

**SZEGEDI TUDOMÁNYEGYETEM**

**Természettudományi és Informatikai Kar**

**Kísérleti Fizikai Tanszék**

**Fizika szak**

**Szakdolgozat**

**Vezényelt légzés vizsgálata és ST - eleváció elemzése**

**Judák Linda**

**Témavezetők: Dr. Gingl Zoltán docens, SZTE TTIK, Kísérleti Fizika  
Tanszék**

**Dr. Rudas László egyetemi tanár, SZTE ÁOK Belgyógyászati Intenzív  
Osztály**

**Dr. Ungi Imre egyetemi tanár, SZTE ÁOK Kardiológiai Központ,  
Invazív Kardiológiai Részleg**

**2008**

# Tartalomjegyzék

<b>TARTALOMJEGYZÉK .....</b>	<b>2</b>
<b>1. BEVEZETÉS .....</b>	<b>3</b>
<b>2. ELMÉLETI HÁTTÉR.....</b>	<b>5</b>
A FIZIOLÓGIAI FOLYAMATOK.....	5
<i>A vérkeringés és a szívműködés.....</i>	<i>5</i>
<i>A keringési rendszer szabályozása .....</i>	<i>7</i>
<i>A légzőrendszer .....</i>	<i>7</i>
<i>A légzőrendszer szabályozása .....</i>	<i>9</i>
A FIZIOLÓGIAI FOLYAMATOK VIZSGÁLATA.....	9
<i>Az elektrokardiogram .....</i>	<i>9</i>
<i>A vérnyomás mérése.....</i>	<i>11</i>
<i>A légzés vizsgálata.....</i>	<i>13</i>
A JELALAKOK ELEMZÉSI MÓDSZEREI .....	14
<i>Matematikai, elemzési módszerek .....</i>	<i>14</i>
<i>Statisztikai paraméterek .....</i>	<i>14</i>
<i>A szívritmus és a vérnyomás közti kapcsolat jellemzésére használatos paraméterek. ....</i>	<i>17</i>
<i>Spektrális paraméterek.....</i>	<i>20</i>
<b>3. A MÉRÉSI FOLYAMAT .....</b>	<b>22</b>
A MÉRŐRENDSZER .....	22
<i>A rendszer felépítése.....</i>	<i>22</i>
Az EKG – műszer.....	22
A vérnyomásmérő .....	23
A légzést vizsgáló rendszer .....	24
A MÉRÉS MENETE .....	24
VEZÉNYELT LÉGZÉS VIZSGÁLATA.....	25
AZ EREDMÉNYEK ELEMZÉSE.....	26
<b>4. AZ EREDMÉNYEK KIÉRTÉKELÉSE .....</b>	<b>26</b>
A VIZSGÁLATI EREDMÉNYEK ÉRTELMEZÉSE .....	31
<b>5. AZ ST – ELEVÁCIÓ ELEMZÉSE .....</b>	<b>33</b>
AZ ST ELEVÁCIÓ .....	33
A SZÍVKATÉTER, A SZÍVKATÉTEREZÉS .....	34
AZ EREDMÉNYEK ELEMZÉSE, KIÉRTÉKELÉSE .....	35
MÉRÉSI PROTOKOLL, EREDMÉNYEK.....	36
A VIZSGÁLATI EREDMÉNYEK ÉRTELMEZÉSE .....	38
<b>6. A NEMZETI ALAPTANTERV SZEREPE AZ OKTATÁSBAN .....</b>	<b>40</b>
<b>ÖSSZEFOGLALÁS .....</b>	<b>43</b>
<b>KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS.....</b>	<b>44</b>
<b>NYILATKOZAT .....</b>	<b>45</b>
<b>IRODALOMJEGYZÉK .....</b>	<b>46</b>

# 1. Bevezetés

A dolgozatom első részében az SZTE Orvostudományi Karának Belgyógyászati Intenzív Osztálya és az SZTE Kísérleti Fizikai Tanszék együttműködésében kifejlesztett mérő- és elemző rendszer működését mutatom be egy konkrét vizsgálatsorozat keretei között, mely az emberi vérkeringési rendszer szabályozását vizsgálja. A rendszer segítségével EKG-, vérnyomás-, és légzésjeleket rögzítettünk noninvazív módon, azaz közvetlen beavatkozás nélkül. Az EKG, a vérnyomás és a légzés jelek erősítés és konverzió után kerülnek rögzítésre a számítógép szoftverén. A számítógépek segítségével lehetőség nyílik olyan új paraméterek kiszámítására is, amelyek korábban nehézkesen történtek vagy lehetetlennek tűntek, mint a statisztikai paraméterek illetve a teljesítménysűrűségi spektrumok értékei. A vizsgálat során az összeállított mérési berendezés segítségével aszimmetrikus és szimmetrikus légzési mintázatot rögzítettünk, vizsgáltunk.

A vizsgálatban 34 egészséges személy vett részt. A felvétel teljes nyugalmi állapot megteremtése mellett kerületek rögzítésre, minden lehetséges zavaró tényező kiküszöbölésével. A vizsgálatot lassú lélegeztetéssel végeztem el, ugyanis ez által felerősíthető a jel és stabil paraméterek kaphatóak.

A vizsgálat során felmerült probléma, hogy a vezényelt légzés során kialakított mesterséges légzési minta befolyásolja-e a mérési eredményeket, vagy sem. Erre kerestük a választ.

Dolgozatom ezen részében egy elméleti áttekintést adok, majd ismertetem a folyamatok vizsgálati módszereit. Külön kitérek a jelalakok elemzésének eljárásaira, leírom a mérési folyamatokat, a méréssorozatok jellemzőit, és bemutatom a konkrét mérőrendszert. Mindezek után kerül sor az eredmények értékelésére.

A dolgozatom második felében az ST-eleváció elemzésével kapcsolatos kutatásokat ismertetem, melyek a SZTE Orvostudományi Karának Kardiológiai Központja és az SZTE Kísérleti Fizika Tanszékének együttműködésével valósultak meg.

A vizsgálat során 30 érbeteg EKG jelének ST-elevációs elemzését végeztük el, melyeket szívkatóterezési eljárás során nyertünk. A vizsgálatunk célja az volt, hogy választ találjunk arra a kérdésre, hogy intrakoronáriás EKG-val kimutatható-e ismételt érelzárások (*okklúziók*) során az ST-elevációk csökkenése, illetve ismételt stimulus szükséges – e az iszkémiás prekondicionálás előidézéséhez.

A dolgozatom ezen fejezetében először rövid elméleti áttekintést adok, majd az elemzési, kiértékelési eljárásokat ismertetem. Végül bemutatom a mérés protokollját és a vizsgálatok eredményeit.

Dolgozatom harmadik részében az előzőekhez kapcsolódó ismeretterjesztés és oktatási alkalmazhatóság lehetőségeit mutatom be.

Kulcsszavak: fiziológiai folyamatok, vezényelt légzés, ST-eleváció, NAT

## 2. Elméleti háttér

### A fiziológiai folyamatok

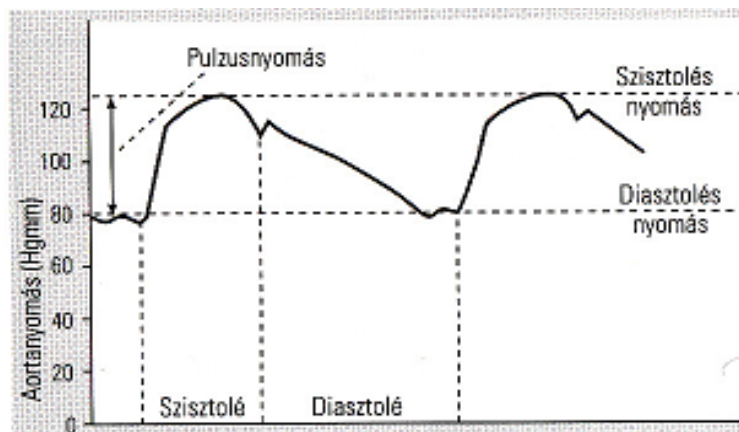
Az orvosbiológiai jelek mérése és elemzése szempontjából nélkülözhetetlen a kapcsolódó fiziológiai folyamatok és vizsgálati eszközök ismerete, ezért dolgozatomban ezeket szeretném először áttekinteni.

### A vérkeringés és a szívműködés

Szervezetünk szöveteit, szerveinket vérerek hálózják be. Az ereinkben folyó vér ellátja sejteinket tápanyagokkal,  $O_2$ -vel valamint a bomlástermékeket,  $CO_2$ -ot szállítja el, vagyis elosztó funkciót lát el.

A vérkeringés nem más, mint egy önmagába visszatérő zárt rendszer, amelynek középpontjában a szív (*cor*) áll. William Harvey felismerésének köszönhetően tudjuk, hogy a vérkeringés két sorosan kapcsolt rendszerből áll. A jobb kamrától a bal pitvarig terjedő vért „kis vérkör” – nek más néven tüdőkeringésnek, a bal kamrától a jobb pitvarig terjedőt pedig „nagy vérkör” – nek (szisztémás keringésnek) nevezzük. A kis vérkör a test  $O_2$  – ben szegény vérének viszi a tüdőbe, ahol gázcsere következtében  $O_2$  – ben gazdag vérré alakul át. A nagy vérkör tápanyagokat, anyagcseretermékeket szállít a sejteinkhez, illetve a sejteinktől.

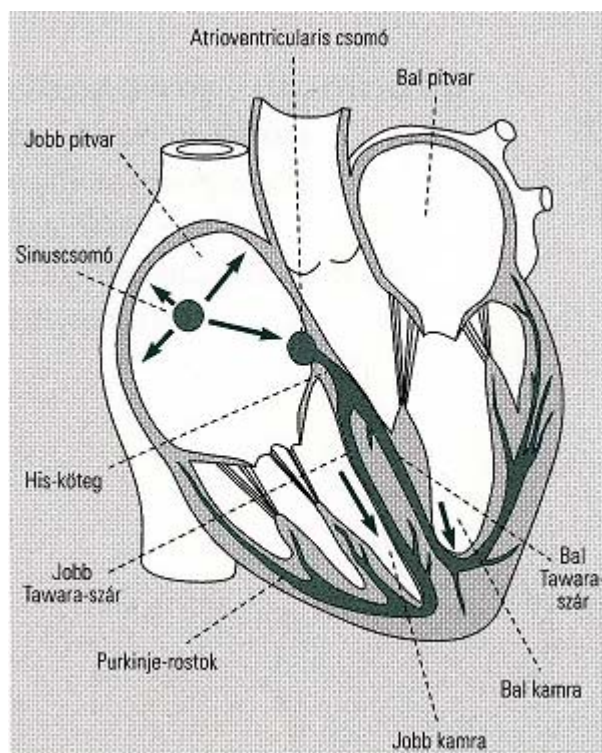
A szív izomzatának ritmikus összehúzódása (szisztolé) és elernyedése (diasztolé) tartja állandó mozgásban a vért (2. 1 ábra). A szisztolé és a diasztolé szív ciklust alkot. Egy felnőtt ember szívösszehúzódásainak száma 60 – 80 percenként.[1]



2. 1 ábra Az aortaívben regisztrált nyomásgörbe [Forrás: 8]

A szívnek sajátos ingerképző és ingerületvezető rendszere van (2. 2 ábra), amely kapcsolatban áll a központi idegrendszerrel. A szív munkáját összehangolt ingerületvezető rendszer biztosítja, melynek tagja a szinuszcsomó, AV – csomó, His – köteg, Tawara – szárok, Purkinje – rostok.

A szinuszcsomó az emlősszív, így ez ember szívének is a generátora, amely a szívösszehúzódásokat ütemezi.



**2.2 ábra** A szív ingerképző és ingerületvezető rendszere [Forrás:8]

A keletkezett ingerületi hullám vezetési sebessége 1 m/s, vagyis kb.0,08 s alatt ér el az ingerület a szinuszcsomótól az AV – csomóig. Az AV – csomó, más néven pitvarkamrai csomó a szív másodlagos ingerképző központja. Az ingerület vezetése azonban sokkal lassabb, a vezetési sebesség mindössze 0,01 m/s. Az ingerület ez után a His – köteg rostjain át folytatja az útját. Ez a mindössze 1 cm hosszúságú köteg biztosítja egyedül a pitvarok és a kamrák közt az ingerülettovábbítást. Ez után a köteg két szárra oszlik, melyek elnevezése: jobb és bal Tawara – szár. A szárok ez után tovább ágazódnak Purkinje – rostokká. A rostok gyorsan továbbítják az ingerületet a kamrák izomzatára. A teljes kamrai aktiválódás átlagosan 70 milliszekundumot vesz igénybe. [1]

## A keringési rendszer szabályozása

A szív működés állandó idegrendszeri szabályozás alatt áll a többi szervünkhöz hasonlóan. A szimpatikus hatás a szív működési frekvenciáját növeli, ezt pozitív chronotróp hatásnak nevezzük. A szimpatikus hatás nem csak az összehúzódások számát növeli, hanem fokozza a szívizom ingerelhetőségét is (ez a kóros ritmusok kialakulásának kedvezhet). A szimpatikus hatás fokozza a kontraktilitást, ez a pozitív inotróp hatás, és az elernyedési képességet is, ez a pozitív luziotróp hatás. A paraszimpatikus hatás az előzővel ellentétesen csökkenti az ingerület vezetését, a frekvenciát és meggátolja az ingerelhetőséget. Ismert, hogy az extrakardiális szabályozáson kívül pl. a hormonok, különböző anyagcseretermékek illetve a  $K^+$  is befolyásolja a szív működést. [2]

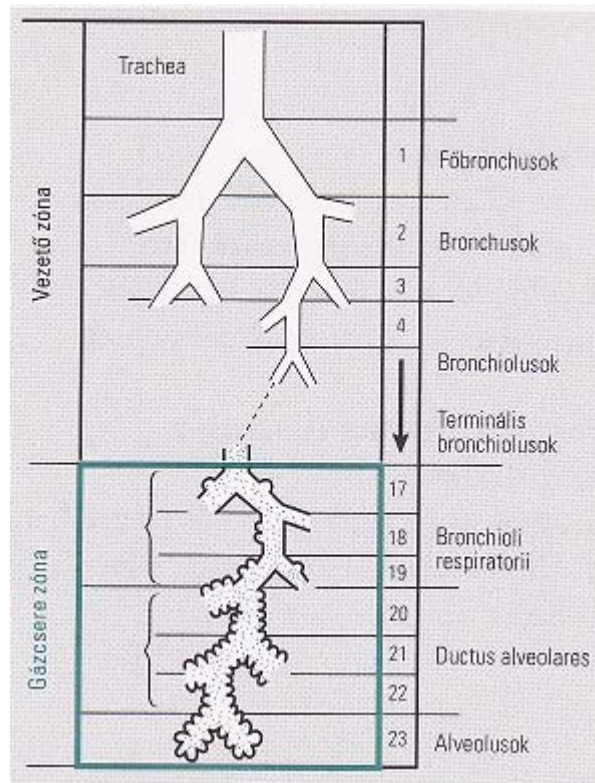
## A légzőrendszer

A sejtlégzés a tápanyagok lebontásához szükséges  $O_2$  felvételét illetve a keletkezett  $CO_2$  leadását jelenti. A gázok diffúzióval mozognak a sejthártyán. Az ember esetén a légzési gázoknak azonban igen nagy utat kellene bejárniuk, ami diffúzióval nem lehetséges. A légzési gázok megfelelő szállításáért a vér a felelős.

A légzőrendszer a légcserén kívül szerepet játszik még a hangképzésben, hangadásban is. Tehát a légzőfunkciókkal kapcsolatos élettani jelenség még a köhögés, tüsszentés és a csuklás is. A légzőrendszert a felső légutak, a tüdő, és a kisvérkör alkotják. A légzés folyamatát a mellkas és az izmok is befolyásuk alatt tartják.

A gázcsere a tüdőn belül az alveoláris térben történik. Gázcsere során a légzési gázok a tüdő és a sejtek közt áramolnak. Az alveoláris térben egy légvétel során 500 ml levegő kerül, ami kb. 16 légvételt jelent percenként. Légcserén (ventilláción) a tüdő és a légköri levegő cseréjét értjük.

A felső légutakhoz tartozik az orr – és szájüreg, a garat és a gége, amelyek folytatása a légcső (trachea). A légcső két főhörgőre ágazik. Ezt a kettéágazódást még további 20 – 23 követi, melyek közül az első 16 csupán vezető funkciót lát el (2. 3 ábra). A gázkicserélődés csupán a maradék 4-5 elágazódásban zajlik le.[1, 6]



**2.3 ábra** A légutak dichotomicus elágazásai [Forrás:8]

Belégzés (*inspiratio*) során a mellüreg térfogata megnő, mellyel egy időben a tüdő is tágul. Ebben a rekeszizom és a külső bordaközi izmok összehúzódása játszik szerepet. A tüdőben csökken a nyomás, így a külső és belső tér közt kialakult nyomáskülönbség által befelé áramlik a levegő. A normális légzés kétféle légzéstípusból tevődik össze. Az egyik a rekeszizom mozgása által kialakult légzés, az úgy nevezett hasi légzés. A másik pedig a mellkasi légzés, melyet a bordaközi izmok működése eredményez. A kilégzés (*expiratio*) során a nyomásviszonyok ellentétesen alakulnak, melynek hatására a levegő kiáramlik a tüdőből. Aktív kilégzéskor a rekeszizom és a külső bordaközi izmok összehúzódása is szerepet kap.

Nyugalomban egyetlen légzés során az ember tüdeje kb. 500 ml levegőt cserél, tehát a belélegzett és a kilélegzett levegő térfogata közel azonos. Normális belégzést követően még 3100 ml levegőt tudunk erőltetetten felszívni. Normál kilégzés után még kb. 1200 ml levegőt tudunk kipréselni a tüdőnkől. A tüdő teljes légtartalmát azonban nem tudjuk kipréselni mind ezek után is marad még 1200 ml levegő a tüdőben, amit reziduális gáznak nevezünk.



A normál ki – és belégzési térfogat ill. a ki - és belégzési tartalékok együttesen adják a tüdő vitálkapacitását, amely kb.4800 ml - nek felel meg. A tüdő teljes (totál -) kapacitását a vitálkapacitás és a reziduális térfogat összege adja.[1]

### **A légzőrendszer szabályozása**

Be - és kilégzés szabályosságát a légzőközpont irányítja, amely a nyúltvelőben található. A kiinduló ingerület a gerincvelői motoros idegeken keresztül a bordaközi- és a rekeszizmok összehúzódását idézi elő. A belégzés azonban a n. vagus felől gátlást eredményez, melynek következtében a belégzőizmok ellazulnak, vagyis bekövetkezik a kilégzés. A be és kilégzés szabályozása tehát automatikusan történik a légzőközpont irányításával. A légzés idegi szabályozásán kívül jelentős szerepet játszik még a kémiai szabályozás is. A légvételt a vér  $\text{CO}_2$  – nyomásának emelkedése idézi elő. A légvétel kiváltásának kémiai ingere a vérben felhalmozódó  $\text{CO}_2$ , ami a nyúltvelői légzőközpontot ingerli. [2]

## **A fiziológiai folyamatok vizsgálata**

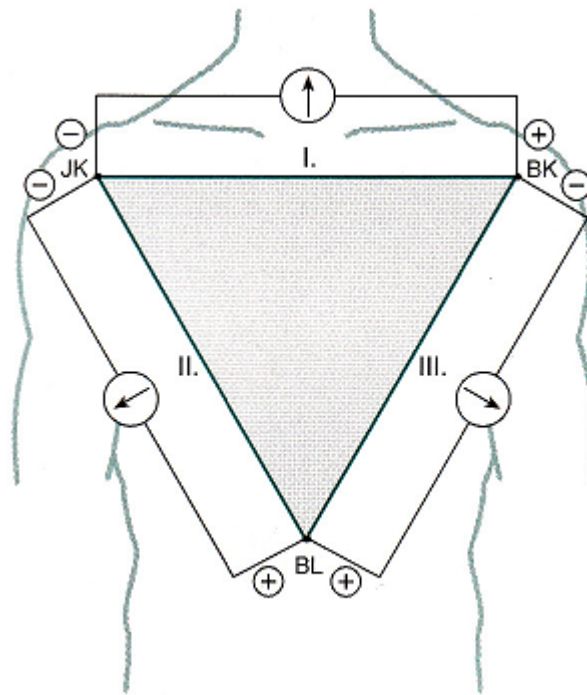
### **Az elektrokardiogram**

Nemcsak a vázizmokban keletkezik ún. akciós potenciál, hanem a szívizmokban is működésük során. Az izom ingerületben levő része a nyugalomban levőhöz képest elektronegatívabb, tehát potenciálkülönbség figyelhető meg, mely időben változó. A szívizom akciós áramának elvezetésével a szívizom ingerületének lefolyását vizsgálhatjuk. Erre az orvosi diagnosztikában a leggyakrabban használt eszköz az elektrokardiográfia. A szív ciklus során tehát folyamatosan elemi dipólusok alakulnak ki. A keletkezett elemi dipólusok (melyek különböző nagyságúak és irányúak lehetnek) algebraiag összegezhetőek, így a szív működés minden pillanatában egyetlen dipólussal jellemezhetőek, mely egy vektormennyiség.

A manapság használt EKG –készülékek 12 elvezetés egyidejű regisztrálására alkalmasak. Ezek közül 3 ún. Einthoven – féle bipoláris elvezetés, 3 ún. Goldberger – féle végtag-, és 6 pedig mellkasi elvezetés. A végtagelvezetések a dipólusok változásait a frontális síkban mutatják, míg a mellkasi elvezetések a transzverzális síkban.

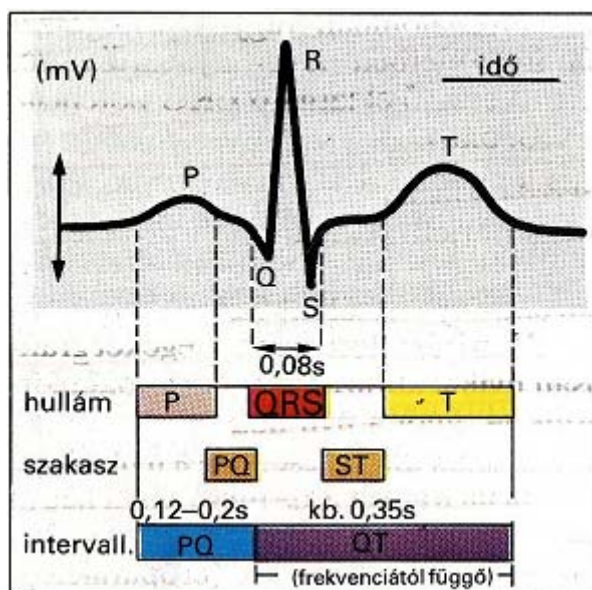
Az Einthoven – féle elvezetése lehetővé teszi két végtag közti potenciál ingadozások regisztrálását. Az I. elvezetésben a jobb és bal kar, II. elvezetésben a

jobb kar és a bal lábszár, III. elvezetésben pedig a bal kar és a lábszár közti potenciálkülönbség játszik szerepet. E három elvezetési pont egy egyenlő oldalú háromszög csúcsait mutatja. Ezt ún. Einthoven – féle háromszögnek szokás nevezni, melynek középpontjában található a szív (2. 4 ábra).



**2.4 ábra** A standard bipoláris végtagelvezetések és az Einthoven – féle háromszög  
[Forrás : 8]

Az EKG – görbén különböző csipkék és hullámok figyelhetőek meg (2. 5 ábra). A P – hullám nem más, mint a pitvari depolarizáció, mely maximum 0,1 s – ig tart. A pitvari repolarizáció a következő kitérések miatt nem látható az EKG – görbén. A Q – hullám további két, az R – és az S – hullámmal közösen alkotja a kamrai depolarizációt jelző QRS – komplexust. A QRS – komplexust követő T – hullám a kamrai repolarizáció tükröződése. Normál körülmények közt a T – hullám polaritása az R – hulláméval megegyezik, ami azt jelzi, hogy a repolarizáció a kamraizomzaton az ingerület terjedésétől eltérő módon történik. A PQ-, és az ST – szakasz normál körülmények közt 0 mV– os egyenesen fekszik. A PQ – intervallumot szokás átvezetési időnek is nevezni, amely a pitvaringerület kezdetétől a kamraingerület kezdetéig tart. [1]

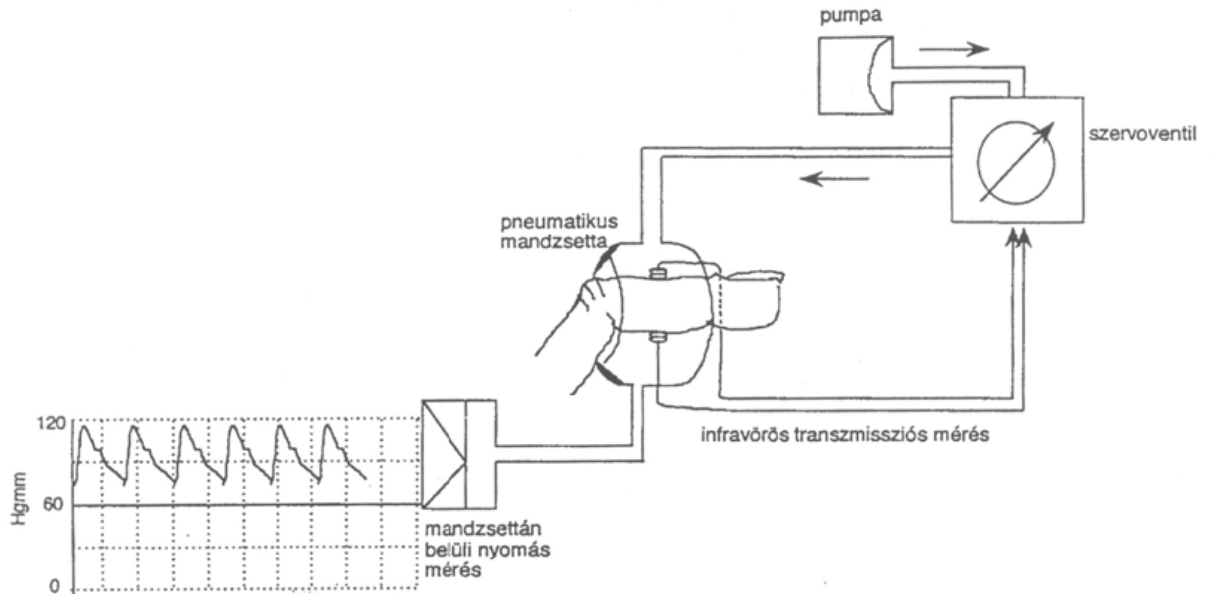


2. 5 ábra Az EKG görbe [Forrás: 9]

## A vérnyomás mérése

A vérnyomás nem más, mint a nagyvérköri keringés artériás vérnyomása. Nagysága szívverésenként egy szisztolében mérhető maximális és egy diasztolében mérhető minimális érték közt ingadozik. Nyugalmi helyzetben a szisztolés vérnyomás értéke kb. 16 kPa (120 Hgmm), a diasztolés vérnyomásé pedig kb. 10, 7 kPa (80 Hgmm).

A vérnyomás mérése történhet közvetlen a véráramba vezetett tű segítségével, illetve közvetett módon is. Ez utóbbi módszer során felfújható mandzsettát alkalmaznak, melyet Riva – Rocci- mandzsettának nevezünk. A vizsgálat alatt a mandzsettát addig pumpálják, míg benne a nyomás meghaladja a szisztolés vérnyomás várható értékét. A mandzsettanyomás leeresztése folyamán egy bizonyos nyomás (szisztolés nyomás) elérésekor sustorgó zaj hallható fonendoszkóp segítségével. Ez a sustorgás a diasztolés nyomás elérésekor halkul. A nyomásmérőn a hangjelzésekhez tartozó nyomásértékeket általában Hgmm – ben olvashatjuk le. [9]

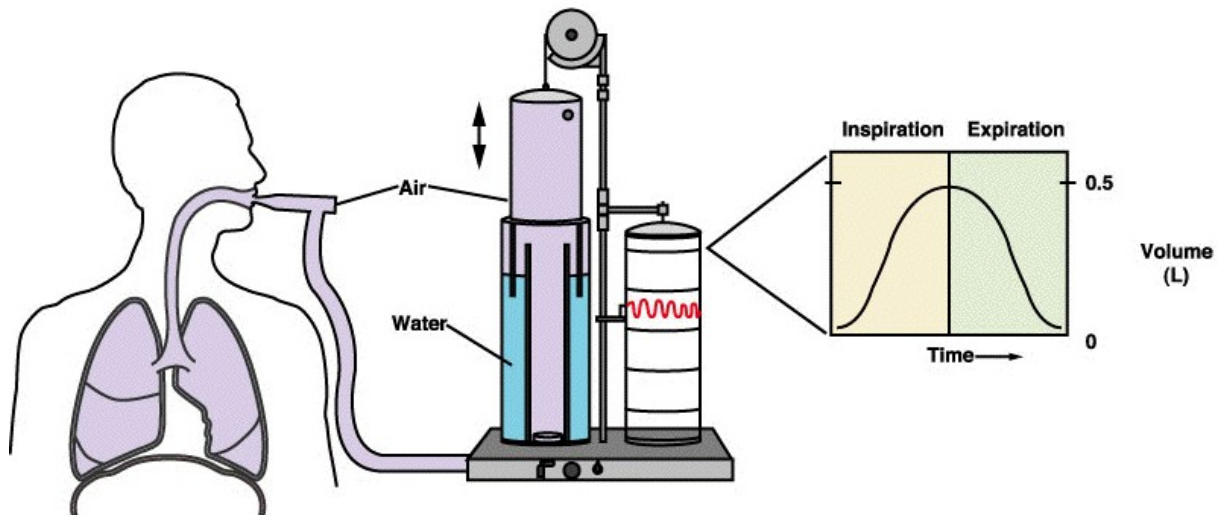


**2.6 ábra** A Penaz- féle vérnyomásmérés elvi vázlata [Forrás:12]

Folyamatos vérnyomásmérésre általában Finapres vérnyomásmérőt használnak. A készülék legfontosabb eleme egy újra rögzíthető pneumatikus mandzsetta, melyben a nyomást a műszer szervorendszere szabályozza. Infravörös transzmissziós mérés során az ujj vérvolumenének, vagyis a vérnyomás szív ciklustól függő változásait követhetjük nyomon a készülék képernyőjén. A pulzoximétertől eltérően a vörös fény egyik tartományát használja csak. A normális vérvolumen-oszcillációkat egy külső mandzsetta felfújásával a mérőeszköz teljesen letompítja. Az oszcillációk levágásával (amit egy gyors szervomechanizmus vezérel) létrejön a tehermentesített ér állapota. A két nyomásérték, vagyis a külső és belső nyomás közel azonos értéket mutatnak. (A vérnyomásértékek megállapítása egyébként a mindennapi gyakorlatban volumenoscillációkon alapul, a karon megfigyelhető mechanikus oszcillációk segítségével történik. Szemben a Finapres eszközzel ez nem szolgáltat folyamatos vérnyomás jelet.) Az általunk regisztrált adatok erősítő és A/D konverter segítségével rögzítésre kerültek a számítógépben a gyorsabb kezelhetőség érdekében. Fontos, hogy 5 perces időintervallumonként újra kell kalibrálni a rendszert. Ezt a vérnyomásmérési elvet Penaz dolgozta ki (2. 6 ábra).[12]

## A légzés vizsgálata

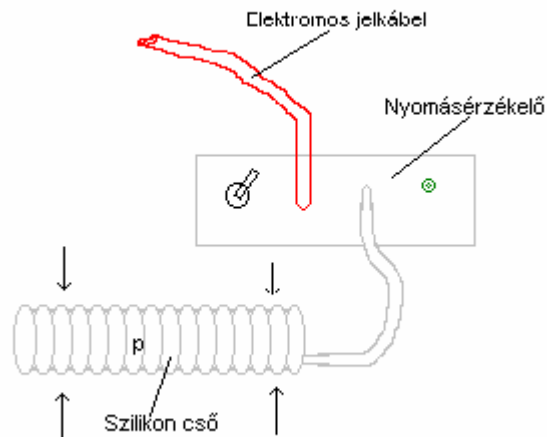
A tüdőfunkció ellenőrzésére manapság is igen gyakran használt egyszerű eszköz a spirométer (2. 7 ábra), amely lehetővé teszi a különböző tüdővolumenek és ventilációs nagyságok vizsgálatát. A vizsgált személy egy összekötő csövön keresztül levegőt szív, illetve fúj a készülékbe. Ez a cső egy vízzel telt edényhez kapcsolódik, amelybe egy felül zárt, alul nyitott edény merül, ami összeköttetésben áll az írótollal. A spirométer írótolla diagrampapíron rögzíti a belélegzett, illetve a kifújott levegő mennyiségét és az időtartamot is. [8]



2. 7 ábra Spirométeres vérnyomásmérés elvi vázlata [Forrás: 15]

inspiration: belégzés, expiration: kilégzés, volume: térfogat

Hasi légzés noninvazív vizsgálatára alkalmas eszköz a pneumobelt (2. 8 ábra). Elvi felépítését tekintve igen egyszerű műszer. A vizsgálat során a páciens hasára egy zárt plexicső kerül felhelyezésre, melyben a hasfal mozgásával egyidejűleg folyamatos nyomásváltozás következik be. Ez a nyomásváltozás mutatja a tüdő térfogatának változását. A nyomásváltozást egy szenzor közbeiktatásával feszültségváltozássá alakítják át. Majd a jelfeldolgozó és digitalizáló egységek a számítógép számára értelmezhető jelet továbbítanak.



**2. 8 ábra** A pneumobelt sematikus rajza

További légzési paraméterek vizsgálatát lehetővé tevő eszköz a kapnográf. Az eljárás során meghatározhatjuk a gáz koncentrációját a  $\text{CO}_2$  abszorpciós hullámhosszán egy fénynyaláb intenzitásváltozásának mérésével. A mintavételi helyről származó gázminta széndioxid-tartalma folyamatos regisztrálásra kerül, ill. grafikusan kijelzi a készülék. A gáz mintavétele egy vékony csövön keresztül, de az elemzés már egy külön kamrában történik.

## A jelalakok elemzési módszerei

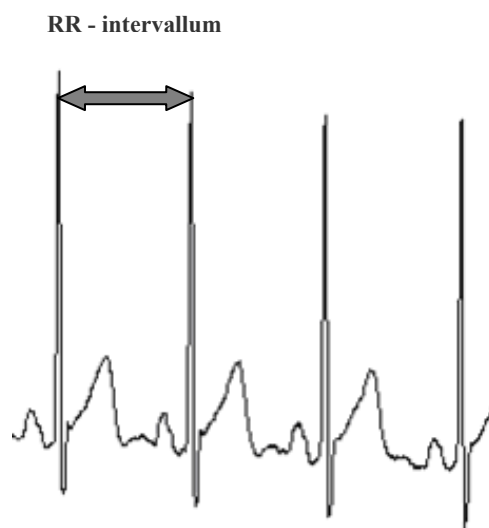
### Matematikai, elemzési módszerek

A következőkben áttekintjük a fiziológiai jelek vizsgálata során leggyakrabban használt paramétereket.

### Statisztikai paraméterek

#### 1. Az RR – intervallum (RR):

RR távolságon az EKG – görbe két szomszédos R csúcsa közti távolságot értjük.



**2. 9 ábra** EKG – görbe

**2. Az átlag RR érték (mean RR, mRR):**

Az EKG – görbe adott szakaszán az RR –intervallumok hosszának átlaga.

$$\langle RR \rangle = 1/n \sum_i^n RR_i$$

Az mRR paramétert úgy lehet kiszámítani, hogy csak azokat az intervallumokat vizsgáljuk, melyek nem tartalmaznak ektópiát vagy zajt és nem lépik túl a felhasználó által megadott RR intervallumot.

**3. Az RR – intervallum adott szakaszon vett szórása (standard deviation RR, SDRR):**

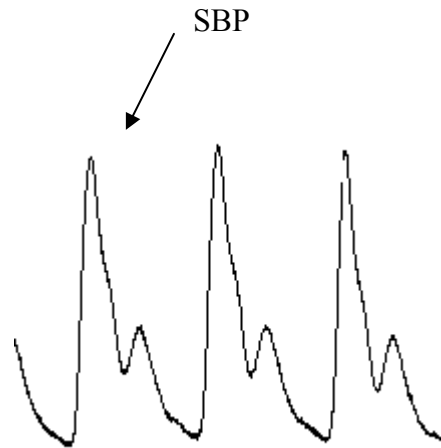
Ez a nem spektrális paraméter pontosan ugyanazon listából számítható ki, mint amiből az mRR értékeket kiszámítottuk. Ez a jellemző érzékeny az összes variációs forrásra (mint például a légzésre, hőmérsékletszabályozásra, aktivitásra).

Az SDRR az alábbi képlet alapján számítható ki:

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

#### 4. A szisztolés vérnyomás (systolic blood pressure, SBP):

A vérnyomás görbén a szisztolés csúcsok magassága.



2. 10 ábra Vérnyomásgörbe

#### 5. A szomszédos RR intervallumok aránya, melyeknél 50 ms – nál nagyobb a különbség (proportion of adjacent RR more than 50 msec different, PNN50):

A PNN50 érzékeny a magasabb frekvenciájú komponensekre. Ez azért van így, mert szelektálja azokat a változásokat, amelyek egy QRS – komplexum és az azt követő QRS – komplexum közt fordulnak elő. Néhány bizonyíték alátámasztja, hogy ez a komponens a paraszimpatikus hatás legjobb előrejelzője.

#### 6. A szomszédos RR – intervallumok különbségének effektív értéke (root-mean square of difference of successive RRs, RMSSD):

Az alábbi összefüggés szerint számítható ki:

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

A PNN50 –hez hasonlóan a szívverés gyors változásáról ad információt, melyben szintén a paraszimpatikus idegrendszer játszik szerepet. Szokás paraszimpatikus paraméternek is nevezni.[13]

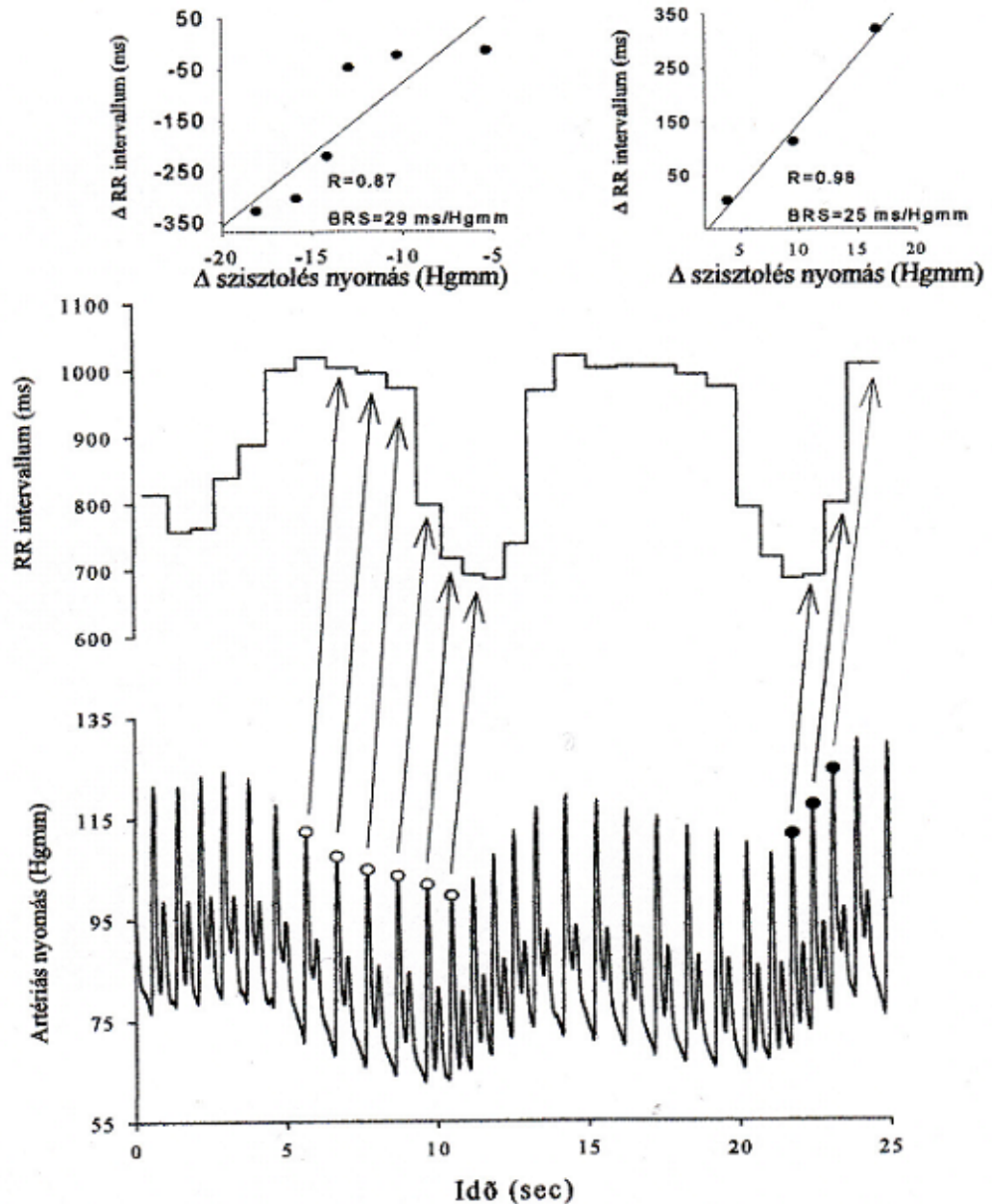


## **A szívritmus és a vérnyomás közti kapcsolat jellemzésére használatos paraméterek**

### **1. Baroreflex érzékenység (baroreflex sensitivity, BRS):**

Baroreflex érzékenységen eredetileg gyógyszerrel kiváltott vérnyomásváltozások és a pulzusszám közti kapcsolatot értették. Későbbi vizsgálatok során megfigyelték, hogy spotán vérnyomás emelkedési sorozatoknál is észlelhető RR – intervallumváltozás, vagyis ez a két jelenség analógnak tekinthető. Meghatározhatjuk a spontán szekvenciák baroreflex érzékenységi indexét, amely nem más, mint az egyes szekvenciák szisztolés nyomása és az RR - intervallumok összefüggéseinek átlaga. A növekvő és csökkenő szekvenciák indexe is meghatározható.

A baroreflex szenzitivitás, vagy más néven érzékenység meghatározza az egységnyi szisztolés nyomásemelkedésre, illetve csökkenésre jutó RR – intervallumnövekedést, vagy csökkenést (*2. 11 ábra*). A mennyiséget ms/Hgmm – ben szokás megadni.



2.11 ábra A baroreflex szenzitivitás szemléltetése

## 2. A kereszt - spektrális erősítés (cross – spectral gain):

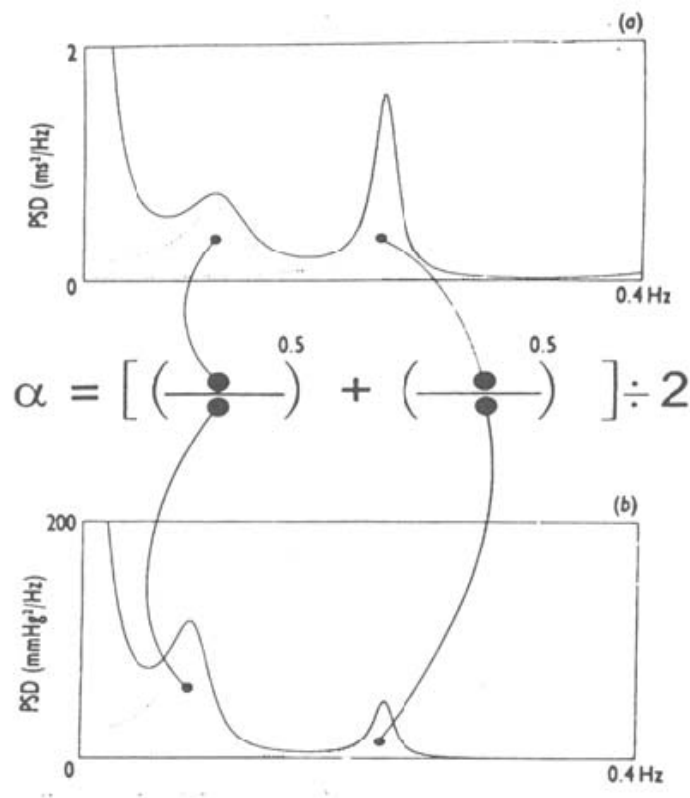
A vérnyomás -, és a pulzusváltozás közti összefüggés vizsgálatának másik módszere a kereszt – spektrum analízis. A fázis és a koherencia határozza meg a jelek viszonyát. Az analízis két szignál közti kapcsolatot mutatja. A négyzetes koherencia spektrum azokat a frekvencia tartományokat jelöli ki, melyekben a jelek lineárisan összefüggnek egymással. Tökéletes egyezés esetén a koherencia értéke 1. Ha két jel között

nincs összefüggés, akkor a koherencia értéke 0. Az értelmezhetőség követelménye a 0,4 – 0,5 körüli koherenciaszint.

Adott frekvenciasávú RR intervallum teljesítmény és szisztolés nyomás teljesítménysűrűségének értékei alapján számíthatjuk ki a cross-spectral gaint (2. 12 ábra).

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

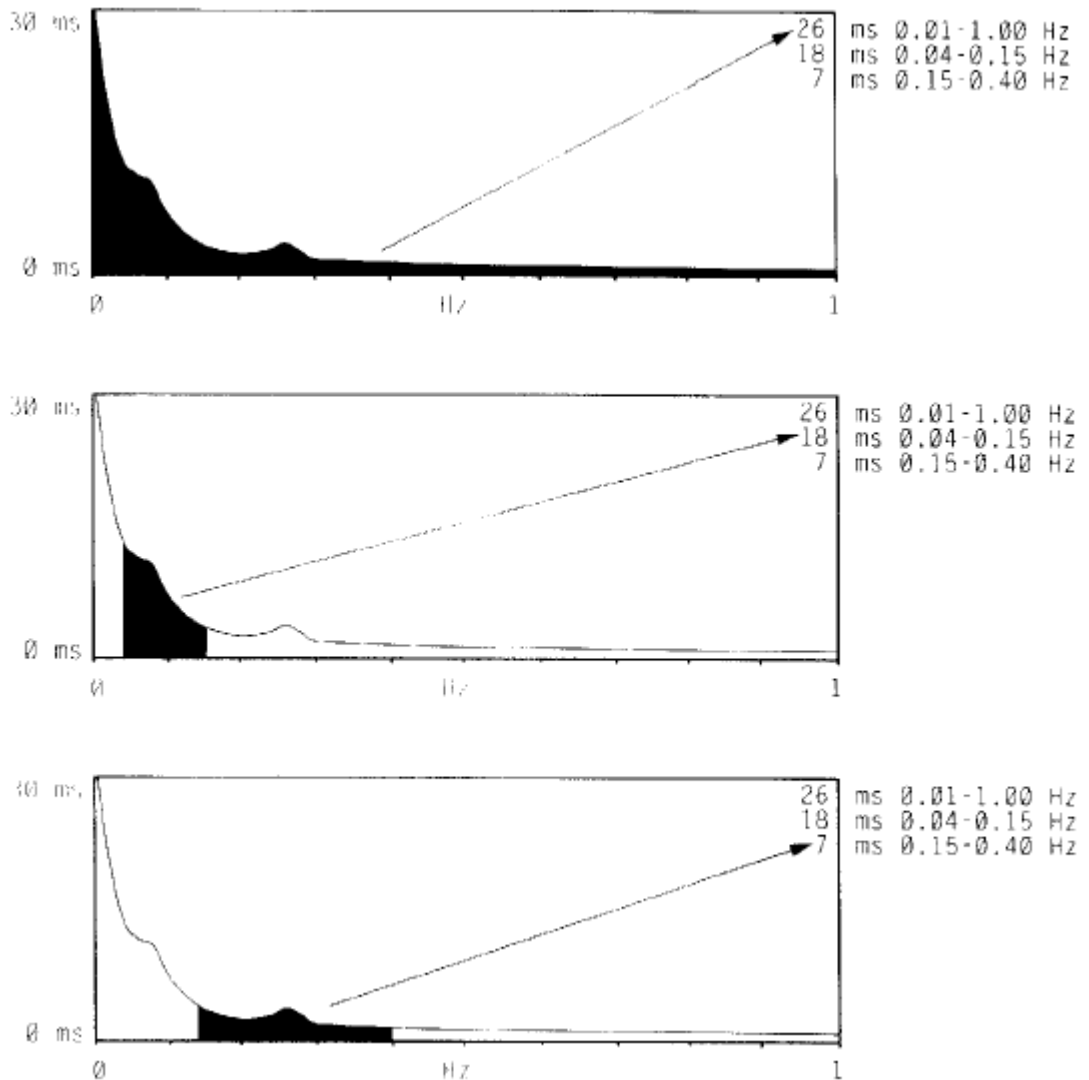
Itt az 1-es index a magas frekvenciatartományra, a 2-es az alacsony-frekvenciatartományra vonatkozik.



2. 12 ábra Az  $\alpha$ - index kiszámítása [Forrás: 14]

## Spektrális paraméterek

Az RR- intervallumok elemzésének egyik lehetséges módszere a Fourier – transzformáció, melynek segítségével a frekvenciaspektrum – görbét egy alacsony (0, 04 - 0, 15 Hz) és egy magas (0, 15 – 0, 4 Hz) frekvenciájú tartományra bonthatjuk (2. 13 ábra). Az egész spektrális görbe alatti területet teljes spektrumnak nevezzük. A magas frekvencia tartomány a paraszimpatikus idegrendszer aktivitását és a légzésváltozást jelzi. Az alacsony frekvenciás tartomány csak alacsony légzési frekvencia esetén jelez légzésfüggő változásokat, melyek során mind a paraszimpatikus mind pedig a szimpatikus idegrendszer hatása érvényesül.



2. 13 ábra A különböző spektrális tartományok [Forrás: 13]

A hullámok különböző komponenseit frekvenciájukkal, amplitúdójukkal és a hullámteljesítménnyel jellemezzük. A különböző hullámok eloszlását a teljesítménysűrűség-spektrummal adhatjuk meg.[13]

**Az SBP – teljesítményspektrum:**

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

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

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

**Az RR – teljesítményspektrum:**

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

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

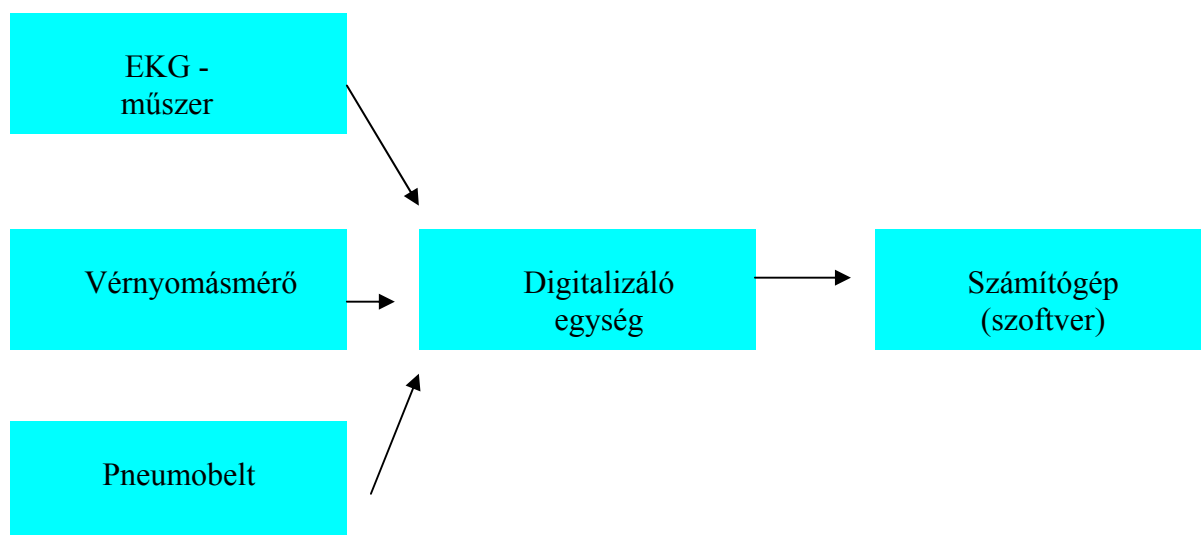
$$\Delta f \cdot \Delta t = \frac{1}{N}$$

### 3. A mérési folyamat

#### A mérőrendszer

##### A rendszer felépítése

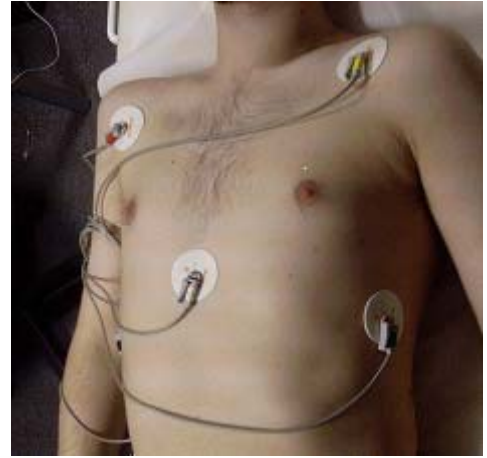
A kísérlet során a szívműködést EKG – műszer segítségével vizsgáltuk. A vérnyomásjel rögzítése egy Penaz – elven működő Finapres vérnyomásmérő segítségével történt. A légzésjel vizsgálatát pneumobelt tette lehetővé a vizsgálat során. A jelek a számítógépen erősítés és konverzió után kerülnek rögzítésre.



3.1.ábra A mérőrendszer elvi felépítése

##### Az EKG – műszer

A mérés során egy Siemens Sirecust 730 – as betegőrző monitort és egyszer használatos tappancsokat használtunk. Az analóg kimenetekről a digitalizáló egységbe jutnak a jelek. Az adatrögzítés során ki kell választanunk a megfelelő jelet könnyebb értékelés érdekében.



3. 2 A, B kép A mérés során használt monitor és tappancsok

### A vérnyomásmérő

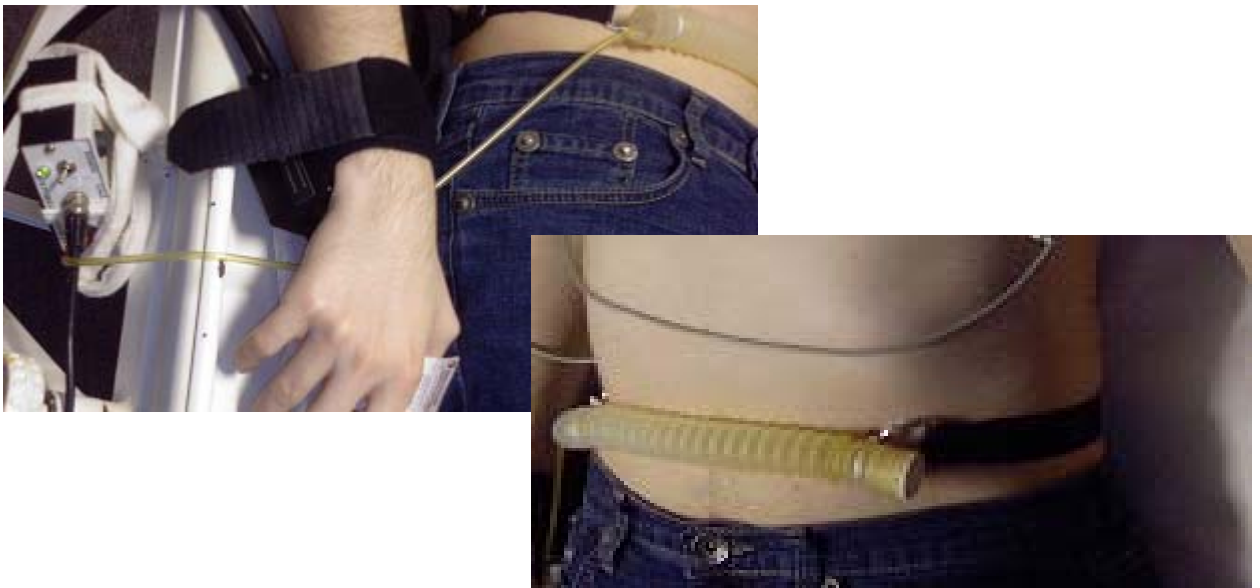
A vérnyomásjeleket egy Penaz elven működő Finapres 2300 – as noninvazív, újra rögzíthető vérnyomásmérő biztosította. A készülék működése a fentebb leírtak alapján történik.



### 3.3 A, B kép A mérés során használt vérnyomásmérő eszköz

#### A légzést vizsgáló rendszer

A légzésszignál egy már fentebb említett, noninvazív készülékkel került rögzítésre. A képeken jól látható a vizsgálati alany hasára rögzített plexicső, mely jól követi a hasfal mozgását, valamint a nyomásérzékelő szenzor, mely a jelátalakításban játszik szerepet.



### 3.4 A , B kép A pneumobelt

#### A mérés menete

A vezényelt légzés általánosan használatos eszköz a keringés autonóm rendszerének vizsgálatára. A lassú légzésszámnak kitüntetett szerepe fontos. A két frekvencia csúcs összeolvasztásával stabil paramétert kapunk és felerősödik a jel. A jelet alacsonyabb frekvenciatartományba toljuk el. A magasabb frekvenciatartományban csak harmonikus az észlelhető jel. Metronóm segítségével kialakítható egyenletes légzés. Tudjuk, hogy az ember normális légzése 30-70% - os légzési mintázatot mutat.



Felmerülhet a kérdés, hogy a vezényelt légzés során kialakított mesterséges légzési minta befolyásolja-e a mérési eredményeket vagy sem.

### **Vezényelt légzés vizsgálata**

A vizsgálatban 34 személy vett részt. A kísérleti személyek 22-30 év közötti egészséges, egyetemi hallgatók, 17 fiú és 17 lány. A vizsgálatok egy erre a célra orvosi asztallal, számítógéppel és műszerekkel berendezett laborban zajlott. A mérések során a kísérleti alanyon kívül csak a kísérletvezető és az asszisztens volt jelen. A felvétel teljes nyugalmi állapot megteremtése mellett került rögzítésre, a lehetséges zavaró tényezők kiküszöbölésével.

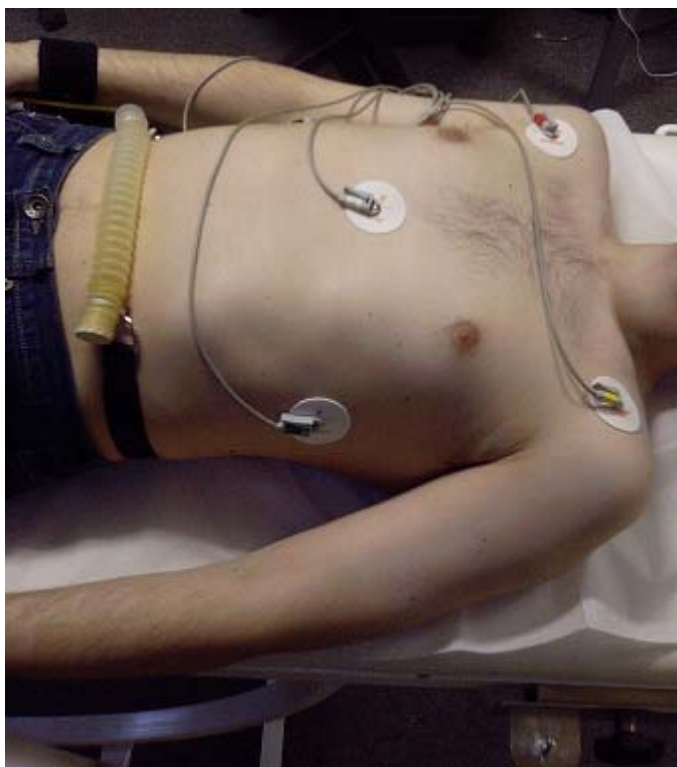
#### **Mérési protokoll**

##### **Felkészülés (10 perc):**

1. A kísérleti személy adatainak regisztrálása.  
-név, testsúly, életkor, testmagasság
2. A mérés menetének ismertetése, instrukciók.  
- vízszintesen felfektetni az orvosi asztalra, légvétel megbeszélése
3. A műszerek felszerelése, beállítása, ellenőrzése.  
- EKG, pneumobelt, Finapres
4. Adaptációs idő (4-5perc), közben Finapres kalibrálása.

##### **Felvétel (25 perc):**

1. 5 másodperc belégzési idő 5 másodperc kilégzési idő.(7-10 perc)
2. 3-4 perc adaptációs idő.
3. 3 másodperc belégzési idő 7 másodperc kilégzési idő.(7 -10 perc)



**3. 5 kép** Mérés közben

### **Az eredmények elemzése**

Az EKG -, vérnyomás- és légzésjelek rögzítése a mérés során egy WINDAQ nevű program segítségével történt. A 7 – 10 perces regisztrátumokból 5 perces hasznos jelszakaszokat vágtam ki. Ezt követte az R csúcsok detektálása, majd a paraméterek kiszámítása a SigmaStat nevű programmal történt.

### **4. Az eredmények kiértékelése**

Az alábbi táblázat a méréssorozat során bekövetkezett változások összesített eredményeit tartalmazza. Az adatok az adott paraméterre kiszámolt átlagértéknek ( $\pm$  95%-os konfidencia-- intervallum) felelnek meg.

### A mérési adatok átlaga

Átlag $\pm 95\%$ -os konfidencia intervallum	5 s / 5 s – os légzés (szimmetrikus)	3 s / 7 s - os légzés (aszimmetrikus)
mRR (ms)	840 $\pm$ 91	871 $\pm$ 86
SDRR (ms)	79 $\pm$ 26	88 $\pm$ 37
RMSSD (ms)	51 $\pm$ 26	70 $\pm$ 40
PNN50 (%)	21 $\pm$ 12	28 $\pm$ 15
LF – alfa (ms/Hgmm)	19 $\pm$ 10	20 $\pm$ 9
Up BRS (ms/Hgmm)	21 $\pm$ 12	28 $\pm$ 17
Down BRS (ms/Hgmm)	15 $\pm$ 6	16 $\pm$ 7

4. 1 táblázat Légzés vizsgálatának összesített eredménye

### A két mérés összehasonlítása

A két mérés összehasonlítása páros t – teszttel történt, amely a Student féle t-próba egy változata. A teszt segítségével azonos elemszámú minták várható értékét hasonlíthatjuk össze és kideríthetjük, hogy a minta várható értékei különböznek – e egymástól. Ez a próba akkor használható, ha a két minta nem független egymástól, viszont a mérés során esetlegesen elkövetett véletlen hibák egymástól függetlenek.

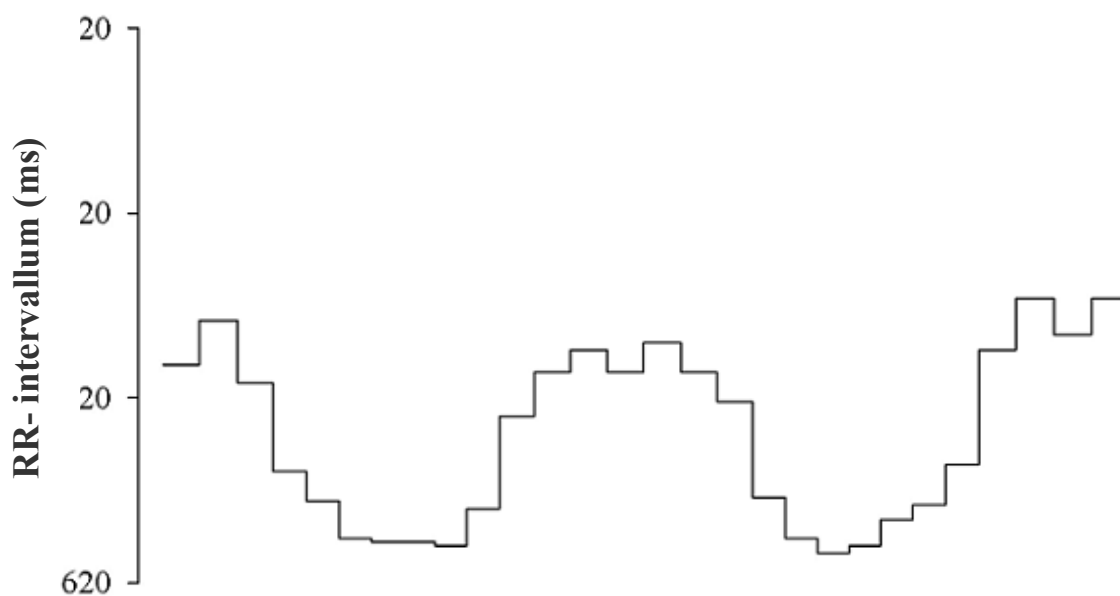
A különböző baroreflex gain értékek egymással való összefüggéseit a különböző teszthelyzetekben lineáris regresszióval vizsgáltuk.

### A két méréssorozat szignifikánsan különbözik – e egymástól?

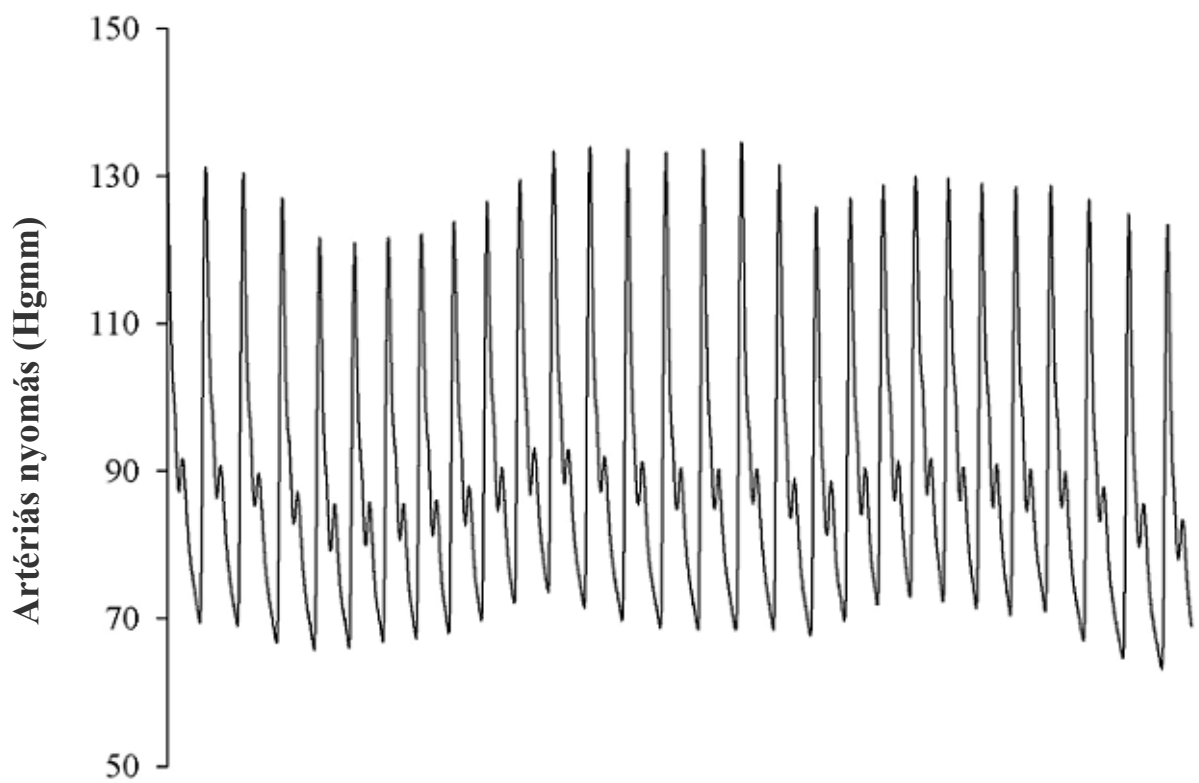
Paraméterek	két méréssorozat közt van – e különbség
mRR (ms)	Nem
SDRR (ms)	Igen
RMSSD (ms)	Igen

<b>PNN50 (%)</b>	<b>Igen</b>
<b>LF – alfa (ms/Hgmm)</b>	<b>Nem</b>
<b>Up BRS (ms/Hgmm)</b>	<b>Igen</b>
<b>Down BRS (ms/Hgmm)</b>	<b>Nem</b>

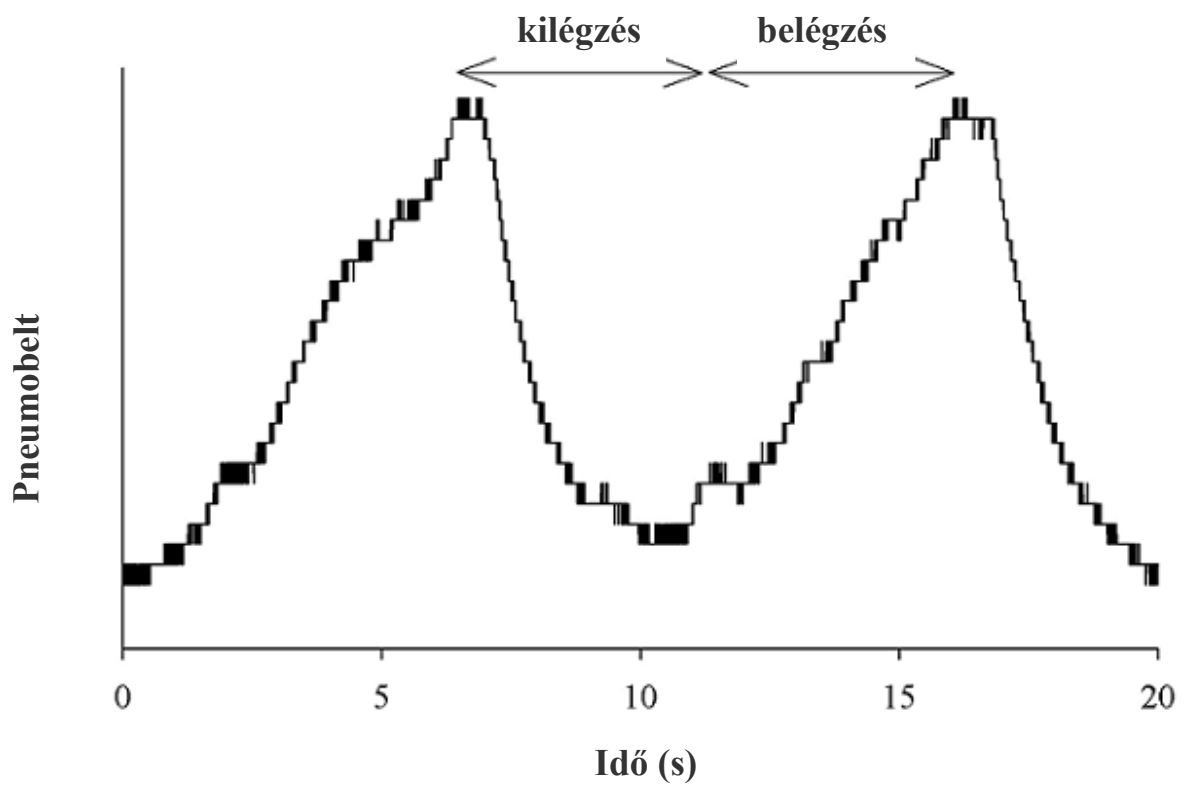
**4. 2 táblázat** A két mérésorozat összehasonlítása



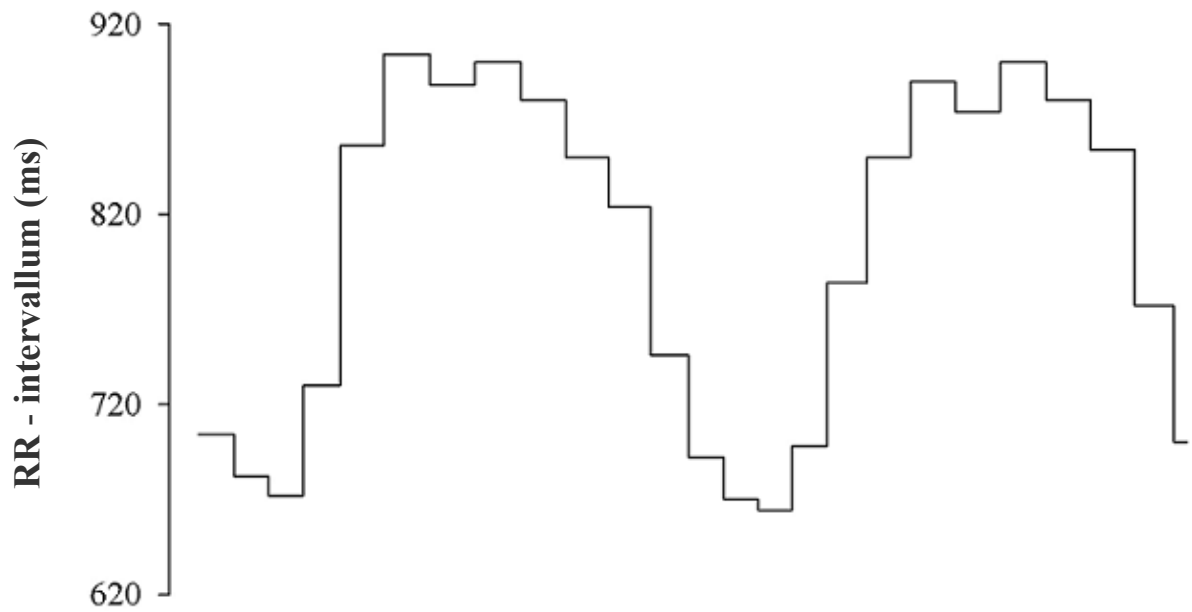
**4. 1 ábra** RR – intervallum irányított légzés során (5/5-ös légzés)



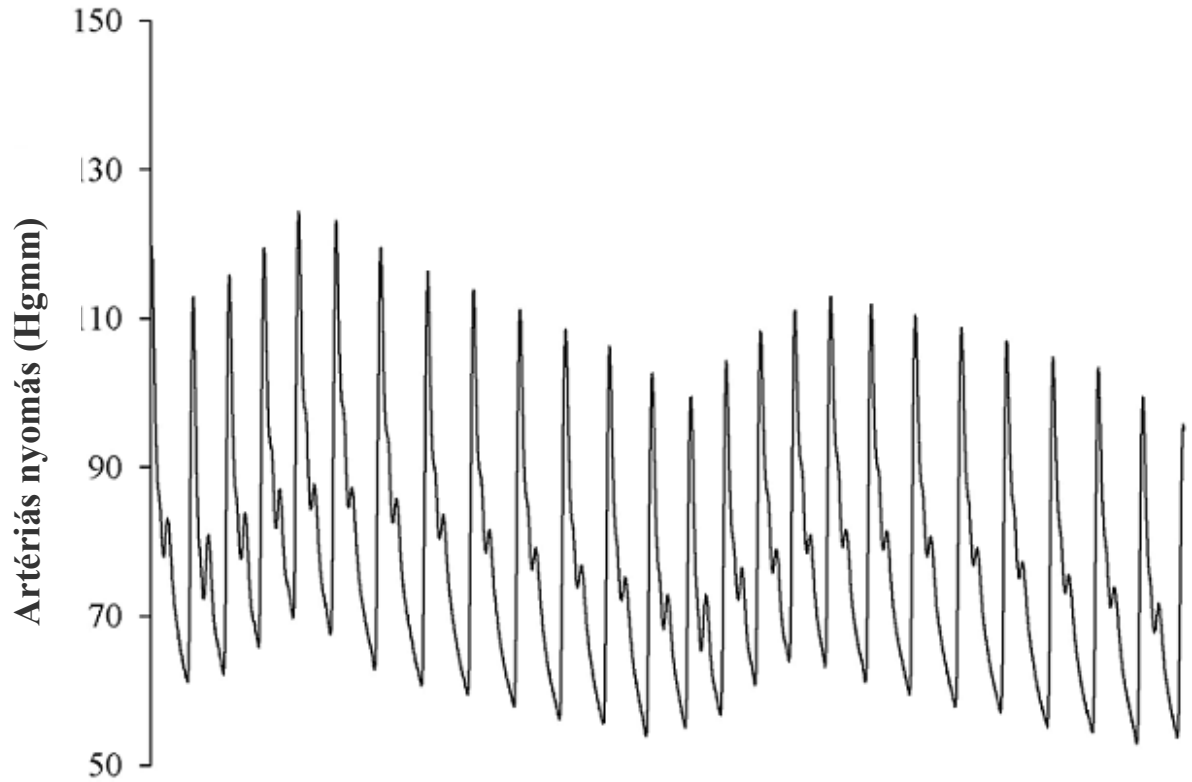
4. 2 ábra Az artériás nyomás alakulása irányított légzés során (5/5-ös légzés)



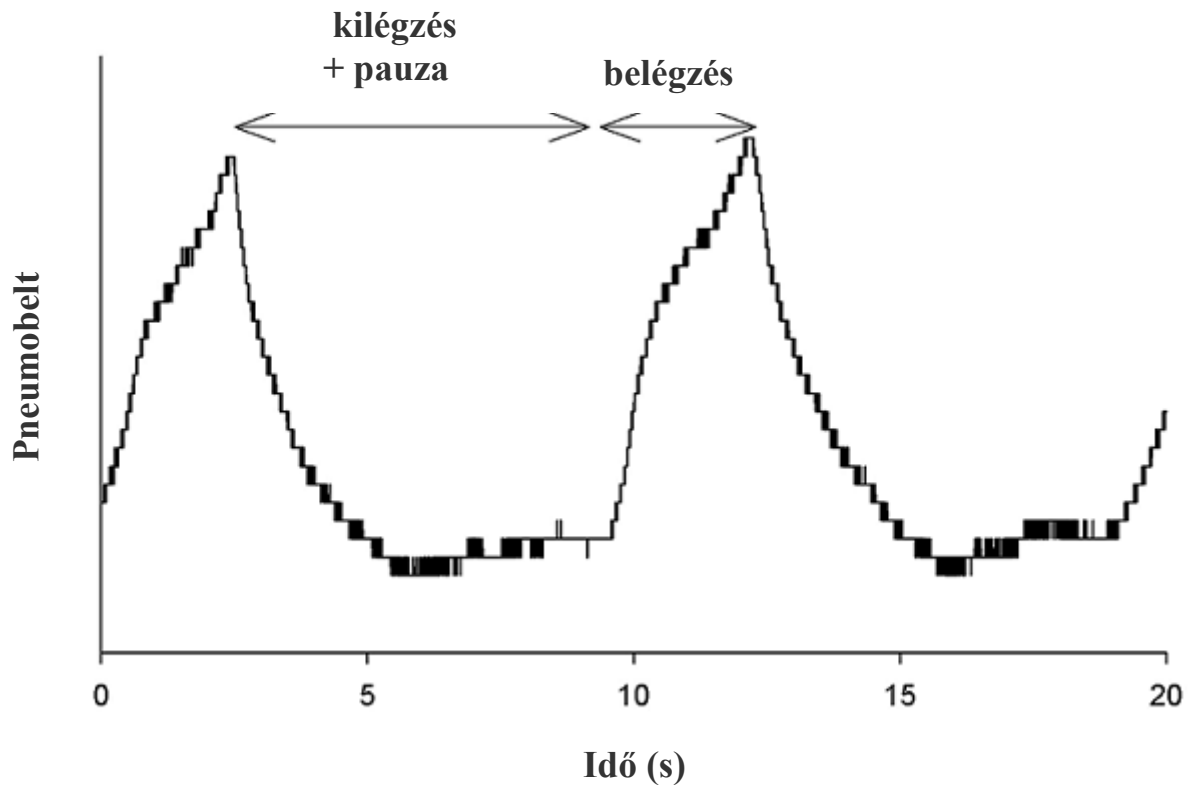
4.3 ábra A pneumobelt- jel irányított légzés során (5/5-ös légzés)



4. 4 ábra RR – intervallum fiziológiás légzés során (3/7 – es légzés)



4. 5 ábra Artériás nyomás fiziológiás légzés során (3/7 – es légzés)



**4. 6 ábra** Pneumobelt- jel fiziológias légzés során (3/7 – es légzés)

### A vizsgálati eredmények értelmezése

Belégzés során csökken a vagus aktivitás, melynek hatására a pulzus gyorsul, így RR- intervallum rövidülés figyelhető meg. Kilégzésnél fordítottan zajlik le ez a folyamat. A légzésszám növekedésével az RR - intervallumok oszcillációja fokozatosan csökken. A légzés legfontosabb közvetlen keringési hatása egy mechanikus hatás. A mechanikai hatások függenek a légzés frekvenciájától és a vér visszaáramlástól. Belégzéskor ugyanis a mellkasban megváltozott nyomásviszonyok miatt több vér áramlik vissza a szívbe. A légzés hatására létrejön egy vérnyomáshullámzás, ezt nevezzük Traube –hullámoknak. Ez a hullámzás spektrálisan is észlelhető (a „magasnak” nevezett légzési frekvencia sávban). A vérnyomást a pulzus-ingadozás és a légzés egymástól függetlenül is befolyásolja. A légvétel gyakoriságát megnövelve a mechanikai válasz tompul. Ennek során eljuthatunk egy pontig, amikor is az eredeti lassú légzéshez viszonyítva teljes fáziseltolódás következik be. Ezek alapján arra következtethetünk, hogy van egy baroreflexfüggő és egy baroreflexfüggetlen komponens, melyek hatása lassú légzésnél egy irányba mutat, vagyis

összeadódik. Ez gyors légzésnél ellentétes folyamatot jelent, ezért a vizsgálatunkat lassú lélegeztetéssel végeztük el.

Spontán légzés során a rövid belégzést egy hosszabb kilégzés követi és megfigyelhető egy rövidke pauza, vagyis szünet is. A vizsgálat során fontos rögzíteni, hogy metronóm, vagy fiziológiás légzési mintázatot követtünk. Tudjuk, hogy alacsony frekvenciánál felerősödnek a baroreflex mechanizmusok. Ez a felerősödés kifejezettebb, ha a normális fiziológiát követjük. Megfigyelhető, hogy a belégzésnek azon fázisában, amikor a tüdő volumene nagy, a légzőközpont hatására a szívre irányuló vagus hatás gátlódik. Megállapíthatjuk, hogy a vizsgálat során azzal, hogy visszaállítottuk a normális légzési szekvenciát, lecsökkentettük a vagus-gátló hatás bekövetkezésének idejét. Tehát a mesterséges szinuszoid légzéssel szemben a fiziológiás légzés fokozott vagus tónust illetve mediált reflexválaszokat eredményez.

Ezen vizsgálatot klinikai faktorokból álló panelbe beépítve kiválóan használhatjuk rizikóbecslésre, illetve segítségünkre lehet a megfelelő terápiás eszközök kiválasztásában.



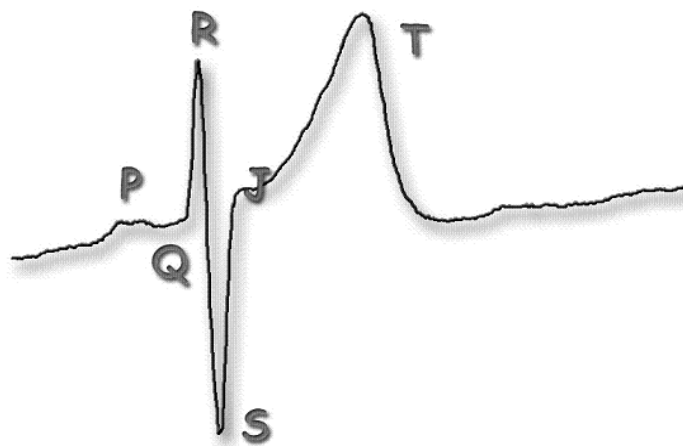
## 5. Az ST – eleváció elemzése

A dolgozatom második felében az ST - eleváció elemzésével kapcsolatos kutatásokat szeretném ismertetni, melyek a SZTE Orvostudományi Karának Kardiológiai Központja és az SZTE Kísérleti Fizika Tanszékének együttműködésével valósultak meg.

### Az ST eleváció

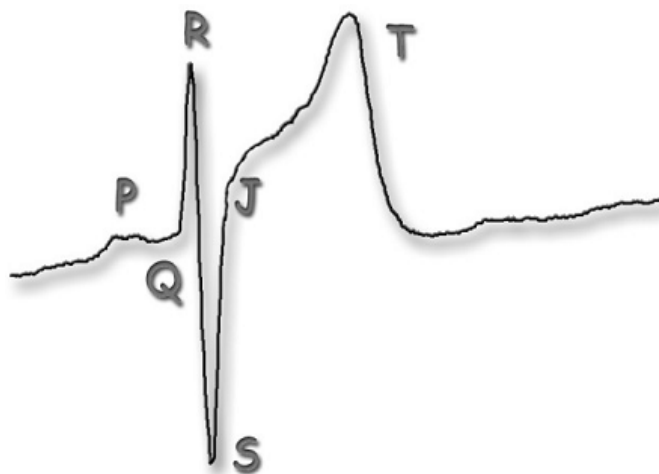
Az ST- eleváció nem más, mint a szív oxigénhiányos reakciója, melyet különböző mértékű érelzáródások okoznak. Az EKG görbénk úgynevezett ST elevációs szakaszán olyan jellegzetes változások figyelhetők meg, melyek alapján az érszűkület, vagy a szívelégtelenség állapotának felmérése lehetővé válik. Tehát a jel változékonyságának értelmezése a sokk előtt, alatt és után világos képet adhat a szív kondíciójáról. Segítségével meghatározható, hogy a szív mekkora terhelésnek tehető ki, szükség van- e beavatkozásra és nem utolsó sorban megállapítható a várható élettartam is. Még szakavatatlan szemek is könnyen felfedezhetik a normál és az oxigénhiányos QRST- komplexumok közti eltéréseket, ugyanis az EKG görbénk J-pontja és a T-hullám csúcsa közötti felfutó szakasz látványosan megemelkedik (5. 1 A, B ábra). Az EKG-görbét közvetlenül a koszorúérbe helyezett PCI-vezetődrót segítségével nyertük.(PCI: perkután coronária intervenció) [16]

A.)



5. 1 A ábra A normál QRST – komplexum [Forrás:16]

B.)



5. 1 B ábra Az oxigénhiányos QRST – komplexum [Forrás: 16]

### A szívkatéter, a szívkatéterezés

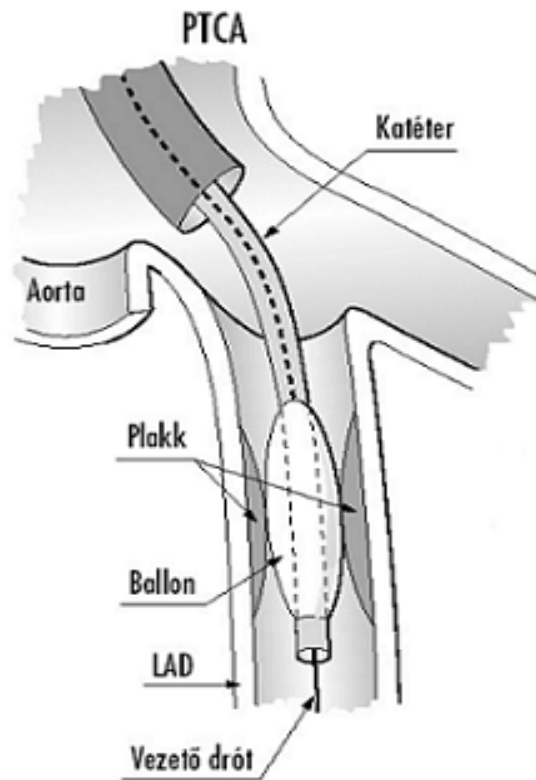
A szívkatéterezés olyan invazív vizsgálati eljárás, melynek során egy vagy több katétert vezetnek a szívbe, illetve a szívizomzat felszínén futó erekbe. A katétert leggyakrabban a combhajlatban vagy a könyökhajlatban vezetik be. A katéteren át bejuttatott speciális kontrasztanyaggal kiválóan kimutathatóak az esetleges érszűkületek. Miután a szívkatéterrel megkerestük az elzáródás (plakk) helyét, a bejuttatott tágító ballon felfújásával neki préselik az érfalnak. Ez után eltávolítják a vérrögöt. Annak érdekében, hogy a sérült érfalon újabb plakk – képződés ne alakuljon ki, illetve újabb szűkítő vérrög ne képződjön a szívkatéter segítségével egy aranyfonatból kialakított kis hengert (stentet) helyeznek el az érben.

E módszer segítségével megállapíthatjuk a nyomásviszonyokat a szívben és a tüdő ereiben. Manapság első sorban a szívizom koszorúereinek a tanulmányozására használjuk amellet a szívbillentyűk struktúrájának és működésének, a szívizom pumpafunkciójának, és nem utolsó sorban, az egyes szívüregekben uralkodó nyomásoknak a vizsgálatára is.[17, 18]

A ballon felfújásával gyakorlatilag egy rövid időre kontrolált érelzáródást, vagyis mesterséges infarktust hoznak létre, melynek következtében oxigénhiányos állapot alakul

ki (5. 2 ábra). Ennek következtében a már fentebb ismertetett ábránknak megfelelően az EKG görbénk ST szakaszának megemelkedése következik be. A ballon leeresztésével pedig a görbénk lesüllyed.

Többször megismételve ezt a műveletet, a szívét hozzászoktathatjuk a csökkent kapacitáshoz, emellett az elzáródott ér tágítását is elvégezhetjük.



5.2 ábra A szívkatéter

### **Az eredmények elemzése, kiértékelése**

Az EKG- és nyomásjelek rögzítése WINDAQ program segítségével történt. Az EKG-jelek ST analízisét a HeartMax 2. 0 szoftver segítségével végeztük el, melyet Csík Norbert fejlesztett ki (5. 3 ábra). A kiértékelés során 30 érbeteg EKG jelét elemeztük. A program segítségével nem a szívdobbanások, hanem a kamrai aktivitások lehetséges határait követhetjük nyomon. Három fajta ST pont azonosító algoritmus segíti meg a munkánkat az értékelés során, úgy nevezett konstans, automatikus és flexibilis konstans.



**5. 3 ábra** ST analízis a HeartMax 2. 0 programmal

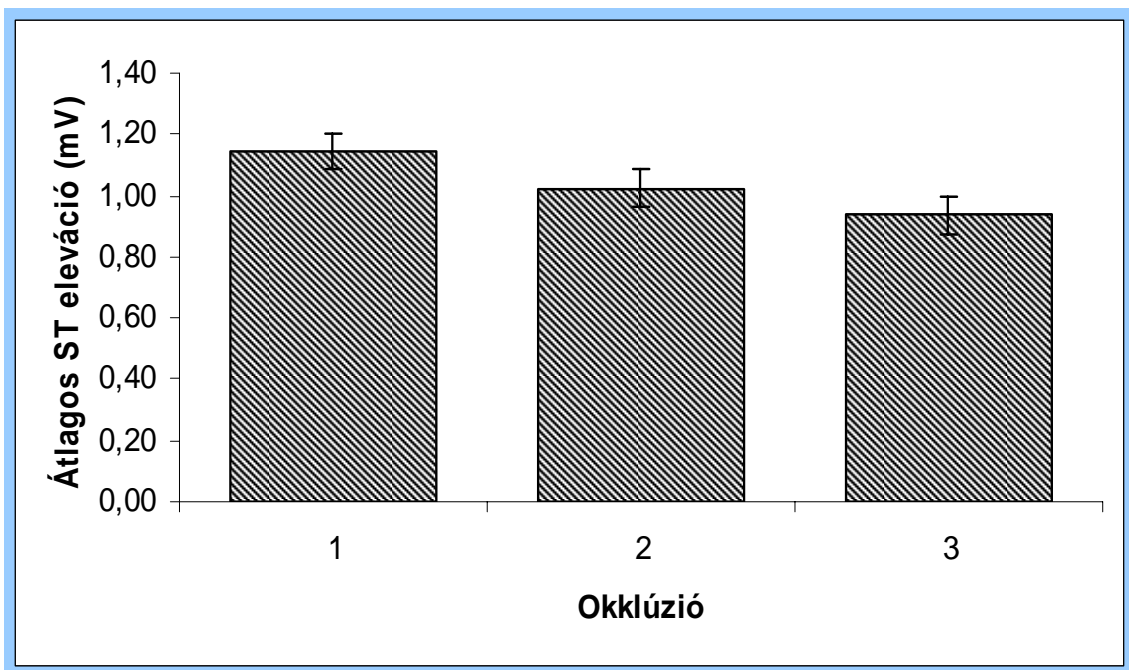
### **Mérési protokoll, eredmények**

A beavatkozás előtt a betegek már előzetes gyógyszeres kezelésben részesültek. A műtét során bejuttatott vezetődrót 30 mm hosszú csupasz (burkolat nélküli) véggel rendelkezik, mely a bioelektromos jelek vezetésében játszik fontos szerepet, elősegítve ezzel az EKG jelek regisztrálását. A ballon tágítása 120 másodpercen át tartott, majd ezt követte a katéter eltávolítása az érből. Az okklúziót 300 másodpercnyi reperfúziós idő követte. A beavatkozás során még további két tágítást hajtottak végre ballonfelfújással. A három okklúzió hatására fellépő ST-eleváció közötti eltéréseket egyutas varianciaanalízissel számítottuk ki. Ez az analízis kiválóan alkalmas több egymástól független minta átlagának az összehasonlítására. Az alkalmazhatóság feltétele még, hogy a mintavételezés random módon történjen.

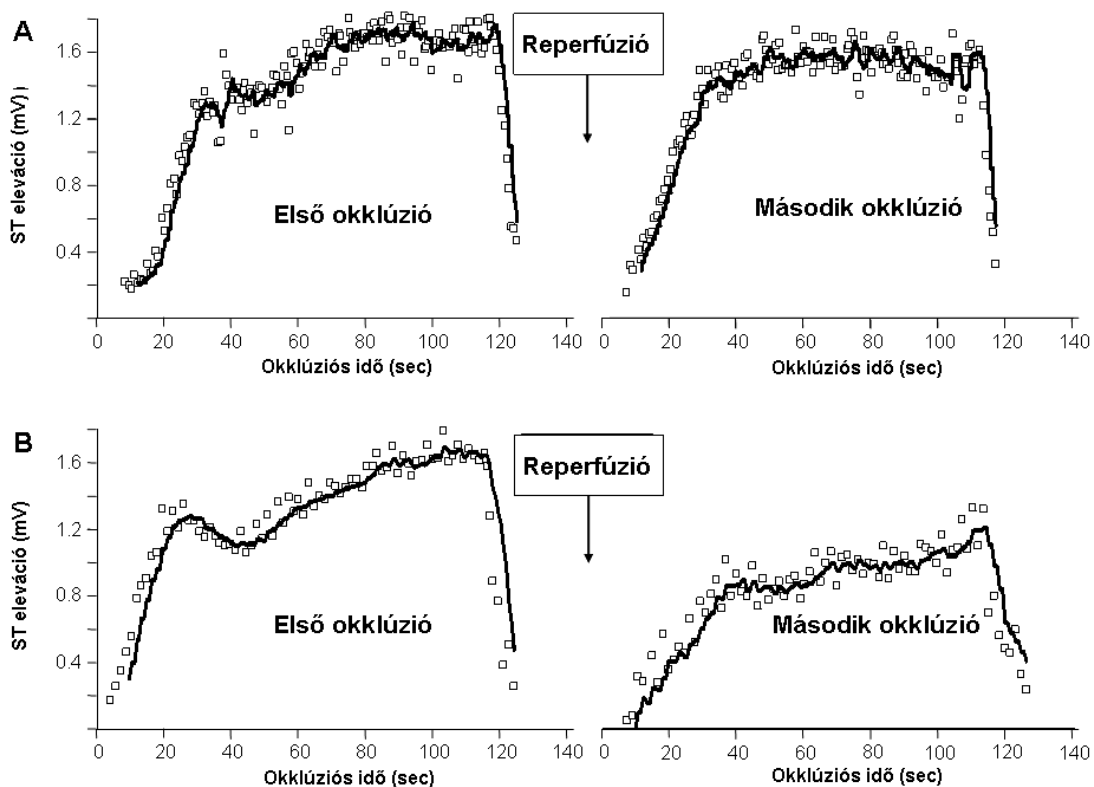
A vizsgálatunk során célul tűztük ki , hogy választ találjunk arra a kérdésre , hogy intrakoronáriás EKG – val kimutatható – e ismételt okklúziók során az ST-elevációk

csökkenése , illetve ismételt stimulus szükséges – e az iszkémiás prekondicionálás előidézéséhez.

A teljes betegpopulációban az átlagos ST-elevációk mértéke ismételt okklúziók során csökkent.(Ezen változások láthatóak az 5. 4 – es ábránkon.)



**5. 4 ábra** Az átlagos ST-elevációk ismételt okklúziók során [Forrás: 19]



**5. 5 ábra** Prekondicionáló stimulusra rezisztens (A) és szenzitív (B) beteg ST-elevációs görbéje két tágítás esetén [Forrás: 19]

### A vizsgálati eredmények értelmezése

A vizsgálatok eredményei alapján alátámaszthatjuk azokat a korábbi megállapításokat, hogy ismételt, rövid érelzárások (*okklúziók*) során prekondicionálás váltható ki. A beavatkozás során használt intrakororáriás EKG folyamatos felvétele és ütésenkénti analízise az iszkémia észlelésére egyik legjobb lehetőség. A folyamatos ütésenkénti analízis („*beat-to-beat*”) az ST-elevációs görbe olyan paramétereinek analízisére is lehetőséget ad, amelyek az önkényes időpontban történő ST-eleváció mérés során rejtve maradnak. A „*beat-to-beat*” analízissel pontosabban észlelhető az ST-eleváció maximális értéke, ugyanakkor a mozgóátlag-görbe illesztésével az esetleges kiugró értékek zavaró hatásai is kiküszöbölhetőek.

Érdekes, hogy a betegek egy részében már az első okklúzió után szignifikáns mértékben javultak az ST-eleváció kialakulásának egyes paraméterei, a többi betegben csak a második prekondicionáló stimulus váltotta ki. Ugyanakkor két betegben a második okklúzió sem okozott ilyen jellegű változást. Eredményeink alapján arra a

következtethetünk, hogy az irodalmi adatokkal ellentétben nem minden esetben elegendő egy 120 másodperces koronária okklúzió a prekondicionált állapot eléréséhez, hanem az adott betegől és a stimulus intenzitásától, jellegétől függően folyamatos átmenetet képez az iszkémiára érzékeny állapottól a maximálisan elérhető miokardiális protekcióig.

## 6. A Nemzeti Alaptanterv szerepe az oktatásban

A Nemzeti alaptanterv (NAT) nem más, mint a Magyar Köztársaság közoktatásról szóló az 1993. évi LXXIX. Törvényben, valamint annak 1995. évi módosításában meghatározott alapdokumentuma. A NAT építve az óvodai nevelés országos irányelveire a tankötelezettség tíz évfolyamára állapítja meg a nevelő- és oktatómunka minden hazai iskola számára előírt követelményeit. Szakít a központi tantervi szabályozás azon formájával, amely részletesen meghatározta az iskolai pedagógiai tevékenység ideológiai, nevelési céljait, feladatát, tananyagát, tantárgyait, óraszámait. Ehelyett alapot, és mint egy irányelvet ad a tantervek, a tantárgyi programok, a tankönyvek, valamint az alpműveltségi vizsgakövetelmények kidolgozásához (első sorban az érettségi vizsgakövetelményekhez). A NAT követelményeit a demokrácia értékei hatják át, ugyanakkor figyelmet fordít az emberiség előtt álló problémákra.

A NAT 10 műveltségterületet határoz meg, melyeket a helyi tantervekben különbözőképpen lehet tantárgyakká szervezni. Vannak a műveltségi területek között olyanok, amelyek önmagukban is önálló tantárgyakat alkothatnak. Ugyanakkor a NAT -ban több műveltségi területhez tartozó tartalmak egy tantárggyá is szervezhetők. Az iskolai nevelés- oktatás alapvető céljai a kulcskompetenciák fejlesztése. A Nemzeti alaptanterv kiemelt fejlesztési feladatai pedig a kulcskompetenciákra épülnek és összekötik a műveltségterületek bevezetőit és fejlesztési feladatait. Ezen kiemelt fejlesztési feladatok közé tartozik a „Testi és lelki egészség kialakítására nevelés” is.[20]

Úgy gondolom, hogy az iskolákra és minden egyes pedagógusra nagy felelősség hárul a felnövekvő nemzedékek egészséges életmódra nevelésében, így fontos a saját tantárgyam tanítása során is foglalkozni az egészséges életkörülményekkel, környezetünk állapotával és nem utolsósorban az egészségmegőrző szokások elsajátításával is.

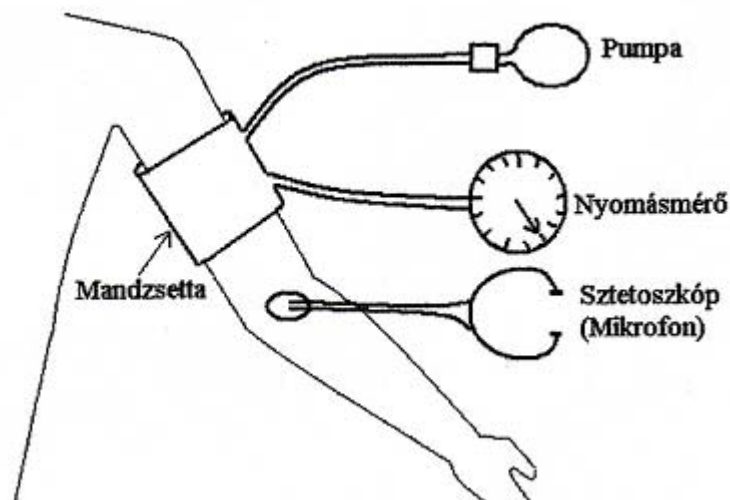
Záródolgozatomban leírt témám lehetőséget nyújt, hogy a tanítási gyakorlat során a fizika és a többi természettudomány pl. a biológia közt szoros kapcsolatot teremtsünk. Példának okáért több háztartásban is megtalálható a vérnyomásmérő, de vajon tisztában vannak azzal, hogy mit is mér?

Vérnyomásmérőt már mindenki látott, akár otthon is használhatta, de a klinikai vizsgálatok során biztosan találkozott már vele, hiszen az egyik leggyakrabban használatos eszköz.

A vérnyomásmérés alapvető eszköze a felfújható mandzsettás, karra helyezhető eszköz (6. 1 ábra). A mandzsetta felpumpálásával a szisztolés vérnyomásnál nagyobb mandzsetta



nyomás esetén elszorítható a kar artériája. A mérés következő lépésében a mandzsetta-nyomást lassan csökkentik egy szelep segítségével. Amikor a mandzsetta nyomása alacsonyabbá válik a szisztolés vérnyomás értékénél, de még nagyobb a diasztolés vérnyomásától, akkor a véráram az összeszűkített érkeresztmetszeten keresztül áramlani kezd. Tekintettel azonban a szűkített, összenyomott érkeresztmetszetre, az áramlás turbulens lesz, ami sztetoszkóp segítségével, vagy egy kis úgy nevezett Korotkov-mikrofonnal a keletkezett hang alapján észlelhető. Ha tovább csökkentjük a mandzsetta nyomását, elérünk egy értékhez, mely a diasztolés nyomás alatt van, ekkor megszűnik a turbulens áramlás. A Korotkov-hang keletkezésekor és megszűnésekor leolvasva az aktuális nyomásértékeket megállapíthatjuk a szisztolés és a diasztolés nyomásértékeket. A fenti mérés természetesen automatizálható, lehetővé téve ezzel a gyors és egyszerű otthoni vérnyomásmérést. Az automatikus vérnyomásmérők esetén egy kis motoros pumpa végzi a mandzsetta felfújását. Természetesen egy automatizmus végzi a leeresztő szelep nyitását. Komparáló áramkörök érzékelik a Korotkov-hang megjelenését és megszűnését.[21]



**6.1 ábra** A hagyományos vérnyomásmérés elrendezése[Forrás: 21]

Ugyanakkor úgy gondolom, hogy lehetőség nyílik a témám kapcsán a fizika és a sport összekapcsolására, és a számomra közkedvelt „outdoor” tevékenység alkalmazására is egy

igen egyszerű akár házi feladatként is feladható megfigyelés kapcsán, mellyel önállóan is megállapíthatják a diákok a pulzusszámukat.

Az instrukciók az alábbiak:

- A bal kéz csuklójának tenyér felé eső részén a jobb kéz középső ujjainak hegyével tapintsátok ki a pulzáló artériát. Számoljátok meg az egy perc alatti lökések számát. Ez után fussatok 5 percen át, majd ismételjétek meg az előbbi műveletet! Mit tapasztaltatok?
- Kedvenc számítógépes játékokkal való játék után mit figyeltek meg, ha az előbbi vizsgálatot elvégezték?

Nagy felelősség megtervezni és dönteni arról, hogy miről és hogyan szervezzük meg a tanítást - tanulást. Az utóbbi években több a tanulás sajátosságainak vizsgálatára irányuló kutatást végeztek, melyek rádöbentették a pedagógustársadalmat a megváltozott társadalmi elvárásokra. Nem csak a konkrét tanulási folyamat, hanem a tudás és tudáskép, amit az iskolának közvetíteni kell, illetve eredményeként a tanulóban fel kell, hogy épüljön. Fontos, hogy a tudás reprodukálhatósága helyett elsajátított ismeretek rugalmasan adaptálhatóak legyenek. A jól megszervezett, pontos ismeretrendszer tud megfelelő alapot biztosítani a képességek, ismeretek megfelelő mélységű feldolgozására, alkalmazni tudására. A jól használható műveltség szempontjából az is fontos, hogy a tanórákon a tanulókhöz közelebb álló, vagyis a mindennapi életből vett példák segítségével problémafelvető kérdésekkel, ismeretszerzést igénylő feladatokkal folyamatosan arra ösztönözzük a tanulókat, hogy a gondolkodás útjára lépve folyamatosan gyarapítsák fogalmaikat, illetve meglévő fogalmaik közt minél több kapcsolatot fedezzenek fel. (Más tantárgyakkal való kapcsolódásokat felismerjék.) Pedagógusként nem az „öncélú” ismeretközvetítés a feladatunk, hanem, hogy minél szélesebb körű ismeretet nyújtsunk az iskolapadban ülőknek ezzel megkönnyítve az eligazodást az áltudományok között és majdan a társadalomban is.[22]

Záródolgozatom egyik kedvenc idézetemmel fejezem be, melyet mondhatni ars poeticámnak is tekintek.

*„Hinnünk kell, hogy tehetségesek vagyunk valamiben és, hogy ezt a valamit bármi áron el kell érniünk.”*

*/ Mme Curie /*

## Összefoglalás

Első kutatási témám eredményei alapján, mely a vezényelt légzés vizsgálata volt megállapíthatjuk, hogy az emberi keringési rendszer nem invazív módszerekkel is jól vizsgálható.

Korszerű berendezésekkel, eljárásokkal megkönnyíthető, leegyszerűsíthető a keringési rendszer vizsgálata a klinikai gyakorlatban, vagy akár otthoni alkalmazás során is.

Megállapíthatjuk eredményeink alapján, hogy a vezénylés során kialakított mesterséges (szimmetrikus) légzési mintázat befolyásolta a mérési eredményeinket, ugyanis jól észlelhető eltérések mutatkoztak a két vezénylés paramétereinek között. Ezek alapján megállapítottuk, hogy a baroreflex mechanizmusok felerősödése kifejezettebb fiziológiás (3/7-es) légzés esetén.

A második kutatási témám az emberi EKG-görbe úgynevezett ST-elevációs szakaszának jellegzetességei alapján az érszűkület, vagy a szívelégtelenség állapotának felmérésére ad lehetőséget.

A vizsgálatok eredményei alapján bizonyítást nyertek azon korábbi megállapítások, melyek szerint ismételt, rövid érelzárások során prekondicionálás váltható ki, vagyis mesterségesen mini infarktuszok ismételt előidézésével hozzászoktathatjuk a szívet az oxigénhiányos állapothoz.

Kiemelendő a folyamatos ütésenkénti analízis jelentősége, mely lehetőséget nyújt az ST-elevációs görbe olyan paramétereinek analízisére is, amelyek az önkényes időpontban történő ST-eleváció mérés során rejtve maradnak.

Dolgozatom harmadik részét a témához kapcsolódó ismeretterjesztésnek és oktatási lehetőségeknek szántam. Ez a fejezet alkalmas lehet arra, hogy a középiskolai képzésben résztvevők megismerhessék a neurokardiológiai folyamatok alapjait, korszerű mérési és elemzési módszereit. Nem utolsó sorban kiválóan alkalmasak az ismertetett témák a fizika más tantárgyakkal való összekapcsolására és a számomra igen fontos egészségnevelésre.

## **Köszönetnyilvánítás**

Ez úton szeretnék köszönetet mondani Dr. Gingl Zoltánnak, Dr. Rudas Lászlónak és Dr. Ungi Imrének a problémák felvetéséért és a munkámban nyújtott segítségért, valamint a Belgyógyászati Intenzív Osztály dolgozóinak, akik nagyban segítettek a munkámat. Továbbá szeretnék köszönetet mondani a Kísérleti Fizikai Tanszéknek, hogy lehetőséget biztosított dolgozatom elkészítéséhez.

## Nyilatkozat

Alulírott fizika szakos hallgató, kijelentem, hogy a diplomadolgozatban 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.

.....

**Judák Linda**

## Irodalomjegyzék

- [1]: Fonyó Attila: *Az orvosi élettan tankönyve* Medicina Könyvkiadó, Bp.2004
- [2]: Dr. Donáth Tibor: *Anatómia – Élettan* Medicina Könyvkiadó, Bp. 2005
- [3]: Regős László: *Ami az EKG könyvekből kimarad...* B + V Könyvkiadó, Bp. 2001
- [4]:Az emberi test Medicina Könyvkiadó, Bp.1998
- [5]:Makra Péter: *Fluktuációk a sztochasztikus rezonanciában és az emberi keringésben – doktori értekezés*, Szeged 2006
- [6]:Oláh Zsuzsa: *Biológia II* Nemzeti Tankönyvkiadó, Bp.1999
- [7]:Dr.Lénárd Gábor: *Biológia III* Nemzeti Tankönyvkiadó, Bp.1993
- [8]:Fonyó Attila: *Élettan gyógyszerészhallgatók részére* Medicina Könyvkiadó, Bp.2005
- [9]:Silbernagl – Despopoulos: *SH atlasz – Élettan* Springer Könyvkiadó Bp.1996
- [10]:Ormai Sándor: *Élettan – kórélettan* Semmelweis Kiadó, Bp. 2005
- [11]:<http://www.deutsches-museum.de/dmznt/ersatzteile/herz/ekg/index.html>, Letöltve: 2008. 01. 10
- [12]:Kardos Attila, Gingl Zoltán: *A szisztémás vérnyomás és pulzusvariabilitás folyamatos, nem invazív, on-line vizsgálata emberben* *Cardiologia Hungarica*, 1994 / 2: 39 – 51
- [13]: Marquett 8000 Holter műszer leírása
- [14]: Peter Sleight: *Spectral Power Techniques in the Evalutaion of the Baroreflex*
- [15]:<http://www.cvrti.utah.edu/~macleod/bioen/be6000/labnotes/resp/figures/spirometer.jpg>, Letöltve: 2008.01.10
- [16]:Csík Norbert:*ST–eleváció meghatározása emberi EKG–ban*, A Magyar Tudomány Ünnepe AGTEDU 2007, 219.-224.o., Kecskemét 2007
- [17]: <http://frank63.tvn.hu/szivkateterezes.htm>,Letöltve:2008.04.01

[18]: <http://www.gvmd.hu/pdf/sziv4.pdf>, Letöltve:2008.04.01

[19]:Szabó Adrienn: *Az iszkémiás prekondicionálás vizsgálata elektív koszoriér intervenció során -szakdolgozat*, Szeged 2008

[20]: [http://www.okm.gov.hu/letolt/kozokt/nat\\_070926.pdf](http://www.okm.gov.hu/letolt/kozokt/nat_070926.pdf), Letöltve:2008.04.01

[21]:<http://segedanyag.irt.vein.hu/EgInf/orvosimer/20040323/UjMechanika.doc>, Letöltve: 2008.04.01

[22]:Korom Erzsébet:*Fogalmi fejlődés és fogalmi váltás* Műszaki Könyvkiadó, Bp.2005