

# **SZEGEDI TUDOMÁNYEGYETEM**

Természettudományi kar

Kísérleti Fizikai Tanszék

Fizika szak

## **SZAKDOLGOZAT**

Szívritmus és vérnyomásjel mérés technikája

Sőrés Márta

Témavezető: Dr. Gingl Zoltán

2005

# I.) TARTALOMJEGYZÉK

I.)	Tartalomjegyzék	2
II.)	Tartalmi összefoglaló	4
III.)	Elméleti áttekintés	6
	1) Élettani folyamatok	6
	a) A vérkeringési rendszer és feladata	6
	b) A szívritmus és szívműködés fázisai	7
	c) Vérnyomás	9
	2) Élettani folyamatok vizsgálata	10
	a) Az elektrokardiográfia és az elektrokardiogram	10
	b) Vérnyomásmérés módszerei	12
	3) Jelalakok elemzési módszere	14
	a) Matematikai elemzési eljárások	14
	b) Spektrális paraméterek	15
IV.)	Mérések, mérési eredmények	17
	1) A konkrét mérőrendszer leírása	17
	a) Mérési elrendezés	17
	b) EKG mérő	17
	c) Vérnyomás mérő	18
	d) Digitalizáló	19
	e) Számítógép	19
	f) Kiértékelő szoftver	19
	2) Saját mérések, mérési folyamat	21
	a) A mérési eljárás	21
	b) A mérési eredmények	28
	c) A mérési eredmények kiértékelése	28
V.)	Az EKG és vérnyomásmérés története	32
	1) Az EKG mérésének története	32

2)	A vérnyomásmérés történet	34
3)	Végezzünk néhány kísérletet	36
VI.)	Összefoglalás	39
VII.)	Köszönetnyilvánítás	40
VIII.)	Irodalomjegyzék	42

## II.) TARTALMI ÖSSZAFOGALALÓ

Napjainkban egyre többet foglalkozunk az egészséges életmód kialakításával. Ehhez feltétlenül ismernünk kell szervezetünk normális és kóros működését. Ezen kóros működés kiszűrésének egyik legfontosabb módszere a betegvizsgálat, ami nem más, mint egyfajta mintavétel.

A mintavételezésnek fontos szabályai vannak az orvostudományban is, hiszen nagyon sok külső és belső tényező befolyásolhatja az eredményeket. Az, hogy milyen gyakorisággal változhatnak ezek a paraméterek, nem lehet pontosan meghatározni. Ezeket megpróbálják bizonyos határok között tartani. Vannak olyan paraméterek amelyek tág időhatárokon belül viszonylag stabilak. Ezekkel szemben viszont az időszakonként változó, ún. periodikus jelek állnak. A periódus időtartamát mérhetjük években, hónapokban, vagy akár rövid pillanatokban is.

Mindannyiunk számára nyilvánvaló, hogy az időnek, mint egy jellemző paraméternek, kitüntetett szerepe van. Nemcsak a korai felismerésben, hanem a pontosságban is szerepet játszik. Gyakori mintavételezéssel könnyebben kiküszöbölhetők az esetlegesen felmerülő hibák. A folyamatos mintavétel igénye az orvosi tevékenység több területén is felmerült.

Egyik legfontosabb csoportja az intenzív betegmegfigyelés. Fő momentuma a riasztás, amelynek szintén előfeltétele a gyakori mintavételezés. Ez a fajta monitorozás életet menthet különböző esetekben, például hirtelen vérnyomásváltozás, különféle szívritmuszavarok esetén.

Másik nagy területe az egyre elterjedtebbé váló járó beteg monitorozás.

Az egyik leggyakrabban előforduló, s ezáltal legszemléletesebb példa erre a „24 órás” vérnyomás ellenőrzés. Előnye az egyszeri mintavételezéssel szemben, hogy a gyakori mérési eredmények következtében pontosabb képet kaphatunk. Nincsenek kiküszöbölve a külső és belső környezeti hatások, ezáltal különféle ritmusokról is tudomást szerezhethetünk.

A számítástechnikai rendszerek fejlődésével a kutatók is próbálták bevonni ezen új, gyorsabb s ezáltal hatékonyabb eszközöket a siker elérése érdekében. Mindezek fejlődése újabb és újabb mérési és elemzési eljárásokat tették lehetővé.

Dolgozatomban a vérnyomásjel spektrális analízisével kapcsolat új jelfeldolgozási módszert ismertetek.

A módszer a teljes vérnyomás jelet használja az analízishez, ellentétben az eddig használatosakkal.

A régebbi módszereknek számos hátránya volt, ezek közül néhány: csúcskeresés, nem egyenletes a csúcsok közötti időtartam, s mindezek mellett szükség van a hibakeresésre is.

Az új módszer előnyei, hogy az elvi problémák, jeldetektálási problémák kevesebbek, valamint egyszerűbb a matematikája.

Ezen új analízis mellett szól még, hogy egyenletes mintavételezésre épül, mentes az interpolációktól, valamint kevesebb az előforduló artifaktum, hiba.

Hátrányának tekinteték, hogy hosszabb időtartamot használ fel a spektrum elkészítéséhez, de ez a mai fejlett számítógépekkel gyorsabbá és hatékonyabbá vált. On-line analízisre alkalmas.

A dolgozat első részében egy elméleti áttekintést adok, sorra veszem az ide kapcsolódó fiziológias folyamatokat. Második felében pedig a mérési folyamatokat, a mérési sorozat jellemzőit, valamint bemutatom a konkrét mérőrendszereket.

Több véradón alkalmaztuk ezt az új módszert véradás előtt és után, s kipróbáltuk működését.

Legvégül értékelem az eredményeket, s az utolsó részben az EKG és vérnyomásmérés történetével ismerkedhetünk meg.

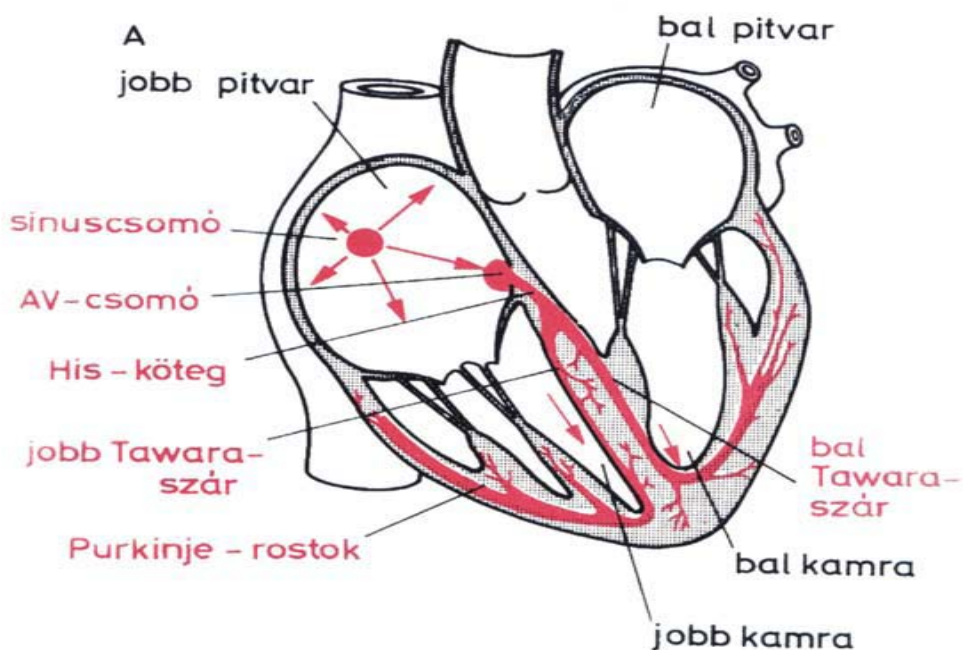
### III.) ELMÉLETI ÁTTEKINTÉS

#### Élettani folyamatok

#### ***A vérkeringési rendszer és feladata***

Az emberi szervezet számtalan parányi alkotóelemből –sejtekből- épül fel. A sejtek bizonyos vonatkozásban önálló életet élnek, működésükhöz állandóan tápanyagokra, energiára van szükségük. A tápanyagok elégetéséhez, hasznosításához oxigén kell. A szervet sok-sok milliárd sejtjéhez a vérkeringés juttatja el a tápanyagokat és az oxigént. A vérkeringés feladata a bomlástermékek és az égés során keletkezett széndioxid elszállítása is. A vérkeringés a sejtműködéshez, az élthez egy pillanatra sem nélkülözhető. A vérkeringés romlását, lassulását a sejtek működésének romlása követi.

A vérkeringés hálózatának szerkezete az érrendszer, a szív pedig a vérkeringés motorja.



1. ábra. A szív felépítése (Forrás 1)

## **A szívritmus és a szív működés fázisai**

A szív működése összetett folyamat. Amikor a kamrák elernyednek, meghatározott idő után a pitvarok összehúzódnak, a kamrák megtelnek vérrel, majd rövidesen ezek húzódnak össze. Az egész szív ciklus közel egy másodpercig tart. A szív működése során elektromos áram halad végig a szíven. A „szíváram” kiindulási helye a jobb pitvar felsőrészében, az ún. szinusz- csomóban van, ami módosult szívizomsejtekből épül fel. Tehát ez a szikra, amely a szív ingerületét elindítja. Az ingerület továbbterjed a pitvar falát alkotó szívizomrostokra és a pitvari pályákon keresztül eléri az atrioventrikularis (AV) csomót.

Innen ingerületvezetésre specializálódott Hiss -kötegen kerül át a pitvari területekről, a kamrai szeptumba. A pitvarok és kamrák közötti egyetlen kapcsolatot a Hiss- köteg jelenti.

A kamrai szeptumban a Hiss- köteg egy bal és egy jobb oldali Tawara- szárra oszlik, amelyek további elágazódását Purkinje- rostnak nevezzük.

Így jut el sinuscsomó által keltett, percenként kb.72-80 ingerület a kamrák munkaizomzatához.

### **A szív ciklus**

Megkülönböztetünk elektromos, valamint ún. mechanikus szív ciklust. Az elektromos szív ciklus a pitvarok és kamrák elektromos jelenségeinek változásait foglalja össze. A mechanikai szív ciklusban egy adott szívüreg falának elernyedésekkor (diastole) az vérrel telítődik, majd ugyanezen szív rész izomzatának összehúzódnásakor (systole) az üregben lévő vér a megfelelő billentyűket kinyitva a szívüregből kiürül.

Képletszerűen:

$$\text{Szív ciklus} = \text{diastole} + \text{systole}$$

Négy fázisa van:

- 1.) szisztolés feszülés
- 2.) kamraürítés
- 3.) diasztolés relaxáció
- 4.) telődés

Néhány példa a szívműködés vizsgálati módszereire:

1.) Fizikális vizsgálatok:

megtekintés  
pulzusvizsgálatok  
vérnyomásmérés  
szívhang meghallgatása, stb.

2.) Műszeres vizsgálatok:

PKG- fonokardiográfia (szívhang grafikus ábrázolása)  
Echokardiográfia (ultrahangvizsgálat)  
EKG- elektrokardiográfia, stb.

Ezek közül mi részletesebben az EKG műszeres vizsgálattal, s a vérnyomás méréssel foglalkozunk majd.

## **A szív ingerületképző és ingerületvezető rendszere.**

A szívben az ingerület normális körülmények között a szinusz csomóból indul ki. Onnan terjed szét az ingerület a pitvarokra és elérve az atrioventrikuláris csomót (AV- csomó), halad tovább a Hiss- kötegben, majd a hozzájuk csatlakozó Purkinje-rostokról tevődik át a kamrák munkaizomzatára.

A szív munkaizomrostjaiban az akciós potenciál (AP) gyors felfutó szakaszáért a rövid idejű, de intenzív Na<sup>+</sup>-beáramlás felelős. A szinusz csomóban és az AV-csomóban viszont lényegesen kisebb a Na<sup>+</sup>-csatornák sűrűsége, ez (és egyebek között a Ca<sup>2+</sup>-beáramlás) okozza az AP viszonylag lassú felfutását.

Ez a folyamat az EKG segítségével nyomon követhető.

A következő ábra az ingerületterjedését mutatja a szívben. Időbeli lefutását, EKG és vezetési sebességét.



## Vérnyomás

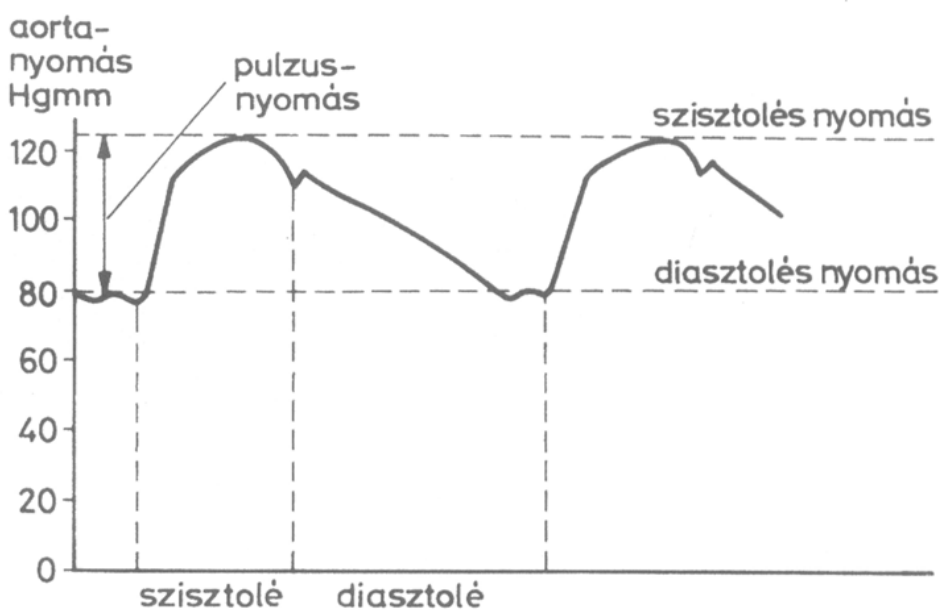
Az erekben áramló vér nemcsak kitölti az ereket, hanem az érfalra bizonyos nyomást is kifejt.

Ezt a nyomást vérnyomásnak nevezik. A vér a magasabb nyomású helyről áramlik az alacsonyabb nyomású hely irányába. A szív ciklus működése miatt a vérnyomás a bal kamrában a szisztolés 120 Hgmm és a diastole kezdetén mérhető 0 Hgmm értéke között ingadozik. A bal kamra összehúzódásakor az aortába kilökött vér mozgási energiája részben helyzeti energiává alakul át. E potenciális energiának a következménye a vérnek az ér falára kifejtett nyomása.

A vérnyomásértékeket az SI –rendszer szerint kPa-ban kellene megadni, de általánossá a Hgmm vált.

Vérnyomáson általában a nagyvérköri keringés artériás vérnyomását értjük. Ennek nagysága minden szívverés során egy szisztolében mérhető maximális és egy diasztolében mérhető minimális érték között ingadozik. A kettő mértani középértékét középnyomásnak, különbségüket pedig pulzusnyomásnak nevezzük.

A vérnyomást egyensúlyi állapotából számos tényező kimotozhatja. Ilyen környezeti tényező például a testhelyzet, mozgás, légzés, különféle külső ingerek.



2. ábra. Az aortaívben regisztrált nyomásgörbe. (Forrás 1)

# Az élettani folyamat vizsgálata.

## EKG

Az elektrokardiográfiás felvételen a szív működésének fontos szakaszai nyomon követhetők. Látható a pitvar elektromos hulláma, amit P-hullámmal jelölnek. A kamrák összehúzódását a QRS-T betűkkel jelölt hullámcsoport kíséri. Az elektrokardiográfia alkalmas a szív ritmuszavarainak elemzésére, és bizonyos szívbetegségek korai felismerésére. Az elektrokardiogram (EKG) azoknak az elektromos feszültségeknek (potenciálkülönbségeknek, röviden potenci-áloknek mV-ban) a regisztrátuma, amelyek a szív ingerületi folyamatainak következményeként a testfelület meghatározott pontjai (elvezetési helyek) között lépnek fel. Az EKG tehát a szív elektromos ingerületi folyamatainak manifesztációja, amely információt adhat:

- a szív helyzetéről,
- az ingerületi ritmusról és annak eredetéről,
- az impulzus terjedéséről,
- a repolarizációról,
- valamint mindezek zavaráról, függetlenül attól, hogy azok anatómiai, mechanikai, anyagcsere, vagy keringési eredetűek-e.

Az EKG-görbén különböző csipkéket, ill. hullámokat különböztethetünk meg.

A **P- hullám** a pitvari depolarizáció megnyilvánulása.

A P- hullám kezdetétől a Q- hullám kezdetéig terjedő szakasz a **PQ- távolság**. Azt az időintervallumot mutatja, amely alatt a sinuscsomóból kiinduló ingerület a kamrába érkezik.

Ezt az időtartamot pitvar-kamrai átvezetési időnek nevezzük.

Az ingerületvezető rendszer a kamrákban elsőként az ún. papilláris izmokat hozza ingerületbe.

Ennek jele az EKG-n a negatív **Q- hullám**.

A Q- hullám nagyságát mindig a **T-hullám** magasságához viszonyítjuk.

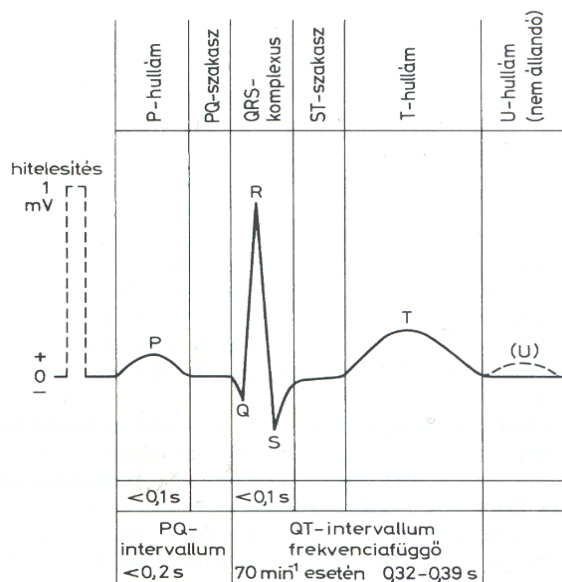
A kamraizomzat fő tömegének depolarizációját jelzi az **R- hullám**.

A bal kamra hátsó bazális részének izomzata aktiválódik utoljára, ezt a negatív **S-hullám** jellemzi.

A **Q hullám** az **R- és S- hullámmal** együttesen alkotja a kamrai depolarizációt tükröző **QR - komplexust**. Közben tudatában kell lenni, hogy a QRS- komplexusban minden kezdeti negatív kitérés Q, minden pozitív R, és minden R-t követő negatív kitérés S jelölést kap. A QRS- potenciál középértéke a Q- ,R- ,S- hullámok előjeles görbe alatti területeinek összegéből számítható ki, gyakorlatban az amplitúdókkal valószínűsíthető meg.

A QRS- komplexus lezajlása után gyakorlatilag izoelektromos vonalat látunk. Ennek oka a kamraizomzat lassú repolarizációja, és a **T-hullám** kezdetéig tart, ami a kamrai repolarizáció következménye.

A leírt hullámokon kívül gyakran még egy harmadik pozitív hullám is észrevehető, amelyet **U- hullámnak** nevezünk. Ennek valószínű magyarázata, hogy diastole közben a mellkasfalhoz ütődő szívcsúcsban elektromos potenciál jön létre. Gyakorlati jelentősége nincs.



3. ábra. Normális EKG görbe. (Forrás 1)

### **Egy szívciklus fázisainak megfelelő hullámok az EKG görbén:**

A szívingerület útja ugyan nem látható, de EKG segítségével a szívben futó elektromos ingerület főbb állomásai jól felismerhetők.

A folyamat a 4.) szakasszal kezdődik, még a kamrai diasztolé alatt a szív ritmusgenerátorának kisülése ingerületbe hozza a pitvarizomzatot,(P- hullám az EKG-görbén), amely ennek következtében összehúzódik; az általa kilövelt vér fejezi be a kamratelítődést. Ezzel véget ér a diasztolé.

A szív elektromos ingerülete ezután ráterjed a kamrákra (QRS komplexus), amelyek ennek következtében összehúzódnak. Ebben a fezsülési fázisban (1.) fázis) a kamranyomás emelkedik meg meredeken, minden billentyű zárva van. A bal kamra nyomása meghaladja az aortában lévő nyomást, akkor megnyílnak az szemilunáris billentyűk, s ezzel megkezdődik a kamraürítés fázisa (2.)fázis).

A vér kilökése után a kamra elernyed (3.) fázis), bezárulnak a szemilunáris billentyűk, s ezzel kezdetét veszi a diasztolé.

### **Vérnyomásmérés módszerei**

A vérnyomásmérő műszerek legfontosabb alkotóeleme a felfújható mandzsetta, ami légmentesen zárható, rugalmas gumizsák.

Ezt a felkaron helyezzük el, s egy gumilabda segítségével levegőt pumpálunk bele, ami által elszorítja a kart, s ideiglenesen leállítja a vérkeringést. A vizsgált személy könyökhajlatára az ütőér felé hallgatócsövet helyezünk.

Ezután a gumilabda szelepét lassan megnyitjuk, és fokozatosan csökkentjük a nyomást. Ezáltal a keringés a mandzsetta alatt lassan megindul. A maximális nyomás, amelynél a vér megindul a verőérben, szisztolés nyomásnak nevezzük. A diasztolés nyomásértéket pedig, a teljesen akadálymentes áralmáskor kapjuk.

Ez a mindennapjainkban legelterjedtebb mérési módszer.

Másik, általam is használt noninvazív vérnyomásmérő rendszer, Penaz elven működik.

Ez az elv röviden a következő:

A vizsgált személy egy ujjára csatoljuk a mandzsettát, amely foto- pletizmográfot tartalmaz.

A pletizmográf az ujj egy artériája felé kerül, s ez szolgáltat információt az érben folyó vérerősségről a fényabszorpció alapján. A mandzsettát fokozatosan felfújjuk, melynek következménye a volumen oszcilláció. Ebből határozhatjuk meg a zero transzmurális nyomás, melyet maximális oszcilláció jelez.

A gép egy servomechanizmus segítségével állandó szinten tartja az ujj artériás nyomását. A mandzsettában egy kompresszor által generált külső nyomás biztosítja a nyomáshullámok hatását.

Ha kialakul az egyensúlyi helyzet, akkor mandzsetta nyomása megegyezik az artériás nyomással.



4. ábra. A méréseknél alkalmazott vérnyomásmérő műszer

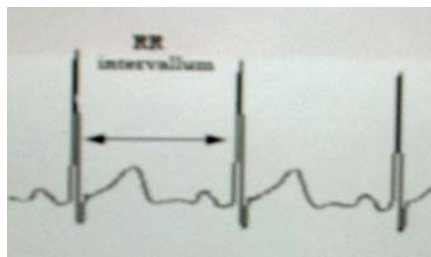
# Jelalakok elemzési módszerei

## Matematikai eljárások

### STATISZTIKAI PARAMÉTEREK

#### 1. RR intervallum:

Az EKG görbe két szomszédos csúcsa közti távolságok nevezzük RR távolságnak.



5. ábra. RR- intervallum szemléltetése EKG görbén.

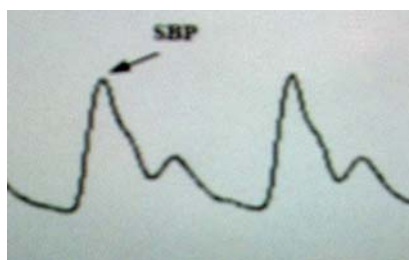
#### 2. mRR: (mean RR)

Az RR intervallumok hosszának, egy adott jelszakasz átlaga.

$$\langle RR \rangle = \frac{1}{n} \sum_i^n RR_i$$

#### 3. SBP: (systole blood pressure)

A vérnyomás görbén a szisztolés csúcsok magassága.



6. ábra. Az SBP szemléltetése vérnyomásgörbén

#### 4. **sd.RR:** (standard deviation RR)

Az RR távolságok szórása.

$$\sqrt{\langle RR^2 \rangle - \langle RR \rangle^2} = \sqrt{\langle (RR - \langle RR \rangle)^2 \rangle} = \sqrt{1/n \sum_i^n (RR_i - \langle RR \rangle)^2} = \sqrt{1/n \sum_i^n RR_i^2 - \langle RR \rangle^2}$$

#### 5. **pNN50:** (proportion of adjacent RR more than 50 msec different)

Szomszédos RR intervallumok aránya, a szívverés változásának arányát mutatja. Különbsége 50 ms- nál nagyobb.

#### 6. **RMSSD:** (root- mean square of difference of successive RRs)

Szomszédos RR intervallumok különbségének effektív értéke.

$$\sqrt{1/n \sum_i^n (RR_i - RR_{i-1})^2} = \sqrt{1/n \sum_i^n \Delta_i^2}$$

## **SPEKTRÁLIS PARAMÉTEREK**

### **Spektrális analízis**

Az RR intervallum frekvencia-tartománybeli analízise a hullám természetű jelenségként közelíti meg. Egy ciklus hullámzása összetett jelenség. Komponenshullámzásra leggyakrabban a gyors- Fourier transzformációval bontjuk. Ezáltal a komponenseket frekvenciájukkal és a hullám amplitúdóval, hullám teljesítménnyel jellemezzük.

A komponens hullámok megoszlását a teljesítmény sűrűségi spektrummal adjuk meg.

Az értelmezhető felvételek rövidségét a használt matematikai formula határolja be.

A teljesítmény sűrűségi spektrumon már első pillanatra jellegzetes csúcsokat különböztethetünk meg.

A spektrumot alacsony frekvenciájú 0,04- 0,15 Hz és magas frekvenciájú 0,15-0,4 Hz sávokra osztjuk. A felosztás relatív különbségeken alapul. Az emberi pulzus alakulásában „gyors változásokról” beszélünk akkor, ha egy változásra adott válasz 1 másodpercen belül megkezdődik, és néhány másodpercen belül lezajlik.

Az ilyen ütemben ismétlődő ritmikus pulzusszám változások a „magasnak” nevezett spektrális csúcsban tükröződnek, s a paraszimpatikus idegrendszer tud közvetíteni.

A szimpatikus idegrendszer hatása lassabb tempója miatt csak 3 másodpercnyi válaszidővel, 10 másodperces zajlási idővel járó „lassú” válaszokat tud közvetíteni.

Ezek az „alacsonynak” nevezett csúcsban összegződnek, mindkét autonóm idegrendszeri divízió közvetítheti.

Mindezekből következik, hogy a spektrumkép segítségével a különböző tartományok vizsgálatával a szimpatikus és paraszimpatikus idegrendszer működésére, esetleges rendellenességeire következtethetünk.

## SPEKTRÁLIS PARAMÉTEREK

### 1. RR teljesítmény spektrum

$$PSD(RR) = \left| \frac{1}{N} \sum_{j=0}^{N-1} RR_j \cdot e^{-i \cdot 2\pi \cdot \Delta f \cdot k \cdot \Delta t \cdot j} \right|^2$$

$$\Delta f = \frac{1}{T} = \frac{1}{N \cdot \Delta t}$$

$$\Delta f \cdot \Delta t = \frac{1}{N}$$

### 2. SBP teljesítmény spektrum

$$PSD(SBP) = \left| \frac{1}{N} \sum_{j=0}^{N-1} SBP_j \cdot e^{-i \cdot 2\pi \cdot \Delta f \cdot k \cdot \Delta t \cdot j} \right|^2$$

$$\Delta f = \frac{1}{T} = \frac{1}{N \cdot \Delta t}$$

$$\Delta f \cdot \Delta t = \frac{1}{N}$$

## BRS PARAMÉTEREK

### 1. BRS: (Baroreflex szenzitivitás)

A vérnyomás és a pulzusintervallumok szimultán felvétele lehetővé teszi az interakcióik értelmezését. Célja a vérnyomás stabilizálása. Ha a vérnyomás a normál értékről kimozdul, pulzusváltozást idéz elő. Az emelkedő vérnyomás pulzuslassulást, a csökkenő vérnyomás pulzusgyorsulást eredményez.

A vérnyomás fluktuáció és a pulzusszám közötti összefüggést nevezik BRS-nek, amelyet eredetileg gyógyszerek segítségével értek el.



Meghatározható a spontán szekvenciák baroreflex érzékenységi indexe, mint az RR intervallumok átlaga. A BRS az egységnyi nyomásesésre vagy emelkedésre eső RR-intervallum csökkenést vagy növekedést jelent. Külön számítható a csökkenő és növekvő szekvenciák indexe.

Számítógép segítségével határozható meg minden olyan szakasz, egy 5 perces regisztrátumból, ahol az artériás nyomás minimum 3 szívütés hosszú, s minimum 1 Hgmm-es növekedése vagy csökkenése az RR- intervallum nyúlása, vagy rövidülése követi.

A BRS (baroreflex szenzitivitás) definíciója, az egységnyi szisztolés nyomásnövekedésre, ill. csökkenésre jutó RR- intervallum növekedése, valamint csökkenése.

A BRS a delta szisztolés nyomás delta RR- intervallum összefüggés meredekségének ms/Hgmm- ben kifejezett értéke.

**Cross- spektrum** analízis segítségével a vérnyomás-, és a pulzusfluktuációk közötti összefüggés vizsgálható. A cross- spektrális gain a vizsgált frekvenciasávú RR-intervallum teljesítmény értékeiből, s a szisztolés nyomás teljesítménysűrűségéből számíthatjuk ki.

$$\alpha = \frac{\sqrt{\frac{PSD(RR)_1}{PSD(SBP)_1}} + \sqrt{\frac{PSD(RR)_2}{PSD(SBP)_2}}}{2}$$

## IV.) MÉRÉSEK, MÉRÉSI ERDMÉNYEK

### 1.) Konkrét mérőrendszer leírása

#### EKG monitor

Az EKG a mai modern orvostudomány nélkülözhetetlen diagnosztikai műszere. A szí elektromos jeleit vizsgálja s mivel az emberi szövetek jól vezetik az elektromosságot, ezért a szív működése a test bármely pontján érzékelhető.

Gyűrűszerűen terjednek a jelek a test minden pontjára. Nagyon kicsi áramerősséggel, de a bőrfelszínt is eléri ezek az elektromos jelek. Az orvosok egy kerek tapaszt használnak a jelek érzékelésére, amelyen egy áramerősség detektor, elektróda található áramot.

Az EKG jelet Siemens Sirecust 730, valamint Marquette monitor kimenetéről vezettük a digitalizáló egységhez. Végtagi és mellkasi EKG elvezetést választottuk.



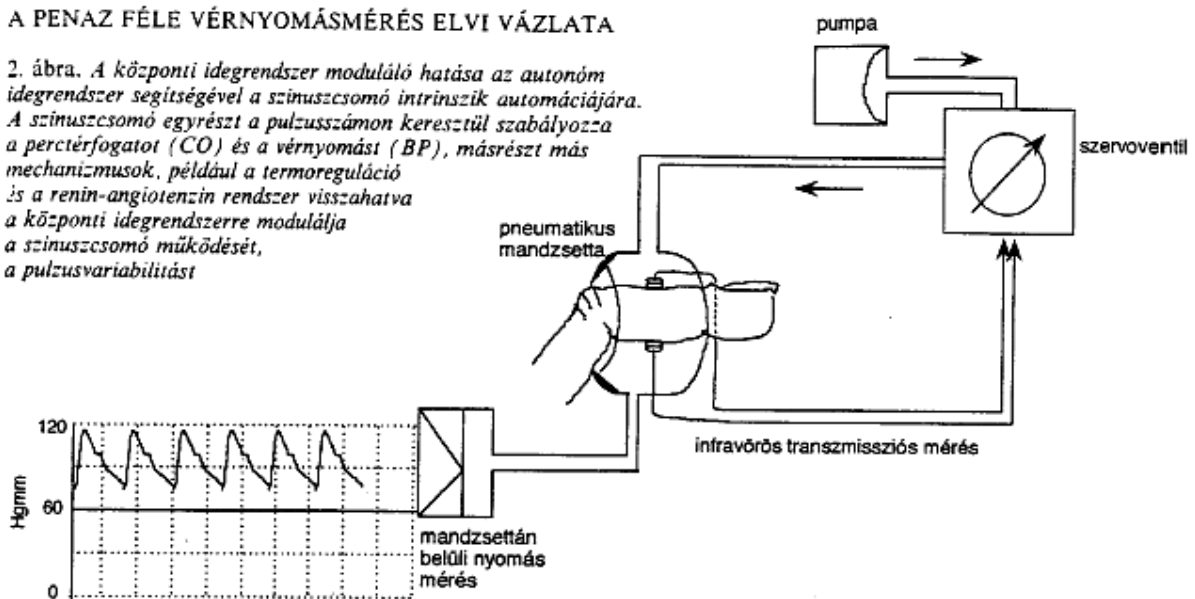
7. ábra. EKG monitor

## Vérnyomásmérő

A méréseimhez a noninvazív ujj vérnyomásmérőt, a Finapres 2300 használtam. Működésének elve a Penaz- elv, amely elv már fentebb bemutatásra került.

### A PENAZ FÉLE VÉRNYOMÁSMÉRÉS ELVI VÁZLATA

2. ábra. A központi idegrendszer moduláló hatása az autonóm idegrendszer segítségével a szinuszcsozó intrinszik automáciájára. A szinuszcsozó egyrészt a pulzusszámon keresztül szabályozza a perctérfogatot (CO) és a vérnyomást (BP), másrészt más mechanizmusok, például a termoreguláció és a renin-angiotenzin rendszer visszahatva a központi idegrendszerre modulálja a szinuszcsozó működését, a pulzusvariabilitást



8. ábra. A Penáz- féle vérnyomásmérés elvi vázlata. (Forrás )

## **Digitalizáló**

A mérőműszerek az általuk mért jeleket elektromos jellé alakítják

A digitalizáló ezeket a feszültségeket alakítja át a számítógép számára számokká, így a feldolgozás elvégezhető.



9.ábra. Digitalizáló

## **Számítógép**

Asztali számítógép is megfelelő, melyre a méréseket és kiértékeléseket elvégző szoftvereket telepítjük.

Mindezen gépek együtteséből áll össze a teljes mérés során használt mérőberendezés.

### **A kiértékeléshez használt szoftver**

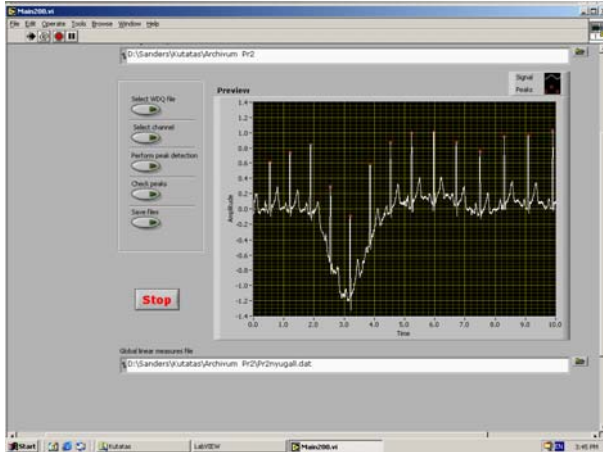
A LabVIEW egy olyan grafikus elemekből felépülő programozási nyelv, amely alkalmas arra, hogy segítségével szinte bármilyen műszert megépítsünk a számítógép virtuális terében.

Nincs szükség arra, hogy a műszerünket hagyományosan hozzuk létre, nincs szükség kapcsolókra, kijelzőkre, egyéb alkatrészekre.

A külvilággal a kapcsolatot szenzorok, A/D- és D/A átalakítók biztosítják.

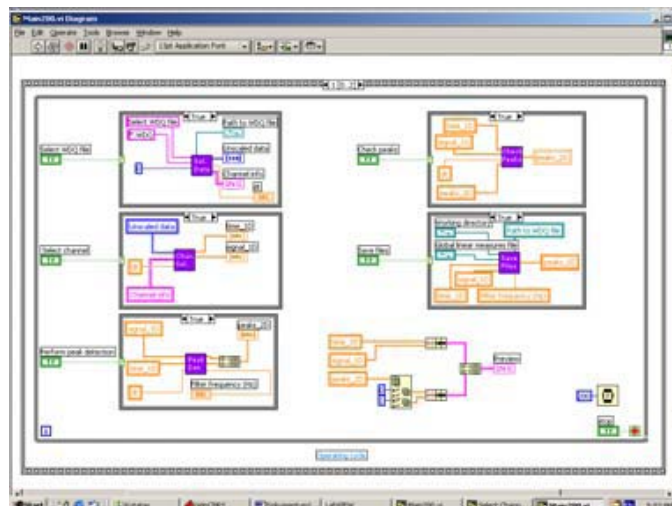
Mivel virtuális műszer könnyen és gyorsan a felhasználás igényeihez alakítható.

A virtuális műszer két fő része: az előlap és a diagram.



10. ábra. A LabVIEW előlapja.

Ez a felület a felhasználó számára látható, vezérlő eszközökkel ellátott egység.



11. ábra. A LabView diagramm felülete.

A diagram a virtuális műszer grafikus programját tartalmazza, a hagyományos műszerek kapcsolási rajzára emlékeztet. Itt azonban a különböző alkatrészek a valóságban nem léteznek, közöttük a „drótozás” is csak egy vonal a diagramon. A diagramra számos objektumtípus lehelyezhető: műveletek, függvények, relációk, statisztikai elemek stb.

Az adatok áramlását a forrástól a fogadóig „drótok”, vonalak reprezentálják.

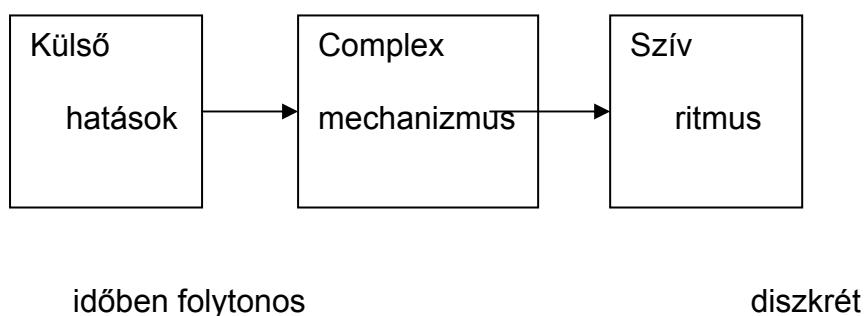
A LabVIEW program segítségével készíthetünk olyan elemző műszert, amely alkalmas a korábban említett élettani jelek, így az EKG-, a vérnyomásjel vizsgálatára.

A program segítségével különböző értékes információkat is tárolhatunk, például a vérnyomás csúcsokat, az újra mintavételezett vérnyomásgörbét, s mindezeknek a spektrumát is előállíthatjuk.

A vérnyomásjel spektrumának előállításához segítségként használt a program az EKG csúcsok helyét, ugyanis mint tudjuk, ezek egymáshoz viszonyított távolsága igazolt. Ezáltal az EKG csúcsok segítséget nyújtanak a vérnyomáscsúcsok helyének meghatározásához.

## 2) Mérési folyamat

### Mérési eljárás

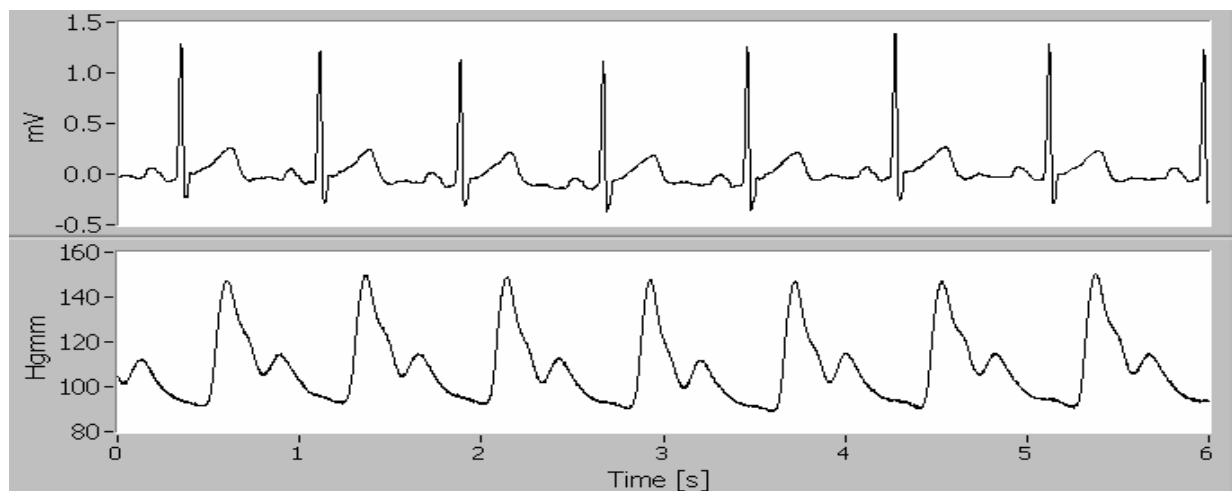


12. ábra. A szívritmus mechanizmusa.

A fenti ábra egy körfolyamat, amely a külső környezet megváltozásának hatását szemlélteti a szív ritmusára.

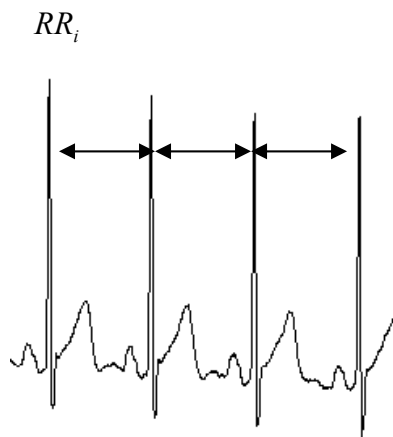
A külső környezeti hatások időben folytonosak, nincs olyan helyzet, hogy bármilyen külső hatás nem érné a szervezetet. Ezek a hatások pozitív és negatív jellegűek is lehetnek.

Tekintsünk egy normális szívrítmus és vérnyomás görbét

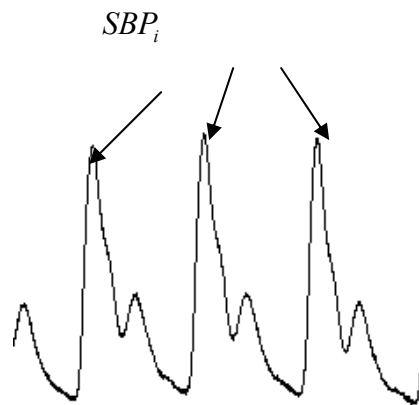


13. ábra. EKG és vérnyomás görbe az idő függvényében.

A két legfontosabb statisztikai paraméter az RR intervallum, valamint az SBP. Ezen paraméterek jelentésével a matematikai eljárások részénél már megismerkedhettünk, az első az EKG egy speciális paramétere, a második pedig a vérnyomásé.



14. ábra. RR- intervallum



15. ábra Az SBP szemléltetése

### **Az RR és SBP mérésére vonatkozó főbb törvényszerűségek.**

#### **RR mérése**

Az EKG jelalak amplitúdója és jelalakja sem fontos, csak a közöttük eltelt idő számottevő. A jelben hordozott információ az időbeli tartományban van, amely diszkrét és nem egyenletes

Mintavételezve mérjük, 2ms-ként. Mindemellett szükségünk van RR csúcsokra, melyeket meg kell keresnünk.

Mindezekből következően véletlen, hibás jelek, artifaktumok detektálódhatnak.

## SBP mérése

Ezen mennyiség folytonos az időben, a jelben hordozott legfőbb információk az amplitúdóban vannak elrejtve.

Szükség van a csúcsok keresésére, hasonlóan az RR méréséhez.

Időben diszkrét jeleket kapunk, amelyek időben nem egyenletesen követik egymást.

Mintavételezve mérjük, ugyanazon intervallummal, mint az RR- t.

Artifaktumok megjelenése miatt szükség van hiba javítására is.

## Újra mintavételezés

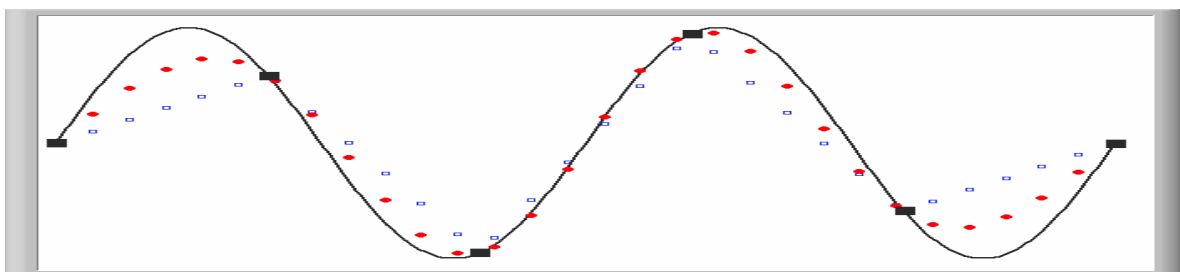
Az újra mintavételezés legfőbb célja, hogy egyenletesen mintavételezett jeleket kapjunk. Erre azért van szükségünk, mert csak az így mintavételezett jeleken végezhetünk el gyors- Fourier transzformációt, s ezáltal előállíthatjuk a szükséges spektrumképet.

Mindezekkel szemben azonban elvi problémák merülnek fel.

Megfogalmazódik bennünk az a kérdés, hogy egyáltalán ugyanazt a jelet kapjuk- e vissza?

Az újra mintavételezésnek, az új pontok létrehozásának, kétféle módja lehet.

Az egyik az egyenes, a másik a görbe interpoláció.



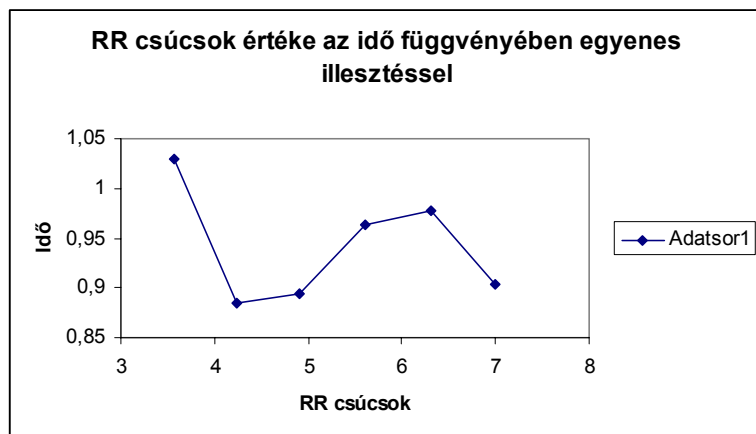
16. ábra. Az újra mintavételezés két módszere szinusz jelen.

A kék jelek a vonalas, a piros jelek a görbe mintavételezési módszert illusztrálják

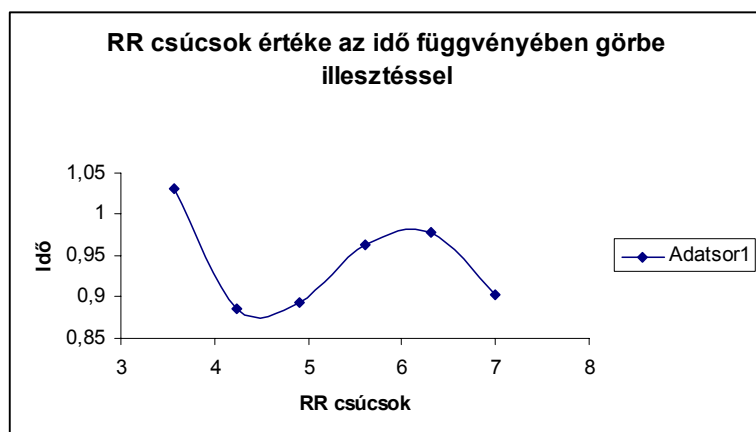


Ezen újra mintavételezéseket használhatjuk nem csak speciális jeleken, hanem például az általunk mért eredményeken is.

A fenti kétféle interpolációt elvégezzük saját mérési eredményünk egy részletén.



17. ábra RR értékek lineáris újra mintavételezéssel.



18. ábra. RR értékek görbe interpolációval

### A vérnyomás analízise

A legfontosabb tudnivaló, hogy az információ az amplitúdóban van, ellentétben az EKG jelekkel.

Az régebbi módszerekkel szemben az a javaslat, hogy az eredeti vérnyomás jelet alkalmazzuk az analízishez, ahelyett hogy csúcsokat keresnénk, s valamely

módszerrel újra mintavételeznénk.

Felmerül bennünk a kérdés, mi lehet ennek az előnye?

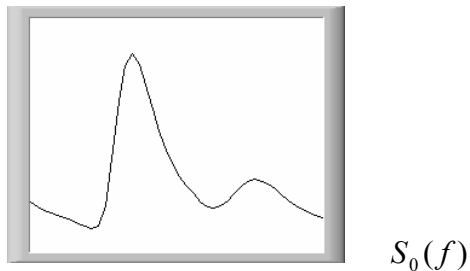
A legfontosabb, s egyben mindannyiunk számára szembetűnő tulajdonsága, hogy ez az egyetlen teljes jel, amely minden információt magában hordoz a vérnyomás alakulásáról.

Másrészt csúcspontokat sem kell keresnünk, kevésbé lesz érzékeny a hibákra, kisebb az artifaktumok előfordulásának esélye.

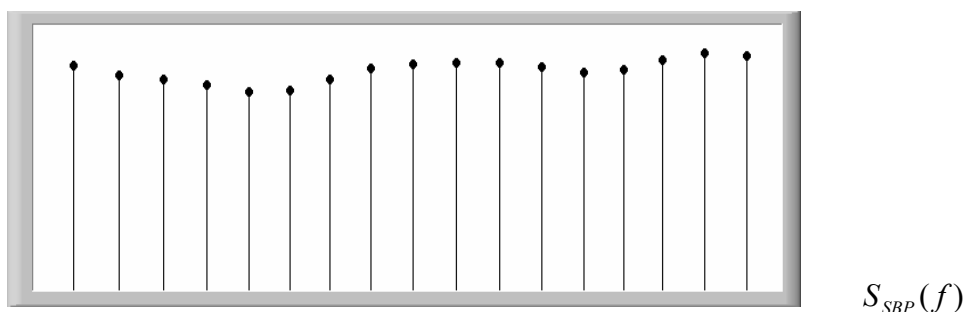
Az általunk javasolt teljes jelfelhasználási módszer, s a régebbi közötti kapcsolatot a következőképp szemléltethetjük.

Az eredeti jelet úgy is felfoghatjuk, mintha egy vérnyomás periódus és a vérnyomás impulzusok konvolúciója lenne.

A vérnyomás görbe bármely tetszőleges periódusát választhatjuk, valamint a vérnyomásgörbe csúcspontjait

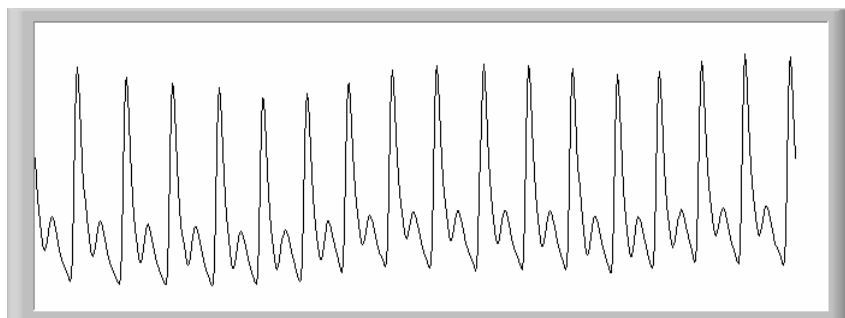


19. ábra. A vérnyomás görbe egy tetszőleges periódusát.



20. ábra. A vérnyomás görbe csúcspontjai

A teljes vérnyomás görbe tehát matematikailag ezen két részelem konvolúciója. Ez a művelet spektrumképek esetén szorzássá alakul át.

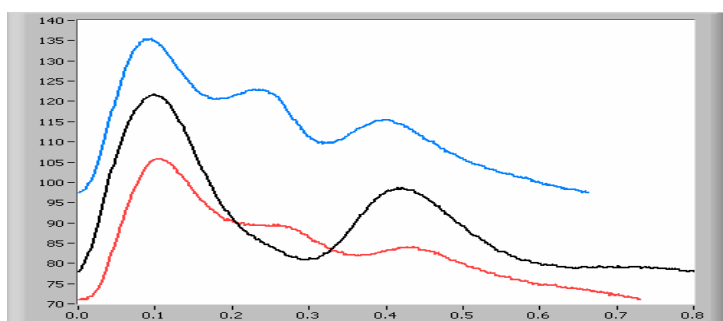


$$S(f) = S_{SBP}(f) * S_0(f)$$

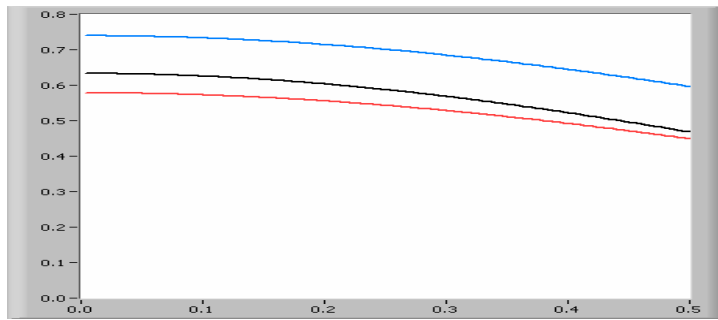
21. ábra. Teljes vérnyomásgörbe

Ha például három különböző vérnyomásgörbének egy periódusát vizsgáljuk, s ezen görbékhez tartozó spektrumok képét tekintjük, könnyen láthatóvá válik, hogy ezek közel konstans értékűek.

Tehát a spektrumkép előállításánál ezen értékekkel való szorzás elhanyagolható.



22. ábra. 3 különböző vérnyomásperiódus.



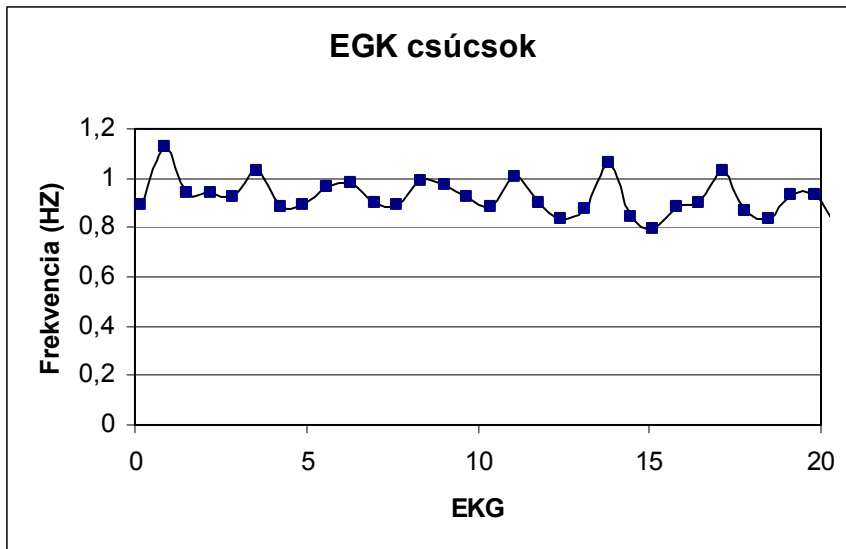
23 .ábra. A 3 vérnyomásperiódus spektruma.

### Mérési eredmények

A méréseim során 5 önkéntes véradón végeztünk EKG és vérnyomásmérést a véradás előtt és után. Célunk, a vérnyomásgörbe spektrumának előállítás, ugyanis ez különféle tartományokban számos információt hordoz az idegrendszer működéséről, esetleges rendellenességekről.

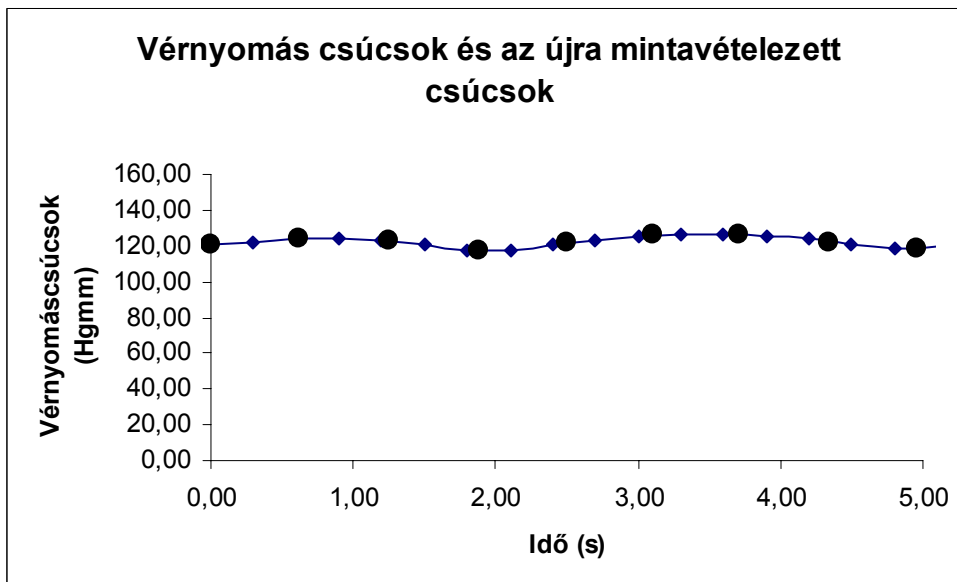
A két eljárás közül előbb a régebbi módszert használjuk fel a spektrum előállításához, melyhez szükségünk van az újra mintavételezésre, ugyanis csak az így nyert egyenletesen mintavételezett jelnek számolhatjuk a gyors Fourier-transzformáltját, s állítható elő a spektruma.

A vérnyomás csúcsainak helyzetét az EKG- csúcsok segítségével kapjuk.



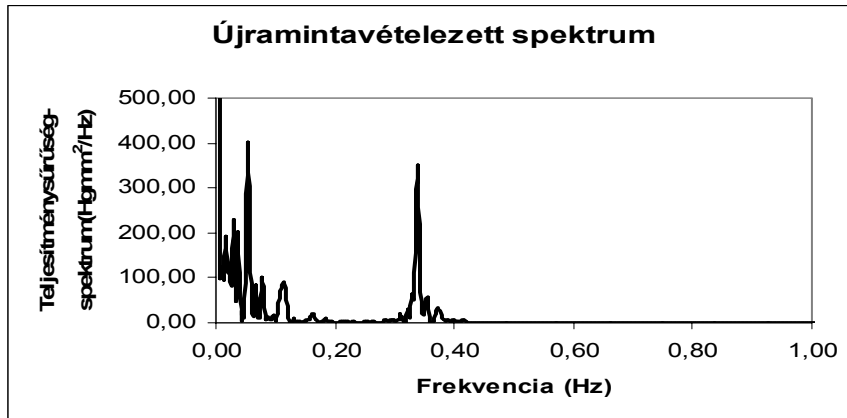
24. ábra. EKG csúcsok.

Egy diagramban ábrázoljuk a vérnyomás csúcsokat, magát az interpolációt, ezen csúcsokra illesztett görbét, valamint az így nyert egyenlő időközökre lévő újra mintavételezett pontokat. A csúcsok helyét a fekete pontok jelölik, míg az újra mintavételezett pontokat kis deltoidok szemléltetik.



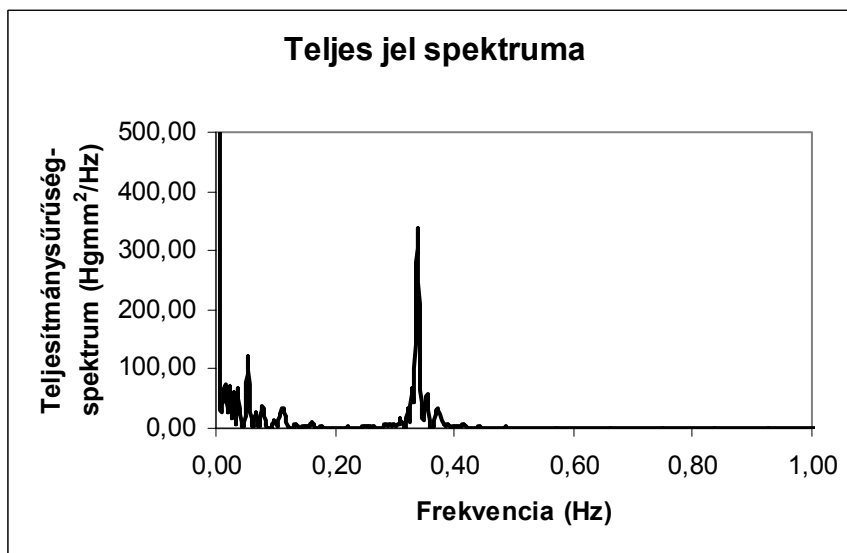
25. ábra. Újra mintavételezett vérnyomásgörbe.

Ezeknek a spektrumát a következő ábra szemlélteti 1 Hz- es tartományban.



26. ábra. Újra mintavételezett vérnyomás görbe.

Hasonló képet kaphatjuk meg, ha az általunk javasolt teljes vérnyomásjelet használjuk fel a spektrum előállításához.



27. ábra. Teljes vérnyomásjel spektruma.

Felmerül a kérdés, mi a különbség a két módszer között?

A teljes jel használatával pontosabb képet kaphatunk, ugyanis ez az egyetlen jel, ami minden információt magában hordoz.

Ezen módszer használatának napjainkig korlátot szabtak a számítógépek adatfeldolgozó képessége, gyorsasága.

A következő táblázat, egy PII 366MHZ gép időszükségletét mutatja be, különféle módszerek használatával. A mai számítógépek ennél sokkal nagyobb teljesítményűek, s ezek az időtartamok mára már csökkenete. Szembetűnő, hogy a teljes jelet használva a spektrum előállításához lényegesen több idő szükséges ezen típusú gép használatakor, de a napjainkban lévő fejlett gépek segítségével ez már észrevehetetlen.

512 pont lineáris újra mintavételezéssel, és gyors Fourier- transzfomációt alkalmazva	2 ms
512 pont görbe alakzat újra mintavételezésével, és gyors Fourier- transzformációt alkalmazva	79 ms
Teljes jel spektruma	210 ms

## **Összefoglalás**

A bemutatott két eljárás gyakorlati haszna, hogy a vérnyomásgörbék spektrumképeiből következtetni lehet az idegrendszer működésére, ezáltal az esetleges, rendellenességekre, betegségekre is.

A régebben alkalmazott eljárásnak hátránya, hogy csúcspontokat kell keresni, ezeket újra mintavételezni kell, s ezáltal hamis jeleket is detektálhatunk, s nagyobb a hibalehetőség.

Az általunk javasolt újabb módszer mindezt kiküszöböli, ugyanis itt a teljes jelet

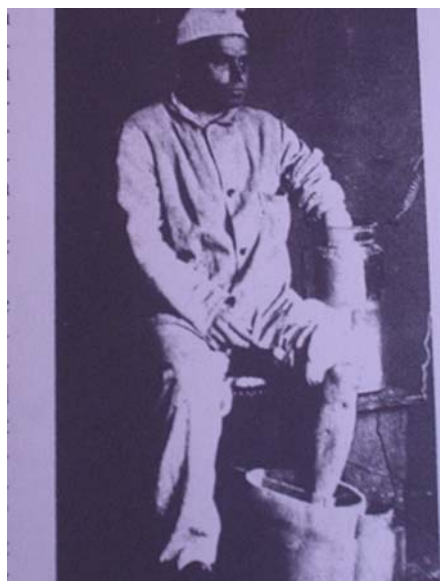
használjuk az analízishez, nincs szükség például a csúcsok detektálására, ezáltal kisebb az artifaktumok előfordulásának lehetősége. Valamint a gyors Fourier-transzformációt használhatjuk a spektrum előállításához, ugyanis természetesen egyszerűen mintavételezett jellel dolgozunk.

Hátránya is tapasztalható volt, ugyanis több adattal dolgozunk, s ezáltal több időt vesz igénybe az analízis.

Azonban a mai gyors s fejlett számítástechnikai eszközök mindezt már észrevehetetlenné vált.

## **V.) Az EKG és vérnyomásmérés története**

### ***Az EKG története***



28.ábra. EKG-elvezetés Einthoven módszere szerint (1912) (Forrás 5)

A virtuális mérés technika egyik alkalmazási területe, az orvos-biológiai jelek mérése



és elemzése. A szívben az ingerület terjedését és lecsengését kísérő elektromos változások mindenkori összessége a szív körül ciklusosan változó erősségű és előjelű elektromos teret kelt. A szervezeteinek jó vezetőképessége azt is jelenti, hogy a térerő még a test felületén is mérhető nagyságrendű legyen: a törzsfelületek pontjairól a potenciálingadozások vezethetők le, amelyek amplitúdója 1 mV körüli értéket is elérhet. Ezeknek a szív működés gerjesztett törzsfelületei potenciálok az időfüggvényét nevezzük elektrokardiogramnak (EKG), a megjelenítésükre, illetve rögzítésükre szolgáló eljárást és technikát pedig elektrokardiográfiának.

A szív működése folyamán a szív sejtjeiben áram termelődik. Ez az elektromos áram normálisan a jobb pitvar felső részén indul meg, és végigfutva a szíven, eljut a kamrák izomrostjaihoz. Az áram minden összehúzóadás alkalmával újból termelődik. A szív működést kísérő elektronos áram a szervezet más helyére is eljut, mivel a test szövetei jól vezetnek az elektromosságot.

Augustus Désiré Waller londoni fiziológus 1895-ben elsőként vezetett le a testfelületről akcióáramot, de annak görbáját nem tudta regisztrálni.

A szív elektromos áramát először Willem Einthovennek sikerült a századforduló elején.

1903. Willem Einthoven holland fiziológus kifejleszti a húros galvanométert a szívhangok regisztrálására..

Einthoven a kirajzolódott görbén egy csúcsot állapított meg, amit A, B, C és D jelzéssel látott el. Miután a higanyoszlop fizikai tehetetlensége a görbét torzítja, matematikailag kellett megszerkesztenie annak tényleges lefutását. Az így konstruált potenciálingadozásokat a P, Q, R, S és T betűkkel jelölte meg, ahogyan az máig is szokás. A húros galvanométer tökéletesítésével Einthoven végül megalkotta azt a mérőműszert, amiből a modern elektrokardiográfiai készüléket fejlesztették. Ő vezette be a végtagelvezetéseket is: a jobb és bal karon, valamint a bal lábszáron két különböző elektródot helyezett el (Einthoven- háromszög).

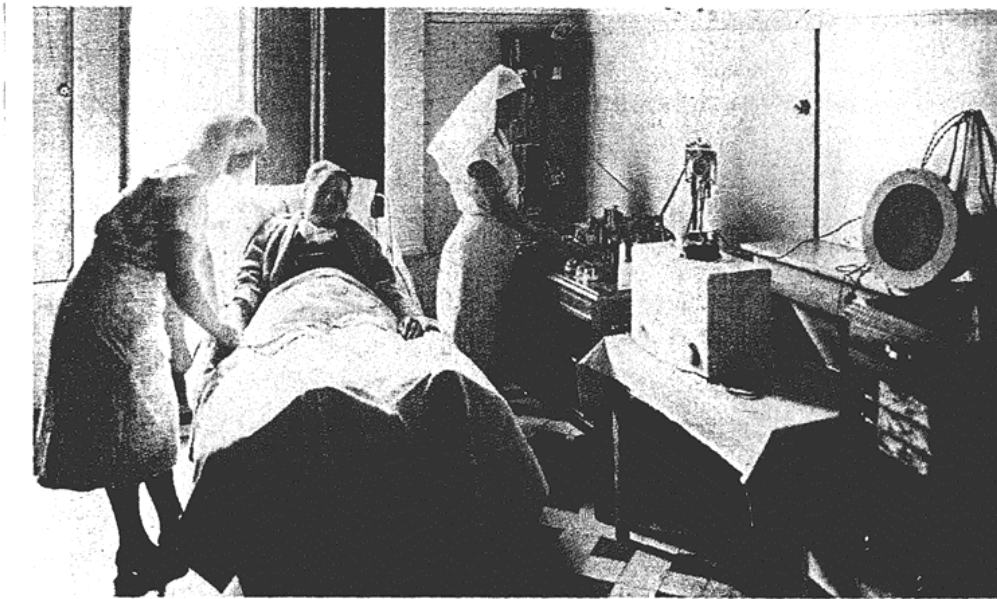
Több mint 5000 elektrokardiogram alapján Einthoven 1908-ban leírta a szív ingerület terjedési pályáját. Ez volt az elektrokardiográfia (EKG) elindítója, a maga idején az orvostudomány legnagyobb forradalmi vívmánya. Mindezekért orvosi Nobel-díjai is kapott.

Mint már említettük, az áram levezetése a teste felületén elhelyezett elektródák segítségével történik. Megkülönböztetik a bipoláris (kétpólusú) standard elvezetést (Einthoven- háromszög), valamint a mellkasi, főleg a Wilson- féle unipoláris

(egypólusú) elvezetést. Az utóbbit az amerikai kardiológus, Frank Norman Wilson írta le 1934-ben. Manapság már további EKG-elvezetéseket is alkalmaznak. Ezekben az esetekben az elektródot közvetlenül a szívre, vagy nyelőcsőre helyezik.

Az EKG a modern orvostudomány legfontosabb diagnosztikai módszerei közé tartozik. Nélkülözhetetlen a szív ritmuszavarainak és a koszorúerek betegségeinek megállapításánál.

Miután az EKG meghonosodott a gyakorlatban, külön tudományággá specializálódott.



*Elektrokardiográfia egy párizsi kórházban 1920 körül. Itt már azt a végtag-elvezetési módszert alkalmazzák, amit Einthoven dolgozott ki*

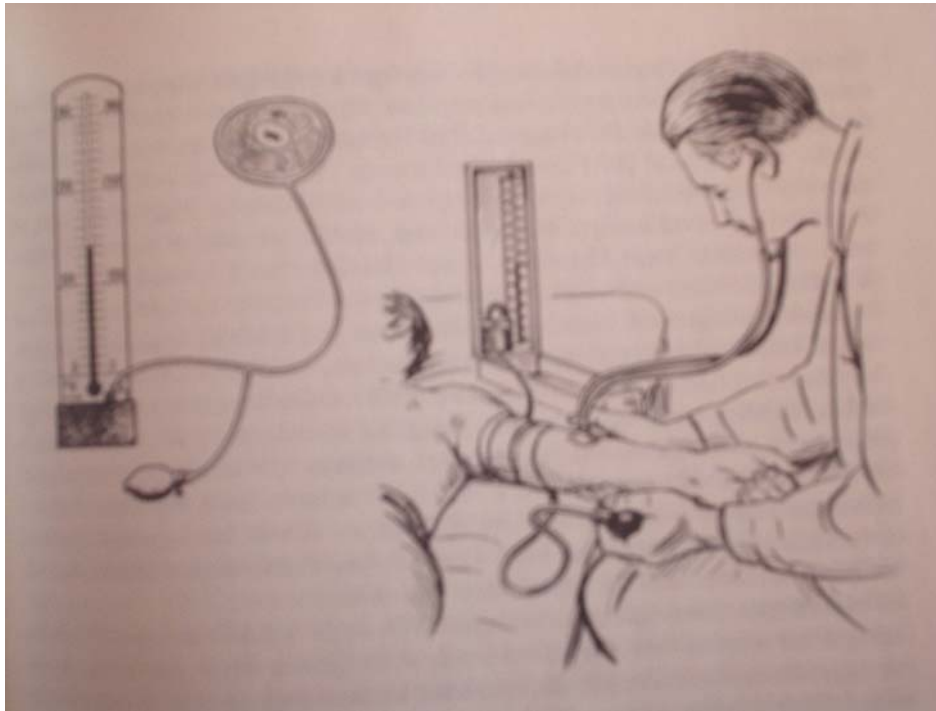
29. ábra. EKG alkalmazása. (Forrás 5)

## **A vérnyomásmérés története**

A vérnyomás nagyságát több mint 200 évvel ezelőtt, 1726-ban már megmérte Stephen Hales (1677-1761) angol lelkész, nagyon érdekes módon. Lovának nyaki ütőérébe közel 3m hosszú, vékony csövet kötött. Amikor az eret időlegesen elzáró elszorítót felengedte, a vér csaknem 2 m magasra szökött fel a csőben. Ez azt jelentette, hogy az állaz ütőeres vérnyomása 200 centiméter magas véroszlopot emelt fel. Mivel ilyen nagy cső alkalmazása kényelmetlen, a módszert később úgy változtatták meg, hogy üres cső helyett higannyal töltött U alakú csövet, vagyis manométert kötött az erekbe. A higany 13,5 -ször súlyosabb a vérnél, tehát a cső hossza 13,5 -ször rövidebb lehet. A vérnyomást a verőerekben a higanyoszlop kitérésének millimétereiben fejezték ki, és így rövidítik: Hgmm.

A XIX. században közvetlenül tudták mérni a vérnyomást, úgy hogy az artériába csövet tettek. Ilyen méréseket emberen nem végeztek.

Scipione Riva-Rocci (1863-1937) olasz orvos 1896-ban ismertette a vérnyomásmérés egyszerű módszerét. Az artériás vérnyomást a gyakorlatban indirekt (vértelen) módszerrel mérjük ma is a Riva és Rocci által szerkesztett készülék és a Korotkov – féle (1905) hallgatózás segítségével. A vizsgált személy karjára felfújható mandzsettát csatolunk, melyet olyan mértékben pumpálunk fel, hogy a véráramlást megszüntetjük a karban. Ezután a levegőt fokozatosan kiengedjük a mandzsettából, miközben a fonendoszkóppal az azonos oldali könyökartéria felett hallgatódzunk. Itt hallható az „Korotkov - zörej” . A mandzsetta nyomásának csökkenésekkor a szív összehúzódásakor megjelenik a szisztolés hang, ami a vér turbulens áramlásának következménye. Ha ez a turbulens áram megszűnik, akkor mérhetjük a diasztolés értéket.



30.ábra. Az ábra jobb fele, a vérnyomásmérést ábrázolja emberen. Az ábra bal felén a leszorítást és mérést biztosító csőrendszer látható. (Forrás 1)

### **Végezzünk néhány kísérletet!**

Kísérleteink célja, hogy a megismert élettani folyamatokat a hétköznapi helyzetekben is felismerjük, s fontosságukat gyakorlati példák révén is szemléltessük.

Ezen feladatokat az orvosi eljárások fizikai hátterét bemutató kiselőadás keretében is felhasználhatjuk, amelyet akár egy kisebb diákokból álló csapat is elkészíthet, valamint használhatjuk a virtuális mérés technika bemutatásához.

A résztvevőket csoportokra is oszthatjuk, s ezeknek folyamatos cseréjével a rendelkezésünkre álló időt a legnagyobb mértékben kihasználhatjuk.

Az egyik csoportban lévők mérjék meg egymás pulzusszámát! Számolják meg az egy perc alatti ütések számát! A pulzus egyik kitapintási módszerét alkalmazzuk, a bal kéz csuklójának tenyér felé eső részét a jobb középső ujjheggyel tapintsuk!

A másik csoportban lévők mérjék a percenkénti pulzusszámot a nyaknál! Két ujjukkal fejbiccentő izom közötti résznél tapintsák ki a pulzust.

A harmadik csoport a következő kísérletet végezze el!

1. Tapintsák ki egyik társuk pulzusát a nyakán!
2. Egy kis tükördarabot ragasztó segítségével (pl:cellux) rögzítsék a nyakára!
3. Lézer segítségével világítsanak a kis tükördarabra, s keressék meg a képét a falon!
4. Számolják meg hányszor mozdul el a keletkezett kis pont a falon percenként!

Ha szabályosan dolgoztak, akkor mindhárom esetben felnőtteknél 60-80, gyerekeknél 80-140 közötti értéket kapnak.

Felmerülhet a következő kérdés: Honnan van ez a lüktetés?

A szív összehúzódásakor vért présel az erekbe. A vér áramlása lüktetését idéz elő. Minden érben van ilyen lüktető mozgás, de ne mindegy milyen mélyen fekszenek a bőrfelszíntől, hisz annál nehezebben tapinthatók, érezhetők.

Ezáltal magyarázatot kaphatunk arra is, hogy miért szokták elsősegély nyújtásakor a nyakon, vagy csuklón megnézni a pulzusszámot, amelyből megtudja a vérkeringés, valamint a szív állapotát.

Be lehet mutatni a kiértékelés egyes folyamatait, grafikonokat lehet rajzoltatni.

Ha lehetőség van internet hozzáféréshez, akkor a hozzáférhetünk néhány sportoldalhoz. Napjainkban igen divatosá váltak a különféle testedzések és a testépítés.

Azonban a különféle sportok üzése közben is figyelniük kell egészségi állapotunkra!

Ehhez nyújt segítséget a következő oldal is, ahol különféle paramétereket beállítva segítséget kapunk az egyénnek megfelelő pulzusszám határokról. Mindezek

tudatában egészségesen edzhetünk, s elkerülhetjük az esetlegesen felmerülő problémákat.

A fent említett oldal címe:

[http://body.builder.hu/prg\\_pulzus.htm4](http://body.builder.hu/prg_pulzus.htm4)

## VI) Összefoglalás

A dolgozat révén láthatóvá vált, hogy a keringési rendszer non- invazív módszerekkel jól vizsgálható.

A spektrumok előállítására révén, ezen képek segítségével számos információt kaphatunk a keringési rendszerről, s mögötte álló esetleges eltérésekről, betegségekről.

A dolgozat első részében áttekintettem az ide kapcsolódó élettani folyamatokat, s az ehhez kapcsolódó jelek mérésének módszereit. Az ezt követő részben a konkrét mérő- és elemző rendszert.

Az eredmények mutatják, hogy a két mindkét spektrális elemzéssel hasonló eredményeket érhetünk el, mégis az általunk vizsgált új módszernek számos előnye lehet. A használt teljes vérnyomásjel sokkal több információt hordoz, s ezáltal méréseink, elemzésünk sokkal pontosabbá válhat.

Dolgozatom harmadik részében a témához kapcsolódó ismeretterjesztési és oktatási Anyaggal találkozunk. Ez alkalmas lehet arra, hogy akár a középiskolai, akár az egyetemi képzésben résztvevők megismerhessék ezen élettani folyamatokat, s a különféle korszerű mérési és elemzési módszereket.

## **VII) Köszönetnyilvánítás**

Ez úton szeretnék köszönetet mondani Dr. Gingl Zoltánnak a problémák felvetésért, valamint Makra Péternek munkámban nyújtott segítségért.

Továbbá szeretnék köszönetet mondani a Kísérleti Fizikai Tanszéknek, hogy lehetőséget biztosított a dolgozat elkészítéséhez.



Alulírott Sőrés Márta fizika tanár szakos hallgató, kijelentem, hogy a szakdolgozatban foglaltak saját munkám eredményei, és csak a hivatkozott forrásokat (szakirodalom, eszközök, stb.) használtam fel.

Tudomásul veszem azt, hogy szakdolgozatomat a Szegedi Tudományegyetem könyvtárában, a kölcsönözhető könyvek között helyezik el.

Sőrés Márta

Szeged, 2005. 04. 00.

## VIII) Irodalomjegyzék

- 1) Az emberi test Medicina könyvkiadó RT. Bp. 1998
- 2) Élettan -Kórélettan Szerkesztette: Dr Ormai Sándor Semmelweis kiadó Bp. 1999
- 3) SH atlasz: Élettan 1990
- 4) Biológia IV. gimnáziumi tankönyv Nemzeti Tankönyvkiadó Bp. 1994
- 5) A medicina krónikája Hinz Schott Officina Nova Könyv és Lapkiadó Kft. 1993
- 6) Marquett 8000 Holter műszer leírása
- 7) Kardos A., Gingl Z.,A szisztémás vérnyomás és pulzusvariabilitás folyamatos, nem invazív, on-line vizsgálata emberben
- 8) Watterich G, Kardos A, Gingl Z, Rudas L.  
A spontán baroreflex szenzitivitás vizsgálatának technikája
- 9) Kántor Z, Gingl Z.  
A virtuális méréstechnika a tudományegyetemi képzésben.
- 10) Simonyi Károly: A fizika kultúrtörténete
- 11) Donáth Tibor: Anatómia atlasz Medicina Könyvkiadó, Bp. 1999.
- 12) Kardos A., Rudas L., Simon J., Gingl Z.,: Az új non-invazív vérnyomásmérő jelentősége a neurocardiológiai vizsgálatokban