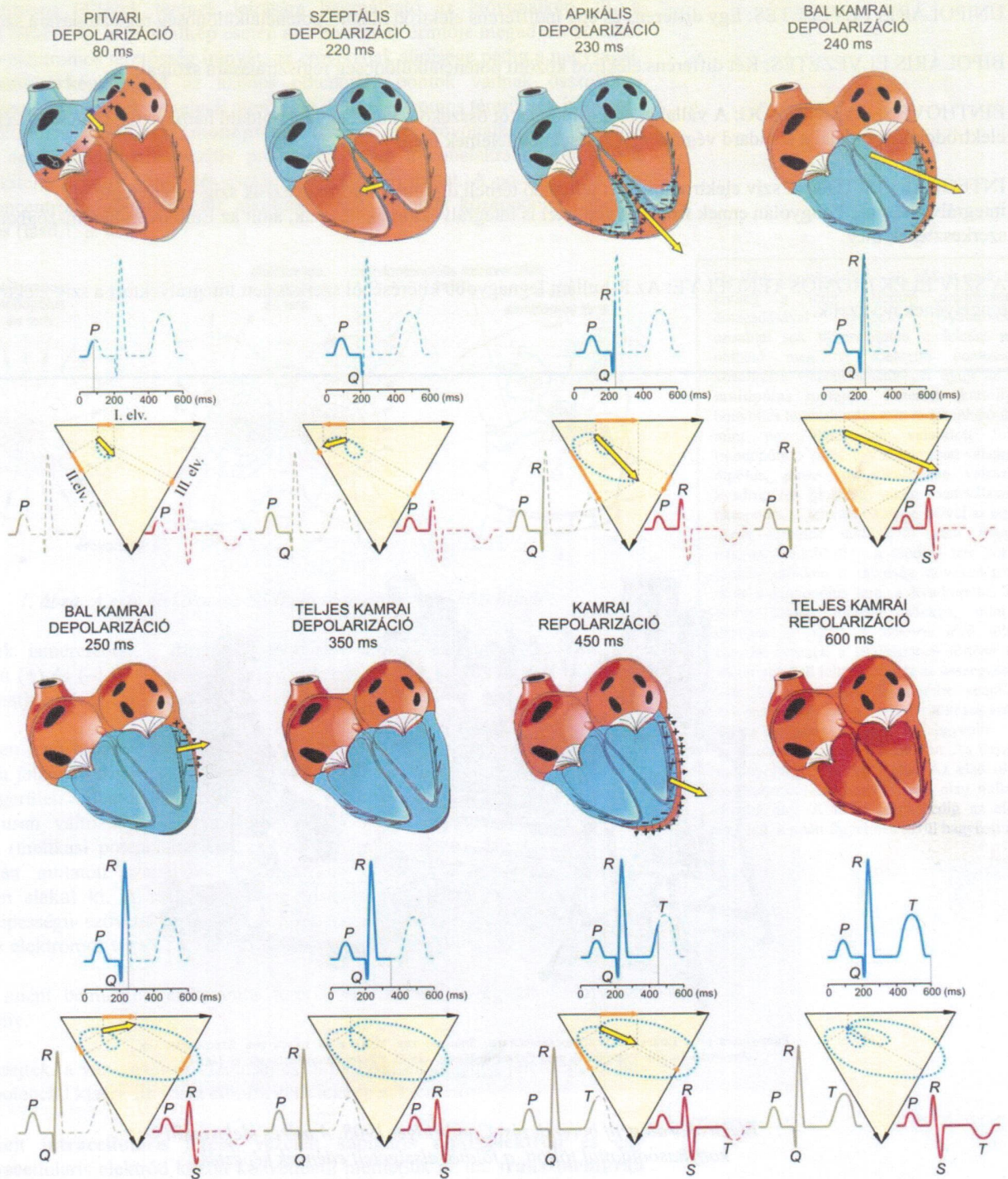


EKG

AZ ELEKTROKARDIOGRÁFIA FIZIKAI ALAPJAI



ÖSSZEFOGLALÁS:

ELEKTROKARDIOGRAM: A testfelület meghatározott pontjai (elvezetési helyek) között, a szívizomzat elektromos tevékenysége következtében mért feszültség időbeli lefutását ábrázoló grafikon, $U(t)$ függvény, az **elektrokardiogram** (EKG).

DIFFERENS (AKTÍV) ELEKTROD: Olyan, elektród, amelynek potenciálja folyamatosan változik a szív ciklus során.

INDIFFERENS (INAKTÍV) ELEKTROD: Olyan, a testtel elektromos kapcsolatban lévő elektród, amelynek potenciálja közel állandó.

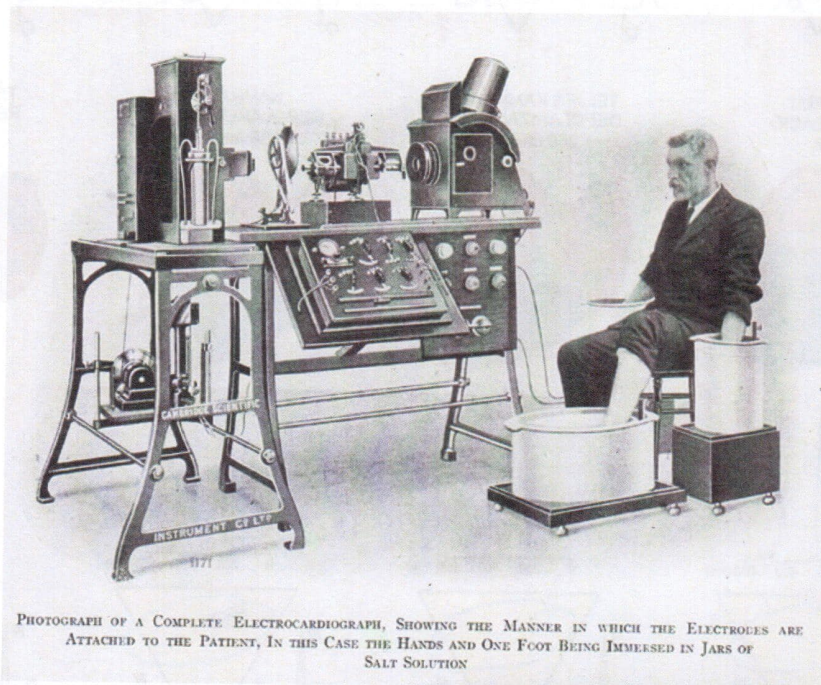
UNIPOLÁRIS ELVEZETÉS: Egy differens és egy indifferens elektród közötti potenciálkülönbség regisztrálására szolgál.

BIPOLÁRIS ELVEZETÉS: Két differens elektród közötti potenciálkülönbség regisztrálására szolgál.

EINTHOVEN-HÁROMSZÖG: A vállakat és a csípőtájékat összekötő közel egyenlő oldalú háromszög. Csúcsai a végtagi elektródoknak, oldalai a standard végtagi elvezetéseknek felelnek meg.

INTEGRÁLVEKTOR: A szív elektromos terét jellemző térbeli dipólus vektort nevezük szigorú értelemben **integrálvektornak**. Pongyolán ennek frontális vetületét is **integrálvektornak** nevezik, amit az **Einthoven-háromszögben** szerkesztenek meg.

A SZÍV ELEKTROMOS TENGYELYE: Az R-hullám legnagyobb kitéréséből szerkesztett **integrálvektort** a **szív elektromos tengelyének** nevezük.



Elektrokardiográf berendezés. Cambridge, 1908. A mérés elektródáit konyhasóoldattal töltött, a földtől elszigetelt edények képezték.

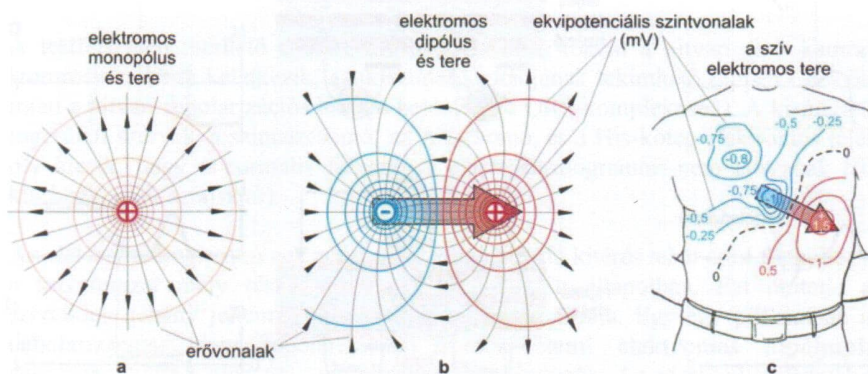
A 18. század második felében ismerte fel Luigi Galvani, hogy az izom- és idegsejtek elektromos jeleket produkálnak. A szívizomzatra ez ugyanúgy jellemző, mint a vázizmokra. Ennek az elektromos tevékenységnek a mérésével és a létrehozott elektrokardiogram értelmezésével kapcsolatos tevékenységéért kapott Nobel-díjat 1924-ben Willem Einthoven holland kutatóorvos. Az elektrokardiogram görbe lefutásából, az egyes hullámok amplitúdójából és a hullámok között eltelt időből fontos diagnosztikai következtetések vonhatók le a szív állapotára, működésére vonatkozóan. Gyakorlatunk célja az elektrokardiográfia fizikai alapjainak, az egyes EKG elvezetések általános jellemzőinek ismertetése.

Kapcsolódó részek:
Damjanovich-Fidy-Szöllösi:
VII. 2. 1.

elektrokardiogram, EKG
Electrocardiogram, ECG
Elektrokardiogramm, EKG

ELMÉLETI ÖSSZEFOGLALÁS

Az elektromos töltések terének leírására használható az erővonalkép, ill. a potenciál térkép. Az **erővonalkép** esetén az erővonalak érintője megadja a pontban uralkodó elektromos térerősség irányát, az erővonalak sűrűsége pedig a nagyságát. A **potenciáltérkép** esetén az azonos potenciálú pontok vannak összekötve (ekvipotenciális felületek, amelyek merőlegesek az elektromos térerősség irányára. Egy elektromos ponttöltés (**monopólus**) terének az erővonalképe a pontból kiinduló egyenesekből áll (pozitív ponttöltés esetén a vonalakra rajzolt nyíl a pontból kifelé, negatív ponttöltés esetén pedig befelé) mutat. A potenciáltérképet pedig koncentrikus gömbfelületek alkotják, amely gömbök középpontja éppen a ponttöltés (lásd 1. a. ábra).



1. ábra. A szív elektromos tevékenysége dipólussal közelíthető.

Mindezek ismeretében a **dipólus** (egymástól adott távolságban lévő azonos nagyságú (+) és (-) töltés terének erővonalképét és potenciáltérképét is könnyen megkaphatjuk (lásd 1. b. ábra).

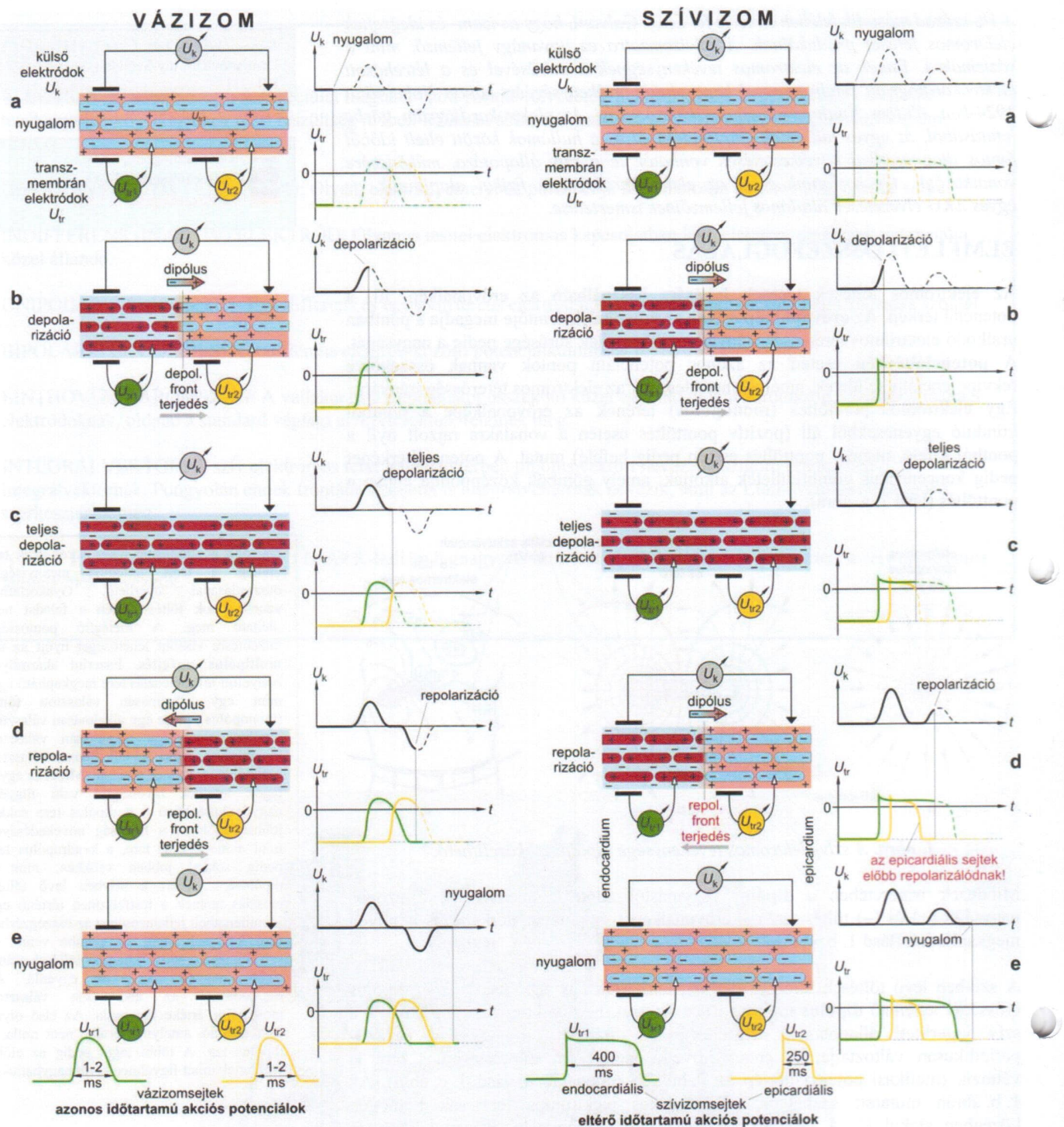
A szívben levő töltések terét közelítőleg leírhatjuk egy dipólussal, ill. a dipólus erősségét jellemző **dipólus momentum** vektorral. Ez a vektor (szív dipólus) — a szív ingerületi állapotának megfelelően — irányát és nagyságát (kvázi)-periodikusan változtatja, és ennek következményeként az elektromos tere is változik (mellkasi potenciáltérkép az R-hullám pillanatában, lásd 1. c. ábra). Az 1. b. ábrán mutatott szabályos, szimmetrikus elektromos tér csak homogén közegben alakul ki. A szív környezete viszont inhomogén, hiszen különböző vezetőképességű szövetek — tüdő, bordák, izmok, zsír — veszik körül. Ezért torzul az elektromos tér az 1. c. ábrán látható módon.

A szív imént bemutatott elektromos terét a szívizomsejtek együttes aktivitása hozza létre.

Az idegsejtek, a váz-, és a szívizomsejtek aktivitását elektromos jelenség, az ún. akciós potenciál kíséri, ill. idézi elő. Ez kétféleképpen mérhető:

- a sejt **intracelluláris** terébe vezetett kapilláris **mikroelektród** és egy extracelluláris elektród között közvetlenül mérhetjük az ún. **transzmembrán** feszültséget, ill.
- **külső, makroszkópikus elektródok** (melyek nem hatolnak be az intracelluláris térbe) segítségével a sejtkötegek külső potenciálváltozásai követhetők nyomon. (A testfelszíni elektródok az utóbbi módszer egyik változatának tekinthetők.)

Ha több ponttöltésünk van, akkor azok tere elvileg a teret jellemző mennyiségek összeadásával nyerhető. Gyakorlatban azonban sok töltés esetén a feladat nem oldható meg. A kielégítő pontosságú közelítésre viszont lehetőséget nyújt az ún. **multipólus sorfejtés**. Eszerint akármilyen bonyolult töltéseloszlás tere megkapható úgy, mint egy alkalmasan választott töltés (monopólus), plusz egy alkalmasan választott dipólus, plusz egy alkalmasan választott kvadrupólus, plusz egy alkalmasan választott oktopólus, ... terének összege. Mivel az egyes tagok tereinek távolságtól való függése nagyon különböző — a dipólus tere sokkal jobban csökken a távolság növekedésével, mint a monopólus tere, a kvadrupólus tere pedig sokkal jobban csökken, mint a dipólusé, ... ezért a szívben levő töltéseloszlás terének a testfelszínen történő egy időpillanatbeli jellemzéséhez az összegzéshez nem kell sok tagot figyelembe venni. A szívben levő pozitív és negatív töltések száma ugyan nagyon nagy, de egyenlő. Az összeadásnál az alkalmasan választott monopólus értéke így nulla. Az első olyan összeadandó, amelynek értéke nem nulla, a dipólus tag. A többi tagot pedig az előbb említettek miatt figyelmen kívül hagyhatjuk.



2. ábra. A vázizomzat, ill. a szívizom sejtjeinek depolarizációs és repolarizációs jelalakjainak származtatása.

A váz-, és szívizomsejtek akciós potenciáljainak egyes fázisait (transzmembrán-, és külső elektródokkal mérve) a 2. ábrán követhetjük nyomon. A főbb biológiai különbségek az alábbiak:

- A **vázizomsejtek** rövid, de **azonos időtartamú akciós potenciállal** (1-2 ms) rendelkeznek, ezért a külső elektródokkal mért elektromyogram (EMG) **pozitív depolarizációs frontját** egy **ugyanolyan irányú negatív repolarizációs front** követi.
- A **szív kamrai izomsejtjeire** azonban az endocardiumtól az epicardiumig **egyre csökkenő időtartamú akciós potenciál** a jellemző. Ennek az a következménye, hogy a később aktiválódott epicardiális sejtek **előbb fognak repolarizálódni**, mint az endocardiális sejtek. Emiatt az endocardiumtól az epicardiumig, a szívfallal belülről kifelé haladó **pozitív depolarizációs frontot** egy **visszafelé tartó, de pozitív repolarizációs front** követi.

Az elektrokardiogramban lényegében a 2. ábra jobb paneljének „e” görbáját regisztráljuk, de nem a szív, hanem a test felszínén. A mért görbe azonban összetettebb, mert a szív egymás után ingerületbe jövő részei azt együttesen alakítják ki. Ezért tekintjük át röviden a szív ingerületi működését a 3. ábra segítségével, ami az így létrejövő tipikus elektrokardiogramot is bemutatja.

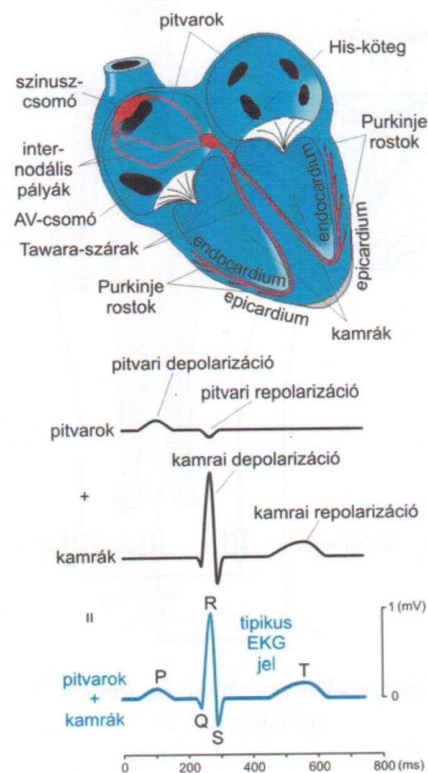
- A **szinuszcsomó** egy bizonyos ütemben akciós potenciált szolgáltat.
- A szinuszcsomóból induló depolarizációs front kiterjed a **pitvari izomzatra** (P-hullám), aminek következménye a pitvar összehúzódása. Ez az ingerület csak a pitvari izomzatra korlátozódik, ui. a pitvar és a kamra között elektromosan szigetelő réteg helyezkedik el.
- Eközben a szinuszcsomó akciós potenciálja az internodális pályákon keresztül az **atrioventrikuláris (AV) csomóba** jut, ahol egy bizonyos idő eltelte után szintén akciós potenciál keletkezik (AV pacemaker sejtek).
- Az ingerület a **His-kötegen**, a **Tavara-szárakon**, és a **Purkinje-rostokon** keresztül igen gyorsan a kamrai izomzat minden részébe eljut.
- A depolarizációs front nyomán a **kamrai izomzat** mintegy „szinkronban” összehúzódik (QRS-komplexus). A depolarizációs front az endocardiumtól az epicardium felé tart, melyet ellenkező irányban mozgó repolarizációs front (T-hullám) követ.
- Ezután a szív **nyugalomban marad** a következő, szinuszcsomóban keletkező akciós potenciálig.

A testfelszínen mérhető tipikus EKG-jel (3. ábra) főként a pitvari és a kamrai izomrostokban keletkezik, azok szuperpozíciójának tekinthető (éppen ezen ok miatt a pitvari repolarizációs hullám beleolvad a QRS-komplexusba). A kisméretű ingerületi szervek, a szinuszcsomó, az AV-csomó, és a His-köteg elektromos jelei oly kicsik, hogy a normális felbontású elektrokardiogramon nem látszanak (ti. kisebbek, mint a zajszint).

Az elektrokardiogramon egy adott pillanatban látható kitérés tehát attól függ, hogy a szívizomzat mely része van éppen depolarizált állapotban. Ezt mutatja a szív ciklus néhány jellemző pillanatában a címlap ábrája. Egy-egy pillanatban a depolarizációs, vagy repolarizációs frontok **elemi elektromos dipólusok** sokaságából álló kettős, (+, -) töltésrétegnek tekinthetők. Az adott hullámfronthoz tartozó elemi dipólusok vektoriálisan összegezhethők, és egy pillanatról pillanatra változó irányú és nagyságú **eredő elektromos dipólussal**, az ún. **integrálvektorral** modellezhetők (sárga nyilak). A szív ciklus során az integrálvektor nyílának csúcsa térbeli, hurok alakú pályákat fut be (lásd a címlap ábráját, a kék szaggatott vonal ennek frontális vetülete), ezek a később tárgyalandó vektorkardiogrammal tehetőek láthatóvá.

A **szív elektromos aktivitásának** következtében a testfelület minden pontjának potenciálja változik az időben, és így a testfelület bármely két pontja közötti feszültség jellemezheti a szív elektromos működését. A testfelület meghatározott pontjai (elvezetési helyek) között mért **feszültség időbeli lefutását** ábrázoló grafikon, $U(t)$ függvény, az **elektrokardiogram** (EKG, lásd a 3. ábra alsó részét, ill. a címlap ábráját). A görbén megkülönböztethető egyes csúcsok jelölésére az abc egymást követő betűit használják. Ezek az ún. **P, Q, R, S, és T** hullámok.

Az elektrokardiogram információt adhat a szív helyzetéről, a szívfrekvenciáról, az ingerületi ritmusról és annak eredetéről, az ingerület terjedéséről, a repolarizációról, valamint azok zavarairól, függetlenül attól, hogy azok anatómiai, mechanikai, anyagcsere, vagy keringési eredetűek-e. Az **elektrokardiográfia** feladata a szív akciós potenciál jeleinek a feldolgozása és ezek alapján a szív elektromos dipólusának rekonstrukciója.



3. ábra. Az elektrokardiogram a pitvari és kamrai jelek összege.

AZ ELEKTRÓDOK FAJTÁI

A gyakorlatban kialakultak bizonyos célszerű elektródelhelyezések, amelyek közül a leggyakrabban alkalmazottak a következők:

- **3+1 elektród a végtagokon**, melyek a frontális síkban helyezkednek el (5. ábra):
 - a jobb kar (**R**, right arm, piros),
 - a bal kar (**L**, left arm, sárga),
 - a bal láb (**F**, foot, zöld),
 - ill. egy semleges elektród (**N**, neutral), melynek jelét mérés technikai (zajcsökkentés) okokból használják.
- **6 mellkasi elektród**, melyek közelítőleg a horizontális síkban helyezkednek el, a nemzetközi megállapodás szerinti pontokon (lásd 6. ábra).


Azokat az elektródokat, amelyeknek a potenciálja követi a szív-dipól elektromos terének az időbeli változását **differens (aktív) elektródoknak**, ezzel szemben az állandó potenciálú (de a testtel elektromos kapcsolatban lévő) elektródot **indifferens (inaktív) elektródnak** nevezzük.

AZ ELVEZETÉSEK FAJTÁI

Két differens elektród közötti feszültség vizsgálatokor **bipoláris elvezetésről**, az egy differens és egy indifferens elektród közötti feszültség esetén **unipoláris elvezetésről** beszélünk.

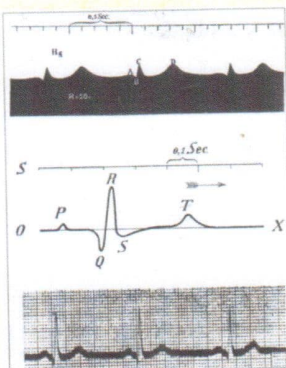
Bipoláris felvétel esetén két egyenként változó potenciál különbségét észleljük (5. ábra). Az **unipoláris** felvétel a differens elektród helyének **tényleges potenciálváltozásait** szolgáltatja az indifferens (referencia) elektródhoz képest (pl. 6. ábra).

A test felszínén nem található olyan pont, melynek potenciálja állandó volna, ezért az **indifferens elektródot** több elektród ellenállásokkal kombinált összekapcsolásával szokás előállítani. A 4. ábra szerint a jobb karra, bal karra és bal lábra helyezett elektródokat egy-egy azonos értékű (pl. 100 kΩ) ellenállással közös pontra kapcsolják. Ezen pont (az ún. **Wilson pont**) **potenciálja állandó**, mintegy az integrálvektor talppontjának állandó zérus potenciálját képviseli (ui. az L, R, és F elvezetések potenciálváltozásai előjelesen kiátlagolódnak). Jele: **CT** (Central Terminal).


 Einthoven-féle elvezetések
 Einthoven- leads
 Einthovenische Ableitungen



Einthoven 1860-1927



Einthoven első elektrokardiogramjai.

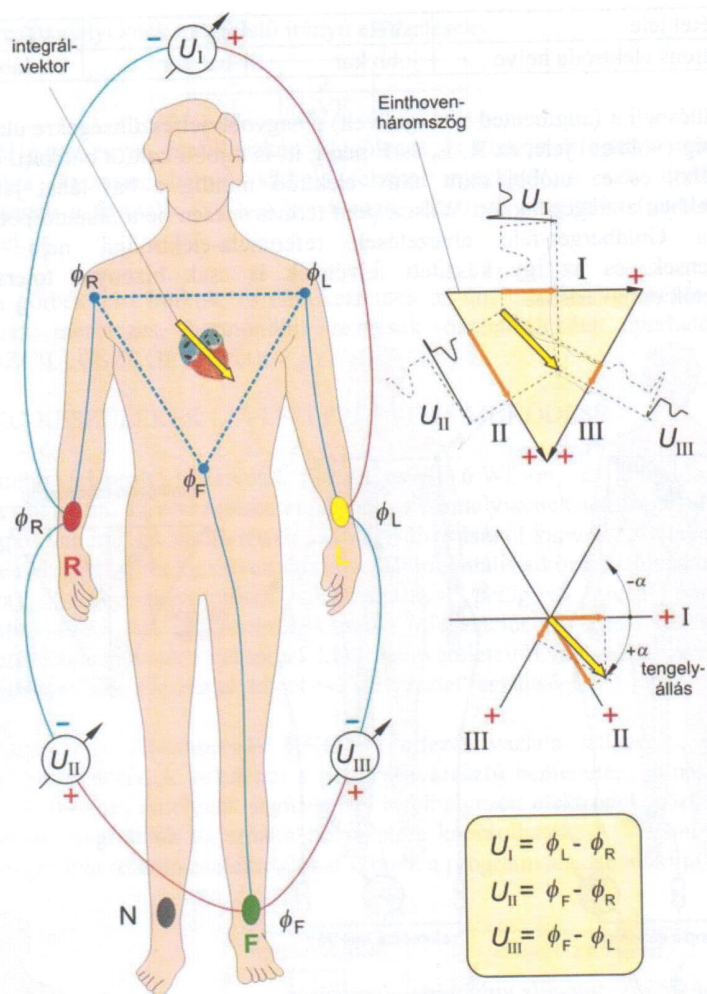
EINTHOVEN-FÉLE STANDARD ELVEZETÉSEK,

Az **Einthoven-féle standard elvezetések** — melyek bipoláris elvezetések — a két karra helyezett elektród a két vállizületnek, a bal lábra helyezett elektród a bal csípő tájéknak felel meg, a végtagok itt csupán elektromos vezető szerepét töltik be. Az elektródok a frontális síkban helyezkednek el. E felvételek szabványos jele: **I, II, III**. A három pont potenciáljainak különbsége az alábbi standard feszültségfüggvényeket adja:

I	II	III
bal kar – jobb kar	bal láb – jobb kar	bal láb – bal kar
$U_I = \phi_L - \phi_R$	$U_{II} = \phi_F - \phi_R$	$U_{III} = \phi_F - \phi_L$

ahol ϕ_R a jobb kar, ϕ_L a bal kar, ϕ_F pedig a bal láb elektromos potenciálja.

A három pontot geometriailag összekötve egy közel egyenlő oldalú háromszöget (ún. **Einthoven-háromszög**) kapunk (5. ábra), melynek közepe táján van a szív.



5. ábra. Az Einthoven-féle standard elvezetések és az integrálvektor szerkesztése.

Mérjük fel az 5. ábra szerint U_I , U_{II} , és U_{III} feszültségeket a háromszög megfelelő oldalaira úgy, hogy a nyilak a pozitív elektródok felé mutassanak. A három komponens közül bármelyik kettőből mérőleges vetítéssel megszerkeszthetjük az ábrán látható **eredő integrálvektort**. Ennek iránya közelítőleg reprodukálja a pillanatnyi szív-dipól irányának a frontális síkra eső vetületét és nagysága is arányos vele. Ez a szerkesztés bármelyik hullámmal (P, T) elvégezhető. Az R-hullámból szerkesztett (legnagyobb) integrálvektort nevezzük a **szív elektromos tengelyének**. A három elvezetés feszültségértékei nem függetlenek egymástól, bármely kettőből a harmadik következik, pl.:

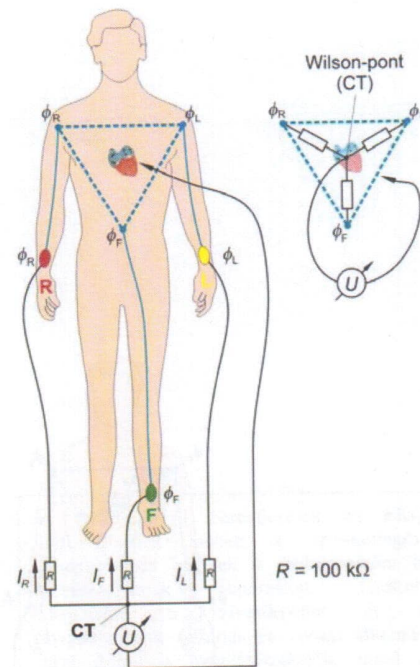
$$U_{II} = U_I + U_{III}. \quad (1)$$

WILSON-FÉLE MELLKASI ELVEZETÉSEK

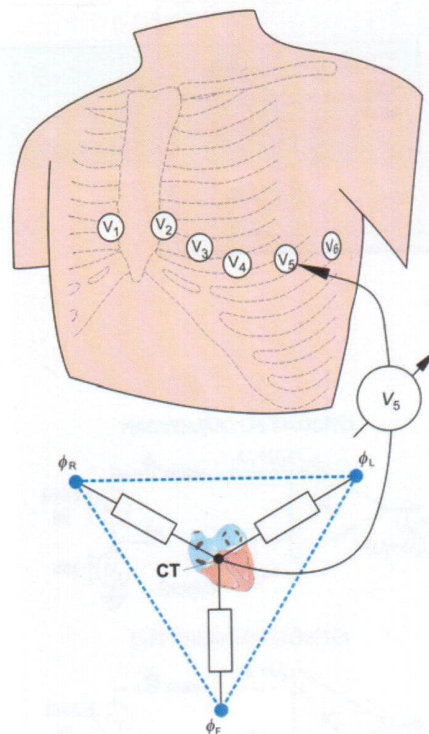
Wilson - féle mellkasi elvezetéseknel hat unipoláris felvétel készül a 6. ábrán jelölt aktív elektródokról (V_1, \dots, V_6), amelyekkel szemben referenciaelektródként a Wilson-pontot kapcsolják. Az elektródok közelítőleg a horizontális síkban helyezkednek el. E felvételek szabványos jele: $V_1, V_2, V_3, V_4, V_5, V_6$.

GOLDBERGER-FÉLE ELVEZETÉSEK

Nem szokás a végtagokról valóban unipoláris felvételt készíteni, mivel az ilyen elvezetés nagyon kis jelfeszültséget szolgáltatna. **Goldberger** javaslata szerint azonban, ha a 7. ábra szerint **kihagyjuk a Wilson-pontból a mérni kívánt végtag-elektrodot**, értékelhető EKG-felvételekhez jutunk. Ebben az esetben tehát egy „megcsönkített” Wilson-pontot használunk referenciaként. A Goldberger-féle elvezetések szintén a frontális síkban helyezkednek el.



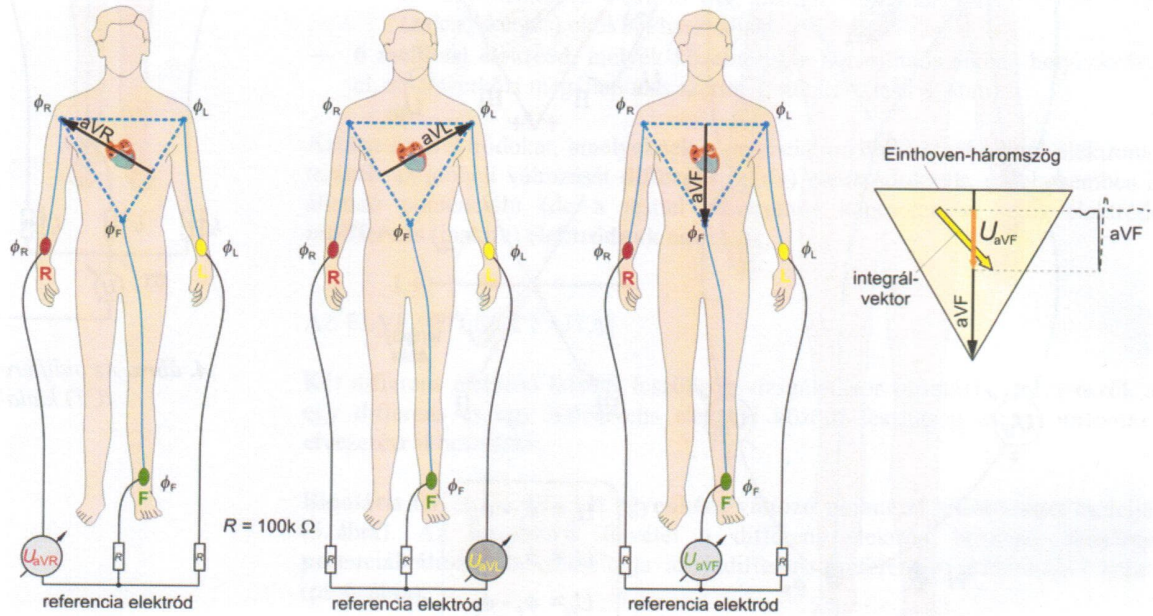
4. ábra. Az indifferens Wilson-pont (CT) kialakítása.



6. ábra. A Wilson-féle unipoláris elvezetések.

a felvétel jele	aVR	aVL	aVF
a differens elektróda helye	jobb kar	bal kar	bal láb


A rövidítésbeli **a** (augmented = megnövelt) a nagyobb jelfeszültségekre utal, a **V** a feszültség (voltage) jele, az **R**, **L**, és **F** pedig itt is a jobb kart, a bal kart, illetve a lábat jelzi, és ez utóbbi mint aktív elektród mindig a bal lábat jelenti. E felvételekben a megcsonkított Wilson-pont természetesen nem állandó potenciálú, ezért a Goldberger-féle elvezetések referencia-elektrodjai nem teljesen indifferensek, és az így készített felvételek is csak bizonyos toleranciával nevezhetők unipolárisnak.

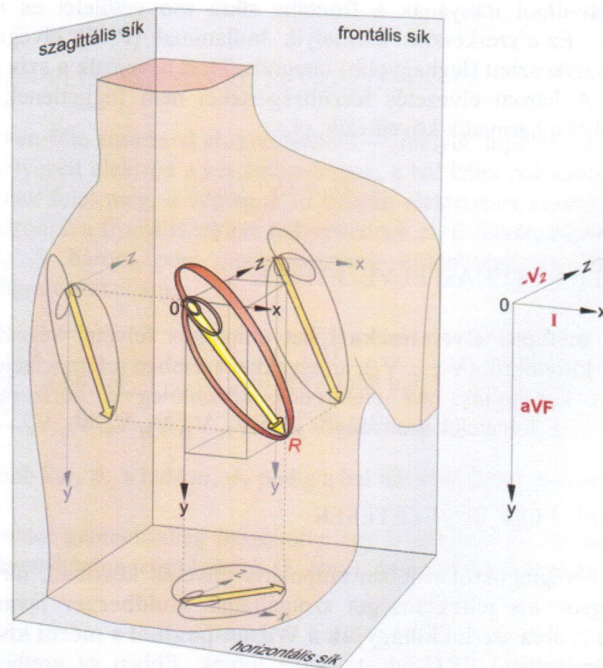


7. ábra. A Goldberger-féle unipoláris elvezetések.

VEKTORKARDIOGRÁFIA

Az egyszerű időbeli $U(t)$ felvételekkel szemben a **vektorkardiográfia** az integrálvektor **térbeli** mozgásáról ad képet (8. ábra).


 vektorkardiográfia
 vectorcardiography
 Vektorkardiographie



8. ábra. Vektorkardiogram. Az integrálvektor térbeli pályája, és vetületei, ill. az x -, y -, és z -irányú elvezetések.

Az egyes tengelyeknek megfelelő irányú elvezetések:

x	y	z
I	aVF	$-V_2$

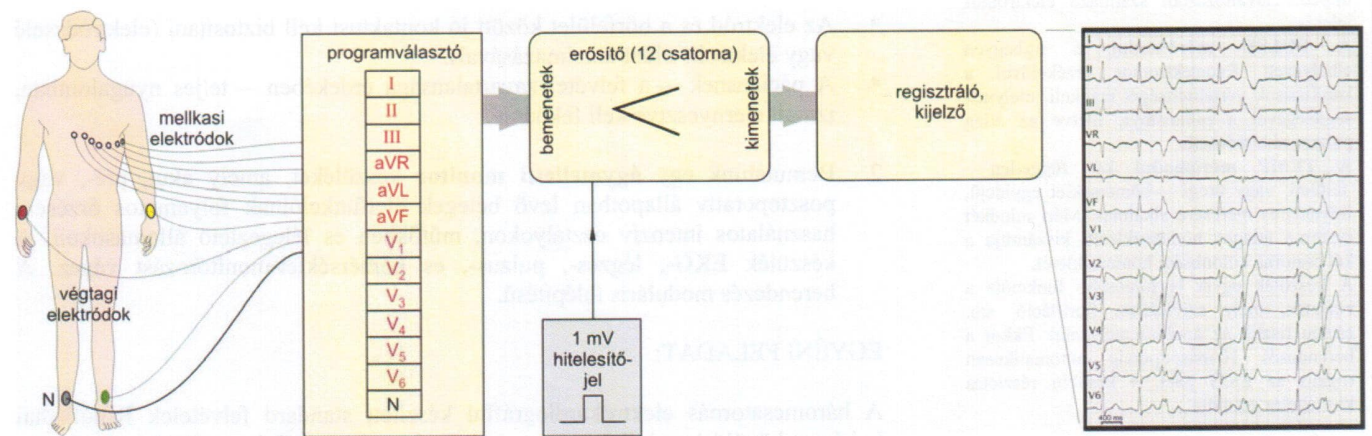
Ezekből egyet-egyét oszcilloszkóp függőleges és vízszintes eltérítő rendszerére kapcsolva összesen három síkbeli felvétel nyerhető: a szív-dipól térbeli mozgásának a frontális (xy-), a horizontális (xz-) ill. szagittális (yz-) síkra eső vetületei.

Ezek a görbék zárt hurkok, és emlékeztetnek az ún. Lissajous-görbékre, melyek egymásra merőleges, harmonikus rezgések összetételeként nyerhetők (lásd 16. OSZCILLOSZKÓP fejezet).

AZ EKG-KÉSZÜLÉKEK ELVI FELEPÍTÉSE ÉS MŰKÖDÉSE

A fentebb felsorolt 12 felvétel (3 Einthoven, 6 Wilson, és 3 Goldberger) — együttesük az ún. **12 elvezetéses rendszer** — bármelyikének segítségével a térbeli szív-dipól valamilyen **vetületének időbeli változásáról** kapunk felvilágosítást. A mellkasi elvezetésekkel a szíven átfektetett horizontális síkbeli vetületeket kapunk (6. ábra). A végtagelvezetések alkalmazásával pedig az arccal párhuzamos (frontális) síkra eső vetületekről kapunk információt (8. ábra). (Persze, nem egyszerűen ugyanannak a vektornak különféle vetületeiről van szó, hiszen az egyes elektródokra főleg a hozzájuk közel eső szívrészet feszültsége hat.)

A 9. ábrán egy **12-csatornás EKG-berendezés** vázlatja látható: a páciensre felhelyezett elektródok vezetékai a **programválasztó** bemenetére jutnak. Ez egy kapcsoló-rendszer, amelynek segítségével a felhelyezett elektródok közül a kívánt felvételnek megfelelők az erősítő bemenetére kapcsolhatók. A Wilson-CT ill. a Goldberger-féle referenciaelektródokat szintén a programválasztó alakítja ki.



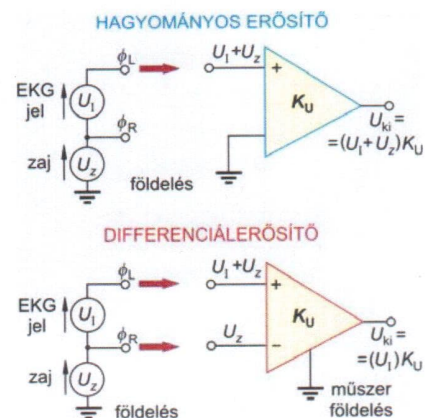
9. ábra. 12 csatornás EKG berendezés blokkvázlata.

A páciens testén a földhöz képest igen nagy, akár több V nagyságú 50 Hz-es váltófeszültség mérhető (lásd a 16. OSZCILLOSZKÓP fejezet 3. kísérletét), ami a 230 V-os hálózati vezetékekből főleg kapacitív úton szóródik a testre. Ehhez képest a néhány mV amplitúdójú EKG jel mérhetetlenül kicsinynek tűnik. Ez a hálózati zaj (U_z) azonban közelítőleg azonos potenciáeloszlású az egész testen. Az EKG gyenge jeleinek erősítésére, és egyben zajelnyomásra egy speciális erősítőfajtát, az ún. **differenciálerősítőt** használnak (helyesen differencia erősítő lenne). A differenciálerősítő két érzékeny bemenettel rendelkezik, amely a **bemenőjelek közötti különbséget erősíti** (10. ábra). Mivel a zavaró hálózati feszültség „közös módusban” hat az erősítő bemeneteire, csak a „differenciál módusú” EKG jel kerül erősítésre. Pl. a két kar közötti EKG-jel potenciálja (ϕ_L , és ϕ_R) közötti különbségét ($U_1 = \phi_L - \phi_R$) erősíti, a hálózati zajt (U_z) pedig elnyomja:

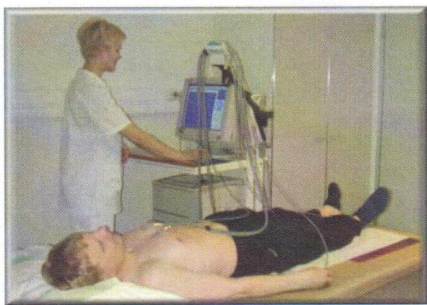
$$(U_1 + U_z) - (U_z) = U_1 \quad (2)$$

A differenciálerősítő két érzékeny bemeneti pontjára tehát a felvétel szerinti két elektród (bipoláris esetben két differens, ill. unipoláris esetben egy differens és a megfelelő indifferens referenciaelektród) csatlakozik. A nem érzékeny (műszer föld) bemeneti pontjára pedig a páciens jobb láb- elektródja (N) csatlakozik.

A többszatornás berendezések az EKG jelfeszültségek mellett a szív-keringési rendszer más jeleinek a feldolgozására is tartalmazhatnak csatornákat. Gyakori kiegészítés a **szívmikrofon** és a **nyomásmérők** (artériás és vénás) alkalmazása. Mind a nyomáserőszelők, mind a szívmikrofon elhelyezése megállapodás szerinti pontokon történik. A szívhangokat szűrőkörök segítségével frekvenciasávokra szokás felbontani és sávonként vizsgálni. Egy háromcsatornás EKG-berendezés a 12 EKG-elvezetést hármas csoportokban regisztrálja; a nyomás- és szívhang-görbékhez harmadikként mindig készül egy egyidejű EKG-felvétel is.



10. ábra. A differenciálerősítő elnyomja a közös módusú zajokat.



11. ábra. EKG felvétel.

A berendezés frekvenciaátviteli sávja a szív eredő akciós potenciál frekvenciatartományának felel meg. Az alsó határfrekvencia 0,2-0,3 Hz, ami még biztosítja az egy szívperióduson belüli leglassúbb jel átvitelét, de az elektród-bőr átmenet igen lassú, galvanikus eredetű változásait kiszűri. Ezért az EKG görbéje stabilan fut, nem „mászik”. A felső határfrekvencia 80-100 Hz, ami elég magas a gyors jelváltozások átviteléhez, de a nagyfrekvenciájú zajok kiszűrhetők.

Némelyik EKG-berendezés speciális, a jel frekvenciatartományába tartozó szűrőköröket is alkalmaz az izomremegés feszültségjeleinek az elnyomására (pl. 35 Hz felett vágó aluláteresztő szűrőkör), illetve a maradék hálózati zavarfeszültség csökkentésére (50 Hz-nél ún. rezonáns lyukszűrő). Ezeket csak indokolt esetben (pl. terheléses EKG) alkalmazzák, mivel meglehetősen szűkítik, ill. deformálják az átviteli sávot.

A **regisztráló** az egyes felvételeket időben egymás után is regisztrálhatja a programválasztó átkapcsolása szerint. A regisztrálópapír továbbítása különféle sebességgel történhet, szokásos sebességek pl. 25 mm/s, 50 mm/s. A felvételek hitelesítésére egy nyomógomb segítségével 1 mV-os kalibráló feszültség kapcsolható az erősítő bemenetére. Az érzékenység szokásos értéke 1 cm/mV.

BEMUTATÓ MÉRÉSEK

1. Háromcsatornás elektrokardiográf, hozzacsatolt háromcsatornás kijelzővel: EKG-görbék készítése. A standard elvezetések jeléből szerkesztett integrálvektor pillanatnyi helyzetét is láthatjuk. Az EKG esetén csupán a három standard, és három Goldberger felvételt készítjük el, a mellkasi felvételek használatától eltekintünk.

FIGYELMEZTETÉS:

- Az elektród és a bőrfelület között jó kontaktust kell biztosítani (elektrodszelé vagy elektrolit-oldat alkalmazásával).
 - A páciensnek — a felvétel zavartalanága érdekében — teljes nyugalomban, izmait elernyesztve kell fekdünie.
2. Bemutatunk egy **ágymelletti monitor** készüléket, amely akut, pre-, vagy posztoperatív állapotban levő betegek életfunkcióinak folyamatos őrzésére használatos intenzív osztályokon, műtőkben és lélegeztető állomásokon. A készülék EKG-, légzés-, pulzus-, és hőmérséklet-monitorozást végez. A berendezés moduláris felépítésű.

EGYÉNI FELADAT:

A háromcsatornás elektrokardiográffal készített standard felvételek **R**-hullámai (a három közül bármelyik kettő) segítségével szerkesszünk integrálvektort!

Az **ECG-RESP mérőmodul** kettős funkciót lát el. Megfelelően felhelyezett mellkasi EKG elektródákon keresztül érzékeli a szív működésekor keletkező elektromos jeleket és ugyanakkor a légzések során keletkező — a mellkas térfogatváltozásából eredő — impedanciaváltozásból származó elektromos jelet is.

A **PULSE mérőmodul** a ujjbegyen elhelyezett fotoelektromos érzékelővel a kapillárisok vértelítettségét érzékeli, melynek segítségével a pillanatnyi, illetve az átlag pulzusszám mérhető.

A **TEMP mérőmodul** két független — felületi, vagy üregi — hőmérséklet egyidejű, folyamatos mérésére alkalmas. Méri mindkét csatorna átlagos hőmérsékletét, kiszámítja a két csatorna különbségi hőmérsékletét.

A készülék egyik legfontosabb funkciója a **riasztás**, mely szívleállás, fibrilláció, stb. esetén riasztja az ápolószemélyzetet. Ekkor a berendezés 10 másodpercig automatikusan rögzíti az EKG jelet, a későbbi részletes kiértékelés számára.