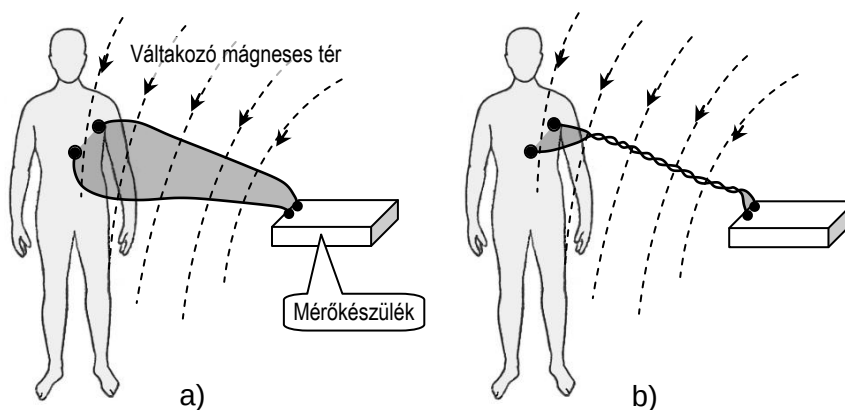
Igaz, hogy az árnyékolás a mérővezetékek egymáshoz képesti C_3 kapacitását is megszünteti, de a kábelek C_4 , C_5 kapacitásai az erősítő bemenetével párhuzamosan kapcsolódva csökkentik a közös bemeneti impedanciát, aminek hátrányait láttuk az illesztési közösjel-elnyomással kapcsolatban.

A kábelkapacitás hátránya kiküszöbölhető, ha egy segéderősítővel az árnyékolást folyamatosan a belső érrel megegyező potenciálra tartjuk, más szóval utánhúzzuk. Ennek megvalósítására a 3.12. ábrán egy-egy $+1$ erősítésű segéderősítő bemenete a belső érre, a kimenete az árnyékolásra van kötve. A C_1 és C_2 szórt kapacitások zavaró áramát a segéderősítők kimenete vezeti el (az erősítő belső földje felé). A segéderősítő nagy bemeneti ellenállású, hogy ne csökkentse a szimmetrikus erősítő bemeneti ellenállását. A belső ér és a vele együtt változó feszültségű árnyékolás eredményeként a kábelkapacitáson nincs feszültségváltozás ($U_{C4} = U_{C5} = 0$), tehát nem folyik áram, a C_4 , C_5 kapacitások látszólag megszűntek.

A névlegesen $+1$ erősítésű utánhúzó erősítő a kábel belső kapacitáson keresztül pozitívan visszacsatolódik. Ez gerjedést okozhat, ezért az utánhúzást gyakran az erősítő kimenetére kötött feszültségosztóval $0,98 \dots 0,99$ -re csökkentik. A hosszú mérővezetékek zavarérzékenysége úgy is csökkenthető, ha előerősítőt építünk az elektród közvetlen közelébe.

3.3.2. Induktív csatolású zavarok

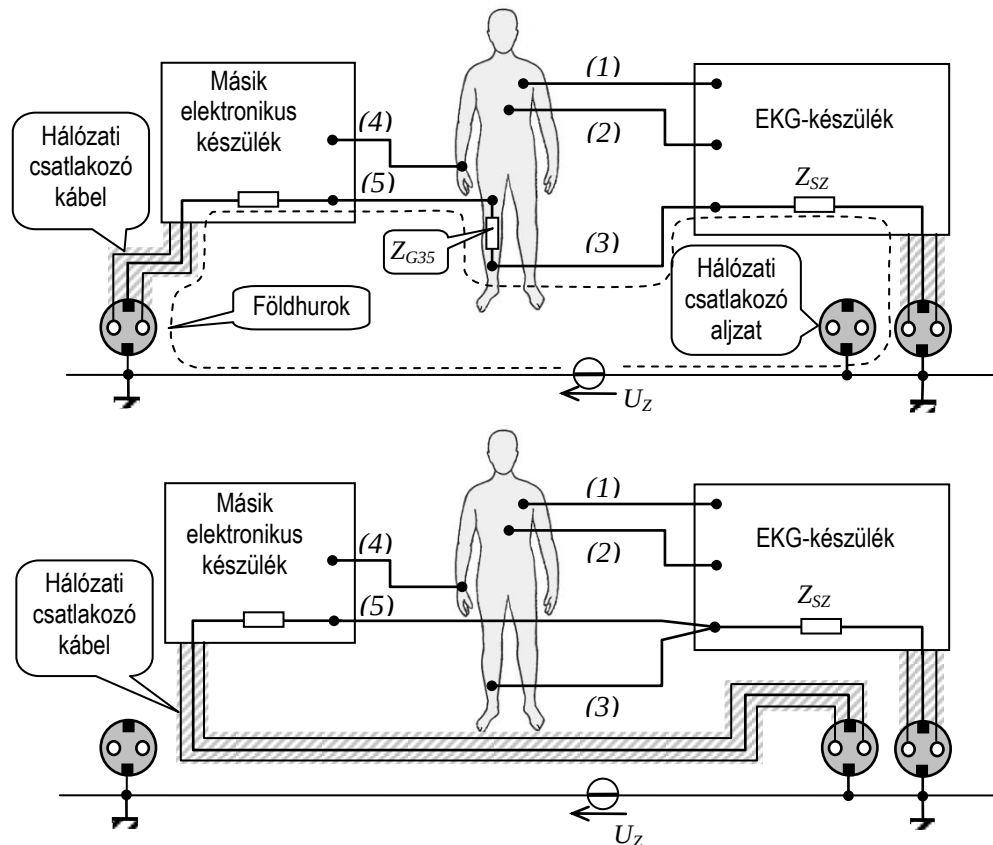
A páciens környezetében található hálózati táplálású berendezések árama váltakozó mágneses teret kelt. A mérővezetékek és a test által alkotott hurok Φ_{sz} mágneses fluxust zár körül, ami a hurokban feszültséget indukál. Ez a feszültség közvetlenül a mérendő szimmetrikus komponens hibájaként jelenik meg. Csökkentésére a hurok területét kell csökkenteni, ami a mérővezetékek összesodrásával érhető el (3.13. ábra). (Az egyszerű árnyékolt vezeték használata a mágnesesen indukált zavart nem csökkenti.)



3.13. ábra. A váltakozó mágneses tér által indukált zavarfeszültség csökkentése a vezetékek összecsavarásával

3.3.3. Földhurok

A hálózati csatlakozásokkal együtt életvédelmi földelő hálózatot is kialakítanak. (Laboratóriumi környezetben emellett egy méréstechnikai zavarvédelmi földelési rendszer is lehet.) A földelő hálózatok kis impedanciájúak és valahol egyesítve vannak, tehát elvileg ekvipotenciálisak. A valóságban különböző pontjaik között akár száz mV_{eff} feszültségkülönbség is lehet, ami a mérőkörbe kerülve nagy hibát okoz. Időszakosan ennél nagyobb feszültség is lehet a földelő hálózaton, ha valamelyik készülék meghibásodott. A 3.14. felső ábrán a páciensre két műszer kapcsolódik, amelyek távoli csatlakozókból kapják a tápfeszültséget. A két csatlakozóaljzat földpotenciálja között U_z feszültség van, ami a műszerek mérővezetékén keresztül a testre kerül. A hurok legnagyobb ellenállású szakaszára, vagyis a testre jut a zavarfeszültség legnagyobb része. Jobb esetben közös, rosszabb esetben szimmetrikus komponensként. A 3.14. alsó ábrán a készülékek közeli hálózati csatlakozókból kapnak táplálást, amelyek földpontjai között nincs zavarfeszültség. Másrészt a készülékek (3), (5) jelű referenciavezetéke sem a test ellenállásán keresztül találkozik (egy pontra földelés). Mindkét változtatás abba az irányba hat, hogy a testre ne kényszerítsük rá a zavarfeszültséget. Ugyanakkor nem lehet kizárni, hogy további készülékek is kapcsolatba kerüljenek a pácienssel, tehát az összekötés áttekinthetetlen, a földhurokmentesség megvalósíthatatlan lesz. Ezért mind zavarvédelmi, mind életvédelmi szempontból szükséges követelmény, hogy a készülékeknek a pácienshez csatlakozó része a táphálózattól nagy impedanciával, galvanikusan le legyen választva. A közeli hálózati csatlakozóaljzatok használata vagy a mérőkészülékek referenciabemenetének egy ponthoz csatlakozása ebben az esetben is szükséges.



3.14. ábra. A földhurok kialakulása (felül), és elkerülése a helyes hálózati csatlakozással és páciens csatlakozással (alul)

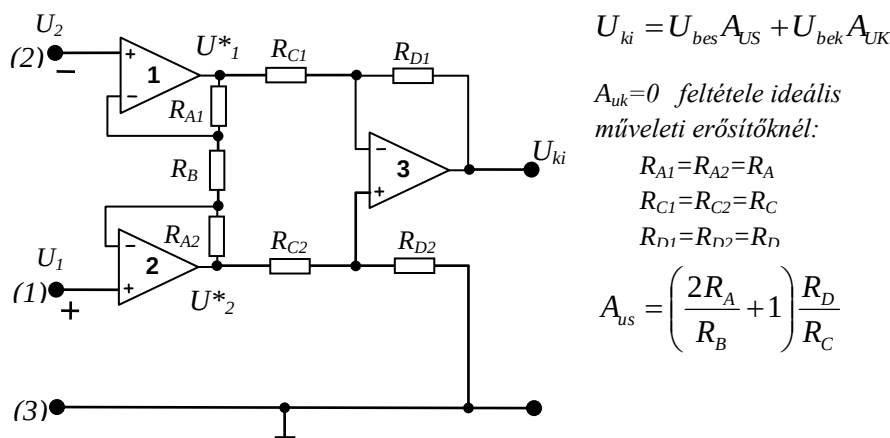
3.4. Szimmetrikus erősítő kapcsolások

A szimmetrikus erősítők megvalósítására sok, műveleti erősítős kapcsolás ismert. A műveleti erősítő maga is egy nagy erősítésű szimmetrikus erősítő, de a szükséges átviteli tulajdonságokat csak pontos ellenállásokból felépített visszacsatoló hálózattal képes megvalósítani. A biopotenciálok méréséhez szükséges nagy szimmetrikus bemeneti ellenállást és nagy közös bemeneti ellenállást olyan kapcsolásokkal lehet elérni, amelyeknél a szimmetrikus erősítő bemeneteit közvetlenül a műveleti erősítő bemenetei alkotják [8], [9]. (A műveleti erősítő bemenete előtt legfeljebb soros védőellenállások vannak. Lásd 3.4.2.)

3.4.1. Három műveleti erősítős mérőerősítő

Kapcsolási rajza a 3.15. ábrán látható. A mérőerősítő elnevezés (Instrumentation Amplifier) arra utal, hogy a kapcsolás a műveleti erősítők és a kapcsolásba beépített pontos ellenállások segítségével, egy mérés technikai célra alkalmas specifikációjú erősítőt valósít meg.

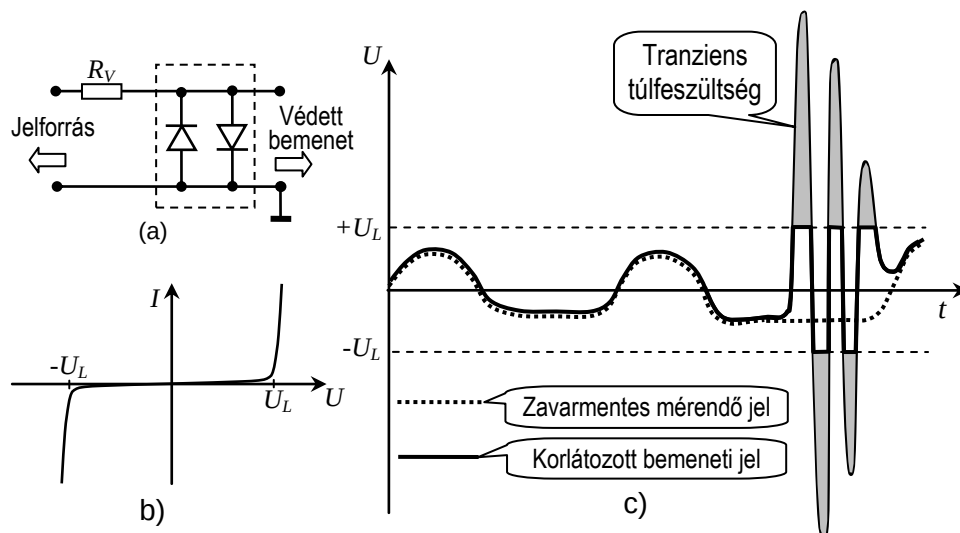
A kapcsolás eredő közösjel-elnyomása a műveleti erősítők közösjel-elnyomásától és az ellenállások egyenlőségére vonatkozó feltételek betartásának pontosságától függ. Ez utóbbi nagy pontosságú ellenállásokkal vagy az erősítő bemérésénél az egyik ellenállás beállításával valósítható meg. A 0,5% toleranciájú ellenállásokkal, beállítás nélkül elérhető érték 60–80 dB. A specifikált E_{ku} csak kisfrekvencián teljesül, 0,5–5 kHz frekvenciától indulva, a frekvenciával fordított arányban csökken. A kapcsolást egy tokba integrálva is gyártják, ahol R_B kapcsait kivezetik, hogy a felhasználó változtatni tudja az A_{us} erősítést.



3.15. ábra. Szimmetrikus erősítő három műveleti erősítővel

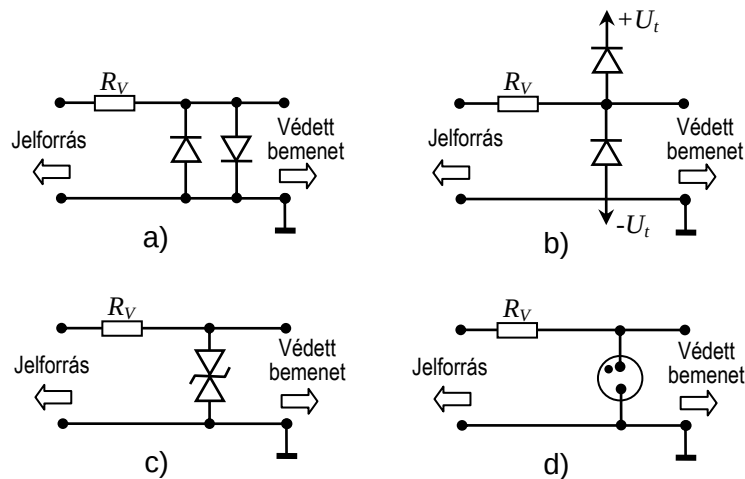
3.4.2. Az erősítők bemenetének védelme

Az erősítők bemenetére, a normál körülmények között előforduló legnagyobb mérendő jeleknél lényegesen nagyobb amplitúdójú feszültségimpulzusok is kerülhetnek, amelyek az érzékeny bemenetek meghibásodását okozzák [10]. Ilyen impulzust kelthet a statikus kisülés (pl. a mozgástól feltöltődött kezelő személy hozzáér a bemenethez), defibrillátor használata, kapcsolási tranzienseket keltő berendezés a villamos hálózaton, közeli villámcsapás. A bemenet védelmét úgy kell megoldani, hogy az üzemi amplitúdójú jeleket ne befolyásolja, az annál nagyobbakat korlátozza. A legkisebb korlátozási szintet a védendő bemenet elé beépített 3.16.a. ábra szerinti kapcsolással valósítjuk meg. A diódákból álló bekeretezett nemlineáris rész nagyon nagy ellenállású, amíg a feszültség kisebb, mint a rá jellemző U_L határ. Amint a feszültség túllépi az U_L határt, megindul rajta az áram, és alig nő tovább a feszültség (3.16.b. ábra). Az áramot az R_V ellenállással korlátozni kell. Egyrészt a védelmi elem, másrészt a páciens miatt, hiszen a túlfeszültség árama átfolyhat a páciensen is. A szokásos korlátozó ellenállás $R_V = 200\text{--}500\text{ k}\Omega$. A túlfeszültség fennállása közben a mérendő jel torzul, de az erősítő bemenete nem károsodik (3.16.c. ábra). A túlfeszültség energiáját (az ábrán szürkével jelölt területtel jellemeztük) a védőáramkörnek kell elviselni, hővé alakítani.



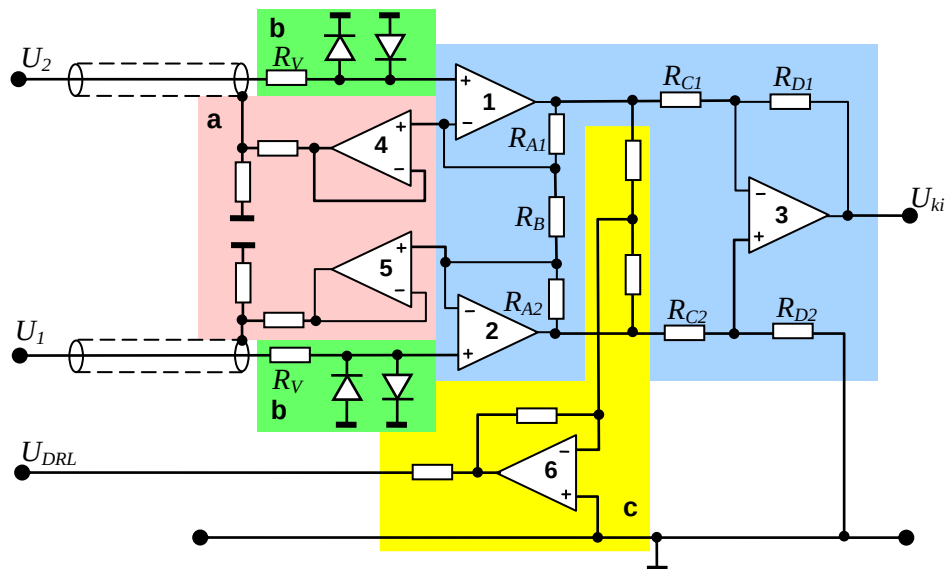
3.16. ábra. Diódás túlfeszültségkorlátozó áramkör (a), a bekeretezett nemlineáris elemek karakterisztikája (b), és a védelem hatása a mérendő jelre (c)

A szokásos nemlineáris védelmi elemeket a 3.17. ábrán látjuk. A nagy bemeneti ellenállású erősítő elé kapcsolt védőáramkörnek is hasonlóan nagy ellenállásúnak kell lenni, amíg $|U_{be}| < U_L$. A dióda nulla feszültség környezetében akkor nagy ellenállású, ha kicsi a visszárama (10–100 pA).



3.17. ábra. Túlfeszültségkorlátozó áramkörök. Kis visszarámú diódák a föld felé: $U_L = 0,6-1,1 \text{ V}$ (a), kis visszarámú diódák a tápfeszültség felé: $U_L = U_t + 1,1 \text{ V}$ (b). Korlátozás tranzienstevezető Zener-diódával: $U_L = 3-30 \text{ V}$ (c) és gáztöltésű túlfeszültség-levezetővel: $U_L = 70-90 \text{ V}$ (d).

Az integrált erősítők bemenetére gyárilag is beépítenek védelmi elemeket, de ezek teljesítményképesége korlátozott. A nagyenergiájú tranziensek ellen két vagy több korlátozó áramkör soros kapcsolására is szükség lehet. Egy komplex bemeneti fokozatot mutat a 3.18. ábra.



3.18. ábra. Egy összetett kapcsolás, árnyékolás utánhúzással (a), bemeneti védelemmel (b) és meghajtott jobb láb erősítővel (c)

3.4.3. Az erősítők belső zaj- és zavarforrásai

Az erősítő bemeneteinek megfelelő lezárásával elérhető, hogy azokon keresztül sem hasznos jel, sem az eddig tárgyalt zavarok ne jussanak be. Az erősítő kimenetén ilyenkor is mérhető zavarfeszültség, különösen, ha az erősítése nagy. Ez a zavar természetesen mindig jelen van, és hozzáadódik a mért biopotenciálhoz is. Nem a bemeneten keresztül jut be az erősítőbe, hanem a következő forrásokból származhat:

1. A tápfeszültségből származó zavarok a tápegységben keletkeznek (pl. kapcsolóüzemű tápegységnél), vagy az elektromos hálózathoz a tápegységen keresztül jutnak az erősítőbe. Helyes konstrukcióval, jó szűréssel és az erősítőn belüli megfelelő belső földhálózattal kell a hatásukat az elfogadható szintre csökkenteni.

2. A külső környezetből származó hálózati és rádiófrekvenciás zavarok, amelyek sugárzás vagy vezetés útján jutnak az erősítőbe. (Lásd: 5.5. Elektromágneses összeférhetőség c. fejezet). Elhárításukra az erősítőt árnyékolni, a ki- és bemenő vezetékek jeleit rádiófrekvenciásan szűni kell.
3. Az erősítő belsejében keletkező zajok. Az ellenállások és félvezetők a fizikai működésükből eredően zajt is termelnek, amit megszüntetni nem lehet. Csökkentésükhöz jó minőségű alkatrészek és helyes konstrukció szükséges. Míg az első két pontban leírt zavarforrásokban felismerhető valamilyen működési frekvencia, addig az erősítő zaja széles sávú és sztochasztikus jellegű. Az erősítőlánc minden fokozatában keletkezik, de az eredő kimeneti zajfeszültségben a bemeneti áramkörök zaja dominál, hiszen azt minden következő fokozat erősíti. Mivel a zaj széles sávú, az erősítő átvitelének sáv szélességét, a hasznos jel frekvencia-tartományára érdemes korlátozni.

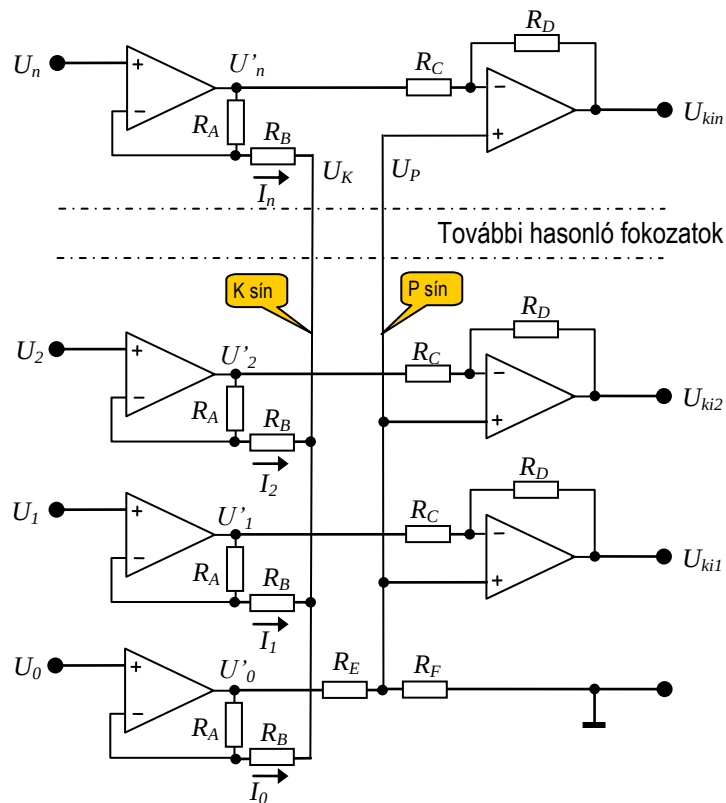
3.5. Sokcsatornás erősítők

Testfelületi potenciáltérképek felvételéhez akár 200 elektród jelének egyidejű erősítésére is szükség lehet. Ilyenkor nagyszámú, egyforma elektromos paraméterekkel rendelkező erősítőcsatornára van szükség. Erre a célra alkalmas, bővíthető csatornaszámú erősítőstruktúra látható a 3.19. ábrán [11]. A K vezetéksínen kialakul egy átlagfeszültség, ami általános értelemben vett közösjelnek is tekinthető:

$$\sum_{i=0}^n I_i = 0, \quad \sum_{i=0}^n \frac{U_i - U_K}{R_B} = 0, \quad U_K = \frac{\sum_{i=0}^n U_i}{(n+1)} \quad (3.19, 3.20, 3.21)$$

A 3.20.a. vektorábrán látható, hogy az U_K feszültség az n darab bemeneti potenciál súlypontját adja. Az U_K közös feszültséget felhasználva, minden csatornára felírható az első fokozat U_i' kimeneti feszültsége:

$$U_i' = U_i \frac{R_A + R_B}{R_B} - U_K \frac{R_A}{R_B} \quad (3.22)$$



3.19. ábra. Sokcsatornás erősítőstruktúra

Az első fokozat minden csatornán csak az U_k közös feszültségtől való eltérést erősíti, tehát nagy erősítést állíthatunk be a fokozat túlvezérlése nélkül. Az U_k feszültség itt is felhasználható a „meghajtott jobb láb” típusú beavatkozásra.

A 0 csatorna kitüntetett szerepet játszik, mert az U_0 feszültséghez kívánjuk viszonyítani a többi csatorna bemeneti feszültségét:

$$U'_0 = U_0 \frac{R_A + R_B}{R_B} - U_k \frac{R_A}{R_B} \quad (3.23)$$

Az U'_0 feszültségből a P sínre U_P feszültséget állít elő az R_E , R_F feszültségosztó.

$$U_P = U'_0 \frac{R_F}{R_E + R_F} \quad (3.24)$$

A kimeneti feszültség az 1 ... n sorszámú kimeneti csatornákra:

$$U_{ki\ i} = -U'_i \frac{R_D}{R_C} + U_P \frac{R_C + R_D}{R_C} = -U'_i \frac{R_D}{R_C} + U'_0 \frac{R_F}{R_E + R_F} \frac{R_C + R_D}{R_C} \quad (3.25)$$

Ahhoz, hogy a csatorna kimeneti feszültsége az $U_0 - U_i$ különbség felerősített értéke legyen, az ellenállásokra érvényesnek kell lenni a következők:

$$\frac{R_D}{R_C} = \frac{R_F}{R_E + R_F} \frac{R_C + R_D}{R_C} \quad (3.26)$$

A feltétel egyszerűsítve:

$$\frac{R_C}{R_D} = \frac{R_E}{R_F} \quad (3.27)$$

Tehát a feltételt teljesítve:

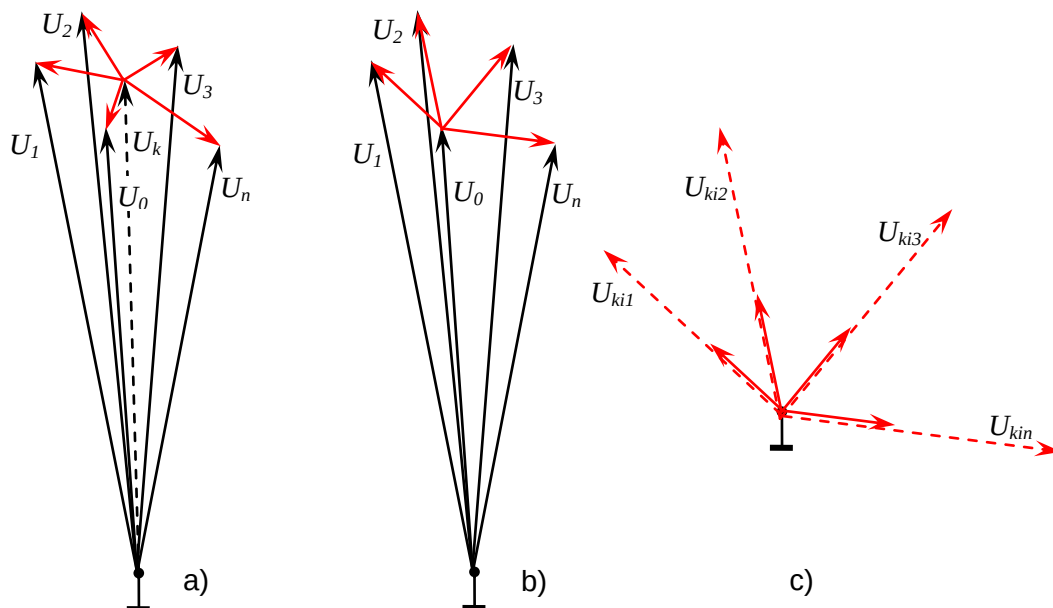
$$U_{ki\ i} = (U'_0 - U'_i) \frac{R_D}{R_C} \quad (3.28)$$

A csatornák első fokozatának kimeneti feszültségére kapott összefüggésekből:

$$U'_0 - U'_i = (U_0 - U_i) \frac{R_A + R_B}{R_B} \quad (3.29)$$

Végeredményben:

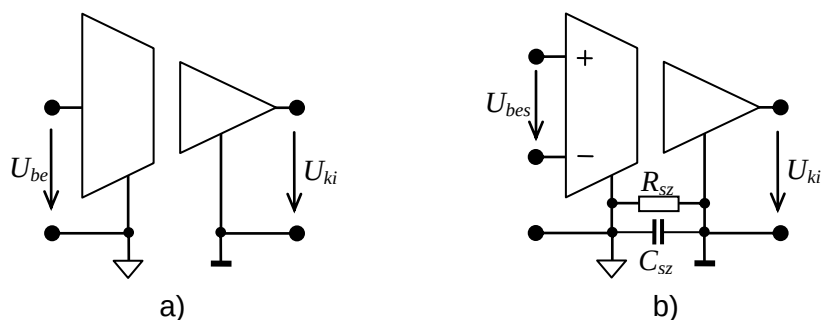
$$U_{ki\ i} = (U_0 - U_i) \left(\frac{R_A}{R_B} + 1 \right) \frac{R_D}{R_C} \quad (3.30)$$



3.20. ábra. A sokcsatornás erősítő működésének vektorábrái. A bemeneti erősítők a piros különbségi feszültségeket erősítik (a). Az U_0-U_i különbségek (b) és a felerősített $U_{ki\ i}$ feszültségek (c).

3.6. Galvanikusan leválasztott erősítők

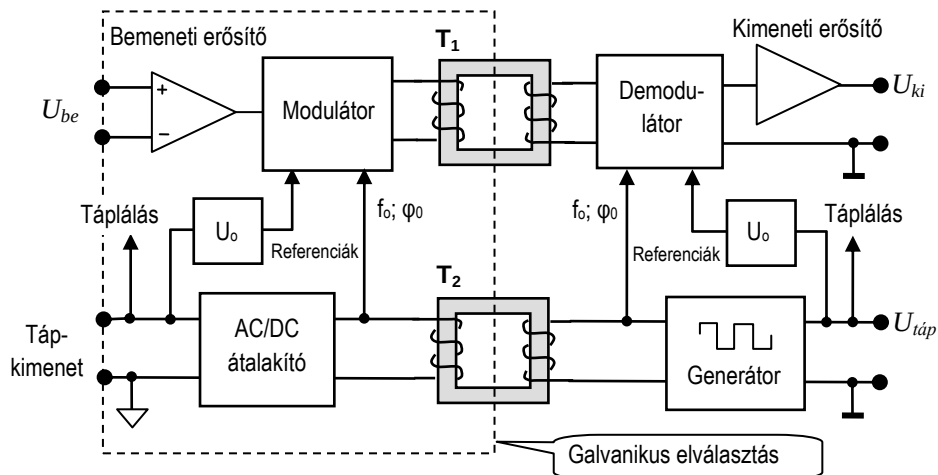
Biztonsági és zavarvédelmi szempontból egyaránt hasznos az olyan erősítőfokozat, amelyben a jelátvitelhez nincs szükség a bemenet és kimenet között galvanikus kapcsolatra. Ezeket az erősítőket szigetelt erősítőknek hívják (Isolation Amplifier) [12], [13], [14]. Segítségükkel megszüntethetők a földhurok miatt kialakuló zavarok. Jelölésük a 3.21. ábrán látható. A szokásos erősítőparaméterek mellett jellemző tulajdonságuk még: az elválasztott részek közötti impedancia ($R_{sz} = 10^9-10^{14} \Omega$ és $C_{sz} = 2-10 \text{ pF}$) és az elválasztás szigetelési szilárdsága (tipikus átütési feszültség 1–4 kV). Ez a megengedhető feszültség nagyságrendekkel nagyobb a mérőerősítők megengedett közös bemeneti feszültségénél.



3.21. ábra. Aszimmetrikus (a) és szimmetrikus bemenetű (b) szigetelt erősítő jelképe. Az utóbbiba berajzoltuk a szigetelés impedanciáját.

3.6.1. Transzformátoros jelátvitel

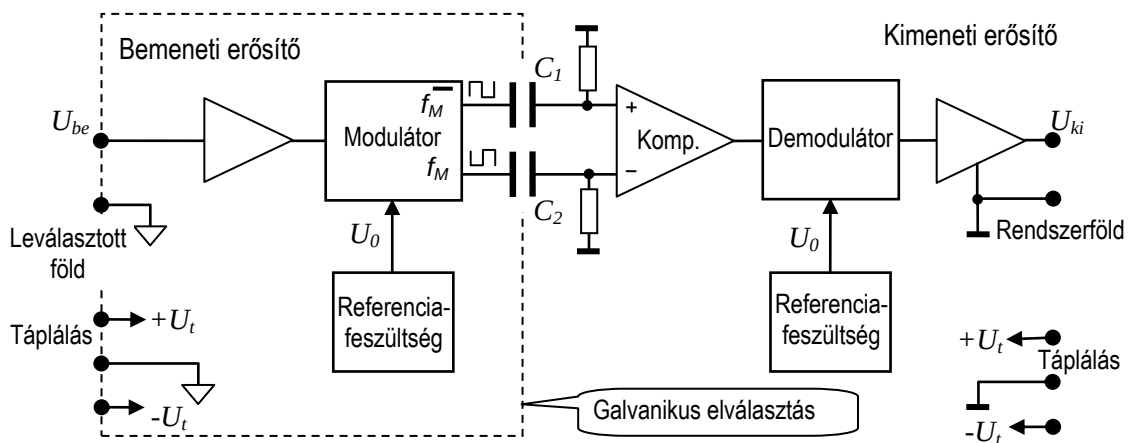
A transzformátoros (induktív) csatolással történő jelátvitelt és táplálást célszerűen igen kis méretű transzformátorokkal kell megvalósítani, ami csak akkor lehetséges, ha a transzformátorokon viszonylag nagy frekvenciájú (50–400 kHz) feszültséget viszunk át. A kimeneti oldalon ráadott ($U_{i\text{ap}}$) DC tápfeszültségből a generátor olyan négyszögjelet (AC) állít elő, amely a T_2 transzformátoron átviszi a tápenergiát, és frekvenciájával vagy fázishelyzetével a pontos működéshez referenciaként is szolgál. Az U_{be} bemenő feszültséget erősítés után a modulátor váltakozó jellé alakítja, amely a T_1 transzformátoron át a kimeneti oldal demodulátorára kerül. A demodulátor a referencijelek felhasználásával előállítja a bemeneti jel pillanatértékével arányos U_{ki} kimeneti feszültséget.



3.22. ábra. Szigetelt erősítő, transzformátoros csatolással

3.6.2. Kapacitív jelátvitel

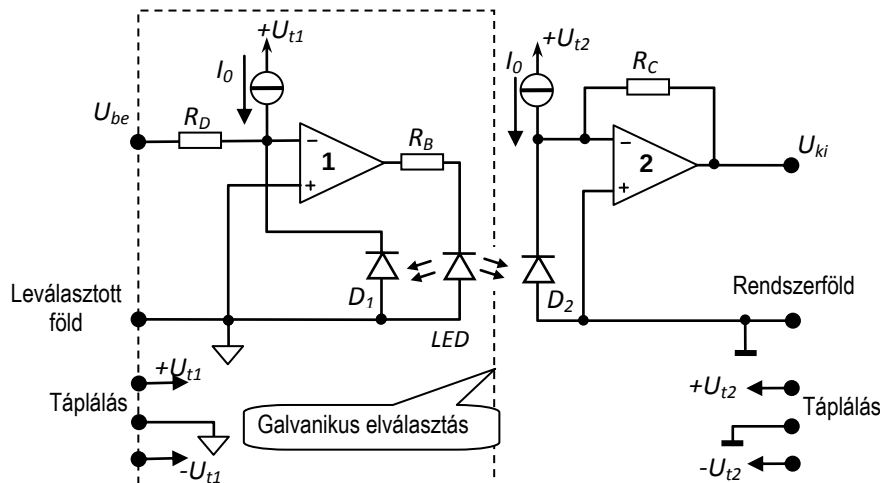
A kapacitív jelátvitellel működő szigetelt erősítő kicsit könnyebben integrálható, olcsóbban kivitelezhető megoldású, de gondoskodni kell a bemeneti rész galvanikusan leválasztott tápfeszültségellátásáról. A felerősített bemeneti jel egy feszültség-frekvencia konverterre kerül. A különlegesen kialakított, nagy átütési feszültségű $C_1 = C_2 = 1\text{--}3\text{ pF}$ kapacitású kondenzátorok viszik át a jelet egy szimmetrikus bemenetű komparátorra. Az ellenütemű frekvenciamodulált jelet a szimmetrikus komparátor érzékeli és a demodulátor felé továbbítja, míg az elválasztott két oldal között fellépő zavaró feszültségre érzéketlen, mert az közös jel.



3.23. ábra. Szigetelt erősítő, kapacitív jelátvitellel

3.6.3. Optikai jelátvitel

A kisebb pontossági igényű analóg jelátvitelt egyszerűen és olcsón valósítja meg az optikai csatoló (3.24. ábra). A bipoláris jelek átviteléhez mind az adó-, mind a vevőoldalon el kell tolni az optikai jelátalakítók (D_1 , D_2 , LED) munkapontját az I_0 áramú áramgenerátorral, mert azok csak egyirányú árammal működnek. A LED fénye két fotodiódát világít meg. Erre a célra közös tokba készítenek diódahármast. Az egyik fotodióda a kimeneti oldalt vezérli, a másik árama visszacsatolódik. Ezzel elérhető, hogy a LED és a diódák hibáinak jó része (hőmérséklet-függés, nemlinearitás) kompenzálódjon. Mivel ebben a rendszerben nincs szükség modulációra, az átvitel felső határfrekvenciája itt a legmagasabb ($f_{\max} = 50\text{--}200\text{ kHz}$).



3.24. ábra. Egyszerű analóg optikai jelátvitel

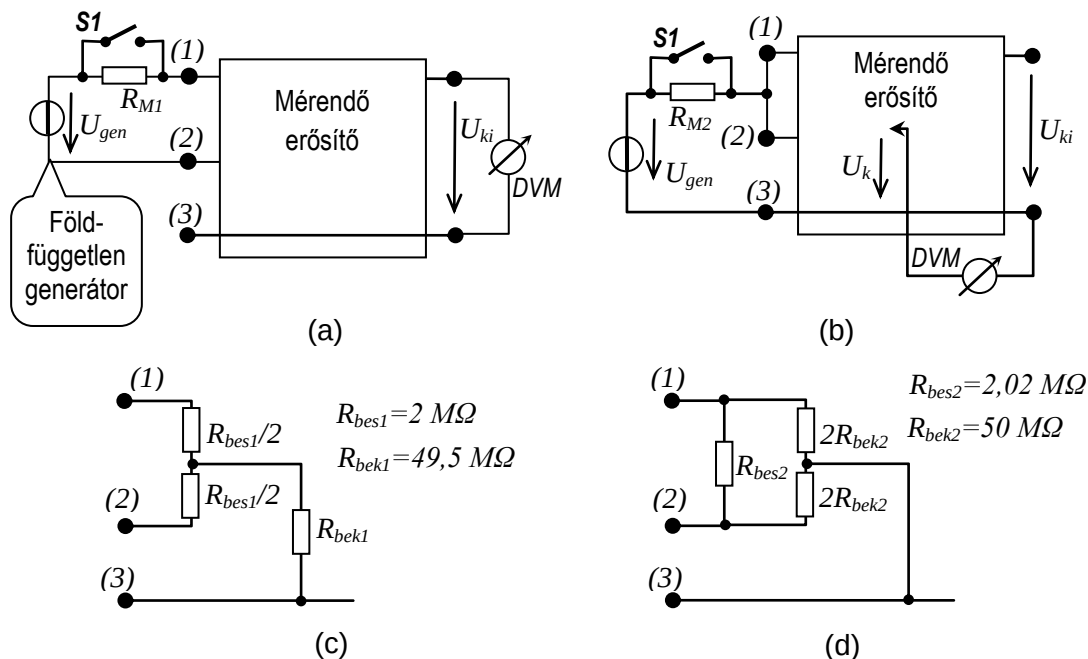
3.6.4. A galvanikusan leválasztott fokozatok táplálása

A galvanikusan leválasztott bemeneti fokozatok leválasztott táplálásáról is gondoskodni kell. A transzformátoros csatolású erősítőkben ez rendszerint megoldott. Más jelátviteli mód esetén a korszerű kis fogyasztású áramköröknek köszönhetően a galvánelemes vagy akkumulátoros táplálás, illetve a fényelem alkalmazása is szóba jöhet, a hagyományos kapcsolóüzemű tápegység helyett. Ugyancsak a kis fogyasztás teszi lehetővé, hogy a galvanikusan leválasztott egységben digitális jelfeldolgozás is legyen. Ennek egyenes következményeként a leválasztott egységgel kétirányú digitális kommunikáció is kiépíthető, amelyen keresztül kiolvasható a mérési eredmény, vagy vezérelhető a működés. A jelátvitel fizikailag történhet optikai szálon, sugárzott infravörös jellel (pl.: IrDA), vagy rádiófrekvencián (pl.: Bluetooth).

Feladatok

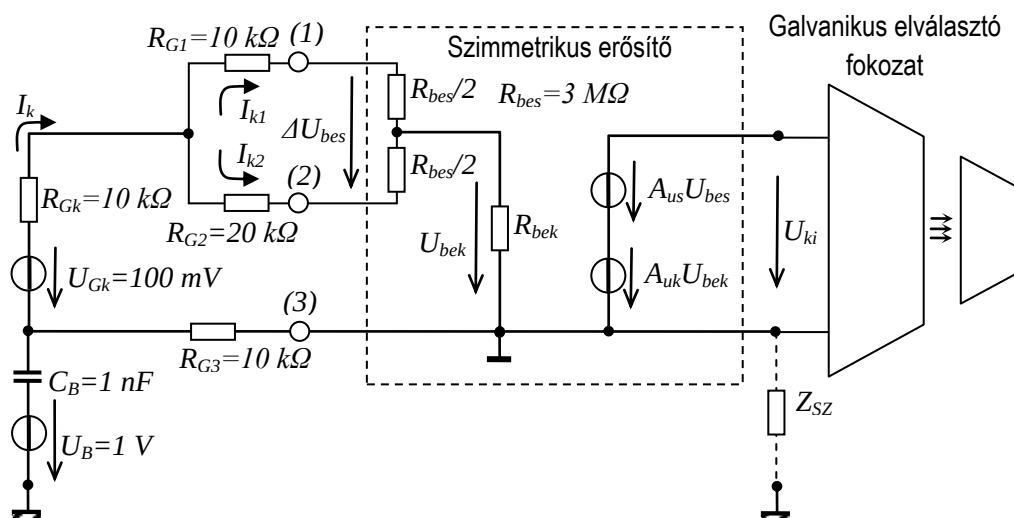
1. Egy háromfokozatú erősítőlánc egyes fokozatai 20 dB, 6 dB és 40 dB erősítésűek. Mekkora a kapcsolás eredő erősítése? Mekkora a bemenő feszültség csúcsértéke, ha a kimeneten $U_{ki} = 1,4 \text{ V}_{\text{eff}}$ szinuszos feszültséget mérünk?
2. Egy szimmetrikus erősítő bemenetére $U_S = 0,5 \text{ mV}$ amplitúdójú hasznos (szimmetrikus) feszültség és $U_K = 2 \text{ V}$ amplitúdójú közös módusú zavarfeszültség kerül. Mekkora lesz a hasznos jel amplitúdója a kimeneten, és mekkora hibát okoz a zavarfeszültség, ha az erősítő paraméterei: $A_{us} = 10^3$ és $E_{ku} = 120 \text{ dB}$?
3. Méréssel ellenőrizzük egy szimmetrikus erősítő működését. Az erősítő bemenetének jelöléseit lásd a 3.6. ábrán. Az összekötött (1) és (2) bemenetekre, a (3) ponthoz képest 3 V amplitúdójú 20 Hz frekvenciájú szinuszos feszültséget kapcsolunk (közös vezérlés). A kimeneti feszültség amplitúdója $U_{ki} = 30 \text{ mV}$. Ezután az (1) bemenetet a (3) referenciaponttal összekötve, ezekhez képest 2 mV amplitúdójú 20 Hz frekvenciájú jelet adunk a (2) bemenetre (közös és szimmetrikus vezérlés). A kimeneti feszültség $U_{ki} = 2 \text{ V}$. Mekkora az erősítő A_{us} , A_{uk} és E_{ku} paramétere? Mi történik, ha a mérést az (1) és (2) bemenetek felcserélésével megismételjük?
4. Szimmetrikus erősítő bemeneti impedanciáinak mérése. Az egyszerűség érdekében végezzük a mérést olyan frekvencián, ahol az impedancia valós, $Z_{be} = R_{be}$. A mérést nehezíti, hogy a mérendő ellenállás rendszerint nagyobb, mint a feszültségmérőnk ellenállása. Ezért szükségesek a 3.25.a. és b. ábrákon bemutatott mérési eljárások. Az S1 kapcsolót nyitva, az alkalmasan megválasztott R_M ellenállás és a mérendő bemeneti ellenállás feszültségosztót képez, ami az U_{gen} feszültséget leosztva juttatja a mérendő erősítő bemenetére. Az erősítő bemeneti feszültségét nem közvetlenül, hanem az azzal arányos kimeneti feszültségen keresztül mérjük.
 - a) A 3.25.a. ábra szerint mérve az S1 kapcsoló zárt állapotában $U_{ki} = 1 \text{ V}_{\text{eff}}$. A kapcsolót nyitva a kimeneti feszültség $U_{ki} = 0,66 \text{ V}_{\text{eff}}$ -re csökken. $R_{M1} = 1 \text{ M}\Omega$. Mekkora az R_{bes} szimmetrikus bemeneti ellenállás?

- b) A közös összetevő 3.25.b. ábra szerinti méréséhez azon a belső ponton kell mérni, ahol az első erősítőfokozatban előállított $U_k = U_{bek}$ feszültség megjelenik (a 3.25.c. ábrán R_{bek1} felső pontja). Az S1 kapcsoló zárt állapotában a voltmérő $U_k = 1 \text{ V}_{eff}$, nyitott állapotában $U_k = 0,83 \text{ V}_{eff}$ feszültséget mér. $R_{M2} = 10 \text{ M}\Omega$. Mekkora az R_{bek} közös bemeneti ellenállás?
5. Számpélda segítségével hasonlítsuk össze a szimmetrikus erősítők bemeneti impedanciájának két lehetséges helyettesítőképét. A 3.25.c. ábrán a csillag-kapcsolású, a d. ábrán a háromszög- (delta-) kapcsolású helyettesítőkép látható. Számítsa ki mindkét kép alkatelemeit, ha a modellezett erősítő mérése alapján $R_{bes} = 2 \text{ M}\Omega$, $R_{bek} = 50 \text{ M}\Omega$. Az ábrán megadtuk a számítás végeredményét, annak bizonyítására, hogy a gyakorlati értékek mellett a két kapcsolás számértékei alig térnek el.



3.25. ábra. Szimmetrikus erősítők bemeneti ellenállásának mérése (a, b) és kétféle helyettesítőképe (c, d)

6. A zavarok hatását vizsgáljuk egy páciensre kapcsolt galvanikusan leválasztott szimmetrikus mérőerősítőnél. A 3.26. ábra a test és az erősítő együttes helyettesítőképét mutatja. Az egyszerűség érdekében a vizsgált frekvenciatarományban az impedanciákat valósnak tekintjük, minden $Z_G = R_G$ és $Z_{SZ} = \infty$. A szám adatok az ábrán láthatók.



3.26. ábra. Szimmetrikus hibajel keletkezése a közös zavarfeszültségek hatására

Határozza meg, hogy mekkora ΔU_{bes} szimmetrikus hibafeszültséget kelt az U_{Gk} közös zavarfeszültség, ha

a) $R_{\text{bek}} = 100 \text{ M}\Omega$

b) $R_{\text{bek}} = 1 \text{ G}\Omega$

Viszonyítsuk a kapott eredményt a helyettesítőképben nem ábrázolt hasznos szimmetrikus jelhez: $U_{\text{bes}} = 0,1\text{--}1 \text{ mV}$ (például EKG-jel). Mekkora a mérés illesztési közösjel-elnyomási tényezője (E_{kuill})?

7. A 3.26. ábrán a szimmetrikus erősítő után galvanikus elválasztó fokozat következik. Így a szimmetrikus erősítő referenciapontját a földdel összekötő Z_{SZ} impedancia szórt kapacitásokból áll. Legyen $C_{\text{SZ}} = 200 \text{ pF}$. Mennyivel növeli az erősítő bemeneti körében a közös zavarjelet a C_{SZ} kapacitáson keresztül kialakuló hurok, ha az U_{B} feszültség 50 Hz-es? Hogyan változik a helyzet, ha az U_{B} zavarfeszültség nagyobb frekvenciájú?
8. A 3.17.a. kapcsolat szerinti védelemmel láttuk el egy erősítő bemenetét. A soros ellenállás $R_{\text{V}} = 390 \text{ k}\Omega$. A kis visszámű védődióda nyitófeszültsége $U_{\text{D}} = 0,8 \text{ V}$. A kezelő személy elektrosztatikus feltöltődése miatt olyan impulzus éri a bemenetet, mintha 8 kV-ra feltöltött $C = 150 \text{ pF}$ kapacitású kondenzátort kapcsolnánk rá. Milyen hullámformájú és csúcsértékű áram folyik az R_{V} ellenálláson, mekkora energia disszipálódik a diódán, és mekkora az R_{V} ellenálláson egy impulzus hatására?
9. Meg kell akadályozni, hogy a külső nagyfrekvenciás zavarok az erősítő bemenetén bejussanak. (A nagyfrekvenciás zavar az erősítőben túlvezérlést, torzítást, hamis jelet hozhat létre, mielőtt a jelfeldolgozás miatt szükséges szűrőhöz érkezne.) A bemeneti védőellenállással ($R_{\text{V}} = 390 \text{ k}\Omega$) és a védett bemenettel párhuzamos $C_{\text{p}} = 22 \text{ pF}$ kondenzátorral szűrőt hozunk létre. Mekkora frekvencia fölött csökkenti az aluláteresztő RC szűrő a zavarfeszültséget legalább 20 dB-lel?
10. Elemmezze a 3.24. ábrán látható kapcsolat működését! Állapítsa meg, hogy $U_{\text{be}} = 0$ bemeneti feszültségnél mekkora és milyen irányú áram folyik D1-en?
Milyen üzemmódban működik a D1 fotódióda (lásd 2.16. ábra)?

Bibliográfia

Könyvek az általános elméleti alapokról

- [1] Hainzmann J, Varga S, Zoltai J: Elektronikus áramkörök. Nemzeti Tankönyvkiadó, 2000.
- [2] Michael R. Neuman: Biopotential Amplifiers. <http://www.unc.edu/~finley/BME422/Webster/c06.pdf>
- [3] J. H. Nagel: Biopotential Amplifiers. The Biomedical Engineering Handbook: Second Edition. http://www.fis.uc.pt/data/20062007/apontamentos/apnt_134_6.pdf

További referenciák

- [4] D. G. Abad: Development of a Capacitive Bioimpedance Measurement System. <http://upcommons.upc.edu/pfc/bitstream/2099.1/8526/1/memoria.pdf>
- [5] <http://bio.felk.cvut.cz/biocsms/index.php?page=body-impedance>
- [6] Sun K. Yoo: Relative Measurement of Differential Electrode Impedance for Contact Monitoring in a Biopotential Amplifier http://www.ijcas.org/admin/paper/files/IJCAS_v5_n5_pp.601-605.pdf
- [7] C. MettingVanRijn, A. Peper, C. A. Grimbergen. High Quality Recording of Bioelectric Events I.; Interference Reduction, Theory and Practice. http://www.biosemi.com/publications/pdf/Interference_reduction.pdf
- [8] Bill Crone: Common-Mode Rejection: How It Relates to ECG Subsystems and the Techniques Used to Provide Superior Performance. Analog Devices, Inc. http://www.analog.com/static/imported-files/tech_articles/MS-2125.pdf
- [9] T. Kugelstadt: Getting the most out of your instrumentation amplifier design. <http://www.ti.com/lit/an/slyt226/slyt226.pdf>
- [10] S. Lee, J. Kruse: Biopotential Electrode Sensors in ECG/EEG/EMG Systems. http://www.analog.com/static/imported-files/tech_docs/ECG-EEG-EMG_FINAL.pdf
- [11] C. MettingVanRijn, A. Peper, C. A. Grimbergen. Instrumentation. Amplifiers for bioelectric events: a design with a minimal number of parts. http://www.biosemi.com/publications/pdf/Amplifiers_for_bioelectric_events.pdf
- [12] MT-071: Analog Isolation Amplifiers, Analog Devices. <http://www.analog.com/static/imported-files/tutorials/MT-071.pdf>
- [13] Application Bulletin, Texas Instruments: Hibrid Isolation Amps Zap Price and Voltage Barriers.

<http://www.ti.com/lit/an/sboa036/sboa036.pdf>

[14] ISO122: Precision Lowest Cost Isolation Amplifier.

<http://www.datasheetcatalog.org/datasheet/BurrBrown/mXvvvqv.pdf>

Függelék

Már az elektronikus távközlés kezdetén (~1920) felismerték a logaritmikus egységek alkalmazásának előnyeit, vagyis, hogy egyfajta fizikai mennyiség két értékének arányát az arány tízes alapú logaritmusával adják meg. (Jelölés: $\lg = \log_{10}$). A gondolat ésszerűségét alátámasztja:

- Vannak fizikai mennyiségek, amelyek igen széles tartományban változnak (pl.: analóg feszültségek hányadosa egy erősítőben lehet 10^6 , a látható fény maximális/minimális intenzitásának hányadosa lehet 10^{14}), ezért nem lehet azokat lineáris skálán megjeleníteni.
- Hosszú vezetékben, homogén közegben terjedő jelek a távolság függvényében exponenciálisan csökkennek, ami jól ábrázolható a logaritmikus skálán.
- Látó- és hallószerveink érzékelési karakterisztikája közel logaritmikus.
- A jelátviteli láncokban sorba kapcsolódó erősítők, illetve a jelet csillapító átviteli vonalak átviteli tényezői (erősítései) összeszorzódnak. Logaritmikus egységgel számolva az eredő átvitel egyszerűen, összeadással számítható, illetve ábrázolható.

Így született meg, először a teljesítmények arányának megadására használt logaritmikus egység, a bel [B] (A. G. Bell skót származású tudós és feltaláló tiszteletére):

$$a[B] = \lg \frac{P_2}{P_1}$$

A gyakorlatban, a jobban használható tized ekkora egység, a dB (decibel) terjedt el:

$$a[dB] = 10 \lg \frac{P_2}{P_1}.$$

Az előbbi arányt a feszültségekből is számíthatjuk, ha azonos értékű ellenálláson jöttek létre, tehát

$$P_1 = \frac{U_1^2}{R} \text{ és } P_2 = \frac{U_2^2}{R}.$$

$$a[dB] = 10 \lg \frac{U_2^2}{U_1^2} = 10 \lg \left(\frac{U_2}{U_1} \right)^2 = 20 \lg \frac{U_2}{U_1}$$

A feszültségarányt ezt a logaritmikus számítását akkor is használjuk, ha a két feszültség nem azonos értékű ellenálláson jelenik meg. Ebben az esetben természetesen nem kapjuk meg a dB-ben kifejezett teljesítményarányt, de általában nem is vagyunk rá kíváncsiak.

Hasonló viszonyokat találunk az ultrahangsugárzás intenzitása és amplitúdója között.

Az I intenzitás a felületegységen áthaladó teljesítmény:

$$I = \frac{P}{A} \left[\frac{W}{m^2} \right]$$

Az ultrahang-érzékelők kimeneti jele a p hangnyomással arányos. Ezért fontos az intenzitás és a hangnyomás kapcsolata:

$$I = \frac{p_{eff}^2}{Z}$$

Ahol Z az akusztikus impedancia. Így egy adott vastagságú közegen áthaladó ultrahang csillapítása az amplitúdók arányával kifejezve:

$$10 \lg \frac{I_2}{I_1} = 10 \lg \frac{p_2^2}{p_1^2} = 20 \lg \frac{p_2}{p_1}$$

Amikor csillapítást vagy reflexiós tényezőt számítunk át dB-re, tudni kell, hogy az intenzitásra vagy amplitúdóra vonatkozik.

Később több, széles tartományban változó fizikai mennyiség abszolút nagyságának megadására is átvették a logaritmikus egységet, úgy, hogy megállapodtak egy viszonyítási (0 dB) szintben.

Az elektronikus jelátvitelben vagy a rádiótechnikában a teljesítmény megadásánál ez a szint (átviteltechnikai normál szint): $P_0 = 1 \text{ mW}$.

Az így megadott teljesítményszint jele a dBm.

$$\text{PowerLevel [dBm]} = 10\lg \frac{P}{P_0} = 10\lg \frac{P}{1\text{mW}}$$

Az akusztikában, hangnyomás mérésénél a viszonyítási érték $p_0 = 20 \text{ }\mu\text{Pa}$ (az átlagos emberi hallásküszöb), és ezzel a hangnyomásszint decibelben megadva:

$$L_p[\text{dB}] = 20\lg \frac{p}{p_0} = 20\lg \frac{p}{20\mu\text{Pa}}$$

Gyakrabban előforduló feszültségarányok dB-ben kifejezett értéke:

U_2/U_1	0,01	0,1	0,5	0,707	0,89	1	1,12	1,41	2	10	100
dB	-40	-20	-6	-3	-1	0	1	3	6	20	40

4. Biológiai eredetű jelek feldolgozása

4.1. A jel/zaj viszony javítása

Az ebben a fejezetben használt jelfeldolgozási módszereket alapvetően ismertnek tételezzük fel. Az irodalomjegyzékben bőségesen találhatók az ezeket a módszereket ismertető referenciák [1]–[11]. A fejezet célja azt bemutatni, hogyan alkalmazhatók, hogyan befolyásolják magát a mért, kiértékelendő biológiai eredetű jelet ezek feldolgozása során az ismert módszerek. Általában több forrásból származó jelek összegét tudjuk mérni. A legtöbb esetben a *mért jel* összetevői közül egynek a paramétereire vagyunk kíváncsiak, ezt nevezzük *jelnek*, a mért jel többi összetevőjét pedig *zajnak*. Biológiai eredetű villamos jelekre példákat mutat a 4.1. táblázat.

Szerv	Jel neve	Jel rövid neve	Tipikus frekvenciatartomány	Tipikus amplitúdó-tartomány
szív	elektrokardiogram	EKG	0,05–100 Hz	0,5 ... 2 mV
agy	elektroencefalogram	EEG	0,5–80 Hz	10 ... 200 μ V
izom	elektromiogram	EMG	0,1–10 000 Hz	50 μ V ... 5 mV
szem	elektrookulogram	EOG	DC–50 Hz	10 μ V ... 2 mV
belek	elektrogasztrogram	EKG	0,05–0,3 Hz	10 μ V ... 0,5 mV
ideg	elektroencefalogram	ENG	0,1–10 000 Hz	10 μ V ... 2 mV

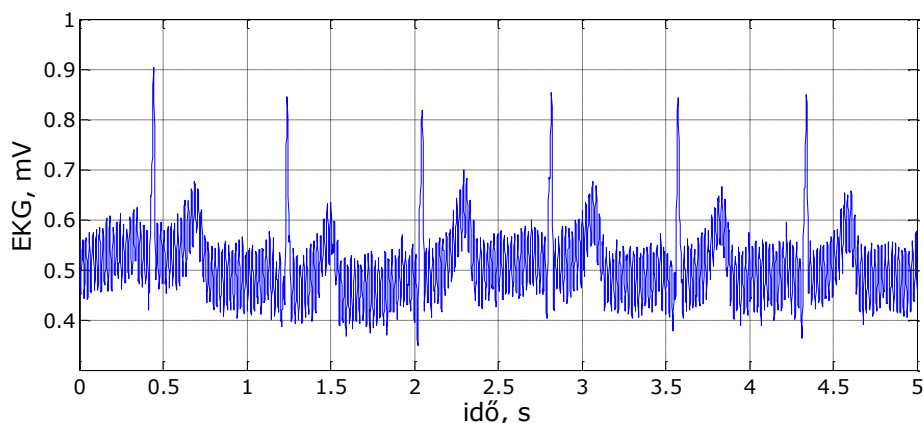
4.1. táblázat. Biológiai eredetű villamos jelek

A 4.1. táblázatban megadott jeleket csak a hozzájuk adódó más jelekkel – amelyeket zajnak tekintünk – együtt tudjuk mérni. A leggyakoribb zajforrások: hálózathálózati eredő, a közelben levő elektronikus készülékek által kisugárzott, rádió-, televízióadás, mobiltelefon (készülék, illetve a szolgáltató) által sugárzott jelek stb. Ha EKG-t akarunk mérni, akkor a többi biológiai eredetű jel (elsősorban az EMG) is zajnak minősül! Sajátos eset a magzati EKG mérése, amikor az anya EKG-ja zavarjelnek minősül. Nemcsak nagyságrendekkel nagyobb amplitúdójú, mint a magzati EKG, hanem a jelalakot tekintve a két jel egymáshoz nagyon hasonló.

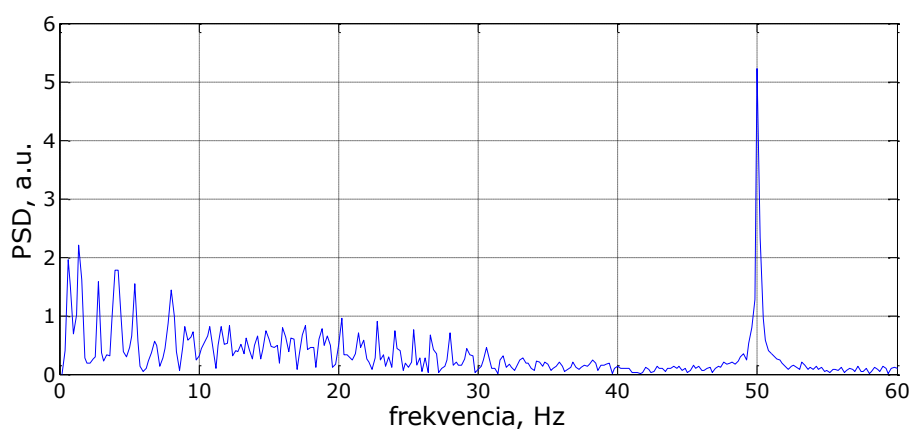
A 4.1. ábra egy 100 másodperc hosszú EKG-felvétel 5 másodperces szakaszát mutatja, amelyet a vizsgált személy jobb és bal csuklójára helyezett rozsdamentes acél elektródok segítségével vettünk fel. A 4.2. ábra a 4.1. ábrán bemutatott EKG-jel frekvenciaspektrumát mutatja, amelyet a DC-szint levonását követően határoztunk meg. Jól látható, hogy a jelben számottevő a hálózati eredetű, 50 Hz frekvenciájú zaj. Ez a kiértékelést nehezíti. A diagnosztikai célú jelfeldolgozáshoz szükséges a jel/zaj viszony javítása, a jel információtartalmának lehető legkisebb mértékű torzítása mellett.

Az ebben a fejezetben szereplő ábrák a Matlab R2007b programmal készültek (copyright 1984–2007, The Mathworks Inc.). Az olvasónak javasoljuk az ingyenesen használható Octave (<http://www.gnu.org/software/octave/>) használatát is, amely az ebben a fejezetben használt Matlab-kódhoz hasonló utasításokkal programozható. A példaként bemutatott felvételeket a Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem Méréstechnika és Információs Rendszerek Tanszékén kifejlesztett HHM otthoni egészségmonitorozó eszközzel [12], [13] és PAM passzív markerbázisú mozgásanalizátorral [14] készítettük.

A felvételek és további hasonló felvételek megtalálhatók a <http://www.mit.bme.hu/projects/bpmeas> honlapon. Javasoljuk az ott található felvételeken kipróbálni a biológiai eredetű jelek feldolgozására e fejezeten bemutatott algoritmusokat.



4.1. ábra. Végtagelektroddal rögzített EKG-időfüggvény, amelyet jelentős hálózati eredetű zaj terhel



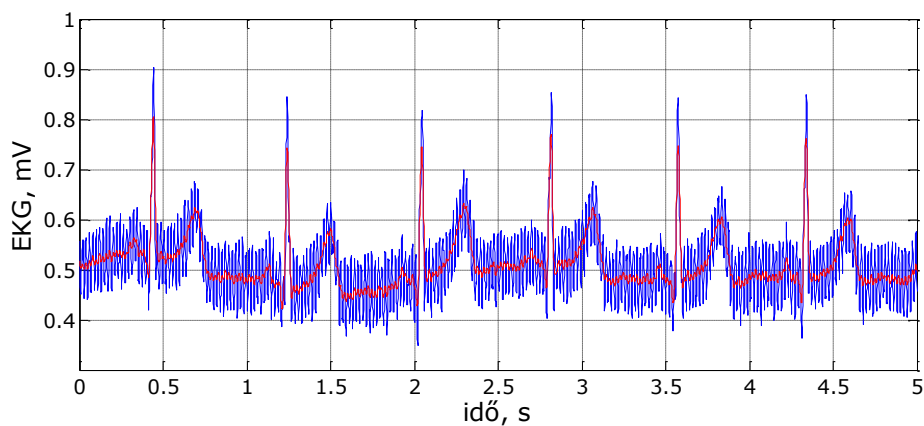
4.2. ábra. A 4.1. ábrán bemutatott EKG-jel frekvenciaspektruma a DC-szint levonása után

A hálózati eredetű zavar szűrésére a frekvenciatartományban aluláteresztő vagy sávzáró szűrőt használhatunk. Tekintetbe kell venni, hogy a biológiai eredetű jelek a frekvenciatartományban nem választhatók el teljesen a zajoktól, mert ezek frekvenciatartománya között átfedés van. A normál nyugalmi EKG frekvenciaspektruma a 0,05–100 Hz közti tartományra terjed ki. A hálózati eredetű (Magyarországon 50 Hz-es) zavarjelek ebbe a tartományba beleesnek. Így a frekvenciatartománybeli szűrés nemcsak a zajt csökkenti, hanem a jelet is torzítja. Mivel a vizsgálatok során csak a jel és a zajok összege mérhető, nehéz minősíteni, milyen mértékű torzítást okozott a szűrés. A torzító hatás mesterségesen generált jel és ehhez hozzáadott, ismert tulajdonságokkal rendelkező zaj mint bemenőjel felhasználásával vizsgálható. Ilyenkor tudjuk, milyen a zaj nélküli jel, számszerűsíthető az ehhez képesti torzítás, ami a szűrés eredménye.

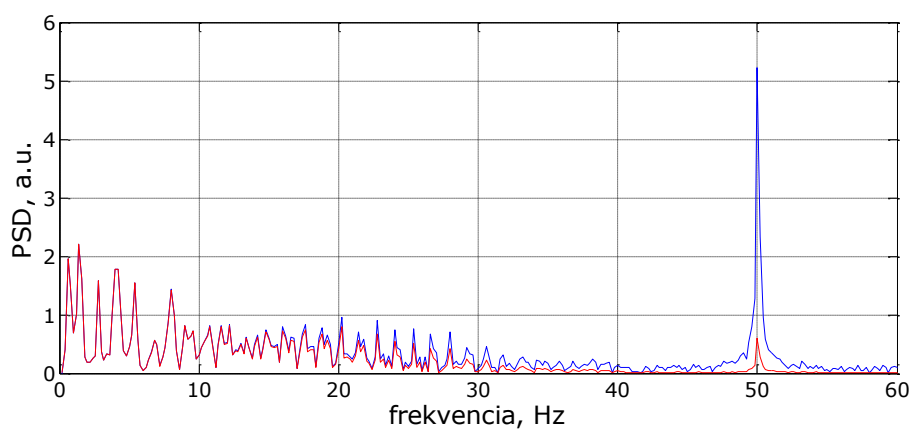
Vizsgáljuk meg, milyen hatással van a 4.1. ábrán látható jelre a 30 Hz-es aluláteresztő szűrés. Az eredményt a 4.3. ábra mutatja.

Látható, hogy a hálózati zavar jelentősen lecsökkent. Ezzel egy időben azonban a QRS- komplexusok amplitúdója is észrevehetően lecsökkent! A frekvenciaspektrumból látszik, hogy az EKG-jel 15 Hz (a másodfokú aluláteresztő szűrő törésponti frekvenciájának a fele) fölötti összetevőit az aluláteresztő szűrés csillapítja.

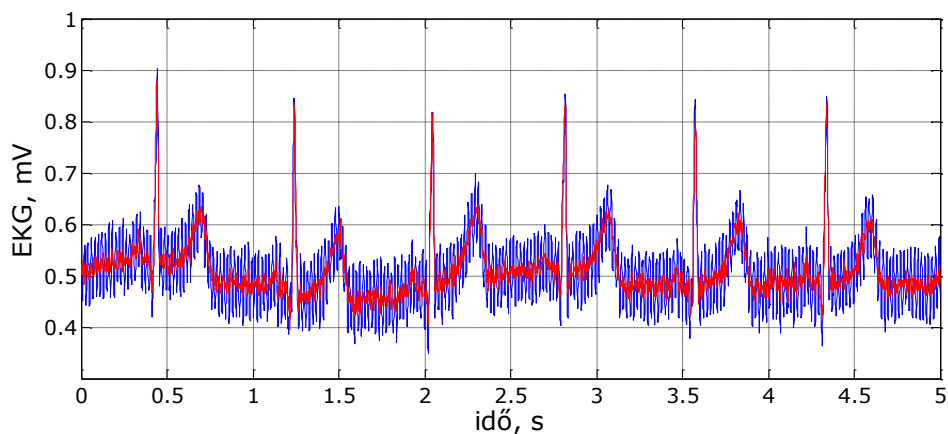
Vizsgáljuk meg, hogyan csökkenthető a hálózati eredetű zavar 50 Hz-es sávzáró szűrővel. A 4.5. ábrán látható, hogy a QRS-komplexusok amplitúdója – bár kisebb mértékben, de – így is csökken. A frekvenciaspektrumból (4.6. ábra) látszik, hogy 50 Hz-es komponens lényegében nem maradt a jelben, az időfüggvényen viszont nagyobb mértékű zaj látszik, mint a 4.3. ábrán! Ennek oka, hogy a sávzáró szűrő a hálózati eredetű zavar felharmonikusait nem csillapítja.



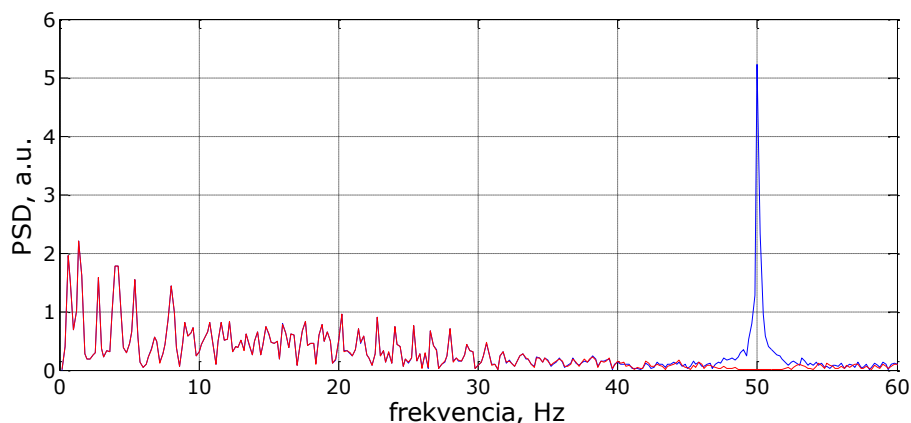
4.3. ábra. A 4.1. ábrán látható EKG-jel (kék) és ugyanez 30 Hz-es törésponti frekvenciájú másodfokú aluláteresztő Butterworth-szűrés után (piros)



4.4. ábra. A 4.3. ábrán látható eredeti (kék) és szűrt (piros) EKG-időfüggvények frekvenciaspektruma

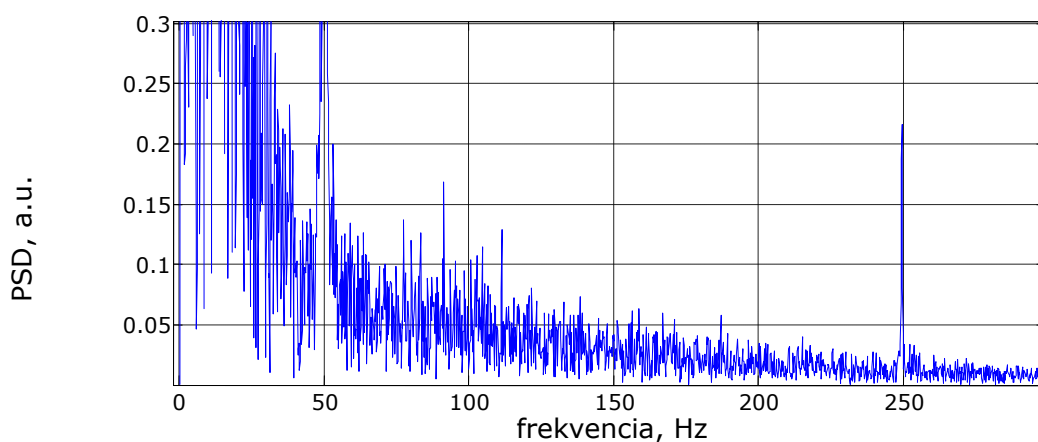


4.5. ábra. A 4.1. ábrán látható EKG-jel (kék), és ugyanez 50 Hz-es középponti frekvenciájú másodfokú sávzáró Butterworth-szűrés után (piros)



4.6. ábra. A 4.5. ábrán látható időfüggvények spektruma

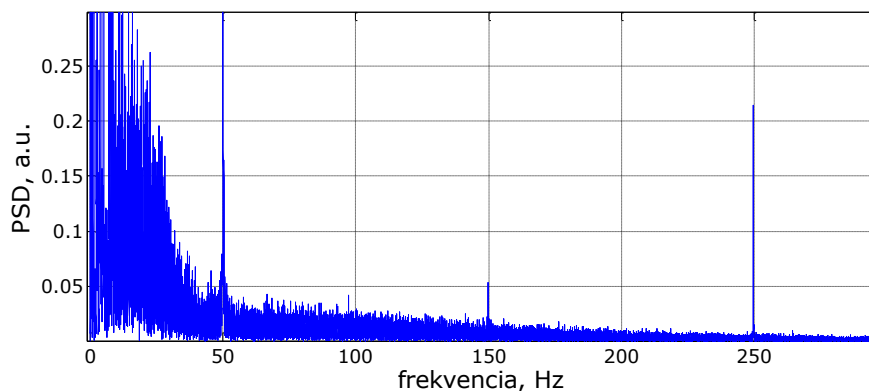
Nézzük meg, milyen a szűretlen jel frekvenciaspektruma a 0–300 Hz-es tartományban (4.7. ábra).



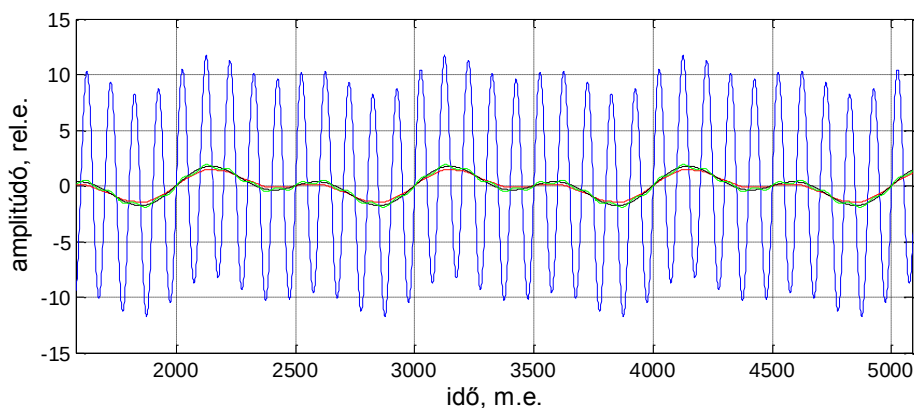
4.7. ábra. A 4.1. ábrán látható EKG-jel frekvenciaspektruma 300 Hz-ig

A 4.7. ábra alapján az 50 Hz-es sávzáro szűrést követően az időfüggvényen látható zavar döntően 250 Hz-es. Nézzük meg a vizsgált EKG-felvétel teljes 100 másodperces részének frekvenciaspektrumát a 0–300 Hz tartományban (4.8. ábra).

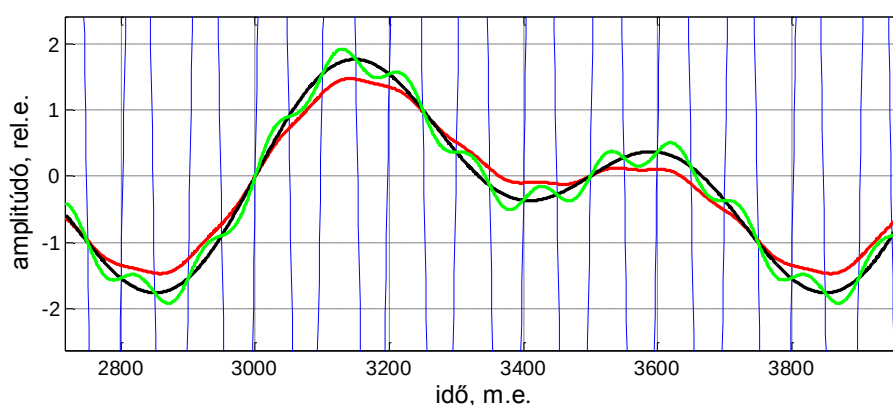
Látható, hogy a teljes 100 másodperces szakaszon a hálózati frekvencia harmadik harmonikusa (150 Hz) is jelen van, szemben a 4.1.–4.7. ábrákon bemutatott, a teljes felvétel elejéről kivágott 5 másodperces szakasz frekvenciaspektrumával, amelyben a 150 Hz-es komponens elhanyagolható. A vizsgált személy (akiről az EKG-felvétel készült) testfelülete és a hálózat meleg- és földpontja közti szórt kapacitások a felvétel alatt bizonyára nem voltak állandók. Emiatt a testfelszínen jelen levő, az EKG-felvételen megjelenő hálózati eredetű zavarjel alakja, és így felharmonikus tartalma is változott a mérés közben.



4.8. ábra. Az EKG-jel (amelynek a 4.1. ábrán egy szakasza látszik) frekvenciaspektruma 300 Hz-ig



a.) Frekvenciatartománybeli szűrés. Jel és zaj (kék), aluláteresztő szűrés után (piros). A zajmentes jel (fekete), és a zajmentes jel, hozzáadva a huszadára csökkentett amplitúdójú zajt (zöld)



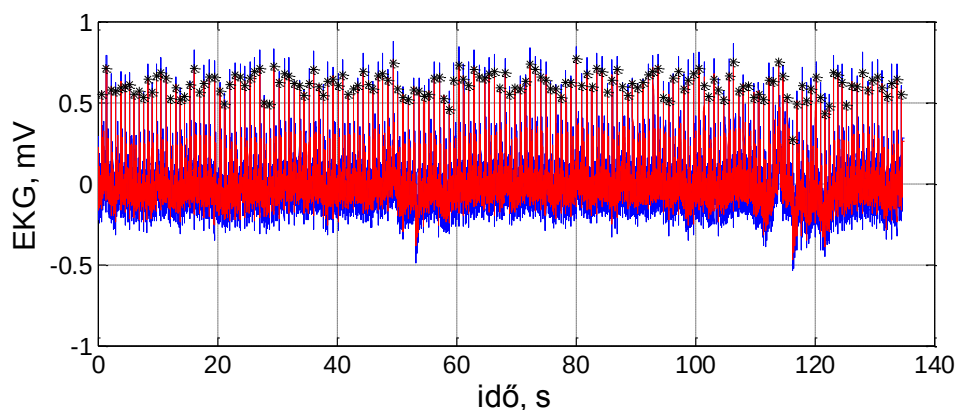
b.) Egy periódus környezete kinagyítva az a.) ábrából

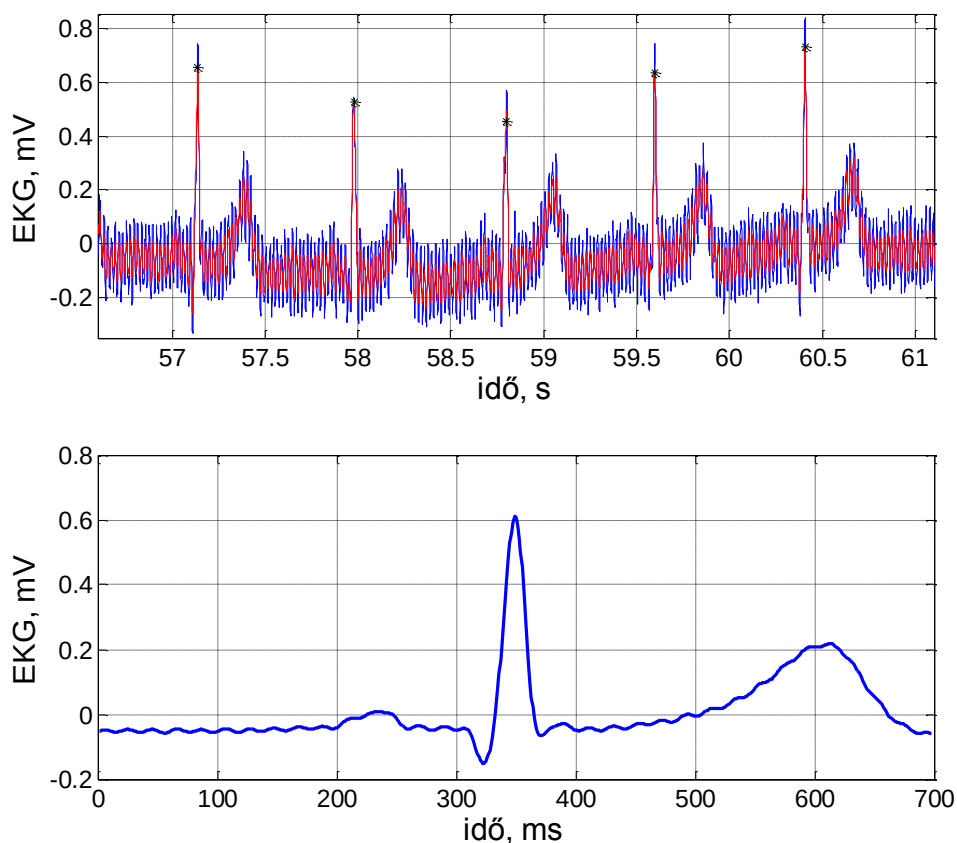
4.9. ábra. A frekvenciatartománybeli szűrés hatásának szemléltetése, szintetizált bemeneti jelet használva

Vizsgáljuk meg a szűrés hatását mesterségesen előállított jeleken. Szemben a páciensről felvett, zajos EKG-jellel, ekkor ismerjük az ideális, zajmentes jelet. Elsőként legyen az ideális jel két azonos amplitúdójú (A_0), f_0 és $2f_0$ frekvenciájú szinuszos jel összege (4.1.). Ez a 4.9.a.) ábrán fekete színnel rajzolt. A zaj amplitúdója $10A_0$, frekvenciája $10f_0$ (4.2.).

$$y_{id}(t) = A_0 \sin(2\pi f_0 t) + A_0 \sin(2\pi 2f_0 t) \quad (4.1)$$

$$y_{zaj}(t) = 10A_0 \sin(2\pi 10f_0 t) \quad (4.2)$$





4.10. ábra. Jellemző EKG-ciklus előállítása átlagolással

Az ideális jel és a zaj összege kék színnel van rajzolva. A jel és zaj összege aluláteresztő szűrés után (másodfokú Butterworth, törésponti frekvencia $2,5f_0$) piros színnel rajzolt. A zajt 0,05-szörös lineáris erősítés után az ideális jelhez hozzáadva kapjuk a zöld színnel jelölt időfüggvényt. A 4.9.b. ábra az ideális jel egy periódusának környezetét kinagyítva ábrázolja. A 4.9.a. ábrán jól látszik, hogy az aluláteresztő szűrés a zaj amplitúdóját jelentősen csökkenti. Ugyanakkor a b.) ábrán az is látszik, hogy az aluláteresztő szűrés az ideális, zajmentes jelet – $y_{id}(t)$ – is eltorzítja! Lecsökkenti az amplitúdót, és eltorzítja a jelalakot is. A 4.9.b. ábrán látszik, hogy amennyiben lehetőségünk lenne a zaj amplitúdójának csökkentésére a *jeltől függetlenül*, akkor az ideális jel torzítatlan maradna.

A biológiai eredetű jelek esetében az ideális, zajmentes jel nem áll rendelkezésünkre. A mért jel a zajmentes jel és a zaj összege. A lehetséges frekvenciatartománybeli szűrések, más szóval jel/zaj viszony javítási módszerek tulajdonságainak ismeretében kell eldöntenünk, melyik módszer alkalmazása felel meg legjobban a célunknak. Az általánosan – nem csak biológiai eredetű jelekre – alkalmazható eljárások részletes leírása megtalálható az [1] és [5] irodalmakban. Biológiai eredetű jelek feldolgozásához ad jól felhasználható ismereteket a [6], [7], [8], [9], [10] és [11] irodalom.

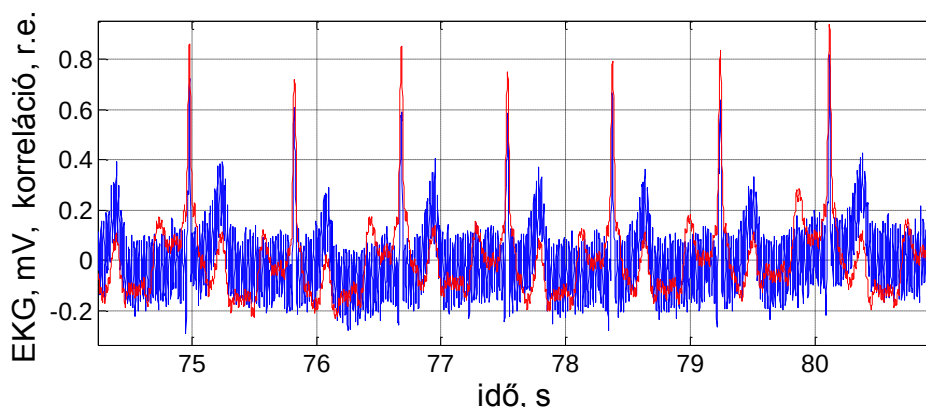
A jel/zaj viszony javítható átlagolással is. Ez akkor hatékony, ha a jel periodikus, a jel adott fázisához tartozó indítójel rendelkezésre áll, a zaj pedig a jellel korrelálatlan. Az EKG-jel kváziperiodikus, az indítójeleket magából a zajos jelből kell előállítani. Az eltérő hosszúságú EKG-ciklusok az idő lineáris transzformációjával nem hozhatók egymással fedésbe. Ennek oka, hogy a szívfrekvencia változásakor a szív ciklus egyes szakaszainak hossza eltérő mértékben változik. Fő szabályként elmondhatjuk, hogy a meredek szakaszok (elsősorban a QRS) kismértékben, a kevésbé meredek szakaszok (PQ, TP) nagyobb mértékben nyúlnak meg, illetve rövidülnek. Az átlagolást az EKG-jelre úgy célszerű alkalmazni, hogy az R csúcsokat helyezzük egymásra, és egy szakasz nem R-től R-ig tart, hanem az R csúcs minden egyes átlagolandó szakasz *közepén* helyezkedik el. Így az egyes szakaszok legtávolabbi pontja éppen feleakkora távolságban lesz az igazítási ponttól (R csúcs), mintha egy szakasz R-től R-ig tartana. Ennek megfelelően a pillanatnyi szívfrekvencia-változás miatti nem egyenletes nyúlás-rövidülés hatása is kisebb lesz. A nem egyenletes nyúlás-rövidülés eredményeként az átlagolás a jelre (és nem csak a zajra) nézve aluláteresztő szűrésnek tekinthető. A 4.10. ábrán legfelül egy 135 másodperces, Einthoven I. elvezetésben rögzített EKG-felvétel látható. A kék görbe az eredeti felvétel, a piros

görbe másodfokú, 30 Hz törésponti frekvenciájú Butterworth aluláteresztő szűrés eredménye. A fekete csillagok a QRS-komplexusokat jelölik (a Pan–Tompkins-algoritmust felhasználva). A középső ábrán kinagyítva látható öt ciklus. Az aluláteresztő szűrés hatására a QRS-amplitúdó lecsökkent, ugyanakkor a hálózati eredetű zaj jelentős maradt. A legalsó ábra mutatja a 162 ciklus fentiekben leírt átlagolásával kapott átlagos ciklust. A hálózati eredetű zavar jelentősen lecsökkent.

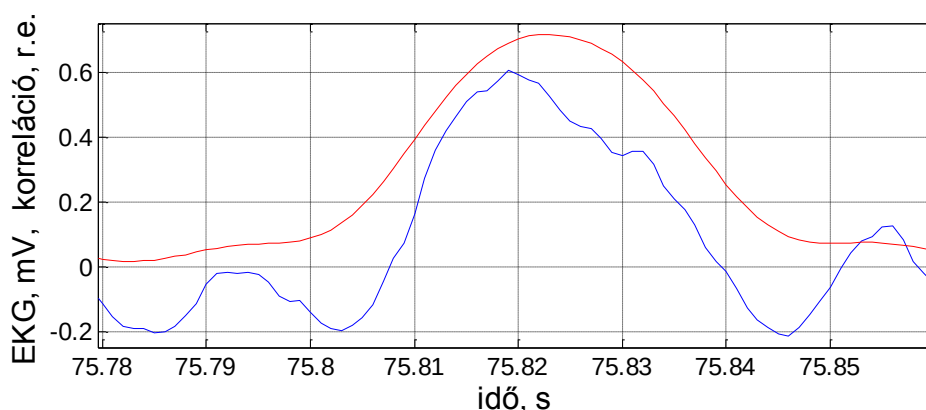
Egy adott regisztrátum frekvenciatartományba történő transzformálása és spektrumának vizsgálata FFT (Fast Fourier Transform) használatával megmutatja, milyen komponensek vannak jelen a vizsgált teljes időtartományban. Nem ad információt a frekvenciakomponensek időbeli változásáról a regisztrátumon belül.

A biológiai eredetű jelek esetében gyakran szembesülünk azzal a dilemmával, hogy a szükséges frekvenciatartománybeli felbontáshoz olyan hosszú regisztrátumot kell készíteni, amelynek időtartama alatt a jel frekvenciatartalma nem állandó. A frekvencia- és időtartományban egy időben történő analízis ezen segít. A frekvencia- és időtartományban egy időben történő analízis (time-frequency analysis) előnye, hogy a jelek időben változó frekvenciaspektrumához jól tud illeszkedni. A wavelet transzformáció EKG-jelfeldolgozásra való alkalmazásáról [15] ad részletes leírást.

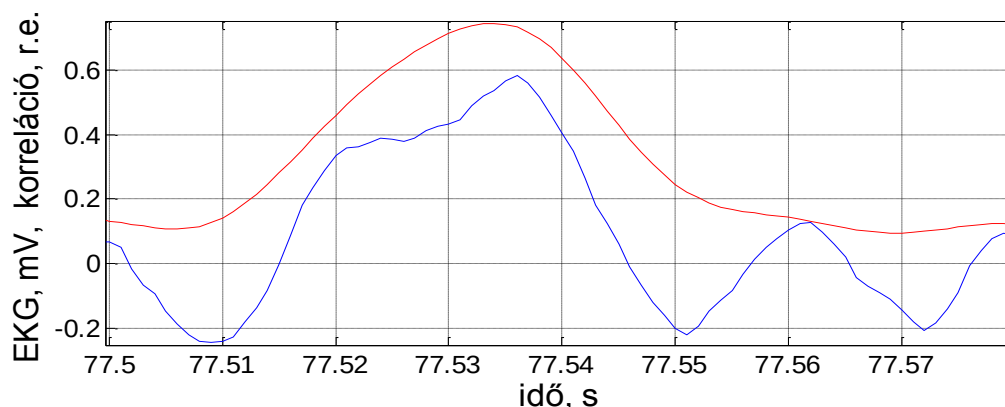
Kedvezőtlen jel/zaj viszony esetén is hatékonyan kimutathatók azok a komponensek, amelyek alakját (időbeli lefolyását) előre ismerjük. Az ismert mintával számított korreláció – a mintát a teljes jelen végigtolva – maximumértékei kijelölik a keresett komponensek időbeli helyét az eredeti jelben. A 4.10. ábrán bemutatott jelet az átlagolással előállított minta felhasználásával elemezzük. Az eredeti EKG-jel (kék) és az átlagolással előállított ciklus korrelációjával kapott jel (piros) látható a 4.11. ábrán. A hálózati eredetű zavarjel miatt az egyik QRS-nél 4 ms-mal korábban (4.12. ábra), a másik QRS-nél 2 ms-mal később (4.13. ábra) van az eredeti regisztrátumon maximum, mint az átlagolt QRS-mintával végzett korrelációmaximum által jelzett időpont.



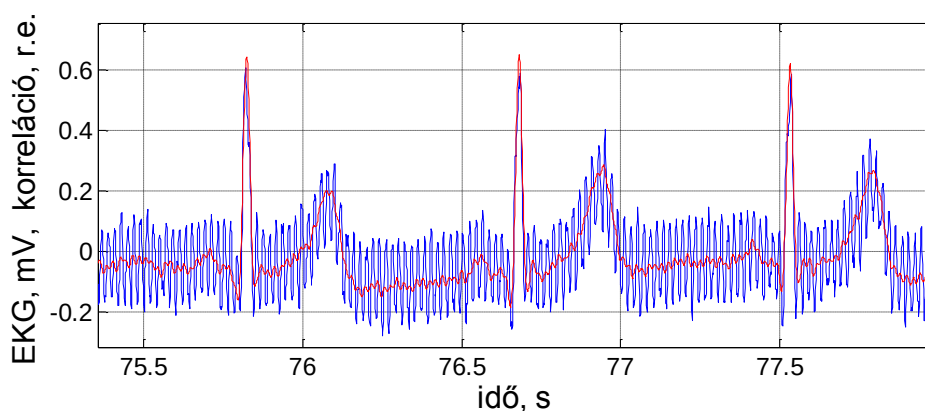
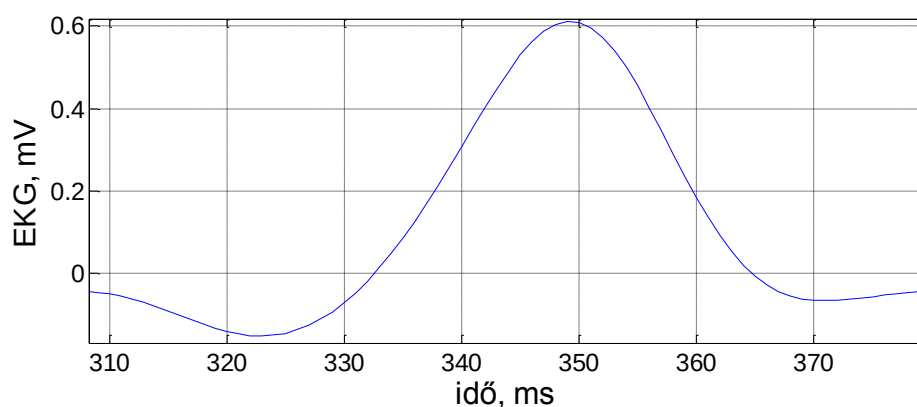
4.11. ábra. QRS-detektálás mintaillesztéssel. A 4.10. ábrán bemutatott regisztrátum (kék) és ennek az átlagolt szív ciklust leíró jellel való korrelációja (piros)



4.12. ábra. A 4.11. ábra második QRS-ének környezete kinagyítva



4.13. ábra. A 4.11. ábra negyedik QRS-ének környezete kinagyítva



4.14. ábra. Jel/zaj viszony javítása mintaillesztéssel

Mintaillesztésnek tekinthető a morfológiai szűrés is [30]. Először ki kell választani az adott jelhez és eliminálandó zajhoz megfelelő alakú és hosszúságú (a szűrendő jelnél jóval rövidebb) mintát. A jel és a minta korrelációja (ez a Matlab xcorr függvényével előállítható) adja a szűrt jelet. Legyen az átlagolással előállított QRS-szakasz a minta, ld. 4.14. ábrán felül. Alatta az eredeti jel (kék) és az átlagolt QRS-mintával szűrt jel (piros) látható három szív-ciklusra. Az átlagolt QRS-mintával nem korrelált hálózati eredetű zavarjel amplitúdója jelentősen lecsökkent.

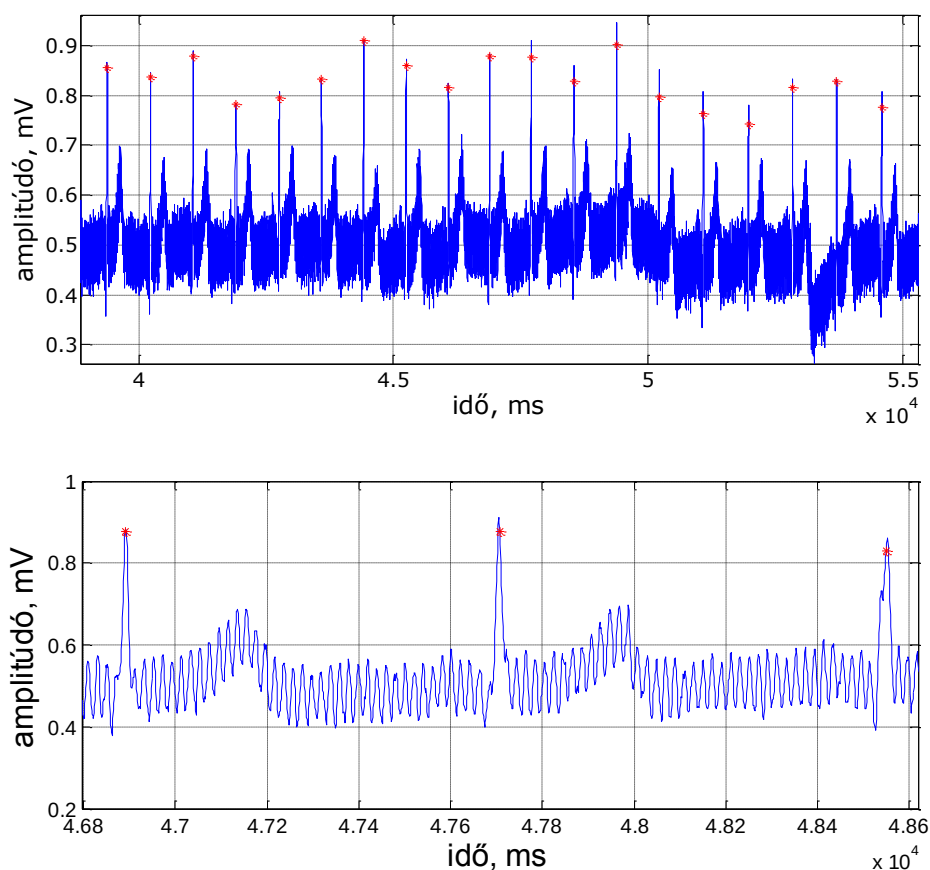
4.2. Biológiai eredetű jelek kiértékelése

4.2.1. Az EKG-jel feldolgozása

A testfelszínen hozzáférhető EKG-jel jel/zaj viszonya kedvezőtlen: a szív elektromos működése a mV-os, a hálózati frekvenciájú jelből a kapacitív csatoláson keresztül bejutó jel V-os nagyságrendű jelet eredményez. A 3. fejezetben ismertetett EKG-erősítők jelentősen javítják a jel/zaj viszonyt, jellemző a 4.1. ábra szerinti felvétel. A 4.1. fejezetben leírt eljárásokkal a jel/zaj viszony tovább növelhető.

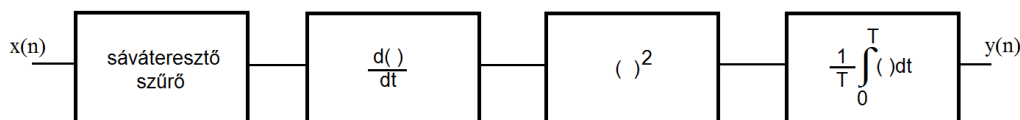
Ebben a fejezetben alapvetően egy elvezetésben rögzített EKG-időfüggvény kiértékelésével foglalkozunk. (Párhuzamosan több elvezetést vizsgálva hatékonyabb lehet a kiértékelés.) A vizsgált felvételek döntő többségét a BME Méréstechnika és Információs Rendszerek Tanszéken fejlesztett HHM készülékkel [12], [13] vettük fel. Ez a bipoláris, Einthoven I. elvezetést rögzíti, az elektródok a bal és a jobb tenyérrel vannak kontaktusban. A jobb tenyérhez kapcsolódik a testfelszín aktív meghajtásával a közös jelet csökkentő erősítő kimenete is. Az ebben a fejezetben vizsgált EKG-felvételek olyan személyekről készültek, akik szívének elektromos tengelye az Einthoven I. elvezetés vektorirányával 0–180°-os szöget zár be. Így a P, R és T hullámok pozitívak. Ha egy időben több elvezetés is rendelkezésre áll, akkor jelentősen növelhető az EKG-ciklus egyes összetevői (P, QRS, T hullámok, az ezek kezdő- és végpontja között értelmezett időtartományok, tPQ, tQT, tQRS) meghatározásának pontossága.

Az EKG-jel kiértékelésekor először a QRS-komplexusok időbeli helyét szokás meghatározni. A QRS-komplexusok az esetek döntő többségében viszonylag könnyen meghatározhatók, időbeli helyzetük ismerete segíti az EKG többi fontos szegmensének (P és T hullám, ST szakasz) meghatározását is. A QRS-komplexus a kamrai depolarizációhoz köthető. Jellemzője a nagy meredekség és általában a nagy amplitúdó. A sokszor kedvezőtlen jel/zaj viszony nehezíti az EKG-jel feldolgozását. A zaj főbb okai: hálózathálózati szűrt kapacitásokon keresztül bejutó zavarjel (Magyarországon 50 Hz, és ennek felharmonikusai), az elektródok elmozdulása a bőrön, a vizsgált személy mozgása miatti elektromiográfias jel, a légzés és a bőr/elektród kapcsolódási felületen kialakuló kontaktpotenciál változása miatti alapvonal-vándorlás. A QRS-komplexus detektálásának igen elterjedt módszere a Pan–Tompkins-algoritmus [27]. A 4.15. ábrán alul látható, hogy a QRS-komplexus helyét a Pan–Tompkins-algoritmus nem feltétlenül az R csúcsra teszi. Az R csúcs pontos helyének meghatározására lokális maximumkeresést alkalmazhatunk a Pan–Tompkins-algoritmus által kijelölt időpont szűk (néhány tíz ms) környezetében.



4.15. ábra. QRS-detektálás eredménye a Pan–Tompkins-algoritmust használva. Az adott EKG-jelszakasz mind a 19 QRS-ét (felső ábra) felismerte az algoritmus, de nem feltétlenül az R csúcsot jelölte meg (alsó ábra).

A Pan–Tompkins-algoritmus továbbfejlesztett változatának [16] a funkcionális blokkvázlatát adjuk meg a 4.16. ábrán. Ennek lépései a következők: sáváteresztő szűrés, deriválás, effektív érték képzése, integrálás mozgó ablak használatával, ezt követi a komparálás. A sáváteresztő (az áteresztő tartomány jellemzően 6 ... 16 Hz) szűrés azon alapul, hogy az EKG-ciklus egyes összetevőinek frekvenciatartománya eltérő. A QRS-komplexus frekvenciaspektrumában a maximum 6 ... 16 Hz között, a P - és a T hullámában 1 ... 3 Hz között van.



4.16. ábra. QRS-detektálás a Pan–Tompkins-algoritmust használva

A QRS-detektáló algoritmus jóságát két paraméterrel jellemzik:

- a QRS-komplexusok hány százalékát találja meg (érzékenység),
- hány jelrész minősít QRS-nek, ami nem az (specifititás vagy pozitív prediktivitás).

Az aktuális jel/zaj viszonytól, továbbá a páciens állapotától (nyugalmi, terhelés alatti, egészséges, szívbete) és szívritmusának állandóságától függ, hogy a QRS- komplexusokat egy algoritmus milyen arányban találja meg (érzékenység, sensitivity, S). Nehezebb jellemezni az algoritmusok téves QRS-kijelölését (nem QRS-jelrész QRS-nek minősítése). A klasszikus definíció szerint a specifititás = $TN/(TN + FP)$, ahol TN (true negative) a valós negatív és FP (false positive) a hibás pozitív minősítés. Lehetséges még a TP (true positive), valós pozitív és az FN (false negative), hibás negatív minősítés. Személyek orvosi vizsgálatokkal (teszt) történő diagnosztizálása során a minősítések egyértelműek. Valós pozitív: a teszt kimutatott betegséget, és a páciens valóban abban a betegségben szenved. Valós negatív: a teszt azt mutatta, hogy a páciens nem szenved egy adott betegségben, és ez a valóság. Hibás pozitív: a teszt azt mutatta, hogy a páciens egy adott betegségben szenved, de ez nem igaz. Hibás negatív: a teszt azt mutatta, hogy egy adott betegségben szenvedő páciens abban a betegségben nem szenved. EKG esetében a pozitív prediktivitást használják a specifititás helyett, mert a TN értelmezése egy időfüggvényen nem egyszerű. Lehetne értelmezni úgy, hogy egy szív cikluson belül mind a P, mind a T hullám esetében TN-t eggyel megnöveljük, ha a detektor ezeket nem minősítette QRS-nek. A pozitív prediktivitással (P^+) jellemezzük, hogy hány olyan részt jelöl meg QRS-ként az EKG-n, (például P hullámot vagy T hullámot) amely nem az. A szenzitivitást (4.3), a pozitív prediktivitást a (4.4) és (4.5) definiálja [29].

$$S = \frac{TP}{TP+FN} \quad (4.3)$$

ahol TP (true positive) a felismert, FN (false negative) a fel nem ismert QRS- komplexusok száma. TP és FN összege jellemzően megadja a szív ciklusok számát a vizsgált regisztrátumban. A specifitás helyett kifejezőbb jellemző a pozitív prediktivitás (P^+):

$$P^+ = \frac{TN}{TN+FP} \quad (4.4)$$

ahol TN (true negative) a helyesen „nem QRS”-nek, FP (false positive) a tévesen QRS-nek minősített jelszakaszok száma. EKG-jelfeldolgozásnál nem jól értelmezhető TN: egy szív cikluson belül mely jelszakaszok esetében kell vizsgálni, QRS-nek minősítette-e az algoritmus. Ezért (4.4) helyett az alábbi definíciót használják:

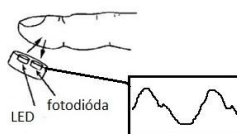
$$P^+ = \frac{TP}{TP+FP} \quad (4.5)$$

A szelektivitás növelése azzal a kockázattal jár, hogy a pozitív prediktivitás csökkenni fog, és viszont.

Az EKG-jel további fontos elemeinek (P hullám, Q pont, ST szakasz, T hullám) keresésekor segít az ezekhez képest könnyen meghatározható R csúcs helyének ismerete. A harmadfajú AV blokk esetét kivéve a P hullám és a Q pont időben megelőzi, az ST szakasz és a T hullám követi az R csúcsot. Egészséges szív működés esetén az EKG egyes szakaszainak időtartama megadott limitek között van. Például a PR szakasz hossza 120 ... 200 ms között, a QRS szélessége 120 ms-nál rövidebb kell legyen. A normálisnak tekintett tPQ és tQRS értékeket és a P és R hullámok közel szimmetrikus felépítését figyelembe véve a P hullám csúcspontja az R csúcs előtt 130 ... 210 ms-mal kell legyen. Az EKG-jelről további részletek a 6. fejezetben találhatók.

4.2.2. A fotopletizmográfias (PPG) jel feldolgozása

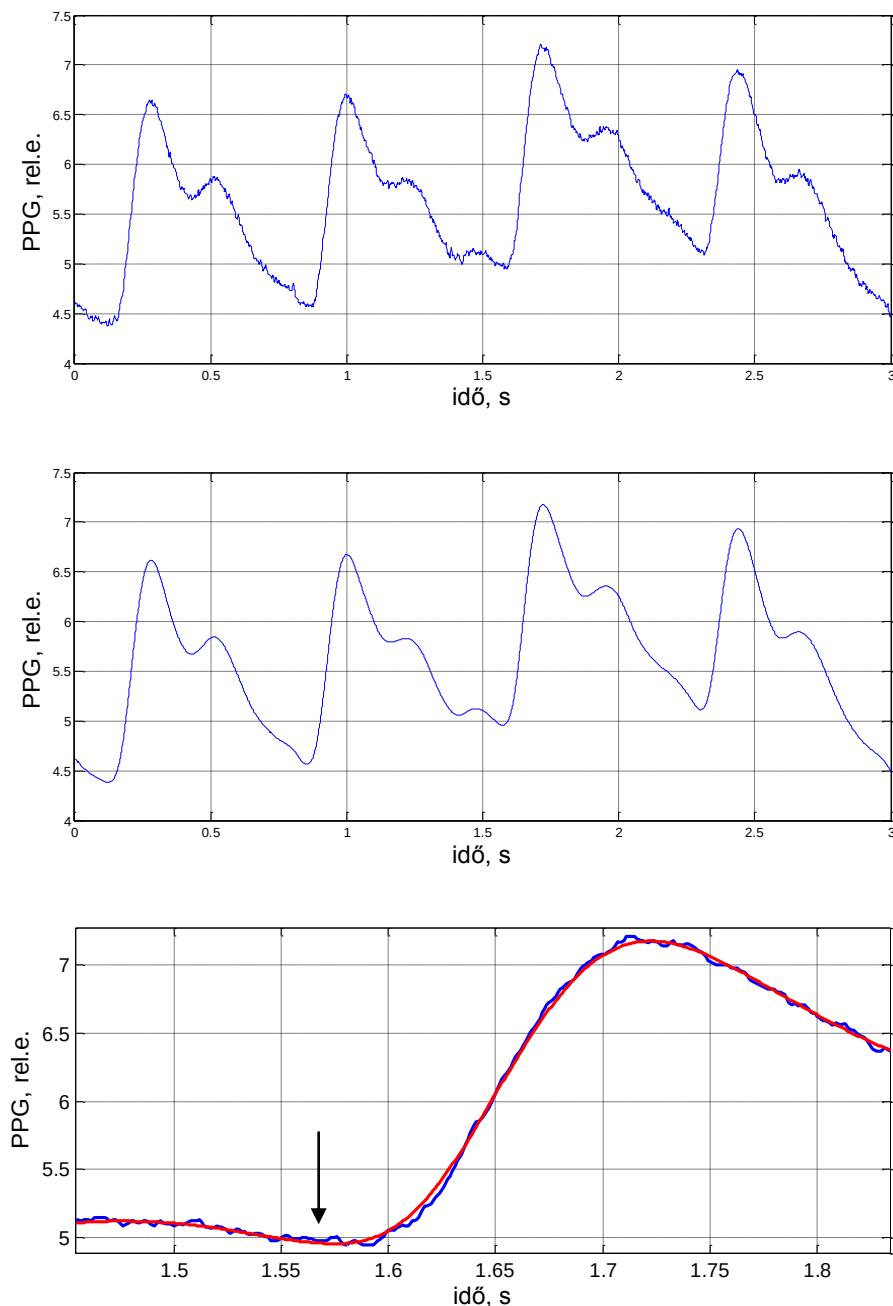
A pletizmográfia a teljes test vagy egy szerv térfogatváltozását méri. Ha a mérésre fényt használunk, akkor fotopletizmográfiról beszélünk. Jellemzően infravörös tartományban sugárzó LED adja a bemeneti jelet, és fotodióda érzékeli a kimeneti (a test egy részén áthaladt) jelet. Az érzékelt jel fény, így a PPG-jel a testfelszínen jelen levő hálózati eredetű (elektromos) zajt nem tartalmaz. A 4.17. ábra mutatja a mérési elvet ujjbegyen történő méréskor. Az ábrán a reflexív megoldás látható, a detektor a belső anatómiai képletekről – alapvetően csontról – visszavert jelet érzékel. Minél nagyobb az ujjbegy vérrrel való telítettsége, annál nagyobb mértékű a LED által kisugárzott jel leosztása. A 4.18. ábra mutatja az ujjbegyről felvett PPG-jelet (a fotodióda kimeneti áramát invertáló erősítő alakította feszültséggé). Az ábrán a görbe minimális értéke tartozik a végdiasztoléhoz, ekkor érkezik az ujjbegyhez a szisztolé által indított pulzushullám. A fotopletizmográfias módszer több hullámhosszon kibocsátott jel alkalmazása esetén alkalmas a vér oxigéntelítettségének mérésére is [25], [26] (ld. 2.2.5. alfejezet).



4.17. ábra. Reflexív fotopletizmográf ujjbegyen történő méréshez

A 4.18. ábrán látható, hogy az 5 Hz-es, másodfokú Butterworth aluláteresztő szűrést követően a PPG-jel lokális minimuma kijelölhető (ld. nyíl). A lokális minimum jelöli azt az időpillanatot, amikor a kamrai szisztolét követő pulzushullám eléri az ujjbegyet.

A párhuzamosan rögzített EKG- és PPG-jelek kiértékelésével megbecsülhető a pulzushullám terjedési sebessége. Az R hullám jelzi a bal kamra összehúzódásának kezdetét. Az összehúzódás első szakaszán a bal kamra nyomása alacsonyabb, mint az aortában levő diasztolés nyomás, így az aortabillentyű zárva van, a kamra térfogata nem változik (izovolumetriás szakasz). (A kamrai nyomás azonban nagyobb, mint a pitvari nyomás, így a mitrális billentyű az összehúzódás kezdetén bezár.) Az emelkedő kamrai nyomás mintegy 50 ms múlva eléri az aortanyomást, az aortabillentyű kinyit és a pulzushullám elindul. Az EKG-n az S hullám megjelenése jó közelítéssel egybeesik a bal kamrát és az aortát elválasztó aortabillentyű kinyitásával és így a pulzushullám elindulásával. A 4.18. ábrán a PPG-jelen nyíllal jelöltük azt az időpillanatot, amikor a pulzushullám az ujjbegyhez érkezik. A pulzushullám megérkezése után a vér szétterjed az ujjbegy érhalózatán, a PPG-jel ennek megfelelően változik. A pulzushullám indulása és az ujjbegyhez megérkezése közti időt ΔTEP -nek nevezzük, utalva arra, hogy az időkülönbséget az EKG- és a PPG-jel segítségével lehet mérni. Megállapítva a szív és az ujjbegy hozzávetőleges távolságát (d , 80 ... 120 cm), a pulzushullám terjedési sebessége: $v = d/\Delta TEP$.



4.18. ábra. Ujjbegyen rögzített PPG-jel (felül), 5 Hz-es másodfokú Butterworth aluláteresztő szűrés eredménye (középen). Egy szakasz kinagyítva (alul), a nyíl jelzi a pulzushullám megérkezését az ujjbegyhez.

4.2.3. Nagyon alacsony frekvenciás komponensek értékelése

A szívfrekvencia-variabilitás (heart rate variability, HRV) a szív neurovegetatív aktivitásának és autonóm működésének egyszerűen mérhető jellemzője. Felhasználható cukorbetegség állapotának vizsgálatára, az aktuális érzelmi és stresszállapot jellemzésére. A HRV csökkenése bizonyos szívbetegségek (miokardiális infarktus, angina pectoris stb.) bekövetkezését prognosztizálja [17]. Non-invazív módon, a vizsgált személy kooperációja nélkül felvett jelből meghatározható az egymást követő szív ciklusok hossza, a HRV ezekből számítható. Leggyakrabban az EKG-jelben levő QRS-komplexusok csúcsát határozzák meg, a szív ciklusok hossza az egymást követő QRS-ek közti időbeli távolság (tRR).

A HRV frekvenciatartománybeli leírása alapvetően három frekvenciatartomány vizsgálatát igényli [18], [19], [20]. A nagyfrekvenciás (high frequency, HF, 0,15–0,4 Hz) tartományban a paraszimpatikus hatás dominál. Ebbe a tartományba esik a légzés általi moduláció is: belégzéskor a szívfrekvencia felgyorsul, kilégzéskor lelassul. Az alacsonyfrekvenciás (low frequency, LF, 0,07–0,15 Hz) tartományban elsődlegesen a szimpatikus

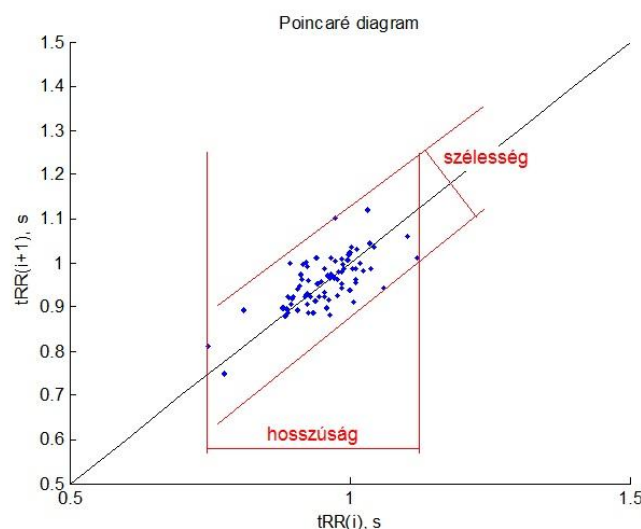
aktivitás hatása figyelhető meg, bár bizonyos körülmények között paraszimpatikus hatás is megjelenik. A nagyon alacsony frekvenciás (very low frequency, VLF, 0,01–0,07 Hz) tartományban a termoreguláció hatása dominál. Nem tisztázott még az eredete, de a HRV-nek van ultra alacsony frekvenciás (ULF, Ultra Low Frequency, 0,001–0,01 Hz) összetevője is.

A VLF-tartomány vizsgálata minimálisan 2 mHz-es felbontást igényel. Ehhez legalább 500 másodperc hosszúságú felvételt kell készíteni. (Az ULF-tartomány elemzéséhez ennél egy nagyságrenddel hosszabbat!) Ennyi idő alatt a megfigyelni kívánt hatások nem maradnak állandóak. Azt mondhatjuk, hogy a jel stacionaritása nem garantált, még az ún. gyenge stacionaritása sem. Ezért a Fourier-transzformáció alkalmazása a HRV elemzésére nem optimális. Általában elmondhatjuk, hogy a biológiai jelek lassú változásának mérése előtt a stacionaritást vizsgálni kell.

A HRV időtartománybeli analízise a tRR_i értékek változásának jellemzésével történik. A gyakran használt paraméterek:

- MSD, ms, (Mean Succcessive Differences of heart rate, az egymást követő szívciklus- hosszak különbségének átlaga),
- SDNN, ms, (Standard Deviation of Normal-to-Normal intervals, a normál szívütések hosszának szórása),
- SDANN, ms, (Standard Deviation of the Averages of NN intervals, jellemzően 5 perces időablakokra számított SDNN értékek szórása), SDANN a használt időablaknál hosszabb periódusidővel rendelkező változásokat jelzi, az ennél gyorsabb változásokat elnyomja,
- RMSSD, ms, (square Root of the Mean of the Sum of the Squares of Differences between adjacent NN intervals, az egymást követő szívciklushosszak különbségének négyzetösszege átlagából vont gyök),
- SD vagy SDDS, ms, (Standard Deviation of Differences between adjacent NN intervals, az egymást követő szívciklushosszak különbségének szórása),
- NN50, -, (the number of pairs of successive NNs that differ by more than 50 ms, egymást követő szívciklushosszpárok száma, amelyek különbsége 50 ms-nél nagyobb),
- pNN50, %, (percent of difference between adjacent NN intervals that are greater than 50 ms, az egymást követő szívciklushosszpárok közül azok számának aránya, amelyekben a két szívciklushossz eltérése 50 ms-nél hosszabb).

A HRV jellemzésére jól használható a Poincaré-diagram [21]. $tRR(i)$ függvényében ábrázolva a $tRR(i+1)$ értékeket, pontthalmazt kapunk. Fiatal, nyugodt személyről készült EKG-felvétel alapján generált Poincaré-diagram látható a 4.19. ábrán. A pontthalmaz szélessége a rövid idejű variabilitást (short-term variability), a pontthalmaz hossza a teljes variabilitást (total variability) jellemzi. A Poincaré-diagram paraméterei nem feleltethetők meg egyértelműen a frekvenciatartománybeli jellemzőknek, de bizonyos feltételek mellett hasonló az indikációjuk. A pillanatnyi stresszállapot a szélességgel vagy a pontok 45° -os egyenestől mért távolságának szórásával (transzverzális szórás) jellemezhető. Kisebb érték magasabb stresszállapotot jelez.



4.19. ábra. 75 másodperc hosszú EKG-felvételből számított tRR értékek ábrázolása Poincaré-diagramon

4.2.4. Kváziperiodikus jelek szabályossága mértékének jellemzése

A 10. fejezetben leírt ujjdobolási mozgás során az ujjhoz rögzített marker trajektóriája kváziperiodikus jel. A neurális betegek állapotának jellemzésére használt teszt során a mozgás két jellemzőjét vizsgáljuk, a gyorsaságot és a szabályosságot. A kváziperiodikus jel szabályosságát azzal jellemezzük, mennyire áll közel a periodikus jelhez. A periodikus jel bármilyen alakú lehet, nem csak szinuszos. A periodikushoz való közelség mértéke jellemezhető azzal, milyen bázisfüggvényekre bontható a jel. Erre használható a singular value decomposition, SVD-analízis [22], [28]. Tekintsük a mozgás során rögzített marker-trajektória mozgásanalizátorral mintavételezett pontjait egy y sorvektornak, amelynek összesen ℓ eleme van:

$$y = y(1) \ y(2) \dots y(k) \dots y(l) \quad (4.6)$$

Jelölje $y(p_i)$ az i -edik ujjdobolási ciklus (az ujj asztalról való felemelése) kezdetét. Első lépésként az y vektort szegmentálni kell. A ciklusok kezdetének tekintjük, amikor az ujj az asztalról felemelkedve eléri a maximális vertikális pozíciót. Az i . ciklushoz tartozó mintákat $r(i)$ sorvektornak tekintjük.

$$\begin{aligned} r(1) &= [y(p_1) \ y(p_1+1) \dots y(p_2-1)] \\ r(2) &= [y(p_2) \ y(p_2+1) \dots y(p_3-1)] \quad : \\ r(m) &= [y(p_m) \ y(p_m+1) \dots y(p_{m+1}-1)] \end{aligned} \quad (4.7)$$

Az SVD-módszer azonos hosszúságú mintákat tud kezelni, azaz az $r(i)$ sorvektoroknak egyforma hosszúságúnak kell lenni. Az ujjdobolás során az egyes ciklusok nem azonos ideig tartanak, ezzel összhangban változik az $r(i)$ sorvektorok elemeinek a száma. A 4.20. ábrán egy egészséges, a 4.21. ábrán egy Parkinson-kórban szenvedő ujjdobolás során felvett marker trajektóriája látható, a ciklusokat a maximális vertikális pozíciónál helyezve egymásra. Az $r(i)$ sorvektorok azonos darabszáma újra-mintavételezéssel biztosítható. Válasszuk az újra-mintavételezett sorok hosszát az $r(i)$ sorvektorok eredeti hosszának mediánjára, jelölje ezt n .

$$\begin{aligned} \text{length}[r(i)] &= \begin{cases} (i < m) : p_j - p_i, j = i + 1 \\ (i = m) : c + 1 \end{cases} \\ n &= \text{median}\{\text{length}[r(i)]\} \end{aligned} \quad (4.8)$$

Az újra-mintavételezést lineáris interpolációval lehet elvégezni. A sorvektorok első és utolsó eleme az újra-mintavételezés után is változatlan marad, $yr(i,1) = y(p_i)$, $yr(i,n) = y(p_{i+1}-1)$, kivéve az utolsó sorvektort, ahol $yr(m,n) = y(p_m+c)$. Az újra-mintavételezett $yr(i,j)$ sorvektorok elemeit az eredeti értékek – $y(p_i+k-1)$ és $y(p_i+k)$ – közti interpolálással kapjuk, ahol

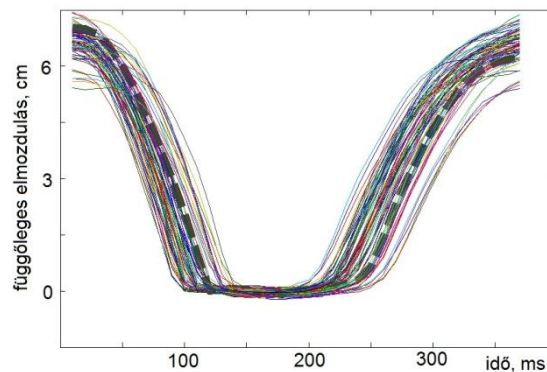
$$k = \text{entier}(n/\text{length}(r(i)) * j), \quad 2 \leq j \leq n. \quad (4.9)$$

Az így létrehozott mátrix:

$$X = \begin{bmatrix} yr(1,1) & yr(1,2) & \dots & yr(1,n) \\ yr(2,1) & yr(2,2) & \dots & yr(2,n) \\ \vdots & & & \\ yr(m,1) & yr(m,2) & \dots & yr(m,n) \end{bmatrix} \quad (4.10)$$

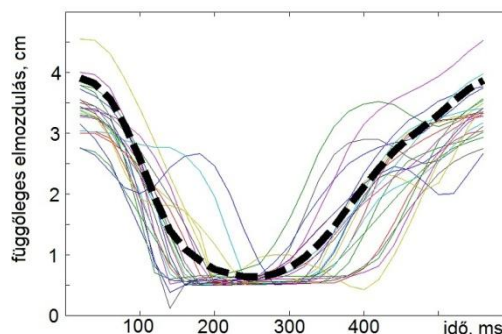
Miután az X mátrixot összeállítottuk, a Matlab® (The MathWorks Inc.) SVD függvényét használjuk. A függvény előállítja az S , V és Σ mátrixokat, úgy, hogy $X = S\Sigma V^T$ teljesüljön. Az SVD-módszer részletes leírása megtalálható [23]-ban. Σ diagonális mátrix, σ_i elemei a bázisfüggvények súlyozó tényezőinek tekinthetők. A bázisfüggvények az y sorvektorból meghatározott ciklusok (amelyeket az X mátrix sorvektorai újra-mintavételezve tartalmaznak) leírásához szükségesek. A V mátrix oszlopai definiálják a bázisfüggvényeket. Az u_i értékekkel súlyozott bázisfüggvények összege leírja az i . ciklust, azaz az X mátrix i . sorát. A mozgás periodikusságát (periodikushoz való közelségét, periodicity of movement, PM) jellemzi, hogy a teljes trajektória (összes ciklus) leírásához szükséges összes bázisvektor súlyán belül mennyire meghatározó a domináns bázisvektor. Ezt a diagonális Σ mátrix elemei, σ_i alapján számíthatjuk ki.

$$PM = \frac{\sigma_1^2}{\sum_{i=1}^n \sigma_i^2} \quad (4.11)$$



4.20. ábra. A mutatóujjhoz rögzített marker-trajektóriából előállított ciklusok, egymásra illesztve. A színes folytonos vékony vonalak egy-egy ciklust írnak le, a vastag fekete szaggatott vonal az SVD-analízissel előállított domináns bázisvektor. Egészséges fiatal férfi.

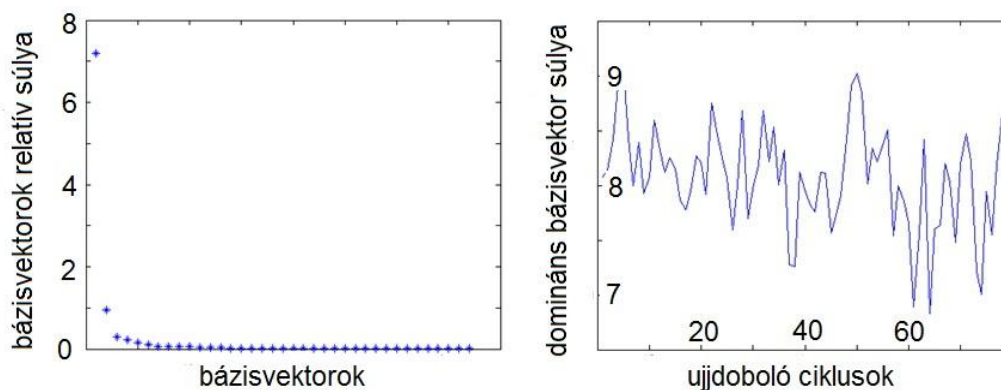
Ha σ_1 súlya meghatározó (a Matlab SVD-parancsa eredményeként kapott mátrixban a σ_i súlyok nagyság szerint rendezettek), akkor a mozgás közel periodikus, a V mátrix első oszlopa (v_1) a domináns bázisvektor. Ha σ_1 -en kívül az összes többi σ_i értéke nulla, akkor a mozgás periodikus, egyetlen bázisfüggvénnyel leírható. Ekkor $PM = 1$. A periodikushoz közeli mozgás esetén σ_1 domináns, de a többi σ_i értéke nem nulla. PM értéke csökken, ha a domináns bázisvektoron kívül további bázisvektorok szükségesek a mozgás leírására.



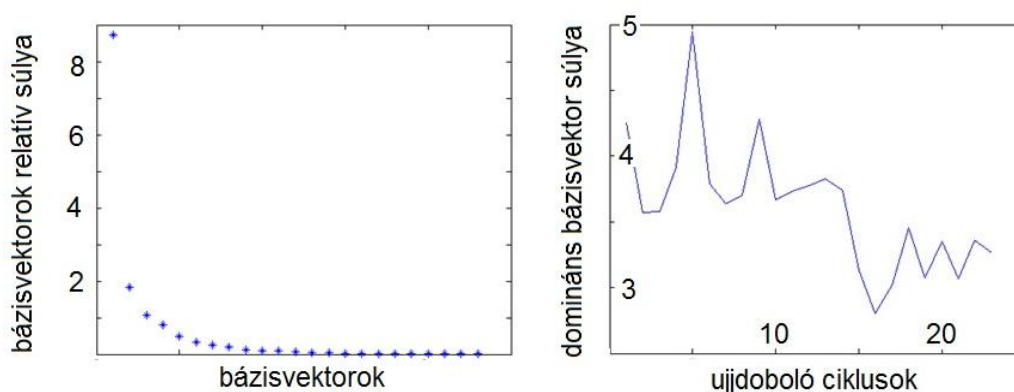
4.21. ábra. A mutatóujjhoz rögzített marker-trajektóriából előállított ciklusok, egymásra illesztve. A színes folytonos vékony vonalak egy-egy ciklust írnak le, a vastag fekete szaggatott vonal az SVD-analízissel előállított domináns bázisvektor. Parkinsonos felnőtt férfi, Hoehn–Yahr-skála szerinti besorolása 1.

A 4.20. és 4.21. ábrák egészséges fiatal, illetve Hoehn–Yahr-skála szerinti 1-es (enyhe) besorolású Parkinson-kóros beteg ujjdoboló mozgását jellemzik. A színes vékony folytonos vonalak egy-egy ciklust írnak le, a vastag fekete szaggatott vonal az SVD-analízissel előállított domináns bázisvektor. Látszik, hogy az egészséges fiatal gyorsabban és szabályosabban végezte az ujjdoboló mozgást, mint a parkinsonos páciens.

A 4.22. ábra egészséges fiatal, a 4.23. ábra Hoehn–Yahr-skála szerinti 0-1 besorolású Parkinson-kóros páciens által elvégzett ujjdoboló mozgást jellemez. Az ábrákon balra a teljes felvételt jellemző összes bázisvektor egymáshoz képesti súlya látható. Az egészséges fiatal mozgását leíró bázisfüggvények közül a domináns sokkal jobban kiemelkedik, mint a parkinsonos páciens esetében. A domináns bázisvektor egyes ujjdoboló ciklusok leírásához szükséges súlyozó tényezője az egészséges fiatal esetében jóval nagyobb állandóságot mutat (7 és 9 között változik) mint a Parkinson-kóros páciens esetében (3 és 5 között változik). A PM paraméter az ujjdoboló mozgás kvantitatív jellemzésére alkalmas [24].



4.22. ábra. Az összes bázisvektor relatív súlya a teljes mozgás leírásához (balra) és a domináns bázisvektor súlya az egyes ciklusok leírásához. Fiatal egészséges férfi, ujjdoboló mozgás, mutatóujj.



4.23. ábra. Az összes bázisvektor relatív súlya a teljes mozgás leírásához (balra), és a domináns bázisvektor súlya az egyes ciklusok leírásához. Parkinsonos férfi, Hoehn–Yahr-skála szerint 0-1 besorolás, ujjdoboló mozgás, mutatóujj.

4.3. Biológiai eredetű jelek tömörítése

Bár az adattárolók kapacitása exponenciálisan növekszik, ezzel párhuzamosan az eltárolni kívánt adatok mennyisége is hasonló mértékben növekszik. A személyre szabott egészségügyi ellátást segíti, ha az adott személyről rendszeresen készített felvételeket (pl. EKG) eltároljuk, és ezek *változását* értékeljük. Ez indokolja, hogy a biológiai eredetű jelek tömörítésével foglalkozunk.

Az adattömörítés céljára használt módszerek két csoportba oszthatók aszerint, hogy visszaállítható-e a tömörített változathoz az eredeti adathalmaz információvesztés nélkül. Az elterjedten használt arj, zip programok által előállított tömörített adathalmazból veszteség nélkül visszaállítható a tömörítetlen adathalmaz.

A másik csoportba olyan módszerek tartoznak, amelyeknek használatakor a tömörített változathoz csak adott hibával állítható vissza az eredeti adathalmaz. A megengedett eltérés eredményeként nagyobb tömörítési arány érhető el. Biológiai eredetű jelek esetében kihasználjuk az ezekről rendelkezésre álló a priori információkat. Például az EKG-jel esetében a jel meredeksége általában kicsi, jellemzően csak a QRS-szakasz nagy meredekségű. Ha két szomszédos pont különbségét tároljuk el, akkor hatékonyan használhatjuk a változó hosszúságú kódolást, rövid kódot adva a nulla körüli értékeknek.

Szélőérték (turning point, TP) algoritmus

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

A referenciaadatot követő két adat közül azt őrizzük meg, amelyik a három adat közül szélsőérték. A kiválasztási szabály megfogalmazásához a 4.24. ábrán megadjuk három adat összes lehetséges elhelyezkedését. Két elhelyezkedés akkor különböző, ha a szomszédos adatok egymáshoz való viszonya (kisebb, nagyobb, egyenlő) különböző.

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

$$\text{sign}(x) = \begin{cases} 0, & \text{ha } x=0, \\ +1, & \text{ha } x>0, \\ -1, & \text{ha } x<0. \end{cases} \quad (4.12)$$

Egyszerűen megfogalmazható, hogy a referenciaadatot (x_0) követő két adat (x_1, x_2) közül melyiket hagyjuk el. Ha a

$$\text{NOT}(\text{sign}(x_1 - x_0)) \text{ OR } (\text{sign}(x_2 - x_1) + \text{sign}(x_1 - x_0)) \quad (4.13)$$

logikai kifejezés 0, akkor x_1 -et, különben x_2 -t tároljuk el. Látható, hogy x_1 -et akkor tároljuk el, ha az $x_1 - x_0$ közti meredekség és az $x_2 - x_1$ közti meredekség ellentétes előjelű. A szélsőpont-algoritmus egyszerű, kis számítási igényű, állandó 2:1 tömörítési arányt eredményez. Hátránya, hogy a tömörített adathalmaz szomszédos adatai közötti időkülönbség változó, nem tekinthető ekvidisztáns mintavételezéssel létrejöttnek.

1		2		3	
4		5		6	
7		8		9	

4.24. ábra. Három egymást követő adat (x_0, x_1, x_2) lehetséges elhelyezkedése

Az AZTEC-algoritmus

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

A tömörített adatok visszaállítása során a szakaszok kapcsolódásánál meglévő ugrásszerű meredekségváltozások simítására aluláteresztő szűrőt használhatunk.

Az alkalmazott közelítés hibájának mérőszámaként használt paraméter:

$$\text{prd} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_{\text{eredeti}}(i) - x_{\text{közelítés}}(i))^2}{\sum_{i=1}^n (x_{\text{eredeti}}(i))^2}} * 100 [\%] \quad (4.14)$$

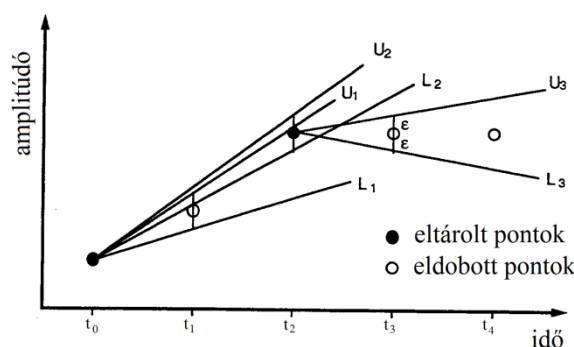
ahol prd: percent root-mean-square, négyzetgyökös eltérés, százalékban. A szűrésre használt egyik lehetséges egyszerű formula ($2L + 1$) pontra illeszt parabolát. $L = 3$ esetén:

$$p_k = (-2x_{k-3} + 3x_{k-2} + 6x_{k-1} + 7x_k + 6x_{k+1} + 3x_{k+2} - 2x_{k+3})/21, \quad (4.15)$$

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

A legyező-algoritmus (fan algorithm)

Ez az algoritmus is lineáris szakaszokkal közelíti az eredeti adathalmaz adatait. A módszert a 4.25. ábra szemlélteti.



4.25. ábra. A FAN (legyező) algoritmus

A hibasávot a 4.25. ábrán ε jelöli. Egy eltárolt adatból az őt követő adathoz megengedett maximális $(x_a + \varepsilon)$ és minimális $(x_a - \varepsilon)$ értékhez egy-egy egyenest húzunk. Ezek a széthyitható legyező egy elemének alakjára emlékeztetnek, innen a módszer neve. A 4.25. ábrán az első (t_0 időponthoz tartozó, x_0) eltárolt adat és a második (t_1 időponthoz tartozó, x_1) adat hibasávja által meghatározott egyenesek: U_1 a maximális és L_1 a minimális meredekséget jelöli ki. A következő (t_2 időponthoz tartozó, x_2) adat ezen a sávon belül van, így X_1 elhagyható. Meghatározzuk az $(x_0, x_2 - \varepsilon)$ és $(x_0, x_2 + \varepsilon)$ adatokon átmenő egyeneseket, L_2 -t és U_2 -t. Ezután az eddig számolt maximális értékekhez $[(x_1 + \varepsilon): U_1$ és $(x_2 + \varepsilon): U_2]$ tartozó meredekségek minimuma és a minimális értékekhez $[(x_1 - \varepsilon): L_1$ és $(x_2 - \varepsilon): L_2]$ tartozó meredekségek maximuma, U_1 és L_2 jelöli ki az új legyezőt. x_3 ezen kívül esik, így x_2 -t meg kell tartani. x_2 lesz az új kiinduló adat.

A legyező-algoritmussal adott hibahatár mellett jobb közelítés érhető el, mint az AZTEC- vagy a szélsőérték-algoritmussal (minősítésnek prd -t használva).

Feladatok

Az alapvetően otthoni monitorozásra szolgáló HHMD készülékek mintavételi frekvenciája névlegesen 1 kHz. A megadott honlapon található felvételek különböző HHMD készülékekkel készültek. (A készülék használatát mutatja be a http://project.mit.bme.hu/kobak2012/EKG_PPG.wmv videó.) A HHMD készülékek mintavételi frekvenciája $\pm 1,5\%$ -kal eltérhet a névlegestől. Egy felvétel esetén a mintavételi frekvencia konkrét értéke megállapítható a hálózati eredetű zaj segítségével (ezt 50,0 Hz-nek tekintve). A honlapon a felvételek adatstruktúráját leíró fájlt és a Matlabhoz használható beolvasó programot is elhelyeztünk.

1. Töltse le a project.mit.bme.hu/kobak2012/ECGwithbignoise.hhm fájlt. Jelenítse meg az *ecg1* időfüggvényt, majd ugyanebbe az ábrába rajzoltassa ki az aluláteresztő szűrés után kapott jelet. Értékelje, hogy az aluláteresztő szűrés paraméterei (típus, fokszám, törésponti frekvencia) hogyan befolyásolják a hálózati eredetű zaj amplitúdójának csökkentését, illetve az EKG-jel alakjának változását.
2. Töltse le a project.mit.bme.hu/kobak2012/bpm_patZ1_01.hhm fájlt. A mandzsetta nyomását leíró *press* időfüggvény felfújási szakaszán határozza meg a zaj domináns frekvenciáját.
3. Határozza meg a project.mit.bme.hu/kobak2012/bpm_patZ2_01.hhm fájl *ecg1* és *ppgl_nir* időfüggvénye közti késleltetési idő függését a mandzsettanyomástól. A késleltetési idő az EKG-jel S pontja és a PPG-jel lokális minimuma közti időtartam. Határozza meg, milyen mandzsettanyomásnál van a késleltetési idő növekedési ütemének maximuma.
4. Állapítsa meg, hogy a project.mit.bme.hu/kobak2012/bpm_patZ2_01.hhm fájl *ppgl_nir* időfüggvényében mekkora mandzsettanyomásnál szűnik meg a szív összehúzódását követő lüktetés. Ez a mandzsettanyomás megegyezik a tesztelt személy szisztolés nyomásával.
5. A project.mit.bme.hu/kobak2012/bpm_patZ1_01.hhm fájl alapján határozza meg, mekkora volt a tesztelt személy légzési frekvenciája.
6. A project.mit.bme.hu/kobak2012/bpm_patZ2_01.hhm fájl *ppgl_nir* időfüggvénye alapján határozza meg a tesztelt személy pillanatnyi szívfrekvenciájának változását a vérnyomásmérés alatt.

7. Jelenítsen meg a *project.mit.bme.hu/kobak2012/bpm_yhf01_01.hhm* fájlból két szívciklusnyi EKG- és PPG-jelet fázishelyesen.
8. Alkalmazzon a *project.mit.bme.hu/kobak2012/bpm_patZ2_01.hhm* felvétel EKG- jelén levő hálózati eredetű zaj csökkentésére harmadfokú Butterworth aluláteresztő szűrőt, $f_0 = 10$ Hz törésponti frekvenciával, a MATLAB 'filter' illetve 'filtfilt' függvényét használva. Értékelje a szűrés hatását.
9. Növelje meg a 8. feladat szerinti szűrő törésponti frekvenciáját $f_0 = 25$ Hz-re, és értékelje a kapott eredményt.
10. A 8. feladat szerinti EKG jel/zaj viszonyának növelésére alkalmazzon harmadfokú Butterworth sávzáró szűrőt, $f_0 = 50$ Hz. Értékelje az eredményt.
11. Elemezze a *project.mit.bme.hu/kobak2012/bpm_stops_during_deflation_shm01_01.hhm* felvételt. Határozza meg az első 24 másodperc egyik szívciklusához tartozóan a bal kamra összehúzódása (S pont az EKG-jelben) és az ennek hatására elindult pulzushullám bal ujjbegyhez való megérkezése (R csúcsot követő első felfutás kezdete a PPG-jelben) között eltelt időt (ΔT_{EP}). Becsülje meg ennek alapján a pulzushullám terjedési sebességét, a bal kamra és a bal mutatóujj ujjbegye közti távolságot 90 cm-nek tekintve.
12. Vizsgálja meg, hogyan változik a 11. feladat szerinti ΔT_{EP} idő a mandzsetta nyomásának emelkedésekor.
13. A *project.mit.bme.hu/kobak2012/bpm_yhf01_01.hhm* felvétel EKG-jelén határozza meg a t_{RR} távolságok átlagát és szórását.
14. A *project.mit.bme.hu/kobak2012/bpm_yhf01_01.hhm* fájl EKG-jelén határozza meg a t_{QT} idők átlagát és szórását.
15. A *project.mit.bme.hu/kobak2012/bpm_yhf01_01.hhm* fájl EKG-jelén határozza meg a t_{PQ} idők átlagát és szórását.
16. A *project.mit.bme.hu/kobak2012/bpm_yhf01_01.hhm* fájl EKG-jelén határozza meg a QRS-amplitúdók átlagát és szórását.
17. A *project.mit.bme.hu/kobak2012/bpm_yhf01_01.hhm* fájl EKG-jelén határozza meg a QRS-komplexusok szélességének átlagát és szórását.
18. Vizsgálja meg, milyen mértékű jel/zaj viszony javítás érhető el indított átlagolással a *project.mit.bme.hu/kobak2012/bpm_yhf01_01.hhm* felvétel EKG-jelén. Az egyes EKG-ciklusokat az R csúcsoknál illessze egymásra.
19. Állapítsa meg, hogy a *project.mit.bme.hu/kobak2012/bpm_yhf01_01.hhm* felvétel *ppgl_nir* jelében milyen mandzsettanyomás mellett szűnik meg a pulzálás.
20. A *project.mit.bme.hu/kobak2012/bpm_patZ2_01.hhm* fájl EKG-jelén végezzen FFT-analízist 10 másodperces ablakot használva. Az ablakot 5 másodperces lépésekben vigye végig. Az egyes ablak helyzetekhez tartozó spektrumokat rajzolja egymás mögé.
21. Ismételje meg a 20. feladat szerinti analízist 20 másodperces ablakot és 4 másodperces lépéseket használva.
22. Határozza meg a *project.mit.bme.hu/kobak2012/bpm_patZ2_01.hhm* fájl mandzsettanyomás időfüggvényében az oszcillometriás pulzusok amplitúdójának változását a mandzsettanyomás függvényében.
23. Határozza meg a *project.mit.bme.hu/kobak2012/bpm_patZ2_01.hhm* fájl mandzsettanyomás időfüggvényében az oszcillometriás pulzusok maximális meredekségét a mandzsettanyomás függvényében.
24. Határozza meg a *project.mit.bme.hu/kobak2012/bpm_yhf01_01.hhm* fájl EKG- jeléből a légzésfrekvenciát.
25. Rajzolja fel egymás alá a *project.mit.bme.hu/kobak2012/bpm_stops_during_deflation_shm01_01.hhm* fájl EKG és *ppgl_nir* időfüggvényének frekvenciaspektrumát. Határozza meg ennek alapján a légzésfrekvenciát.

Bibliográfia

Jelfeldolgozási alapismereteket nyújtó könyvek

- [1] Orfanidis S. J.: Introduction to Signal Processing. Rutgers University, 2010. korábban kiadva: Prentice Hall, 2010 óta szabadon elérhető a weben: <http://www.ece.rutgers.edu/~orfanidi/intro2sp/orfanidis-i2sp.pdf>
- [2] Leis J: Digital Signal Processing Using MATLAB for Students and Researchers. John Wiley & Sons, 2011.
- [3] http://en.wikibooks.org/wiki/Digital_Signal_Processing
- [4] Lyons R. G.: Understanding Digital Signal Processing. Prentice Hall 2nd edition, 2004.

- [5] Balogh L. – Kollár I. – Németh J. – Péceli G. – Sujbert L.: Digitális jelfeldolgozás. Segédlet a „Digitális jelfeldolgozás” tantárgyhoz, 2008.
http://www.mit.bme.hu/system/files/oktatas/targyak/8635/Digit_jelfeldolg_jegyzet.pdf
- [6] Cohen A.: Biomedical Signal Processing I and II. CRC Boca Raton, 1986.
- [7] Akay M.: Biomedical Signal Processing. Academic Press, San Diego CA 1994.
- [8] Cerutti S. – Marchesi C. (eds.): Advanced Methods of Biomedical Signal Processing. IEEE Press and John Wiley & Sons, New York NJ, 2011.
- [9] Northrop R. B.: Signals and Systems Analysis In Biomedical Engineering, Second Edition, CRC, Boca Raton, FL, 2010
- [10] Rangayyan R. M.: Biomedical Signal Analysis: A Case-Study Approach, IEEE Press and Wiley, New York, NY, 2002
- [11] Akay M.: Detection and Estimation Methods for Biomedical Signals. Academic Press, 1996.

A fejezetben használt további referenciák

- [12] Jobbágy Á. – Csordás P. – Mersich A.: Blood Pressure Measurement at Home. IFMBE Proceedings, Vol. 14. WC2006 Seoul, pp. 3319-3322.
- [13] <http://www.mit.bme.hu/oktatas/targyak/vimim301/meresi-utmutato>
- [14] Jobbágy Á. – Harcos P. – Karoly R. – Fazekas G.: Analysis of the Finger-Tapping Test. Journal of Neuroscience Methods, January 30, 2005. Vol 141/1, pp. 29–39.
- [15] Addison P. S.: Wavelet transforms and the ECG: a review. Physiol. Meas. 26 (2005) R155–R199.
- [16] Tompkins W. J. (ed.): Biomedical Signal Processing. Prentice Hall, Englewood Cliffs, New Jersey, 1993.
- [17] Putz Zs. – Gyá T. – Tóth N. – Istenes I. – Gandhi R. – Emery C. – Hermányi Zs. – Csiki V. – Keresztes K. – Tesfaye S. – Jermendy Gy. – Kempler P.: Small fibre neuropathy including widespread impairment of autonomic function represent the key clinical characteristics of nerve dysfunction among patients with IGT. 43 rd Annual Meeting of the European Diabetes Epidemiology Group of the EASD, Elsinore, Denmark 5–8. April, 2008: 77.
- [18] Saul J. P.: Beat-to-beat variation of heart-rate reflect modulation of cardiac autonomic outflow. News. Physiol. Sci., vol. 5, pp. 32–37. 1995.
- [19] Kitney R. I.: An analysis and simulation of the human thermoregulatory control system. Med. Biol. Eng. Comput. vol. 12, pp. 56–64. 1974.
- [20] Berntson G. G. – Bigger J. T. – Echberg D. L. – Grossman P. – Kaufmann P. G. et al.: Heart rate variability: Origins, methods, and interpretive caveats. Psychophysiology, vol. 34. pp. 623–648. 1997.
- [21] Brennan M. – Palaniswami M. – Kamen P.: Poincaré plot interpretation using a physiological model of HRV based on a network of oscillators. Am J Physiol Heart Circ Physiol 283:H1873–H1886, 2002.
- [22] Kanjilal P. P. – Palit S. – Saha G.: Fetal ECG Extraction from Single-Channel Maternal ECG Using Singular Value Decomposition. IEEE Tr on BME, vol. 44. 1997 No. 1. pp. 51–59.
- [23] Kanjilal P. P. – Palit S.: The singular value decomposition - Applied in the modeling and prediction of quasi-periodic processes. Signal Processing, 1994. **35**:257–67.
- [24] Jobbágy Á.: Early Diagnosis and Objective Assessment of Patients with Neural and Cardiovascular Diseases. LAP Lambert Academic Publishing, 2010.
- [25] Webster J. G.: Design of Pulse Oximeters, New York, Taylor & Francis, 1997.
- [26] Schoevers J. – Scheffer C. – Dippenaar R.: Low Oxygen Saturation Quantification in Human Arterial and Venous Circulation. IEEE Trans Biomed Eng. 2009 Mar;56(3):846–54. Epub 2008 Oct 7.
- [27] Pan J. – Tompkins W. J.: A Real-Time QRS Detection Algorithm. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. BME-32, No. 3, March 1985.
- [28] Stokes V. – Lanshamer H. – Thorstensson A.: Dominant Pattern Extraction from 3D Kinematic Data. IEEE Tr. on BME, 1999 January, pp. 100–106.
- [29] Taouli S. A. – Bereksi-Reguig F.: Detection of QRS Complexes in ECG Signals Based on Empirical Mode Decompositioin. Global Journal of Computer Science and Technology. Vol. 11. Issue 20. Dec. 2011.
- [30] Sun Y. – Chan K. L. – Krishnan S. M.: ECG signal conditioning by morphological filtering. Computers in Biology and Medicine 32 (2002) pp. 465–479.

5. Biztonságtechnika

Az orvosi vizsgálatokhoz használt műszerektől a beteg kényelmét szolgáló eszközökig, szinte minden elektromos árammal működik. Ezek a készülékek helytelen használat vagy meghibásodás esetén mind a kezelő személyzetre, mind a páciensre veszélyforrások lehetnek. Baleset bekövetkezése ellen gondos tervezéssel, előírás szerint ellenőrzött gyártással, hozzáértő kezeléssel és rendszeres ellenőrzéssel védekezhetünk [2]. A felsorolt tevékenységeket kötelező erejű szabványok szabályozzák. Elsődleges fontosságú az MSZ EN 61010 (Elektronikus mérő- és szabályozókészülékek) és az MSZ EN 60601 (Gyógyászati villamos készülékek). A szabvány jelének értelmezése: MSZ: magyar szabvány, EN: EU-szabvány. Az elektromos berendezésekkel kapcsolatos szabványok nagy része IEC (International Electrotechnical Commission) előírásokon alapul [12]. Az ebben a fejezetben található leírás egyáltalán nem helyettesítheti az időnként változó szabványelőírások ismeretét, de fel kívánja hívni a figyelmet azok ismeretének fontosságára és az azokban szereplő elvekre. A kórházakban az elektromos biztonság kérdése Ralph Nader cikkét követően (Ladies Home Journal, April 24, 1970) kiemelt hangsúlyt kapott [1]. A cikk – túlzóan – azt állította, hogy évente 1200 amerikai halt meg kórházban elektrosokk eredményeként, amelyet rutin diagnosztikai vagy terápiás eljárás okozott.

5.1. Az áram fiziológiai hatása

Az elektromos áramnak az emberi szervezetre gyakorolt hatása az idegek és izmok stimulálásán, valamint az áram hőhatásán alapul [2], [3], [4]. Az elektromos behatás veszélyessége több tényezőtől függ:

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

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

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

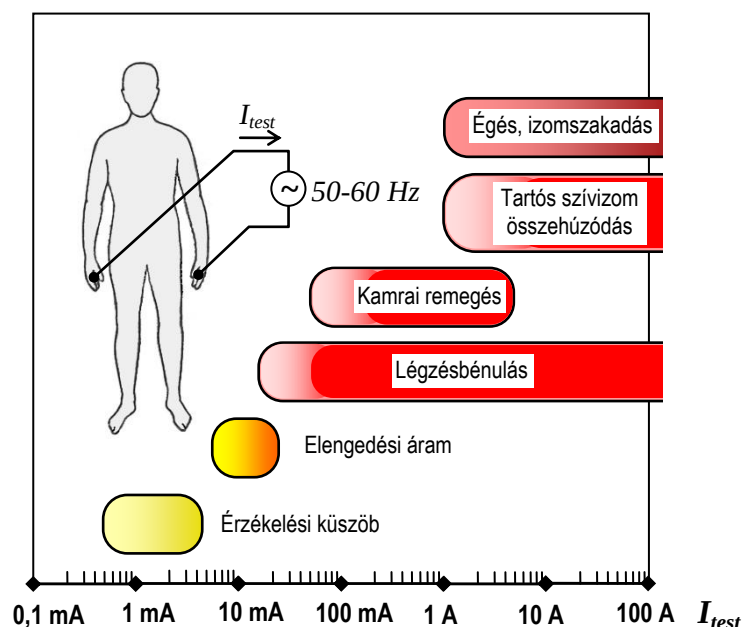
Az áram erőssége. Az 5.1. ábrán a különböző élettani jelenségekhez tartozó tipikus áramtartományok láthatók, adott feltételek mellett.

Az érzékelési küszöb környezetében az áram a bőr idegvégződéseiben bizsergő érzést okoz. Az elengedési áram az a határ, ahol még az izmokat összehúzó hatás ellenében, akaratlagosan képesek vagyunk kilépni az áramkörből (elengedni a vezetéket). Mérések szerint ez a határ 99%-nál nagyobb valószínűséggel nőknél 6–15 mA, férfiaknál 8–23 mA közé esik. Az ennél nagyobb áram a légzőizmok összehúzódását, légzésbénulást, és fájdalmat okoz. A szíven keresztül folyva megzavarja annak működését. Kialakulhat az ún. *ventrikuláris fibrilláció* (kamrai remegés), ami a véráramlás leállításához vezet. A szív ingerületvezetésének ez az állapota önfenntartó, és az áram megszüntetése után is fennmarad. Az áram további növelése a teljes szívizomzat egyidejű összehúzódását eredményezi. A véráramlás ilyenkor is megszűnik, viszont az áram megszűnése esetén a szív működés nagy valószínűséggel újraindul. Az égési sérülések először a bőrön jelentkeznek, az áram belépési pontjai közelében.

A személyek egyéni tulajdonságai jelentős mértékben hozzájárulnak, hogy a jellemző értékhatárok viszonylag széles tartományban szóródnak. Ilyenek: a személy neme, életkora, súlya, alkata (kövér, sovány, magas stb.), lelki és fizikai állapota, de még pillanatnyi kedélyállapota is. A testen átfolyó áramot az érintési feszültség és a test eredő ellenállása határozza meg:

$$I_{\text{test}} = \frac{U_e}{R_{\text{test}}} \quad (5.1)$$

Az R_{test} ellenállás szintén nagy egyéni különbségeket mutat. Nagyon befolyásolja a bőr állapota (nedves, izzadt, sérült) és az érintkezési felület nagysága. A bőr viszonylag nagyobb ellenállásán a hálózati feszültség hatására (~1 s alatt) átütés következik be, ezért életvédelmi számításoknál két végtag között 500–1000 Ω eredő ellenállást kell feltételezni.

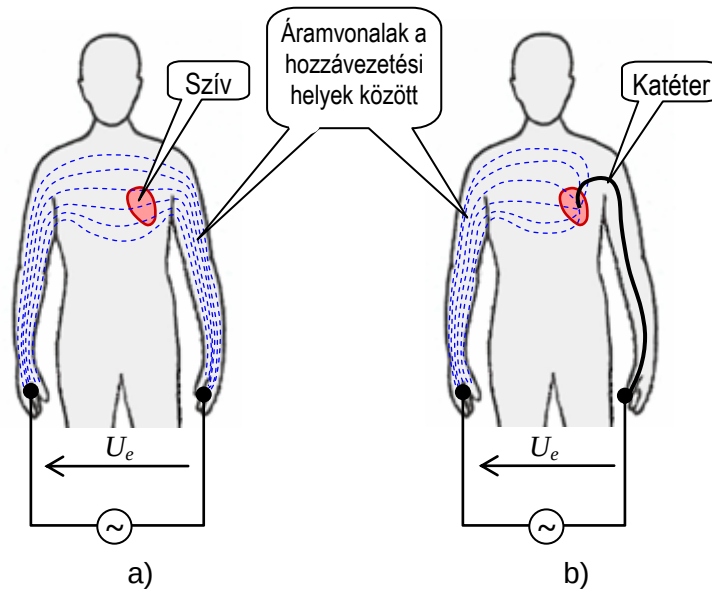


5.1. ábra. Az 1–3 másodpercig tartó hálózati frekvenciájú áram hatásai az áramerősség függvényében 70 kg tömegű páciensnél

Makrosokk és mikrosokk

Makrosokk alakulhat ki, ha az áram-hozzávezetési pontok a test felszínén vannak. A hétköznapi életben előforduló érintéses balesetek makrosokknak minősülnek. Tipikus esetei a kéz-kéz és a kéz-láb áramutak. Az 5.2.a. ábrán az áram a szív környezetében nagy keresztmetszeten folyik. Ilyenkor érvényesek az 5.1. ábrán megadott veszélyességi áramhatárok. Klinikai körülmények között, egyes beavatkozásoknál kialakulhatnak olyan jól vezető áramutak, amelyek a kritikus helyre koncentrálnak az áramot (5.2.b. ábra.). Ilyet okozhat egy műanyag katéter, amelyben vezetőfolyadék van, vagy maga az ér, amelybe elektronikus készülék szondájával csatlakozunk. Ez a mikrosokk, amely a szívnél levő nagyobb áramsűrűség miatt a makrosokknál sokkal veszélyesebb. Emellett a rossz fizikai állapotban levő beteg sokkal érzékenyebb, mint az egészséges ember. Így az elektronikus készülékek pácienshez kapcsolódó ki-bemenetein nem engedhető meg 10 μA -nál nagyobb szivárgó áram, és a meghibásodás hatására kialakuló áramot is 50 μA -re kell korlátozni, amennyiben az a szívvel kapcsolatba kerülhet. (Az 50 μA is kisebb, mint az érintési érzékelési küszöb tizedrésze!)

Szivárgó áram meghibásodás nélkül is folyik a szigeteléseken keresztül. Csökkentésére nem elegendő a szigetelési ellenállást növelni. Ezt a következő számítással támasztjuk alá. A hálózati feszültség melegepontjához kapcsolódó felületről a földpotenciálra lévő felületre 10 μA csúcsértékű szivárgó áram folyik, ha köztük a szórt kapacitás 138 pF. (Közelítőleg két A/4 méretű fémfelület egymástól 0,4 cm távolságban.) A szigetelésen akkor alakul ki ohmos szivárgás, ha a felülete elszennyeződött, illetve párás.



5.2. ábra. A makrosokk (a) és a mikrosokk (b) kialakulása. A (b) ábrán az áram kis keresztmetszetre koncentrálva folyik át a szívén.

5.2. Védekezés az áramütés ellen

Az 5.3.a. ábrán a makrosokk típusú áramütés egy lehetősége látható [5], [6]. A szabálytalanul bekötött készülék hálózati transzformátora meghibásodik: a primer tekercs zártos lesz a vasmag felé. A vasmag a fém készülékházra van szerelve, és így a készüléket megérintő személy áramütést szenved. Az áram értékét a hálózati feszültség, az R_{test} ellenállás, valamint az R_{cp} talpponti ellenállás (cipő, padló) határozza meg. Legyen $R_{test} = 1\text{ k}\Omega$, és $R_{cp} = 1\text{ k}\Omega$, ezek mellett a vezeték ellenállása elhanyagolható.

$$I_{test} = \frac{230V}{2k\Omega} = 115mA \quad (5.2)$$

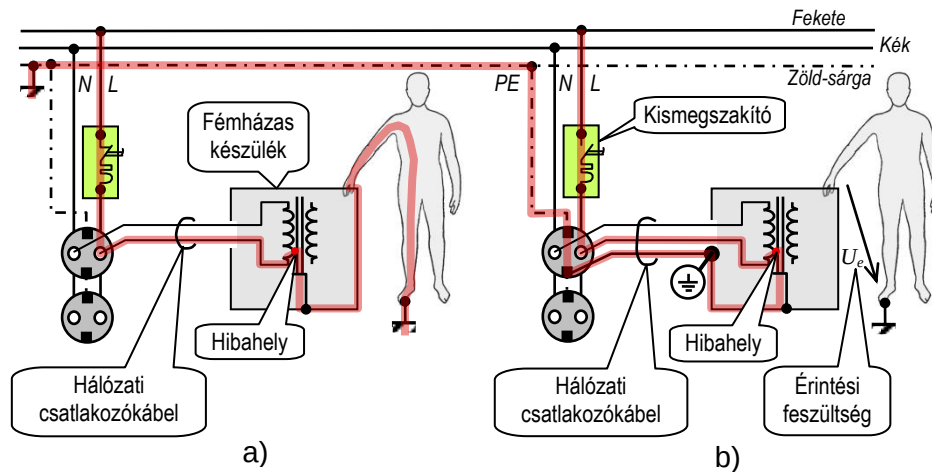
Ekkora áramnál a kismegszakító nem szakít meg, de a személyre az áram halálos lehet. Az 5.3.b. ábrán a készülék érintésvédelemmel van ellátva, ami a készülék fémházát a védőföldeléses hálózati csatlakozáson keresztül a PE (Protective Earth) védővezetőhöz köti. Meghibásodás esetén a fázisvezetékben a védőföld felé folyó áramot a földelési ellenállás (R_{PE}) és a vezeték ellenállása határozza meg. A kismegszakító az I_n névleges árama ötszörösénél $t < 0,2\text{ s}$ alatt lekapcsol. Ha ez alatt a személy érinti a készülék házát, akkor $U_e \approx R_{PE} 5I_n$ érintési feszültséget érez.

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

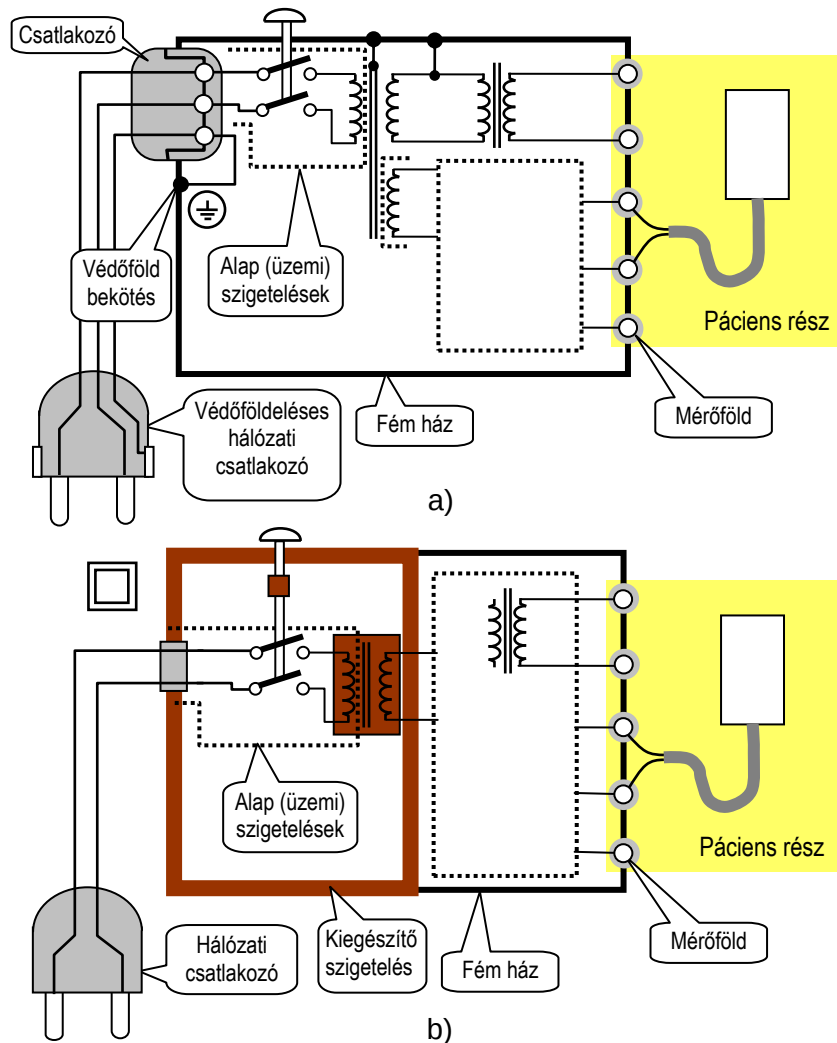
I. érintésvédelmi osztály. (5.4.a. ábra.) Az aktív áramköri részeket az alap (üzemi) szigetelés választja el a megérinthető vezető részekről. A megérinthető vezető részek össze vannak kötve a védővezető csatlakozási pontjával, amelynek jele:



A hálózati csatlakozókábel dugója védőérintkezős, és csak ilyen aljzatba csatlakoztatható, tehát a használatához védővezető hálózat szükséges. Meghibásodás esetén a megérinthető fémrészekre csak akkor feszültség kerülhet, amekkorát a föld felé folyó maximális hibaáram ejt a védővezetéseken. Ennél nagyobb áramnál a kismegszakító (túlárambiztosító vagy FI-relé) működésbe lép [9], [10], [11].



5.3. ábra. Makrosokk kialakulása egy helytelenül bekötött, meghibásodott készülék érintésénél (a). A helyesen bekötött készülék meghibásodásánál az áramkorlátozó kismegszakító lekapcsol (b). A piros vonal a meghibásodás miatti áram útját mutatja



5.4. ábra. Az I. érintésvédelmi osztályú (a), és a II. érintésvédelmi osztályú (b) készülékek elvi felépítése

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



A készüléknek a kettős szigetelésen kívül megérinthető fémrészei is lehetnek, amit nem szabad leföldelni. (Ehhez kialakított csatlakozási pont nincs is.) A védelem független a villamos hálózattól.

III. érintésvédelmi osztály

Az ide tartozó készülék csak érintésvédelmi törpefeszültségről (ELV = Extra Low Voltage) táplálható. A törpefeszültség értéke megválasztható, de kisebb kell legyen, mint $50 V_{eff}$. A SELV-táplálás úgy van kialakítva, hogy a kimenetére nagyobb feszültség meghibásodás esetén se kerülhessen (SELV = Separated Extra Low Voltage).



B típus

a)



BF típus

b)



CF típus

c)

5.5. ábra. A páciensvédelem fokozatainak jelölése. A B típus (B = body) páciens része nincs galvanikusan leválasztva. A BF (BF = body floating) és CF (CF = cardiac floating) típusok páciens része galvanikusan leválasztott, lebegő

Az áramütés elleni védelem fokozatai

Az orvostechikai készülékekben a fokozott veszély miatt az érintésvédelmi osztályra vonatkozó előírások mellett a pácienssel kapcsolatba kerülő részek védelmét külön minősítik. A védelmi fokozatot jelölő piktogramok az 5.5. ábrán láthatók [7]. Az egyes fokozatokhoz különböző határértékű szivárgó áramok tartoznak, normál működés, illetve egyszeres hiba esetére.

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

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

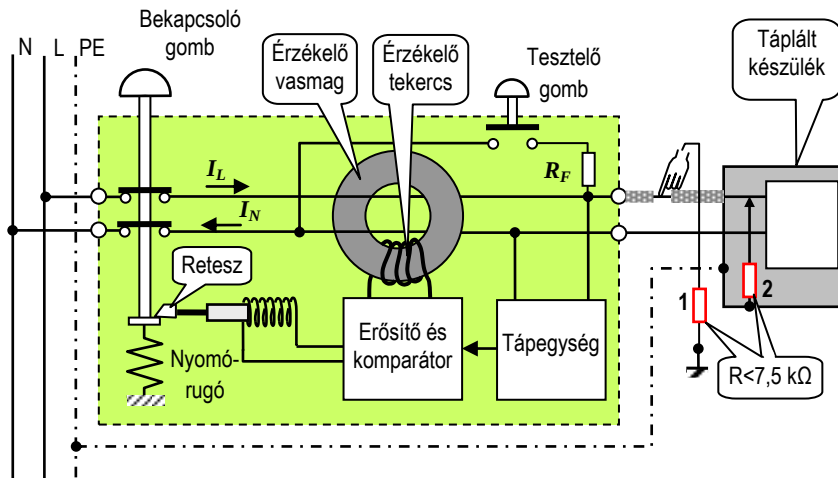
CF típusú készülék. A legszigorúbb biztonsági fokozat, amelynél a pácienshez kapcsolódó rész az elektromos hálózati résztől galvanikusan elválasztott, és olyan biztonságos a leválasztás (olyan kicsik a szivárgó áramok), hogy direkt kapcsolatba kerülhetnek a szívvel.

Hibaáram-védelmi kapcsoló. (Szokásos elnevezései: ÁVK = áram-védőkapcsoló, FI-relé, GFCI = Ground-fault circuit interrupter, RCD = Residual current device.)

A védővezetős érintésvédelmi módoknál a túláramvédelem helyett előnyösen használható az igen érzékeny hibaáram-védelmi kapcsoló [9], [11]. Felépítése és működése az 5.6. ábrán látható.

A fázis- és a nullavezető egy gyűrű alakú vasmagon van átvezetve. A fogyasztó helyes működése esetén a két áram egyenlő, és mivel irányuk ellentétes, a vasmagban nem gerjesztenek mágneses teret. Minden olyan meghibásodás, amely hatására áram folyik a föld felé, azt eredményezi, hogy $I_L \neq I_N$. Az áramok különbsége gerjeszti a vasmagot, és feszültség jelenik meg az érzékelőtekercsen. Amint a $\Delta I = I_L - I_N$ hibaáram túllépi a készülékre megadott határértéket (szokásos típusok: 10 mA, 30 mA, 100 mA), a felerősített feszültség hatására a tekercs behúzza a reteszt, és a nyomórugó mindkét hozzávetetést lekapcsolja a hálózatról. A táplálás csak manuálisan állítható vissza. A tesztgombbal a kapcsoló működése ellenőrizhető.

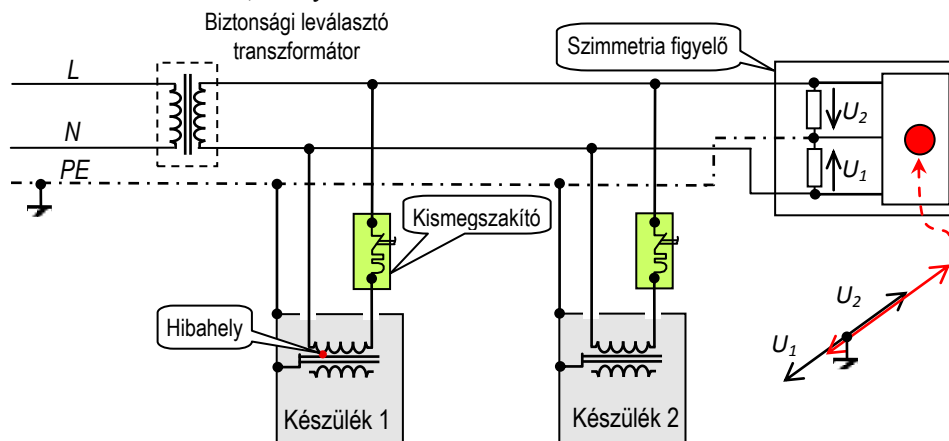
Hátrányos, ha több készüléket közös védelmi kapcsolón keresztül táplálva, az egyik (esetleg kisebb) hibája miatt a többi táplálása is lekapcsolódik. Létfontosságú funkciók fenntartásához szükséges eszközhöz (pl. lélegeztetőgép) hibaáram-védelmi kapcsolót nem szabad alkalmazni.



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

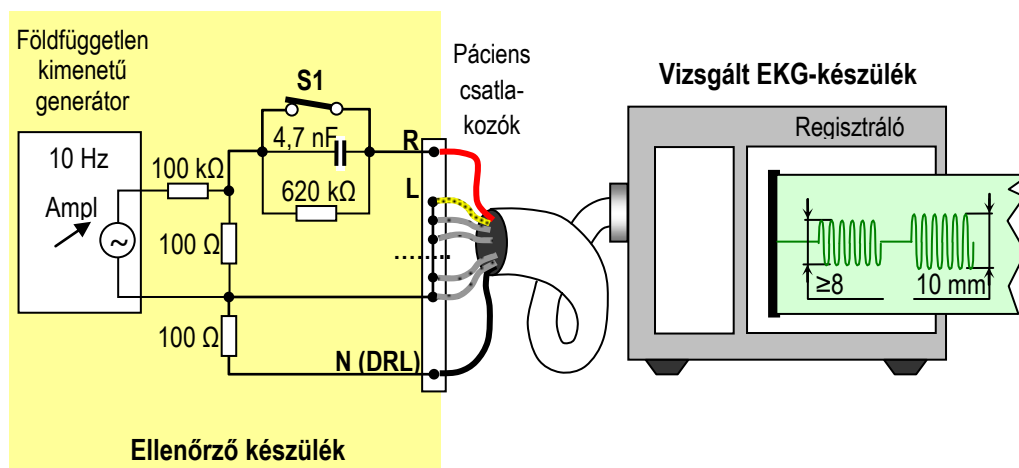
5.3. A belső táphálózatok ellátási biztonságának növelése

A védelmi megoldások a készülék hálózati oldalának meghibásodása esetén váratlanul lekapcsolhatják a készüléket. Rosszabb esetben több készülék táplálása is megszűnik, holott sok esetben a hibás készülék is tovább működhetne. Ez ellen védekezhetünk úgy, hogy egy kisebb működési egység (műtő) önálló táplálást kap egy 1:1 áttételű hálózati transzformátorról, amelynek szekunder oldala földetlen.



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

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



5.9. ábra. Az EKG-készülék szimmetrikus bemeneti impedanciájának ellenőrzése. A mérés menete: 1. Az S1 kapcsoló zárt állásában a generátor amplitúdóját úgy állítjuk be, hogy a regisztrálón csúcstól csúcsig 10 mm legyen az amplitúdó. 2. Az S1 kapcsolót nyitjuk.

A bemeneti ellenállás megfelelő, ha a csúcstól csúcsig mért amplitúdó nem csökken 8 mm alá

5.5. Elektromágneses összeférhetőség

Az egymás mellett működő különböző elektronikus készülékeknek nem szabad egymás működését zavarni. Emellett a távolabbi villamos berendezések, kéziszerszámok és a légköri jelenségek által létrehozott villamos zavarok sem okozhatják a készülékek hibás működését. Az elektromágneses összeférhetőség (EMC, electromagnetic compatibility) foglalkozik ezekkel a káros kölcsönhatásokkal [16], [17], [18].

Az összeférhetőségek egy készülék szempontjából két oldala van:

- a zavartűrés (immunitás) a kívülről jövő hatásokkal szemben,
- a zavarkibocsátás (emisszió) a saját működésből adódóan.

Ezek mértékére a vonatkozó szabványok olyan határokat írnak elő, hogy a kibocsátás megfelelő biztonsági tartalékkal legyen kisebb, mint a zavartűrés.

Az immunitás szempontjából a következő külső zavarokra kell számítani:

- Statikus kisülés (ESD, Electrostatic discharge). Jellegzetes előfordulása, amikor a szigetelő padlón sétáló ember feltöltődik, majd a műszerhez nyúlva a töltés kisülés formájában távozik.
- Kapcsolási tranziensek, amelyek rendszerint a táphálózatban keletkeznek, és a vizsgált készülékbe tápvezetékeken vagy a hosszú jelvezetékeken keresztül jutnak be.
- Rádiófrekvenciás sugárzás, közeli rádióadók, GSM telefonok.
- Villámcsapások következtében a hálózati tápvezetékben és a jelvezetékekben indukált feszültségek.
- Közeli, hálózatról működő berendezések váltakozó mágneses tere.

A felsorolt zavarokat szabványos vizsgálati módszerrel kell szimulálni, amelyhez gyakran speciális célműszerek szükségesek. A szabvány szerinti zavarás hatására létrejövő működési rendellenességek súlyosságának fokozatai vannak. Ezek megengedett mértékét a felhasználási terület alapján, szintén előírások szabják meg.

- A zavarás hatására a működés leállhat, de a készülék újraindítható (nincs maradék hiba).
- A zavarás hatására rövid ideig hibásan mérhet, de nem kell újraindítani.
- A zavarás nem okozhat működéskiesést és a specifikációnál nagyobb mérési hibát.

A zavar terjedése szempontjából megkülönböztetünk vezetett és sugárzott zavart. Ez a felosztás mind az emisszió, mind az immunitás területén érvényes. Az elektromágneses összeférhetőség ellenőrzése során a vezetett zavarokat a 150 kHz–80 MHz (a határok a technika fejlődését követve időnként változnak) frekvenciatartományban, előírás szerinti be- és kicsatoló szűrőkkel kell a tápláló- és jelvezetésekre ráadni, illetve onnan a mérőkészülékekbe kicsatolni. A sugárzott zavarok frekvenciatartománya a vezetett zavarok fölötti frekvenciatartományban 2 GHz-ig terjed. A sugárzott zavarokkal kapcsolatos mérésekhez rendkívül drága árnyékkolt süketszoba, valamint rádiófrekvenciás antennák, adó- és vevőkészülékek szükségesek.

A követelmények teljesítése érdekében a gondos tervezés mellett védelmi elemek beépítése is szükséges (zavarszűrők, árnyékolások, túlfeszültséglevezetők). Mindezek hatásosságát méréssel kell ellenőrizni.

Feladatok

1. Az 5.3.b. ábrán látható rendszerben a kismegszakító névleges árama $I_n = 6 \text{ A}$. (Ezt az áramot tartósan átengedi.) Az $I_v = 5I_n$ áramot $t < 200 \text{ ms}$ alatt megszakítja. Mekkora érték alatt kell tartani a védővezető R_{PE} ellenállását, hogy az érintési feszültség 50 V alatt maradjon? A készülék megérintható fémrészre és a védőcsatlakozás közötti ellenállás $R < 0,2 \Omega$.
2. Az 5.6. ábrán látható hibaáram-védelmi kapcsoló működőképességét a tesztelő-gomb megnyomásával lehet ellenőrizni. Mekkora legyen az R_F ellenállás az $I_{DN} = 10 \text{ mA}$ névleges lekapcsolási áramú készülékben, ha megbízhatóan ellenőrizni akarjuk a FI-relé működését?
3. Az 5.8. ábrán látható mérési összeállításban mekkora feszültséget mutat a DVM jelű műszer $I_s = 10 \mu\text{A}$ (50 Hz) szivárgó áramnál? A műszer AC vagy DC üzemmódban legyen?
4. Az 5.8. ábrán látható mérési összeállításban milyen szerepet játszik az ellenőrző készülék áramkörének 100 nF -os kondenzátora? Mely frekvenciák között fogja 20 dB/dekád meredekséggel csökkenteni a nagyfrekvenciás összetevők súlyát?
5. Az 5.9. ábrán leírt módszerrel bemeneti impedanciát mérünk egy EKG-készüléken. Mekkora a bemeneti ellenállás, ha a jel amplitúdója az S1 kapcsolót kinyitva csúcsról csúcsig 10 mm -ről 9 mm -re csökken? Először ellenőrizze, hogy a mérőjel frekvenciáján mennyire kell figyelembe venni a mérőáramkör $4,7 \text{ nF}$ -os, vagy a bemeneti impedancia $\sim 200 \text{ pF}$ -os összetevőjét.

Bibliográfia

Figyelem: A biztonságtechnikai és érintésvédelmi előírások a nemzetközi szabványok ellenére országoként eltérhetnek! Az itt található szabványok csak szemelvények, a tervezés során mindig az érvényben lévő (friss) szabványokat kell alkalmazni.

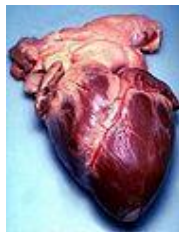
- [1] Bronzino J.: Clinical Engineering and Electrical Safety. In Enderle J. – Blanchard S. – Bronzino J. (szerk.): Introduction to Biomedical Engineering. Academic Press, 2000. ISBN 0-12-238660-4.
- [2] Walter H. Olson: Electrical Safety, 14. <http://www.unc.edu/~finley/BME422/Webster/c14.pdf>
- [3] Electrical Safety in laboratories at Department of Health Science and Technology. <http://safetycom.hst.aau.dk/elsafetyathst2005.pdf>
- [4] Medical Instrument Electrical Safety. http://www.egr.msu.edu/classes/ece445/mason/Files/3-Safety_ch14.pdf
- [5] Villamosmérnöki és Informatikai Kar Villamos Energetika Tanszék: Érintésvédelem Mérési útmutató. <http://www.vet.bme.hu/okt/alap/vg/elektro/meres/2-erintesv-2008.pdf>
- [6] The Electricians Guide to the 16th Edition IEE Regulations. <http://www.tlc-direct.co.uk/Book/5.1.1.htm>
- [7] What does a BF rating on a power supply mean? <http://power-topics.blogspot.hu/2011/07/what-does-bf-rating-on-power-supply.html>
- [8] Electrical Safety Testing Reference Guide http://www.psma.com/ul_files/forums/safety/estguide2.pdf
- [9] <http://www.villanyszaklap.hu/lapszamok/2005/januar-februar/269-aram-vedokapcsolok>
- [10] Vezetékvédő kismegszakítók. http://biosolar.hu/stuff/uploads/kioldasi_jellegorbe.pdf
- [11] Kombinált védőkapcsolók. http://www.dvluzlethaz.hu/hasznalati/tracon_e05_2.pdf
- [12] Draft Standard - UL 60601-1 Medical Electrical Equipment http://ulstandardsinfonet.ul.com/harm/drafts/medical/s60601-1_1.pdf
- [13] Szakmai irányelv MEE.SZI 0401-1:2005 Javítás utáni vizsgálatok http://www.meter.hu/publikacio/pdf/javitas_utani_vizsgalat_01.pdf
- [14] Időszakos felülvizsgálat. Invazív vérnyomásmérő és véráramlásmérő. <http://www.eekh.hu/letoltesek/14.pdf>
- [15] Időszakos felülvizsgálat. Képkötő ultrahang-diagnosztikai készülék. <http://www.eekh.hu/letoltesek/20.pdf>

- [16] Széles sávú Hírközlés és Villamosságtan Tanszék: RF zavarkibocsátás és zavarérzékenység. Mérési segédlet. http://www.mht.bme.hu/~lenart/Vill_M316/Emc.pdf
- [17] EMC-labor. http://www.tnetwork.hu/emc_labor.html
- [18] EMC-méréstechnika. http://www.promet.hu/emc_merestechnika/

6. A szív elektromos aktivitásának vizsgálata

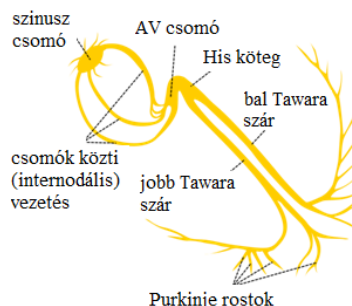
6.1. Az EKG-jel eredete

A szív működés élettani alapjait ismerteti [1], [2], [3]. A szív négy rekeszből álló pumpa, izomzata mintegy egymillió sejtből áll. Ezek jól koordinált együttműködése szükséges ahhoz, hogy a szív a szervezet megfelelő vérrellátását fenn tudja tartani. A jobb pitvar falában található a szív működés frekvenciáját meghatározó központ, a szinuszesomó (sinoatrial node, SA node). Az itt lévő ún. *ritmusadó (pacemaker)* sejtek ingerléséhez szükséges küszöbszint változása miatt a szinuszesomó autonóm módon percenként 40 ... 200 elektromos impulzust állít elő. Egy sejt belseje nyugalmi állapotban 70–90 mV-tal negatívabb az őt körülvevő külső térnél. Gerjesztés hatására a sejt belseje a külső térhez képest 0 ... +20 mV-os potenciálra kerül. Gerjesztett állapotban a sejt újabb gerjesztésre nem reagál (refrakter szakasz). A gerjesztett (depolarizált) állapot a sejt típusra jellemző időn belül, további külső hatás nélkül megszűnik, visszaáll a nyugalmi (polarizált) állapot. A gerjesztés hatására bekövetkező potenciálváltozást, majd a nyugalmi állapotba való visszatérést akciós potenciálnak hívjuk. Szívizomsejtek esetében a refrakter szakasz 2–300 ms hosszú. Az SA-csomóból kiinduló impulzusok jól meghatározott irányokban, az ingerületvezetési pályák mentén terjednek szét a szív teljes izomzatán depolarizálva az egyes sejteket. Ugyancsak jól meghatározott módon történik az egyes területek repolarizációja. A depolarizáció és repolarizáció eredménye a szív autonóm ritmikus működése: a vénákból a pitvarokba jutó vér átkerül a kamrákba, majd a kamrák az artériákba pumpálják.



6.1. ábra. Boncolás során eltávolított emberi szív

(<http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Humhrt2.jpg>, szerző: [Stanwhit607](#))



6.2. ábra. A szív felépítése az ingerületvezető pályákat bemutató

http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Electrical_conduction_system_of_the_heart_HUN.png;

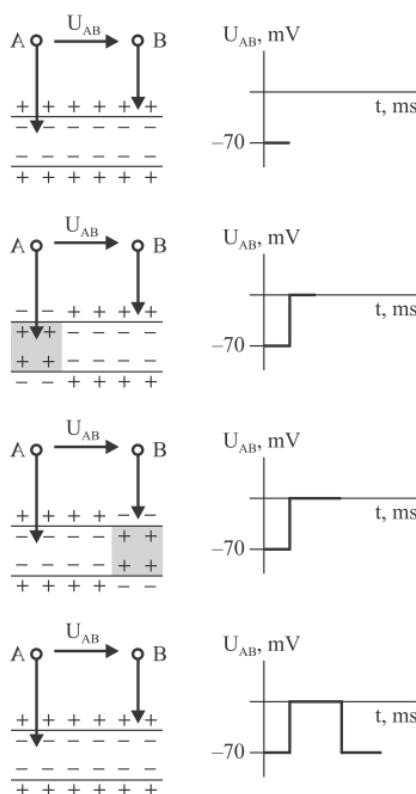
szerző: Madhero88

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 teknősbékaszívvvel történik.) A szívben az ingerület megfelelő terjedését biztosító sejtek a szívizomzat kis részét teszik csak ki. Emberi szívet a 6.1., az ingerületvezető ágakat a 6.2. ábra mutatja. A szívben terjedő depolarizáció és repolarizáció eredményezi a testfelszínen mérhető potenciálváltozást. A depolarizáció terjedését szemlélteti az alábbi animáció: http://project.mit.bme.hu/kobak2012/ingeruletterjedes_szivben.pps

Az ingerület terjedési sebessége az egyes szakaszokon eltérő. A tipikus értékek [2]:

szinuszcsozóban	<0,01 m/s,
pitvari munkaizomzatban	1–1,2 m/s,
AV-csozóban	0,02–0,05 m/s,
His-kötegen	2–4 m/s,
Tawara-szárazban	2–4 m/s,
Purkinje-rostokban	2–4 m/s,
kamrai munkaizomzatban	0,3–1 m/s.

A 6.3. ábrán látható, mit mérhetünk egy idegsejt axonján az akciós potenciál tovaterjedésekor, ha az egyik elektród a sejt belsejében, a másik a sejten kívül van. A kísérlet tintahal axonjával (óriás tintahal esetében akár 1 mm átmérőjű, ebbe a csúcán μm átmérőjű mikroelektród beilleszthető) könnyen elvégezhető.

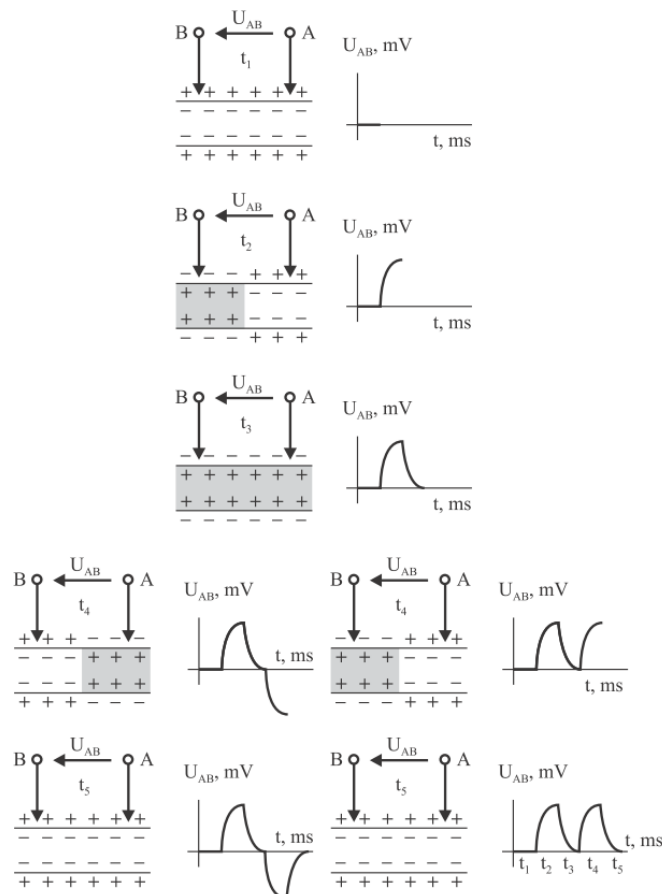


6.3. ábra. Egy csőszzerű sejt belseje és a külső tér között mérhető potenciálkülönbség akciós potenciál lefutásakor

A 6.4. ábra mutatja, mit mérhetünk akciós potenciál lefutásakor, ha mindkét elektród a sejten kívül, de a sejtmembránhoz közel van. A felső három ábrarész balról érkező depolarizációs hullám egy-egy fázisát mutatja. t_1 időpontban még a teljes sejtmembrán polarizált, t_2 időpontban a depolarizációs hullám a B elektródot már eléri, de az A-t még nem, a t_3 időpontban mind az A, mind a B elektródnál levő membrán depolarizált. A bal oldali alsó részabrákon a repolarizációs hullám is balról jön. A t_4 időpontban a repolarizáció a B elektródot eléri, de az A-t nem, míg a t_5 időpontban a teljes membránfelületen nyugalmi állapot áll fenn. A jobb oldali alsó részabrákon a repolarizációs hullám jobbról érkezik. Először csak az A elektródot éri el (t_4), majd a teljes membránfelületen nyugalmi állapot áll fenn (t_5). A jelenséget szemléltetik az alábbi animációk:

http://project.mit.bme.hu/kobak2012/akcios_potencial_terjedes.pps

http://project.mit.bme.hu/kobak2012/Ingeruletterjedes_sejten_kivul_merve.pps

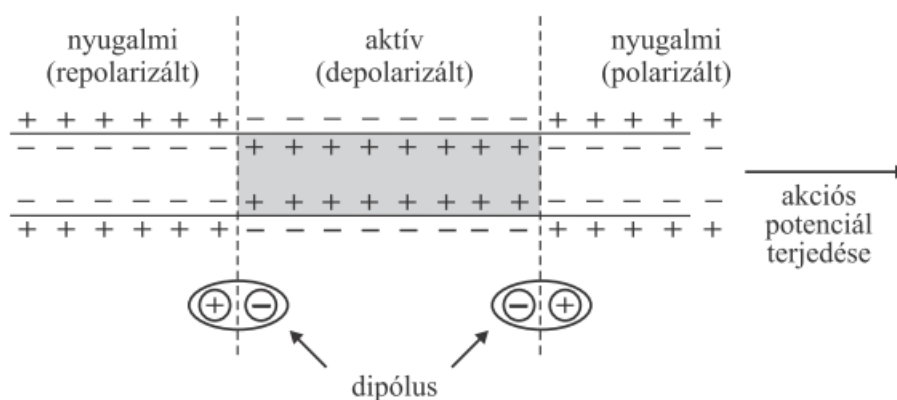


6.4. ábra. Akciós potenciál lefutásakor mérhető potenciálkülönbség. Mindkét elektród sejten kívül helyezkedik el.

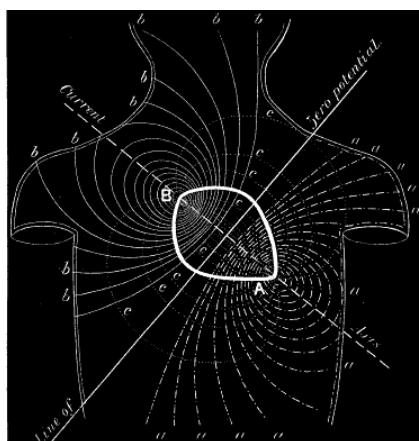
6.2. A szív elektromos működésének leírására használható modell

A szív elektromos aktivitásának mérése az esetek döntő többségében a testfelszínen történik. Ez azt jelenti, hogy *sok sejt aktivitásának eredőjét lehet csak mérni*. Ennek értelmezéséhez megfelelő modellre van szükség. A legrégebben használt modellek a szív elektromos aktivitását dipólussal írják le. Ennek alapja, hogy az aktív (depolarizált) és a nyugalmi (polarizált) területek elektromos töltéseloszlása eltérő. Ha a sejtmembrán külső felületét tekintjük, akkor az aktív rész negatív a nyugalmi részhez képest. A potenciál- eloszlás az aktív és a nyugalmi terület határán elhelyezkedő dipólussal modellezhető, ld. 6.5. ábra. Az ingerület terjedésekor a nyugalmi/aktív váltás pozitív, az aktív/nyugalmi váltás negatív pólussal előrehaladó dipólussal modellezhető.

A testfelszín különböző pontjaira helyezett elektródokkal végzett mérései alapján Waller 1889-ben a 6.6. ábrán bemutatott potenciáleloszlást feltételezte a kamrák összehúzódásának pillanatában (R hullám) [4]. A feltételezés kitűnő egyezést mutat a mintegy száz évvel később, sokelektrodos elrendezéssel készített testfelszíni potenciáltérképpel.



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



6.6. ábra. Waller feltételezése a testfelületen mérhető potenciáloszlásról, kamrai összehúzódáskor

<http://www.jstor.org/stable/91715?seq=18> (szerző: A. D. Waller, [4])

A szív elektromos aktivitásának vizsgálatához a Nobel-díjas Willem Einthoven a következő egyszerűsítő hipotéziseket javasolta.

- I. A szív elektromos aktivitása minden időpillanatban leírható egyetlen dipólussal.
- II. A végtagi elvezetések (jobb kéz, bal kéz, bal láb) egy szabályos háromszög csúcsainak felelnek meg, a szív ezen háromszög közepén van.
- III. A szív és a végtagi elvezetések között homogén vezetőképességű szövetek helyezkednek el.

A fenti feltételezések jól közelítik a valóságot, torzító hatásuk elhanyagolható. Az EKG-kiértékelésben Einthoven hipotézisei és további, általánosan elterjedt eljárások alkalmazása biztosítja a különböző laboratóriumokban különböző időkből készített felvételek összehasonlíthatóságát. A felvételek az esetek döntő többségében az Einthoven által javasolt végtagi elvezetéseket használva készülnek.

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

$$\begin{aligned} \text{I} &= \text{RA} - \text{LA} \\ \text{II} &= \text{RA} - \text{LL} \\ \text{III} &= \text{LA} - \text{LL} \end{aligned} \quad (6.1)$$

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

$$\text{CT} = (\text{RA} + \text{LA} + \text{LL})/3 \quad (6.2)$$

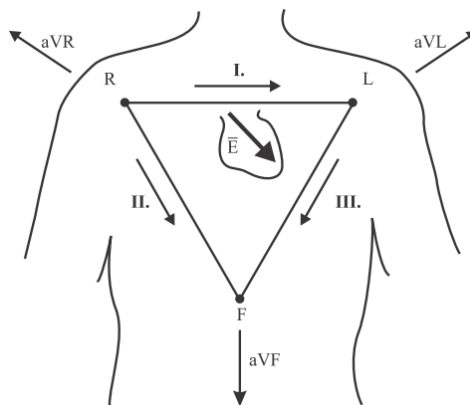
Kezdetben az unipoláris elvezetés a végtagi elektród és a CT-pont közti potenciálkülönbség volt.

$$\begin{aligned}
 VR &= RA - CT = RA - (RA + LA + LL)/3 = (2RA - LA - LL)/3 \\
 VL &= LA - CT = LA - (RA + LA + LL)/3 = (2LA - RA - LL)/3 \\
 VF &= LL - CT = LL - (RA + LA + LL)/3 = (2LL - RA - LA)/3
 \end{aligned}
 \tag{6.3}$$

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

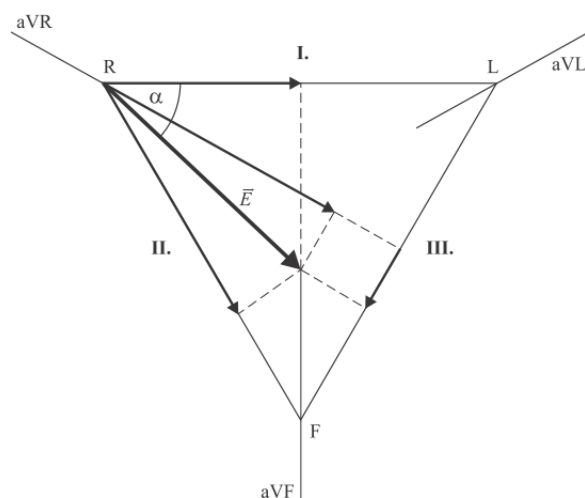
$$\begin{aligned}
 aVR &= RA - (LA + LL)/2 = (2RA - LA - LL)/2 = 1,5 \times VR = -(I + II)/2 \\
 aVL &= LA - (RA + LL)/2 = (2LA - RA - LL)/2 = 1,5 \times VL = (I - III)/2 \\
 aVF &= LL - (RA + LA)/2 = (2LL - RA - LA)/2 = 1,5 \times VF = (II + III)/2
 \end{aligned}
 \tag{6.4}$$

A 6.7. ábrán a szív aktuális elektromos aktivitása és az egyes elvezetésekben mérhető feszültségek kapcsolatát mutatjuk be. A pillanatnyi eredő vektor frontális síkra eső vetületét $\bar{E}$ -vel jelöltük. Az egyes elvezetésekben mérhető vetületek a következők szerint alakulnak. A 6.7 ábrán $\bar{E}$ majdnem párhuzamos a II-es elvezetéssel, ebben az elvezetésben a pillanatnyi feszültségérték alig kisebb $\bar{E}$ abszolút értékénél. Pozitív feszültség mérhető az I-es, III-as, aVL és aVF elvezetésben is, míg az aVR elvezetésben negatív. A pillanatnyi feszültségérték az I-es és az aVF elvezetésben $\bar{E}$ abszolút értékének 0,5 ... 0,7-szerese. $\bar{E}$ a III-as és az aVL elvezetésre közel merőleges, a pillanatnyi feszültségérték ezekben az elvezetésekben $\bar{E}$ abszolút értékének 0,1 ... 0,2-szerese. Az aVR elvezetés $\bar{E}$ irányával közel 180°-ot zár be, ebben az elvezetésben a pillanatnyi feszültségérték negatív, abszolút értéke $\bar{E}$ abszolút értékénél alig kisebb.



6.7. ábra. Az Einthoven-háromszög és a frontális síkban használt elvezetések

Figyelembe kell venni, hogy a (6.4.) szerint számított aVR, aVL és aVF értékek nem egyeznek meg a szív elektromos aktivitását aktuálisan jellemző eredő vektor frontális síkra eső vetületének az aVR, aVL és aVF vektor irányokra eső vetületeivel! Az eltérés az Einthoven- (szabályos) háromszög oldalának és súlyvonalának hosszában meglevő különbségből ered. Ahhoz, hogy megkapjuk a frontális sík eredő vektorának az aVR, aVL és aVF irányokra eső vetületét, a (6.4.) összefüggésekkel számolt értékeket meg kell szorozni $1/\sin 60^\circ$ -kal. Ezt szemlélteti a 6.8. ábra, ahol $\alpha = 45^\circ$. Az ábrán $\bar{E}$ jelöli a szív elektromos aktivitása pillanatnyi eredő vektorának a frontális síkra eső vetületét. Látható, hogy $\bar{E}$ aVR irányra eső vetülete megegyezik a II irányra eső vetülettel, nyilvánvalóan nagyobb $(I + II)/2$ -nél. Sajnálatos módon az EKG-jelfeldolgozás során a 6.4 definíció alapján történő számítás általános. Ez a kardiológusi gyakorlatban az aVR, aVL és aVF amplitúdók mintegy 15%-os alulbecslését eredményezi. További következmény a szív elektromos tengelyének meghatározása során fellépő hiba. Jellemzően egymásra merőleges irányt jelentő elvezetésekből számítják a szív elektromos tengelyállását (pl. I. és aVF).



6.8. ábra. A frontális sík eredő vektorának vetületei az I, II, III és aVR elvezetések irányára

Egy adott pillanatban a szív eredő elektromos aktivitásának a frontális síkra eső vetülete $\vec{E}$, amelynek a vízszintessel bezárt szöge α . $\vec{E}$ (abszolút értéke E) I, II, III, aVR, aVL, aVF irányokra eső vetületeinek abszolút értéke:

$$\begin{aligned}
 I &= E \cos \alpha \\
 II &= E \cos(60^\circ - \alpha) \\
 III &= E \sin(\alpha - 30^\circ) \\
 aVR &= E \cos(\alpha - 30^\circ) \\
 aVL &= E \sin(60^\circ - \alpha) \\
 aVF &= E \sin \alpha
 \end{aligned} \tag{6.5}$$

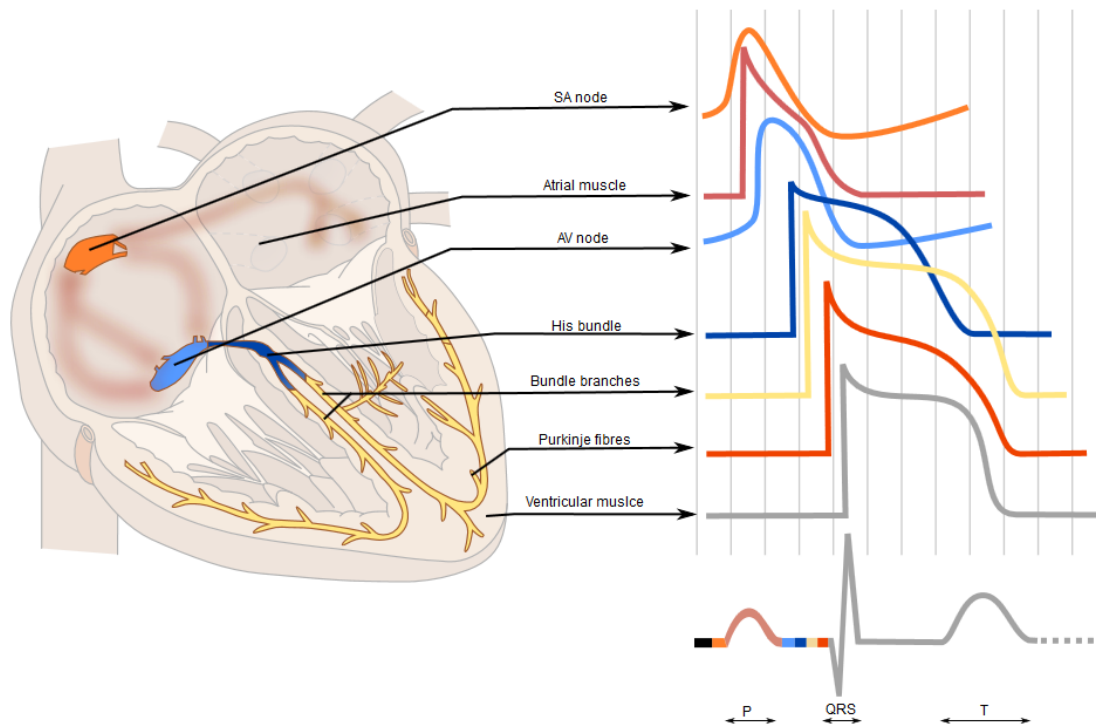
$\alpha = 30^\circ$ esetén az E vektor vetületeinek abszolút értéke: $I = E * \sqrt{3}/2$, $II = E * \sqrt{3}/2$, $III = 0$, az aVR, aVL, aVF elvezetésekben az E -hez tartozó pillanatnyi feszültségértékeket a 6.1 táblázatban adtuk meg.

Elvezetés	Az elvezetés irányára eső vetületet számolva	6.4 szerint számolva
aVR	$-E$	$-E * \sqrt{3}/2$
aVL	$E/2$	$E * \sqrt{3}/4$
aVF	$E/2$	$E * \sqrt{3}/4$

6.1. táblázat

A frontális síkbeli hat elvezetés (I, II, III, aVR, aVL, aVF) közül csak kettő független, Einthoven hipotéziseit alkalmazva. Bármely két elvezetés ismeretében a többi négy kiszámítható, és az eredő dipólus frontális síkra eső vetületének a vízszintessel bezárt szöge meghatározható.

6.3. A szív elektromos működésének mérése

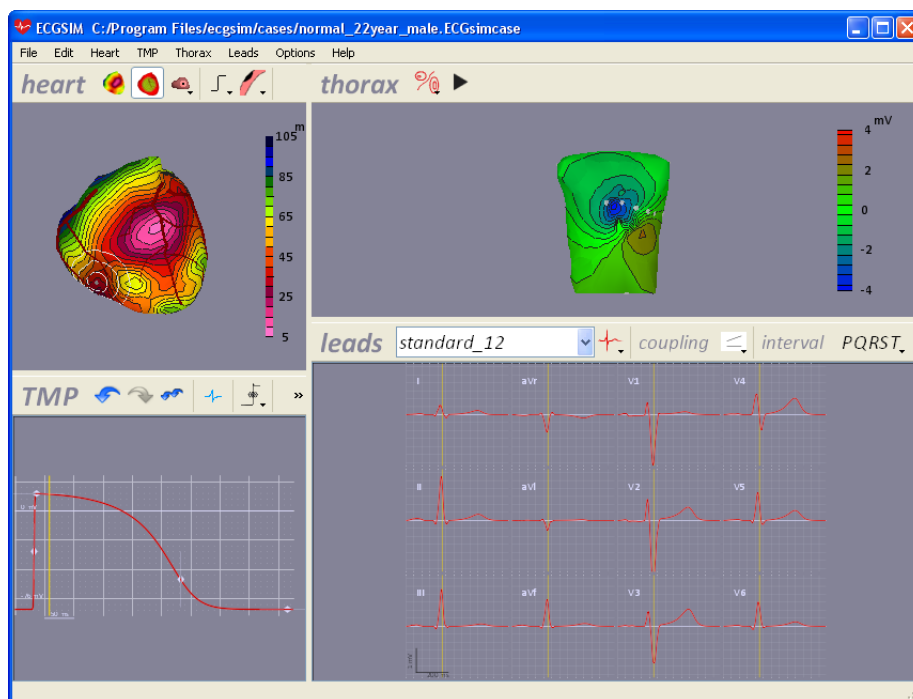


6.9. ábra. Időfüggvények a szív egyes pontjain, és ezek összegzett eredménye

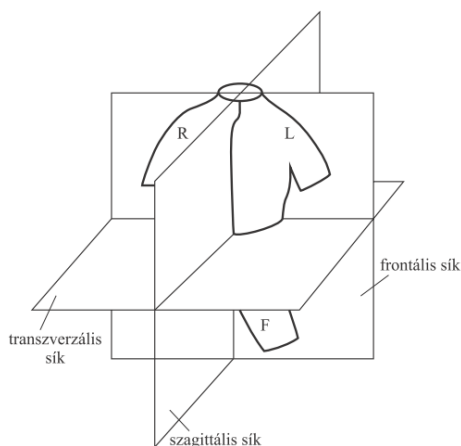
http://en.ecgpedia.org/wiki/File:Conduction_ap.svg

A 6.9. ábra mutatja, hogy a szív ingerületvezető pályájának egyes pontjaiban közvetlenül mérve a szívizomra jellemző, hosszú refrakter szakasszal rendelkező akciós potenciálokat kapnánk. Ezek tipikus jelalakja függ attól, hogy pontosan hol helyezkedik el az adott sejt. A testfelszínen mért, jól ismert EKG-jelalak a teljes szív elektromos aktivitásának eredője. Könnyen belátható, hogy a testfelszínen mért EKG-jelből nem határozható meg egyértelműen a szív egy sejtjének vagy egy sejt csoportjának elektromos aktivitása (inverz probléma).

A szív és az elektródok között elhelyezkedő szövetek, csontok, testnedvek pontos átvitele nem ismert. Inverz problémának (részletesen ld. 6.7 szakasz) hívják azt a feladatot, amikor a testfelszínen mért jelekből számoljuk ki, hogy a szív milyen elektromos aktivitása okozhatta ezt. A kamrák elektromos működését szemléltető, ingyenesen használható szimulációs programmal (ECGSIM [5]) külön vizsgálható, milyen kapcsolat van az egyes elvezetésekben mérhető jelek és a kamrák egy adott területén mérhető akciós potenciál között. Elemezni lehet, hogyan változik meg az egyes elvezetésekben az EKG-jel, ha a kamrák egyes pontjain módosítjuk az akciós potenciál jellemzőit (potenciálváltozás nagysága és az akciós potenciál hossza). A szimulációs programmal az is demonstrálható, hogy a kamrák egyes pontjain megtett módosítások bizonyos elvezetésekben jól, más elvezetésekben viszont nem vagy alig látszanak. Jól érzékelhető az inverz probléma: az orvosi gyakorlatban az egyes elvezetések láthatók, ezekből kell megmondani, a szív milyen elektromos aktivitása okozza a mért jeleket. Az ECGSIM program kezelői felületét mutatja a 6.10. ábra.

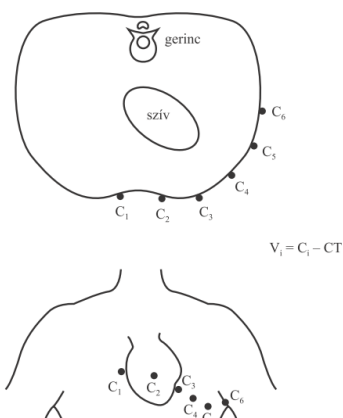


6.10. ábra. Az ECGSIM program kezelői felülete (van Oosterom A, Ostendorp T, [5])

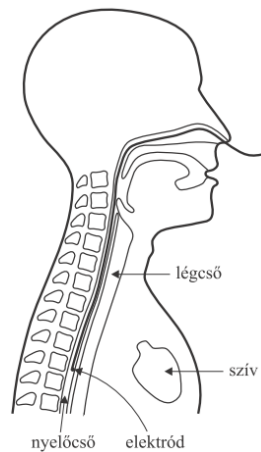


6.11. ábra. A szív elektromos aktivitásának leírásához használt ortogonális síkok

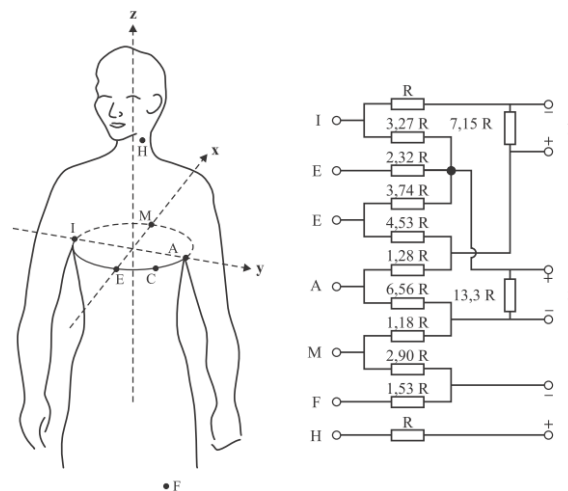
A 6.11. ábra mutatja a szív elektromos aktivitásának jellemzésére használt három síkot. A mellkasi elektródok (elhelyezésüket a 6.12. ábra mutatja) segítségével a transzverzális síkra, a nyelőcsőbe helyezett elektród segítségével (6.13. ábra) a szagittális síkra vetített aktivitást vizsgálhatjuk.



6.12. ábra. A szív elektromos aktivitásának a transzverzális síkra eső vetülete mérésére használt mellkasi elektródok elhelyezése

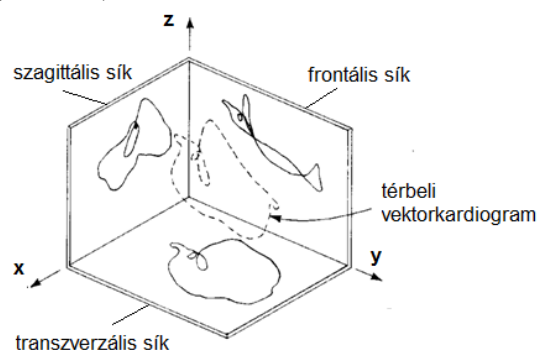


6.13. ábra. A szív elektromos aktivitásának a szagittális síkra eső vetülete mérésére használt elektród elhelyezése

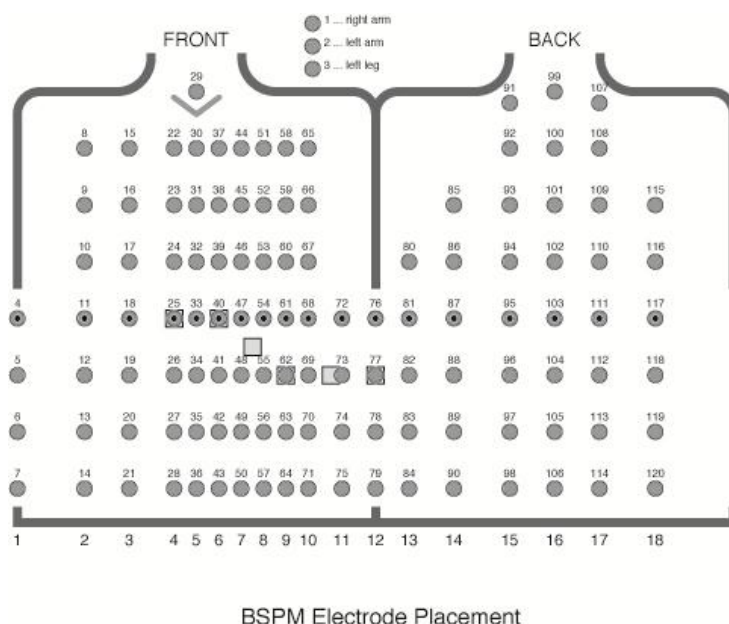


6.14. ábra. A vektorkardiográfiához használt elektródelrendezés (balra) és a Frank-féle súlyozó hálózat (jobbra), amelyik az elektródok jeléből a háromdimenziós megjelenítéshez szükséges x , y és z eltérítőjelet előállítja

A három egymásra merőleges síkban történő felvétel (ld. 6.14. ábra) lehetővé teszi, hogy a szív elektromos aktivitását minden időpillanatban egyetlen dipólussal közelítve annak térbeli mozgását megjelenítsük. Ezt nevezzük *vektorkardiográfiának*. A 6.15. ábra a dipólust jellemző vektor térbeli mozgását mutatja egy szívciklus alatt (a vektor talppontja az origóban van).



6.15. ábra. Térbeli vektorkardiogram és ennek a frontális, transzverzális és szagittális síkra vett vetülete

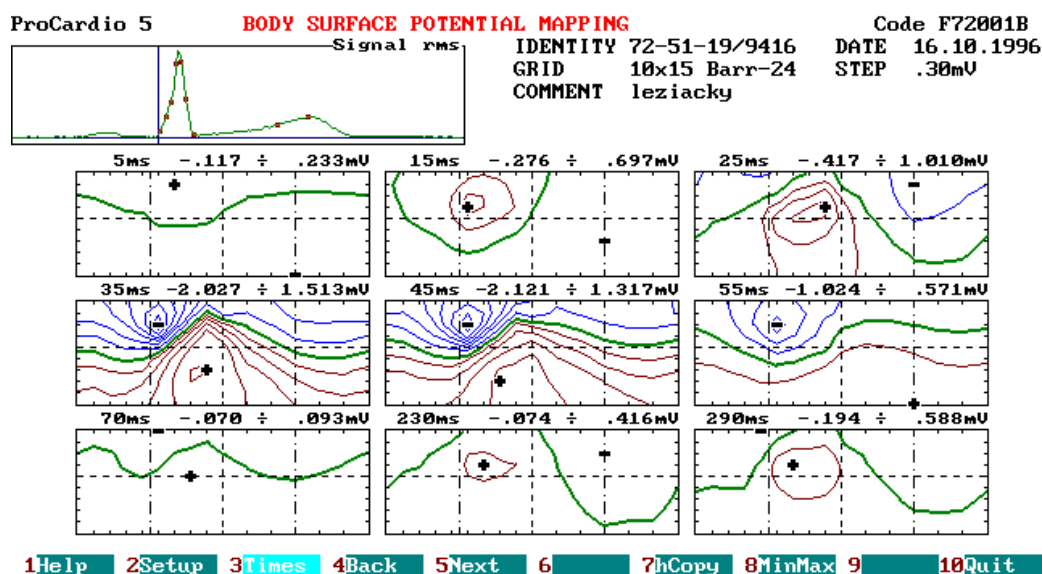


6.16. ábra. 120 elektródos elrendezés a testfelszíni potenciáltérkép felvételéhez

<http://www.sci.utah.edu/~macleod/bioen/be6000/labnotes/ecg/descrip.html> (szerzők: MacLeod R., Birchler B.)

A szív elektromos aktivitásának jellemzésére használnak felületipotenciál-térképezést (Body Surface Potential Mapping, BSPM) is [18], [20], [21]. Ekkor a törzsre sok, 32 ... 200 elektródot helyeznek fel, és az ezen pontokon mért potenciál-idő függvények alapján számítják ki a szívizomzat egyes részeinek aktivitását. A 6.16. ábra 120 elektródot használó elrendezést mutat a testfelszíni potenciáltérkép felvételéhez. A különböző kutatólaboratóriumokban eltérő elektródelrendezéseket használnak, az ezekkel nyert eredmények átszámítása csak korlátozott pontossággal lehetséges. A módszer alkalmas a kamra-pitvar közti nemkívánatos átvezetés (Wolff–Parkinson–White-szindróma) helyének cm-es pontossággal történő meghatározására. A 6.17. ábra egy páciens testfelszíni potenciáltérképének változását mutatja 285 ms időtartam alatt [19].

Az 1960-as években végeztek először biomágneses méréseket az agy működésének vizsgálatára (magnetoencephalography, MEG). A szív biomágneses aktivitásának mérése (magnetocardiography, MCG, mágneses kardiográfia, MKG) műszakilag könnyebb, ez az alkalmazás azonban ma még viszonylag ritka. Az MKG-t az EKG-val együtt alkalmazva a vizsgálat diagnosztikai teljesítménye megnő [6].



6.17. ábra. A testfelszíni potenciáltérkép változása

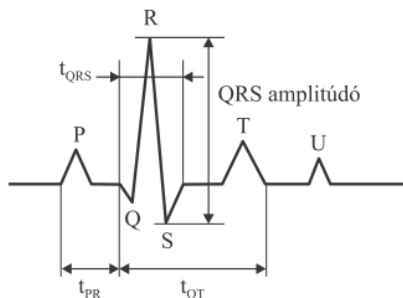
http://www.um.sav.sk/old/dep_5/maps_en.htm (szerző: Tysler M et al.)

6.4. Az EKG-időfüggvény jellemzői

Az egy szív ciklusban mérhető EKG-jel általában az alábbi részekre osztható (6.18. ábra):

- P hullám – pitvari depolarizáció,
- PR-szakasz – a depolarizáció terjedése a szinuszcsomótól az AV-csomóból történő kilépésig,
- QRS-hullám – kamrai depolarizáció,
- ST-szakasz – kamrai repolarizáció kezdete,
- T hullám – kamrai repolarizáció,
- TP-szakasz – a teljes szív nyugalmi állapotban van.

A kamrai depolarizáció lényegében elfedi a vele azonos időben történő pitvari repolarizációt. Előfordulhat a T hullámot követően U hullám is, amelynek eredete nem teljesen tisztázott.



6.18. ábra. Sematikus EKG-időfüggvény, bejelölve a karakterisztikus pontokat

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

A ciklusok ismétlődésének jellemzésére:

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

Egy cikluson belüli időadatok:

- PR-időtartam, t_{PR} (P hullám kezdetétől a Q hullám kezdetéig tart),
- QT-időtartam, t_{QT} (Q hullám kezdetétől a T hullám végéig tart),
- QRS-szélesség, t_{QRS} (Q hullám kezdetétől az S hullám végéig tart).

A normálisnak tekintett határadatok (60/perc szívfrekvencia esetén):

- t_{PR} : 120–200 ms,
- t_{QT} : 350–430 ms,
- t_{QRS} : max. 120 ms.

A t_{QT} időtartamot befolyásolja az aktuális (pillanatnyi) szívfrekvencia, ezért a 60/perc-es szívfrekvenciára a normálértéket használják. A leggyakrabban használt normálás (Bazett-egyenlet):

$$t_{QTc} = \frac{t_{QT}}{\sqrt{\frac{t_{RR}}{t_{RR}(\text{pulzus}=60)}}} \quad (6.6)$$

ahol t_{QTc} a korrigált időtartam, t_{QT} az aktuális időtartam, t_{RR} a pillanatnyi szív ciklus hossza (két egymást követő R csúcs időbeli távolsága), $t_{RR}(\text{pulzus} = 60)$ az állandó, 60/perc értékű szívfrekvencia esetén mérhető t_{RR} érték, azaz 1 másodperc.

Egy cikluson belüli forma-analízis:

- ST-szakasz potenciálértéke a PR szakasz potenciálértékéhez viszonyítva (szokás ST-elevációnak is nevezni),
- R csúcs alakja, nagysága,
- P hullám amplitúdója, alakja, a hullám alatti terület,
- R hullám alatti terület,
- T hullám amplitúdója, alakja, a hullám alatti terület.

Ezenfelül minősíteni kell, hogy egy szív ciklus „normális” (a depolarizációs hullám a szinuszcsonóból indul) vagy extra összehúzódból ered-e.

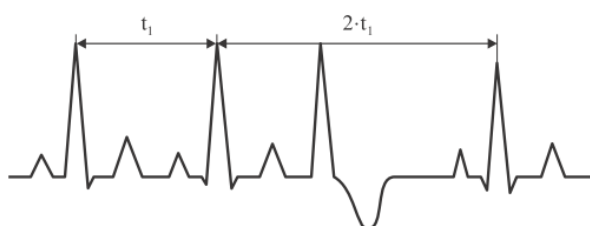
Einthoven I elvezetésben rögzített EKG-felvételek elérhetők a <http://www.mit.bme.hu/projects/bpmeas> honlapon. Javasoljuk az alábbi mozgóképek megtekintését:

http://project.mit.bme.hu/kobak2012/EKG_PPG.wmv

http://project.mit.bme.hu/kobak2012/legzes_EKG.wmv.

6.5. Patológiás EKG-jelek

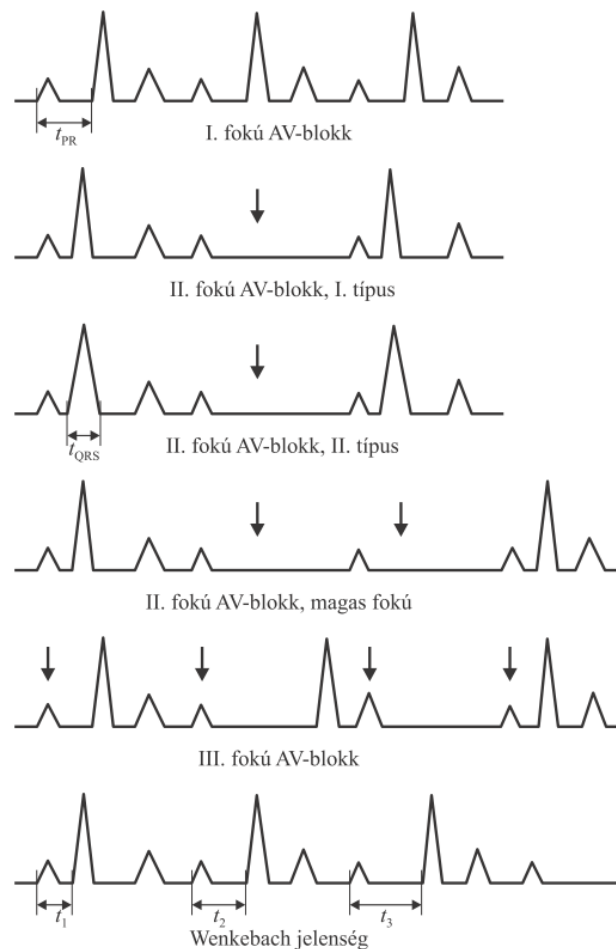
A hatékony jelfeldolgozáshoz szükséges ismerni, milyen lehet az EKG-jel. Előfordul, hogy a kamra falában vagy az ingervezetési úton máshol egy ún. ektopikus ütemadó van, amelyik időnként egy összehúzódbást kezdeményez a szinuszcsonóból induló ingerülettől függetlenül. Az ilyen összehúzódbást extraszisztolénak hívják, angolul szokásos még a PVC (premature ventricular beat, idő előtti kamrai összehúzódbás) elnevezés is. Erre mutat példát a 6.19. ábra.



6.19. ábra. Korai kamrai komplexus (PVC, premature ventricular beat)

A kamrákban többféle okból keletkezhet aritmia. Ezek felismerése és diagnosztizálása orvosi szakértelmet igényel. A főbb kategóriák leírása megtalálható [7]-ben és [8]-ban. Az ingerületvezetés leggyakoribb problémái az AV-csomóhoz kapcsolódnak. Az AV-vezetési zavarok (6.20. ábra) az alábbi kategóriákba sorolhatók [7]:

- I. fokú AV-blokk,
- II. fokú AV-blokk, I. típus,
- II. fokú AV-blokk, II. típus,
- II. magas típusú vagy magasfokú II. fokú AV-blokk,
- III. fokú (komplett) AV-blokk,
- Wenkebach-jelenség.



6.20. ábra. AV-átvezetési zavarok

Az I. fokú AV-blokk a PR-időtartamot megnöveli, a megnövelt érték állandó. Az I. típusú II. fokú AV-blokk oka időszakosan jelentkező vezetési zavar. A pitvari depolarizáció normál ritmusban állandóan megtörténik, és a meglevő QRS-komplexusok alakja is normális. (A „komplexus” elnevezés az olvasónak szokatlan lehet, de az orvosi gyakorlatban ezt használják.) Nem minden pitvari depolarizációt követ kamrai depolarizáció, azaz nincs minden P hullám után QRS. A 6.20. ábrán nyíl jelöli a P hullám után hiányzó QRS helyét.

A II. típusú II. fokú AV-blokk (Mobitz II. típusúnak is hívják) esetén a vezetési zavar az ingerületvezetési pályán az AV-csomót követő helyen van (a His-kötegben, vagy még lejjebb). Ennek eredményeként a QRS-komplexus kiszélesedik, időtartama 100 ms-nál hosszabb. A PR-szakasz (ha van QRS) hossza állandó. Nem minden P hullámot követ QRS-komplexus. A 6.20. ábrán nyíl jelöli a P hullám után hiányzó QRS helyét.

A II. fokú, magasfokú AV-blokk esetén az AV csomóban szakaszosan fellépő zavar miatt kettő vagy több, egymást követő P hullámot nem követ QRS-komplexus. A QRS-t megelőző PR-időtartam állandó. A 6.20. ábrán nyíl jelöli a P hullámok után hiányzó QRS-ek helyét.

A III. fokú (komplett) AV-blokk teljesen elválasztja egymástól a pitvari és a kamrai elektromos aktivitást, a pitvari depolarizációs hullám a kamrákra nem jut át. Az EKG-n a P hullámoktól függetlenül következnek be a QRS-komplexusok. A kamrai aktivitást vagy az AV-csomóban vagy a kamra falában levő, önálló ritmusos kisülésre képes sejtek indítják (az így kialakuló kamrai ritmust escape ritmusnak vagy pótritmusnak hívják). Ezek a sejtek („látens pészmeke”) a pitvar felől hozzájuk normál időben érkező depolarizáció esetén passzívak maradnak, nem indítanak depolarizációs hullámot. A 6.20. ábrán nyilakkal jelöltük a P hullámokat. A második QRS-komplexust követő T hullám egybeesik a P hullámmal, így elfedi azt.

Wenkebach-jelenségnek azt hívjuk, ha az ingerületvezetési pálya valamely szakaszán az átvezetési idő az egymást követő néhány szív ciklusban egyre hosszabb. Ha a PR-időtartam növekszik, akkor ez addig tart, amíg egy QRS-komplexus kimarad. Ezt követően a PR- időtartam normálisra csökken, majd újra növekedni kezd.

A szívinfarktus során a szívizomzat egy része elhal. Ez a terület a továbbiakban összehúzódásra nem képes, elektromos állapota nem változtatható meg. Az infarktusos terület hatása az idő előrehaladtával más és más

módon jelentkezik az EKG-n, ez a mért jeltől történő diagnózis felállítását nehezíti. A 6.21. ábra a hiperakut, akut és krónikus fázis jellemző képét mutatja, V₃ elvezetésben. 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 [9].



6.21. ábra. A szívinfarktus megjelenése az EKG-jelben hiperakut, akut és krónikus fázisban

A szív rendellenes működései közül az egyik legveszélyesebb a fibrilláció [17]. 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. A 6.22. ábra a pitvari, a 6.23. ábra a kamrai fibrilláció jellegzetes időfüggvényeit mutatja.



6.22. ábra. Pitvari fibrilláció (fent), normális szív működéshez tartozó EKG (lent)

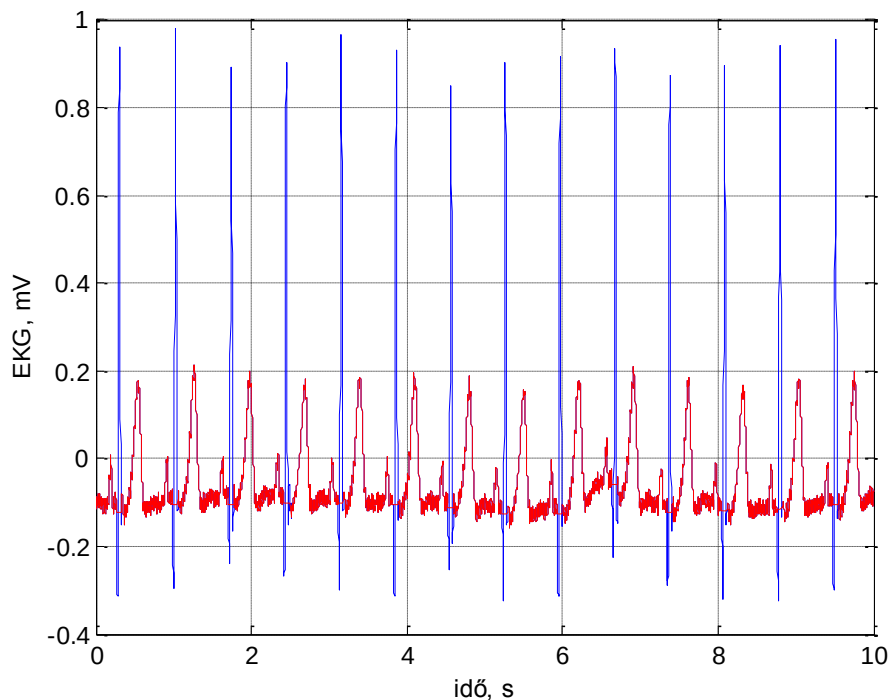
http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Afib_ecg.jpg (szerző: Heuser J.)



6.23. ábra Kamrai fibrilláció az egyes elvezetésekben

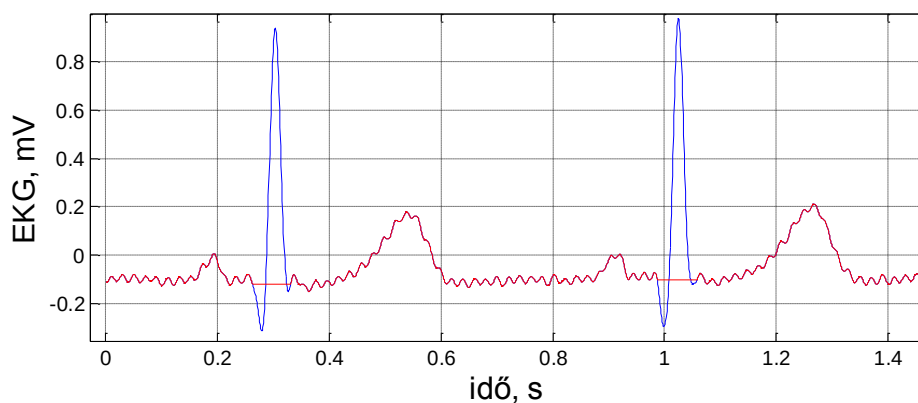
http://en.wikipedia.org/wiki/File:Ventricular_fibrillation.png (szerző: Roediger J.)

6.6. EKG-jelfeldolgozás



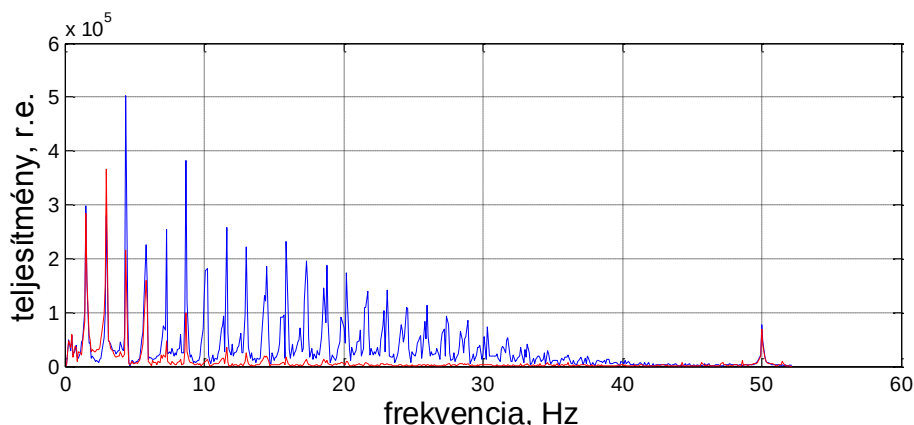
6.24. ábra. Einthoven I. elvezetésben rögzített EKG középkorú, egészséges férfiről (kék).
A jel a QRS-komplexusok eltávolítása után (piros).

Az EKG-jel karakterisztikus része a QRS-komplexus. Ezen a szakaszon a legnagyobb a jel meredeksége, és általában itt a legnagyobb az amplitúdó is. A QRS-detektálás szokásosan az EKG-jelfeldolgozás első lépése [10]. A QRS (időbeli) helyének ismeretében a további paraméterek meghatározása egyszerűbbé válik. A 6.24. ábra egy középkorú egészséges személyről Einthoven I. elvezetésben felvett EKG-jel 10 s hosszú szakaszát mutatja a DC komponens eltávolítása (a jel átlagértéke minden mintavételi pontból kivonva) és 40 Hz törésponti frekvenciájú, harmadfokú Butterworth aluláteresztő szűrés után.



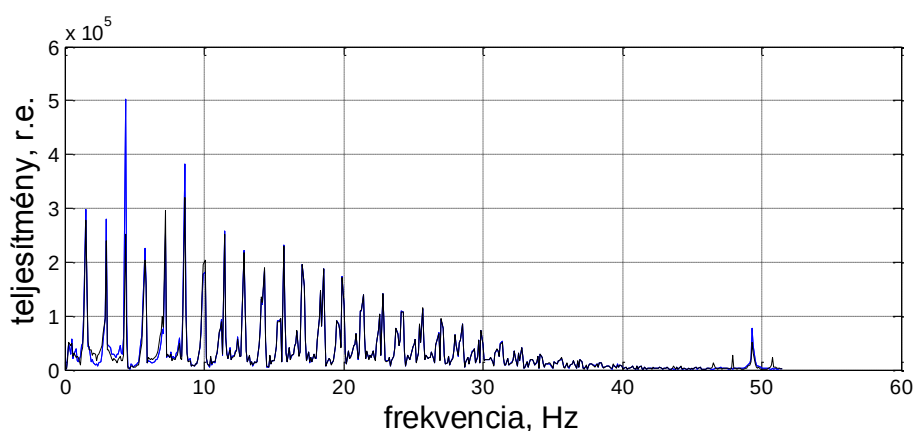
6.25. ábra. Két ciklus a 6.24. ábrán szereplő EKG-jelből (kék) és a QRS-komplexusok eltávolítása utáni jel (piros)

Két ciklust mutat a 6.25. ábra. Ezen a szűrt jel kékkel ábrázolt. A regisztrátumból a QRS-komplexusok eltávolítása után kapott jelet pirossal rajzoltuk. A 6.26. ábra mutatja a két jel frekvenciaspektrumát. Látható, hogy a QRS-komplexusok eltávolítása a 8–35 Hz-es tartományban eredményez különbséget.

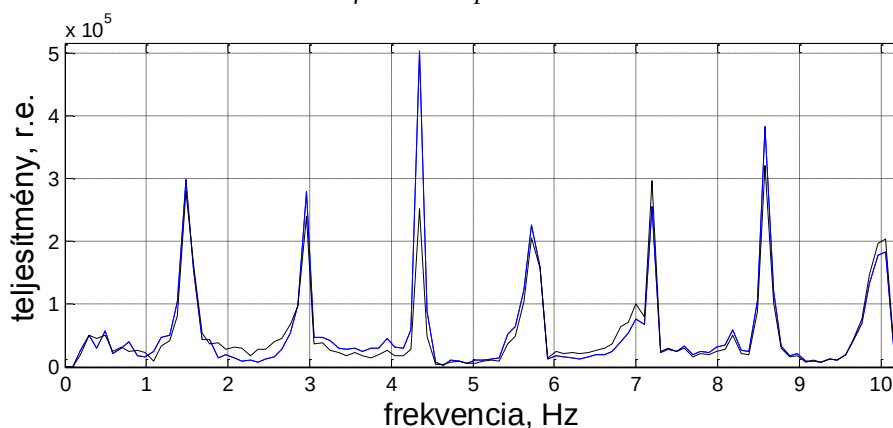


6.26. ábra. A 6.24. ábrán látható jelek frekvenciaspektruma

A 6.27. és a 6.28. ábra a T hullámok eltávolítása után kapott jel (fekete) és az eredeti jel frekvenciaspektrumát mutatja. Látható, hogy a T hullámok eltávolítása a 3–6 Hz tartományban eredményez különbséget.



6.27. ábra. A 6.24 ábrán látható jelből a T hullámok eltávolítása után kapott (fekete) és az eredeti jel (kék) frekvenciaspektruma



6.28. ábra. A 6.27. ábrából a 0–10 Hz tartomány kinagyítva

Egy 10 ... 20 Hz-es sávközép-frekvenciájú sáváteresztő szűrő jól használható a QRS- detektálásban. A felhasznált szűrő Q jósági tényezőjét általában 1 körüli értékre választják. Ennél nagyobb jósági tényező esetén a tranziens válaszban hosszú ideig tartó lengések jelennének meg. A QRS-detektálásban gyakran alkalmaznak 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 is kiemeli. Ezért a differenciálást követően általában a jel meghatározott időablakra számított effektív értékét számítják ki (pl. négyzetre emeléssel). A QRS- detektálást segíti, ha az időablak a QRS-hullám szokásos

szélességével (60–100 ms) megegyezik. Az így előállított jelből komparálással lehet a QRS-komplexusok helyét azonosítani. A leírt módszer a Pan–Tompkins-QRS-detektor [11], amelyet a 4.2.1. fejezet mutat be részletesen.

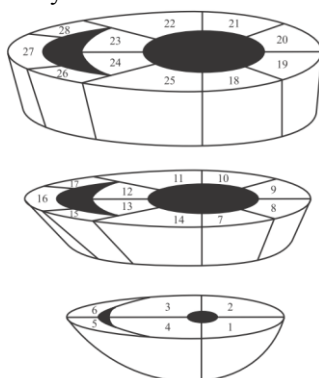
A QRS-detektálás történhet mintaillesztéssel is. A mintát vagy az éppen vizsgált személy EKG-jának elemzésével, vagy nagyszámú, több személyről készített felvétel alapján állítják elő. Az előbbi eset használható hosszú idejű (pl. Holter-típusú) felvételek kiértékelésére. A mintaillesztéssel történő detektálás elvégzésére jól alkalmazható neurális hálózat [24].

Az EKG-jelek feldolgozása során az *alapvonal-vándorlást ki kell szűrni, és a hálózati eredetű zajok hatását le kell csökkenteni*. Az alapvonal-vándorlás részben a légzés miatt, részben a testfelszín és az elektródok kapcsolódási felületén kialakuló félcella-potenciál megváltozása miatt jelenik meg. A szabvány szerint egy EKG-készülék DC-átvitellel nem rendelkezhet, alsó határfrekvenciája (ahol a sávközép-frekvencián lévőhöz képest az átvitel csökkenése 3 dB) 0,05 Hz-en kell legyen. Ez az alapvonal-vándorlást csökkenti, de nem szünteti meg. Az alsó határfrekvencia megnövelése a kismértékű komponenseket tartalmazó P és T hullámokat jelentősen torzítaná. Általában két módszert használnak a kismértékű zavarok további csökkentésére. Az egyik módszer az egyes ciklusok izopotenciális szakaszainak (pl. PQ) azonosítása, majd az ezen pontokra illesztett görbével a kismértékű zavarjel meghatározása, végül a zavarjel kivonása. A másik módszer a morfológiai szűrés [12], amely az előre megadható időtartamnál rövidebb szakaszokon belül a mintavételezett pontok egymáshoz képesti helyzetét csak kismértékben változtatja meg. Így a kismértékű komponenseket tartalmazó, de időben korlátos P és T hullámok lényegében torzítatlanok maradnak, az időben hosszabb, kismértékű változások pedig jelentősen csökkenthetők. A hálózati eredetű zavarok kiszűrésében jelentős segítség, hogy a hálózati frekvencia eltérése a névlegestől ma Magyarországon csekély, ritkán haladja meg a 0,1 Hz-et. A mai készülékek szinte kizárólag digitális szűrést alkalmaznak a hálózati eredetű zajok csökkentésére is.

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 kooperatív páciensek esetében az izommozgásból eredő zaj gyakorlatilag elhanyagolható.

A szívritmus-szabályozóval ellátott páciensek száma gyorsan növekszik a fejlett világban. A *szívritmus-szabályozó* 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 jelmeredékség 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 gyakorlatilag nincs olyan, amelyik ne végezne valamilyen szintű kiértékelést. A kiértékelések között a jelfeldolgozás minden eszköze megtalálható. A mesterséges intelligencia, az egyidejű idő-frekvencia analízis, a wavelet analízis éppúgy előfordul, mint a hagyományos idő-, illetve frekvenciatarománybeli analízis.



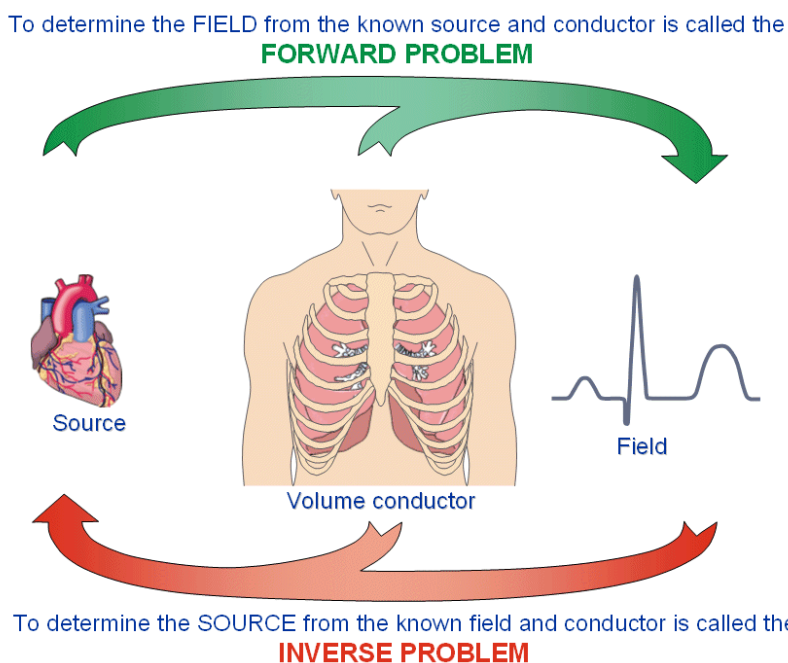
6.29. ábra. A szív egy 28 elemű végelelem-modellje

A testfelszíni térképezéssel készített felvételeket sok esetben végelelem-módszerrel dolgozzák fel. A szívizomzatot részekre osztva meghatározzák, hogy egy-egy rész milyen mértékben járult hozzá az egyes elektródokkal mért időfüggvényekhez. A 6.29. ábra egy egyszerű modellt mutat a kamrák elektromos aktivitásának vizsgálatához [19]. Léteznek több száz, esetenként több ezer elemet használó modellek is [13].

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 tömörítésre különböző módszerek (DWT, Discret Wavelet Transform, FFT, Fast Fourier Transform, DCT, Discrete Cosine Transform) alkalmazhatók [14]. Az EKG-jel esetében kihasználhatjuk, hogy viszonylag hosszú szakaszain a jelváltozási meredekség kicsi. A mintavételezett pontok különbségeit előállítva a nullához közeli értékek nagy gyakorisággal fognak előfordulni. Ez az eljárás növeli a tömörítés hatékonyságát, változó hosszúságú kódolást alkalmazva.

6.7. Az EKG-feldolgozó algoritmusok minősítése, diagnosztizálás

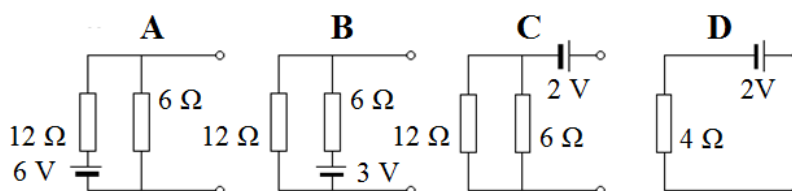
A diagnosztizálás során a szív elektromos aktivitásának eredményeképpen a testfelszínen mérhető potenciálokból következtetünk a szív állapotára. Nehézséget okoz, hogy nem közvetlenül a szív felszínén mérünk, és az is, hogy a testfelszínen mért azonos jelek nem feltétlenül azonos szív működésből erednek. A szív működésből eredő elektromos jelekből következtetünk a szív működésre, ezt inverz problémának hívják, ld. 6.30. ábra.



6.30. ábra. Inverz probléma: a testfelszínen mért jelből kell megállapítani a szív elektromos aktivitását, nem ismerve a test pontos paramétereit (szerzők: Malmivuo J., Plonsey R. [26])

http://www.elin.ttu.ee/mesel/Study/Courses/3240BME/Content/1_Bioelectricity/BME_2_bioelectric_signals.htm

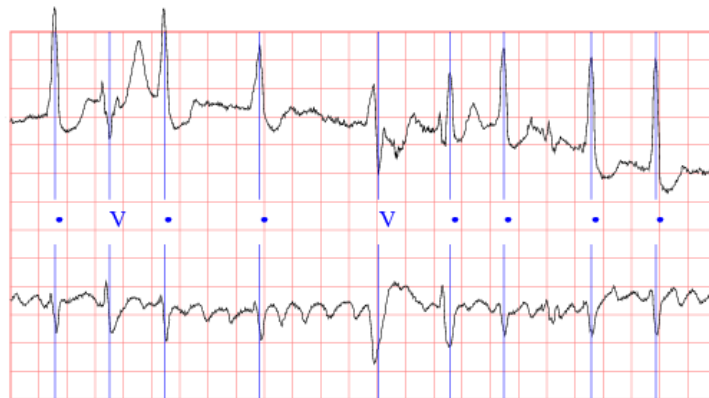
A 6.31. ábrán néhány lehetőséget mutatunk arra, milyen hálózat kimenetén lehet 2 V-os üresjárási feszültség, 4 Ω -os kimeneti ellenállás mellett. Ha csak az üresjárási feszültséget és a kimeneti ellenállást ismerjük, akkor nem lehet a hálózat elemeit meghatározni. Ha további információval rendelkezünk, akkor a hálózatról is többet tudunk mondani. Például, ha ismert, hogy a hálózat egy egyenfeszültség-forrásból és egy vele sorosan kapcsolt ellenállásból áll, akkor ez csak a 6.31. D ábrán levő áramkör lehet (természetesen a két elem fel lehet cserélve).



6.31. ábra. Az inverz problémának nincs egyértelmű megoldása

Az EKG alapján történő diagnózis felállítása nem a mérnök feladata, még kevésbé az a diagnózis alapján meghatározandó kezelés. A mérnökök az orvosokkal együttműködve arra törekszenek, hogy megfelelő jelfeldolgozással a jel/zaj viszonyt javítsák és a felvett időfüggvényeket jellemző paramétereket előállítsák. Ezeket a paramétereket úgy határozzák meg, hogy segítsék az orvosok (kardiológusok) munkáját. A különböző jelfeldolgozó algoritmusok minősítésére olyan adatbázisok szolgálnak, amelyekben levő felvételeket orvosok (kardiológusok) már értékelték. Az EKG-jel egyes komponenseinek a felvételen történő azonosítását és lokalizálását végző algoritmusok teljesítményét azok szelektivitása és specifitása jellemzi (4.2. fejezet).

A legismertebb és legszélesebb körben használt, kardiológusok által minősített az MIT-BIH aritmia adatbázis [16], [23]. Ebben mellkasra helyezett elektródokkal készített különböző felvételek vannak, amelyek hossza 30 perc, mintavételi frekvenciája 360 Hz. Egy felvétel egy részletét mutatja a 6.32. ábra. Minden QRS-komplexus 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. További EKG-adatbázisok érhetők el a weben [22].



6.32. ábra. Egy felvétel részlete az MIT-BIH adatbázisból

<http://www.physionet.org/physiobank/database/mitdb/> (szerzők: Goldberger et al. [23], Moody GB et al. [16])

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

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

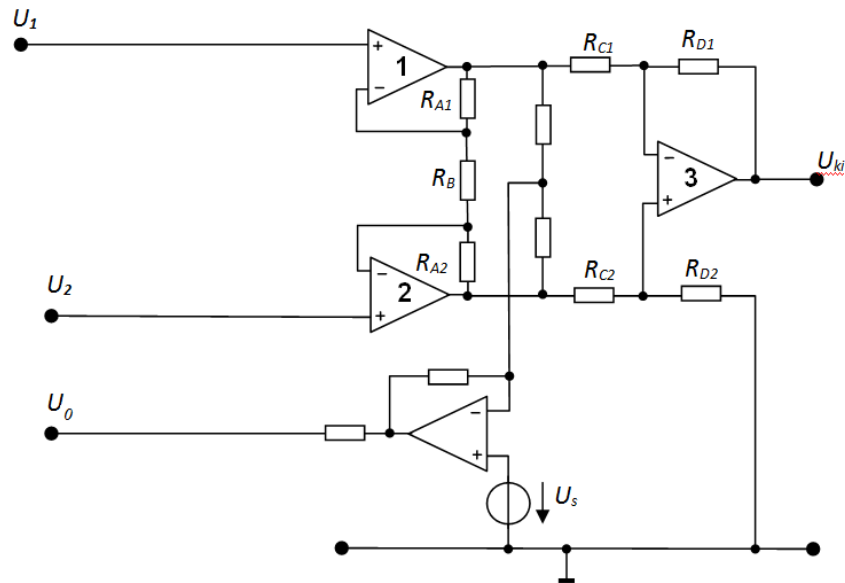
Az előre megadott algoritmus alapján készített diagnózist az orvosnak mindig ellenőrizni kell. A gépi kiértékelés nagy előnye, hogy nem fárad ki, és mindig számításba vesz ritkán előforduló betegségeket is.

6.8. Készülékek

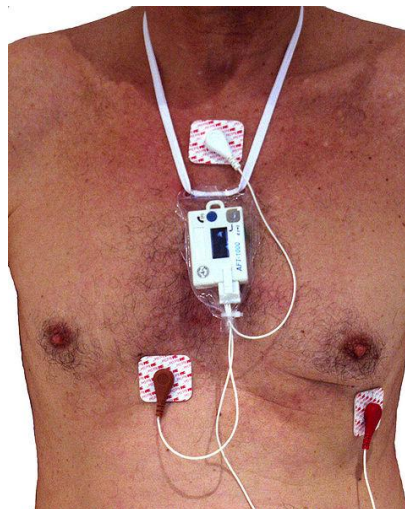
Nagyon sokféle EKG-készülék létezik. Ezek felhasználási területe más és más, így a velük szemben támasztott követelmények is különbözőek. A főbb készüléktípusok a következők:

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

A 6.33. ábra egy általánosan érvényes blokkvázlatot mutat.



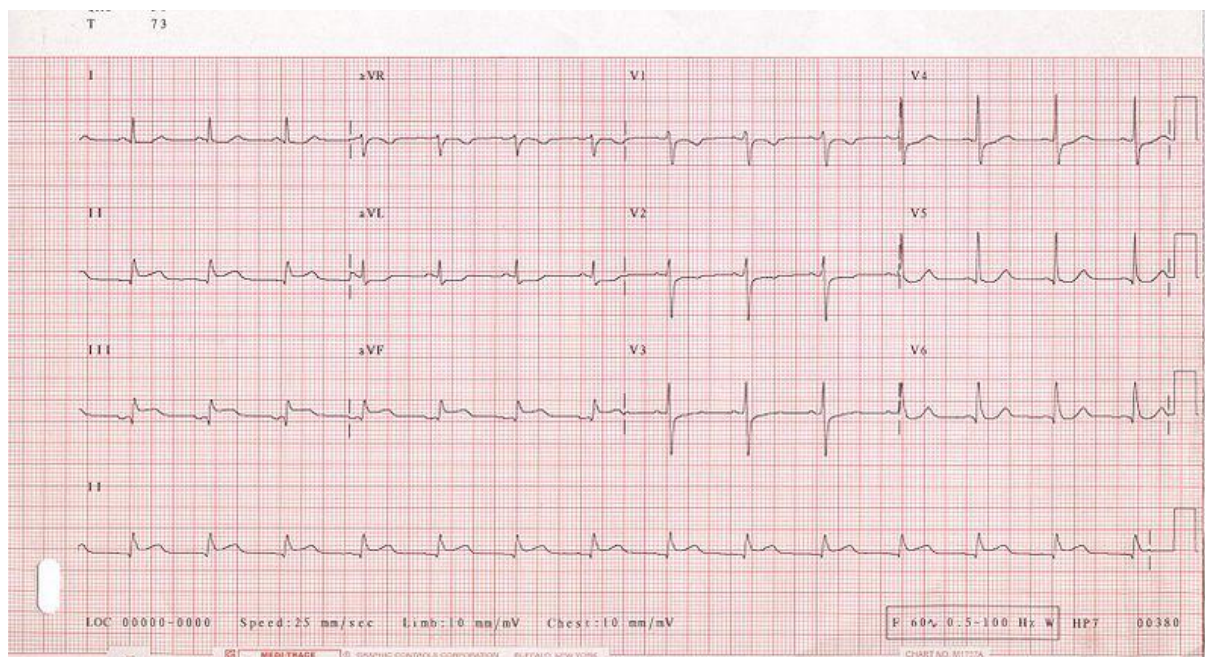
6.35. ábra. Folyamatos elektródkontaktus-monitorozásra használható kapcsolás EKG- készülékben



6.36. ábra. Egyszer használatos elektródok a páciens mellkasára helyezve, és kisméretű Holter EKG-készülék kétcsatornás 24 órás felvételhez (<http://commons.wikimedia.org/wiki/File:HolterAFT1000.jpg>, szerző: [Faisandier](#))

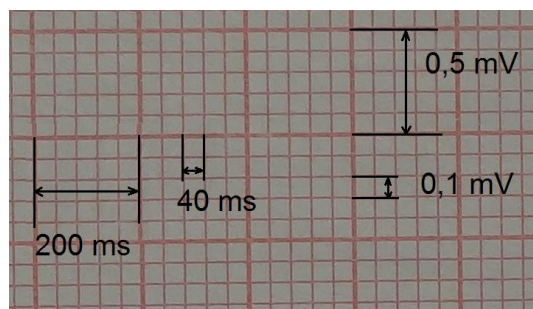
A szív működés rendellenességeinek egy része csak időszakosan jelentkezik. Ezek megfigyelésére 24 órás monitorozást (Holter-monitor) alkalmaznak. A 6.36. ábra egy Holter EKG-készüléket és a páciens mellkasára helyezett három elektródot mutat. Látható, hogy a 24 órás monitorozás csak minimális kellemetlenséget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

A 6.37. ábra a 12 elvezetéses EKG szokásos protokollját mutatja. Jellemzően egy időben három elvezetést rajzolnak ki a készülékek: I-II-III, aVR-aVL-aVF, V1-V2-V3, V4-V5-V6. A 6.37. ábrán alul a II-es elvezetés jele végig látszik, a felvétel végén látható négyszögjel az 1 mV-os értéket mutatja.



6.37. ábra. 12 elvezetéses EKG szabványos papíron (http://commons.wikimedia.org/wiki/File:ECG_001.jpg szerző: Larson G.)

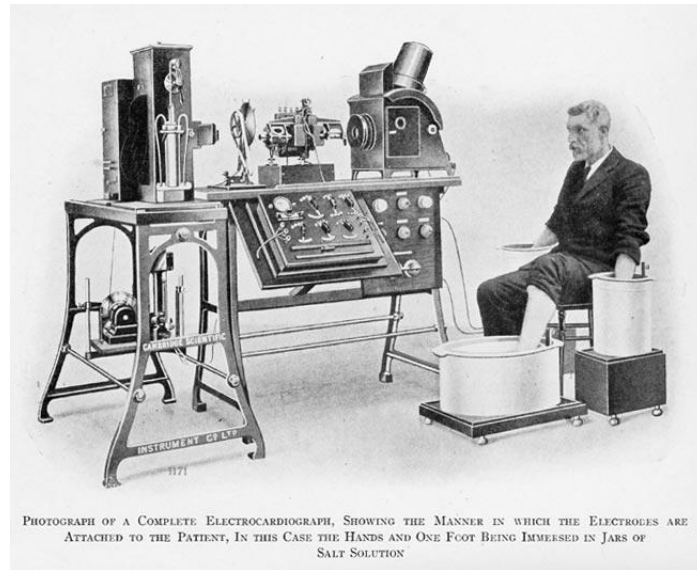
A 6.38. ábrán kinagyítva látszik a szabványos EKG-papír. A szokásos eltérítés 25 mm/s, ekkor két szomszédos vastag vonal között 200 ms, két szomszédos vékony vonal között 40 ms az időosztás. Az 1x erősítés 10 mm kitérést jelent 1 mV-os bemeneti jelre. 1x erősítés mellett függőlegesen két szomszédos vastag vonal között 0,5 mV, két szomszédos vékony vonal között 0,1 mV az amplitúdóosztás. A szabványos raszterháló a vizuális kiértékelést segítette, például könnyű a pillanatnyi szívfrekvenciát megállapítani (ha két szomszédos R csúcs távolsága 4 nagy kocka, akkor a pillanatnyi szívfrekvencia 75/min). Ma már a szabvány EKG-papírra nincs feltétlenül szükség, a kiértékelés jellemzően géppel történik.



6.38. ábra. A szabványos EKG-papír kinagyítva

A 6.39. ábra egy korai EKG-készülék használatát mutatja. A 6.40. ábra egy korszerű, az elektródok jelét vezeték nélkül továbbító EKG-monitort mutat.

A ma olcsón elérhető nagyfelbontású AD-átalakítók lehetővé teszik, hogy az EKG-készülékben ne legyen DC-szint-leválasztás. A DC-szint-leválasztás (felüláteresztő szűrés) elhagyása az EKG-jel kisfrekvenciás komponenseinek (elsősorban P, T hullámok) alakhű átviteléhez szükséges. A hagyományos bemeneti fokozatot követően a mérőerősítő (szimmetrikus bemenetű, aszimmetrikus kimenetű, nagy közösjel-elynyomású erősítő) kimeneti jelét közvetlenül nagyfelbontású AD-átalakítóra lehet vezetni. Ha a csúcstól csúcsig 1 mV-os EKG-jelhez adódó DC jel ± 300 mV-os, akkor a DC-jel legrosszabb esetben 10 bitet „vesz el” a felbontásból. 24 bites AD-átalakító esetén még mindig lehet 12 bites felbontással mérni magát az EKG-jelét. A szigma-delta modulációs AD-átalakítók között olcsón beszerezhető 24 bit felbontású típusok vannak, amelyek ekvivalens mintavételi frekvenciája eléri az 1000 minta/másodperc értéket.



6.39. ábra. 1911-ben készített EKG-készülék. Gyártó: Cambridge Scientific Instrument Company.
(http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Willem_Einthoven_ECG.jpg A fájl nevével ellentétben nem Willem Einthoven által készített készülék.)



6.40. ábra. Vezeték nélküli EKG-monitor (http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Wireless_ECG_Monitor.jpg
szerző: かつぱー)

Létezik olyan integrált áramkör, amely néhány további alkatellel kiegészítve komplett EKG-ként használható. A TI ADS1298 8 programozható erősítésű csatornát, 24 bit felbontású AD-átalakítót tartalmaz, a Wilson-pont-potenciált előállítja, a meghajtott jobb láb (DRL) erősítőt tartalmazza, és elektródleesést is tud detektálni.

Feladatok

1. Az R hullám csúcspontját az Einthoven I. elvezetésben 0,8 mV-nak, az aVR elvezetésben $-0,924$ mV-nak mérjük. Mekkora a szív elektromos aktivitását leíró eredő vektor frontális síkra eső vetülete és ennek a vízszintessel bezárt szöge?
2. A 6.33. ábra szerinti készülékben a DC-szint-leválasztásra alkalmazott kapacitás $1 \mu\text{F}$, az ellenállás $4,7 \text{ M}\Omega$. Mekkora alsó határfrekvenciát jelent ez? Mekkora csillapítást okoz ez 0,1 Hz-en?
3. A készülék bemenetén az EKG-jel csúcstól csúcsig mért értéke 1 mV, a hálózati (50 Hz-es) eredetű jel csúcstól csúcsig mért értéke 1 V. Mekkora jel/zaj viszony lesz a kimeneten, ha a közösjel-elnyomás 100 dB?
4. Az EKG-készülékben alkalmazott mintavételi gyakoriság 1000 minta másodpercenként. Milyen felbontással mérhető a pillanatnyi szívfrekvencia?
5. Hogyan függ össze a szívizomzat refrakter ideje és a maximális szívfrekvencia?

6. 100 másodperc hosszú EKG-felvételt készítünk. Milyen felbontással lehet vizsgálni a frekvenciaspektrumot?
7. A 6.35. ábra szerinti U_s generátor 1 Hz-es négyszögjelet ad ki. Milyen jelalak lesz az 1., illetve a 2. műveleti erősítő kimenetén, ha a páciensre csatlakoztatott elektródok kontaktusa jó?
8. Milyen jelalak lesz a 7. feladat szerinti 1., illetve 2. műveleti erősítő kimenetén, ha az U_1 bemenetre csatlakozó elektród leszakad?
9. Rajzoljon fel három ellenállásból és két egyenfeszültség forrásból álló kapcsolást, amely a kimenet felől nézve ugyanolyannak látszik, mint a 6.31. ábrán bemutatott kapcsolások.
10. Hasonlítsa össze a P^+ (4.4) és (4.5) szerinti kiszámítását.
11. A QRS-detektálás szelektivitása 97%. Egy tízperces felvételen hány QRS marad detektálatlan, ha a szívfrekvencia 60/perc?
12. Hogyan alakul a 11. feladat szerinti érték, ha a szívfrekvencia 90/perc?
13. Hogyan alakul a 11. feladat szerinti érték 24 órás Holter-monitorozás alatt?
14. A QRS-detektálás pozitív prediktivitása 96%. Egy tízperces felvételen hány tévesen QRS-nek minősített pont lesz, ha a szívfrekvencia 60/perc?
15. Hogyan alakul a 14. feladat szerinti érték, ha a szívfrekvencia 90/perc?
16. Hogyan alakul a 14. feladat szerinti érték 24 órás Holter-monitorozás alatt?
17. Az ECGSIM program „Heart” menüpontjában válassza a „depolarization” opciót. A kamra falán válasszon ki egy pontot, és a „TMP” ablakban változtassa az abban a pontban fellépő akciós potenciál alakját. Kapcsolja be a mellkasi elektródok helyének kijelzését a „Heart” → „show” → „show electrodes” választással. Nézze meg, melyik elvezetésben detektálható a változtatás hatása.
18. Mutassa meg, hogy Einthoven egyszerűsítő feltételezései mellett a frontális sík hat elvezetése közül csak kettő független.
19. A ténylegesen felvett EKG-jelre azt találjuk, hogy az Einthoven elvezetésekre $I + III = (1 + \alpha)II$. Mi lehet az oka, hogy $\alpha \neq 0$?
20. Egy EKG-készülék alsó határfrekvenciája 0,05 Hz (−3 dB), az átvitel egy időállandós. Mekkora fázistolást eredményez ez 0,5 Hz-en?
21. Mekkora fázistolást eredményez a 20. feladat szerinti átvitel 1 Hz-en?
22. Egy EKG-készülék bemeneti fokozatának erősítése 8, ezt a DC-szint-leválasztás után egy 125-öt erősítő második fokozat követi. A két fokozat között másodfokú szűrő Butterworth felüláteresztő szűrő van, amelynek törésponti frekvenciája 0,05 Hz. Rajzolja fel jellegre helyesen, a második fokozat kimenetén milyen jelet kapunk, ha a bemenetre 1 Hz-es, 1 mV amplitúdójú négyszögjelet adunk.
23. Milyen jelet kapunk a 22. feladat szerinti EKG-készülék kimenetén, ha a bemeneten 1 Hz-es, 1 mV amplitúdójú háromszögjel van?
24. Milyen jelet kapunk a 22. feladat szerinti EKG-készülék kimenetén, ha a bemeneten 1 Hz-es, 1 mV amplitúdójú szinuszos jel van?
25. A szívben az ingerület terjedési sebessége az AV-csomóban a leglassabb. Hogyan segíti ez a szív pumpafunkcióját? Az EKG-jelben hogyan vizsgálható az AV- csomóban történő ingerületvezetés?

Bibliográfia

A szív működésére vonatkozó élettani ismereteket nyújtó könyvek

- [1] Ganong, W. F.: Az orvosi élettan alapjai. 3. kiadás. Medicina Könyvkiadó, Budapest, 1995.
- [2] Fonyó A.: Az orvosi élettan tankönyve. Medicina Könyvkiadó, Budapest, 1999.

A fejezetben használt további referenciák

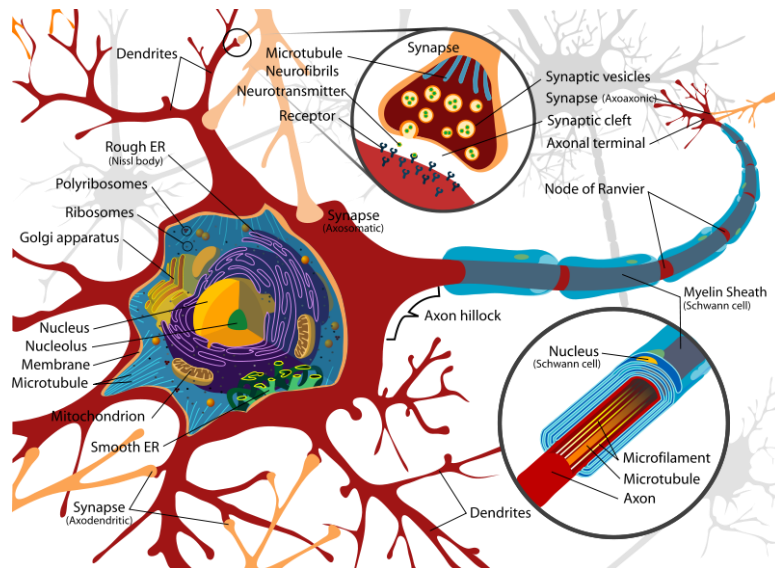
- [3] <http://www.cvphysiology.com/Heart%20Disease/HD002.htm>
- [4] Waller A. D.: On the Electromotive Changes Connected with the Beat of the Mammalian Heart, and of the Human Heart in Particular. Physiological Transactions of the Royal Society of London. Vol. 180, 1889.
- [5] van Oosterom A. – Oostendorp T.: ECGSIM, an interactive tool for studying the genesis of QRST waveforms. Heart, 2004. 90, 165–168.
- [6] Malmivuo J. – Plonsey R.: Bioelectromagnetism – principles and applications of bioelectric and biomagnetic fields. Oxford University Press, New York, 1995.
www.bem.fi/book/index.htm
- [7] Lewis K. M.: Az EKG alkalmazásának zsebkönyve. Medicina Könyvkiadó, Budapest, 2002.
- [8] Houghton A. R. – Gray D.: Az EKG helyes értelmezése. Medicina Könyvkiadó, Budapest, 1999.
- [9] Antalóczy Z.: Kardiológia. Medicina Könyvkiadó, Budapest, 1983.

- [10] Tompkins W. J. (ed.): Biomedical Digital Signal Processing. Prentice Hall, Englewood Cliffs, New Jersey, 1993.
- [11] Pan J. – Tompkins W. J.: A Real-Time QRS Detection Algorithm. IEEE Tr on BME, Vol. BME-32, No. 3. March 1985.
- [12] Sun Y. – Chan K. L. – Krishnan S. M.: ECG signal conditioning by morphological filtering. Computers in Biology and Medicine 32 (2002), 465–479.
- [13] Göktepe S. – Kuhl E.: Computational modeling of cardiac electrophysiology: A novel finite element approach. Int.J. Numer. Math. Engng. (2009) vol. 79, 2009, pp. 156–178.
- [14] Ranjeet K. – Kumar A. – Pandey R. K.: ECG Signal Compression Using Different Techniques. Communications in Computer and Information Science, 2011, Vol. 125. Part 2, 231–241.
- [15] Taouli S. A. – Bereksi-Reguig F.: Detection of QRS Complexes in ECG Signals Based on Empirical Mode Decompositioin. Global Journal of Computer Science and Technology. Vol. 11. Issue 20. Dec. 2011.
- [16] Moody G. B. – Mark R. G.: The Impact of the MIT-BIH Arrhythmia Database. IEEE EMBS Magazine, Vol. 20. Nr. 3. 45–50. 2001 May/June.
- [17] Di Marco L. Y. – Bourke J. P. – Langley P.: Spatial complexity and spectral distribution variability of atrial activity in surface ECG recordings of atrial fibrillation. Med. Biol. Eng. Comput. (2012) 50:439–446.
- [18] Medvegy M. – Préda I. – Savard P. – Pintér A. – Tremblay G. – Nasmith J. B. – Palisaitis D. – Nadeau R. A.: New Body Surface Isopotential Map Evaluation Method to Detect Minor Potential Losses in Non-Q-Wave Myocardial Infarction. Circulation, 101:1115–1121.
- [19] Tyšler M. – Turzová M. – Tiňová M. – Švehlíková J. – Hebláková E. – Szathmáry V. – Filipová S.: Use of body surface potential maps for model-based assessment of local pathological changes in the heart. Bulletin of the Polish Academy of Sciences Technical Sciences Vol. 53, No. 3, 2005.
- [20] Rudy Y. – Plonsey R.: A comparison of volume conductor and source geometry effects on body surface and epicardial potentials. Circ Res 1980;46:283–291.
- [21] Kozmann G. – Lux R. L. – Green L. S.: Sources of variability in normal body surface potential maps. Circulation, 1989;79:1077–1083.
- [22] <http://www.physionet.org/cd-updates/>
- [23] Goldberger A. L. – Amaral L. A. N. – Glass L. – Hausdorff J. M. – Ivanov P. Ch. – Mark R. G. – Mietus J. E. – Moody G. B. – Peng C. K. – Stanley H. E. PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals. Circulation 101(23):e215–e220 [Circulation Electronic Pages; <http://circ.ahajournals.org/cgi/content/full/101/23/e215>]; 2000 (June 13).
- [24] Xue Q. – Hu Y. H. – Tompkins W. J.: Neural-Network-Based Adaptive Matched Filtering for QRS Detection. IEEE Tr BME, vol. 39, nr. 4. 317–329. April 1992.
- [25] EN 60601-2-47:201X Medical electrical equipment – Part 2–47: Particular requirements for the basic safety and essential performance of ambulatory electrocardiographic systems.
- [26] Web-version of the book: Jaakko Malmivuo & Robert Plonsey: *Bioelectromagnetism – Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields*, Oxford University Press, New York, 1995. <http://www.bem.fi/book/>

7. Elektroenkefalográfia, EEG

7.1. A vizsgálandó struktúra

Az EEG a koponyában levő mintegy 10^{11} idegsejt és 10^{12} gliasejt [1] elektronikus aktivitását vizsgálja. Tekintettel a véges számú lehetséges vizsgáló elektródra, egy csatornán csak egy terület sejtjeinek együttes aktivitása mérhető. Önmagában egy sejt felépítését a 7.1. ábra mutatja. Bemeneteknek a dendritek tekinthetők, az ezeken érkező jelek hatására az axonon mint kimeneten akciós potenciál jöhet létre. Ha a kimeneti jelváltozás elkezdődött, akkor ez a folyamat a bemeneti jeltől már nem függ. A kimeneti impulzus alakja mindig ugyanolyan, a bemeneti jeltől független.



7.1. ábra. Idegsejt felépítése

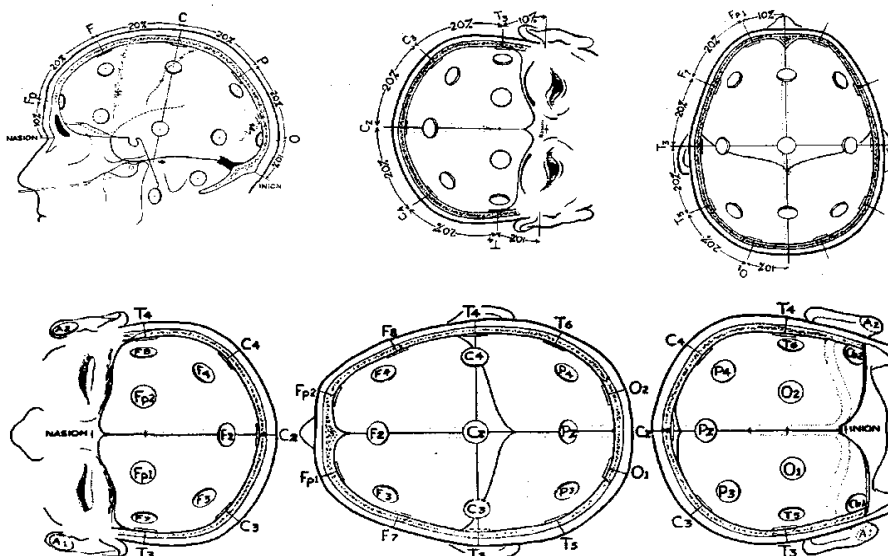
http://hu.wikipedia.org/w/index.php?title=F%C3%A1jl:Complete_neuron_cell_diagram_en.svg&filetimestamp=20080501122856#file
(szerző: Mariana Ruiz Villarreal)

Idegsejtenként átlagosan 10^3 szinapszist tételezhetünk fel. Ebből adódóan egy agysejt kb. 1000 másik agysejthez kapcsolódhat. Az EEG-vizsgálatok történetét a [9] tekinti át.

7.2. Szabványosítás

Az EEG-jelek kiértékelése során az összehasonlíthatóságot segíti, hogy az elektródok pozíciójára szabványos pontokat jelöltek ki a koponyán. Jasper 1958-ban javasolta, hogy a koponya formájától és nagyságától függetlenséget biztosítandó, százalékosan történjen az elektródok helyének definiálása [2]. Az azóta is használt elrendezést a 7.2. ábrán mutatjuk be. A használt jelölések: Fp: frontopoláris, F: frontális, C: centrális, P: parietális, O: occipitális, T: temporális. Jól kitapintható két pont, a nasion (csomópont a homlokcsont és a két orrcsont között) és az inion (nyakszirtcsont legkiállóbb része) között a koponya középvonalán haladva három elektródpozíció van, ezeket z index jelöli: Fz, Cz, Pz. A vizsgálandó személy koponyájának bal oldalán, a középvonaltól 20%-kal balra öt elektród van: Fp₁, F₃, C₃, P₃, O₁. A középvonaltól 20%-kal jobbra is öt elektródpozíció van: Fp₂, F₄, C₄, P₄, O₂. A középvonaltól 40%-kal balra három elektródpozíció van: F₇, T₃, T₅,

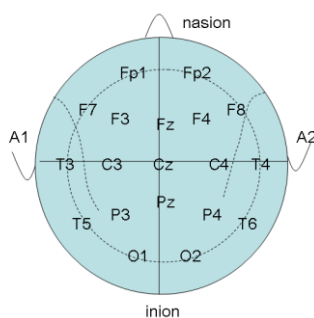
40%-kal jobbra is három: F₈, T₄, T₆. Az elektródpozíciókat síkba kiterítve mutatja a 7.3. ábra. Tudományos kutatásban használnak ennél több elektródot is [3].



7.2. ábra. A Jasper-féle 10-20-as rendszer szerinti elektródpozíciók (szerző: Jasper H. H. [2])

A hullám neve	A hullám frekvenciatartománya, Hz
delta	0,5–4
teta	4–8
alfa	8–13
béta	13–30
gamma	30–80 (100)

7.1 táblázat Az EEG-hullámok frekvenciatartománya



7.3. ábra. A Jasper-féle 10-20-as rendszer szerinti elektródpozíciók, síkba kiterítve

<http://de.wikipedia.org/w/index.php?title=Datei:10-20.PNG&filetimestamp=20070607121544> (szerző: Kok A.)

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 csoporton belül egy sejt aktivitása ettől eltérő lehet. A szokásos frekvenciafelosztásokat adjuk meg a 7.1. táblázatban. Megjegyezzük, hogy létezik olyan osztályozás, amely a delta és teta hullámok frekvenciatartományát együtt delta tartományként kezeli, továbbá az alfa, a béta és a gamma tartományokat két-két részre osztja. Jellemző a delta hullám a mély alvás, a teta hullám a felszínes alvás során. Az alfa hullám az éber, elernyed (relaxált) állapot jellemzője, minimális környezeti inger (csukott szem) mellett. Béta hullám figyelemkoncentrációt (pl. problémamegoldás), erős környezeti ingerhatást jelez, de az alvás REM-fázisában is megjelenik. A gamma hullámok a kognitív funkcióhoz köthetők, ezeket kimutatták például ebben gyakorlott személyek meditációja során [4]. További ismertetést ad az EEG-jelekről [10]. Szabadon letölthető EEG-regisztrátumok elérhetők [11]. Normál, patológiás EEG- jeleket tartalmaz [12]. Megadja a felvétel során fellépő zavarok (pl. szemmozgás,

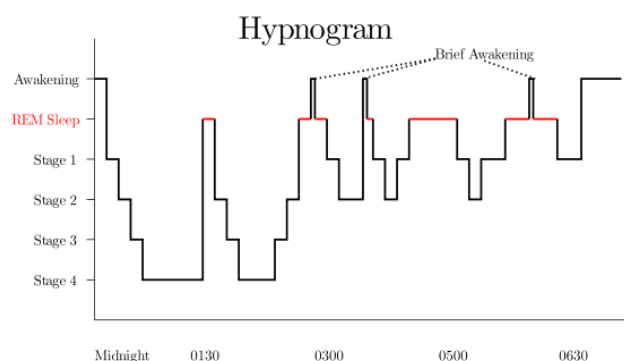
pislogás, rágás, rossz elektródkontaktus, hálózati eredetű zavar) leírását és bemutatja ezek megjelenését a regisztrátumokban.

7.3. EEG-regisztrátumok kiértékelése

Az első EEG-regisztrátumot Hans Berger készítette 1924-ben. Ő írta le először a delta, teta, alfa és béta hullámokat is. A gamma hullámokat később azonosították. A kiértékelést meghatározza, hogy milyen céllal történik a felvétel. Jelenlegi tudásunk szerint az EEG az agysejtcsoportok aktivitását mutatja, de gondolati tartalmat nem. A felvételek célja lehet az

- éberség szintjének, az alvás mélységének megállapítása,
- epilepszia diagnosztizálása, epilepsziás betegek vizsgálata, az epilepsziás rohamok megkülönböztetése más típusú (pl. migrén) rohamoktól,
- elektromosan inaktív területek lokalizálása: kóma, agyi területek elhalása,
- agyhalál megállapítása.

A tumor, az agyi érkatasztrófa diagnosztizálásában (lokalizálásában) ma az MRI-vel és a CT-vel nagyobb térbeli felbontás érhető el, ugyanakkor EEG-vel az időbeli felbontás elérheti az 1 ms-et, amire jelenleg sem az MRI, sem a CT nem képes. A 7.4. ábra egy egészséges fiatal felnőtt tipikus alvásfázisait mutatja be.

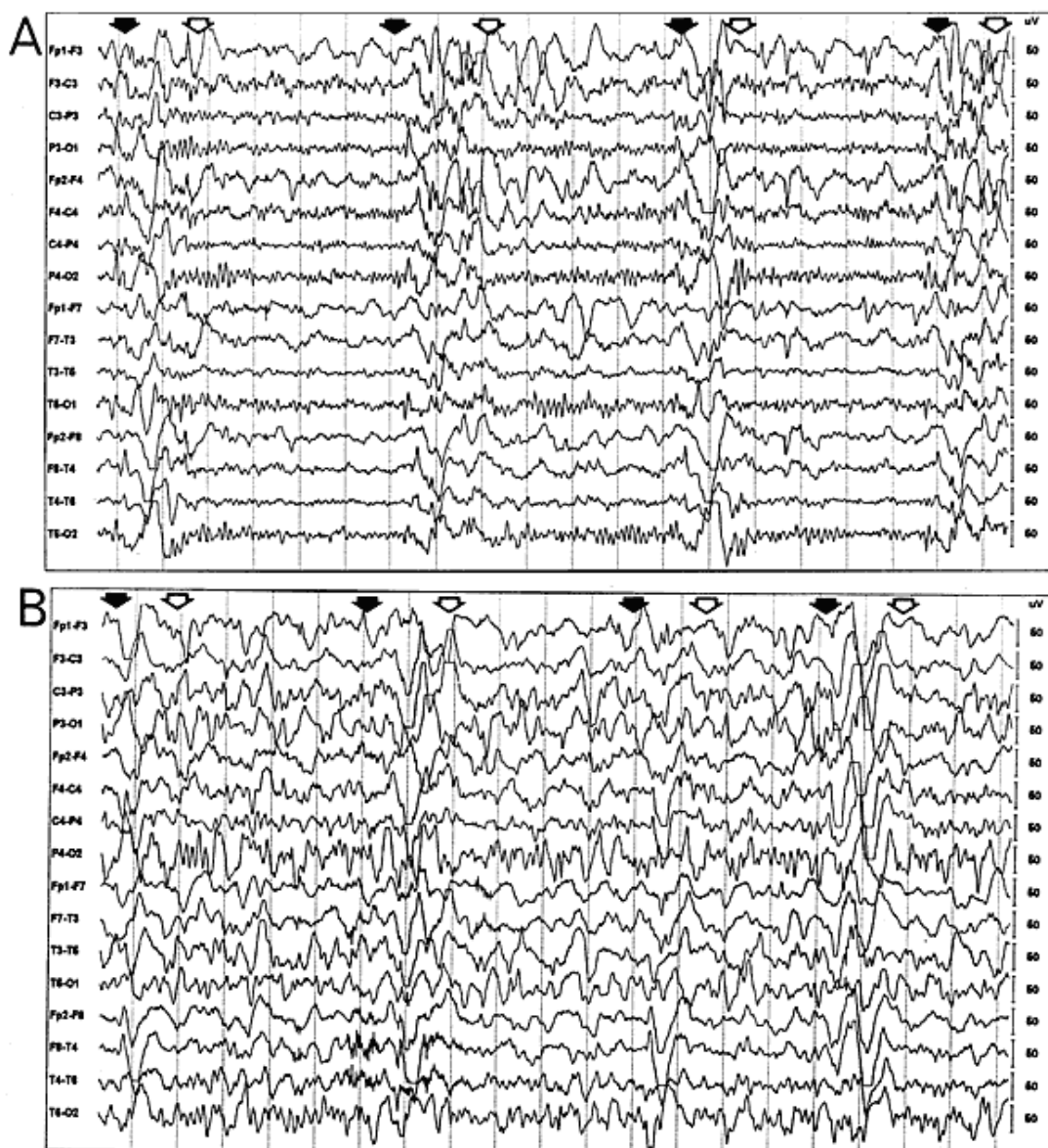


7.4. ábra. Alvásfázisok

http://en.wikipedia.org/wiki/File:Sleep_Hypnogram.svg (szerző: Razer M.)

A 7.5. ábra Dawson-kóros (subacute sclerosing panencephalitis) betegről készült felvételeket mutat. Az A és a B felvétel között három hónap telt el. A nyilak alacsonyfrekvenciás, nagy amplitúdójú komplexek megjelenését (sötét nyíl) és eltűnését (világos nyíl) jelölik [5]. A háttértevékenység lassulása az A felvételen csak a frontális elvezetésekben mutatható ki. Három hónap alatt a páciens állapota romlott. A háttér- tevékenység lelassulása már szétterjedt, az alacsonyfrekvenciás komplexek alig emelkednek ki ebből.

A 7.6. ábra mutatja, milyen hatással van a szem kinyitása az EEG-re.



7.5. ábra. EEG-felvétel Dawson-kóros betegről. A függőleges szaggatott vonalak távolsága 1 s

<http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Bonthius2b.gif> (szerzők: Bonthius D., Stanek N., Grose C. [5])

A hagyományos EEG-regisztrátumok oldalanként számozott sornyomtató papírra készültek és a kiértékelés vizuális vizsgálat alapján, gépi segítség nélkül történt. A kiértékelő orvos által elvégzett „jelfeldolgozás” a mérnök számára domináns frekvenciameghatározást, mintaillesztést és szimmetriakeresést jelent.

Az EEG-jelek számítógépes kiértékelésére a Fourier-transzformáció nem optimális. Ennek oka, hogy a Fourier-analízis a regisztrátum egy kiválasztott időablakán belül nem képes a mintázatokat időben lokalizálni. Erre egy példát mutat a 7.7. ábra. Ezen az ábrán a vizsgált jelben egy rövid, 1 s időtartamú, 9 Hz-es orsó van, a jel többi részén az amplitúdó az orsó amplitúdójához képest elhanyagolható. Ilyen orsók megjelenése az EEG-jelben tipikus. A vizsgált jelen 8 s hosszú időablakot használva Fourier-analízist végzünk, az időablakot 1 s-enként mozgatva (7/8-os átlapolódás van a szomszédos időablakok között). Mindaddig, amíg az 1 s-es orsó az időablakon belül van, ugyanazt a spektrumot kapjuk eredményül (7.7. ábra, fent).



7.6. ábra. A szem kinyitásának hatása az EEG-re

http://commons.wikimedia.org/wiki/File:EEG_Opening_eyes.png;

http://www2.massgeneral.org/childhoodepilepsy/medical/diagnosis-popup_general.htm

A Berg-transzformáció [6] a regisztrátum különböző frekvenciájú összetevőit különböző hosszúságú ablakokat használva keresi. A számítás a következő formulákkal történik:

$$A_n = \frac{k_1}{T_m} \int_0^{T_m} f(t) \cos(2\pi f_n t) dt \quad (7.1)$$

$$B_n = \frac{k_1}{T_m} \int_0^{T_m} f(t) \sin(2\pi f_n t) dt \quad (7.2)$$

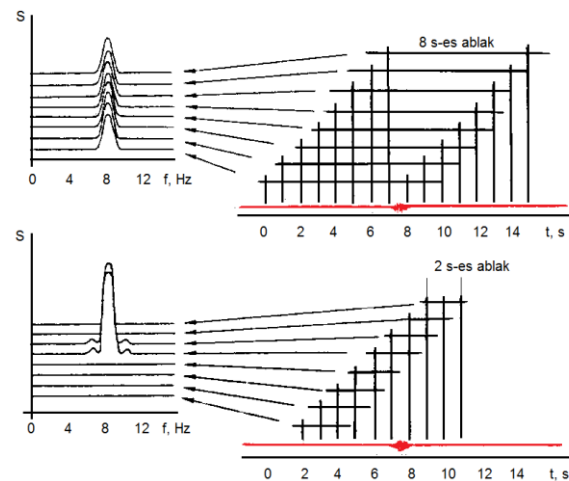
$$T_m = \frac{k_2}{f_n} = k_2 T_n \quad (7.3)$$

$$C_n = \sqrt{A_n^2 + B_n^2} \quad (7.4)$$

A k_2 konstanssal szabályozhatjuk az időablak relatív hosszát (T_m) a regisztrátum analizálni kívánt frekvenciakomponensének (f_n) periódusidejéhez (T_n) viszonyítva. A relatív frekvenciafelbontás

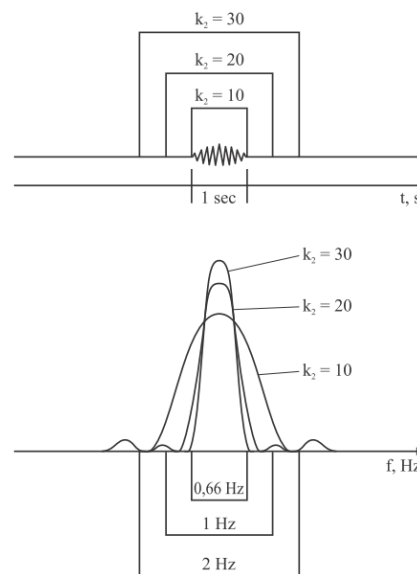
$$\frac{f_n}{\frac{1}{T_m}} = k_2 \quad (7.5)$$

Rövid időablakkal keresett komponensek időben pontosan lokalizálhatók, viszont ilyenkor a frekvenciafelbontás durva.



7.7. ábra. Regisztrátum kiértékelése Fourier- (fent) és Berg- (lent) transzformációval, csúszó ablakot használva. Piros színnel jelölt az analizálandó jel

A 7.7. ábrán alul látható, hogyan történik a 10 Hz-es komponens keresése a Berg- transzformációval. $k_1 = 1$ és $k_2 = 20$ esetén az időablak $T_m = 2$ s. A 7.8. ábra mutatja, hogy egy adott (1 s) hosszúságú 10 Hz-es jel különböző k_2 értékek mellett hogyan jelenik meg a spektrumban. Egyetlen spektrumvonalat (ennél a felvételnél 10 Hz-en) végtelen hosszú ablak esetén kapnánk. $k_2 = 10$ esetén $T_m = 1$ s, a frekvenciafelbontás 1 Hz. $k_2 = 20$ (30) esetén $T_m = 2$ (3) s, a frekvenciafelbontás 0,5 (0,33) Hz.



7.8. ábra. Az időbeli felbontás javítása a spektrumvonal szélesedésével jár együtt

A wavelet analízis jól használható a kiváltott potenciálok jellemzésére [7] és az epilepsziás roham során megjelenő tüskék azonosítására [8]. A külső (vagy belső) ingerrel kiváltott potenciál jellemzően egy nagyságrenddel kisebb amplitúdójú, mint a normál EEG-jel. Emiatt a klasszikus vizsgálat során az ingert sokszor ismétlik, a kiértékelést a gerjesztéshez szinkronizált átlagolással végzik. A szinkronjelet felhasználva a wavelet analízis segíti a kiváltott potenciál időbeli lokalizálását.

Az időfüggvények kiértékelésénél használják még az autokorreláció és keresztkorreláció kiszámítását, 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 több tranziens folyamat összegeként.

7.4. Készülékek

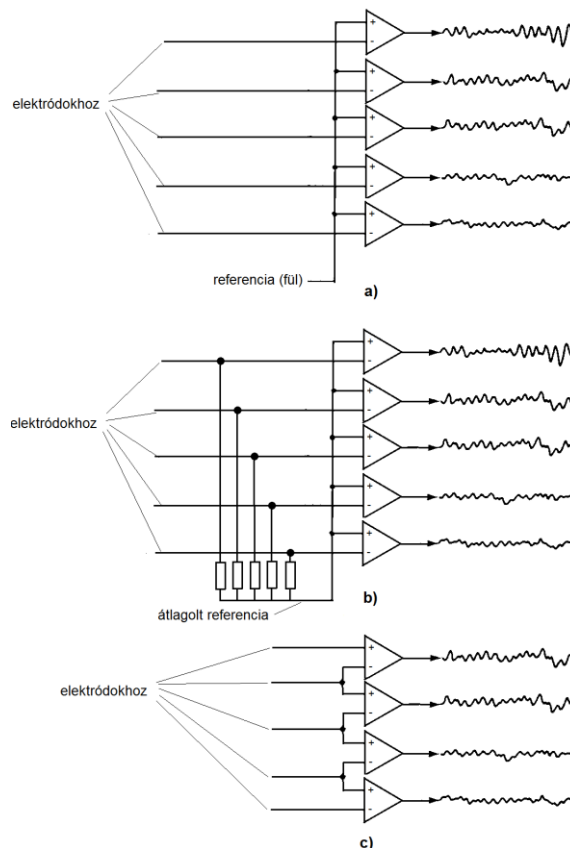
A koponyára helyezett elektródok felhasználásával alapvetően háromféle elvezetés alakítható ki, amint azt a 7.9. ábra mutatja.

Unipoláris elvezetés esetén (7.9.a. ábra) a referenciaelektródot 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 referenciaelektród közelében lezajló aktivitás minden csatornában megjelenik, ez a lokalizálhatóságot nehezíti. Felhívjuk a figyelmet arra, hogy a referenciaelektród nem tekinthető földelésnek!

Az átlagolt elvezetés (7.9.b. ábra) használata a referenciapotenciált az összes elektród jeléből állítja elő, azonos (nagy) értékű ellenállások felhasználásával. Az egyes elvezetésekben az összes elvezetés átlagától mérhető eltérés jelenik meg. Egy kis területet érintő elektromos aktivitás egy, vagy legfeljebb a hozzá közel eső kevés számú elvezetésben jelenik meg.

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

A koponya szigetelő hatása miatt az EEG-készülékeknek nagyon kicsi amplitúdójú jeleket is kell fogadni, a szokásos bemeneti jeltartomány $1 \dots 100 \mu\text{V}$. 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 ezenfelül csatornánként szelektíven is állítható. A csatornánkénti erősítés általában fix lépésekben változtatható, a maximális/minimális erősítés hányadosa elérheti az 500-at. Az egyes csatornák sávszélességét célszerű a vizsgált jelhez szükséges minimális értékre állítani a minél nagyobb zajelnyomás érdekében. A jellemzően csatornánként állítható alsó határfrekvencia $0,1 \dots 5 \text{ Hz}$, a felső határfrekvencia $15 \dots 100 \text{ Hz}$. Annak érdekében, hogy a bemeneti impedancia minél kisebb mértékben befolyásolja a felvételt, nagy R_{be} ($1 \dots 10 \text{ M}\Omega$) és kis C_{be} ($2 \dots 10 \text{ pF}$) szükséges.



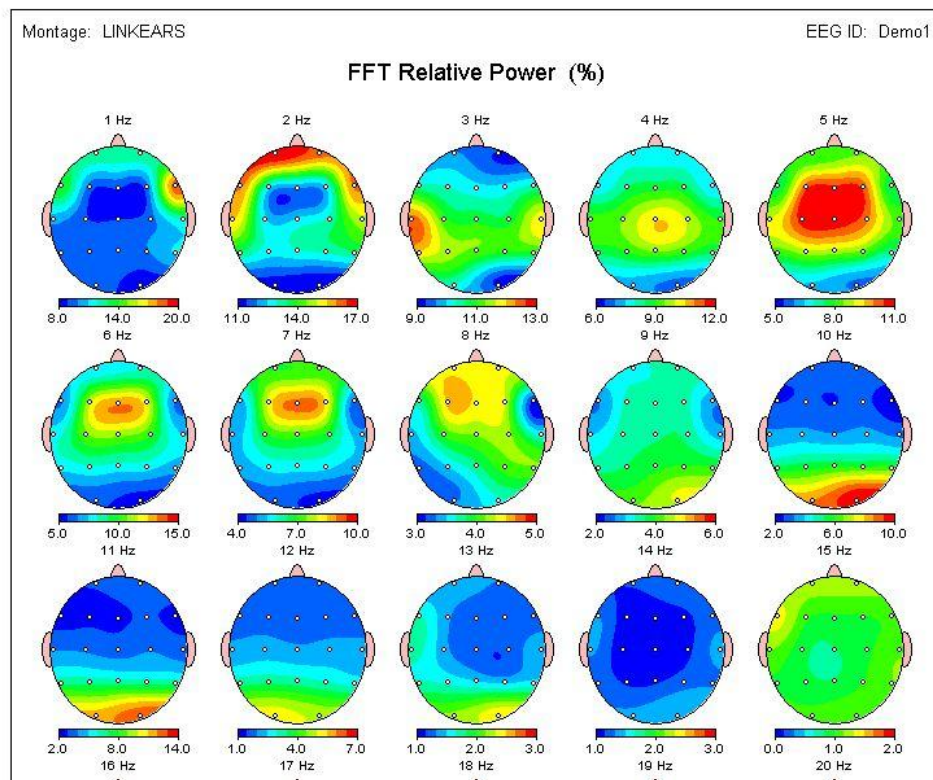
7.9. ábra. Unipoláris (a, b) és bipoláris (c) EEG-elvezetések

Az EEG-készülékeknel nagyon fontos az elektródok és a bőr közti kontaktus monitorozása. Itt a folyamatos monitorozás nem tehető meg úgy, mint a végtáji EKG- elvezetésekben. Általában a készülék külön üzemmódja az elektródok közti ellenállások mérése. Ezzel azonosítható, ha valamelyik elektródnál rossz az érintkezés.

Az EEG-készülékek fontos tartozéka a kábelrendező. Annak érdekében, hogy a sok vezeték ne gubancolódjon össze, és a nagyimpedanciás vezetékezés minél kevesebb zajt szedjen össze, a koponyára helyezett elektródokhoz csak viszonylag rövid vezetékeket csatlakoztatnak. Ezek egy kábelrendezőhöz vezetnek, amely a koponya felülnézeti képét mutatja, feltüntetve az egyes elektródpozíciók nevét is.

A rögzített adatok kijelzése történhet az időfüggvények megjelenítésével éppúgy, mint az egymást követő diszjunkt vagy átlapolódó időablakokra számított spektrumok egymás mögé rajzolásával. Az egyes elvezetésekben mért aktivitások alapján lehet térképszerű, mesterségesen kiszínezett kijelzést is készíteni. Ez különösen az inaktív területek lokalizálásában segít. A térképszerű megjelenítés segíti a kiértékelést. A 7.10. ábrán a különböző frekvenciákon (1–15 Hz) mért aktivitás eloszlását láthatjuk.

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



7.10. ábra. Az EEG-felvétel térképszerű megjelenítése

<http://www.appliedneuroscience.com/index.html> (szerző: Applied Neuroscience Inc.)

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

A beállítható üzemmódok:

- 100 Hz-es astabil,
- 1 ... 50 Hz között változtatható frekvenciájú astabil,
- egyes impulzus mód,
- kettős impulzus mód,
- impulzuscsomag mód,

- egyszeres (kézi) impulzus,
- külső jelhez való szinkronizálás.

A hangot kiadó stimulátorok hangereje szabályozható. Üzem módjaik:

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

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

Feladatok

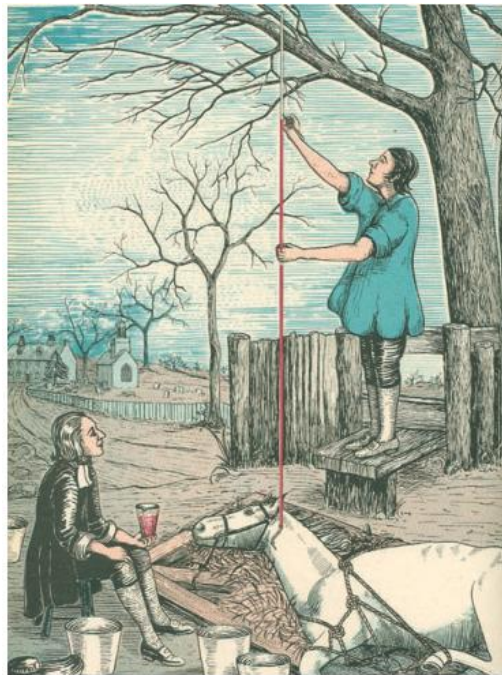
1. Húszperces EEG-felvételen 8–13 Hz-es orsókat keresünk. Mi a minimálisan szükséges ablakhossz, ha a megkívánt frekvenciafelbontás 0,2 Hz?
2. A mért EEG-jel amplitúdója 10 μ V, a páciens testfelszínén jelen levő hálózati eredetű jel amplitúdója 1 V. Adja meg dB-ben a jel/zaj viszonyt.
3. A 2. feladat szerinti jelet 140 dB közösjel-elnyomású mérőerősítőre vezetjük. A mérőerősítő kimeneti jelében a zaj amplitúdója hány százalékára lesz az EEG-jel amplitúdójának? (Feltételezzük, hogy a mérőerősítő saját zaja elhanyagolható, szűrést nem alkalmazunk.)
4. Miért nem előnyös a Fourier-transzformáció használata EEG-jelek frekvenciatartománybeli analizésére?
5. Hogyan változnak a 7.9. ábra szerinti kimeneti jelek, ha egy elektródkontaktus nagy- impedanciássá válik? Hogyan jelentkezik ennek hatása az a) ábra szerinti struktúra esetén, ha a referencia-hozzávezetés válik nagyimpedanciássá?

Bibliográfia

- [1] <http://hypertextbook.com/facts/2002/AniciaNdabahaliye2.shtml>
- [2] Jasper H. H. The ten twenty electrode system of the international federation. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1957;10:371–375.
- [3] Oostenweld R. – Praamstra P.: The Five percent electrode system for high-resolution EEG and ERP measurements. *Clinical Neurophysiology* 112 (2001) 713–719.
- [4] Lehmann D. – Faber P. L. – Achermann P. – Jeanmonod D. – Gianotti L. R. R. – Pizzagalli D.: Brain sources of EEG gamma frequency during volitionally meditation-induced, altered states of consciousness, and experience of the self. *Psychiatry Research: Neuroimaging Section* 108 2001 111–121.
- [5] Bonthius D. – Stanek N. – Grose C. (2000): „Subacute sclerosing panencephalitis, a measles complication, in an internationally adopted child”. *Emerg Infect Dis* 6 (4): 377–81.
- [6] Sciarretta G. – Erculani P.: The BERG transform: a method for spectral evaluation of the dynamic properties of the EEG. *Proc. of Symposium of the Study Group for EEG-Methodology*, 1975. pp. 487–496.
- [7] Durka P. J.: From wavelets to adaptive approximations: time-frequency parametrization of EEG. Published online 2003 January 6. doi: [10.1186/1475-925X-2-1](https://doi.org/10.1186/1475-925X-2-1)
- [8] Akay: *Detection and Estimation Methods for Biomedical Signals*. 1996. Academic Press.
- [9] http://www.um.sav.sk/en/images/stories/dep03/doc/fundamentals_of_eeg.pdf
- [10] <http://emedicine.medscape.com/article/1140143-overview>
- [11] http://sccn.ucsd.edu/~arno/fam2data/publicly_available_EEG_data.html
- [12] <http://www.scribd.com/doc/50834418/The-Handbook-of-EEG>

8. Vérnyomás és véráramlás mérése

A vérnyomás az egyik legfontosabb élettani jellemző. Látszólag nagyon könnyű mérni – valójában a pontos mérés nagyon nehéz. A vérnyomás az a nyomás, amelyet az áramló vér fejt ki az érfalra. A vérnyomásnak három összetevője van: a statikus, a hidrosztatikus és a kinetikus. Az orvosok a statikus (hemodinamikus) nyomásra kíváncsiak. Ezt alapvetően a szív (a kamrák összehúzódásakor kilökött verőtérfogatnyi vér), az artériák merevsége és a perifériás ellenállás határozza meg. Ha erre vonatkozóan nincs külön megjegyzés, akkor a vizsgált személyre jellemző vérnyomást a szív (a kamrák) magasságában értelmezzük. Hidrosztatikus nyomás adódik a szív és a mérési pont magasságkülönbségéből. Vízszintesen tartott felkar esetén mintegy 15 mmHg-rel alacsonyabbat mérünk a tényleges vérnyomásnál. A véráramlás miatti nyomás a legtöbb esetben elhanyagolható. 1837-ben Stephen Hales a *Haemastatics* c. esszéjében közölte kísérleteit, amelyekkel demonstrálta a vérnyomás létketését (8.1. ábra).



8.1. ábra. Stephen Hales demonstrálja a vérnyomás változását a nyaki artériában

<http://www.mcgill.ca/files/library/OLN114.pdf> (szerző: Macklem P. T. [1], az ábra a *Medical Times* 72 (1944) 11.-ből származik)

Etiénne-Jules Marey a XIX. században megalkotta a sphygmograph-ot (ma tonométernek hívjuk), amellyel noninvaszív módon rögzíteni tudta a csuklóartéria vérnyomás-idő függvényét [2]. 1896-ban Scipione Riva-Rocci publikálta a mandzsettát használó, higanyos sphygmomanometer leírását. A közölt mérési elv a ma is használt noninvaszív vérnyomásmérés alapja. Az invazív vérnyomásmérés sebészi beavatkozást igényel. További részletek találhatók a vérnyomásmérés történetéről a [3], [4], [5], [6], [7] és [8] referenciákban. A mandzsetta nélküli noninvaszív vérnyomásmérés [9], [10], [11], [12] megbízhatósága jelenleg nem éri el a tömeges alkalmazáshoz szükséges értéket.

A véráramlás mérésére különböző invazív és noninvaszív eljárások ismertek. A non-invaszív mérés során elérhető pontosság kvalitatív vizsgálatot tesz lehetővé, ami a mai diagnosztikai és terápiás eljárásokhoz elegendő.

8.1. A vérnyomást befolyásoló tényezők

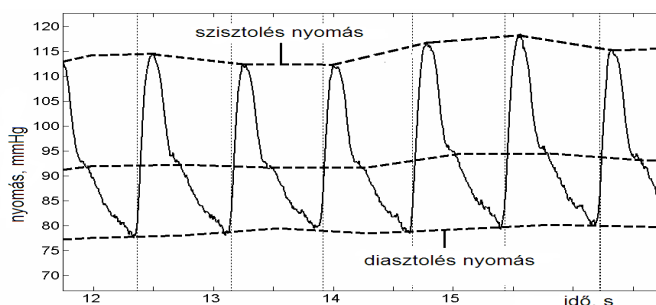
A vérkeringés motorja a szív. A vérnyomás a kamrákban és a pitvarokban mérhető, egészséges felnőttekre jellemző értékeit a 8.1 táblázat mutatja.

jobb pitvar	1–6, átlag 4 mmHg
bal pitvar	2–12, átlag 8 mmHg
jobb kamra	diasztolés vége: 4 mmHg, szisztolés alatti maximum: 24 mmHg
bal kamra	diasztolés vége: 8 mmHg, szisztolés alatti maximum: 120 mmHg
aorta	80–120 mmHg
aorta pulmonalis	9–24 mmHg

8.1. táblázat. Nyomásértékek a szívkamrákban és az aortában [22]

A vérnyomás az érhalózat mentén különböző értékeket vesz fel, ezenfelül egy adott helyen időben változik. A vérnyomás szokásos jellemzése, amely két nyomásértékkel történik (például 120/80 mmHg), feltételezi, hogy a mérés a felkaron, a bal kamrával egy magasságban történik, és a vizsgált személy vérnyomása a mérés helyén állandó maximum- és minimumérték között ingadozik. Az első számérték a szisztolés érték, a mérés helyén fellépő maximális érték. A második a diasztolés érték, a mérés helyén fellépő minimális érték. Általában a vérnyomás minimális és maximális értéke az artéria egy adott pontján sem állandó. A 8.2. ábra egy fiatal férfiról csuklótonométerrel rögzített nyomás-idő függvényt mutat. Látszik, hogy a szisztolés és a diasztolés érték két szívütés között is észrevehetően megváltozhat. A változás mértéke lehet olyan nagy, hogy a vizsgált személy vérnyomása két számmal nem jellemezhető. A

http://project.mit.bme.hu/kobak2012/Invaziv_vernyomas_monitorozas.wmv mozgóképpel egy posztoperatív osztályon fekvő páciens vérnyomásának változását mutatja, a femorális artériába bevezetett invazív nyomásérzékelő jele alapján. Egy percen belül a szisztolés vérnyomás 137 és 152 mmHg, a diasztolés pedig 75 és 84 mmHg között változik. A 8.2 táblázatban megadunk néhány olyan aktivitást, amely jelentősen befolyásolhatja a vérnyomást [13], [14]. A vérnyomásmérés során arra kell törekedni, hogy a vizsgált személy nyugalomban legyen fizikailag, és stressz-szintje minimális legyen. Az eredmények összehasonlíthatóságát javítja, ha a napi aktivitás azonos fázisában történik a mérés. Otthon történő vérnyomásmérést célszerű reggel, közvetlenül felkelés után végezni.



8.2. ábra. Egészséges fiatal férfi vérnyomás-idő függvénye, csuklóra helyezett érzékelőt használó tonométerrel mérve

aktivitás	változás (szisztolés/diasztolés), mmHg
értekezlet	+20/15
találka	+20/15
fizikai munka	+16/13
gyaloglás	+12/6
étkezés	+9/10
alvás	–10/8

8.2 táblázat. Különböző aktivitások különböző mértékben befolyásolják a vérnyomást

Az artériákban a vérnyomást befolyásoló tényezők:

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

Egy ponton a nyomás (8.1):

$$p_t = p_s + \frac{1}{2} \rho v^2 + \rho gh \quad (8.1)$$

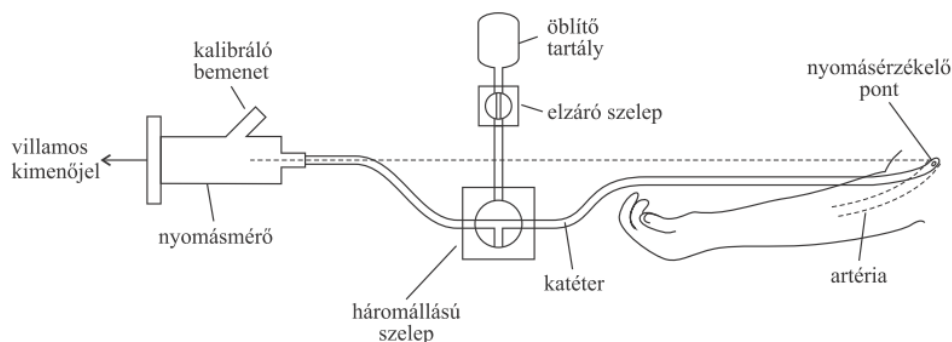
ahol p_s a statikus nyomás, $\rho v^2/2$ az áramlásból adódó nyomás és ρgh a hidrosztatikus nyomás. A vérnyomás mérésekor p_s meghatározása a cél. A hidrosztatikus nyomás nem okoz zavart, ha biztosítjuk, hogy a nyomás érzékelése a szív magasságában történjen. Ha az érzékelő magasabban van, mint a szív, akkor kb. 1,3 cm-ként 1 mmHg-rel kisebb nyomást fogunk mérni. Ha az érzékelő a szívnél alacsonyabban van, akkor pedig a ténylegesnél magasabb vérnyomást kapunk eredményül. Az áramlásból adódó nyomás 1 mmHg-nél kisebb, így elhanyagolható. (A vér sűrűségét 1 kg/dm³-nek, az áramlási sebességet a felkari artériában 0,5 m/s-nak feltételezve az áramlás miatti nyomás 0,94 mmHg.) Az erekbe helyezett érzékelők esetében a nyomásérzékelőt az áramlásra merőlegesen helyezik el. Egerekben alkalmazható éren belüli érzékelőt mutat a 8.3. ábra. A katéter átmérője 0,36 mm (1,1 F), a végponton levő átmérő 0,46 mm (1,4 F). A nyomásérzékelő a végponttól 2 mm-re van, a katéter tengelyére merőlegesen elhelyezve.



8.3. ábra. Egerekben alkalmazható, katéteres, éren belüli vérnyomásszenzor (ADInstruments, SPR-671 Millar Mikro-Tip) (felül), az érzékelőablak kinagyítva (alul)

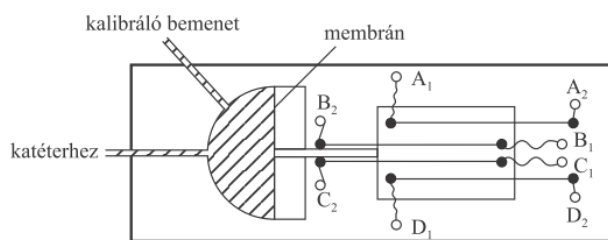
8.2. Közvetlen vérnyomásmérési módszerek

Közvetlen vérnyomásméréskor a nyomásérzékelő lehet az éren belül (8.3. ábra) vagy azon kívül. Az utóbbi esetben az ér egy adott belső pontja és a nyomásérzékelő között folyadékkal töltött katéter teremti a kapcsolatot. A szokásos kialakítást a 8.4. ábra, a nyomásérzékelő egy lehetséges megoldását a 8.5. ábra mutatja. A hidrosztatikus komponens kiküszöbölése érdekében mind a katéter végét (érzékelési pontját), mind a nyomásérzékelőt a bal kamrával azonos magasságban kell elhelyezni (szaggatott vonal). A háromállású szelep egyik állásában az artériába bevezetett katétert, a másikban az öblítőfolyadékhoz vezető csövet köti össze a nyomásérzékelővel. Ez utóbbi állásban van mód a buboréktávolításra és az érzékelő kalibrálására. Az öblítőtartályt az artériába helyezett katéterrel összekötve van mód a katéter nyomásérzékelő pontján megakadályozni a koagulációt.



8.4. ábra. Külső nyomásérzékelőt használó vérnyomásmérési elrendezés

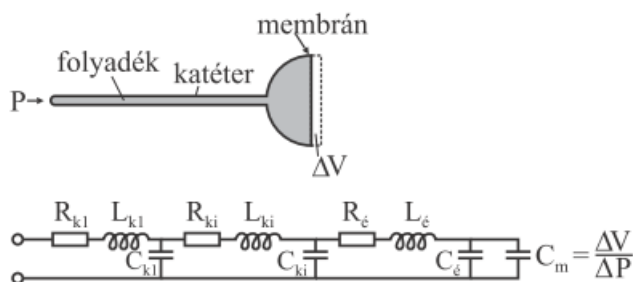
A 8.5. ábra szerinti érzékelőben a nyomás növekedése a membránt jobbra mozdtja el, ekkor az A (A_1 és A_2 között) és a D (D_1 és D_2 között) jelű nyúlásmérő huzal feszítettsége csökken, a B (B_1 és B_2 között) és C (C_1 és C_2 között) jelű pedig nő. A nyúlásmérő bélyegek ellenállásának mérésére a 2.1.3. fejezetben leírt kapcsolat használható.



8.5. ábra. A nyomásérzékelő egy lehetséges felépítése négy nyúlásmérő belyeget használva

A katéteres nyomásérzékelő elrendezés villamos modelljét mutatja a 8.6. ábra. A katéter éren belüli végétől a nyomásmérőig az átvitel frekvenciafüggése aluláteresztő jellegű. Az ellenállás döntően a folyadékban levő molekulák áramlás közbeni sűrűdését, az induktivitás az adott szakaszra eső folyadék tömegét, a kapacitás a katéter falának rugalmasságát modellezi [25]. A mérés során biztosítani kell, hogy ne kerüljön buborék se a katéterbe, se az erekbe. Az erekbe jutó buborék közvetlen veszélyt jelent a páciensre, a katéterbe kerülő buborék aluláteresztő szűrőként viselkedik és megghamisítja a mérést. Míg buborékmentes katéter képes 10–20 Hz-es felső határfrekvenciáig átvinni az érzékelő-nyúlásnál fellépő nyomásváltozásokat, buborékot tartalmazó katéter átvitelének határfrekvenciája ennél egy nagyságrenddel is kisebb lehet [21].

A vérnyomás-idő függvények elemzése azt mutatja, hogy az alakhű ábrázolás igényli a 6. ... 10. felharmonikus átvitelét is. A vérnyomás egy ponton a szívfrekvencia ütemében változik, így az átvitelnél szükség van a 15–20 Hz-es felső határfrekvenciára.



8.6. ábra. Katétert alkalmazó invazív vérnyomásmérő villamos modellje

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 erekben belüli alkalmazhatóságot lehetővé teszi. Ezek közül mutat egyet a 8.3. ábra.

A hagyományos vérnyomás-érzékelők megfelelő sterilizálás után többször felhasználhatóak. A fertőzés páciensek közti terjedésének elkerülése érdekében egyre szélesebb körben egyszer használható érzékelőket alkalmaznak az éren belüli vérnyomás mérésekor is. Az egyszer használatos vérnyomás-érzékelő olcsón előállítható félvezető alapon.

Magas kockázatú, több kardiovaszkuláris betegségben is (például magas vérnyomás és szívelégtelenség) szenvedő páciensek esetében indokolt lehet a folyamatos, akár heteken át tartó invazív vérnyomásmérés. Ilyenkor indokolt beültethető, vezeték nélküli kommunikációt használó szenzor használata [15]. Állatkísérletekben eredményesen alkalmaznak artériát körülvevő mandzsettára alapozott mérést. A mandzsetta nem szorítja el az ereket, az alkalmazás feltétele a minimálisan 1 mm-es érátmérő. Érfalra rögzített lapos érzékelővel 0,2 mm-es átmérőjű erekben fellépő vérnyomás is mérhető [16].

8.3. Közvetett vérnyomásmérési módszerek

A közvetett vérnyomásmérési módszerek döntő többsége mandzsettát használ. A klasszikus közvetett vérnyomásmérés során a páciens artériája egy helyen – pl. a felkaron – kívülről felhelyezett mandzsetta segítségével elszorításra kerül. A mandzsetta nyomását változtatják és folyamatosan mérik. Ha a mandzsetta nyomása nagyobb, mint a szisztolés nyomás, akkor a mandzsetta az artériát teljesen elszorítja, megszűnik a véráramlás. Ha a mandzsetta nyomása a diasztolés nyomás alatt marad, akkor az artéria a 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 elzáródik, majd újra kinyit. A szisztolés, illetve a diasztolés nyomás és a mandzsettanomás egyezését

különböző módszerekkel lehet megállapítani. Detektálva, hogy a mandzsetta nyomása az artériában lévő nyomás valamelyik kitüntetett értékével (szisztolés, diasztolés) megegyezik, az utóbbiakat tudjuk meghatározni az előbbit megmérve. Ezt az elvet Scipione Riva-Rocci publikálta először 1896-ban.

A mandzsetta nyomásának változtatása különböző programok szerint történhet. Ha a mandzsetta nyomását gyorsan engedjük le, akkor nagy lesz az ún. metodikai hiba. Ez abból adódik, hogy az egyik nyomáshullámnál még a mandzsettanyomás nagyobb, mint az artériás nyomás csúcserőke, 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 mmHg/s leeresztési sebesség.

Pulzushullám figyelése

A mandzsetta szív távoli oldalán a pulzushullám addig detektálható, ameddig a mandzsetta teljesen el nem zárja az artériát. A pulzushullám megléte a véráramlás (pl. fotopletizmográfias érzékelővel, 4.2.2 szakasz) vagy az érfalelmozdulás (pl. ultrahangos érzékelővel) figyelésével kimutatható. A pulzushullám tapintással is detektálható. A pulzushullámot vizsgálva a szisztolés vérnyomásérték határozható meg: a pulzálás megszűnik, ha a mandzsettanyomás a szisztolés nyomást meghaladja. Amikor a mandzsettanyomás a diasztolés vérnyomás alá csökken, nem következik be detektálható változás a pulzushullámban.

Az érfal összeháródásának és kipattanásának figyelése

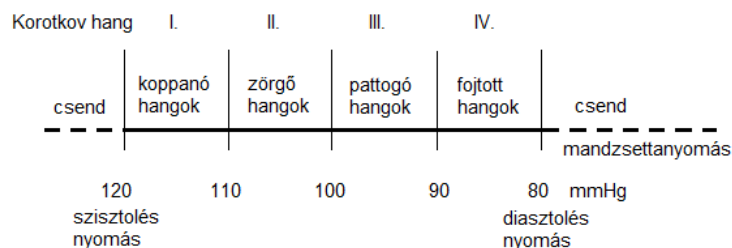
Az érfal elmozdulása detektálható a mandzsetta által körülvevett érszakaszon (8.7. ábra). A módszer rendkívül érzékeny a detektor elhelyezésére. Az ultrahangos detektort úgy kell a mandzsetta belső részére rögzíteni, hogy az érfal összeháródó, majd kipattanó szakasza a detektor érzékelési tartományába essen. Ez nem garantálható eltérő karméretű páciensek esetén. Ezért ez a módszer nem terjedt el széles körben.



8.7. ábra. Az érfalelmozdulás ultrahangos detektálása a mandzsetta által körülvevett érszakaszon

Korotkov-hangok figyelése

Nyikolaj Szergejevics Korotkov publikálta 1905-ben a később róla elnevezett hang jellemzőit. A mandzsetta nyomását változtatva az artéria elszorításának mértékétől függően különböző hangok keletkeznek. 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 jellemzően 400 ... 500 Hz között maximális, így sáváteresztő szűrővel a zavaró hangok jelentős része elnyomható.



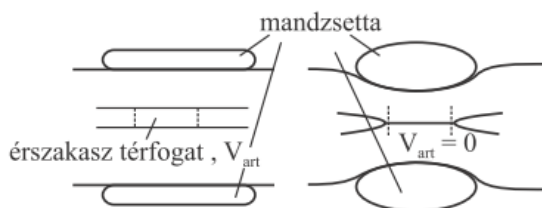
8.8. ábra. Korotkov-hangok a mandzsettanyomás függvényében, 120/80-as vérnyomást feltételezve

A 8.8. ábra mutatja, hogy a mandzsettanyomást a szisztolés nyomást meghaladó értékről leeresztve a „koppanó” (tapping) hangok megjelenése jelzi, amikor a mandzsettanyomás megegyezik a szisztolés nyomással. A mandzsettanyomást csökkentve a hang zörgővé (swishing), ezt követően pattogóvá (crisp) válik és felerősödik. További csökkentés után a hang fojtottá (blowing) válik és elhalkul, majd amikor a mandzsettanyomás eléri a diasztolés nyomást, akkor a hang megszűnik. A hangok eltűnése jelzi, hogy az artéria nyomása éppen

meghaladta a mandzsetta nyomását. A módszer a szisztolés nyomást alul-, a diasztolés nyomást túlbecsüli [17]. Külső zaj, továbbá az érzékelőmikrofon elmozdulása hibát okozhat.

Az oszcillometriás módszer

A mandzsetta alatti artériában érkező nyomáshullám oszcillációkat okoz a mandzsetta nyomásában (ld. 8.15. ábra). Ezek teljesen elzárt és a teljes szív ciklus alatt nyitott artéria mellett is detektálhatók. A mandzsetta-nomásnak a szisztolés, diasztolés, illetve középnyomással való egyezését az oszcillációs amplitúdó nagysága alapján állapíthatjuk meg. A félautomata és automata vérnyomásmérők jelenleg szinte kizárólag az oszcillometriás módszert alkalmazzák, mivel ez nem igényel extra érzékelőt, kizárólag a mandzsetta nyomását kell mérni és kiértékelni. A 8.10. ábra a mandzsetta által körülvevett értér fogatot (V_{art} , 8.9. ábra) mutatja az érfalra ható eredő nyomás (transzmurális nyomás, $P_{trm} = P_{éren\ belüli} - P_{mandzsetta}$) függvényében.



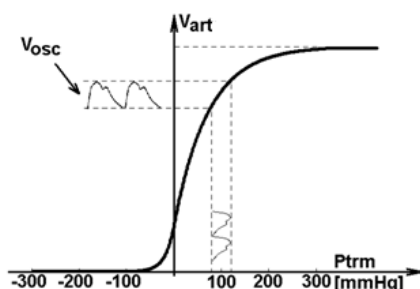
8.9. ábra. A mandzsetta által körülvevett értér fogat

Az értér fogat-transzmurális nyomás görbe meredeksége akkor a legnagyobb, amikor a mandzsettanyomás megegyezik az artériás középnyomással (arterial mean pressure, p_m). (ld. 8.11. ábra). Az artéria egy pontján a középnyomás kiszámítása a 8.2 összefüggés szerint történik.

$$p_m = \frac{1}{T} \int_0^T p(t) dt \quad (8.2)$$

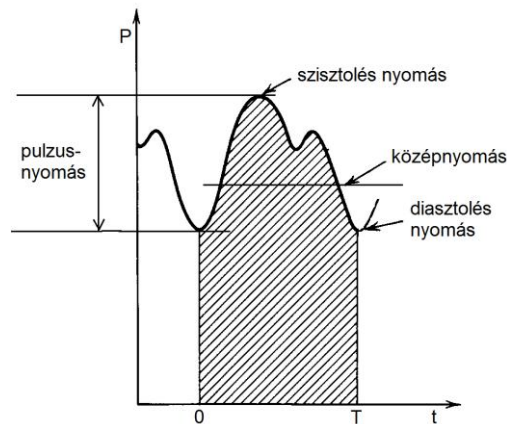
ahol T egy szív ciklus hossza. A szokásos alakú nyomás-idő függvény esetén az artériás középnyomás a diasztolés és a szisztolés nyomás között van, jó közelítéssel kétszer távolabb az utóbbtól, mint az előbbtől.

$$p_m \approx p_{dia} + \frac{1}{3} (p_{dia} + p_{sys}) \quad (8.3)$$



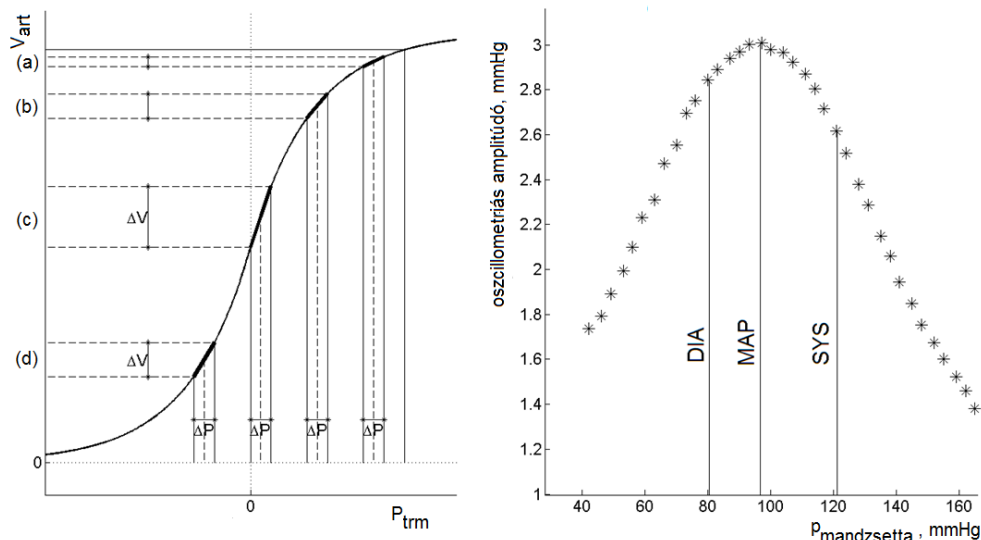
8.10. ábra. A mandzsetta alatti értér fogat (V_{art}) a transzmurális nyomás (P_{trm}) függvényében

Ha a mandzsetta teljesen le van eresztve, akkor a transzmurális nyomás megegyezik a vérnyomással, a mandzsetta által körülvevett érszakasz térfogata csak kismértékben változik a vérnyomás diasztolés és szisztolés érték közötti változásakor (8.12. ábra bal oldalán, a-val jelölve). A mandzsettanyomást az artériás középnyomásig növelve az éren belüli azonos nyomásváltozás (pulzusnyomás) nagyobb értér fogat-változást okoz (8.12. ábra bal oldalán, b, c-vel jelölve). Tovább növelve a mandzsettanyomást az azonos pulzusnyomáshoz tartozó értér fogat-változás csökkenni kezd (8.12. ábra bal oldalán, d-vel jelölve). A mandzsettával elszorított artéria keresztmetszetét mutatja a 8.13. ábra.



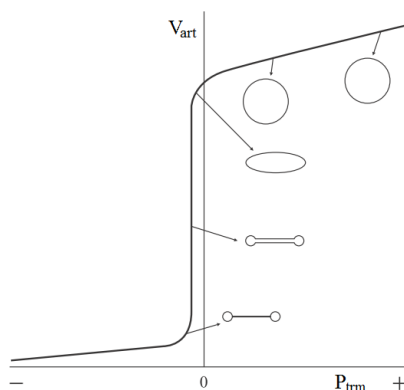
8.11. ábra. A vérnyomás változása az artériában

A 8.12. ábra magyarázza az oszcillometriás pulzusok amplitúdójának változását. A pulzusnyomást (az ábrán ΔP) állandónak tekintve az értérfogat-változás (ΔV) maximuma akkor lesz, amikor a mandzsettanyomás megegyezik az artériás középnyomással. Az értérfogat-változás megváltoztatja a mandzsetta térfogatát. Ennek eredményeként változik a mandzsetta nyomása is.



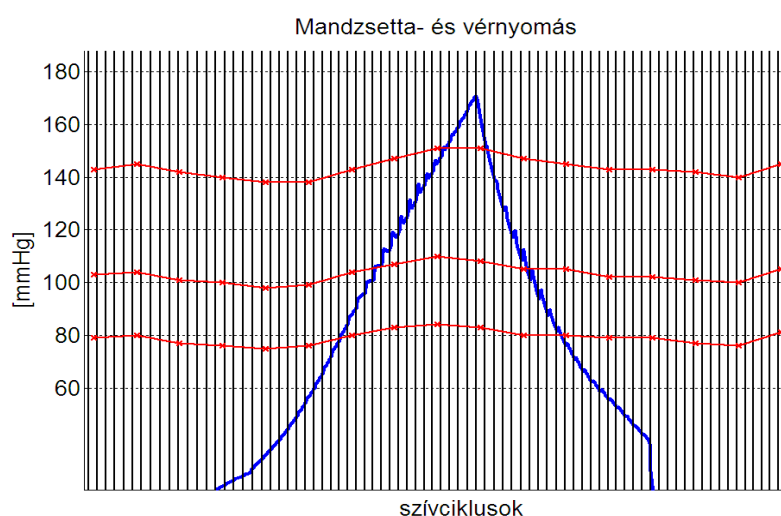
8.12. ábra. Az oszcillometriás vérnyomásmérés elve

A 8.12. ábra jobb oldalán az oszcillometriás amplitúdók láthatók a mandzsettanyomás függvényében. Az oszcillometriás vérnyomásmérés során az artériás középnyomást mérik meg. Ezzel megegyező mandzsettanyomás mellett az oszcillometriás amplitúdó maximális. A szisztolés és diasztolés értéket a klasszikus oszcillometriás vérnyomásmérés során számítással határozzák meg, az oszcillometriás amplitúdók nagysága alapján. A szisztolés nyomás azzal a mandzsettanyomással egyezik meg, amely az artériás középnyomásnál magasabb, és amelyhez tartozó oszcillometriás amplitúdó a maximális oszcillometriás amplitúdó k_1 -szerese. A diasztolés nyomás azzal a mandzsettanyomással egyezik meg, amely az artériás középnyomásnál alacsonyabb, és amelyhez tartozó oszcillometriás amplitúdó a maximális oszcillometriás amplitúdó k_2 -szöröse. k_1 szokásos értéke 0,4 ... 0,6, k_2 szokásos értéke 0,7 ... 0,9.



8.13. ábra. Az artéria keresztmetszetének változása a mandzsettanyomás növekedésekor

Vannak olyan, oszcillometriás elvet használó vérnyomásmérők, amelyek az oszcillometriás amplitúdón kívül az oszcillometriás pulzus változási sebességét is mérik.



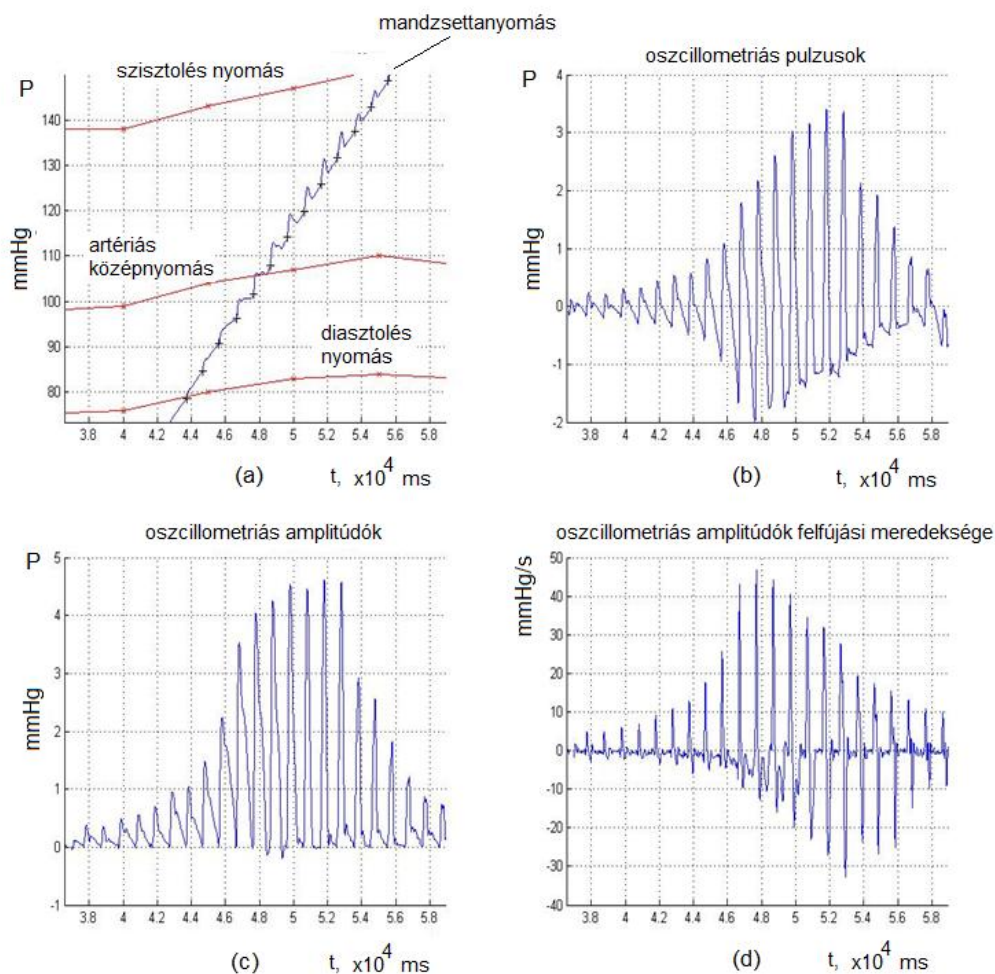
8.14. ábra. Párhuzamosan végzett invazív és noninvazív vérnyomásmérés eredménye. A piros görbék a szisztolés, a közép- és a diasztolés nyomást mutatják. A noninvazív vérnyomásméréshez használt mandzsetta nyomását késsel jelöltük

A 8.14. ábrán láthatók a mandzsettanyomásban meglevő oszcillometriás pulzusok mind felfújás, mind leeresztés alatt. Az ábra lassú felfújás (6 mmHg/s) mellett készült. Posztoperatív osztályon fekvő betegen párhuzamosan végzett invazív (piros vonal, érzékelő a femorális artériában) és noninvazív (mandzsetta a felkari artérián) vérnyomásmérés során rögzített adatokat mutat. Látható, hogy a felkari mandzsetta nyomásának növekedésével egy időben a szisztolés, diasztolés és az artériás középnyomás megemelkedik, majd a mandzsettanyomás csökkenésekor lecsökken. A 8.15. ábrán a 8.14. ábra növekvő mandzsettanyomású szakaszát láthatjuk kinagyítva (a), ezen a szakaszon az oszcillometriás pulzusokat, a nyomás trendjét leválasztva (b), az oszcillometriás amplitúdókat (c), végül az oszcillometriás pulzusok felfutási meredekségét (d). Az oszcillometriás amplitúdó meghatározása: az oszcillometriás pulzus csúcstértékéből levonva a pulzus (a) ábrán + előjelű kezdeti értékét. Az (a) ábrán látható, hogy az invazív módon mért artériás középnyomás 107 mmHg, amikor az a mandzsettanyomással megegyezik. Az egyezés $4,8 \times 10^4$ ms-nál következik be. A (b) és (c) ábra alapján az oszcillometriás amplitúdó $5,2 \times 10^4$ ms-nál maximális, négy szívösszehúzózással később! Az oszcillometriás pulzus maximális meredeksége viszont $4,8 \times 10^4$ ms-nál van. A 8.14. és 8.15. ábra azt mutatja, hogy *nem minden esetben van az oszcillometriás amplitúdó maximuma ott, ahol az artériás középnyomás és a mandzsettanyomás megegyezik*. Azonban azt a következtetést sem vonhatjuk le, hogy az artériás középnyomás minden esetben a maximális meredekségű oszcillációs pulzusnál van. A piacon kapható, otthoni monitorozásra alkalmas vérnyomásmérőkben különböző oszcillometriás algoritmusok vannak beépítve.

A <http://www.mit.bme.hu/projects/bpmeas> honlapon több száz mandzsettás vérnyomásmérés során készült felvétel található. Ezek a mandzsetta lassú felfújása és lassú leeresztése (mindkettő 6 mmHg/s) mellett készültek. A honlapon található leírást felhasználva a felvételek Matlab alatt elemezhetők.

Az artériás nyomás időfüggvényének noninvazív mérését teszi lehetővé a Peñáz-féle módszer [18], amely az ujjartériában méri a nyomás időfüggvényét. Az újra helyezett mandzsetta nyomását úgy változtatja, hogy az artéria transzmurális nyomása állandóan nulla körül legyen.

Ideális esetben a mandzsetta nyomása az éren belüli nyomással minden időpillanatban megegyezik. Infravörös LED-del világítják meg az artériát, és mérik, hogy az abban folyó vér milyen mértékben csökkenti a ráeső fény intenzitását. A mandzsetta nyomását úgy szabályozzák, hogy az ujjartéria átmérője – és ezzel a rajta áthaladó fény intenzitáscsökkenése – állandó maradjon. Ehhez gyors pneumatikus szabályzóra van szükség, amely költséges. Nehézséget okoz azon artériaátmérő (ún. terheletlen artéria- átmérő) meghatározása, amelynek az állandó értéken tartásán a módszer alapul. A hematokrit-érték és az érfalban levő simaizmok tónusa befolyásolja a terheletlen átmérő értékét, ezért azt időről időre újra meg kell határozni (kalibrálás).



8.15. ábra. A 8.14. ábrán látható mandzsettafelfújási szakaszon detektált oszcillometriás pulzusok

A vérnyomásváltozás mandzsetta nélküli monitorozása egyelőre kutatási fázisban van. A pulzushullám artériában való terjedésének sebessége (PWV, pulse wave velocity) függ a szisztolés vérnyomástól, ezt a Moens–Korteweg-egyenlet írja le, ld. (8.4).

$$PWV = \sqrt{\frac{Eh}{\rho d}} \quad (8.4)$$

ahol E az érfal Young-modulusa, adott BP_0 szisztolés nyomás mellett értéke E_0 , h az érfal vastagsága, ρ a vér sűrűsége, d az ér belső átmérője. Az ujjbegyen fotopletizmográfias jelet mérve, PWV meghatározható a pulzushullám terjedési idő (ΔT_{EP}) és a bal kamr-ujjbegy távolság (L) ismeretében, ld. (8.5).

$$PWV = \frac{L}{\Delta T_{EP}} \quad (8.5)$$

ΔT_{EP} -t az EKG-jel és az ujjbegyen mért PPG-jel ismeretében meg lehet határozni. A verőtérfogatnyi vér bal kamrából történő kilökése (és így a pulzushullám elindulása) az EKG QRS-csúcsát követően az izovolumetriás összehúzódás végén történik meg (EKG S pont). A QRS-csúcs könnyen detektálható, az izovolumetriás összehúzódás noninvazív mérése közvetlenül nem lehetséges. Mivel a módszer alapvetően a szisztolés nyomás változásának monitorozására használható, az izovolumetriás összehúzódást állandónak tekintik (jó becslés az 50 ms). A pulzushullám ujjbegyhez történő megérkezését reflexív módszerrel történő méréskor a PPG-jel felfutása jelzi (ld. 4.2.2 szakasz). A 8.16. ábra mutatja a ΔT_{EP} időt a mandzsetta lassú felfújása és lassú leeresztése alatt. A légzés jelentős modulációs hatását nagymértékben csökkenti, ha mindkét kéz mutatóujján megtörténik a PPG-jel felvétele, és a mandzsettával elszorított oldalon mért ΔT_{EP} -ből kivonjuk a másik oldali ΔT_{EP} -t. Látható, hogy a mandzsetta felfújása a ΔT_{EP} időt megnöveli. A leeresztéskor azonos mandzsettanyomáshoz eltérő ΔT_{EP} tartozik, mint felfújáskor. Ennek valószínű oka, hogy az elszorítás hatására a szervezet megváltoztatja E_0 értékét. Az eltérés mértéke a felkari artériák állapotára jellemző paraméter.

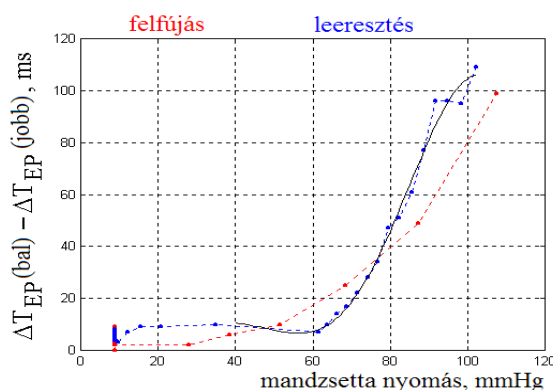
A Young-modulus aktuális értéke függ a szisztolés nyomástól, ld. (8.6).

$$E = E_0 e^{aBP} \quad (8.6)$$

ahol a konstans, BP a szisztolés nyomás. Mindezek alapján a szisztolés nyomás kifejezhető, ld. (8.7).

$$BP = \frac{1}{a} \left[\ln \left(\frac{L^2 \rho d}{E_0 h} \right) - 2 \ln(\Delta T_{PT}) \right] \quad (8.7)$$

A módszer E_0 változása miatt gyakori (5–10 percenkénti) újralibrálást igényel [9].



8.16. ábra. A mandzsetta felfújásának és leeresztésének hatása a pulzushullám terjedési idejére

Vérnyomásmérésnél fellépő hibák

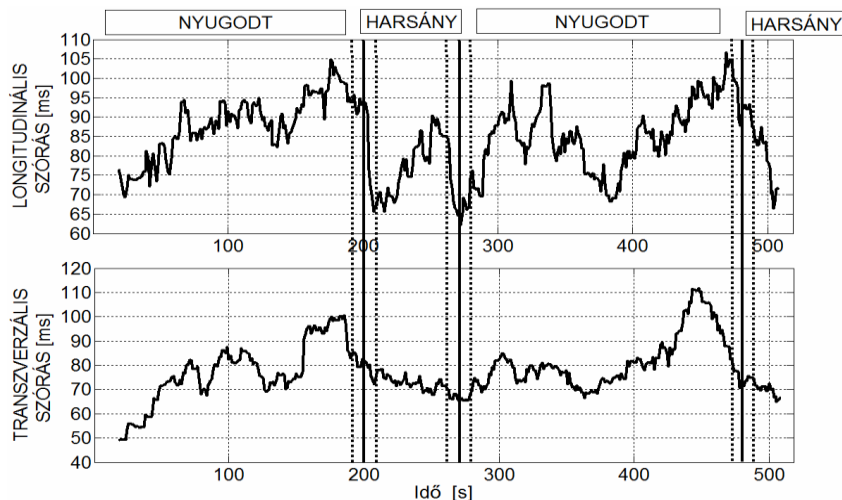
Egy személy vérnyomását nem könnyű jellemezni. A „Mennyi az Ön vérnyomása?” nem jó kérdés, az erre feleletként adott két szám (pl. 120/80 mmHg) pedig nem kielégítő válasz. A nap folyamán a vérnyomás változik, az egy adott pillanatban mért érték nem feltétlenül jellemző a páciensre. A vérnyomás fizikai – vagy pszichés – igénybevétel miatt megváltozik. Törekedni kell rá, hogy a vérnyomásmérés megkezdésekor a tesztelt személy nyugalomban legyen, stressz-szintje alacsony legyen. A vérnyomás mérése előtt célszerű a vizsgálandó személy stressz-szintjét ellenőrizni. Ha ez túl magas, akkor a méréssel várni kell. A stressz-szint a szív ciklusok idejének Poincaré-diagramja alapján becsülhető (ld. 4.2.3 szakasz). A 8.17. ábra mutatja egy fiatal, egészséges személy stressz-szintjének változását az aktuálisan hallgatott zenétől függően. Kétféle zenét hallgatott, ezek jelölése „nyugodt”, illetve „harsány” a 8.17. ábrán [23]. A zenehallgatás alatt a tesztelt személy nyugodtan ült. A róla készített EKG-felvételt feldolgozva meghatározott Poincaré-diagram longitudinális és transzverzális szórásának

változása alapján megállapítható, hogy a magas szórás nyugodt, az alacsony szórás stresszes állapotot jelez. A stressz-szint adott időállandóval változik meg. A stressz-szintnek a t_{RR} értékek 4.2.3 szakasz szerinti transzverzális szórással történő jellemzése csak személyre szabottan tehető meg.

A személyre szabás garantáltan nyugodt, illetve megnövelt stressz-szintű állapotban készített felvételek alapján tehető meg.

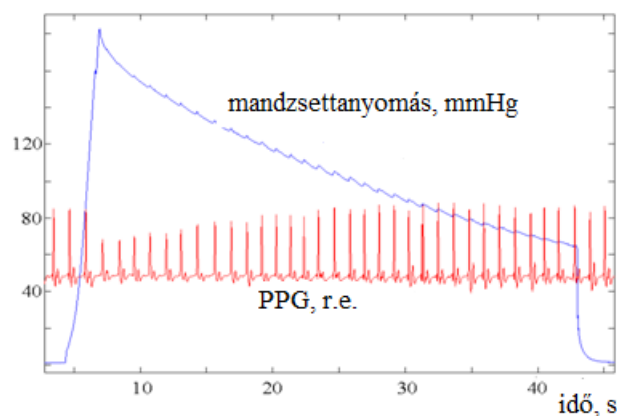
Ha egy adott szív ciklushoz tartozó szisztolés és diasztolés értéket hibamentesen meg tudjuk állapítani, akkor is hibát okozhat, ha a tesztelt személy vérnyomása éppen a mérés (pl. a mandzsettával történő elszorítás) miatt megváltozik. A mandzsettát használó indirekt méréseknél torzítást okoz, ha az artéria merevsége (meszesedése) miatt akkor is folyik vér, ha a mandzsetta nyomása nagyobb, mint a szisztolés nyomás. A 8.13. ábrán a legalsó ér keresztmetszet két szélén megmaradhat a vér átvezetése, mert a merev érfal nem hajlítható meg kis rádiusszal.

A felkar méretéhez illeszkedő mandzsettát kell használni. A felkar kerületétől függően felnőttek számára három méret közül kell választani. A kisméretű mandzsetta (10 x 24 cm) 22–26 cm, a normál méretű (13 x 30 cm) 27–34 cm, a nagyméretű (16 x 38 cm) 35–44 cm kerületű felkarra való. A helytelenül kiválasztott mandzsetta akár 10–15 mmHg-es hibát okozhat.

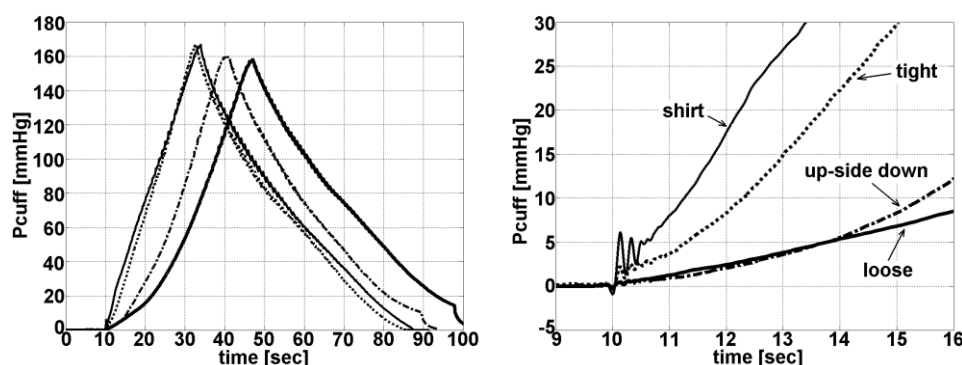


8.17. ábra. A nyugalmi állapot megítélése a Poincaré-diagram transzverzális szórása alapján

A mandzsettát a bejelölt irányban, szorosan kell felhelyezni. A fordítva vagy lazán felhelyezett mandzsetta 10–15 mmHg-es hibát okozhat. A 8.18. ábra ingujjra felhelyezett mandzsetta mellett végzett oszcillometriás vérnyomásmérés során kapott jeleket mutat. Az ábra kékkkel a mandzsettanyomást, pirossal a mandzsettával elszorított oldali ujjbegyen felvett PPG-jelet mutatja. A tesztelt egészséges fiatal vérnyomását 10 perccel korábban helyesen feltett mandzsettával 115/80 mmHg-nek mértük. Látható, hogy a PPG-jel amplitúdója az ingujjra helyezett mandzsetta esetén csökkent ugyan a felfújás során, de nem jelentős mértékben. Még jóval a feltételezett szisztolés nyomás fölötti mandzsettanyomás esetén is pulzálást mutat a PPG. Az oszcillometriás vérnyomásmérő a szisztolés nyomást a helytelenül feltett mandzsetta miatt túlbecsülte.



8.18. ábra. Ingujjra helyezett mandzsetta hatása

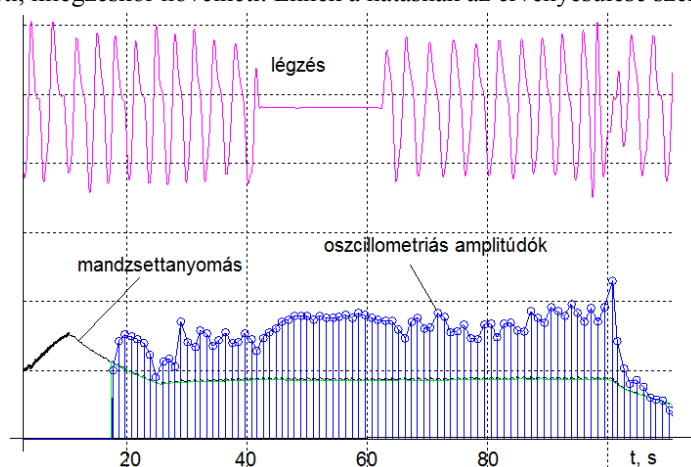


8.19. ábra. Kellően szoros (tight), laza (loose), fordítva (up-side down) és ingujjra felhelyezett (shirt) mandzsetta azonosítható lassú felfújás kezdeti szakaszán [24]

A helyesen, fordítva, lazán és ingujjra felhelyezett mandzsetta a felfújás kezdeti szakaszának vizsgálata alapján felismerhető, ld. 8.19. ábra [24]. A korai felismerés azért előnyös, mert a felfújás leállítható, mielőtt a felkari artéria elszorítása bekövetkezett volna. Így a következő méréssel nem kell legalább 5 percet várni ahhoz, hogy az elszorítás hatása elmúljon.

Az oszcillometriás amplitúdót jelentősen befolyásolja, ha aritmiás szívösszehúzódnáshoz tartozik. A legtöbb algoritmus az aritmiás ütéshez tartozó oszcillometriás pulzust figyelmen kívül hagyja, mert nincs még megfelelő kompenzációs algoritmus (mekkora lett volna az amplitúdó, ha a szívütés időben a helyén lett volna).

A légzés befolyásolja az oszcillometriás amplitúdókat, ld. 8.20. ábra. Az ábra felső részén a légzés, az alsó részén a mandzsettanyomás és az oszcillometriás amplitúdók látszanak. A mandzsetta nyomását a 25–70 s időintervallumban állandó értéken tartottuk. Az ábra közepén levő szakaszon (40–60 s időintervallumban) a vizsgált személy visszatartotta a lélegzetét. Ezen a szakaszon az oszcillometriás amplitúdók – egy rövid beállási idő után – állandónak tekinthetők. A légzés során változó mellúri nyomás a vérnyomás értékét is befolyásolhatja: belégzéskor csökkentheti, kilégzéskor növelheti. Ennek a hatásnak az érvényesülése személyfüggő.



8.20. ábra. A légzés befolyásolja az oszcillometriás amplitúdók értékét

A vérnyomásmérők pontosságát nem könnyen határozható meg, mert etalon vérnyomást stabilan produkáló személy nem létezik. Vannak a mandzsetta helyére illeszthető vérnyomásmérő teszterek, amelyek különböző nyomás-idő függvényeket képesek adni. A vérnyomásmérőket gyártó cégek ezekkel a szimulátorokkal tesztelik a készülékeiket.

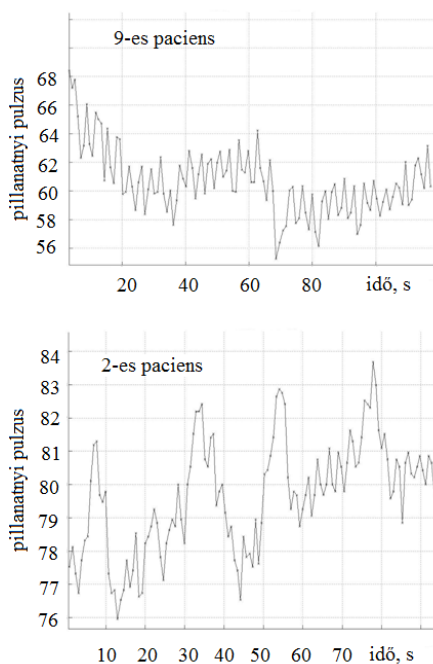
Összességében az angol és az amerikai szabvány szerint is a legjobb minősítést kaphatja az a vérnyomásmérő, amely az esetek 15 százalékában 10 mmHg-nél nagyobb eltéréssel mér. (A szabvány által előírt referencia az automatikus méréssel párhuzamosan, egészségügyi szakember által hallgatózással és a pulzus tapintásával megállapított érték.) Pedig 5 mmHg rendszeres hiba elegendő lenne ahhoz, hogy kizárólag a vérnyomásmérés eredményére alapozva mintegy 50 millió amerikai tévesen kezeljenek. Ha minden mérés rendszeres hibája negatív lenne, akkor sokan nem kapnának vérnyomáscsökkentő gyógyszeres kezelést, bár erre rászorulnak, ha a rendszeres hiba pozitív lenne, akkor sokan feleslegesen kapnának gyógyszeres kezelést [19].



8.21. ábra. Otthoni egészségmonitorozásra alkalmas eszköz

Folynak kutatások a vérnyomásmérés személyre szabására. Ez lehetővé fogja tenni, hogy a kiértékelő algoritmus az adott személyre legyen optimális. Így pontosabb eredmény érhető el, mint amikor ugyanannak az algoritmusnak nagyon különböző állapotban levő kardiovaszkuláris rendszerű személyek vérnyomását is jól kell megállapítania.

A 8.21. ábra egy otthoni monitorozásra alkalmas eszközt (HHM, ld. 4.2.1) mutat, amely a mandzsettanyomáson kívül Einthoven I elvezetésben EKG-t vesz fel, mind a bal, mind a jobb mutatóujj ujjbegyén PPG-t rögzít, infravörös és vörös fényt használva. Az EKG- elektródokra a két tenyeret kell ráhelyezni, úgy, hogy az ujjbegyek a PPG-érzékelőkön legyenek. A két különböző hullámhosszú fénnel történő mérés alapján a vér oxigéntelítettségét is lehet mérni. A 8.22. ábra mutatja, hogy az orvos számára többletinformációt nyújt a vérnyomásmérés alatt mért EKG. Mindkét tesztelt személy pillanatnyi szívfrekvenciája jelentősen, de egymástól teljesen eltérő módon változott a HHM-mel történt vérnyomásmérés alatt.

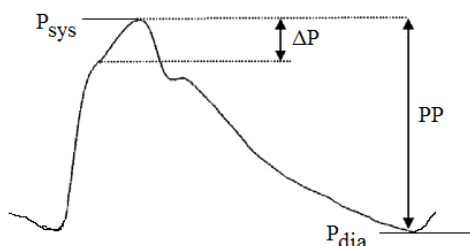


8.22. ábra. Pillanatnyi szívfrekvencia változása vérnyomásmérés alatt, két különböző páciens esetén

Az erek állapotára (rugalmasságára) jellemző az augmentációs index, ld. 8.23. ábra. Ez az érhálózatban bekövetkező visszaverődések miatti nyomásemelkedést jellemzi. Jelenleg széles körben elfogadott mérési és kiértékelési módszer még nincs, bár több helyen is folynak az erre vonatkozó kutatások. Az augmentációs index szokásos definíciója:

$$Aix (\%) = \frac{\Delta P}{PP} \quad (8.8)$$

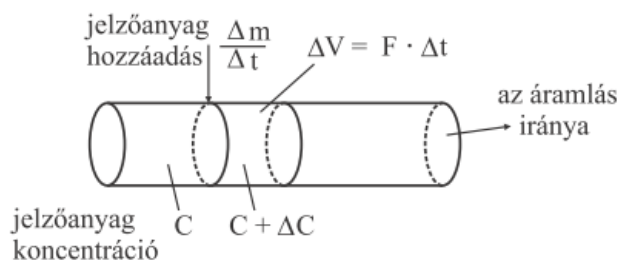
ahol ΔP a nyomás emelkedése a korai szisztolés csúcsnyomástól a szisztolés értékig, PP a pulzusnyomás, a szisztolés és a diasztolés nyomás különbsége.



8.23. ábra. Az aortanyomás időfüggvénye, az augmentációs index számításához szükséges paraméterek (ΔP és PP) megjelölve

8.4. Véráramlás- és perctérfogatmérés

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



8.24. ábra. Véráramlás mérése jelzőanyag-hozzáadással

A koncentráció növekedése:

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

Ebből az áramlási sebesség meghatározható:

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

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

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

Az oxigénfogyasztás mérésén alapuló eljárást Fick-módszernek hívják. A törzsből és a fejből visszatérő vénás vér oxigénkoncentrációja eltérő értékű. Ezért a tüdőhöz vezető artériában kell mérni, itt már a jobb kamra összehúzódása eredményeként elegendően elkeveredett a két forrásból érkező vénás vér. A fogyasztott oxigént általában úgy határozzák meg, hogy a páciens 100%-os oxigént lélegez be spirométeren keresztül, így a belélegzett oxigén mennyisége egyenlő a belélegzett gáz mennyiségével. A kilélegzett gázban meghatározzák az oxigéntartalmat, így a fogyasztott oxigén kiszámítható. A módszer hátránya, hogy műtéti beavatkozásnak számító eljárást igényel. Ha az artériás vér O_2 -koncentrációja 200 ml/l, a kevert vénás vér O_2 -koncentrációja 150 ml/l, az O_2 -fogyasztás pedig 280 ml/perc, akkor a vizsgált személy véráramlása 5,6 l/perc.

Más jelzőanyagot is használhatunk, lehet hűtést vagy melegítést alkalmazni. Ekkor az F áramlási sebesség:

$$F = \frac{q}{\rho_v c_v \Delta T} \quad (8.12)$$

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

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

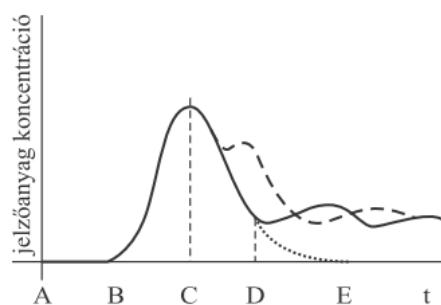
$$C(t) = \frac{\Delta m}{\Delta V} = \frac{\Delta m}{F \Delta t} \quad (8.13)$$

$$\Delta m = FC(t) \Delta t \quad (8.14)$$

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

Ha F állandó, akkor

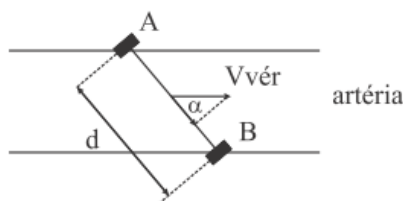
$$F = \frac{m}{\int_0^{t_1} C(t) dt} \quad (8.16)$$



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

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

A véráramlás mérése történhet ultrahangos érzékelővel is, ld. 8.26. ábra. A és B ultrahang adó-vevők.



8.26. ábra. Véráramlás mérése ultrahangos érzékelővel

A vér áramlása miatt az ultrahangnyaláb gyorsabban ér A-ból B-be, mint B-ből A-ba.

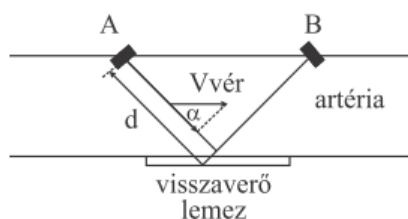
$$t_{AB} = \frac{d}{v_{UH} + v_{vér} \cos \alpha}, \quad t_{BA} = \frac{d}{v_{UH} - v_{vér} \cos \alpha} \quad (8.17)$$

$$t_{BA} - t_{AB} = \frac{dv_{UH} + dv_{vér} \cos \alpha - dv_{UH} + dv_{vér} \cos \alpha}{v_{UH}^2 - (v_{vér} \cos \alpha)^2} \quad (8.18)$$

v_{UH}^2 mellett $(v_{vér} \cos \alpha)^2$ elhanyagolható (a különbség 5-6 nagyságrend). Így

$$\Delta t = t_{BA} - t_{AB} \approx \frac{2dv_{vér} \cos \alpha}{v_{UH}^2}, \quad v_{vér} \approx \frac{v_{UH}^2 \Delta t}{2d \cos \alpha} \quad (8.19)$$

A módszer alkalmazható azonos oldalon levő adó-vevőket használva is. Ilyenkor az ér másik oldalán az ultrahangot visszaverő lemezt kell elhelyezni (8.27. ábra).

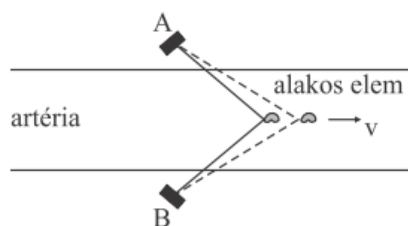


8.27. ábra. Véráramlás mérése ultrahangos érzékelővel. Az adó-vevők azonos oldalon vannak

Az ultrahangos véráramlásmérés másik módszere a vérben áramló részecskék által okozott frekvenciaeltolódást értékeli (8.28. ábra).

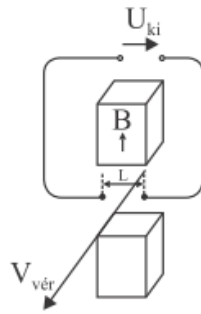
$$\Delta f \approx \frac{2f_{UH} \cos \alpha}{v_{UH}} v_{vér} \quad (8.20)$$

Ha $f_{UH} = 1 \text{ MHz}$, $v_{vér} = 1,5 \text{ m/s}$ és $\alpha = 45^\circ$, akkor $\Delta f = 1415 \text{ Hz}$.



8.28. ábra. Véráramlás mérése a vérben levő mozgó részecskék által okozott frekvencia-eltolódás alapján

A mikrocirkuláció-lézer Doppler-elven működő áramlásmérővel vizsgálható [20]. A lézersugár az áramló részecskéken szóródik, a sugárnyalábok frekvenciája a részecskék sebességétől függő mértékben megváltozik. A szóródó és visszaverődő sugarak frekvenciájának mérése alapján a mikrocirkuláció jellemezhető.



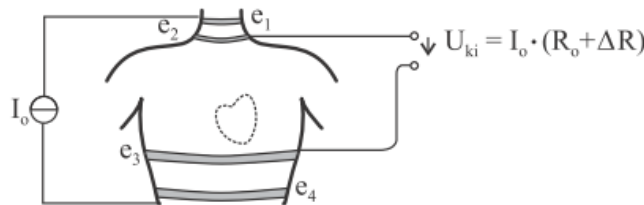
8.29. ábra. Véráramlás mérése elektromágneses érzékelővel

A véráramlás elektromágneses érzékelővel történő mérését [20] a 8.29. ábra mutatja. Ha elektromos töltéseket tartalmazó folyadék mágneses mezőben áramlik, akkor elektromos erőter alakul ki. Ideális esetben az érzékelő kimeneti feszültsége:

$$U_{ki} = \int_0^L v_{vér} \times B dL \cong v_{vér} BL \quad (8.21)$$

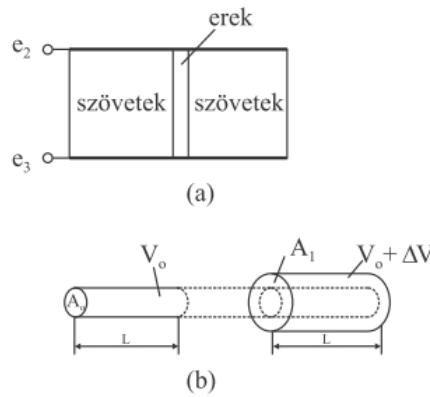
ahol B a mágneses térerősség, L pedig a két feszültségmérő elektród közti távolság. A mágneses mérőfejnek úgy kell körülvennie az eret, hogy azt ne deformálja, a mérőfej és az ér egymáshoz képesti helyzete állandó legyen. Ezért csak műtéti eljárások során alkalmazható.

Az impedancia-kardiográfia (IKG) a perctérfogat noninvazív módon történő becslését teszi lehetővé. A mérés elve az, hogy a szív által kilökött artériás vér megváltoztatja a törzs impedanciáját, ennek monitorozásával a kilökött vér mennyisége meghatározható. A négyvezetékes méréshez szalagelektrodákat használhatunk, ahogy azt a 8.30. ábra mutatja. Összehasonlító vizsgálatokat végeztek arra nézve, hogyan lehet a pontelektrodák és a szalagelektrodák használatával készített felvételek közti átszámítást elvégezni. A pont- elektrodokkal készített felvételek alapján a perctérfogat-változások ugyanolyan jól monitorozhatók, mint szalagelektrodokkal.



8.30. ábra. Az impedancia-kardiográfiával történő véráramlásmérés elve

A törzsnek a feszültséget érzékelő elektródok közti része határvonalán gyakorlatilag állandónak tekinthető artériásvér-kiáramlás és vénásvér-beáramlás történik. Ezt a felvett jelek kiértékelésekor figyelembe kell venni. Határozzuk meg egy test szegmens ellenállásának változását, ha annak térfogata megváltozik. Ha az áramhozzávezetést végző és a feszültségmérő elektródok közti távolság elegendően nagy, akkor a vizsgált biológiai mintában (a 8.30. ábrán e_2 és e_3 között) az árameloszlás egyenletes. Ha az impedancia valósnak tekinthető, akkor egy L hosszúságú, A keresztmetszetű ρ fajlagos ellenállású, vérrel töltött érszakasz ellenállása: $R = \rho L/A$. A számításához az ereket és a szöveteket egymással párhuzamosan kapcsolódónak tekintjük, ld. 8.31. (a) ábra. Az erekben folyó vér fajlagos ellenállása kisebb, mint a szöveteké. Ezért a szív által az artériás érhálózatba kilökött vér a törzs e_2 és e_3 közti ellenállását lecsökkenti. Az ereket egyetlen henger alakú vezetővel modellezve a szív összehúzódnak a vezető keresztmetszete és így a vérrel töltött henger térfogata megnő, ld. 8.31. (b) ábra. Az e_2 és e_3 pontok (8.31. (a) ábra) közti eredő ellenállás az erek és a szövetek ellenállásának párhuzamos eredője. Egyszerű modellt használva az ereket és a szöveteket is egy-egy henger alakú vezetővé összevonjuk. Ezek keresztmetszetét $A_{vér}$, illetve A_{sz} jelöli. A törzs ellenállása, R_t a két párhuzamosan kapcsolódó hengeres vezető eredő ellenállása.



8.31. ábra. Az impedancia-kardiográfiához használt modell

$$\frac{1}{R_t} = \frac{A_{sz}}{\rho_{sz} L} + \frac{A_{vér}}{\rho_{vér} L} = \frac{V_{sz}}{\rho_{sz} L^2} + \frac{V_{vér}}{\rho_{vér} L^2} \quad (8.22)$$

$$V_{vér} = \frac{\rho_{vér} L^2}{R_t} - \frac{\rho_{vér}}{\rho_{sz}} V_{sz} \quad (8.23)$$

$$\Delta V_{vér} = \frac{\partial V_{vér}}{\partial R_t} \Delta R_t \quad (8.24)$$

$$\Delta V_{vér}(R_t = R_0) = -\rho_{vér} \left(\frac{L^2}{R_0^2} \right) \Delta R_t \quad (8.25)$$

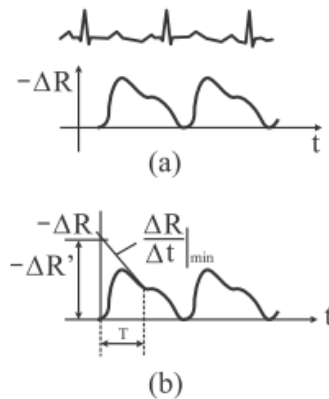
ahol $\rho_{vér}$ a vér, ρ_{sz} a szövetek fajlagos ellenállása, L a távolság a feszültségmérő elektródok között, R_0 az ellenállás alapértéke, amit a diasztolé végén mérhetünk és ΔR_t az ellenállásnak a verőtérfogat kilökődése miatti megváltozása, amit akkor mérhetnénk, ha nem áramlana ki a törzs feszültségmérő elektródokkal határolt részéből artériás vér. A negatív előjel jelzi, hogy a vér kilökődése csökkenti az impedanciát.

ΔR közvetlenül nem mérhető, hiszen artériásvér-kiáramlás állandóan van. A 8.32. ábrán látható, hogyan lehet az $R(t)$ függvényből ΔR -re következtetni. A 8.32. (a) ábra mutatja, hogy a kamrai összehúzódás után a mellkasi ellenállás lecsökken, majd egy minimumot követően a következő összehúzódásig növekszik. Az ellenállás minimumát kell megbecsülni, amit akkor kapnánk, ha nem lenne állandó vénás visszaáramlás és artériás kiáramlás a feszültségmérő elektródokkal határolt szegmens határán. Tételezzük fel, hogy a minimumot követő szakaszon az ellenállás növekedési üteme állandó. Vetítsük vissza az ellenállás-csökkenés kezdetéig a növekedési ütemet, így megkapjuk azt a legnagyobb ellenállás-csökkenést ($\Delta R'$), amit akkor mérnénk, ha vér se be-, se ki nem foly a feszültségmérő elektródokkal határolt szegmens határvonalán. Az így becsült ellenállás-csökkenés:

$$\Delta R' = T \left(\frac{\Delta R}{\Delta t} \right)_{\min} \quad (8.26)$$

Ennek alapján a verőtérfogatnyi vér:

$$\Delta V = \frac{\rho L^2}{R_0^2} T \left(\frac{\Delta R}{\Delta t} \right)_{\min} \quad (8.27)$$



8.32. ábra. Az impedancia-kardiográfia során felvett jelalak kiértékelése

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 noninvaszív módon, fájdalommentesen és kényelmetlenséget nem okozva biztosítja a perctérfogat változásának folyamatos monitorozását.

Feladatok

1. A felkarra helyezett mandzsetta 13 cm-rel magasabban van a szív bal kamrájánál. Mekkora hibát okoz ez a vérnyomásmérésben?
2. A 8.26. ábra szerint mérjük a vér áramlási sebességét. Az ultrahang terjedési sebessége $v_{UH} = 1500$ m/s, az ultrahang adó-vevők távolsága $d = 1$ cm, $\alpha = 45^\circ$ és $\Delta t = 10$ ns. Mekkora a vér áramlási sebessége? Mekkora a véráramlási sebességmérés bizonytalansága, ha Δt meghatározásának bizonytalansága 1 ns?
3. Számítsa át a 120/80 mmHg értéket Pa egységbe.
4. A 8.4. ábrán látható háromállású szelep beállításai mire szolgálnak?
5. Miért nem elegendő két nyomásértékkel jellemezni a vérnyomást?
6. Mi az oszcillometriás vérnyomásmérés előnye a Korotkoff-hangdetektáláson alapuló módszerrel szemben?
7. Hogyan befolyásolja a légzés a vérnyomást?
8. Miért nem szünteti meg a felkarra helyezett mandzsetta minden esetben a véráramlást $p_{mandzsetta} > p_{szisztolés}$ esetén?
9. Miért kell gyakran kalibrálni a pulzushullám terjedési sebességre alapozott, mandzsetta nélküli vérnyomásmérőt?
10. Mit tekintenek referenciaértéknek automatikus, mandzsettás vérnyomásmérők ellenőrzésekor?
11. Milyen problémát okoz, ha a felkari mandzsettát ingujjra helyezik fel?
12. Hogyan változik a t_{RR} értékek Poincaré-diagramján a transzverzális szórás, ha a vizsgált személy stressz-szintje nő?
13. Hogyan lehet perctérfogatot mérni?
14. Hogyan változik a törzs impedanciája a szív kamráinak összehúzódásakor?
15. Milyen pontossággal méri egy IKG-készülék a perctérfogatot? Hol célszerű az IKG-készüléket alkalmazni?

Bibliográfia

- [1] Macklem P. T.: Stephen Hales, an Unrecognized Giant of Medicine. The Osler Library Newsletter, Nr. 114. Fall 2010.
- [2] <http://phisick.com/item/mareys-sphygmograph-by-boullitte-paris/>
- [3] http://en.wikipedia.org/wiki/Blood_pressure
- [4] Booth J.: A Short History of Blood Pressure Measurement. Proc. Roy. Soc. Med. Volume 70 November 1977, pp. 793–799.
- [5] Crenner C. W.: Introduction of the Blood Pressure Cuff into U.S. Medical Practice: Technology and Skilled

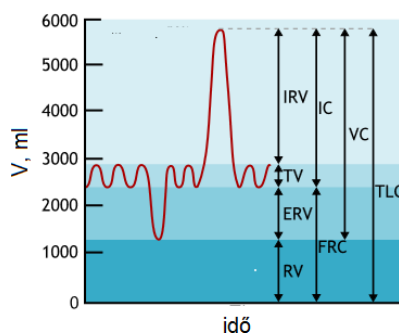
- Practice. Annals of Internal Medicine, March 15, 1998 vol. 128 no. 6 pp. 488–493.
- [6] Howell J. D.: Blood Pressure Measurement: An Illustrated History (review) Bulletin of the History of Medicine – Volume 74, Number 1, Spring 2000, pp. 198–199.
- [7] http://www.medphys.ucl.ac.uk/teaching/undergrad/projects/2003/group_03/history.html
- [8] <http://www.healthperfect.co.uk/Index/dphistry.htm>
- [9] Chen W. – Kobayashi T. – Ichikawa S. – Takeuchi Y. – Togawa T.: Continuous estimation of systolic blood pressure using the pulse arrival time and intermittent calibration. Med. Biol. Eng. Comput., **38**, pp. 569–574, 2000.
- [10] Jobbágy Á. – Turai T. – Sántha B.: Increasing the accuracy of oscillometric blood pressure measurement. IFMBE Proceedings of the 12th Nordic Baltic Conference on Biomedical Engineering and Medical Physics. 18–22. June 2002, Reykjavik, Iceland, pp. 24–25.
- [11] Lu W. – Li H. – Tao S. – Zhang D. – Jiang Z. – Cui L. – Tu J. and Gou D.: Research on the main elements influencing blood pressure measurement by pulse wave velocity. Frontiers Med. Biol. Eng, Vol. 4. No. 3. pp. 189–199., 1992.
- [12] Drzewiecki G.: Noninvasive Assessment of Arterial Blood Pressure and Mechanics. In Bronzino (ed.) Biomedical Engineering Handbook, CRC Press, pp. 1196–1211, 1995.
- [13] Nagy V.: A magasvérnyomás betegség kardiológiai vonatkozásai. http://www.kardiologia.hu/documents/tanterem2012_tavasz_cvc_hypertonia_medikus.pdf
- [14] Campbell N. R. C. – McKay D. W.: Accurate blood pressure measurement: Why does it matter? CMAJ, Aug. 10, 1999; 161 (3).
- [15] Potkay J. A.: „Long term, implantable blood pressure monitoring systems.” BioMedical Microdevices. 10 (2008):379–392.
- [16] Young D. J. – Cong P. – Ko W. H.: Wireless Batteryless Less-Invasive Blood Pressure Sensing Microsystem for Advanced Biomedical Application. Proc. of IEEE 23rd International Conference on Micro Electro Mechanical Systems (MEMS), 2010 . DOI: [10.1109/MEMSYS.2010.5442572](https://doi.org/10.1109/MEMSYS.2010.5442572)
- [17] Barna I. (szerk.): A vérnyomás mérése. A Magyar Hypertonia Társaság Vérnyomásmérési Munkacsoportja <http://www.medlist.com/HIPPOCRATES/VIII/2/056main.htm>
- [18] J. Peñáz: Photoelectric measurement of blood pressure, volume and flow in the finger, Digest of the 10th International Conference on Medical and Biological Engineering-Dresden, 1973.
- [19] Jones D. W. – Appel L. J. – Sheps S. G. – Roccella E. J. – Lenfant C.: Measuring Blood Pressure Accurately. New and Persistent Challenges. JAMA 2003; 289:1027–1030.
- [20] Togawa T. – Tamura T. – Öberg P. Á.: Biomedical Transducers and Instruments. CRC Press, Boca Raton, 1997.
- [21] Pittman J. A. – Ping J. S. – Mark J. B.: Arterial and central venous pressure monitoring. Int Anesthesiol Clin. 2004;42:13–30.
- [22] Fonyó A.: Az orvosi élettan tankönyve. Medicina Könyvkiadó, 1999.
- [23] Szeghi K.: Nyugalmi állapot minősítése vérnyomásméréshez. Diplomaterv, 2008. BME Villamosmérnöki és Informatikai Kar.
- [24] Mersich A. – Jobbágy Á.: Identification of cuff transfer function increases indirect blood pressure measurement accuracy. Physiological Measurement 30:(3) pp. 323–333.
- [25] Peura R. A.: Blood Pressure and Sound. In Webster J. G. (szerk.) Biomedical Instrumentation. John Wiley and Sons, 1995.

9. Légzés vizsgálata

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

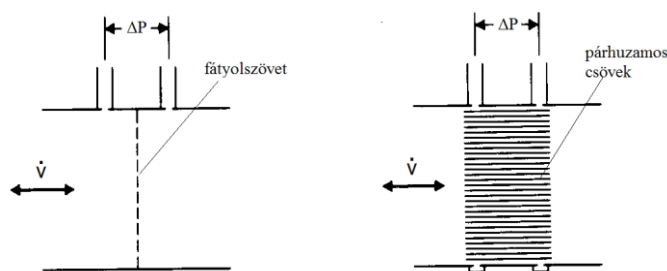
9.1. Áramlási sebesség és ki/belélegzett térfogat mérése

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



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

Mérni az áramlási sebességet szokás, ennek integrálásával állítható elő a ki/belélegzett térfogat. Két, széles körben elterjedt eszközzel lehet a levegő áramlási sebességét mérni. Az egyik a Fleisch-cső, a másik a hővezetős áramlásmérő. A Fleisch-cső felépítését a 9.2. ábra mutatja.



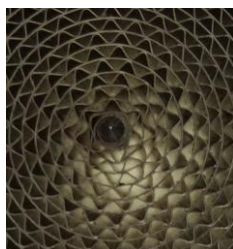
9.2. ábra. A Fleisch-cső működési elve

Az áramló levegő az útjába elhelyezett ellenálláson nyomáskülönbséget hoz létre. Az áramlási ellenállás megvalósítható sok, egymással párhuzamosan elhelyezett vékony csővel, amelyeket hullámos lemez csigavonalban

való feltekerésével lehet létrehozni (9.3. ábra). A sok kis átmérőjű cső biztosítja a lamináris áramlást. A 9.4. ábrán jól látható, hogy a sok párhuzamos csövet egy hullámlemez spirális feltekerésével állították elő. Egy cső ellenállása jelentős, de a sok cső párhuzamos elhelyezése miatt az eredő ellenállás kis értéken tartható. Az ellenállásnak elég kicsinek kell lenni, hogy ne befolyásolja a légzést, és elég nagy, hogy jól mérhető nyomáskülönbség jöjjön létre rajta. A két egymásnak ellentmondó követelményt figyelembe véve az ellenállást általában 1 cmH₂O értékűre szokás választani.



9.3. ábra. A Fleisch-cső áramlási ellenállásának fényképe



9.4. ábra. A 9.3. ábrán bemutatott áramlási ellenállás középső része kinagyítva

Az áramlási ellenállás megvalósítására használnak fátolszövetet is, ld. 9.5. ábra. Azért, hogy a nagy páratartalmú kilélegzett levegőből ne történjen kicsapódás a fémlemezen, a Fleisch-cső belső részét fel szokták fűteni 37 °C-ra. Ez a fertőzések egyik vizsgált személyről a másikra való átvitelének valószínűségét csökkenti. Cserélhető baktérium- és vírusszűrő is használható, pl. Piston PBF 100 [1].

A nyomáskülönbséget differenciálkapacitással lehet villamos jellé alakítani. Létezik hibrid integrált áramkör, amelynek a bemenete két csőcsomák, az ezek között fellépő nyomáskülönbség egy differenciálkondenzátor (ld. 2.1.5) értékét változtatja, amely hídba van kapcsolva. Az integrált áramkör feszültségkimeneti jelet ad.



9.5. ábra. Fátolszövettel megvalósított áramlási ellenállás

A megfelelő pontossághoz figyelembe kell venni:

1. a Fleisch-cső átvitelének nemlinearitását, $\Delta P = A\dot{V} + B\dot{V}^2$
2. az áramló gáz viszkozitását.

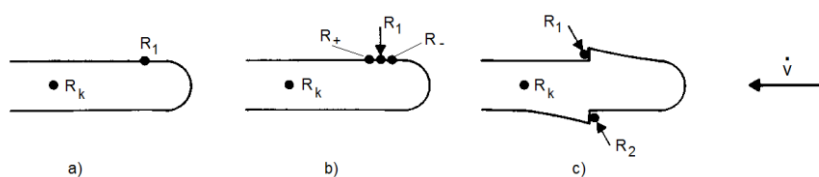
Egy adott érzékelőre az áramlás-nyomáskülönbség közti összefüggést meghatározó A, B paraméterek meghatározása, nagy pontossággal ismert áramlási sebességek mellett végzett mérésekkel történik. Lehetőség van az érzékelő kalibrálására a műszerbe történt beépítését követően is. Ehhez a gyártók kalibráló pumpát

kínálnak, amelyekkel kis túréssal ismert térfogatot lehet keresztülvinni az áramlásérzékelőn mindkét irányban. Ajánlott az átpumpálást többször megismételni, különböző, lehetőség szerint állandó áramlási sebességet tartva (pl. 1 l/s és 5 l/s).

Lamináris áramlásnál az érzékelő kimenetén létrejövő nyomáskülönbség a gáz viszkozitásával arányos. 39 °C-on a levegő viszkozitása 183 μ poise, az oxigén viszkozitása 202 μ poise.

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

A Fleisch-cső szájához közelebb eső elvezetését használhatjuk gázanalizátorhoz való csatlakozásra és a szájonnyomás mérésére is. Szokás a Fleisch-csőbe elektronikus vezérelhető elzárószelepet (shutter) beépíteni. Ez az érzékelő a két nyomáskivezetési pont között helyezkedik el. Ha a szelep az áramlás útját elzárja, akkor a zárt tér miatt a tüdőben levő nyomás lesz mérhető a szájhoz közelebbi kivezetésen is.



9.6. ábra. A termisztorok elhelyezése forródrótos áramlásmérés esetén

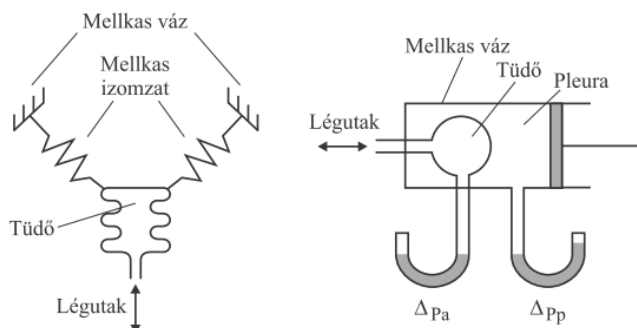
A Fleisch-cső holtterrel rendelkezik, a kilélegzett levegő egy része nem távozik el a csőből, ezt a vizsgált személy újra be fogja lélegezni.

A forródrótos áramlásmérő az áramló közeg által okozott hűtést érzékeli. A 9.6. ábra a működési elvet mutatja.

A fűtött érzékelő áramlás hatására bekövetkező hővesztesége a tömegáramtól függ. Az érzékelőket célszerű a mérendő gázzal kalibrálni. Ezek az érzékelők irány érzéketlenek, ezért szokásos megoldás a ki- és a belélegzés útjának elkülönítése és két külön érzékelő használata. Az érzékelő magas felső határfrekvenciával (minimum 1 kHz) rendelkezik, holttere kicsi, a légzést az érzékelő szál kis mérete miatt gyakorlatilag nem befolyásolja. R_1 a fűtött termisztor, amelynek ellenállását állandó értéken tartják. A levegő áramlása hűti a termisztor, az ellenállás állandó értéken tartása az áramlástól függő áramot igényel. R_k a környezeti hőmérsékletet érzékeli, de a levegőáramlás nem hűti. A 9.6. b) ábrán az R_+ és R_- , a c) ábrán az R_1 és R_2 termisztorok segítségével az áramlás irányát is lehet detektálni. A kompenzáló érzékelőkkel megfelelő linearitás érhető el. A szenzor egyetlen hátránya a viszonylag magas ár.

9.2. Légzésmechanikai jellemzők mérése

Egy lehetséges légzésmechanikai modellt mutat a 9.7. ábra.



9.7. ábra. A tüdő egy egyszerű mechanikai modellje

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

$$p_0 - p_p(t) = \frac{1}{C}V(t) + R\frac{dV(t)}{dt} + I\frac{d^2V(t)}{dt^2} \quad (9.1)$$

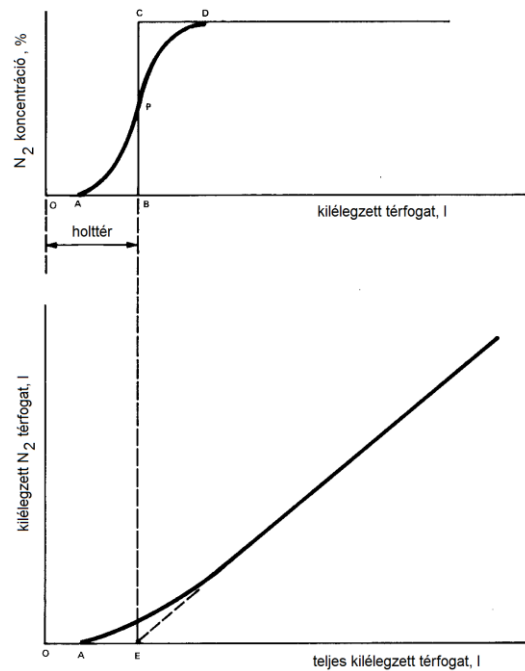
ahol C (compliance) a tüdő tágulási képessége, R a légzési rendszer ellenállása, I (inertance) a légzési rendszer tehetetlensége, p_0 a külső nyomás, p_p az intrapleurális nyomás. Az orvosi gyakorlatban a tágulási képesség és a légzési ellenállás diagnosztikai értékű, a tehetetlenséget nem használják. A mellkas és a tüdő együttes tágulási képességének becslése a tüdőterefogat kis megváltozására a $C \approx \frac{\Delta V}{\Delta p_p}$ formulával történik. A légutak ellenállása annál nagyobb, minél kisebb az átmérőjük. A kis átmérőjű szakaszokból azonban sok kapcsolódik párhuzamosan. Így összességében a közepes átmérőjű szakasz ellenállása a legnagyobb. A légzési ellenállás belégzés során csökken, mivel a tüdő térfogatának növekedésekor a légutak kitágulnak. A légzési ellenállás két részre bontható, a légutak (R_a) és a tüdőszövetek (R_T) ellenállására. A légutak ellenállása az állandónak tekintett tüdőterefogat mellett az $R_a \approx \frac{p_0 - p_a}{\dot{V}}$ összefüggéssel közelíthető. A légutak ellenállásának mérésére használható a Fleisch-csőbe integrált elzáró (shutter). A levegő útjának lezárása a szájnyomás megnövekedését és az áramlási sebesség (nullára való) lecsökkenését okozza. Ezek alapján $R_a \approx \frac{\Delta p}{\Delta \dot{V}}$. Ez a módszer jól használható, ha a páciens teljes test-pletizmográfban ül (ld. 9.4 szakasz).

9.3. Gázcsere mérése

A légzés hatékonyságát átfogóan jellemzi a légzési hányados (respiratory quotient), a termelt szén-dioxid és a fogyasztott oxigén mennyiségének viszonya: $RQ = \frac{V_{CO_2}}{V_{O_2}}$. Ahhoz, hogy a légzésre jellemző gázanalízist el tudjuk végezni, a ki-, illetve belélegzett levegőből mintát kell eljuttatni egy gázanalizátorba. Ha a gázanalizátor elég gyors, akkor az áramlási sebességből integrálással előállított térfogategységek segítségével a termelt, ill. fogyasztott gázok mennyiségét meghatározhatjuk. Például a fogyasztott oxigén, V_{O_2} meghatározására az alábbi formulát alkalmazhatjuk:

$$VO_2 = \int_0^{V_{be}} v(t)c_{O_2}(t)dV \quad (9.2)$$

Az áramlási sebesség mérésére használt érzékelő és a gázanalizátor között pneumatikus kapcsolat van, így az áramlásérzékelőn áthaladó gáz aktuális koncentrációja 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.



9.8. ábra. A holttér meghatározása

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

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

Ideális, egy részből álló és ezen belül gyors és tökéletes keveredést biztosító tüdő esetén a nitrogénkoncentráció csökkenése exponenciális lenne. A nitrogénkimosás kezdete óta történt n kilégzés után a nitrogén koncentrációja a kilélegzett levegőben:

$$c_n(N) = c_0(N) \left(\frac{FRC}{FRC + VA} \right)^n \approx c_0(N) e^{-\frac{nVA}{FRC}} \quad (9.3)$$

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

$$\ln[c_n(N)] = 0 = \ln[c_0(N)] - \frac{nVA}{FRC} \quad (9.4)$$

$$nVA = FRC \ln 72 \quad (9.5)$$

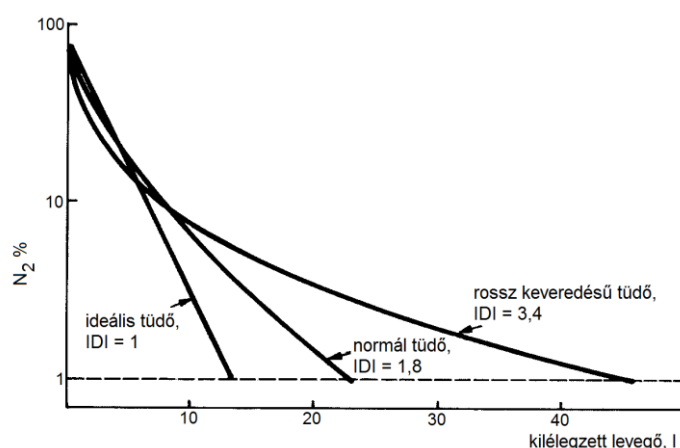
Tehát éppen n kilégzés és $n \times VA$ kilélegzett gázmennyiség szükséges ahhoz, hogy a tüdőben az induló 72%-ról 1%-ra csökkenjen a nitrogén koncentrációja. A nem tökéletes keveredés miatt azonban a fenti levezetés nem igaz, több kilégzés szükséges a megadott mértékű nitrogénkoncentráció változásához.

$$IDI = \frac{nVA}{FRC \ln 72} \quad (9.6)$$

A 9.9. ábra mutatja a nitrogénkoncentráció csökkenését a kilélegzett levegő függvényében ideális esetben ($IDI = 1$), egészséges páciens esetében ($IDI = 1,8$) és rossz keveredésű tüdő esetén ($IDI = 3,4$). A tüdőben lezajló keveredést szemlélteti a 9.10. ábra.

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

A nitrogénkimosás során itt is figyelembe kell venni a holtteret.

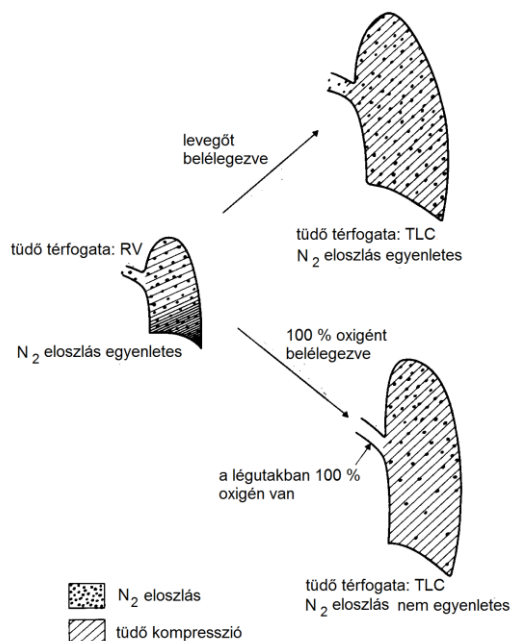


9.9. ábra. Az alveoláris ventiláció mérése nitrogénkimosással

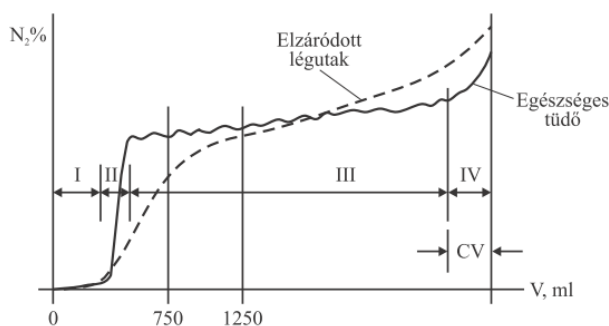
A nitrogénkimosás során a tüdőben lecsökken a szokásos nitrogénkoncentráció, így az alveolusokból nitrogén jut a tüdőbe. Ezért nem lehet a kimosással az 1%-os koncentráció alá menni.

Szokás 100%-os oxigén belélegzése után egyetlen kilélegzést vizsgálni. A páciens a lehetséges maximális kilélegzést (a tüdő térfogatát RV-ig csökkentve) követően 100%-os oxigént lélegez be, ezután lassan újra maximális kilélegzést végez. Egy tipikus eredmény látható a 9.11. ábrán: nitrogénkoncentráció a kilélegzett 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. Ideális keveredés esetén a holttérben levő gáz kilélegzése után konstans lenne a nitrogénkoncentráció, azaz nulla lenne a görbe meredeksége. Jó keveredés esetén ebben a szakaszban a görbe meredeksége 2 %/500 ml alatt van. (Mérni 750 és 1250 ml között szokták.) Elzáródott légutak, rossz keveredés esetén a görbe meredeksége 2%/500 ml-nél nagyobb. Dohányzóknál az érték kb. kétszerese a nemdohányzóknak. A IV szakaszban történik a záró térfogat (closing volume, CV) kilélegzése, itt jelentősen megnő a nitrogénkoncentráció gradiense. A 100%-os oxigén belélegzését követő egyetlen kilélegzés során készített felvétel a tüdőben meglévő keveredés jellemzésén kívül a légúti ellenállás megnövekedését (szűkület) is kimutatja.



9.10. ábra. A gázok eloszlása a tüdőben teljes kilégzéskor (tüdőtérfogat RV), maximális belégzéskor (tüdőtérfogat TLC) levegőt, illetve 100% oxigént lélegezve be



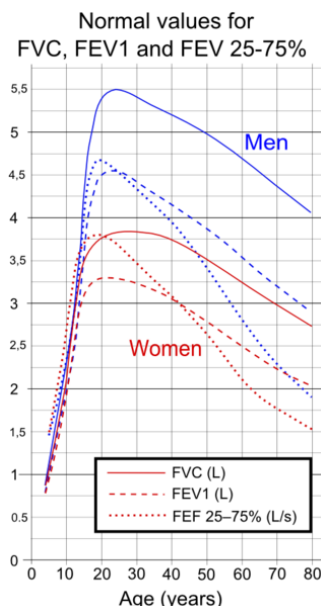
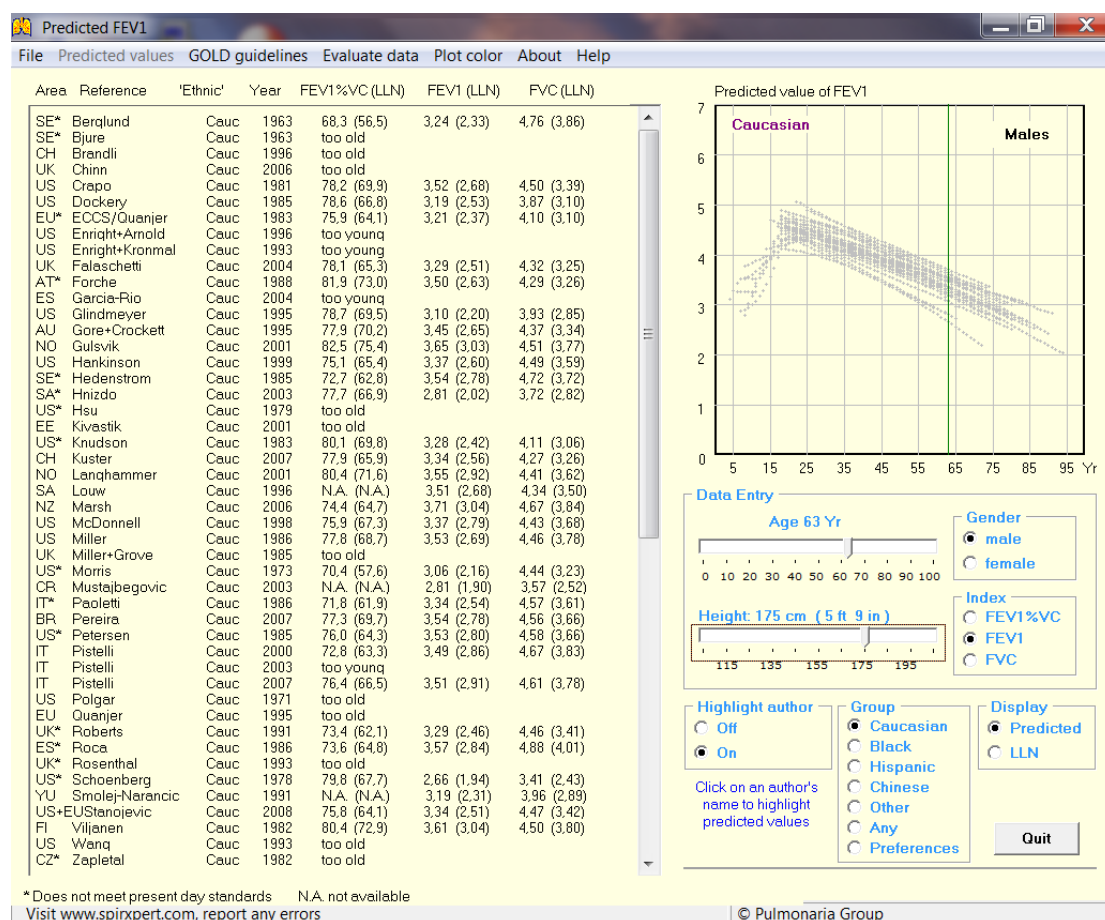
9.11. ábra. Nitrogénkimosás egyetlen be- és kilégzéssel

9.4. Készülékek

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

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

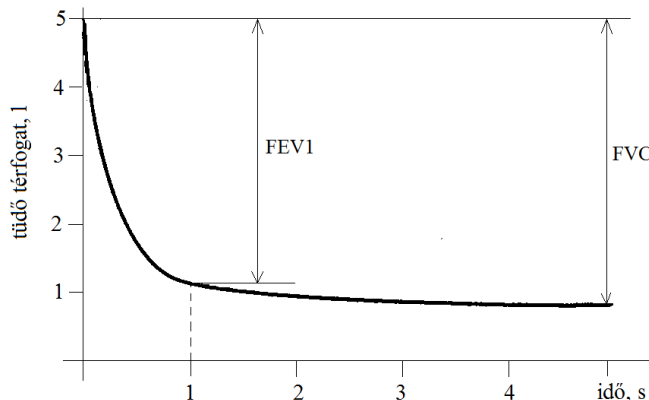
Az erőltetett légzés paraméterei az anatómiai felépítés által meghatározottak, ezek gyakorlással nem befolyásolhatók. (Természetesen a helyes értékek megmérése a páciens kooperativitását igényli.) Az erőltetett légzés paramétereinek jellemző értékeit homogén népességi csoportokra statisztikai módszerekkel meghatározták. A paraméterek elvárt, normálisnak tekinthető értéke lényegében a páciens három adatától függ: életkor, testmagasság, nem. Az ezek alapján számított értékek elsősorban szűrővizsgálat során használhatók. A 9.12. ábra a FEV1-re különböző referenciák alapján számított értékeket mutat [4]. A 9.13. ábra az elvárt értékek életkorral történő változását mutatja.



Az európai férfiakra megadott összefüggés szerint [5]:

FEV_1 (literben) = $4,301 \times (\text{magasság méterben}) - \text{kor} \times 0,029 - 2,492$. Egy 22 éves, 180 cm magas férfi tehát 4,6 literes FEV_1 értéket kell produkáljon. Ez az elvárt érték 30 éves korára 4,4 l-re, 50 éves korára 3,8 l-re csökken.

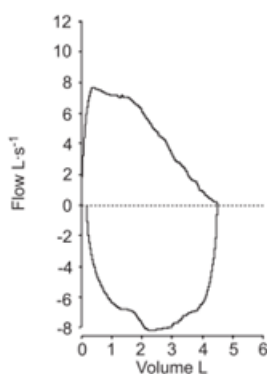
A mintegy 25 éve készített referenciaértékek megújítása indokolt lenne [6].



9.14. ábra. Erőltetett kilégzéshez tartozó térfogat-idő függvény

A 9.14. ábra erőltetett kilégzéshez tartozó térfogat-idő függvényt mutat. A tesztelt személy maximális belélegzést hajt végre, majd amilyen gyorsan csak tudja, kifújja a levegőt. Az erőltetett kilégzést jellemző paraméterek: adott idő (1 s, 2 s stb.) alatt kilégzett levegő mennyisége (forced expiratory volume, FEV_1 , FEV_2 stb.), maximális kilégzési (áramlási) sebesség (peak expiratory flow rate PEFR vagy maximal expiratory flow rate MEFR). Egészséges légzőszervek esetén a FEV_1/FVC hányados 70% körül van.

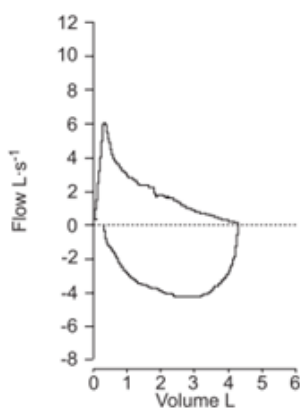
Az erőltetett légzés vizsgálatokor mindig több ki- és belélegzést kell a páciensnek végrehajtani. Minden paraméter (légzési sebesség, megmozgatott térfogat) esetén a maximális értéket tekinthetjük a páciensre jellemzőnek. A 9.15.–9.18. ábrák erőltetett légzés során készített felvételeket (ún. hurokgörbék) mutatnak egészséges és légzési problémákkal rendelkező páciensek esetén. A be/kilégzett térfogat függvényében az áramlási sebességet ábrázoltuk. A 9.15. ábra egészséges felnőtt férfi jellemző értékeit mutatja. A ki- és belélegzés során elért maximális áramlási sebesség (PEFR és PIFR) egyaránt 8 l/s körül van. Belélegzéskor a páciens a maximális áramlási sebességet már kevés levegő belélegzése után eléri, kilégzéskor a maximális áramlási sebesség kb. az összes kilégzett térfogat felének elérésekor következik be.



9.15. ábra. Áramlási sebesség – térfogat-hurokgörbe, egészséges páciens

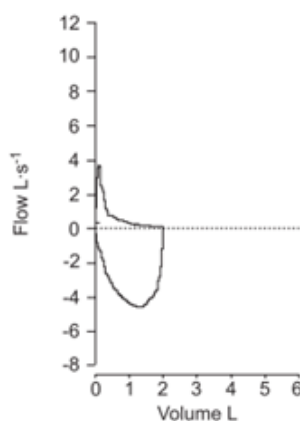
(A 9.15.–9.18. ábrák forrása: <http://www.thoracic.org/statements/resources/pfet/PFT2.pdf> szerzők Miller M. R. et al. [7].)

Asztmás páciens (9.16. ábra) maximális belélegzési sebessége kisebb (kb. 6 l/s), a maximális kilégzési sebesség ennek is csak mintegy kétharmada (kb. 4 l/s). A teljes belélegzett – és így a teljes kilégzett – térfogat nagyjából megegyezik az egészséges páciens által be/kilégzett térfogattal (kb. 4 l).



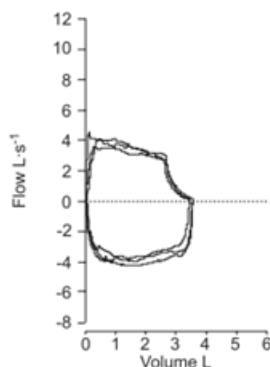
9.16. ábra. Áramlási sebesség-térfogat hurokgörbe, asztmás páciens

A 9.17. ábrán részben elzáródott tüdejű (chronic obstructive pulmonary disease, COPD) páciens hurokgörbéje látható. A teljes belélegzett (és így a teljes kilélegzett) térfogat kb. fele az egészséges páciensének (kb. 2 l). A maximális belélegzési sebesség nem tér el jelentősen a maximális kilélegzési sebességtől, mindkettő kb. 4 l/s. Ez az egészséges páciens által elért értékek mintegy fele.



9.17. ábra. Áramlási sebesség-térfogat hurokgörbe, COPD páciens

A 9.18. ábrán felső légúti elzáródásban szenvedő páciens három erőltetett lélegzési tesztjének eredménye látható. A páciens a három kísérlet során nagyon hasonló áramlási sebesség-térfogat görbéket produkált.



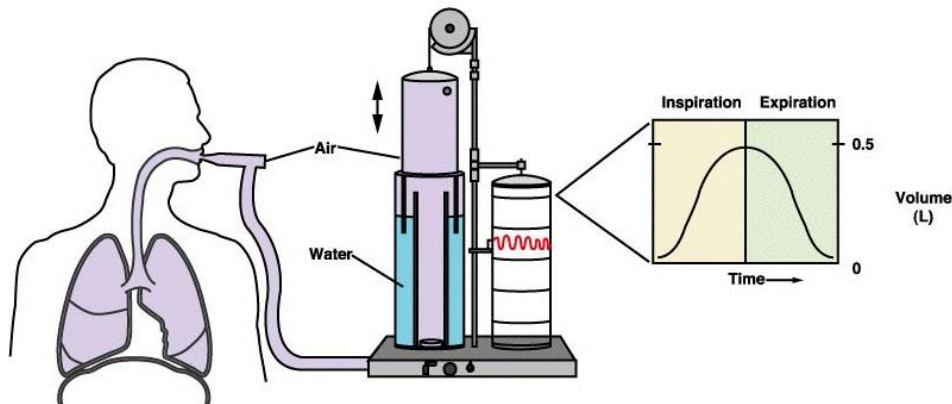
9.18. ábra. Áramlási sebesség-térfogat hurokgörbe, felső légúti elzáródás esetén.

A három teszt eredménye egymással jól korrelál

Hiperventilláció során a páciens erőteljes ki-belélegzéseket hajt végre, a lehetséges maximális légzési frekvenciával. Ennek során a vér oxigéntartalma megnő, és így pH értéke is megváltozik, lúgos irányba. A hiperventilláció mintegy 15 ... 20 s-ig végezhető. Ennél hosszabb idejű hiperventilláció – a vér pH-megváltozása,

a nagyon szűk normális tartományból (7,30–7,45) való kilépés miatt – szédülést, akár rövid ideig tartó eszméletvesztést okozhat.

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. A 9.19. ábra egy hagyományos, ún. harangos spirométer felépítését mutatja.



9.19. ábra. A harangos spirométer felépítése

<http://www.kmle.co.kr/search.php?Search=spirometer&SpecialSearch=HTMLWebHtdig&Page=10> Korean Medical Library Engine

A vízzel szigetelt harang kilélegzéskor megemelkedik, belélegzéskor lesüllyed. Mivel zárt térbe történik a kilélegzés és innen történik a belélegzés is, a szén-dioxid kiszűrését meg kell oldani. Erre a célra a ki/belélegzést szétválasztó szelepeket és nátriumos szűrőt alkalmaznak.

A légzés vizsgálatára a teljes test-pletizmográf (ld. 9.20. ábra) is alkalmazható. A teljes test-pletizmográf egy merev falú kabin, amely a páciens testét teljesen körülveszi. Alapvetően kétféle típust ismerünk: állandó nyomású és állandó térfogatú készüléket. Az állandó nyomás biztosításához a kabintérhez csatlakozó csőben elmozduló dugattyú képes a térfogat változtatására. A teljes test-pletizmográf lehetővé teszi az alveoláris nyomás folyamatos figyelését és így a légzési ellenállás számítását. Az áramlásérzékelőben levő szelep (shutter) elzárásakor a tüdő térfogata, kinyitásakor pedig az alveoláris nyomás változása határozható meg. A légzési ellenállás kiszámítható, ha az áramlási sebességet is mérjük.



9.20. ábra. Teljes test-pletizmográf

(http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Normal_values_for_FVC,_FEV1_and_FEF_25-75.png
szerző: Mabel J.)

Feladatok

1. A tesztelt személy maximális kilégzést (tüdőtérfogat egyenlő RV-vel) hajt végre, ekkor a tüdőben levő levegő nitrogénkoncentrációja 78%. Ezután 100% oxigént lélegzik be addig, amíg a tüdőben levő nitrogénkoncentráció 1%-ra csökken. Ez alatt az idő alatt a kilégzett levegő térfogata 35 l, nitrogénkoncentrációja 2,2%. Mekkora a tesztelt személy tüdejének maradék térfogata (RV)?
2. Mekkora az RV mérés bizonytalansága, ha a nitrogénkoncentráció mérési bizonytalansága 3%?
3. Adja meg, mekkora hibát okozna, ha nem végeznénk BTPS-korrekciót! A feltételezett értékek tüdőn belül: 37 °C, a szobalevegőre: 25 °C. Belégzéskor a tüdőben a nyomás a külső nyomásnál 3 mmHg-rel kisebb, kilégzéskor 3 mmHg-rel nagyobb.
4. Mire használják a teljesítést-pletizmográfot?
5. Miért az erőltetett légzésre léteznek „elvárt” értékek?

Bibliográfia

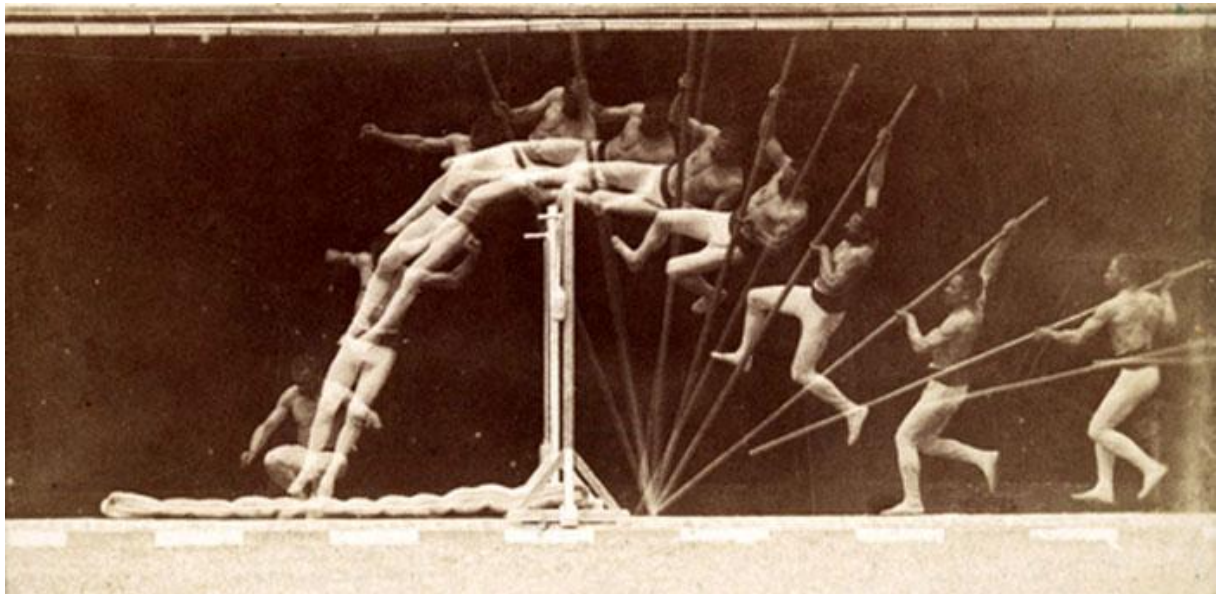
- [1] http://www.pistonmedical.com/Hungarian_Pages/HU_PBF-100.html
- [2] Cooper B. G.: Reference values in lung function testing: All for one and one for all? *Int J Chron Obstruct Pulmon Dis* v.2(3); Sep 2007
- [3] Miller M. R. et al.: Standardisation of Spirometry. *Eur Respir J* 2005; 26: 319–338.
- [4] <http://www.spirxpert.com/GOLD.html>
- [5] Quanjer Ph. H. – Tammeling G. J. – Cotes J. E. – [Pedersen O. F.](#) – [Peslin R.](#) – [Yernault J. C.](#): Lung volumes and forced ventilatory flows. Report Working Party Standardization of Lung Function Tests, European Community for Steel and Coal. Official Statement of the European Respiratory Society. *Eur Respir J Suppl* 1993 Mar; 16: 5–40.
- [6] Degens P. – Merget R.: Reference values for spirometry of the European Coal and Steel Community: time for change. *Eur Respir J* 31 (3); 687–688.
- [7] Series „ATS/ERS Task Force: Standardisation of Lung Function Testing. ed. Brusasco V. – Crapo R. – Viegi G. Number 2 in this Series: Miller M. R. – Hankinson J. – Brusasco V. – Burgos F. – Casaburi R. – Coates A. – Crapo R. – Enright P. – van der Grinten C. P. M. – Gustafsson P. – Jensen R. – Johnson D. C. – MacIntyre N. – McKay R. – Navajas D. – Pedersen O. F. – Pellegrino R. – Viegi G. – Wanger J.: Standardisation of spirometry. *Eur Respir J* 2005; 26: 319–338.

10. Mozgásanalízis

Az emberekre általában jellemző az, ahogyan mozognak. Sokszor egy-egy ismerősünket a járásáról már messziről felismerjük, 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 értékelése vizuális megfigyelés alapján nehéz. Míg az emberi (statikus) képfeldolgozó képesség csodálatra méltó, egészen egyszerű mozgások pontos részleteinek megfigyelése és kvantitatív analízise megfelelő eszközök nélkül gyakorlatilag lehetetlen. Sokat segít, ha a mozgást állóképen tudjuk érzékelteni. Erre mutat példát a 10.1. ábra. A rúdugróról a képek 100 ms-enként készültek az ún. kronofotográfias módszerrel.

Mozgások vizsgálatával, állóképen való érzékeltetésével Arisztotelész óta sokan foglalkoztak [1]. Ma is felhasználható eredményeket ért el E.-J. Marey (1830–1904) francia orvos-mérnök, akit a biomechanika megteremtőjének tartanak. A mozgások mozgófilmre való rögzítését évekkel a Lumière testvérek előtt megtette. Találmánya tudományos célokat szolgált, nem tartotta érdekesnek, hogy egy már lezajlott mozgást újra le lehessen játszani. Ennek eredménye, hogy csak a mozgások analízisével foglalkozók emlékeznek meg róla. A világ a *mozi* 100 éves évfordulóját ünnepelte meg, nem a *mozgófilmét*.



10.1. ábra. Rúdugró mozgásának érzékeltetése állóképen (Marey, 1886)

http://stephan.barron.free.fr/art_video/chronophotographie.html

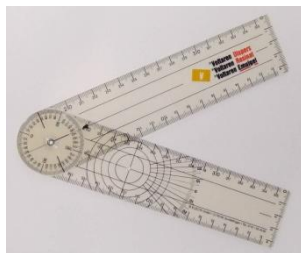
A 10.1. ábra mutatja, hogyan lehet egyetlen állóképen mozgást szemléltetni. Ez a megoldás egyszerű és olcsó, az elérhető felbontás azonban nagyon szerény, inkább csak a mozgás jellege vizsgálható. A pontosabb analízis háromdimenziós felvételek alapján lehetséges, amihez több kamerával kell figyelni a mozgást. A mintavételi gyakoriságot is növelni kell.

A mozgások leírásához használhatjuk az anatómiai vagy a laboratóriumi koordináta-rendszert. Az anatómiai koordináta-rendszer az egyes csontokhoz rögzített, az egyes testszegmensek egymáshoz képesti elmozdulásának leírását segíti. Az emberi mozgások analízisének szabványosítását célzó CAMARC-projekt (Computer Aided Movement Analysis in a Rehabilitation Context) [2] csontokhoz illesztett koordináta-rendszereket definiált. A

laboratóriumi koordináta-rendszerben írható le az egyes testszegmensek mozgása. A használt biomechanikai modellek az emberi testet merev szegmensekre bontják [4].

10.1. Eszközök emberi mozgások analíziséhez

Az emberi mozgások vizsgálata során az alábbi mennyiségek mérésére van szükség: elmozdulás, elfordulás, erő, nyomaték. A mozgást vezérlő izmok elektromos tevékenységét elektromiográffal (EMG) lehet mérni. Goniométerrel a végtagok hajlásszöge mérhető. Egy egyszerű változatot mutat a 10.2. ábra. A csuklópontba potenciométert helyezve a végtagoknál lévő hajlásszögek mozgások közben is vizsgálhatók. A 10.3. ábra fényvezető szálás goniométert mutat.



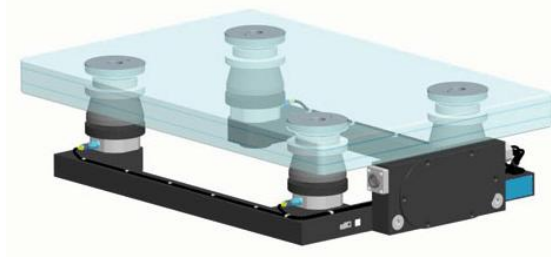
10.2. ábra. Térdhajlásszög mérése potenciométeres szögelfordulás-mérővel (goniométer)
(http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Medizinischer_Goniometer.jpg#file szerző: Voxymoron)



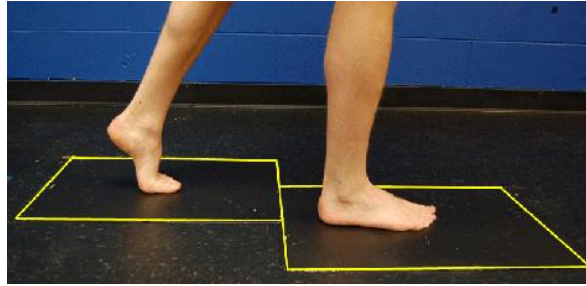
10.3. ábra. Térdre helyezett goniométer
<http://www.adinstruments.com/products/mlts700#overview> (Az ADInstruments cég terméke.)

A mozgások kinematikai vizsgálatához erő- és/vagy gyorsulásmérés is szükséges. A klinikai gyakorlatban a járásanalízis során használt erőmérő platform, talpnyomásszenzor (pedográf) és a testre vagy a végtagokra rögzíthető gyorsulásmérő a legelterjedtebb.

Az erőmérő platform (10.4. ábra) a rá ható erő x, y és z komponensét képes meghatározni. A talpnyomásszenzor (pedográf, 10.5. ábra) a nyomáeloszlást is képes mérni. A talpnyomásszenzor jellemzően kapacitív érzékelőkből áll, síkbeli felbontása eléri $0,25 \text{ mm}^2$ -t, a maximális mérhető nyomás pedig eléri a 200 N/cm^2 értéket.



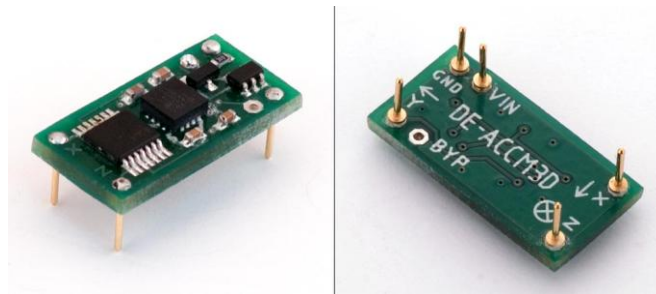
10.4. ábra. Erőmérő platform [2] <http://www.kistler.com/us/en/product/force/9285BA>
(A Kistler cég terméke.)



10.5. ábra. Talpnyomásszenzor (pedográf)

<http://podiatry.temple.edu/gaitlab/facilities/kistler.html> (A Kistler cég terméke.)

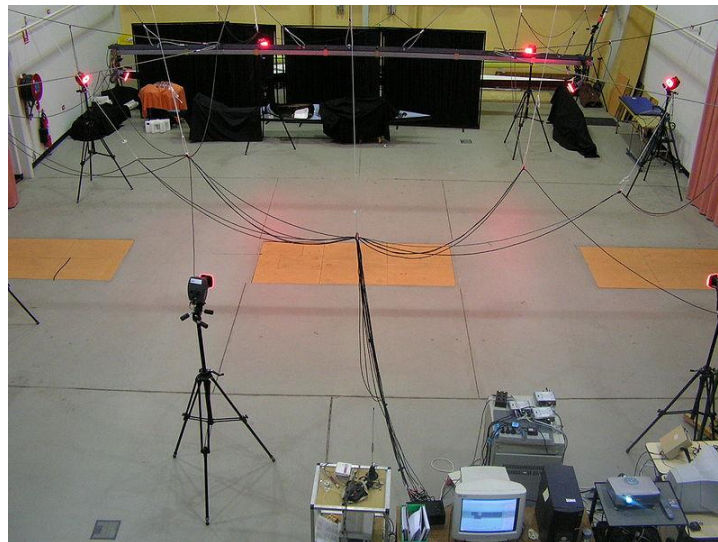
A háromdimenziós gyorsulásmérő (10.6. ábra) jele alapján az elmozdulás nem határozható meg egyértelműen. Ennek oka, hogy a három irányban (x, y, z) mért gyorsulást általános esetben végtelen sok különböző, hat szabadságfokú mozgás idézheti elő. Ez is egy inverz probléma. Elegendő a priori információ birtokában lehet a hat szabadságfokú mozgást egyetlen háromdimenziós gyorsulásmérő adatai alapján leírni. A vizsgálandó végtagra helyezett több háromdimenziós gyorsulásmérő egyértelművé teheti az inverz probléma megoldását.



10.6. ábra. Háromdimenziós gyorsulásmérő modul (DE ACCM3D, 21 x 10 mm)

<http://www.dimensionengineering.com/products/de-accm3d> (A Dimension Engineering cég terméke.)

A 10.7. ábra egy modern járásvizsgáló laboratóriumot mutat. A talpnyomást erőmérő platformok érzékelik, a test egyes szegmenseinek elmozdulását passzív markerek segítségével lehet meghatározni. A passzív markereket tíz kamera figyeli, így a végtagok takarásának hatása minimális.



10.7. ábra. Járásanalízis-laboratórium, erőmérő platformokkal és IR kamerákkal

http://en.wikipedia.org/wiki/File:Gait_laboratory.jpg (Szerző: Robertson DGE)

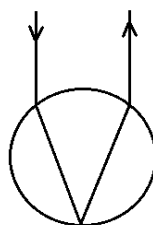
Ebben a fejezetben csak a markerbázisú mozgásanalízist ismertetjük. Megjegyezzük, hogy a mozgások kvantitatív analízise markerek nélkül is elvégezhető, mind videobázisú analízátorokkal, mind mechanikus vagy mágneses helyzetérzékelőkkel.

10.2. Markerbázisú analízis



10.8. ábra. Csuklóra (felül) és ujra (alul) gumiszalaggal rögzíthető passzív markerek

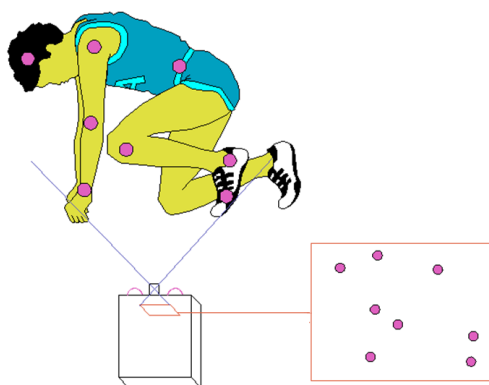
Passzív markereket mutat a 10.8. ábra. A passzív marker saját fénnel nem rendelkezik, a rá eső fényt veri vissza. A retroreflektív anyaggal bevont passzív markerek a LED-ek fényét abba az irányba verik vissza, ahonnan az érkezett. Ezt a retroreflektív anyagban levő gömb alakú részecskék törésmutatójának megválasztásával lehet elérni (10.9. ábra).



10.9. ábra. A retroreflektív anyag megfelelő törésmutatójú gömb alakú elemi részecskéje a beeső fényt ugyanabba az irányba veri vissza, ahonnan az érkezett

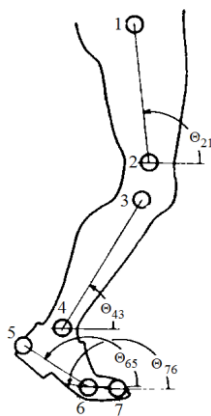
A passzív markerek előnye, hogy könnyűek, energiaforrást nem igényelnek, a vizsgált mozgást nem befolyásolják. Ha több markert is alkalmazunk, akkor ezekről azonos időben készülnek a felvételek. Hátrányuk, hogy a markereket minden képkockán azonosítani kell.

A marker lehet aktív, ekkor saját fénnel rendelkezik. Ennek előnye, hogy minden marker könnyen azonosítható, mivel egyszerre csak egy markert villantanak fel. Az aktív marker hátránya, hogy saját energiaforrást igényel, vagy vezetékes összeköttetésnek kell lenni a marker és az analizátor között. Ha egy mozgó emberen több markert is el kell helyezni, akkor ezekről – a szekvenciális felvillantás miatt – nem azonos időben készül felvétel, ezt a kiértékelésnél figyelembe kell venni.



10.10. ábra. A mozgás adott fázisából (balra fent) megmaradó információ a markermintázat (jobb oldalon alul)

Jelöljük meg az anatómiaiilag lényeges pontokat markerekkel. Ezután a képalkotó készülék a markerek helyzetét (10.10. ábra) adott gyakorisággal meghatározza. A markerek így előállított trajektóriái alapján történik a mozgás jellemzése. A markerek helyzetének meghatározása, az anatómiaiilag lényeges pontok kijelölése az analízis hatékonysága szempontjából döntő jelentőségű. Az eredmények összehasonlíthatóságát, a mozgásanalízis orvosi felhasználását segítené, ha a tesztekhez léteznének széles körben használt szabványos markerelrendezések.



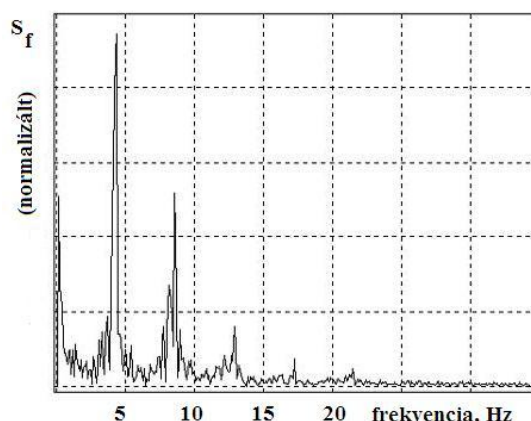
10.11. ábra. Járásanalízishez használható markerelrendezés az egyik lábon

A 10.11. ábrán a járásanalízis során használható egyik lehetséges markerelrendezést láthatjuk az egyik lábon. Az ábra a járásanalízisben szokásosan használt hajlásszögek definícióit is mutatja. $\Theta_{\text{comb}} = \Theta_{21}$, $\Theta_{\text{tér}} = \Theta_{21} - \Theta_{43}$, $\Theta_{\text{lábszár}} = \Theta_{43}$, $\Theta_{\text{boka}} = \Theta_{43} - \Theta_{65} + 90^\circ$. Megjegyezzük, hogy a kutatólaboratóriumok különböző markerelrendezéseket is használnak, erre vonatkozó szabvány nincs. Járásvizsgálathoz – csípőtől a lábujjakig – használnak 14, 15, 19 és 23 anatómiailag meghatározott pontot [3], [4].

10.2.1. A szükséges mintavételi frekvencia

A képfeldolgozást használó mozgásanalizátorok a markerek aktuális pozícióját nem folyamatosan követik, hanem mintavételezik. A mintavételezésre vonatkozó előírások értelemszerűen alkalmazandók. Nincs azonban mód a mintavételt megelőzően aluláteresztő szűrésre az optikai tartományban. A vizsgálni kívánt mozgás előzetes elemzésével kell meghatározni a mintavételi frekvencia szükséges minimális értékét.

[15] a 24 minta/másodperces mintavételi frekvenciát elegendőnek tartja mind normál, mind patológiás járás vizsgálatára. Ilyen mintavételi frekvenciát biztosítottak a keskenyfilm felvételkészítők. Ezeket a készülékeket mára teljesen kiszorította a videotechnika, ami Európában 25 teljes képet és 50 félképet jelent másodpercenként. Léteznek elektromágneses (a legelterjedtebb a Polhemus cég által fejlesztett Flock of Birds) és ultrahangos (Zebris) mozgásanalizátorok is [16]. Másodpercenként 100 mintavételt biztosító, precíziós, videobázisú mozgásanalizátorral (Precision Motion Analysis System, PRIMAS, [5]) az ujjdoboló mozgásról készítettünk felvételt. Egészséges fiatal személy kisujján levő marker időfüggvényének Fourier-transzformáltját mutatja a 10.12. ábra. Ennek alapján az ujjdoboló mozgás vizsgálatára a másodpercenkénti 50 minta elegendő. A mintavételi frekvencia szükséges értékét vizsgáltuk az ujjdoboló mozgás kiértékelésével is. A PRIMAS-rendszerrel készített felvételekből (100 minta/másodperc) minden második minta elhagyásával készítettünk 50 minta/másodperces, majd ebből is minden második minta elhagyásával 25 minta/másodperces mintavételnek megfelelő regisztrátumokat. Így három, különböző mintavételi frekvenciával, de ugyanarról a mozgásról készült adatbázis állt rendelkezésünkre. Az ujjdoboló mozgást kiértékelő, a 10.3.1. fejezetben leírt algoritmusok a 100 minta/másodperces és az 50 minta/másodperces regisztrátumokból gyakorlatilag azonos paraméterértékeket számítottak, míg a 25 minta/másodperces regisztrátumból ezektől szignifikánsan eltérő értékeket. Az 50 minta/másodperc mintavételi frekvencia elegendő az ujj-, kéz-, kar- és lábmozgások orvosi célú vizsgálatára.



10.12. ábra. A kisujjon levő marker mozgásának frekvenciaspektruma ujjdoboló mozgásnál

10.2.2. Markerek rögzítése és helyzetének meghatározása

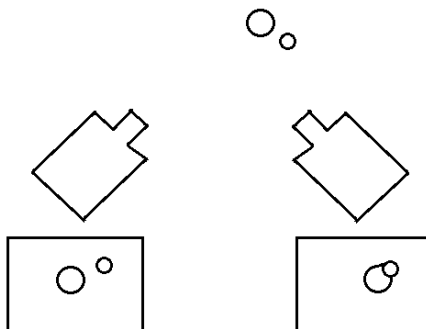
Emberi mozgások analízise során problémát jelent a markerek rögzítése. Erre a célra nem megfelelő a mindkét oldalán tapadós ragasztószalag. Ennek oka a bőr mozgás közbeni elmozdulása, amely akár két centiméternyi is lehet a csuklónál. A leggyakrabban alkalmazott megoldás az, hogy gumiszalag rögzíti a markert. A 10.13. ábrán ujjdoboló mozgás vizsgálatához a második ujjpercre felhelyezett markerek láthatók.



10.13. ábra. Markerek rögzítése az ujjakra gumiszalagok segítségével

Vizsgálták annak a lehetőségét, hogy helyi érzéstelenítés mellett a markereket tüvel rögzítsék a csontokhoz. 1945 és 1947 között a végtagprotézisek fejlesztéséhez végeztek kísérletet az egyik kaliforniai egyetemen (College of Engineering, University of California, Berkeley). A kísérlet értékelése [17] azt mutatja, hogy a mindennapi orvosi gyakorlatba a rögzítésnek ez a módja nem vihető át.

A marker nem tekinthető pontszerűnek, a képet alkotó mozgásanalizátorok a marker egy meghatározott jellemzőjének aktuális helyzetét határozzák meg. A mozgás során a kamera különböző irányokból látja a markert. Ezért a marker a leggyakrabban gömb (kétdimenziós vizsgálatokhoz, pl. arcremegés vizsgálatához lehet korong) alakú, és a gömb középpontját határozzák meg. A háromdimenziós marker kétdimenziós vetületi képe a kamera érzékelőjén jelenik meg. A képpontok intenzitásának kiolvasása után a vetületi kép középpontját kell meghatározni. Egy kamera esetén azt az egyenest lehet megállapítani, amely a kamerát és a markert összeköti. Ezen egyenesen bárhol levő marker képe az érzékelőn azonos helyre kerül. Ezt szemlélteti a http://project.mit.bme.hu/kobak2012/marker_markerkep.pps animáció. Ha a marker térbeli helyzetét akarjuk meghatározni, akkor a markert legalább két kamerának látni kell, ld. 10.14. ábra.



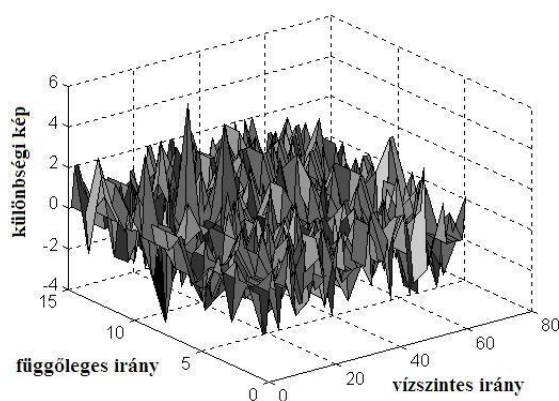
10.14. ábra. Markerelrendezés két kamera képzékelőjére leképezve

A jelenleg használt, képek kiértékelését végző szinte minden mozgásanalizátornak CCD- érzékelője van. A felbontás meghatározásához nem elegendő az érzékelő képelemei (pixelek) számának ismerete. Ha egy marker képe több pixelt is lefed, akkor a markerkép középpontjának meghatározása a pixeloldal méreténél finomabb (szubpixel) felbontással is történhet. A kvantálás miatt a digitális markerkép középpontját csak becsülni lehet. Az erre használható lehetőségeket [18] részletesen bemutatja.

10.2.3. Felbontás, reprodukálóképesség, pontosság

Felbontás alatt a markernek azt a legkisebb elmozdulását értjük, amelyet a mozgásanalizátor ki tud mutatni. A reprodukálóképesség azt mutatja, hogy állandó kamera-marker relatív helyzet esetén mennyire állandó az analizátor által meghatározott markerpozíció. A pontosság az ismert és a meghatározott markerhelyzet közti eltéréssel jellemezhető. A definíciók megadása [19] szerint történhet.

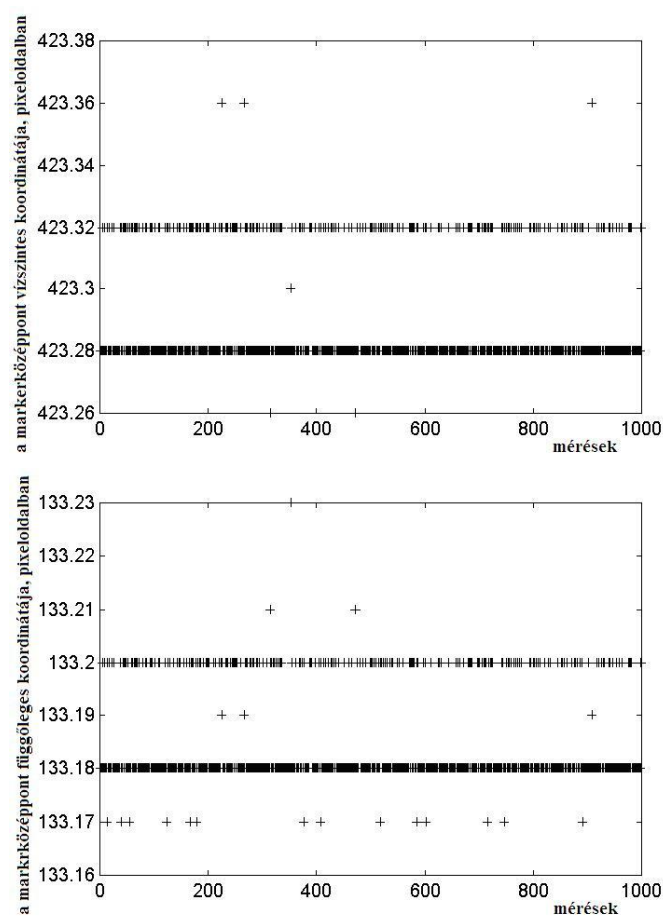
Nehéz egy mozgásanalizátorra általában megadni ezeket a paramétereket, mert sok a befolyásoló tényező. Meghatározó a markerkép mérete, és a lencsetorzítás miatt a markerkép aktuális helyzete a kamera érzékelőjén. A markerkép mérete a marker méretén kívül a kamera-marker távolságtól is függ. A felhasználót a saját alkalmazásának a jellemzői érdeklik. Minden konkrét alkalmazás előtt célszerű a fenti paramétereket megbecsülni, a vizsgálandó mozgást szimulálva.



10.15. ábra. CCD-érzékelő zaja: változatlan képet látó kamera által készített két, egymást követő kép különbsége. A vizsgált érzékelő: Philips BXA 1011, a képek 8-bites A/D felhasználásával készültek

Az érzékelő zaja mindhárom paramétert befolyásolja. A PRIMAS mozgásanalizátor kameráját vizsgáltuk, amelynek érzékelője a Philips NXA 1011 (frame transfer sensor). A kamerák teljes felbontás (604 x 288 pixel) mellett másodpercenként 100 kép készítésére alkalmasak. A markerkép kiértékelése hardverrel támogatott. A videojel komparálásával bináris markerképet készít, a videó-/ (digitális koordináta) átalakító kijelöli a markerkép által lefedett pixeleket. A más hasonló mozgásanalizátorokba is beépített megoldást először E. H. Furnée alkalmazta [20]. A PRIMAS HTH MX kamerájához illesztett 8-bites A/D konverterrel az érzékelő egy 64 x 16 pixeles területét vizsgáltuk. Különböző statikus elrendezésekről készített, egymást követő képek különbségét

állítottuk elő. A 10.15. ábra egy jellegzetes különbségi képet mutat. Ennek előállításakor két marker volt a kamera látómezőjében. Ezek a különbségi képen egyáltalán nem azonosíthatók. Többféle statikus képet is elemeztünk, ezek között a teljes sötétséget is. Egy pixel intenzitásának maximuma 255 volt, a két kép pixelei közti intenzitáskülönbség -5 és $+5$ között változott, a statikus képtől függetlenül.

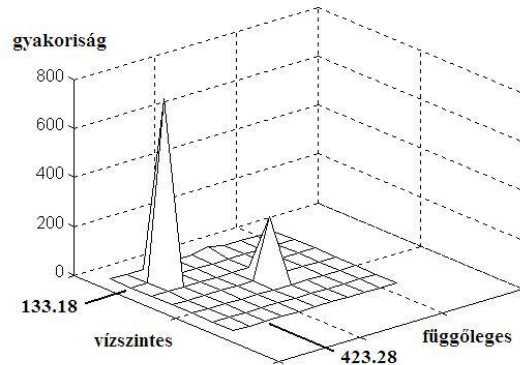


10.16. ábra. Statikus marker mért középpontjának változása tíz másodperces felvétel alatt

A felbontás vizsgálatához a marker jól mérhető, reprodukálható kis elmozdulása szükséges. Ilyen előállítható például egy mikrométercsavarhoz vagy egy mátrixnyomtatófejhez rögzített marker segítségével. A vizsgálat során a TECO VP2450 típusú nyomtatót használtuk. Ennek nyomtatófeje 775 különböző pozícióba állítható, a szomszédos pozíciók távolsága azonos. A nyomtatófej maximális elmozdulása 325 mm. A nyomtatófej szomszédos pozíciói között a távolság 0,419 mm. A nyomtatófejhez egy pingponglabda méretű markert rögzítettünk, a kamera a nyomtatófejtől (annak középpontjában) 375 centiméterre volt. Így a nyomtatófej mozgásának függőleges síkjában a kamera látómezeje 365 x 271 cm volt. Ebből adódóan a minimális elmozdulás a kamera látómezejének vízszintes oldalához viszonyítva $1/8711$. Ebből a távolságból a marker a szokásosnál kisebb markerképet eredményezett, összesen mintegy 8–10 pixelt fedve le. A nyomtatófejet tíz egymással szomszédos pozícióba vezértük balról jobbra, majd vissza. Az oda- és visszaúton levő azonos pozíciókban mért markerközpontok között jó egyezést kaptunk. Ez azt mutatja, hogy a nyomtatófej a vizsgálathoz elegendő pontossággal állt be a különböző pozíciókba. Az azonos nyomtatófej-pozícióban mért markerközpontok szórása jóval kisebb volt, mint két szomszédos pozícióban mért markerközpont különbsége. Tehát a különböző nyomtatófej-pozíciókban mért értékek egymástól egyértelműen megkülönböztethetők voltak. Ebből adódik, hogy a vízszintes irányú felbontás jobb, mint $1/8700$. A felbontás vizsgálatának finomítása vagy kisebb elmozdulást, vagy nagyobb kamera-marker távolságot igényel.

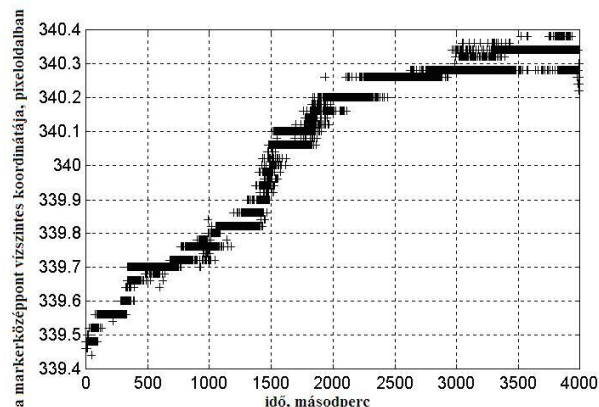
A reprodukálóképességet elsősorban a zaj befolyásolja, de a kamera melege sem hanyagolható el. A markerközpont meghatározás rövid idejű stabilitásának jellemzésére 10 másodperces felvételeket készítettünk statikus markerről. A PRIMAS mozgásanalizátort használtuk, 100 kép/másodperc mintavételi sebességgel, ez mérésenként összesen 1000 felvételt jelent. A markerközpont mért vízszintes és függőleges koordinátáját a

10.16. ábra, ennek alapján a középpont síkbeli elhelyezkedését a 10.17. ábra mutatja. Látható, hogy nem normális az eloszlás. A mért értékek 99,7 százaléka esetén a maximális vízszintes eltérés 0,04 pixeloldal, ez a CCD-érzékelő 604 oszlopa miatt a látómező vízszintes oldalához viszonyítva $1/15100$. Függőleges irányban a mért értékek 99,8 százaléka nem tér el egymástól 0,03 pixeloldalnál jobban. A CCD-érzékelő 288 sora miatt ez a látómező függőleges oldalához viszonyítva $1/9600$.



10.17. ábra. Statikus marker mért középpontjának változása

A kamera a bekapcsolást követő egy órán keresztül történt melegedésének hatását mutatja a 10.18. ábra. Egy teljes pixeloldalnyi a változás, ez a látómező vízszintes oldalához viszonyítva $1/600$. Ez egy nagyságrenddel kedvezőtlenebb, mint a rövid idejű reprodukáló- képesség!

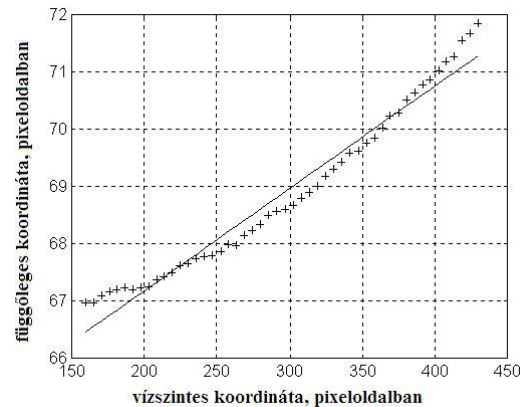


10.18. ábra. Statikus marker, a mért középpont vízszintes koordinátájának változása a bekapcsolást követő egy óra alatt

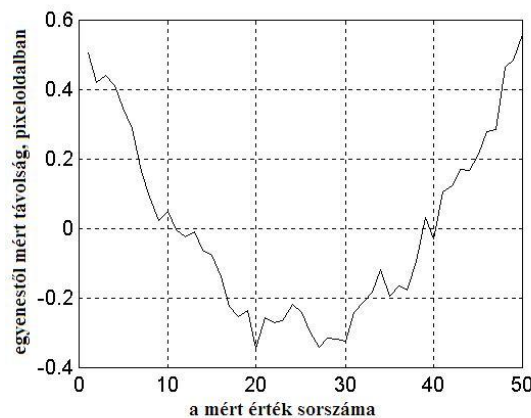
A *pontosság* megállapításához ismert pozíciójú markerre lenne szükség. Ehelyett a mozgásanalizátorok pontosságát egymástól ismert távolságra levő markerek, vagy egy marker ismert pályán történő mozgataása segítségével állapítják meg. Az ismert távolságra levő (pl. egy bot két végéhez erősített) markerek háromdimenziós analízátorok tesztelésére alkalmasak. Kétdimenziós (egy kamerát használó) mozgásanalizátor esetében az egyenes mentén történő mozgataás jöhet szóba. Ezzel a pontosság jellemezhető a markerpozíciók ismerete nélkül, a mért középpontok egyenestől való eltéréseivel. A méréshez a felbontás vizsgálatnál leírt elrendezést használtuk. A mért középpontokat a 10.19. ábra, a mért középpontok egyenestől való eltérését a 10.20. ábra mutatja. Elsősorban a lencse torzítása miatt ez a hiba függ attól, hogy a marker mozgása a látómező melyik részén történik, és így a markerkép az érzékelő melyik részére vetül.

A videobázisú mozgásanalizátorok a markereket fényességük alapján választják el a háttértől. A passzív markereket használó analízátorok a kamera körül elhelyezett infravörös LED-eket impulzusüzemben működtetik. Ezek felvillantásához szinkronizálják a CCD- érzékelő integrálási idejét, így a környezeti fényelnyomást megnövelik. Ha az analízátor 100 képet készít másodpercenként, akkor egy kép készítésére legfeljebb 10 ms jut. 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 nagyintenzitású fényt teljes egészében érzékelik (amikor az infravörös LED-ek nem világítanak, akkor a markerek fényessége jelentősen lecsökken), az állandó fényességű

hátteret 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. Egy marker térbeli helyzetét legalább két kamera képe alapján határozhatjuk meg.



10.19. ábra. Egyenes vonalon mozgatott marker mért pozíciói



10.20. ábra. Az egyenes vonalon mozgatott marker mért középpontjának eltérése az egyenestől

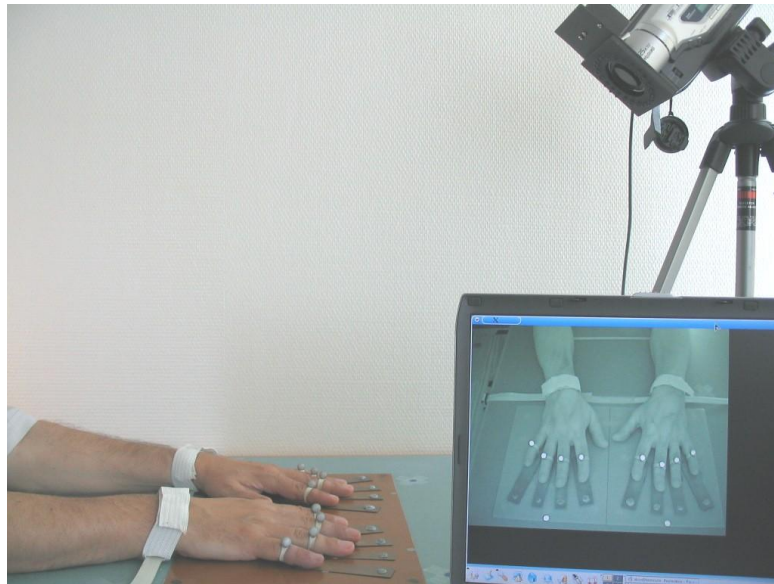
A felhasználói programok a markerközéppontok koordinátáit dolgozzák fel, kiszámítva ezek alapján az adott alkalmazásban fontos paramétereket. A digitális markerképek középpontját különböző módszerekkel lehet meghatározni. A legelterjedtebben használt módszer a geometriai centroid számítása:

$$X_{0g} = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N x_j, \quad Y_{0g} = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N y_j \quad (10.1)$$

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

Egy marker képe az azt különböző irányokból figyelő kamerák által készített képeken más-más pozícióba képződik le. Ha a kamerák egymáshoz képesti helyzete ismert, akkor a marker térbeli koordinátái meghatározhatók. A kamerák egymáshoz képesti helyzetének pontos meghatározása a mozgásanalizátor kalibrálása során történik. Ennek során olyan térbeli markerelrendezést helyeznek a kamerák látómezejébe, amelyik a vizsgált mozgásteret kitölti. A markerelrendezés jellemzően szétcsedhető, a kalibrálást követően a helyfoglalása minimális.

A videoalapú mozgásanalizátorok elérik az 1000 kép/másodperc mintavételi sebességet. A VICON T10S típusjelű kamerájának 1 megapixeles érzékelője van, teljes felbontás mellett 1000 kép/másodperc, a kép egy részére pedig 2000 kép/másodperc mintavételi sebességre képes.



10.21. ábra. Klinikai használatra alkalmas passzív markerbázisú mozgásanalizátor (PAM)



10.22. ábra. A PAM kamera IR szűrővel és IR LED gyűrűvel

A 10.21. ábra egy klinikai használatra alkalmas passzív markerbázisú mozgásanalizátort (PAM) mutat [6]. A 10.22. ábrán látható a kamera objektív körüli IR LED gyűrű és az objektív elé helyezett IR fényt áteresztő, a látható fényt jelentősen csillapító szűrő (B+W O93). Az analizátor egyetlen kamerát tartalmaz, ezért olyan mozgások vizsgálhatók vele, amelyek során a markerek trajektóriája és a kamera egymáshoz képesti helyzete közel állandó. Klinikai alkalmazását könnyíti, hogy egyszerűen kezelhető, kis helyen elfér és olcsó. Agyérintéskészítőt szenvedett (stroke-os) beteg és egészséges kontrollszemély ujjdobolásáról, arcremegéséről és agyi pézsméker ki/bekapcsolt állapota mellett fellépő végtagremegéséről készült mozgóképfelvételek:

http://project.mit.bme.hu/kobak2012/ujjdobolas_stroke.wmv

http://project.mit.bme.hu/kobak2012/ujjdobolas_egeszseges.wmv

<http://project.mit.bme.hu/kobak2012/arcremeges.wmv>

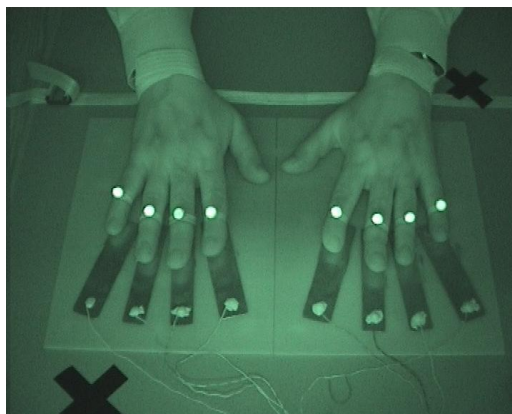
http://project.mit.bme.hu/kobak2012/Brain_pacemaker.wmv

10.3. Mozgásanalízis alkalmazása az orvosi gyakorlatban

10.3.1. Ujjdoboló mozgás

Ennek a mozgásnak a vizsgálata kapcsán leírjuk, hogyan lehet kialakítani a páciensek állapotának objektív jellemzésére alkalmas eljárást. Általánosítható eredmény a vizsgálandó mozgás pontos definiálása, a kváziperiodikus tulajdonságot mutató trajektóriák kiértékelése, a mozgáshoz szükséges betanulás megléte és a vizsgálat személyre szabásának felvetése.

Ezt a mozgást a XIX. században kezdték vizsgálni a mozgáskoordináció jellemzésére [9]. A klinikai gyakorlatban általában a mozgást vizuálisan értékelik. Ezt csak kellő tapasztalattal rendelkező megfigyelő képes hatékonyan elvégezni, a finom változások szabad szemmel nem követhetők. Alkalmazznak egyszerű kontaktusérzékelőket [10], amelyek az asztallap érintését észlelik. Két érintés közti idő és az adott idő alatt bekövetkezett érintések száma pontosan mérhető (10.23. ábra).



10.23. ábra. Ujjdoboló mozgás felvétele passzív markereket és kontaktusszenzorokat használva

Létezik egy ujjal végrehajtott ujjdobolásteszt. Az orvosi gyakorlatban szokásos mozgásminta során kiinduló helyzetben mindkét csukló és mindkét kéz ujjai az asztallapon vannak. Az ujjakat egyszerre kell felemelni, legalább harminc fokkal úgy, hogy a csuklók az asztallapon maradnak. Ezt követően az ujjakat kisujj-gyűrűsujj-középsőujj-mutató-ujj sorrendben ismét az asztallapra kell tenni. (Alkalmazzák az ujjak asztallapra való visszahelyezésének fordított sorrendjét is.) Ha az ujjakat egyszerre emeljük fel és egyszerre helyezzük az asztallapra vissza, akkor tenyérdoboló mozgást végzünk. Az ujjak mozgását a teszt teljes ideje alatt lehet követni, ha az ujjakhoz markereket rögzítünk, ld. 10.24. ábra.



10.24. ábra. Az ujjdoboló mozgás. Az ujjakhoz rögzített markerek mozgását a teszt teljes ideje alatt lehet követni

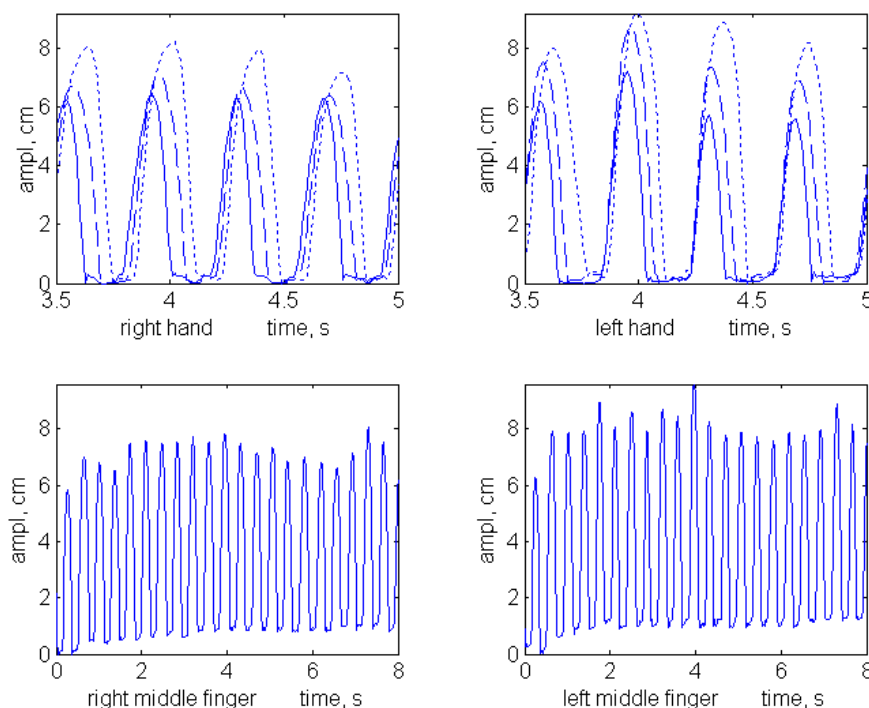
A markerek trajektóriáinak ismeretében lehetséges a mozgás részletes jellemzése. A nagyobb amplitúdó és/vagy a gyorsabb mozgás jobb teljesítménynek tekinthető. Nyilvánvaló – javasoljuk kipróbálni –, hogy a mozgás gyorsabban elvégezhető kisebb amplitúdóval. A mozgás sebességének összehasonlítható jellemzését adja az amplitúdó és a frekvencia szorzata, am x fr. Ennek a teljes teszt idejére számított értéke az egyes ciklusokra vett értékek átlaga (10.2).

$$\text{amxfr} = \frac{\sum_{i=1}^n \frac{A_i}{T_i}}{n} \quad (10.2)$$

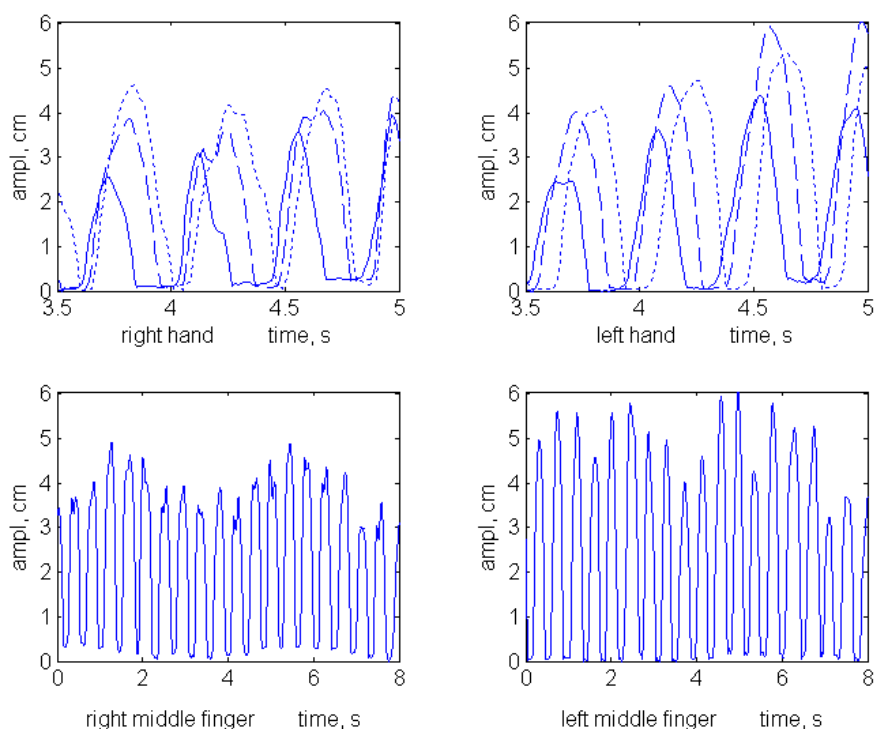
ahol A_i az i . ciklus amplitúdója cm-ben, T_i az i . ciklus (két asztalkontaktus közti idő) s-ban, n : a teszt során elvégzett ciklusok száma, amxfr a kiszámított, mozgás gyorsaságát jellemző paraméter cm/s-ban. A mozgáskoordinációt jellemzi az is, mennyire hasonló az ujjak mozgása az egyes ciklusokban. Ezt a 4.2.5. fejezetben részletezett PM (periodicity of movement) paraméterrel lehet kifejezni. Az is belátható (ezt is javasoljuk kipróbálni), hogy könnyebb szabályos ujjmozgást produkálni lassan. Mindezeket figyelembe véve egy ujj mozgását az FTTS (finger tapping test score) paraméterrel jellemezhetjük, amely a sebesség és a szabályosság szorzata. A Parkinson-kórban szenvedő betegekről és egészséges kontroll-személyekről készített több mint háromszáz felvétel kiértékelése alapján [11] javasoljuk a PM relatív súlyának módosítását (10.3).

$$\text{FTTS} = (\text{PM} - 0,6) * \text{amxfr} \quad (10.3)$$

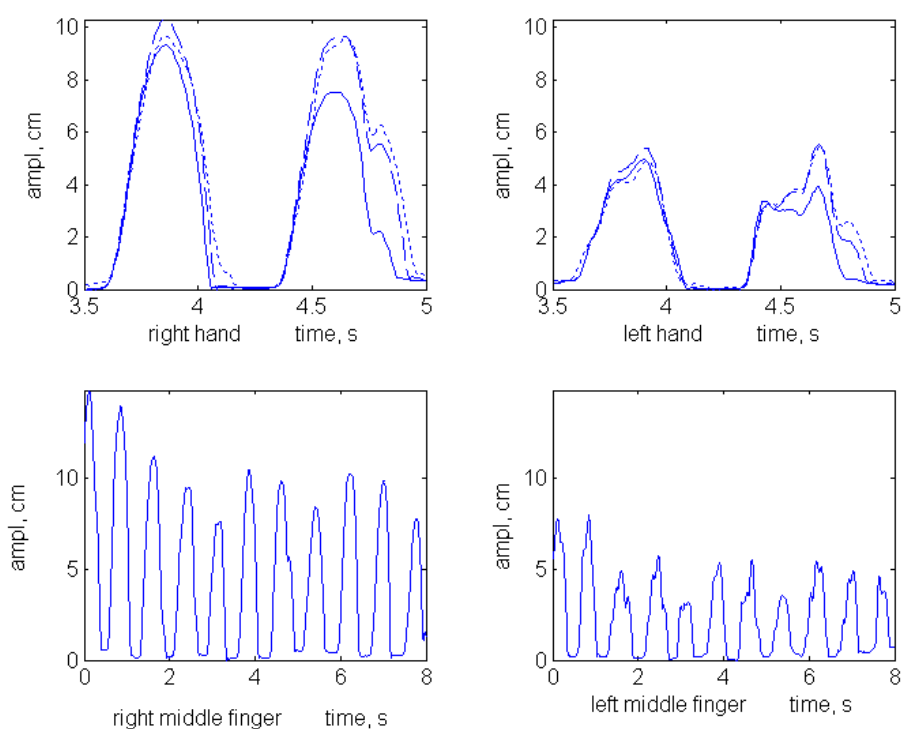
PM az összes egészséges és a betegek döntő többsége esetén 0,6-nál nagyobb volt. PM dimenzió nélküli, így FTTS-t cm/s-ban kapjuk. Az egyes ujjakra számított FTTS alapján lehet egy kézre, majd a vizsgált személyre (mindkét kézre) jellemző paramétert előállítani. A vizsgálatot végző orvos a paramétert személyre szabhatja a vizsgált páciens ismeretében. Előfordulhat, hogy csak bizonyos ujjak teljesítményét tartja jellemzőnek. Gyakran a kisujjak mozgása a páciensre nem jellemző. A 10.22.–10.25. ábrák négy különböző tesztelt személy ujjmozgását mutatják. A felső két ábra a jobb és a bal kéz gyűrűs- (folytonos vonal), középső- (szaggatott vonal) és mutatóujjának (pontozott vonal) trajektóriáját mutatják a teszt egy másfél másodperces részében. Az alsó két ábra a jobb és bal középső ujj trajektóriáját mutatja a teszt nyolc másodperces részében. Látható, hogy a fiatal egészséges személy ujjmozgása (10.25. ábra) sem eredményez periodikus jelet, de a két kéz ujjainak mozgása nagyon hasonló. A P07 (10.26. ábra) és P08 (10.27. ábra) jelű kezdeti stádiumban (Hoehn–Yahr-skála szerinti 0-1, [9]) levő Parkinson-kóros betegek egymástól teljesen eltérő ujjdoboló mozgást produkáltak. Ez is alátámasztja a neurológusok megfigyelését, hogy minden Parkinson-kóros beteg egyedi tüneteket mutat. P07 alig teljesített rosszabbul, mint az egészségesek átlaga. A jobb oldala érintett, itt kisebb amplitúdókat produkál, és a bemutatott második ciklusban az ujjak mozgásában apró rándulás látható. A jobb oldalon megfigyelhető, hogy az ujjak lecsapásai közti idők eltérőek.



10.25. ábra. Fiatal egészséges személy ujjmozgása



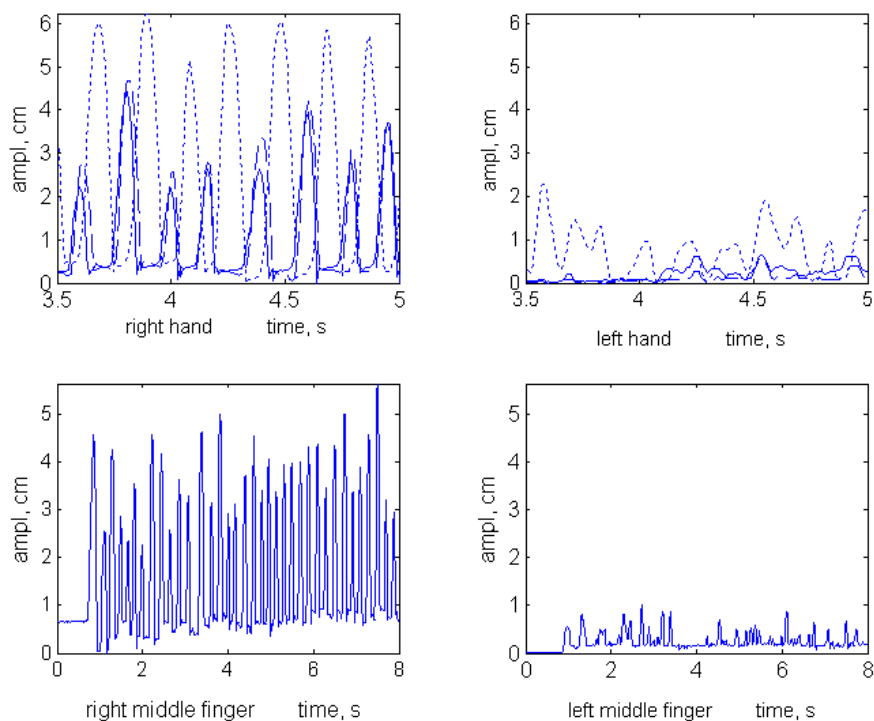
10.26. ábra. Kezdeti stádiumban levő Parkinson-kóros beteg (P07, 10.24. ábra) ujjmozgása



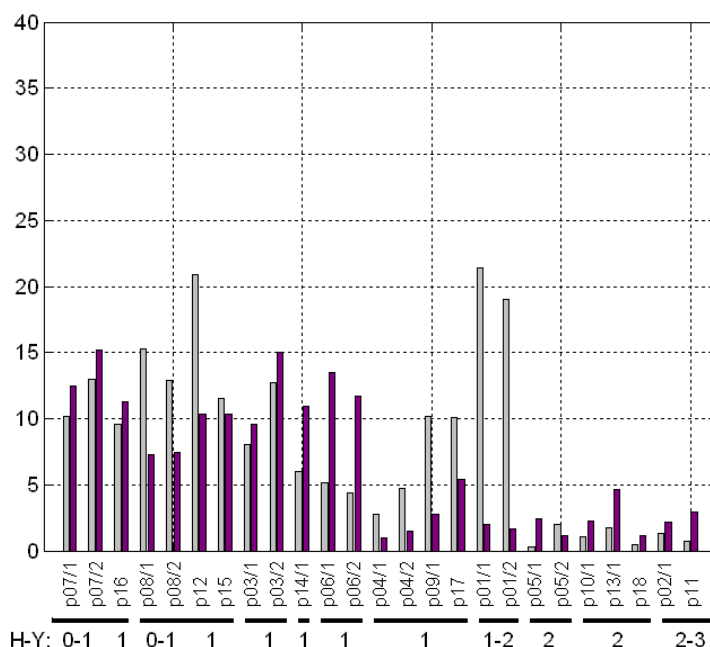
10.27. ábra. Kezdeti stádiumban levő Parkinson-kóros beteg (P08, azonos stádiumba sorolt, mint a P07-es beteg)

A P08-as páciens mozgása szignifikánsan lassabb. Másfél másodperc alatt csak két ciklust teljesített. Alapvetően bal oldali érintettségű, az ujjmozgások amplitúdójában 1:2 arányú különbség van. Lényegében tenyérdoboló mozgást végez, az ujjak egyszerre emelkednek fel és egyszerre kerülnek vissza az asztallapra.

A 10.28. ábrán bemutatott mozgást Hoehn–Yahr-skála szerint 1-2-es stádiumban levő Parkinson-kóros páciensről (P01) vettük fel. Erős bal oldali érintettségű. A jobb oldalon a mutatóujj a másik két vizsgált ujjal ellentétes fázisban mozog.



10.28. ábra. Előrehaladt, (H-Y 1-2) állapotban levő Parkinson-kóros beteg (P01) ujjmozgása

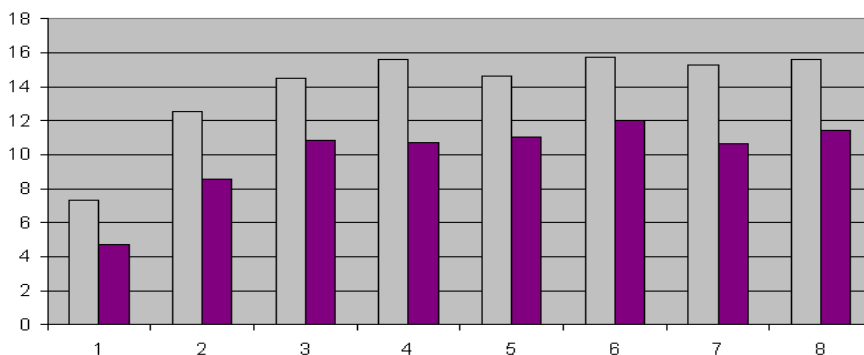


10.29. ábra. Parkinson-kóros betegek FTTS-értékei a bal (lila) és a jobb (szürke) kézre átlagolva

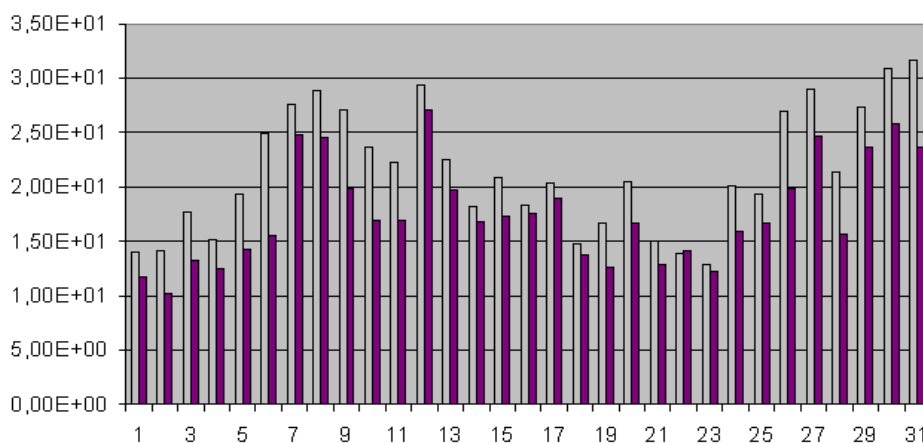
A bal és jobb kézre átlagolt FTTS-értékeket mutatja a 10.29. ábra. A páciensek a neurológusok által történt besorolásuk (Hoehn–Yahr-skála szerint) alapján vannak rendezve. A vastag vonal azonos páciens eredményeit fogja össze. Ha egy páciensről egy vagy két évvel később újabb felvétel készült, akkor más jelet kapott (például

P07 és P16 azonos személy). Az egy vagy két évvel később történt teszt esetén a Hoehn–Yahr-skála szerinti besorolás is megváltozhatott.

Tapasztalatok szerint a tesztelt személyek (mind egészségesek, mind Parkinson-kórosok, mind agyérkatasztrófát szenvedettek) a harmadik tesztre „tanulják meg” az ujjdoboló mozgás hatékony végrehajtását. Fiatal egészséges személy által egy hét alatt elvégzett nyolc teszt eredményét mutatja a 10.30. ábra.



10.30. ábra. A tanulás javíthatja a teljesítményt. Fiatal egészséges alany FTTS- eredményei az egy hét alatt elvégzett nyolc teszt során

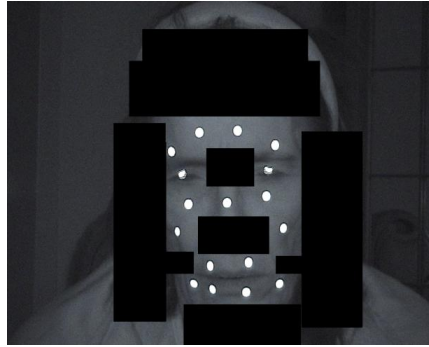


10.31. ábra. Az FTTS-paraméter ingadozhat. Fiatal egészséges alany egy hónap alatt elvégzett 31 tesztjének eredményei. 15 perces különbséggel végrehajtott tesztek eredménye 25%-kal is eltérhet (17. és 18. teszt)

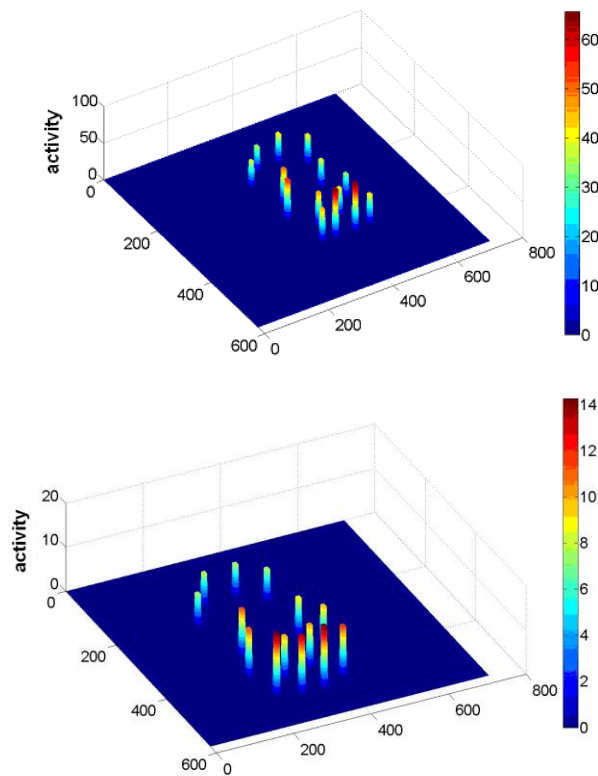
Az FTTS-eredmények rövid távon is ingadozást mutathatnak, ld. 10.31. ábra. Ennek többféle oka lehet, a stresszállapot jelentősen befolyásolhatja az eredményt. Ezért a klinikai vizsgálatok során törekedni kell rá, hogy a páciensek nyugodt állapotban végezzék el a mozgásukat vizsgáló teszteket.

10.3.2. Arcremegés

Az arcremegést az arcra helyezett korong alakú markerekkel vizsgálhatjuk [12]. Ez lehetővé teszi a Meige-szindrómában [13] szenvedő páciens aktuális állapotának kvantitatív jellemzését. Az arcremegés elektromiográffal nehezen és körülményesen vizsgálható, a felhelyezett elektródok a mozgást magát jelentősen befolyásolják. A 10.32. ábra mutatja, hova helyezte fel a neurológus az arcremegés-vizsgálathoz használt 17 markert. A 10.33. ábra mutatja az egyes markerek aktivitását a páciensen elvégzett műtét előtt és után. A műtét hatására az arcremegés egy nagyságrenddel csökkent.

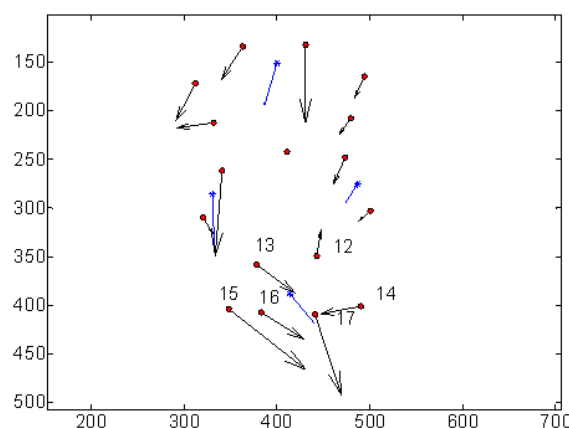


10.32. ábra. Arcremegés vizsgálatához felhelyezett markermintázat



10.33. ábra. A 10.32. ábrán bemutatott markerek aktivitása a páciensen végrehajtott műtét előtt (fenn) és után (lent). A két ábra skálázása 5:1 arányban eltér!

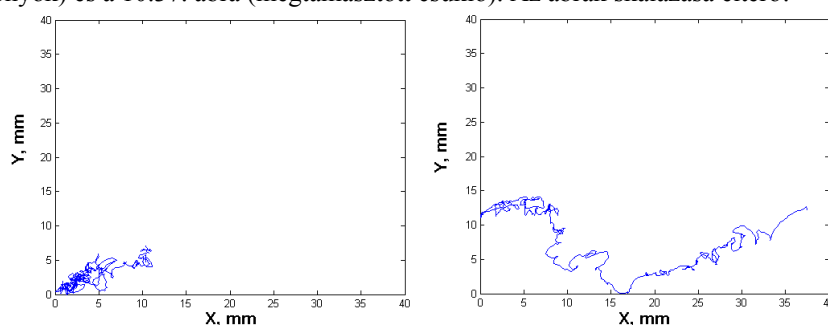
A 10.33. ábrán a markerek aktivitása a felvétel alatt összességében megtett úttal jellemzett. A markerekről a felvétel PAM-mal készült. Két szomszédos képkocka (eltérés: 20 ms) között az egyes markerek elmozdulását mutatja a 10.34. ábra. A páciens alapvetően jobbra és lefelé mozdította el a fejét, azonban néhány marker az arcremegés miatt ettől eltérő irányba mozdult (például a 12-vel jelölt marker teljesen ellentétesen).



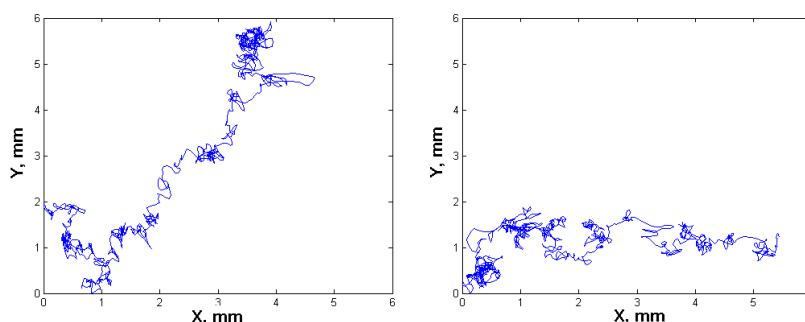
10.34. ábra. Az arcra helyezett markerek elmozdulása két szomszédos képkocka között

10.3.3. Kézremegés

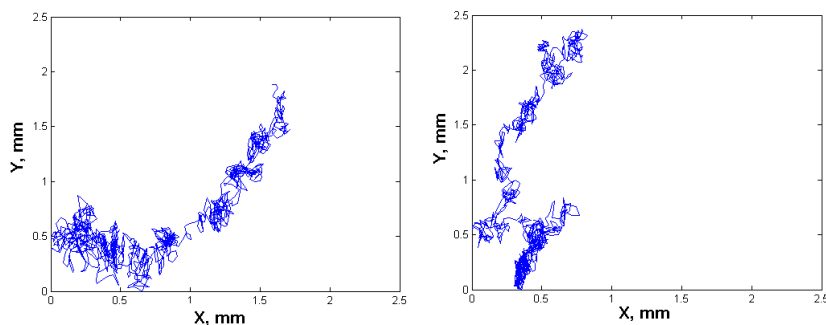
A remegés ritmikus, akarattól független izom-összehúzódás, ami a test egy részét érinti [14]. A remegés nem önálló betegség, hanem egy tünet. Kiterjedhet a lábakra, a törzsre, a fejre, a végtagokra, még a hangszálakra is. A remegés osztályozására számos módszer létezik. Megkülönböztetünk nyugalmi, tartási (poszturális) és intenciós (akciós) tremort. Minden egészséges ember is mutat remegést, ami azonban vizuális megfigyeléssel ritkán érzékelhető. Markert rögzítve a vizsgált személy testére kis amplitúdójú remegés is kimutatható. Egészséges felnőtt férfi mutatóujjához rögzített marker mozgását mutatja a 10.35. ábra (kinyújtott kar), a 10.36. ábra (megtámasztott könyök) és a 10.37. ábra (megtámasztott csukló). Az ábrák skálázása eltérő!



10.35. ábra. Egészséges felnőtt férfi felső végtagjának remegése kinyújtott kar esetén, marker a mutatóujjon. Bal oldali ábrán nyitott, jobb oldali ábrán csukott szem

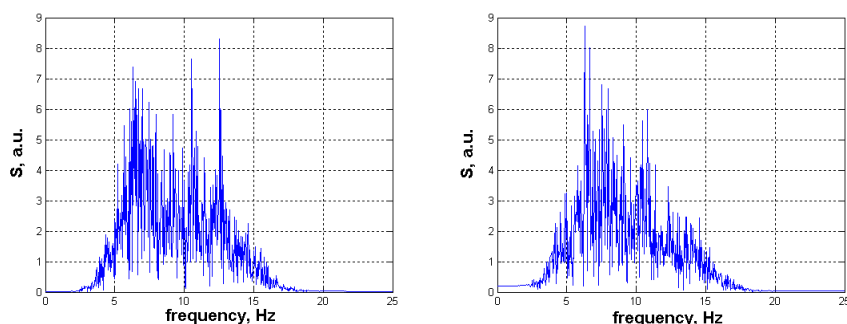


10.36. ábra. Egészséges felnőtt férfi felső végtagjának remegése megtámasztott könyök esetén, marker a mutatóujjon. Bal oldali ábrán nyitott, jobb oldali ábrán csukott szem

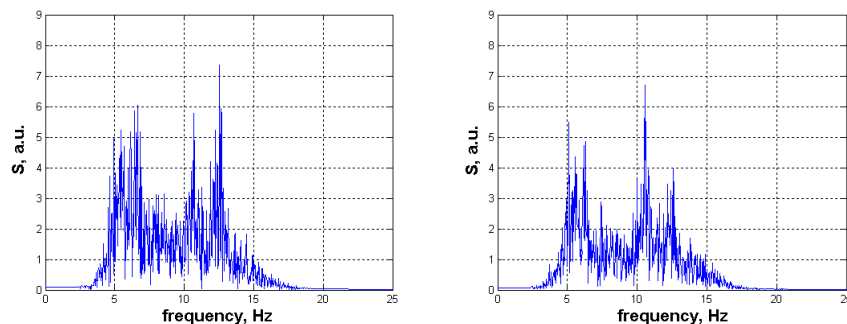


10.37. ábra. Egészséges felnőtt férfi felső végtagjának remegése megtámasztott csukló esetén, marker a mutatóujjon. Bal oldali ábrán nyitott, jobb oldali ábrán csukott szem

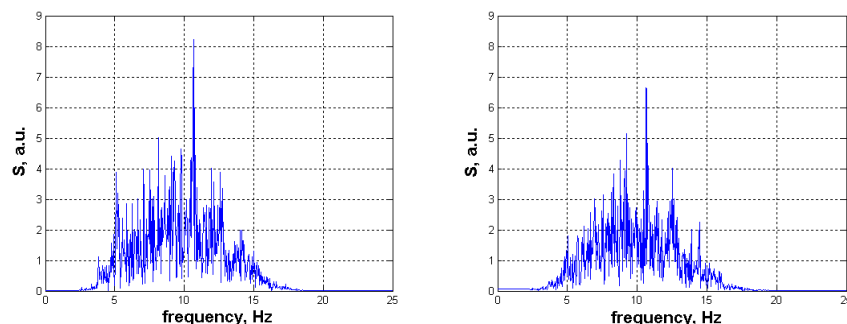
A három ábrán nem azonos a lépték, támasztás nélkül a marker mozgása lényegesen nagyobb, mint megtámasztott könyök esetén. A csuklót megtámasztva kapjuk a legkisebb markerelmozdulást, de a húsz másodperces felvétel alatt még ekkor is bekövetkezik 2 mm-es elmozdulás.



10.38. ábra. A 10.35. ábrán bemutatott trajektóriák frekvenciaspektruma



10.39. ábra. A 10.36. ábrán bemutatott trajektóriák frekvenciaspektruma



10.40. ábra. A 10.37. ábrán bemutatott trajektóriák frekvenciaspektruma

A 10.38.–10.40. ábrákon a 10.35.–10.37. ábrákon bemutatott trajektóriák frekvencia-spektruma látható. Csukott szem esetén a mutatóujj elmozdulása lényegesen nagyobb, mint nyitott szem mellett. Ez a különbség a frekvenciaspektrumon nem jelentkezik.

Feladatok

1. Sportoló karján levő marker trajektóriáját kívánjuk felvenni. A felvétel során a marker maximális sebessége 10 m/s. Az alkalmazott kamera optikai tengelye a marker mozgásának síkjára merőleges. A kamera 100 képet készít másodpercenként, a retroreflektív markert 1 ms időre felvillanó IR-sugárzás világítja meg. Mekkora a marker maximális elmozdulása a felvillanás alatt?
2. Az 1. feladat szerinti felvétel során két szomszédos kép között mekkora a marker maximális elmozdulása?
3. A mozgás vízszintes, a mozgás síkjában a kamera által készített kép vízszintesen 1 m széles. A markerkép-középpont meghatározásának maximális bizonytalansága 1:6000. Maximálisan milyen hosszú lehet az IR-megvilágítás ahhoz, hogy a felvillanás alatt a marker elmozdulása ne legyen hosszabb, mint a markerkép-középpont meghatározásának bizonytalanságához tartozó távolság?
4. Mekkora kell legyen a retroreflektív anyagból készült gömb levegőre vonatkozó törésmutatója ahhoz, hogy a ráeső fényt ugyanabba az irányba verje vissza, ahonnan az jött (ld. 10.9. ábra)?
5. Egy háromdimenziós gyorsulásmérő a **z** (függőleges) irányban 0,707 g, **x** irányban 0,707 g, **y** irányban 0 g gyorsulást érzékel. Adjon meg legalább két különböző mozgást, amely ezeket az értékeket eredményezhette.
6. Hasonlítsa össze az aktív és a passzív markerekkel végzett mozgásanalízist.
7. Hogyan történik a markerbázisú mozgásanalizátorok kalibrálása?
8. Hogyan jellemezhető a kváziperiodikus mozgás?
9. Hogyan lehet megmérni egy markerbázisú mozgásanalizátor felbontását és pontosságát?
10. Hogyan befolyásolja a kézremegést, ha a vizsgált személy becsukja a szemét?

Bibliográfia

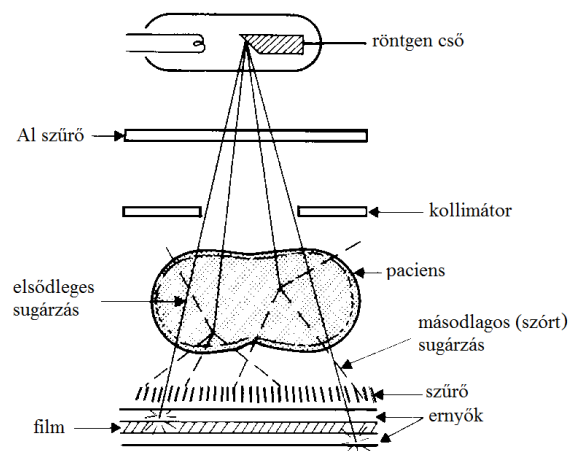
- [1] Cappozzo A. – Marchetti M. – Tosi V. (ed.): Biocomotion: a Century of Research Using Moving Pictures. Promograph, Roma, Italy, 1992.
- [2] www.kistler.com
- [3] Winter D. A.: Biomechanics and Motor Control of Human Movement. John Wiley & Sons, Inc. New York, 1990.
- [4] Halász G. (szerk.) Modellezés a biomechanikában. Műegyetemi Kiadó, 2007.
- [5] Furnée E. H.: TV/Computer Motion Analysis Systems. The First Two Decades. PhD dissertation, TU Delft, 1989. Also available at: <http://repository.tudelft.nl/view/ir/uuid%3A469188cf-5ec8-43e0-8c2c-a0296086ba1d/>
- [6] Jobbágy Á. – Hamar G.: PAM: Passive Marker-based Analyzer to Test Patients with Neural Diseases. Proc. of 26th Annual Conference of IEEE EMBS, 1–5 Sept. 2004, San Francisco, CA USA, pp. 4751–4754.
- [7] Leo T.: AIM project A2002: CAMARC-II (computer aided movement analysis in a rehabilitation context-II). [Computer Methods and Programs in Biomedicine Volume 45, Issues 1–2](http://www.motion-labs.com/pdf/camarc_formats_ug.pdf), October 1994, Pages 11–13.
- [8] http://www.motion-labs.com/pdf/camarc_formats_ug.pdf
- [9] Jobbágy Á.: Early Diagnosis and Objective Assessment of Patients with Neural and Cardiovascular Diseases. Lambert Academic Publishing, Saarbrücken, 2010.
- [10] Muir S. R. – Jones R. D. – Andrae J. H. – Donaldson I. M.: Measurement and Analysis of Single and Multiple Finger Tapping in Normal and Parkinsonian Subjects. Parkinsonism & Related Disorders, Vol. 1. No. 2. pp. 89–96. 1995.
- [11] Jobbágy Á. – Harcos P. – Karoly R. – Fazekas G.: Analysis of the Finger Tapping Test. Journal of Neuroscience Methods, Vol. 141/1, pp. 29–39. 2005.
- [12] Jobbágy Á. – Valárik I.: Quantitative Assessment of Movement Disorders in Clinical Practice. in: Lim CT, Goh, JCH (szerk.) Proc. of ICBME08, IFMBE Proceedings 23, pp. 112–115.
- [13] Tolosa E. – Marti M. J.: Blepharospasm-omandibular dystonia syndrome (Meige's syndrome): clinical aspects. In: Jankovic J. – Tolosa E (eds): Advances in Neurology. Vol. 19. Facial dyskinesias. New York, Raven Press. 1988. pp. 73–84.
- [14] www.ninds.nih.gov/disorders/tremor/tremor.htm
- [15] Winter D. A.: Biomechanics and Motor Control of Human Movement, 2nd edition, John Wiley & Sons, New York, 1990.

- [16] Malmström, E.-M. – Karlberg M. – Melander A. – Magnusson M.: Zebris Versus Myrin: A Comparative Study Between a Three-Dimensional Ultrasound Movement Analysis and an Inclinometer/Compass Method. *Spline*, Vol. 28, issue 21, pp. E433–440.
- [17] Paul J. P.: The Californian Contribution. In (eds.: Cappozzo A. – Marchetti M. – Tosi V.): *Biocomotion: A century of research using moving pictures*. Promograph, Roma, Italy, pp. 175–195. (1992)
- [18] Jobbágy Á.: Centre estimation in marker-based motion analysis. PhD dissertation. Technical Report, ISBN 963-421-509-2, 1994.
- [19] Walton J. S.: The Accuracy and Precision of a Video-Based Motion Analysis System. *Proc. of the 30th Int. Technical Symp. on Optical and Optoelectronic Sciences and Engineering. SPIE 693: High-Speed Photography Videography and Photonics IV*. San Diego, 1986.
- [20] Furnée E. H.: Hybrid Instrumentation in Prosthesis Research. *Digest 7th Int. Conf. Med. Biol. Eng.*, Stockholm, p. 446. (1967)

11. Orvosi célú képalkotás

11.1. A röntgensugárral történő képalkotás

Az orvosi képalkotó berendezések kezdetben kizárólag a szervezet belső struktúráját tudták láthatóvá tenni. Az első felvételt 1895-ben készítette W. C. Röntgen, róla nevezték el a korábban ismeretlen (angolul ma is X-ray-nek nevezett) sugarat. A 11.1. ábra a röntgen- készülék működési elvét mutatja.



11.1. ábra. A röntgenkészülék működési elve

(Siedband M. P.: Medical Imaging Systems 12.5 ábra alapján <http://www.unc.edu/~finley/BME422/Webster/c12.pdf>)

A csontokban levő nagyméretű kalciummolekulák a röntgensugarakat elnyelik, így a röntgenképen a csont árnyéka eltakarja a többi, a sugár útjába eső szervet [9]. Hagyományos röntgenkészülékkel ezért pl. az agy nem vizsgálható. A 11.2. ábrán a W. C. Röntgen által 1895-ben készített első röntgenkép látható: felesége keze, gyűrűvel. A 11.3. ábra Röntgen 1896-ban készített felvételét mutatja. Egy év alatt sokat javult az elérhető képminőség.

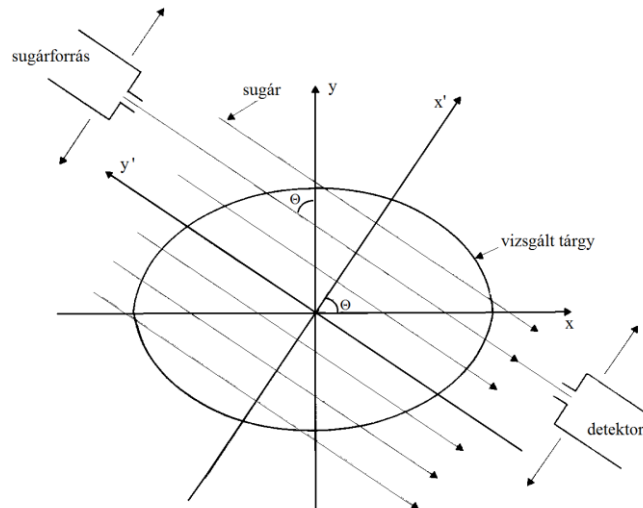
A filmre történő, analóg képalkotás mellett ma már egyre gyakoribb a digitális képalkotás. A digitális képek alapján számítással további információk kaphatók. A test egy szeletéről több irányból is felvételt készítve az anatómiai felépítés feltérképezhető.



11.2. ábra. W. K. Röntgen első röntgen- felvétele felesége kezéről (1895) (Wikimedia Commons, First medical X-ray by Wilhelm Röntgen of his wife Anna Bertha Ludwig's hand - 18951222.jpg)



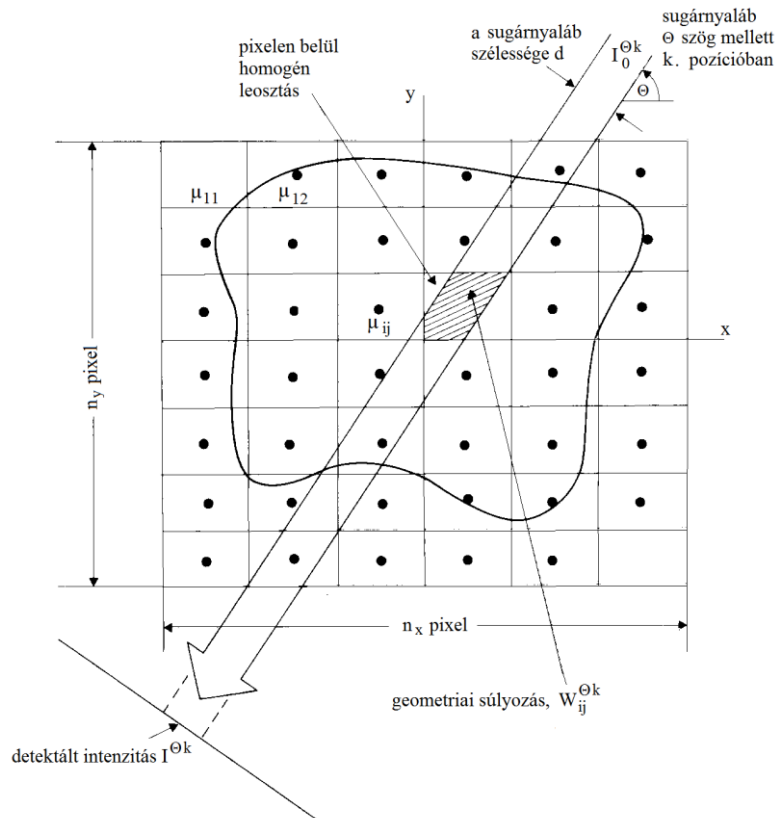
11.3. ábra. W. K. Röntgen felvétele A. Kölliker kezéről, 1896 (Wikimedia Commons, X-ray by Wilhelm Röntgen of Albert von Kölliker's hand - 18960123-02.jpg)



11.4. ábra. A CT-felvétel készítésének elve

(Siedband M. P.: Medical Imaging Systems 12.11 ábra alapján <http://www.unc.edu/~finley/BME422/Webster/c12.pdf>)

A számítással végzett tomográfia (computed tomography, CT) elvét mutatja a 11.4.–11.6. ábra. A matematikai modellt Radon dolgozta ki, az első működő készüléket a később ezért Nobel-díjjal kitüntetett Hounsfield és Cormack készítette. A 11.4. ábra az információgyűjtést mutatja. A sugárforrás és a detektor egy egyenest jelöl ki, amellyel a vizsgálandó anatómiai képlet egy síkba eső részét végigpásztázzák. A pásztázó sugarat néhány fokként elfordítják, és minden új szöghelyzetben újra megtörténik a pásztázás. Ha koponyán belüli képletet akarunk vizsgálni, akkor egy adott helyzetben döntően a koponyacsont határozza meg, hogy a kibocsátott sugár milyen mértékben csillapítva kerül a detektorba. A koponyán belüli részek jellemzően 1% körüli mértékben befolyásolják a sugár csillapítását. A sok vonal mentén készített felvételből az ilyen csekély mértékű csillapítást okozó képlet is visszaállítható.



11.5. ábra. A CT-kép számításának elve

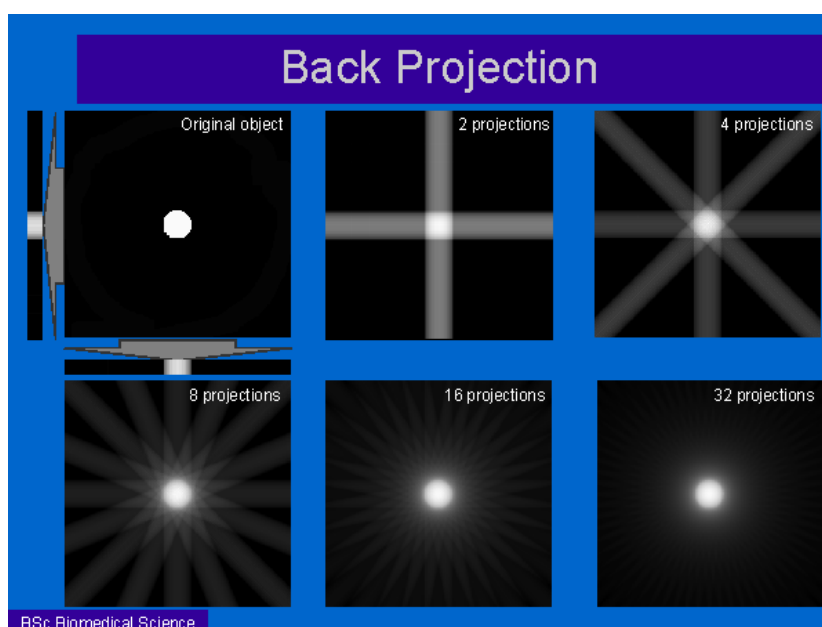
(Siedband M. P.: Medical Imaging Systems 12.12 ábra alapján <http://www.unc.edu/~finley/BME422/Webster/c12.pdf>)

A visszaállítás egy lehetséges eljárását mutatja a 11.5. ábra. A képzett képelemekre (c_{ij}) bontjuk, és minden képelemre feltételezünk egy intenzitáselosztást (μ_{ij}). Minden egyes vonal mentén készült felvétel esetén feltételezzük, hogy az érintett c_{ij} képelemek (amelyeken az adott vonal áthaladt) μ_{ij} leosztása összeadódik. Az így felírható egyenletrendszer megoldása a μ_{ij} leosztásokat megadja, ami alapján a kép felrajzolható: egy képelem annál sötétebb, minél nagyobb a hozzá tartozó leosztás.

Alkalmazható a visszavetítés (back projection) módszer is. Ekkor a sugár kilépési pontján detektált intenzitásértéket a sugár belépési pontja felé visszavetítik, az egyenes mentén levő minden képelemhez azonos intenzitásértéket rendelve. Az egymásra vetített intenzitás- sugarakból áll össze a kép. Csak megfelelő szűréssel lehet értelmezhető képet kapni, a szűrési algoritmusokat itt nem részletezzük. A visszavetítéssel történő képalkotást szemlélteti a http://project.mit.bme.hu/kobak2012/kepalkotas_visszavetit.pps animáció.

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 létezett 512 x 512-es képméret. Ma 1024 x 1024-es képméret is elérhető. A térbeli felbontást vonalpár/cm-ben adják meg. Ma ez az érték 20 körül van.

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.



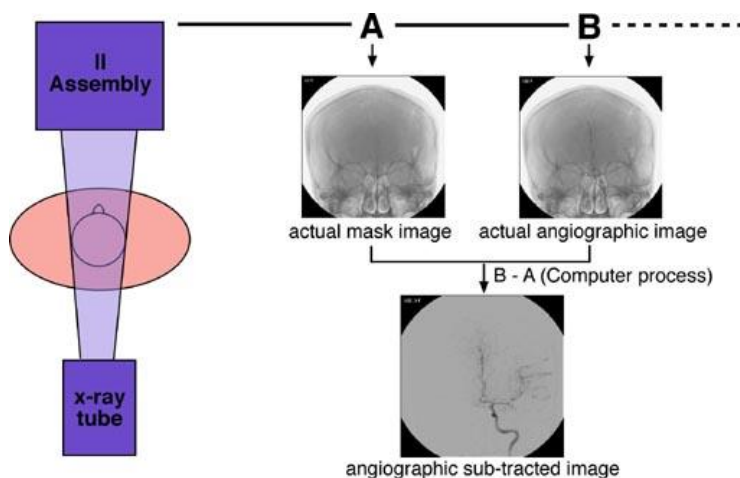
11.6. ábra. A visszavetítés (back projection) elve

<http://www.impactscan.org/slides/xrayct/sld018.htm> (Az ImpactScan csoport oktató anyagából.)

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. Az első generációs CT egy sugárforrást és egy detektort tartalmazott, ezeket 180°-ban körbe kellett forgatni. Egy kép percek alatt készült el. A második generációs CT egy sugárforrást, de több detektort tartalmazott, egyszerre mintegy 10°-os „legyező” alakú részt lehetett letapogatni. Egy kép nagyjából 20 s alatt készült el. A harmadik generációs CT 500–1000 detektort tartalmaz, az egyszerre letapogatható legyező a teljes vizsgálandó képletet lefedi. Nincs szükség a sugárforrás és a detektor párhuzamos léptetésére, csak a forgatásra. Egy kép 0,5 s alatt elkészül. A negyedik generációs CT-ben a detektorok (akár 5000) statikusak, csak a sugárforrásnak kell körbefordulni [1]. Az ötödik generációs CT-ben több sugárforrás van, amelyeknek nem kell forogni. Így a kép készítése ideje 50 ms-ra csökkent.

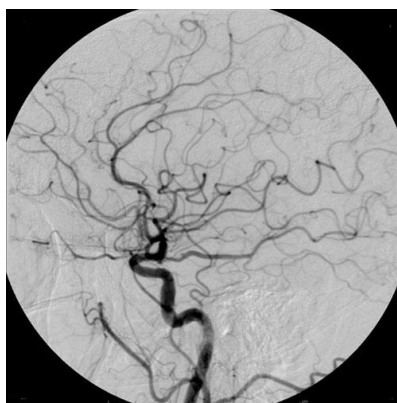
A képek feldolgozása jelentősen segíti a vizsgálni kívánt rész kiemelését annak környezetéből. Ezzel a módszerrel az elváltozások felismerhetősége javul. A 11.7. ábrán látható, hogy a kontrasztanyaggal való feltöltést megelőzően készített képet (az ábrán A-val jelölve) a feltöltést követően készült képből kivonva (az

ábrán B-A-val jelölve) a vizsgálandó érhalózat sokkal jobban értékelhető, mint kivonás nélkül (az ábrán B-vel jelölve). A módszert DSA-nak (digital subtraction angiography) hívják. Alkalmazásához biztosítani kell, hogy a feltöltés előtti és utáni kép készítése között a páciens ne mozduljon el. A 11.8. ábrán az agy érhalózatáról a DSA-módszerrel készült kép látható.



11.7. ábra. A DSA elve

<http://www.droid.cuhk.edu.hk/web/service/angio/dsa.htm> (szerző: The Chinese University of Hong Kong, Department of Imaging and Interventional Radiology)



11.8. ábra. Az agy vérellátása DSA-módszerrel téve láthatóvá

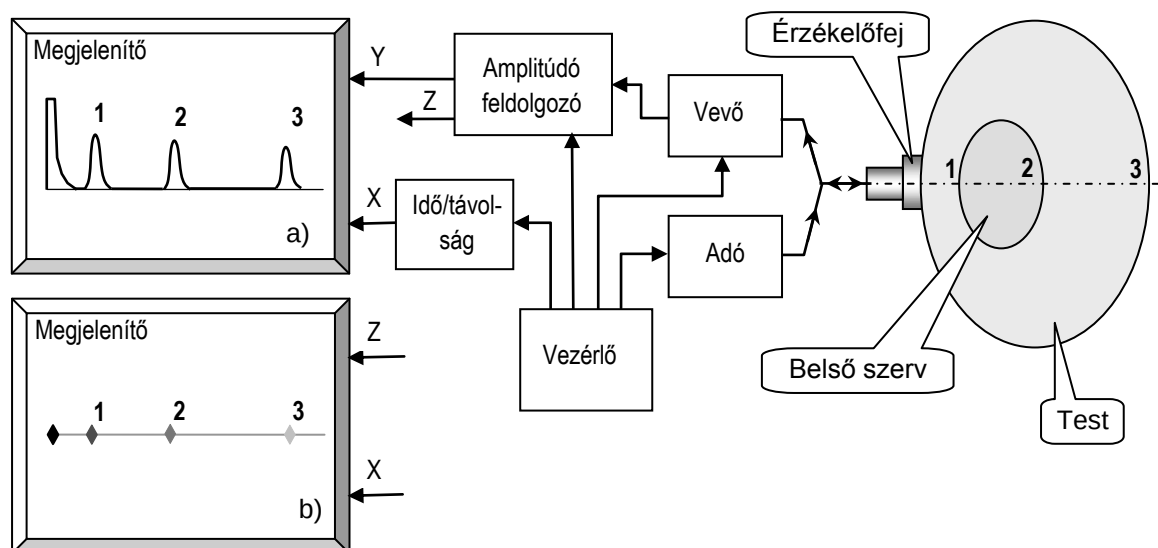
http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Cerebral_Angiogram_Lateral.jpg (szerző: Glitzy queen00)

11.2. Ultrahangos képalkotás

11.2.1. A visszhangkép feldolgozása és megjelenítése

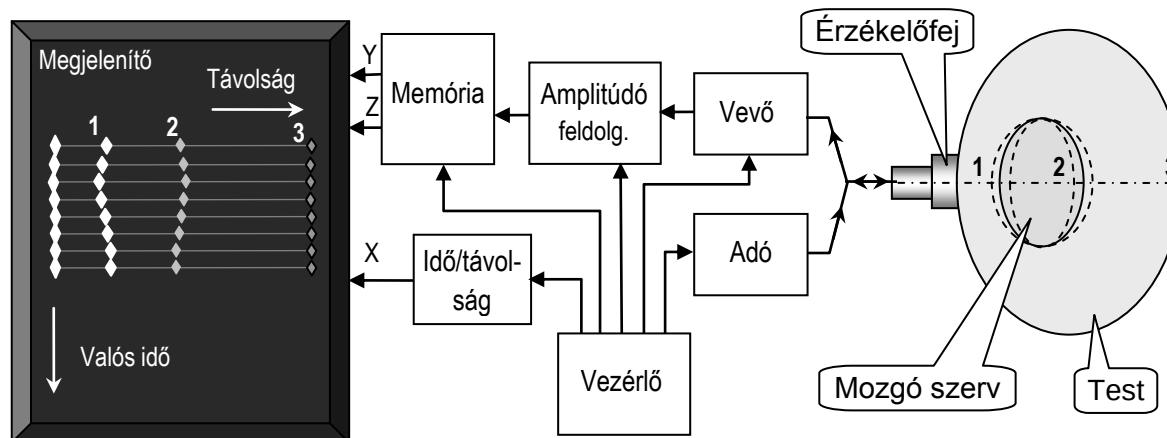
A korai készülékekben a visszhangképet oszcilloszkóppal, valós időben jelenítették meg. Az ehhez szükséges elektronikus rendszer blokkvázlata látható a 11.9. ábrán [10], [11]. A vevőerősítő rendszerint tartalmaz egy időben változó erősítésű erősítőfokozatot is (TGC = time gain control), amely az adás után fokozatosan növeli az erősítést. Minél távolabbról érkezik (minél hosszabb utat tesz meg a vizsgált közegben) a visszhang, annál kisebb lesz az amplitúdója, annál nagyobb mértékben kell erősíteni. Leggyakrabban logaritmikus TGC-karakterisztikát alkalmaznak.

A visszhang demodulálásával az amplitúdófeldolgozó egység előállítja a burkológörbét, amellyel a függőleges (Y) eltérítést vezéreljük. Amennyiben a visszhang amplitúdójával nem függőleges eltérítést hozunk létre, hanem a rajzoló sugár fényerejét vezéreljük (oszcilloszkópon a Z bemenet), akkor a B megjelenítési módot kapjuk (B = Brightness). Ez a mód önmagában is használható, de a következő, mozgást megjelenítő ábrázolási módban, vagy a 2D-ábrázolásnál kap fontos szerepet.



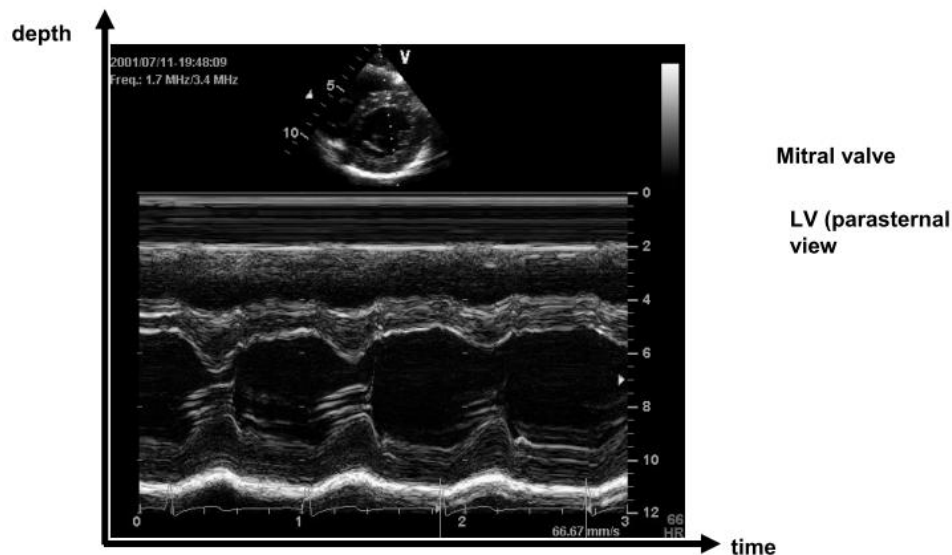
11.9. ábra. Vonal menti letapogatást végző rendszer egyszerűsített blokkvázlata. **A** megjelenítési mód: Y irányú eltérés a demodulált visszhangamplitúdóval (a). **B** megjelenítési mód: amplitúdóval arányos fényerő moduláció (b).

Egy mozgó szerv (pl. szív) megfigyelésére használható az **M** (Motion) vagy **TM** (Time motion) megjelenítési mód, amely mozdulatlan érzékelőfejjel, az idő függvényében mutatja meg a mozgó szervnek a sugár irányában végzett elmozdulásait. Ehhez memóriára is szükség van, amely tárolja a megelőző időpontok visszhangképét, és egymás alatt ábrázolja az időben egymás után következő visszhangképeket, ld. 11.10. ábra.



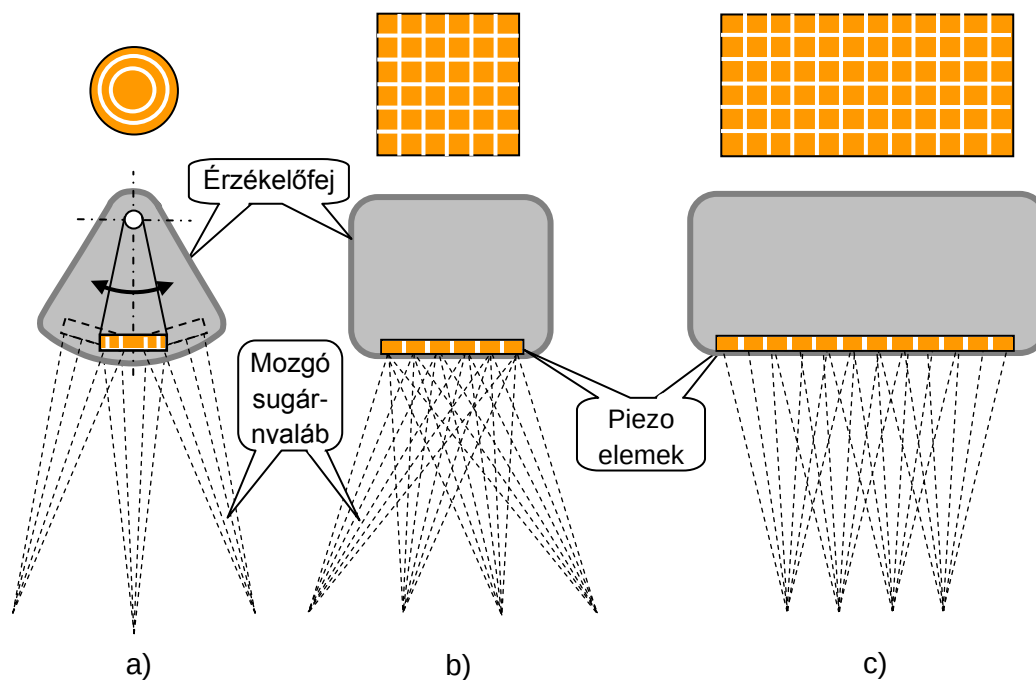
11.10. ábra. Vonal menti letapogatást végző rendszer egyszerűsített blokkvázlata, amely a belső szerv helyzetének időbeli változását jeleníti meg (**M** vagy **TM** kijelzési mód)

Ez a módszer is állóképen érzékeltet mozgást, ami az emberi képfeldolgozáshoz jól illeszkedik. A mitrális szívbíllentyű mozgásáról egy 3 másodperces, ultrahangos felvételt mutat a 11.11. ábra.



11.11. ábra A mitrális szívbillentyű mozgásának érzékeltetése ultrahangos vizsgálókészülék TM-módjában készült állóképen <http://www.dtic.upf.edu/~afrangi/ibi/UltrasoundImagingBW.pdf> (szerző: Alejandro Frangi)

11.2.2. Többdimenziós képek előállítása



11.12. ábra. A síkbeli szkennelés néhány megvalósítása: az érzékelőfejen belül mozgó sugárzóval (a), a nyaláb oldalirányú eltérítése késleltetéssel (b), és a gerjesztett érzékelő szegmensek léptetésével (c). Mindhárom megoldás használja a dinamikus fókuszálást is. Fölül a sugárzó piezo-elemeinek elrendezése szemből nézve látható

Az ultrahangnyaláb a tengelyvonala által átdöfött szövethatárokról készít vonal menti (1D) visszhangképet. Egy 15 cm mélységű, vonal menti kép előállítása az ultrahang terjedési ideje (futási idő) miatt ~200 μ s ideig tart. Tehát másodpercenként akár több ezer vonal menti képet lehet előállítani, és ezeket egy átmeneti memóriában gyűjteni. A pásztázó mozgással különböző irányokból felvett B megjelenítési módú vonal menti képek

sokaságából előállítható a síkmetszeti (2D) kép [11], [12]. A lényeg az, hogy a vonal menti képnek a 2D-képbe való beillesztésénél ismerjük az azt felvevő ultrahangszugárnak a valóságos térbeli irányát. A pásztázás (szkenelés) megvalósításának korai módszere a kézi mozgatás volt. Itt a legnagyobb nehézséget a sugárnyaláb térbeli irányának a feldolgozó-megjelenítő rendszerbe való átvitele jelentette. A 11.12. ábrán automatikus szkennelési megoldásokat láthatunk. A 11.12. a) ábrán az érzékelőfej tokozásán belül, a sugárzó elem motorral meghajtott lengő mozgást végez. A légrések kiküszöbölése érdekében olaj tölti ki a teret. A b) és c) megoldásban mechanikai mozgatás nélkül, a szegmensek jeleinek késleltetésével érjük el a sugárnyaláb szkennelő mozgását. A c) ábra szerinti változatban akár 100 szegmens is lehet, amelyekből egyszerre csak a fókuszált nyaláb előállításához szükséges csoport működik. A következő ütemben az aktív elemek csoportja eggyel tovább lép, és így a nyaláb önmagával párhuzamos letapogató mozgást végez.

Amíg az 1D típusú képek megjelenítésére az oszcilloszkóp is használható volt, addig a 2D- képeket a memóriában történő előállítás után univerzális digitális megjelenítő eszközökkel (monitor) hozzák létre.

11.3. Mágneses rezonancia elvén történő képképzés (MRI)

A mágneses rezonancia elvén történő képképzés (magnetic resonance imaging, MRI) során általában a hidrogéneloszlást mutatják ki a vizsgált testben [2], [3]. Ez jól tükrözi a vizsgált testrészt belső struktúráját, mert a szervezet mintegy 60 százalékban vízmolekulákból áll. Az eloszlás azonban nem egyenletes: a zsírszövetekben 20%, a csontokban 25%, míg a májban 70%, az izmokban 75%, a vérben 80% és az agyban a 85%-ot is eléri. A röntgenfelvétellel ellentétben a csontok nem árnyékolják a lágyrészeket. A hidrogén (^1H) atommagja egy pozitív töltésű protont tartalmaz. Minden proton mágneses dipólusként viselkedő spinnel rendelkezik, amelynek iránya véletlenszerű. Erős mágneses térben a legtöbb protonok spinjének iránya a mágneses térrel párhuzamos lesz (a protonok egy kis halmazának azzal éppen ellentétes). A proton spinjének iránya nem állandó, ún. precesszáló mozgást végez (ld. 11.13. ábra), amelynek a frekvenciája a mágneses tér erősségétől (B) és az anyagra jellemző giromágneses konstanstól (γ) függ. Ez az ún. Larmor-körfrekvencia (ω):

$$\omega = \gamma B \quad (11.1)$$

^1H esetén $\omega/2\pi = 42,58 \text{ MHz/T}$, azaz 1 T erősségű mágneses térben a precesszási frekvenciája 42,58 MHz.



11.13. ábra. A proton precesszáló mozgása

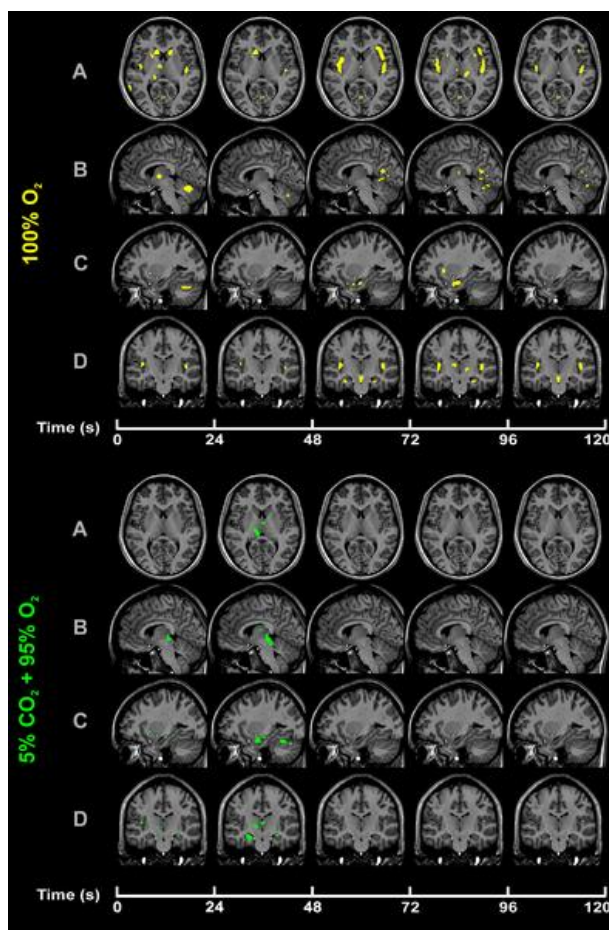
A szokásos jelölés szerint az erős mágneses tér (B) a z irányba mutat. Ha a protonokra azok spinjének tengelyére merőleges irányban a Larmor-frekvenciával megegyező frekvenciájú (RF) sugárzást bocsátunk, akkor azok gerjesztett állapotba kerülnek, és spinjük tengelye 90° -ban megváltozik, az x , y síkba kerül. Amíg az RF-gerjesztés fennáll, addig a protonok spinje az x , y síkkal kis szöget bezárva precesszál. Az RF-jel megszűnését követően a protonok visszatérnek nyugalmi állapotukba (spinjük ismét a z irányba mutat), ugyancsak sugárzást bocsátva ki. Ezt a nyugalmi helyzetbe való visszatérést kísérő sugárzást érzékelve lehet a hidrogénatomok eloszlását feltérképezni. A sugárzás mérésekor a mágneses térben levő összes proton által kisugárzott jel eredőjét lehet érzékelni. A vizsgált testrészt letapogatása a mágneses térerősség x , y és z irányban megvalósított modulálásával történik. Ezzel kijelölhető egy térfogategység (voxel) a vizsgált testrészből. A mágneses térerősség az RF-jellel történő gerjesztés alatt is változtatható egy irányban. Ekkor egy vonal mentén elhelyezkedő protonok által sugárzott, kissé eltérő frekvenciák párhuzamosan értékelhetők, ami a képképzést felgyorsítja. Koponyáról készített képszeletet mutat a 11.14. ábra. A mágneses térerősség és az RF-frekvencia változtatásával más atomok (például ^{31}P , ^{13}C , ^{15}N , ^{19}F) eloszlását is lehet vizsgálni.



11.14. ábra. MRI-képszelet a koponyáról (http://commons.wikimedia.org/wiki/File:MRI_head_side.jpg); szerző: Ranveig Thattai)

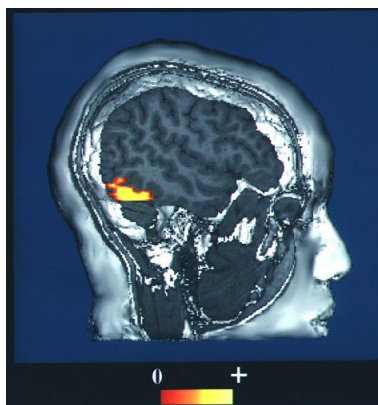
Egy MRI-vizsgálat – függően a vizsgált testrész térfogatától és a megkívánt felbontástól – 15–45 percig tart. Az MRI által készített metszeti képek távolsága (slice thickness) 0,5–10 mm között lehet, a maximális felbontás egy szeleten belül jelenleg 0,02 mm. Az erős mágneses tér miatt a vizsgált páciensben főszabályként nem lehet pészmeke. Különböző implantátumok esetén vizsgálni kell az MRI alkalmazhatóságát, ezt segíti [6].

Az MRI-készülékek elérték azt a képalkotási sebességet, hogy viszonylag durva felbontás (3 mm) esetén a megfigyelt testrészben – jellemzően az agyban vagy a gerincvelőben – lezajló hemodinamikus változások is követhetők. Ezt a vizsgálati módszert funkcionális MRI-nek (fMRI-nek) nevezik [4]. 1–5 mm³-es térbeli felbontás esetén akár másodpercenként készíthető egy új kép.



11.15. ábra. fMRI-képsorozat a belélegzett levegő oxigén- és szén-dioxid-koncentrációja által kiváltott agyi aktivitás változásáról [5] (<http://commons.wikimedia.org/wiki/File:CO2-O2-fMRI-all-over-time.png>)

Még a másodpercenkénti képkészítés sem elég gyors az agyban lejátszódó folyamatokhoz. Az EEG (gyenge térbeli és kiváló időbeli felbontás) és az fMRI (nagyon jó térbeli és gyenge időbeli felbontás, ld. 11.15. ábra) együttes alkalmazása hatékony eszköz az agyműködés vizsgálatára [7]. A 11.16. ábra jól mutatja, hogy egy arcfelismerést végző személy agyának mely területe aktív.



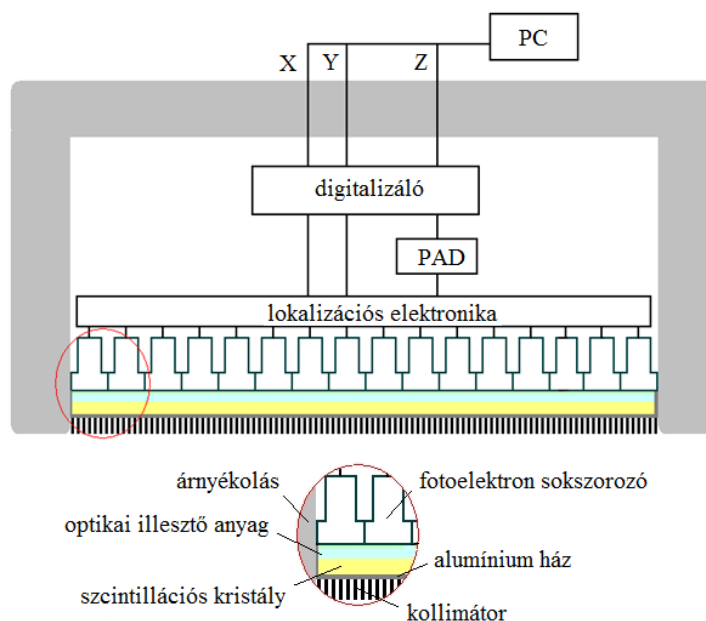
11.16. ábra. Arcfelismerést végzőről készült fMRI-kép. A vizuális cortex megnövekedett vérellátása jól látható (http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Face_recognition.jpg author: NIH)

11.4. A szervek működését bemutató képalkotás

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 (véráramba) bejuttatandó radioaktív anyagot. A sugárzó anyag eloszlása az anyagcsere intenzitására utal. A tumorsejtekben a fokozott anyagcsere miatt magas lesz a radioaktív jelzőanyag koncentrációja. A PET (pozitron emissziós tomográfia) vizsgálati eljárás a radioaktív jelzőanyagból kilépő pozitron és a kilépéskor jelen levő elektron egyesülésekor (megsemmisülésekor) egy egyenes mentén két irányba induló sugárzás detektálásán alapul. A vizsgált személyt körülvevő érzékelő gyűrűt (ld. 11.19. ábra) felhasználva, az egy egyenes mentén történő becsapódások időkülönbsége mérhető, ebből meghatározható a sugárzás forrása. A 11.1 táblázat megadja néhány, a PET-vizsgálatok során gyakran használt izotóp felezési idejét. A rövid felezési idő miatt ezek az anyagok a szervezetre minimális veszélyt jelentenek. Jelzőanyagként gyakran használt az F18-FDG (fluorodeoxyglucose) is.

izotóp	felezési idő (perc)
10F	110,0
11C	20,4
13N	10,0
60Ga	62,3
82Rb	1,3

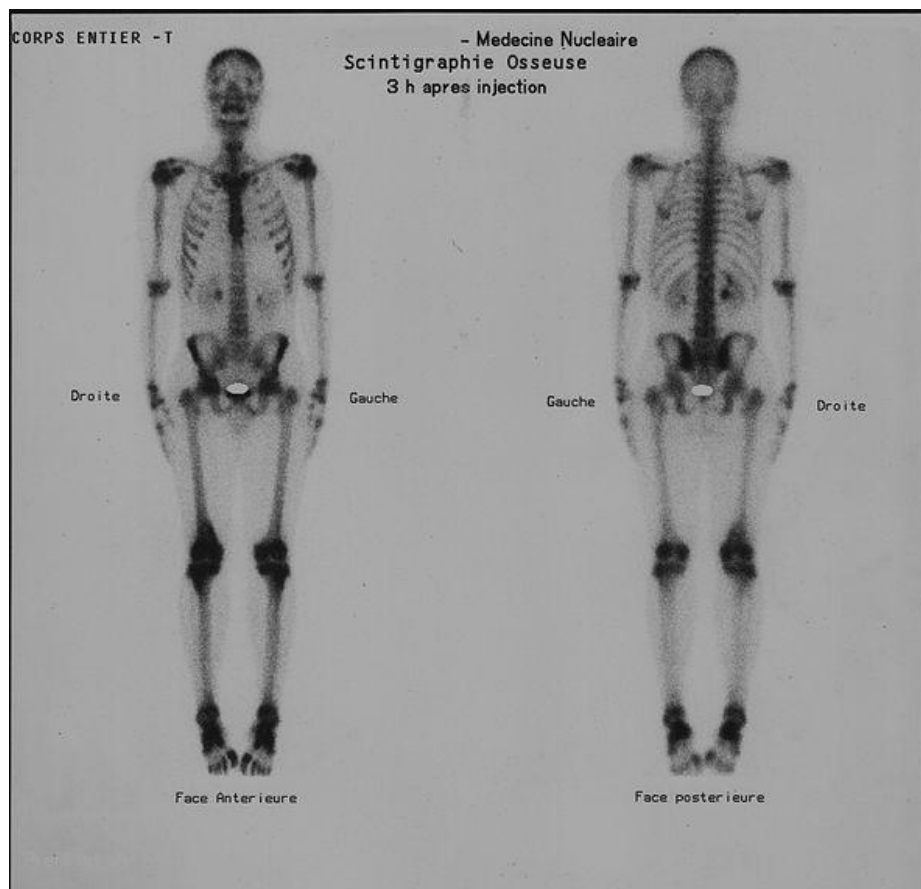
11.1 táblázat. PET-vizsgálatra alkalmas izotópok felezési ideje



PAD: pulzus amplitúdó detektor

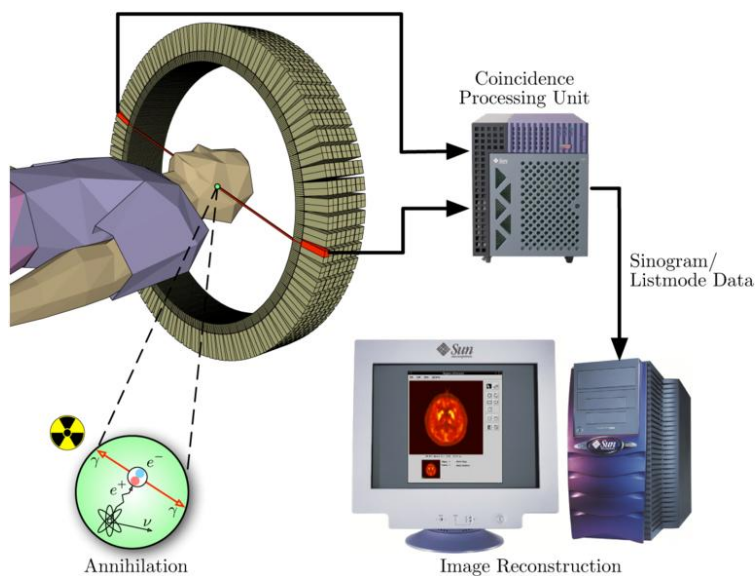
11.17. ábra. A gamma kamera felépítése (Wikimedia Commons Gamma Camera Cross Section.png és Gamma Camera Cross Section Detail.png képek alapján)

A radioaktív anyagok által kibocsátott sugárzás érzékelésére használható a gamma kamera [8], 11.17. ábra. A radioaktív sugárzás detektálására használt egyéb érzékelők a gamma kamerához hasonló elven működnek. A 11.18. ábra gamma kamerával teljes testről készült képet mutat.

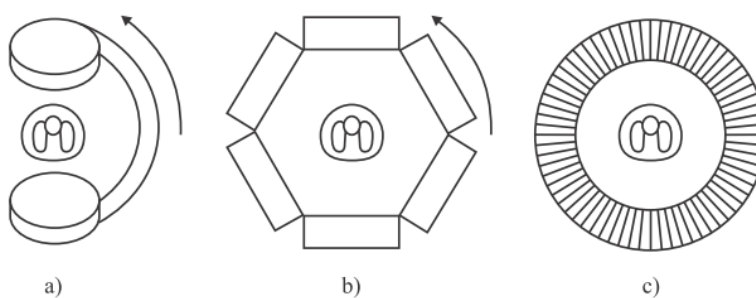


11.18 ábra. Gamma kamerával a teljes testről készült kép. Bal oldalon háton, jobb oldalon hason fekvő páciens (http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Scintigraphie_corps_entier.jpg, szerző: Grook Da Oger)

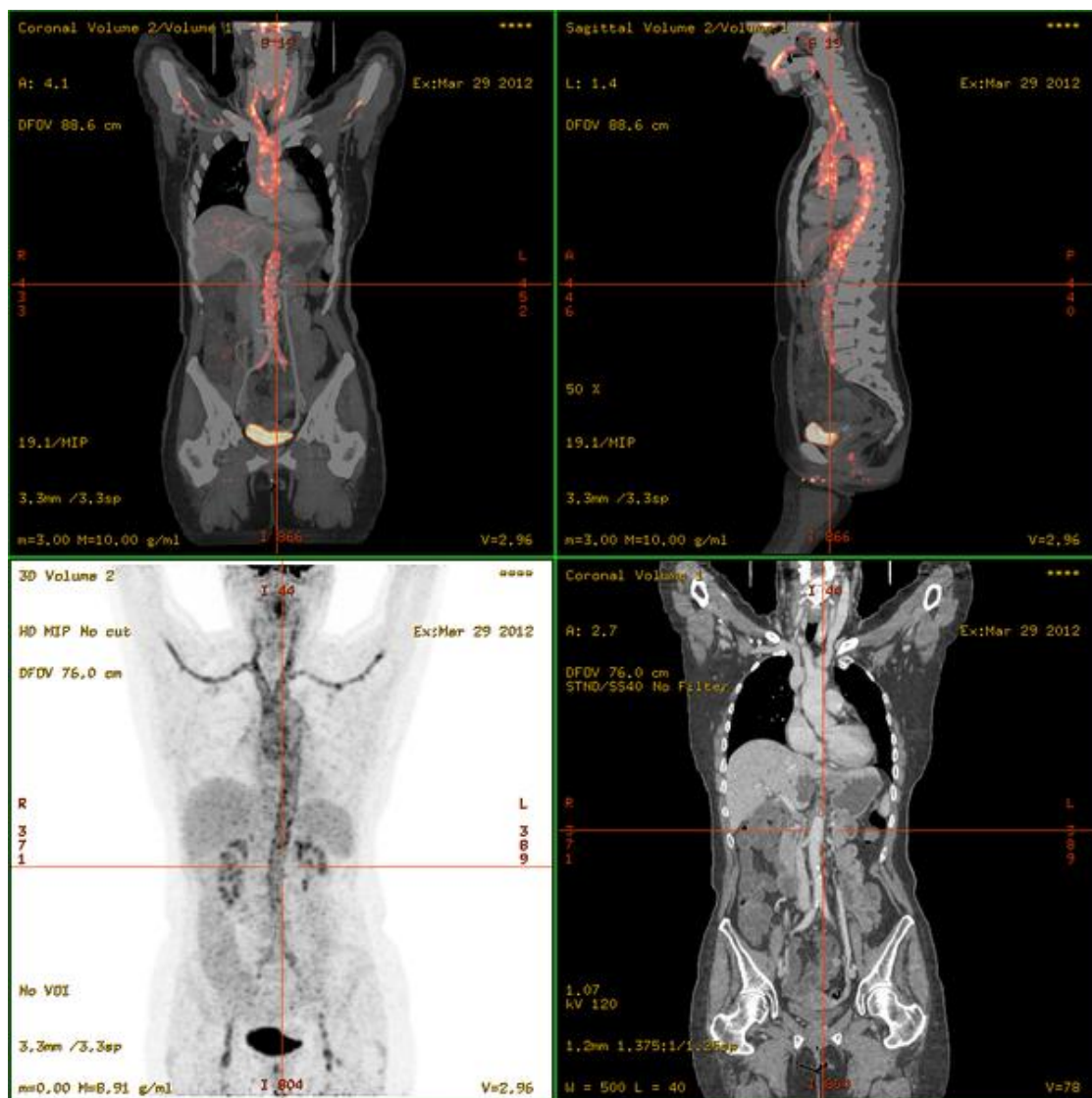
A pozitronemissziós technika (PET) működését szemlélteti a 11.19. ábra. A 11.20. ábra mutatja, hogyan lehet a szükséges érzékelőket elhelyezni. A 11.21. ábra súlyos érgyulladásban (vasculitis) szenvedő betegről készült PET/CT-felvételt mutat.



11.19. ábra. A PET működési elve (<http://commons.wikimedia.org/wiki/File:PET-schema.png>, szerző:Langner J.)



11.20. ábra. A PET- érzékelő fejlődése: (a) és (b) körbeforgó, (c) statikus érzékelők

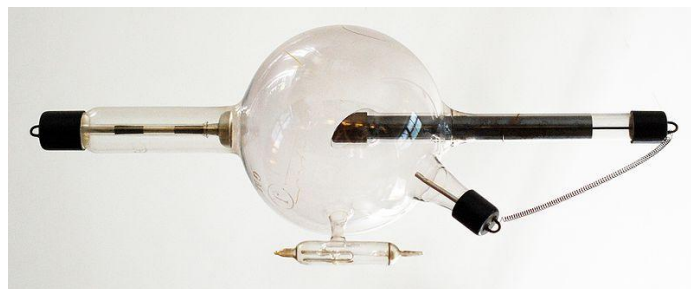


11.21. ábra. Súlyos érgyulladást (vasculitis) mutató PET/CT
(<http://commons.wikimedia.org/wiki/File:PET-schema.png>, szerző: Hg6996)

A SPECT- (single photon emission computed tomography) vizsgálat esetén a jelzőanyag közvetlenül gamma sugárzást bocsát ki. Összehasonlítva a PET-tel, a SPECT olcsóbb, de felbontása rosszabb (tipikusan 1 cm).

11.5. Készülékek

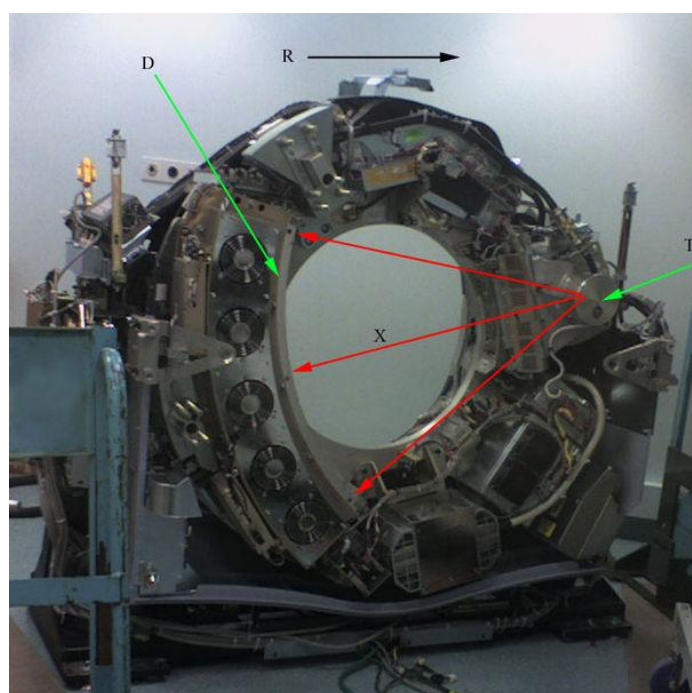
A 11.22. ábrán egy hidegkatódos, röntgensugárzást kibocsátó cső látható. Ezeket a korai időszakban (1890–1920 között) alkalmazták.



11.22. ábra. Hidegkatódos röntgensugárzó (http://commons.wikimedia.org/wiki/File:X-ray_tube_3.jpg, szerző: Aida)



11.23. ábra. Korszerű fogászati röntgenkészülék (http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Dental_X-Ray.jpg, szerző: Desire C)

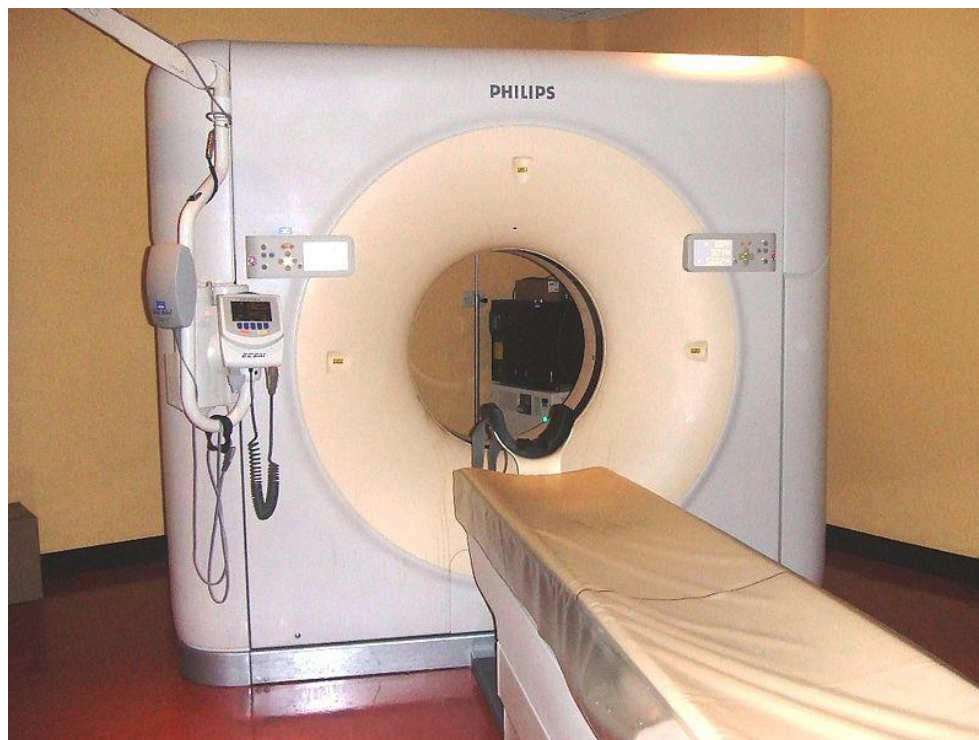


11.24. ábra. Harmadik generációs CT felépítése. T: röntgencső, D: detektorok, X: röntgensugár, R: a gantry forgásának iránya. (<http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Ct-internals.jpg>, szerző: Bjecas)

A CT gantry forgása megnézhető a <http://commons.wikimedia.org/wiki/File:CT-Rotation.ogv> címen elérhető videón.

Másodpercenként 10 képet készítő MRI-készülékkel a felszálló aorta egy szeletén mérhető áramlási sebesség eloszlását mutatja a

http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Rt_mri_flow_aorta_27fps.ogv címen elérhető videó. (2013. január 18-án a fenti linkek aktívak voltak.)



11.25. ábra. CT-készülék (http://commons.wikimedia.org/wiki/File:64_slice_scanner.JPG, szerző: ToNToNi)



11.26. ábra. MRI-készülék (http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Modern_3T_MRI.JPG, szerző: Braegel)



11.27. ábra. Epekőről ultrahanggal készült kép

(http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Ultrasound_image_of_gallbladder_stone_Gallstone_091937515.jpg, szerző: Nevit Dilmen)



11.28. ábra. Csecsemő szívének vizsgálata ultrahangos képalkotóval

(http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Sonographer_doing_pediatric_echocardiography.JPG, szerző: Ekko)



11.29. ábra. Magzatról ultrahanggal készült kép

(http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Ultrasound_image_of_a_fetus.jpg, szerző: Biagio Azzarelli)



11.30. ábra. SPECT készülék (http://commons.wikimedia.org/wiki/File:SPECT_CT.JPG, szerző: Ytrottier)

Feladatok

1. Egy ultrahangos képalkotó 1 MHz-es jelet sugároz ki. A kisugárzott csomag 10 periódust tartalmaz. Az ultrahang terjedési sebessége a vizsgált személyben 1500 m/s. Milyen mély a holttér?
2. Az intenzitást átlagosan 0,8 dB/(cm MHz) mértékben csillapító szövetben, $f = 3$ MHz frekvenciájú ultrahanggal 11 cm mélységig kívánunk mérni. Milyen arányban változzon a vevőáramkör TGC-fokozatának erősítése, ha azonos képletről, 1 cm és 10 cm mélységből azonos amplitúdójú visszhangfeszültséget szeretnénk kapni? $A_{u10cm}/A_{u1cm} = ?$
3. Az előbbi példa szerinti szövetben a hangsebesség átlagosan 1550 m/s. Az adás kezdete után mekkora késleltetéssel kell megjeleníteni az A_{u1cm} , illetve az A_{u10cm} erősítésnek?
4. A 11.10. ábra bal oldalán egy sematikus, a 11.11. ábrán egy valódi TM-kijelzési módú kép látható. Vesse össze a két képet a koordinátáinak iránya és értelmezése szempontjából!
5. A 11.27. ábrán egy epehólyag és benne egy epekő kétdimenziós (keresztmetszeti) képe látható. Milyen irányban haladt a letapogató ultrahangnyaláb? Miért nincs visszhang az epehólyag belsejéből? Miért sötétebb a környezeténél a kő mögötti terület, és miért világosabb a hólyag kővel nem érintett részén?
6. Milyen eltérést lát a 11.27. ábrán a laterális felbontásban a kép felső és alsó része között? Mi a magyarázat?
7. Hasi ultrahangvizsgálat során az érzékelőfejtől 6 cm-re és 8 cm-re levő képletekről verődik vissza a kisugárzott jel. Az érzékelőfej és a visszaverődést okozó képletek között az ultrahang leosztódása: 3 dB/cm. Mekkora a két képletről visszaverődött echo amplitúdójának hányadosa?
8. Hasi ultrahangvizsgálat során 2 MHz-es ultrahangot használunk. Kimutatható-e ezzel egy 1 mm átmérőjű, gömbnek tekinthető epekő?
9. Hogyan dönthető el, készíthető-e MRI-felvétel (a) csípőprotézissel, (b) pészmeéssel, (c) fogpótlásként alkalmazott híddal rendelkező páciensről?
10. Hasonlítsa össze a PET-CT és az MRI képalkotási eljárást!

Bibliográfia

- [1] <http://www.impactscan.org/slides/xrayct/index.htm>
- [2] http://www2.sci.u-szeged.hu/foldtan/CT_SPCEKOLL/MR%20alapok.pdf
- [3] http://www.ellingsonbiomedical.com/MRI/Lectures/Intro_to_MRI.htm

- [4] http://www.baratikor.sote.hu/letoltes/eloadasok/2008_04_30_kozak_lajos_rudolf/2008_04_30_kozak_lajos_rudolf.pdf
- [5] Macey P. M. , Woo M. A., Harper R. M.: Hyperoxic Brain Effects Are Normalized by Addition of CO₂.
<http://www.plosmedicine.org/article/info:doi/10.1371/journal.pmed.0040173>
- [6] www.mrisafety.com
- [7] Ritter P., Villringer A.: Simultaneous EEG-fMRI. *Neurosci Biobehav Rev.* 2006;30(6):823-38. Epub 2006 Aug 15.
- [8] Lewellwn TK, Murano R: A Comparison of Count Rate Parameters in Gamma Cameras. *J Nucl Med* 22: 161-168., 1981.
- [9] <http://oftankonyv.reak.bme.hu/tiki-index.php?page=R%C3%B6ntgen+Technika>
- [10] Orvosi fizikai gyakorlatok 18. a. Ultrahang.
http://www.google.hu/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=1&sqi=2&ved=0CDcQFjAA&url=http%3A%2F%2Fbiofiz.sote.hu%2Frun%2Fdl.php%3Fid%3D829&ei=9bS8UKaSAcmHtQb5goCQBA&usg=AFQjCNGxG9GQPLQvxiVwLieivci8PBk2Ow&sig2=IwYf7vZ_149Bt4zy4lZtcA
- [11] Asbjørn Støylen, dr. med.: Basic ultrasound, echocardiography and Doppler for clinicians.
<http://folk.ntnu.no/stoylen/strainrate/Ultrasound/>
- [12] Dr. Duliskovich Tibor: Minőségellenőrzés az ultrahang-diagnosztikában. V. Hungarian Medical Physics Conference & Workshop. 1998 október 29-31., Kecskemét.
http://socrad.dote.hu/gepkoesz/UH&QA/uh_qa&c.html