

SZEGEDI TUDOMÁNYEGYETEM
Természettudományi és Informatikai Kar
Kísérleti Fizikai Tanszék

Vezényelt légzés vizsgálata

Judák Linda

V. évfolyam fizika szakos hallgató

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

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

**Belső konzulens: Dr. Toldi József tanszékvezető egyetemi tanár, SZTE-
TTIK, Élettani, Szervezettani és Idegtudományi Tanszék**

Szeged, 2008

Tartalomjegyzék

| | |
|--|----|
| Tartalomjegyzék..... | 2 |
| 1. Bevezetés..... | 4 |
| 2. Elméleti háttér..... | 5 |
| A fiziológiai folyamatok..... | 5 |
| A vérkeringés és a szívműködés..... | 5 |
| A keringési rendszer szabályozása..... | 7 |
| A légzőrendszer..... | 7 |
| A légzőrendszer szabályozása..... | 9 |
| A fiziológiai folyamatok vizsgálata..... | 9 |
| Az elektrokardiogram..... | 9 |
| A vérnyomás mérése..... | 11 |
| A légzés vizsgálata..... | 13 |
| A jelalakok elemzési módszerei..... | 14 |
| Statisztikai paraméterek..... | 14 |
| A szívritmus és a vérnyomás közti kapcsolat jellemzésére használatos paraméterek..... | 17 |
| Spektrális paraméterek..... | 20 |
| 3. A mérési folyamat..... | 22 |
| A mérőrendszer..... | 22 |
| A rendszer felépítése..... | 22 |
| Az EKG – műszer..... | 22 |
| A vérnyomásmérő..... | 23 |
| A légzést vizsgáló rendszer..... | 24 |
| A mérés menete..... | 24 |
| Vezényelt légzés vizsgálata..... | 25 |
| Az eredmények elemzése..... | 26 |

| | |
|---|-----------|
| 4. Az eredmények kiértékelése..... | 26 |
| A két mérés összehasonlítása..... | 27 |
| A vizsgálati eredmények értelmezése..... | 31 |
| Köszönetnyilvánítás..... | 33 |
| Irodalomjegyzék..... | 34 |

1. Bevezetés

A dolgozat az SZTE Orvostudományi Karának Belgyógyászati Intenzív Osztálya és az SZTE Kísérleti Fizikai Tanszék együttműködésében kifejlesztett mérő- és elemző rendszer működését mutatja be egy konkrét vizsgálatsorozat keretei között, mely az emberi vérkeringési rendszer szabályzását vizsgálja. A rendszer segítségével EKG-, vérnyomás-, és légzésjeleket rögzíthetünk noninvaszív 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 lehetetlenek 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 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 történtek. A mérések során a kísérleti alanyon kívül csak a kísérletvezető és az asszisztens volt jelen. A felvétel teljes nyugalmi állapot megteremtése mellett került rögzítésre, minden lehetséges zavaró tényező kiküszöbölésével. A vizsgálatot lassú lélegeztetéssel végeztem el, ugyanis ez által felerősíthető a jel és stabil paraméterek kaphatóak.

A mérés első részében 5 másodperc belégzési és 5 másodperc kilégzési időt vezényeltem 10 percen keresztül, majd 5 perces adaptációs idő után 3 másodperc belégzési és 7 másodperc kilégzési időt alakítottam ki szintén 10 percen át. Ismert, hogy a vezényelt légzés általában hasznos eszköz a keringés autonóm rendszerének vizsgálatára. Tudjuk, hogy az ember normális légzése 30–70 % - os mintázatot mutat. A felmerült kérdés az, hogy a vezényelt légzés során kialakított mesterséges légzési minta befolyásolja-e a mérési eredményeket, vagy sem.

A dolgozat első részében egy elméleti áttekintést adok, majd ismertetem az idekapcsolódó fiziológiai folyamatokat, és ezen folyamatok vizsgálati módszereit. Külön kitérek a jelalakok elemzésének eljárásaira. A dolgozatom második felében leírom a mérési folyamatokat, a méréssorozatok jellemzőit, és bemutatom a konkrét mérőrendszert. Az ezt követő részben kerül sor az eredmények értékelésére.

2. Elméleti háttér

A fiziológiai folyamatok

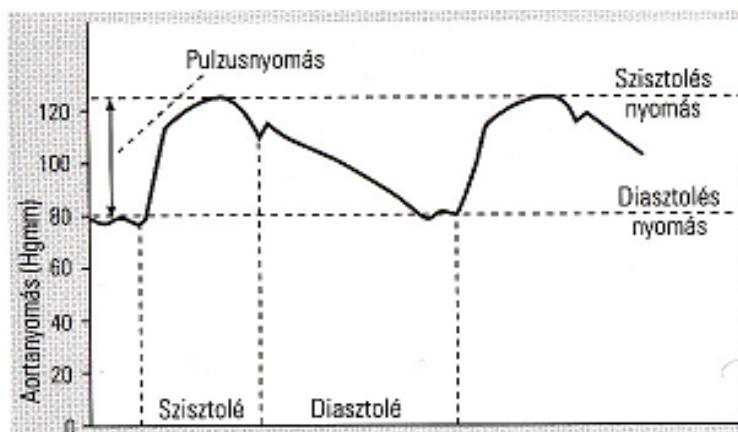
Az orvosbiológiai jelek mérése és elemzése szempontjából nélkülözhetetlen a kapcsolódó fiziológiai folyamatok és vizsgálati eszközök ismerete, ezért dolgozatomban ezeket szeretném először áttekinteni.

A vérkeringés és a szívműködés

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

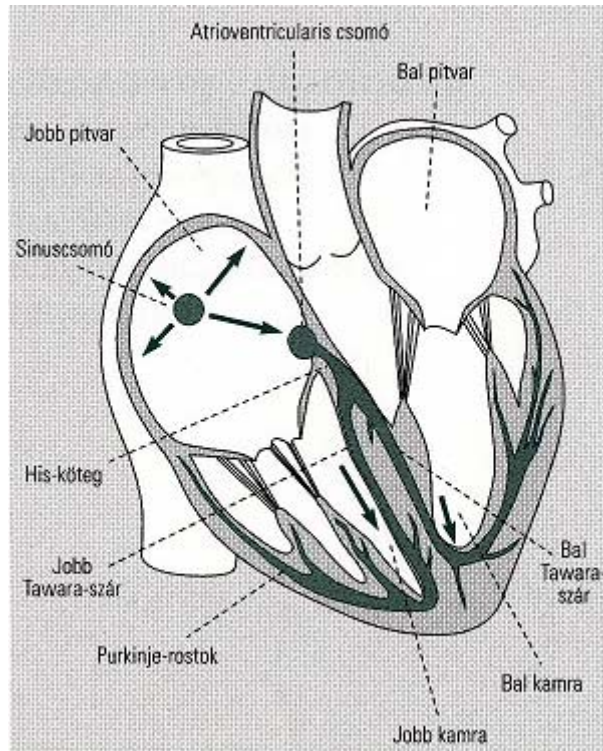
A vérkeringés nem más, mint egy önmagába visszatérő zárt rendszer, amelynek középpontjában a szív (cor) áll. William Harvey felismerésének köszönhetően tudjuk, hogy a vérkeringés két sorosan kapcsolt rendszerből áll. A jobb kamrától a bal pitvarig terjedő vérkört „kis vérkör” – nek más néven tüdőkeringésnek,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

A szív izomzatának ritmikus összehúzódása (szisztolé) és elernyedése (diasztolé) tartja állandó mozgásban a vért. 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, 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. 0,08s 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.[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 anyagcsere-termékek illetve a K^+ is befolyásolja a szív működést. [2]

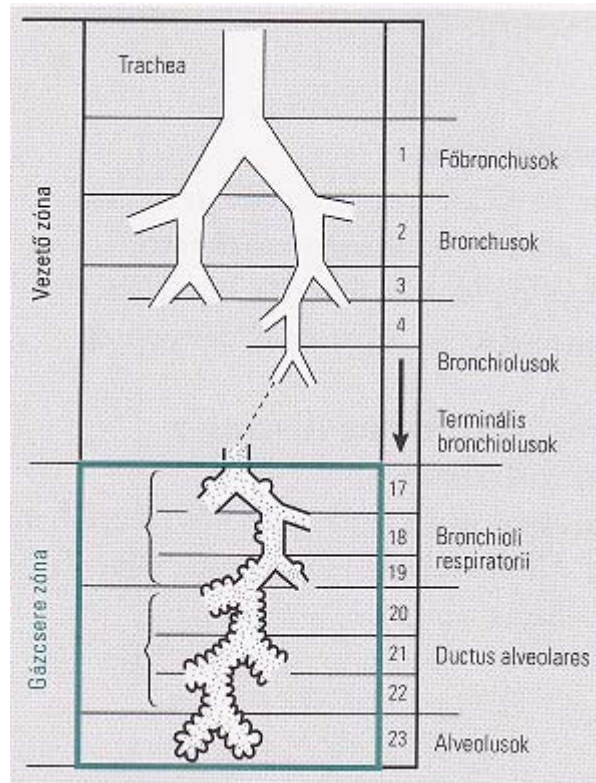
A légzőrendszer

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, tüszentés 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. 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 belézési térfogat ill. a ki - és belézési 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 nyúlvelőben található. A kiinduló ingerület a gerincvelői motoros idegeken keresztül a bordaközi- és a rekeszizmok összehúzódását idézi elő. A belézés azonban a n. vagus felől gátlást eredményez, melynek következtében a belézőizmok 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 CO_2 – nyomásának emelkedése idézi elő. A légvétel kiváltásának kémiai ingere a vérben felhalmozódó CO_2 , ami a nyúlvelői légzőközpontot ingerli. [2]

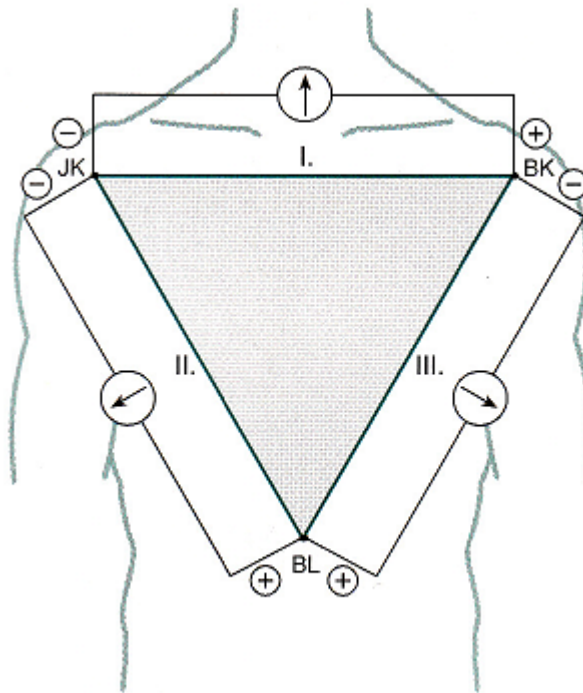
A fiziológiai folyamatok vizsgálata

Az elektrokardiogram

Nemcsak a vázizmokban keletkezik ún. akciós áram, hanem a szívműködésük 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) algebrailag összegezhetőek, így a szív működés minden pillanatában egyetlen dipólussal jellemezhetőek, melyek ún. vektormennyiségek. A potenciálkülönbségek elvezethetőségének feltétele a rosttömegek mérete.

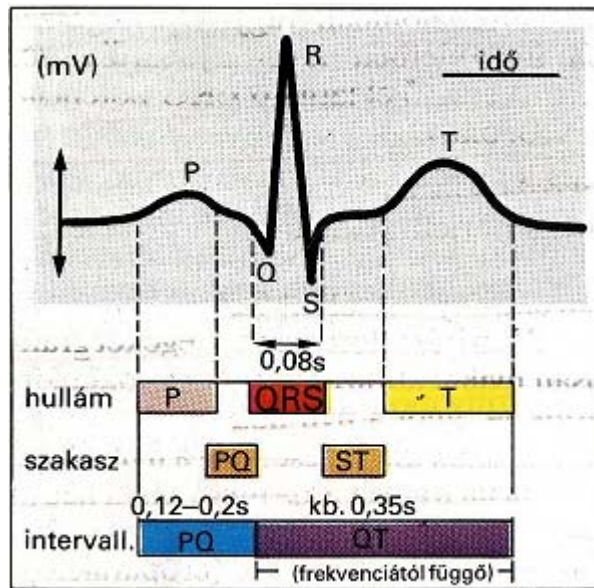
A manapság használt EKG –készülékek 12 elvezetés egyidejű regisztrálására alkalmasak. Ezek közül 3 ún. Einthoven – féle bipoláris elvezetés, 3 ún. Goldberger – féle végtag-, és 6 pedig mellkasi elvezetés. A végtagelvezetések a dipólusok változásait a frontális síkban mutatják, míg a mellkasi elvezetések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

Az Einthoven – féle elvezetése lehetővé teszik két végtag közti potenciálingadozások 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 mutatják. Ezt ún. Einthoven – féle háromszögnek szokás nevezni, melynek középpontjában található a szív.



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

Az EKG – görbén különböző csipkék és hullámok figyelhetőek meg. 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 – hullámmal 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]

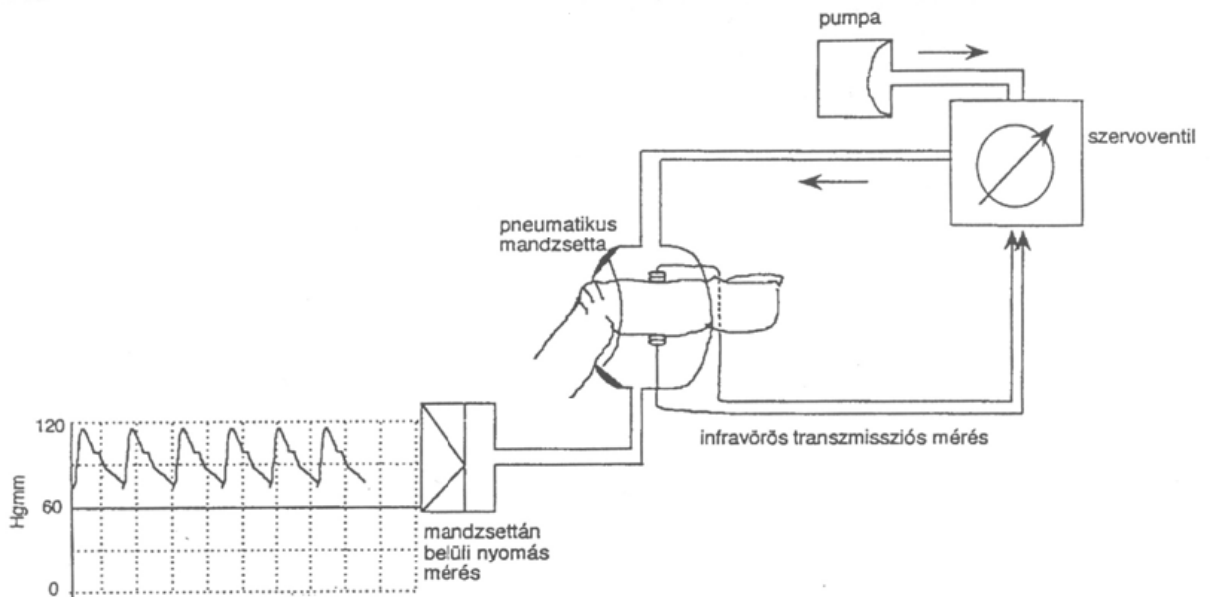


2. 5 ábra Az EKG görbe [Forrás: 9]

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]

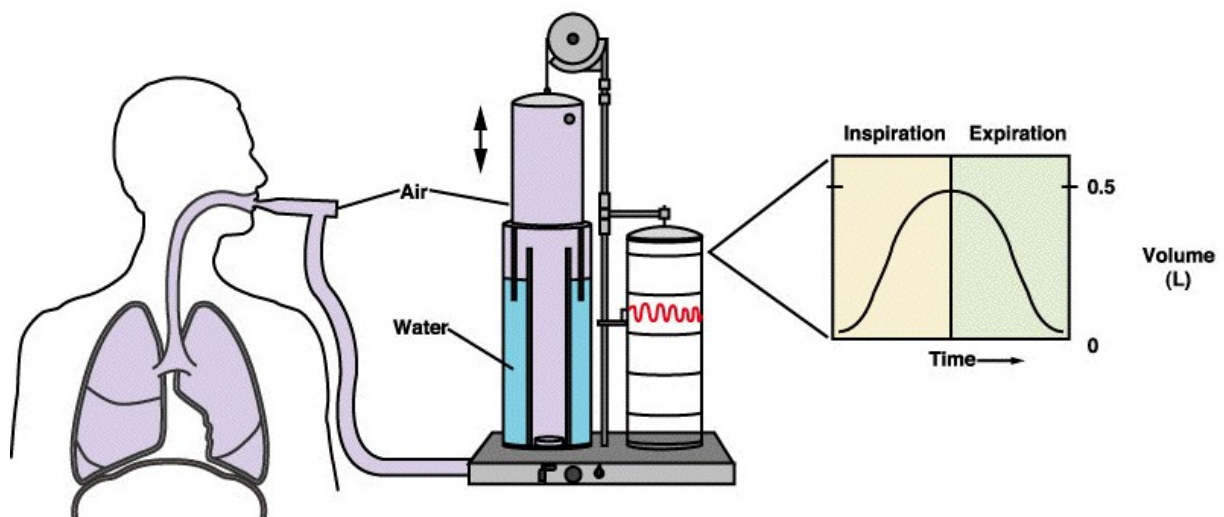


2.6 ábra A Penaz féle vérnyomásmérés elvi vázlata [Forrás:12]

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 volumen oszcillációkon 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.[12]

A légzés vizsgálata

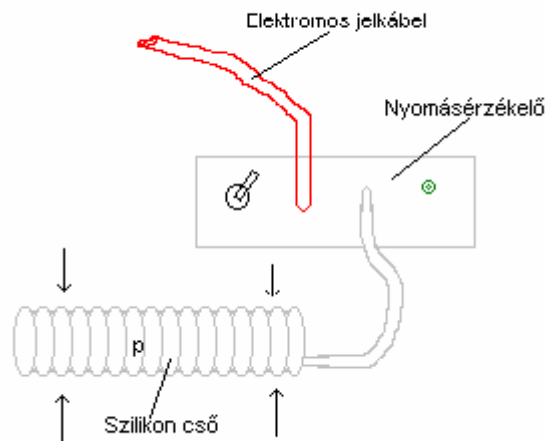
A tüdőfunkció ellenőrzésére manapság is igen gyakran használt egyszerű eszköz a spirométer, amely lehetővé teszi a különböző tüdővolumenek és ventilációs nagyságok vizsgálatát. A vizsgált személy egy összekötő csövön keresztül levegőt szív, illetve fúj a készülékbe. Ez a cső egy vízzel telt edényhez 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 vázlatja [Forrás: 15]

inspiration: belégzés, expiration: kilégzés, volume: térfogat

Hasi légzés noninvazív vizsgálatára alkalmas eszköz a pneumobelt. 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 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

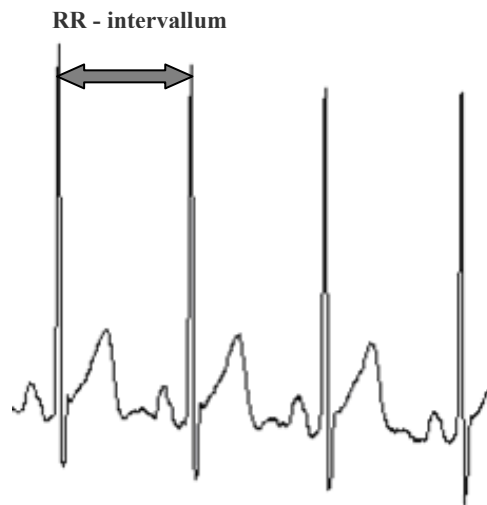
Matematikai, elemzési módszerek

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):

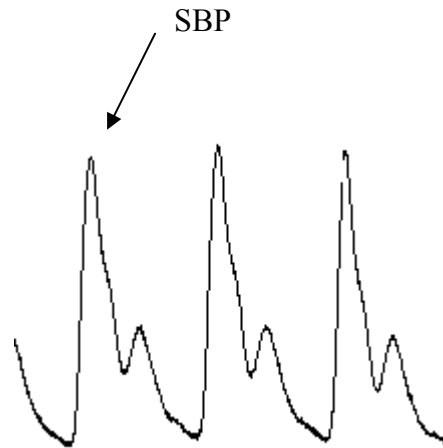
Ez a nem spektrális paraméter pontosan ugyanazon listából számítható ki, mint amiből az mRR értékeket kiszámítottuk. Ez a jellemző érzékeny az összes variációs forrásra (mint például a légzésre, hőmérsékletszabályozásra, aktivitásra).

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:

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

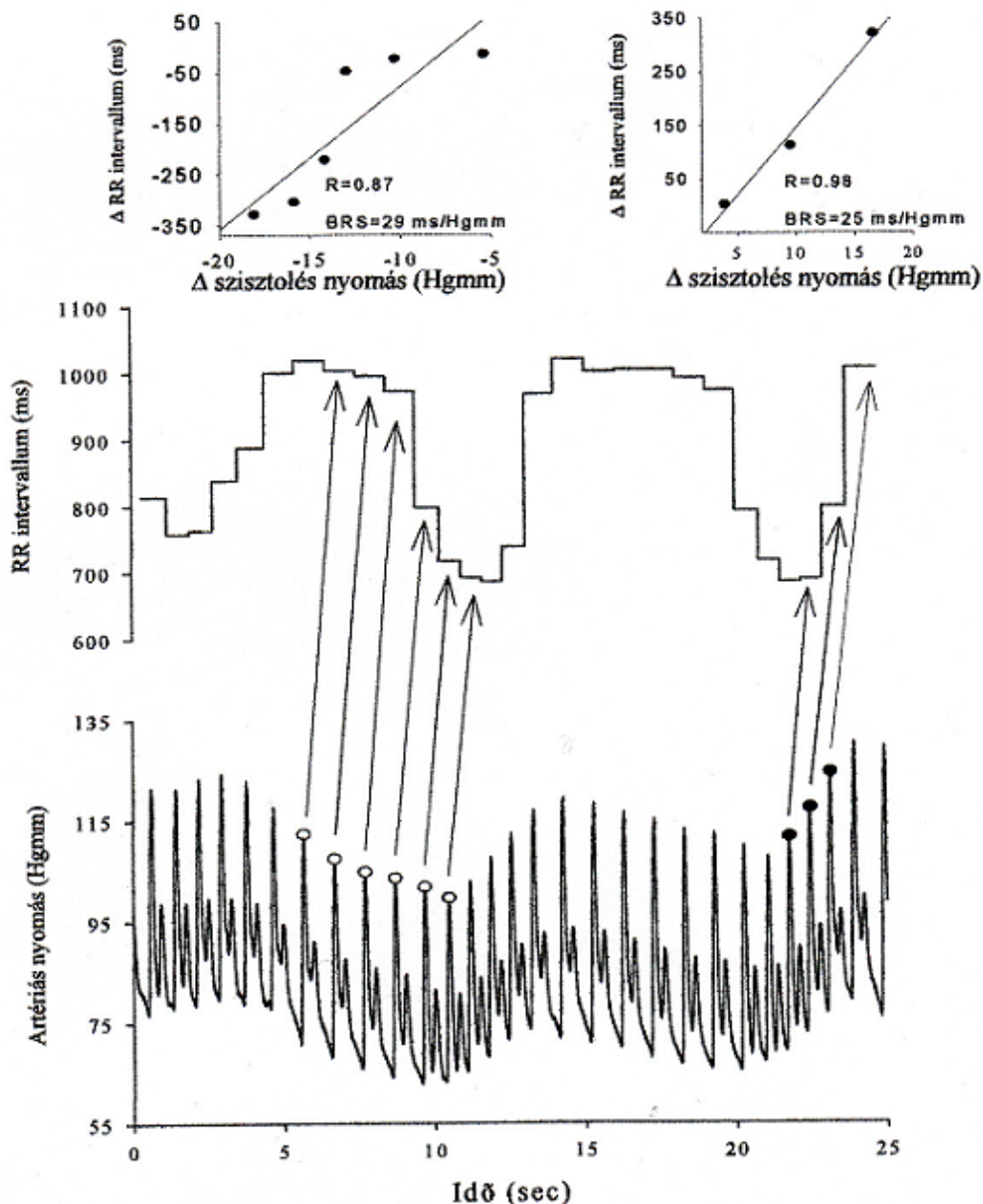
A PNN50 –hez hasonlóan a szívverés gyors változásáról ad információt, melyben szintén a paraszimpatikus idegrendszer játszik szerepet. Szokás paraszimpatikus paraméternek is nevezni.[13]

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. A mennyiséget ms/Hgmm – ben szokás megadni.



2.11 ábra A baroreflex szenzitivitás szemléltetése

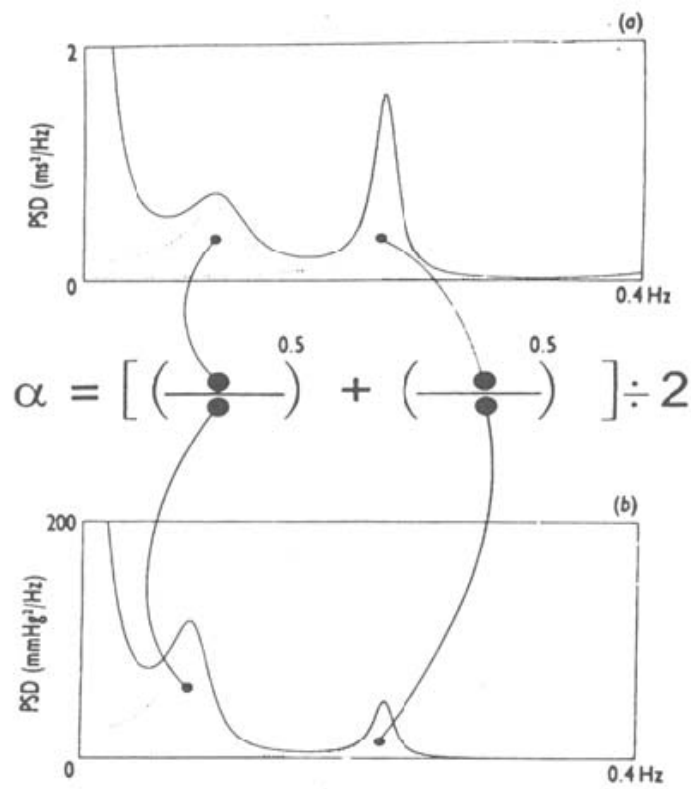
2. A kereszt - spektrális erősítés (cross – spectral gain):

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.

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

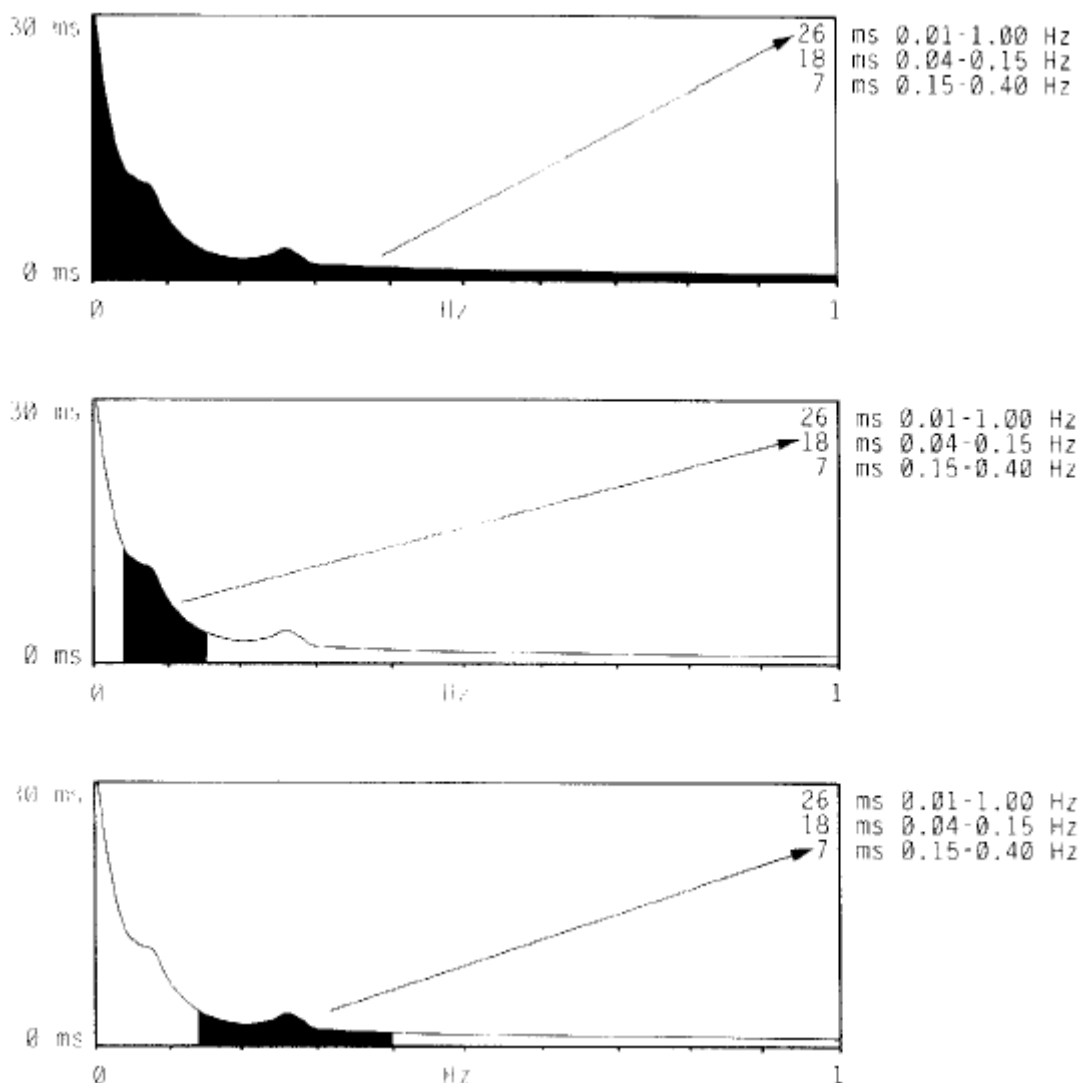
Itt az 1-es index a magas frekvencia-tartományra, a 2-es az alacsony-frekvencia tartományra vonatkozik.



2. 12 ábra Az α - 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) és egy magas (0, 15 – 0, 4) frekvenciájú tartományra bonthatjuk. 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:

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

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

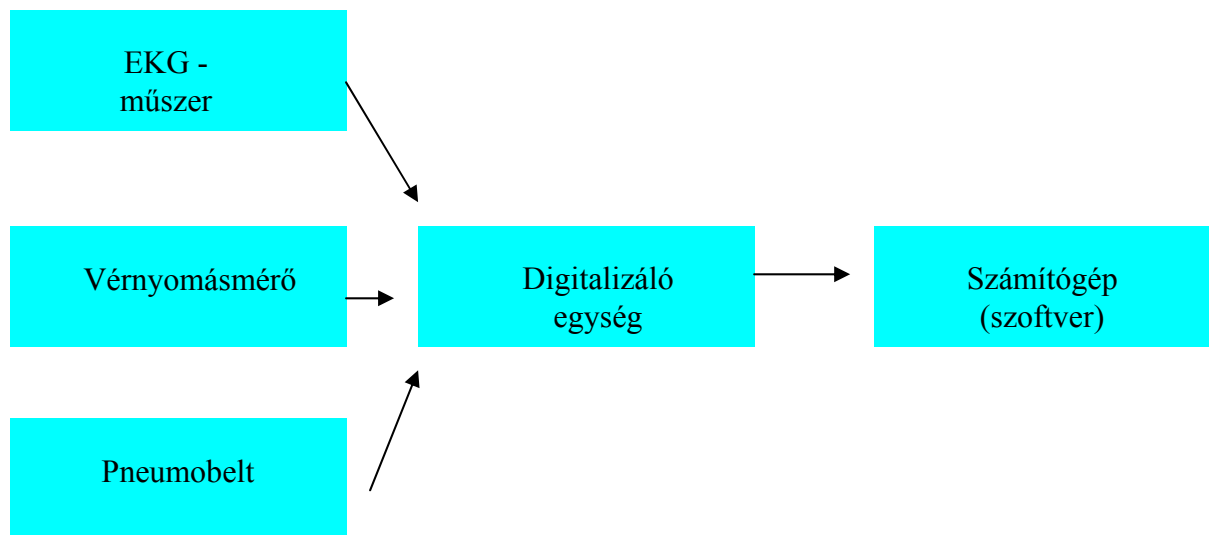
$$\Delta f \cdot \Delta t = \frac{1}{N}$$

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.

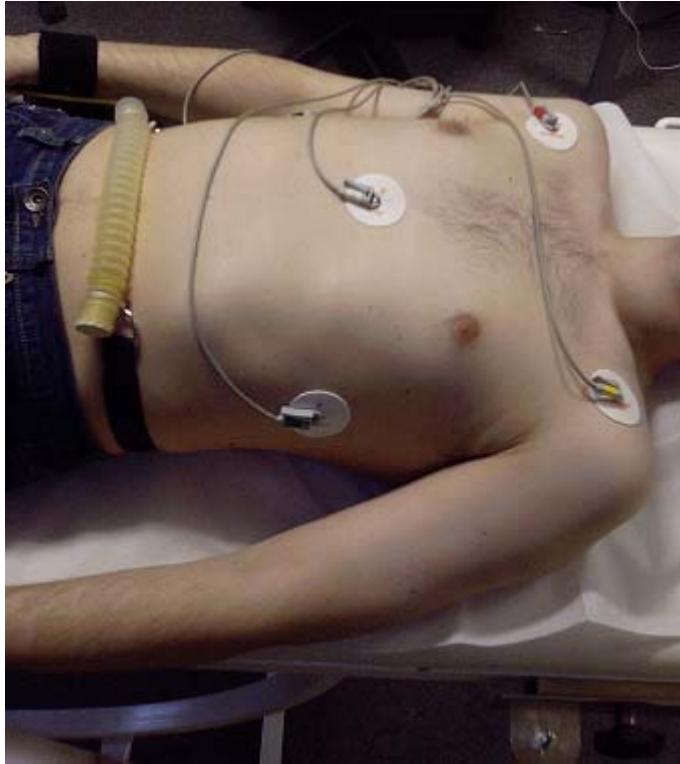
Mérési protokoll

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 tartalmazzák. 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.

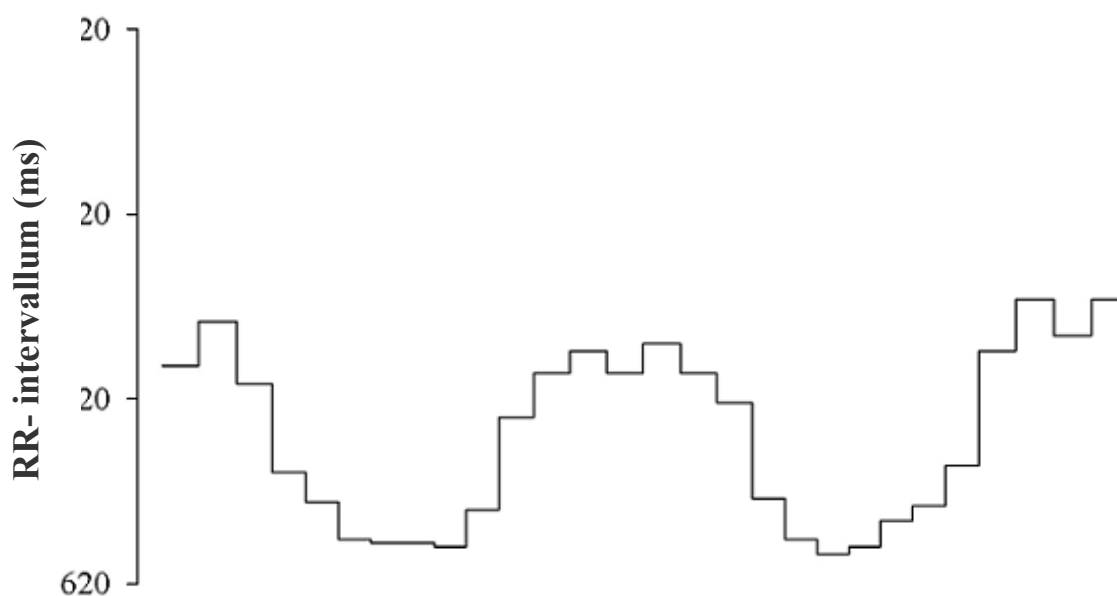
A különböző baroreflex gain értékek egymással való összefüggéseit a különböző teszhelyzetekben lineáris regresszióval vizsgáltuk.

A két méréssorozat szignifikánsan különbözik – e egymástól?

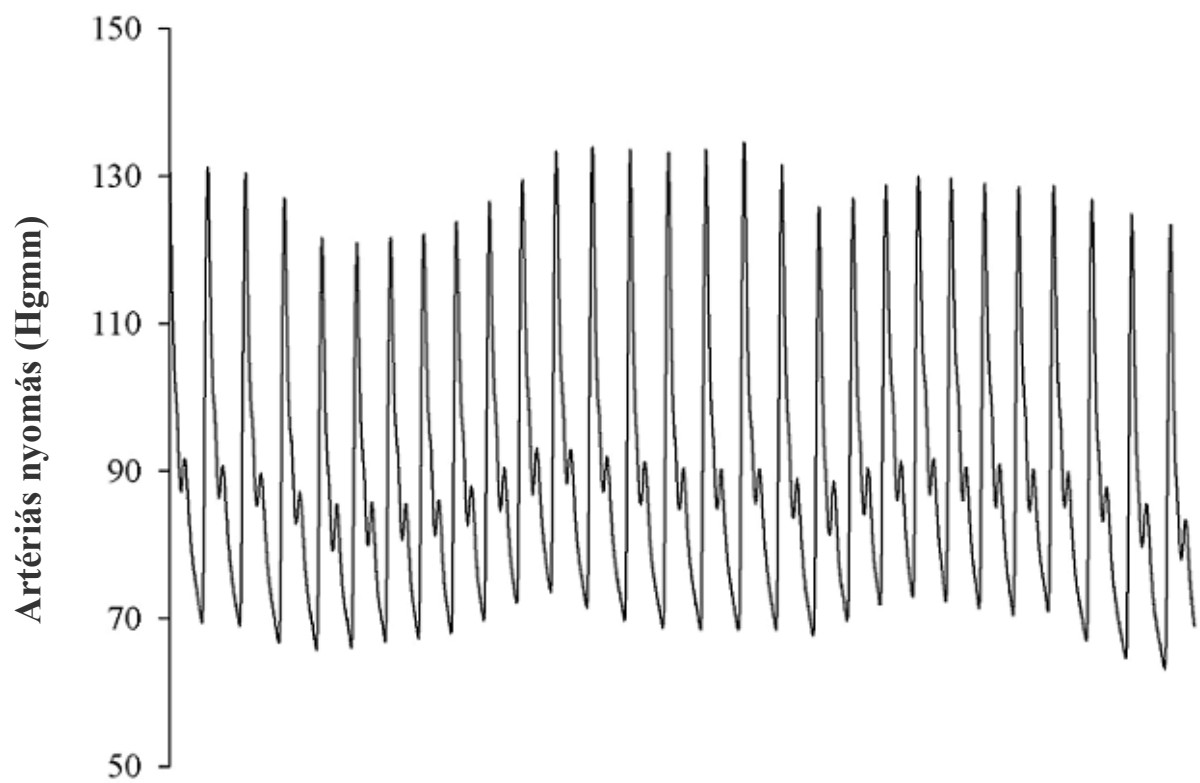
| Átlag $\pm 95\%$ -os konfidencia intervallum | Két méréssorozat |
|--|------------------|
| mRR (ms) | Nem |
| SDRR (ms) | Igen |
| RMSSD (ms) | Igen |

| | |
|----------------------------|-------------|
| PNN50 (%) | Igen |
| LF – alfa (ms/Hgmm) | Nem |
| Up BRS (ms/Hgmm) | Igen |
| Down BRS (ms/Hgmm) | Nem |

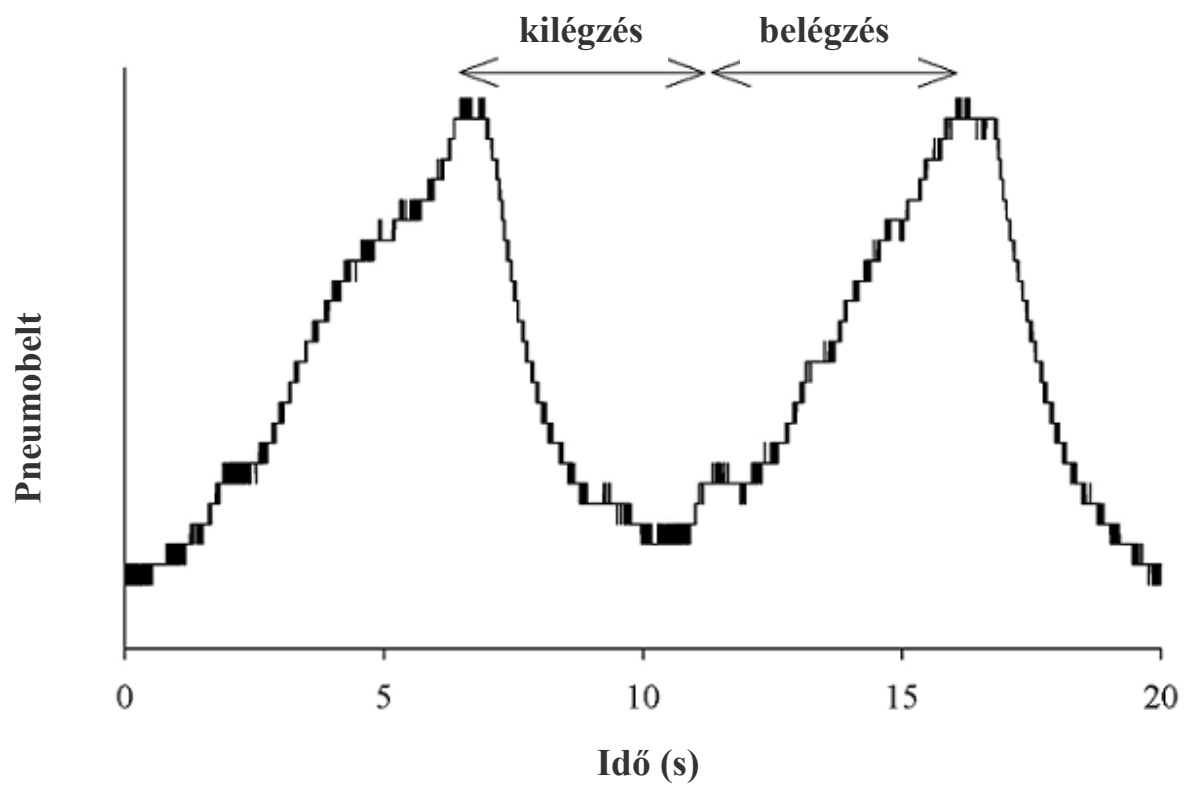
4. 2 táblázat A két mérésorozat összehasonlítása



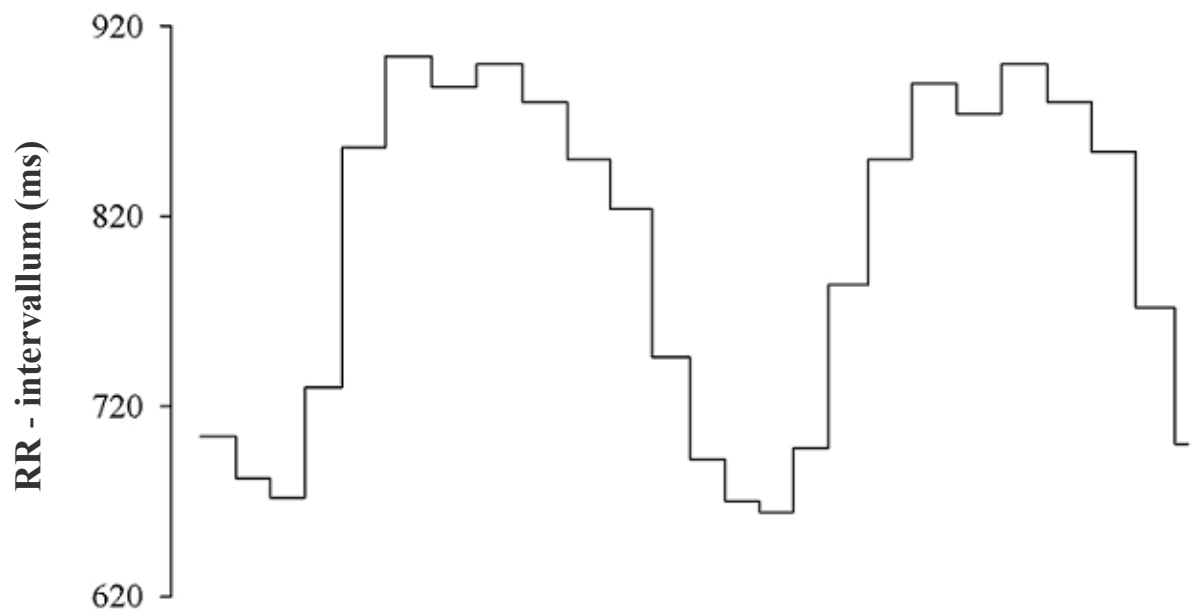
4. 1 ábra RR – intervallum irányított légzés során (5/5-ös légzés)



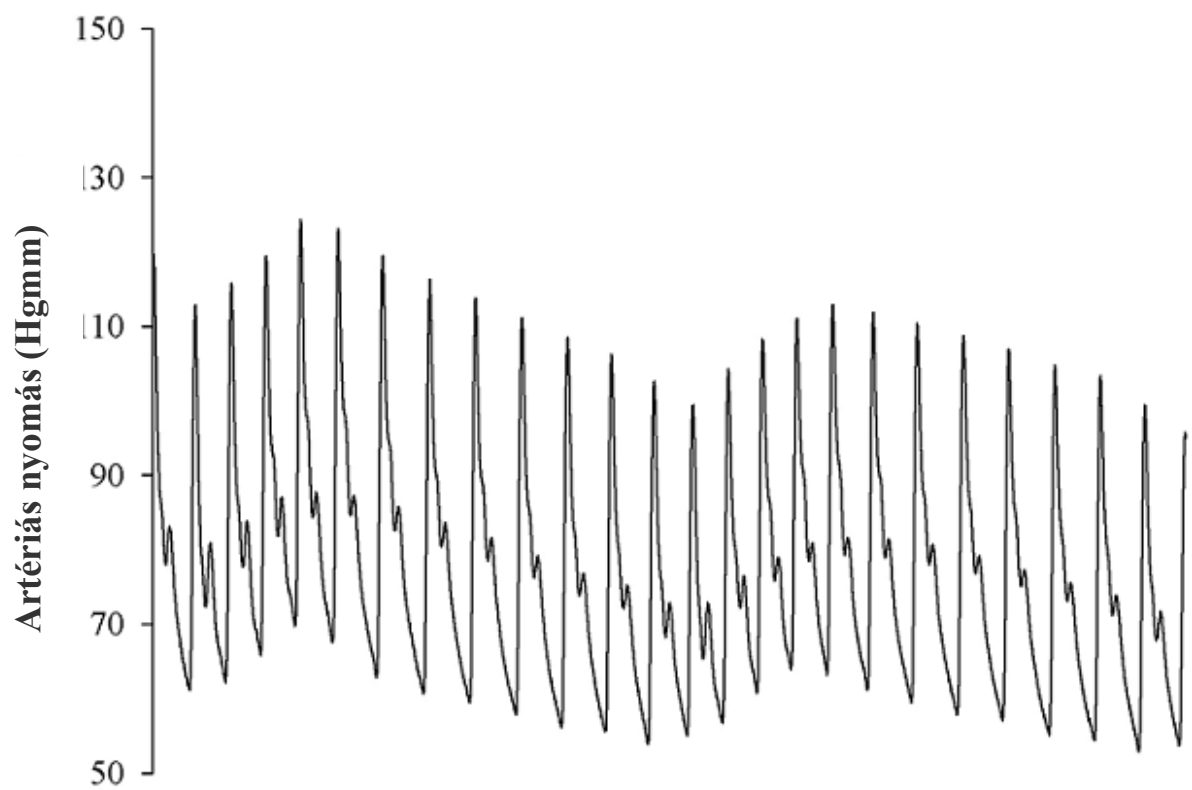
4.2 ábra Az artériás nyomás alakulása irányított légzés során (5/5-ös légzés)



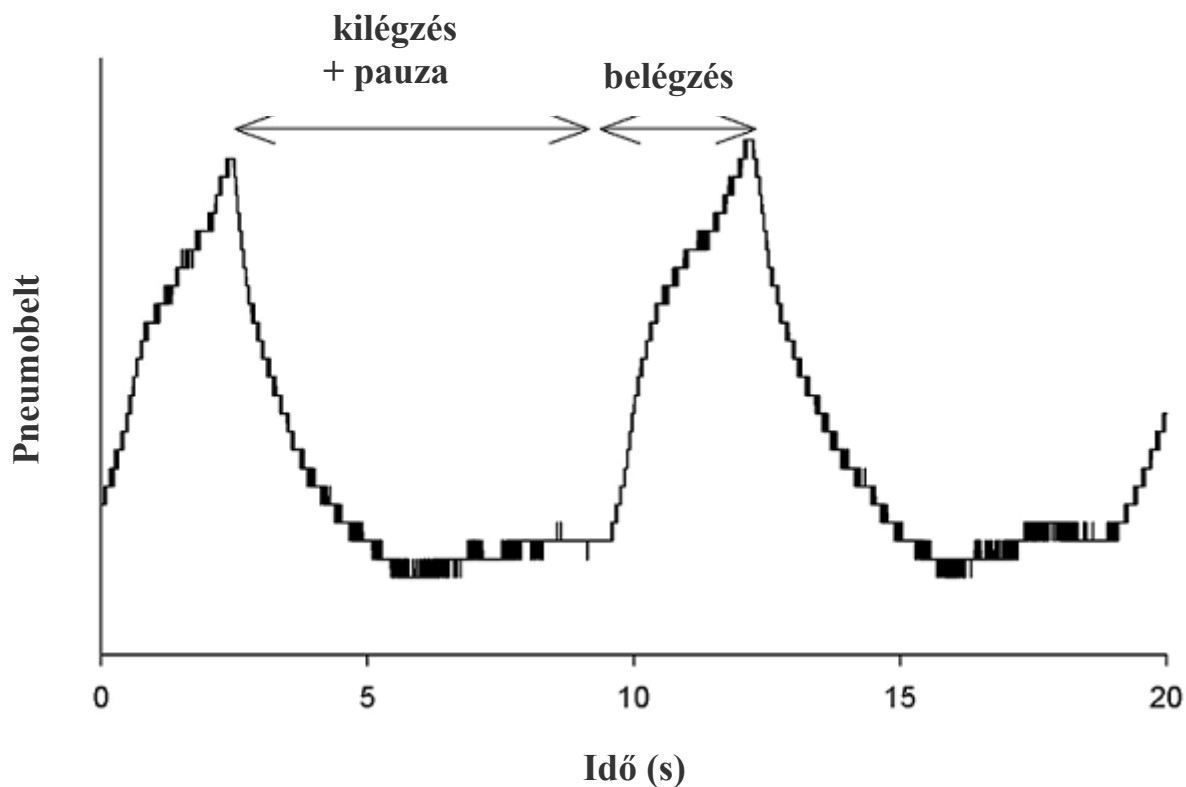
4.3 ábra A pneumobelt- jel irányított légzés során (5/5-ös légzés)



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



4. 5 ábra Artériás nyomás fiziológias 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 növekedéssel az RR - intervallumok oszcillációja fokozatosan csökken. A légzés legfontosabb közvetlen keringési hatása egy mechanikus hatás. A mechanikai hatások függenek a légzés frekvenciájától és a vérvisszaáramlástól. Belégzéskor ugyanis a mellkasban „negatív” nyomás alakul ki, melynek hatására több vér áramlik vissza a szívbe. A légzés hatására létrejön egy vérnyomáshullámváltozás, ezt nevezzük Traube –hullámoknak. Ez a hullámváltozás 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 baroreflex függő és egy baroreflex független 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 fiziológias 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 vagushatás gátlódik. Megállapíthatjuk, hogy a vizsgálat során azzal, hogy visszaállítottuk a normális légzési szekvenciát, lecsökkentettük a vagus-gátlóhatás bekövetkezésének idejét. Tehát a mesterséges szinuszoid légzéssel szemben a fiziológias légzés fokozott vagus tónust illetve mediált reflexválaszokat eredményez.

Köszönetnyilvánítás

Ez úton szeretnék köszönetet mondani Dr. Gingl Zoltánnak és Dr. Rudas Lászlónak 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.

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>