

SZEGEDI TUDOMÁNYEGYETEM

Természettudományi Kar

Kísérleti Fizikai Tanszék

Fizika szak

SZAKDOLGOZAT

Szívverés és vérnyomás fluktuációk analízisének módszerei

Gáspár Magdolna

Témavezető: Dr. Gingl Zoltán, Dr. Rudas László

2003

Tartalmi összefoglaló

Az orvosi gyakorlatban a betegvizsgálat mindig egyfajta „mintavételt” jelent. A mintavételezést a legutóbbi időig alkalmoszerűen, olykor véletlenszerűen végezték. Kétségtelen, hogy a vizsgált biológiai paraméterek egy része viszonylag tág időhatárok között stabil, ilyen paraméter például a testmagasság. Más paraméterek azonban évszakonként, hetenként, naponta, sőt pillanatról pillanatra változhatnak. A változásokban olykor kifejezett ritmicitás fedezhető fel, mely belső és külső tényezőkkel is magyarázható. Így például a vércukor szint alakulása a belső ritmuson kívül tükrözi az emberi étkezési szokásokat, tradíciókat. A mintavételezésnél az orvosok igyekeztek a külső és belső hatásokat standardizálni. Így alakultak ki azok a hagyományok, hogy a vérkémiái paraméterek vizsgálatát reggel, éhgyomorral végzik, s igyekeznek a beteget lebeszélni a vizsgálat előtti dohányzásról, kávéfogyasztásról. Hasonlóképpen, a testsúlyt is mindennap ugyanabban az időpontban rögzítik. A vérnyomást régóta kitüntetett időpontokban, naponta kétszer, háromszor mérték. Mindezzel együtt az időszakos mintavételezés eltereli a figyelmet a vizsgált paraméterek dinamikus változásáról. Az alkalmoszerű mintavételezés kitüntetett jellegével önmagában befolyásolja a mérési eredményt. Így például közismert, hogy az orvosi rendelőben mért vérnyomás egyesekben magasabb a rájuk jellemző átlagos értéknél. Ez az úgynevezett „fehér köpeny hypertonia”.

A gyakori illetve folyamatos mintavétel igénye az orvosi tevékenységben több területen felmerült. Az egyik terület az intenzív betegmonitorozás. Olyan betegek paramétereit ellenőrzik ilyen módon, akiknél gyors, életveszélyes változásokat kell időben detektálni. Ilyen esemény lehet egy életveszélyes ritmuszavar, a vér oxigéntartalmának kritikus csökkenése, a vérnyomás extrém mértékű emelkedése, vagy csökkenése. Nyilvánvaló, hogy a hangsúly a gyors észlelésen, azaz az on-line megjelenítésen, és az on-line értékelés speciális formáján, a kritikus határértékekhez kötött „riasztáson” van. Olyan paraméterek monitorozása célszerű, melyeknél a „riasztás” azonnali beavatkozást von maga után. A monitorozás fejlődésével másodlagosan alakult ki, hogy a monitorozott paraméterek kitüntetett időpontokban vételezett adatait, az úgynevezett „trendeket” tárolják.

A folyamatos mintavételezés másik nagy területe az orvoslásban az ambuláns (járóbeteg) monitorozás. Az egyszeri, vagy ritka mintavételezéssel szemben, amikor igyekszünk a külső és belső környezeti hatások szerepét csökkenteni, a folyamatos

monitorozás egyik célja lehet a ritmusok feltárása. A normális pulzus, vérnyomás, vagy éppen a hormon szintek szabályos ritmusos változásának hiánya bizonyos betegségek jele. A folyamatos, akár hónapokig folytatott monitorozás segítheti az orvost a ritka események, (például egy havonta egyszer előforduló eszméletvesztés), körülményeinek felderítésében. Az ambuláns monitorozás esetében a hangsúly nem az azonnali megjelenítésen van, így az analízist tipikusan off-line végzik.

A cardiovascularis autonóm reguláció vizsgálatánál nem cél az azonnali beavatkozás. A legfontosabb a biológiai paraméterek nagy felbontású mintavételezése. Az off-line analízis számos matematikai, fizikai modell alapján végezhető, azonban információt az eredeti regisztrátumhoz egyik sem ad. Az on-line megjelenítés az autonóm vizsgálatokban mégis feltétlen fontos, ugyanis az értékelés nagyon nagymértékben a zajmentes regisztrátumokon múlik. Ezt csak a „szem-ellenőrzés” biztosíthatja. A vizsgálatok egy része a vizsgálati alany közreműködését igényli, például a légzésszám szabályzásával. A vizsgálati alany megfelelő közreműködését csak az on-line megjelenítés alapján tudja megítélni a vizsgáló.

Az eddigiekből is látható, hogy az orvosbiológiai jelek elemzése sok adat gyűjtését és hatékony feldolgozását igényli. A számítógépek fejlődésével lehetőség nyílik ezeknek a feladatoknak a gyors és pontos megoldására. Emellett a számítógép használata újfajta vizsgálati módszerek kifejlesztését is lehetővé teszi. Az alábbiakban olyan rendszert kívánok bemutatni, mely megfelel az autonóm vizsgálatok követelményeinek. Rendszerünk ellenőrzött, monitorozott körülmények közt nagy mintavételezési frekvenciával rögzített adatok gyűjtését és off-line értékelését teszi lehetővé.

A SZTE Orvostudományi Karának Belgyógyászati Intenzív Osztálya és a Kísérleti Fizika Tanszék által közösen kifejlesztett rendszer az EKG, a vérnyomás és a légzés jelet azonnal a számítógépnek továbbítja. A számítógéppel segített feldolgozásnak köszönhetően olyan új paraméterek is kiszámíthatóak, amelyekre korábban nem volt lehetőség. Ilyenek a statisztikai paraméterek mellett a teljesítménysűrűségi spektrumok értékei és a BRS (baroreflex szenzitivitás) paraméterek.

Az autonóm paraméterek többnyire a pulzusszám és a vérnyomás változásaiból derivált értékek, s azokhoz hasonlóan napszaki ciklicitást mutatnak. Az autonóm paraméterek értelmezése szempontjából a stacioner laboratóriumi körülmények között felvett pár perces regisztrátum „egyszeri mintavételnek” számít. Ahogy fentebb említettem, egyszeri mintavétellel járó vizsgálatoknál alapvető a mérési feltételek standardizálása. Saját vizsgálataim elsősorban az autonóm mérések protokolljaira irányultak. Egészséges

önkénteseket vizsgáltam, s a mérés során két teszt körülmény változott; a testhelyzet, és a légzés üteme. Tanulmányozni kívántam, hogy a protokollok, azaz a tesztfeltételek milyen módon befolyásolják a vizsgálatok reprodukálhatóságát, ezért a méréseket pár hónappal később megismételtem.

A dolgozat első részében bemutatom a mérés fiziológiai hátterét, a másodikban a mérőeszközt és a mérés menetét, a harmadik fejezet az előzőekhez kapcsolódó ismeretterjesztés és oktatási alkalmazás lehetőségeit mutatja be.

Tartalomjegyzék

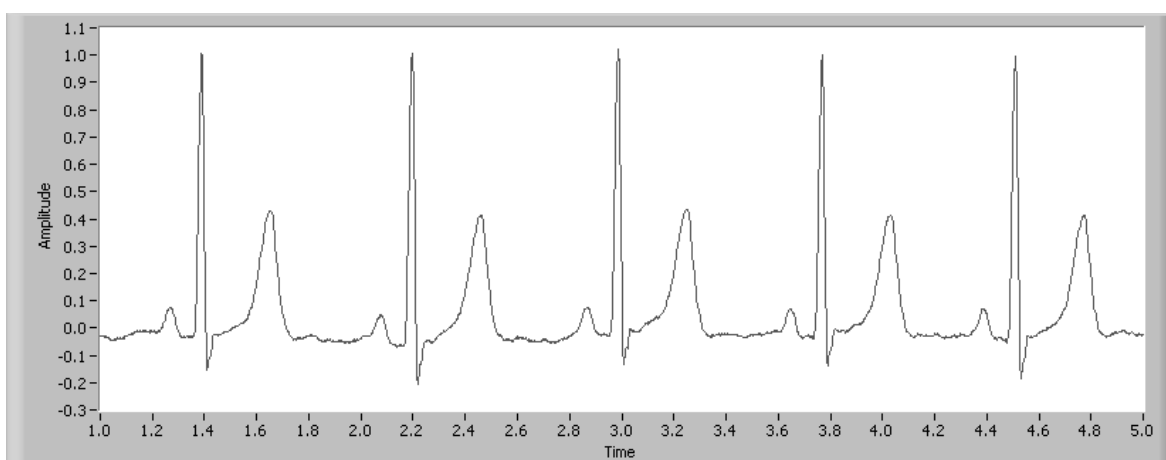
Tartalmi összefoglaló	2
Tartalomjegyzék	5
Irodalmi összefoglaló	6
Neurocardiológiai jelek és mérések	6
EKG	6
Vérnyomás	7
Vegetatív idegrendszer	7
A vérnyomás szabályozása	8
A vizsgálatok céljai	9
A leggyakrabban mért és számított mennyiségek	10
STATISZTIKAI PARAMÉTEREK	10
SPEKTRÁLIS PARAMÉTEREK	12
BRS PARAMÉTEREK	14
Saját mérések, mérési eredmények	18
A mérőrendszer leírása	18
EKG	19
Az artériás vérnyomás mérése	19
Pneumobelt	20
A mérési eljárás	21
A mérés kiértékelése	26
A mérési eredmények	26
A két mérés összehasonlítása	30
Saját vizsgálataim jelentősége, az eredmények megbeszélése.	30
A szívritmus és vérnyomásjelek méréstechnikája	32
A mérési elrendezés	32
EKG monitor	33
Vérnyomásmérő	34
Légzésmérő	36
Digitalizáló	37
Számítógép	37
Végezzünk néhány egyszerű kísérletet!	38
Az EKG és vérnyomásmérés története	40
Az EKG története [4]	40
A vérnyomásmérő története [4]	42
A pulzusmérés, mint diagnosztikai eszköz [4]	43
Összefoglalás	45
Köszönetnyilvánítás	46
Irodalomjegyzék	48

Irodalmi összefoglaló

Neurocardiológiai jelek és mérésük

EKG

Az EKG (elektrokardiogram) a szívizom működésének elektromos vizsgálata. Ennek során azt az elektromos áramot mérik, amely a szívizomsejtek működését kíséri. A test bizonyos részeire elektródákat helyeznek, erősítővel és regisztráló gépekkel ez az áram hullámok formájában grafikusán feljegyezhető. A szinusz csomóból kiinduló és rövid idő alatt az egész szívizomzaton végig terjedő elektromos feszültség változás nem csak magán a szíven, hanem attól távolabb, a testfelszín különböző pontjain is mérhető. Oka, hogy a testnedvek elektromos szempontból jó vezetők. A testfelszín két különböző pontjára helyezett elektródok között mért potenciál változás a szívizomrostok akciós potenciáljának eredője.

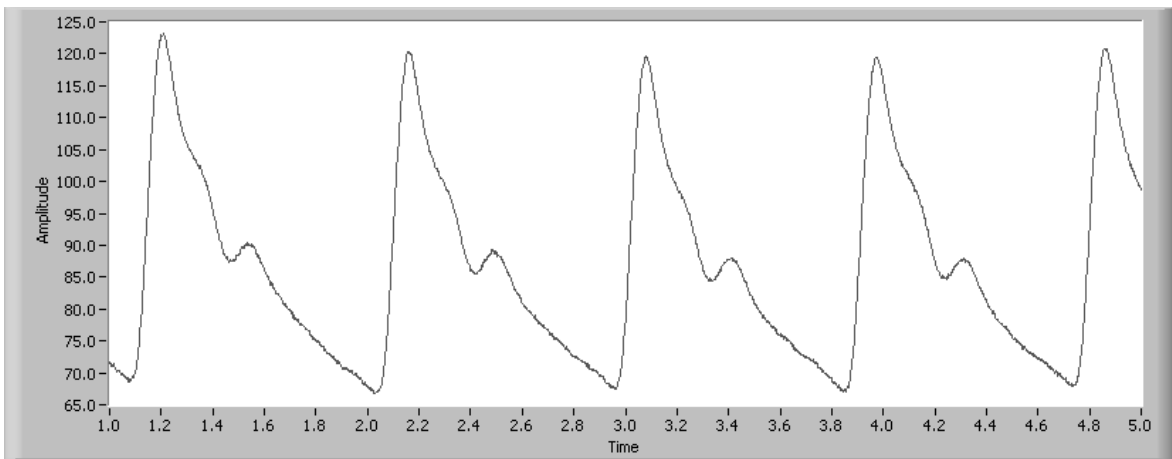


1. ábra. Tipikus EKG görbe (Amplitude [V], Time [s])

A szív frekvenciáját két tényező határozza meg: a szinuszcsomó pacemaker sejtjeinek intrinszek ingerleadási frekvenciája és az azt moduláló autonóm idegrendszer. A szimpatikus serkenti, míg a paraszimpatikus idegrendszer gátolja a szinuszcsomó spontán ingerképzési frekvenciáját. A pulzus vagy szív ciklus variabilitás a szinuszcsomó spontán ingerleadási frekvenciájának ciklusos változása az idő függvényében.

Vérnyomás

A keringési rendszer állandó feszültségi állapotban működik, amit két ellentétes erő hoz létre. Az egyik a belső nyomás az, amelyet a szívizom fejt ki, amikor összehúzódik, és vért présel a test minden részébe elvezető számtalan érbe. Ezt a nyomást a vér folyékony közege közvetíti, az érfalakra nehezedő erőként. A második külső nyomás, a verőerek és a visszerek körül elhelyezkedő szorító izmok összehúzó hatása, amely a „perifériás ellenállást” hozza létre.



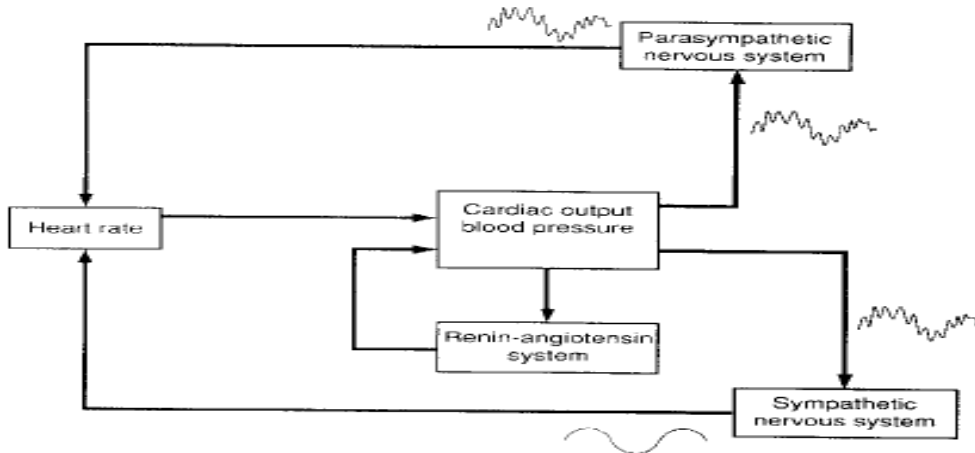
2. ábra. Vérnyomás görbe (Amplitude [Hgmm], Time [s])

Vegetatív idegrendszer

A vegetatív idegrendszer szabályozza a zsigeri szervek működését. A vegetatív funkciókat a magasabb agykérgi ellenőrzés (vagyis az akarat hatása) nélkül végzi, annak ellenére, hogy a szomatikus idegi hatások a vegetatív funkciókat jelentős mértékben befolyásolhatják. Az érző részben, a zsigerekben levő receptorokban keletkezett ingerületi folyamatok afferens pályákon kerülnek be a központi idegrendszerbe, s a megfelelő válaszok az efferens pályákon érik el a zsigerekbe lévő végrehajtó apparátust.

A vegetatív idegrendszer kétféle működésű részből áll, az úgynevezett paraszimpatikus és az úgynevezett szimpatikus idegrendszeri részből, melyek külön idegrendszeri hálózaton át érik el szerveinket. Valamely zsigerünk mindkét hatás alatt áll, szerveink beidegződése kettős. A két rendszer egymással ellentétes hatásokat közvetít, belső szerveink adott időpontban kifejtett működése tehát a két rendszer összegzett egyensúlyi hatásának eredménye. A szimpatikus rendszer a külső ingerekre, behatásokra

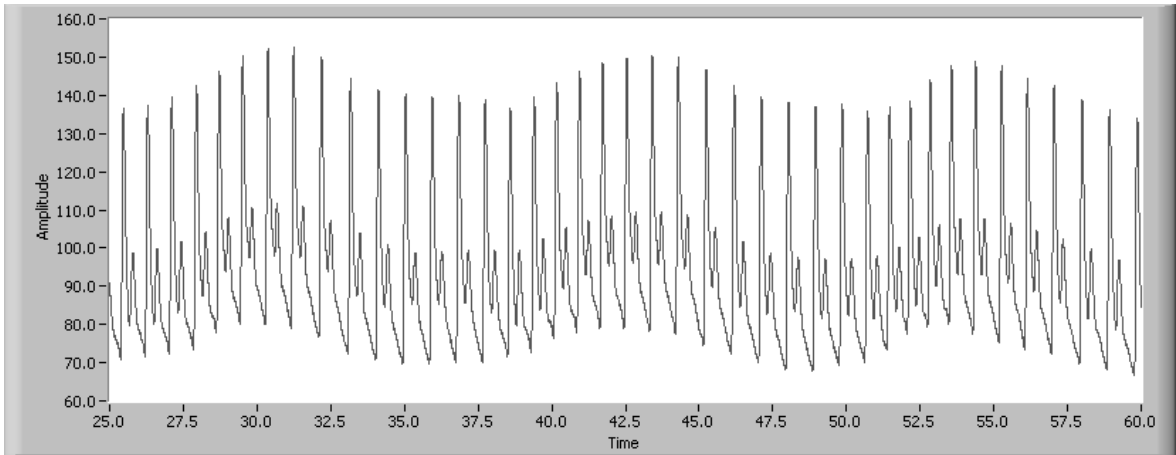
reagál ill. az azok elleni védelemre szolgáló „készenléti” állapotot hozza létre, míg a paraszimpatikus rendszer a nyugalmi funkciók szolgálatában áll.



3. ábra [6]. A szimpatikus és a paraszimpatikus idegrendszer hatása a szívverésre.

A vérnyomás szabályozása

A szívhez közeli nagyobb verőerek falában olyan receptorok (baroreceptorok) találhatóak, amelyek az érfalra gyakorolt vérnyomás változását érzékelik. A receptorokban a vérnyomás változása ingerületet vált ki, amelyet az érző neuronok rostjai továbbítanak a felszálló pályákon keresztül az agytörzsi központba. Ez a nyúltvelőben helyezkedik el, és egyes neuroncsoportjai vérnyomásnövelő, mások vérnyomáscsökkentő hatásúak. Ha a keringési rendszerben a vérnyomás bármilyen okból a normális szint fölé emelkedik, ez ingerületet vált ki, amely a nyúltvelői központ nyomáscsökkentő területére fut be. Ez a vegetatív roston keresztül hat a szív működés ütemére és az erek simaizomzatára. Hatására a szív működése lassul, az erek kitágulnak, s ez együttesen a vérnyomás csökkenéséhez vezet. Ezzel egyúttal csökken a receptorokat érő inger erőssége is, amely egyre kevesebb impulzus küldését jelenti a központ felé. Így a vérnyomás visszaáll az eredeti szintre. Ha csökken a vérnyomás a keringési rendszerben, ez a központban leállítja a nyomáscsökkentő terület működését, aminek következtében az eddig gátlás alatt lévő nyomásnövelő terület aktivizálódik. Ez a vegetatív rostokon keresztül gyorsítja a szív működését és fokozza az erek összehúzódását. Ennek eredményeként a vérnyomás emelkedik és visszaáll a normális szintre. A vegetatív idegrendszer tehát a szív működés ütemének és az erek tágulásának szabályozásával a szervezet szükségletének megfelelő szinten tartja a vérnyomást. Ezért van az, hogy a vérnyomás még nyugalmi helyzetben sem egyenletes, hanem kis oszcillációt végez.



4. ábra. Vérnyomás görbe oszcillációja (Amplitude [Hgmm], Time [s])

A vizsgálatok céljai

A keringés autonóm regulációjának vizsgálata az utóbbi évek során az orvosi kutatások előterébe került. A vizsgáldás középpontjában a pulzusszám szabályozás, illetve a vérnyomás és pulzus reguláció összefüggései állnak. A fokozott érdeklődés érthető; az orvosok fegyvertára a rizikóbecslés új eszközeivel gyarapodott, elsősorban koszorúér betegségben és szívelégtelenségben. A kóros autonóm környezet feltehetőleg a ritmuszavar készséget fokozza, s így járul hozzá a kedvezőtlen kórlefolyáshoz. A két említett kórállapotban és szélütésben (stroke) már bizonyítottan tekinthető, hogy az autonóm regulációt jelző mutatók értékének csökkenése a halálozás növekedésével jár. Így az orvostudomány számára elengedhetetlen, hogy megbízható, jól reprodukálható gyakorlati vizsgáló módszerek álljanak rendelkezésre.

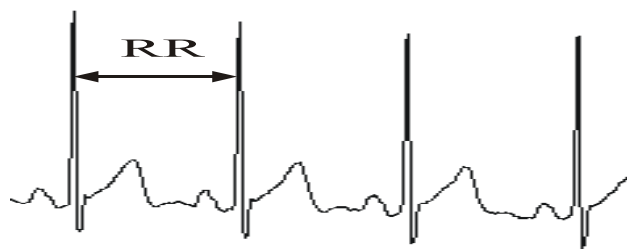
A leggyakrabban mért és számított mennyiségek

STATISZTIKAI PARAMÉTEREK

A leggyakrabban használt, és a legrégebb óta alkalmazott paraméterek.

1. RR:

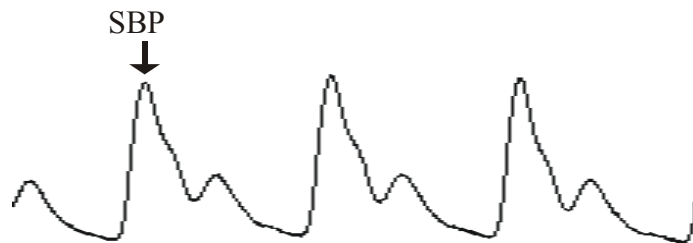
Az EKG görbe két csúcsa közti távolságok nevezzük RR távolságnak. Ez tulajdonképpen a két szívverés közt eltelt időt jelenti.



5. ábra. EKG görbe

2. SBP: (systole blood pressure)

A szisztolés vérnyomás csúcsok magassága.



6. ábra. Vérnyomás görbe

3. mRR: (mean RR)

Az RR intervallumok hosszának átlaga.

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

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

Az RR távolságok szórása.

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

Ennek az első három paraméternek az értékeiből következtethetünk néhány betegségre.

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

Szomszédos RR intervallumok aránya, amelyek különbsége 50 ms-nál nagyobb.

A szívverés gyors változásainak arányát mutatja meg.

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

Szomszédos RR intervallumok különbségének effektív értéke.

$$\sqrt{1/n \sum_i^n (RR_i - RR_{i-1})^2} = \sqrt{1/n \sum_i^n \Delta_i^2} \quad (3)$$

A szívverés gyors változásának mértékéről ad információt.

A PNN50 és RMSSD egymás után következő ciklusok különbségére utalnak. Gyors, nagymértékű változásokat fejeznek ki, melyeket nyilvánvalóan a paraszimpatikus idegrendszer közvetít. Így e paramétereket paraszimpatikus markereknek tekinthetjük.

A következő ábra egy jellegzetes ábrázolás módja a fenti paramétereknek.



7. ábra [8].

SPEKTRÁLIS PARAMÉTEREK

Spektrális analízis

Az RR intervallum frekvencia-tartománybeli analízise az intervallum fluktuációt is hullám természetű jelenségként közelíti meg. A szív ciklus hossz hullámzása összetett jelenség. Az eredő hullámzást összetevő komponenshullámzásra leggyakrabban a gyors Fourier transzformációval bontjuk. A komponens hullámokat frekvenciájukkal és a hullám amplitúdóval, még pontosabban a hullám teljesítménnyel jellemezzük. A komponens hullámok megoszlását a teljesítmény sűrűségi spektrummal adjuk meg.

A teljesítmény sűrűségi spektrum értelmezésénél a regisztrátum hossza döntő tényező. Hosszú felvételek esetén túlsúlyba kerülnek a lassú hullámokra utaló csúcsok. Az értelmezhető felvételek rövidegét a használt matematikai formula határoolja be.

A teljesítmény sűrűségi spektrumon már első pillanatra jellegzetes csúcsokat különböztethetünk meg. Közmegegyezés szerint a spektrumot alacsony frekvenciájú 0,05-0,15 Hz és magas frekvenciájú 0,15-0,5 Hz sávokra osztjuk. Emlékeznünk kell rá, hogy a felosztás relatív különbségeken alapul. Az emberi pulzus alakulásában „gyors változásokról” beszélünk akkor, ha egy bizonyos stimulusra adott válasz 1 másodpercen belül megkezdődik, és néhány másodpercen belül lezajlik. Ilyen tempójú válaszokat a paraszimpatikus idegrendszer tud közvetíteni. Az ilyen ütemben ismétlődő ritmikus pulzusszám változások a „magasnak” nevezett spektrális csúcsban tükröződnek. A szimpatikus idegrendszer az ingerületet közvetítő molekula (a neurotranszmitter noradrenalin) felszabadulás és hatás lassabb tempója miatt csak 3 másodpercnyi válaszidővel, 10 másodperces zajlási idővel járó „lassú” válaszokat tud közvetíteni. A lassú ütemben ismétlődő pulzusszám változásokat, melyek az „alacsonynak” nevezett csúcsban összegződnek, mindkét autonóm idegrendszeri divízió közvetítheti.

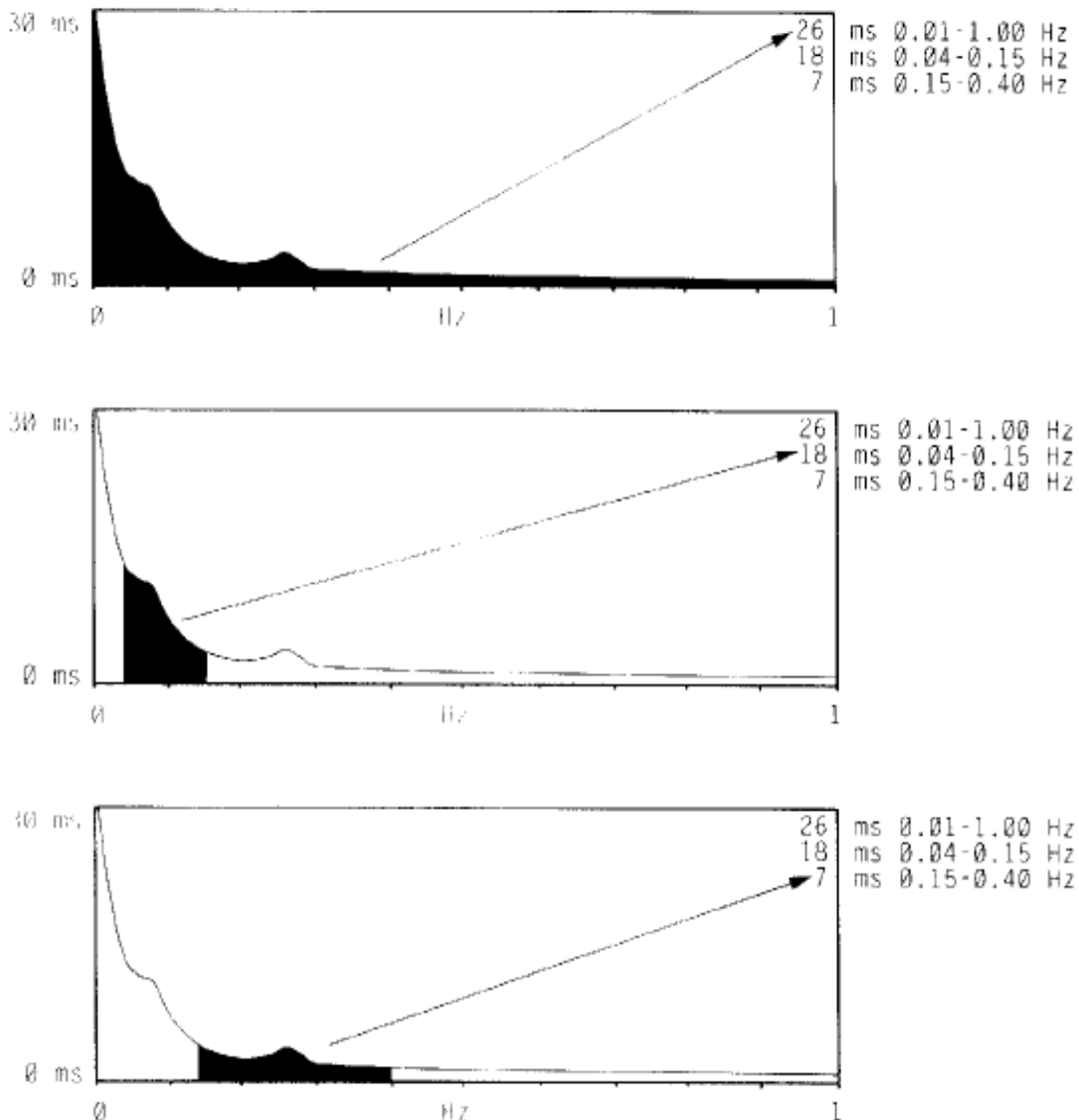
A következő ábra sorozat ezeknek a frekvenciasávoknak a felosztását mutatja be:

Az egész frekvencia tartomány (0,01 – 1,00 Hz). A görbe alatti terület egyenlő a szórással.

A magas frekvencia tartomány (0,15 - 0,40 Hz) a paraszimpatikus idegrendszer aktivitását és a légzésváltozást jelzi.

Az alacsony frekvencia tartomány (0,04 - 0,15 Hz) csak abban az esetben jelez légzésfüggő változásokat, ha a légzési frekvencia kellőképpen alacsony, azaz a 6/perc

körüli tartományban van. Az alacsony frekvenciasávú RR-intervallum spektrális csúcs létrejöttében mind a szimpatikus mind a paraszimpatikus idegrendszer hatása érvényesül.



8. ábra [6]. Spektrális tartományok

A spektrális analízisre választott EKG regisztrátumon a teljesítmény sűrűségi csúcsok közül a magas frekvenciájú csúcs helyét a légzések száma, mélysége és egyenletessége határozza meg. Egyenletesen vezényelt légzés esetén a légzési csúcs rendkívül keskeny alapúvá válik. A spontán (nem vezényelt) légzés egészséges önkéntesekben rendszerint ugyancsak egyenletes, és valóban a magas frekvencia sávban helyezkedik el.

A lassú periodikusan változó ismétlődő változások az alacsony frekvencia tartományban jutnak kifejezésre. A baroreceptor aktivitással összefüggő pulzusszám

változások a reflex válaszüzeje miatt ugyancsak az alacsony frekvencia sávban mutatkoznak. Az alacsony frekvencia spektrum elsősorban a szimpatikus idegrendszer tónusának jelzője, de paraszimpatikus befolyás alatt is áll. Rövid ciklus idejű, gyorsan újra ismétlődő folyamatok, mint például a légzési aritmia, a spektrális görbén magas frekvenciájú sávot hoz létre. Ez a sáv a paraszimpatikus idegrendszer reprezentálása.

1. RR teljesítmény spektrum

$$PSD(RR) = \left| \frac{1}{N} \sum_{j=0}^{N-1} RR_j \cdot e^{-i \cdot 2\pi \cdot \Delta f \cdot k \cdot \Delta t \cdot j} \right|^2 \quad (4)$$

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

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

2. SBP teljesítmény spektrum

$$PSD(SBP) = \left| \frac{1}{N} \sum_{j=0}^{N-1} SBP_j \cdot e^{-i \cdot 2\pi \cdot \Delta f \cdot k \cdot \Delta t \cdot j} \right|^2 \quad (5)$$

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

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

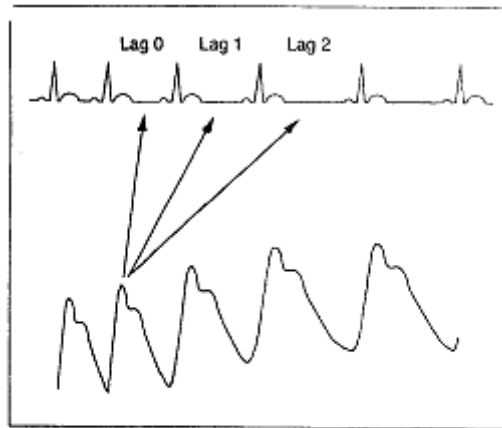
BRS PARAMÉTEREK

1. BRS: (Baroreflex szenzitivitás)

A vérnyomás és a pulzusintervallumok szimultán felvétele lehetővé teszi az interakcióik értelmezését. Egyszerűsítve megállapítható, hogy a reguláció elsődleges célja a vérnyomás értékek stabilizálása. A stabilitási helyzetből kimozduló vérnyomás azonnali ellenregulációt indít meg. Ennek legszembeűnőbb megnyilvánulása a pulzusintervallum gyors változása. Az emelkedő vérnyomás pulzus lassulást, a csökkenő vérnyomás pulzus gyorsulást eredményez. Az ellenregulációs jelenséget artériás baroreflexnek nevezzük.

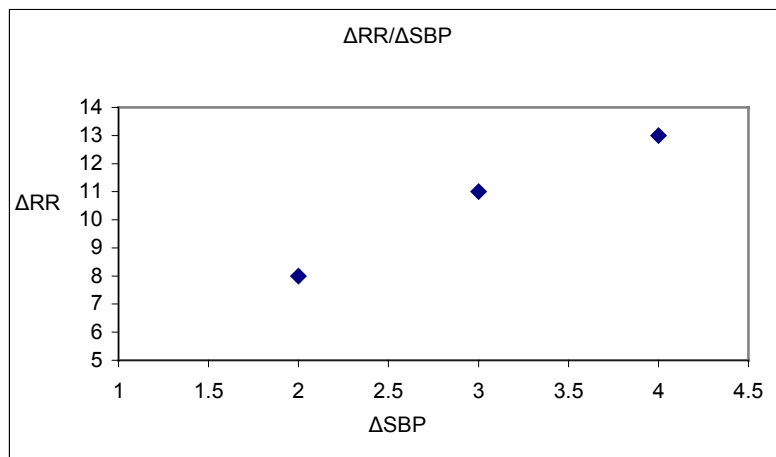
A nyaki ütőerekben (carotis sinus) és a függőér ívében elhelyezkedő baroreceptorok stimulációját érhetjük el a vérnyomás gyors gyógyszeres változtatásával. Eredetileg a gyógyszerrel kiváltott vérnyomás fluktuáció és a rá adott pulzusszám közti összefüggést

nevezték el baroreflex érzékenységnek (baroreflex sensitivity = BRS). Nemrég emberi regisztrátumokban figyelték meg bizonyos spontán vérnyomás emelkedési sorozatok és a hozzájuk rendelhető RR intervallumok növekedési viszonyát. Megállapították, hogy a spontán szekvencia és a gyógyszerrel indukált fluktuáció analóg jelenségek. A teljes felvétel alapján meghatározható a spontán szekvenciák baroreflex érzékenységi indexe, mint az egyes szekvenciák egyedi szisztolés nyomás – RR intervallum összefüggéseinek átlaga. A növekvő szekvenciák indexe mellett a csökkenő szekvenciák indexe külön-külön, illetve összevonva is meghatározható. Ahhoz, hogy kellő számú értékelhető spontán szekvencia álljon rendelkezésre, legkevesebb 5 perces, zajmentes EKG és vérnyomás felvétel szükséges [10]. A szegedi munkacsoport által alkalmazott komputer program az 5-5 perces regisztrátumokból meghatároz minden olyan szakaszt, melyben az artériás nyomás legkevesebb 3 szívütésre terjedő és legkevesebb ütésenként 1 Hgmm-es mértékű növekedési (illetve csökkenési) sorozatát az RR intervallumok nyúlása (illetve rövidülése) kíséri. A vérnyomáshullám és a hozzárendelt RR intervallum késését (0-1-2 ciklus; azaz lag 0, 1 és 2), fix értéként meghatározhatja a vizsgáló. Alternatív lehetőségként a komputer program a késleltetést automatikusan választja meg, oly módon, hogy a szekvencia a lehető legtöbb ciklust foglalja magába. Az általunk alkalmazott komputer program ezt, - azaz a “csúszó késleltetés” módszerét alkalmazza. Ugyanaz az ütés csak egyfajta késleltetéssel értelmezhető, az átfedő szekvenciákat kizárja a program. A program csak azokat a szakaszokat értékelte, melyekből megfelelő, pozitív regressziós együttható származott. Az elfogadott regressziós együttható > 0.8 volt. Az egyes szekvenciákban a szisztolés nyomás- és az RR intervallum-változás értékei közt regressziós egyenes határozható meg. A regressziós együttható a szisztolés nyomás-változás által kiváltott baroreflex mediált RR intervallum válasz mértékét ms/Hgmm dimenzióban kifejező érték. A komputer program külön-külön gyűjtötte a csökkenő, illetve növekvő szekvenciák regressziós együtthatóit, s ezek átlagát, mint csökkenő, illetve növekvő spontán baroreflex indexet határozta meg. [6]



2. ábra. Sematikus rajz, mely a vérnyomás-pulzusszám összefüggésben a késleltetés szerepét érzékelteti. A nyilakkal jelölt vérnyomáshullámmal egyidejű RR intervallum változástól kezdődően történik a „lag 0”, a rákövetkező RR ciklustól kezdve a „lag 1”, míg a második rákövetkező RR intervallumtól a „lag 2” jelzésű BRS meghatározása.

9. ábra [10].



10. ábra.

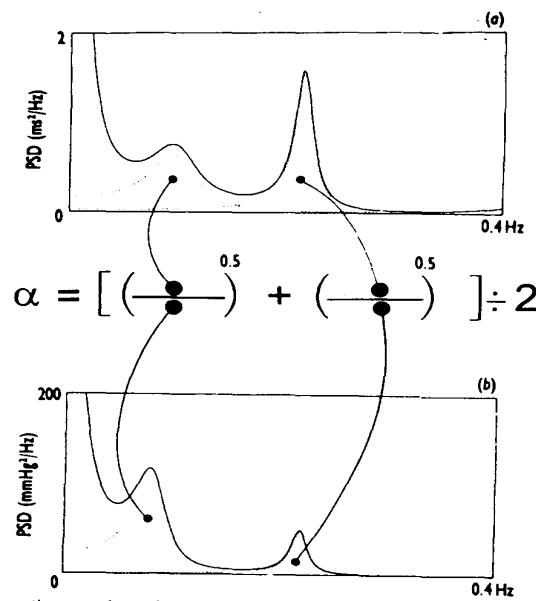
2. Cross-spektrális gain

A spektrális értelmezés a spontán vérnyomás és pulzus intervallum fluktuációk hullámszerű szemléletéhez kapcsolódik. Két szignál közti összefüggést a cross-spektrum analízis vizsgálja. A kalkulálható paraméter az alfa index vagy a modulus. A két szignál viszonyát a fázis és a koherencia fejezi ki. A négyzetes koherencia spektrum kijelöli azokat a frekvencia tartományokat, melyekben a két jel lineárisan összefügg egymással. A koherencia 1-es értéke tökéletes megegyezésre utal. A 0 koherencia ezzel szemben arra utal, hogy a két jel között nincs összefüggés. A baroreflex gain további értelmezéséhez követelmény a megfelelő, 0,4 - 0,5 körüli koherencia szint.

Meghatározott frekvenciasávú RR intervallum teljesítmény és szisztolés nyomás teljesítmény sűrűségének hányadosának négyzetgyökeként definiáljuk a cross-spektrális gaint.

$$\alpha = \frac{\sqrt{\frac{PSD(RR)_1}{PSD(SBP)_1}} + \sqrt{\frac{PSD(RR)_2}{PSD(SBP)_2}}}{2} \quad (7)$$

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

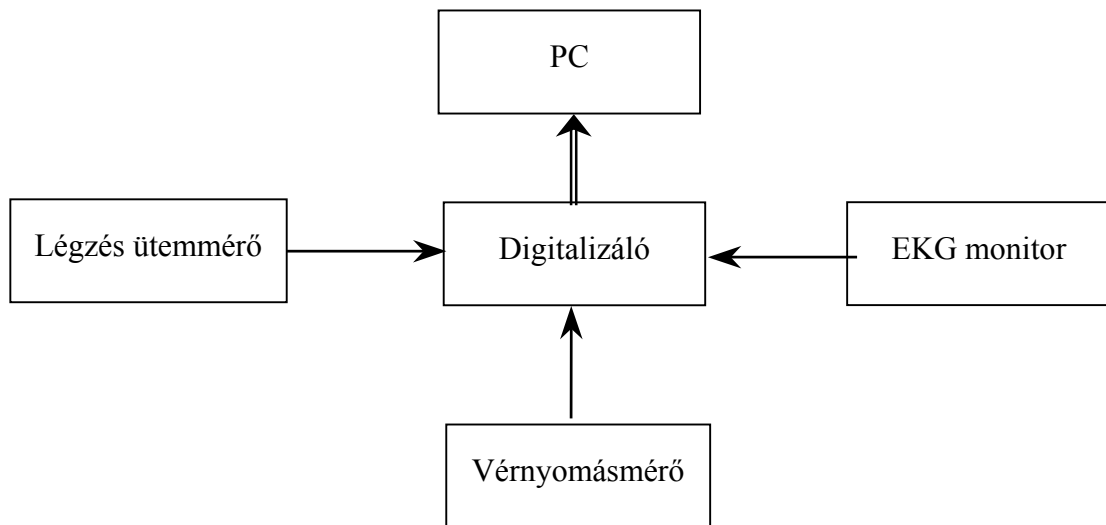


11. ábra [7]. α index kiszámítása

Saját mérések, mérési eredmények

A mérőrendszer leírása

A mérőrendszer áll egyrészt az érzékelőkből, amelyek érzékelik az EKG, vérnyomás és légzés jeleket. A rendszer második része átalakítja ezeket a jeleket digitális jelekké és továbbítja a számítógépnek, ahol valós időben megjelennek grafikus kijelzésben.



1.a, 1.b kép.

A mérő rendszer sematikus ábrázolása és a gyakorlatban.

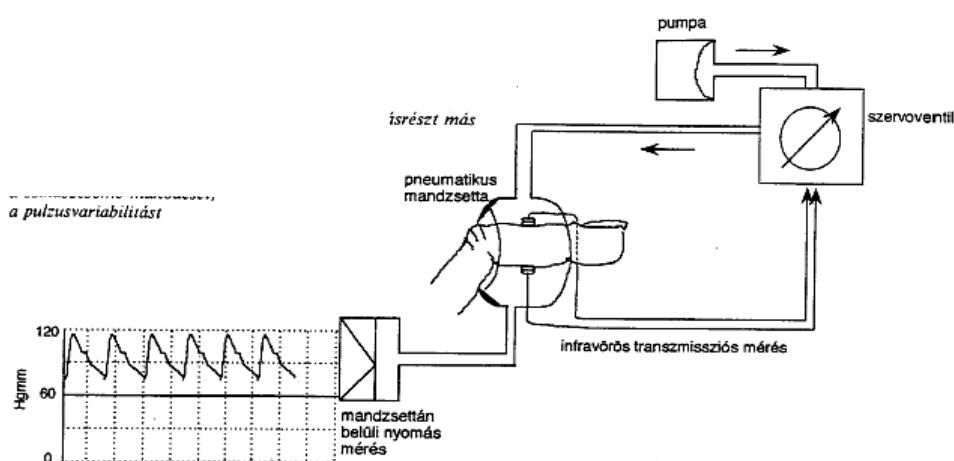
EKG

Az EKG jeleket Siemens Sirecust 730, illetve Marquette ágymelletti betegőrző monitor analóg kimeneteiről vezettük a digitalizáló egységhez. Adatrögzítésre a hagyományos végtagi és egy mellkasi EKG elvezetés közül egy jelet választottunk. Az elvezetést úgy választottuk meg, hogy az elősegítse az automatikus értékelést.

Az artériás vérnyomás mérése

A vérnyomásméréshez a noninvazív ujj vérnyomásmérőt, a Finapres 2300 berendezést használtam. A berendezés a Penaz elven működik. Ez röviden a következő [8]:

A vizsgálati alany egyik ujjára kerül a foto-pletizmográfot tartalmazó nyomásmérő mandzsetta. A pletizmográf egy ujj artéria fölé kerül és az érben lévő vérvolumenről, a fényabszorpció alapján szolgáltat információt. A mandzsetta fokozatos felfújásával a volumen oszcillációból határozzuk meg a zéró transmuralis nyomásnak megfelelő helyzetet. Az artériás compliance jellemzőink megfelelően a zéró transmuralis nyomást a maximális volumen oszcilláció jelzi. A továbbiakban a gép egy servomechanizmus segítségével konstans szinten tartja az ujj artériás vérvolumenét. A nyomáshullámok hatását a mandzsettában kompresszorral generált külső nyomás kompenzálja. Az egyensúlyi helyzetet elérve a mandzsetta fázikusan változó nyomása megfelel az artériás nyomásnak.



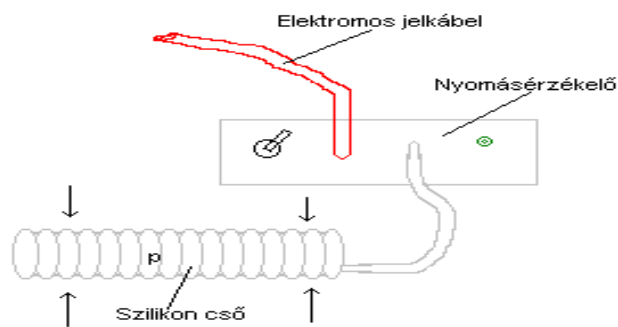
12. ábra [8]. Az ujjmandzsettán belüli infravörös transzmissziós méréssel az ujj vérvolumenének szív ciklustól függő változását lehet detektálni. Ezt a változást a mandzsettán belüli nyomás hűen követi egy szervoventil segítségével.



2.a, 2.b kép. Ujj vérnyomásmérő

Pneumobelt

Az önkéntes derekát körülfogjuk egy rugalmas szilikon csővel. A be- illetve a kilégzés hatására változik a cső hossza, ezáltal a térfogata is. A cső végét bezárjuk és összekötjük egy nyomá szenzorral. Ezt a jelet felerősítve juttatjuk az A/D konverterbe. Ez a jel nem alkalmas annak mérésére, hogy mennyi a belélegzett levegő mennyisége, csak arra, hogy a be- és kilégzés ütemét detektáljuk.



13. ábra. A pneumobelt sematikus rajza.



3. kép. Penumobelt.

A mérési eljárás

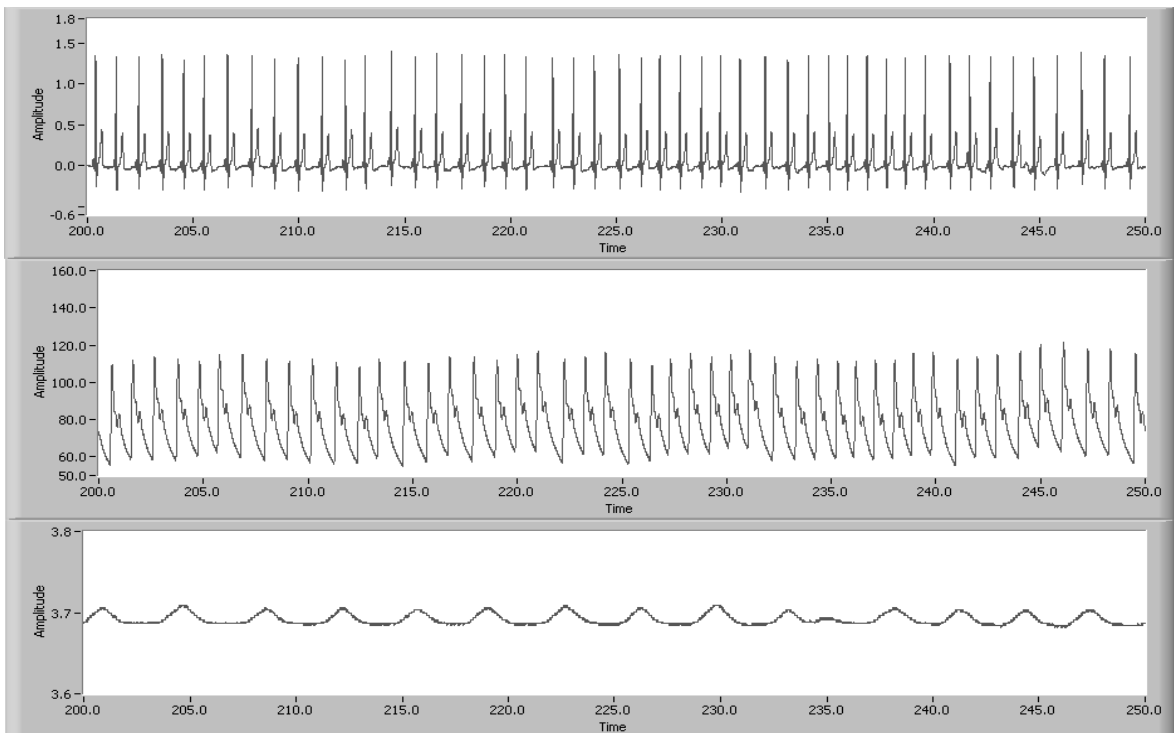
A méréseket egy külön laboratóriumban végeztem, ahol adottak voltak a nyugodt körülmények. Az önkénteseket arra kértem, hogy a vizsgálat előtt ne igyanak kávé, vagy bármilyen izgatószer. A vizsgálat maga négy részből állt. Minden rész öt percig tartott, és a mérések között két perc szünet volt. A mérés során két paramétert változtattam a testhelyzetet, és a légzés ütemét. Fontos volt, hogy a mérés ideje alatt az alanyok ne beszéljenek, köhögjenek.

Az első mérés sorozatban 23 ember vett részt. A mérést pár hónappal később 11 emberen megismételtem.



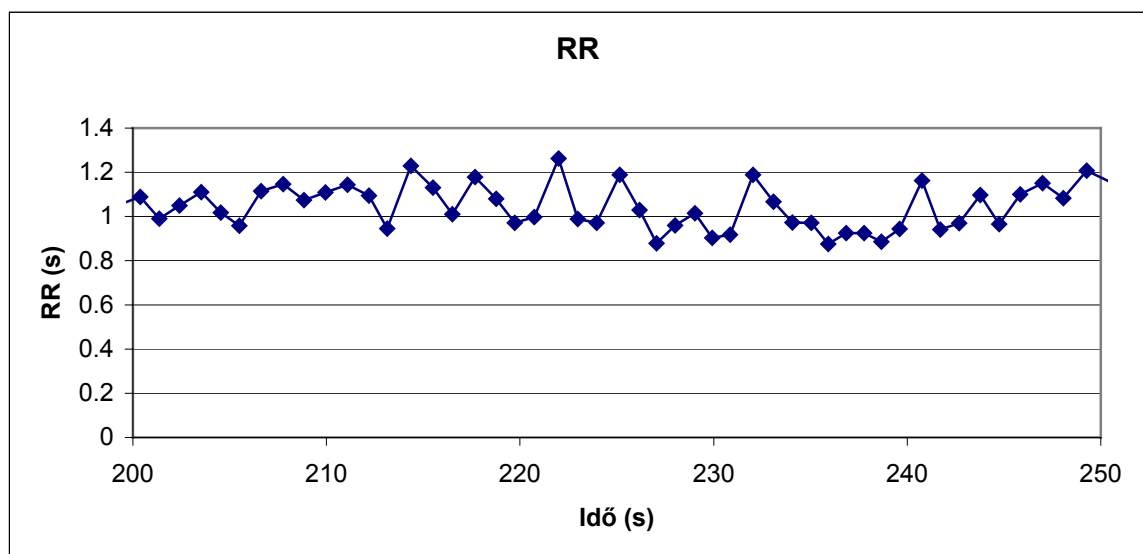
4. kép. Mérés közben.

1. Arra kértem az önkénteseket, hogy fekvve egyenletesen lélegezzenek a saját tempójukban.



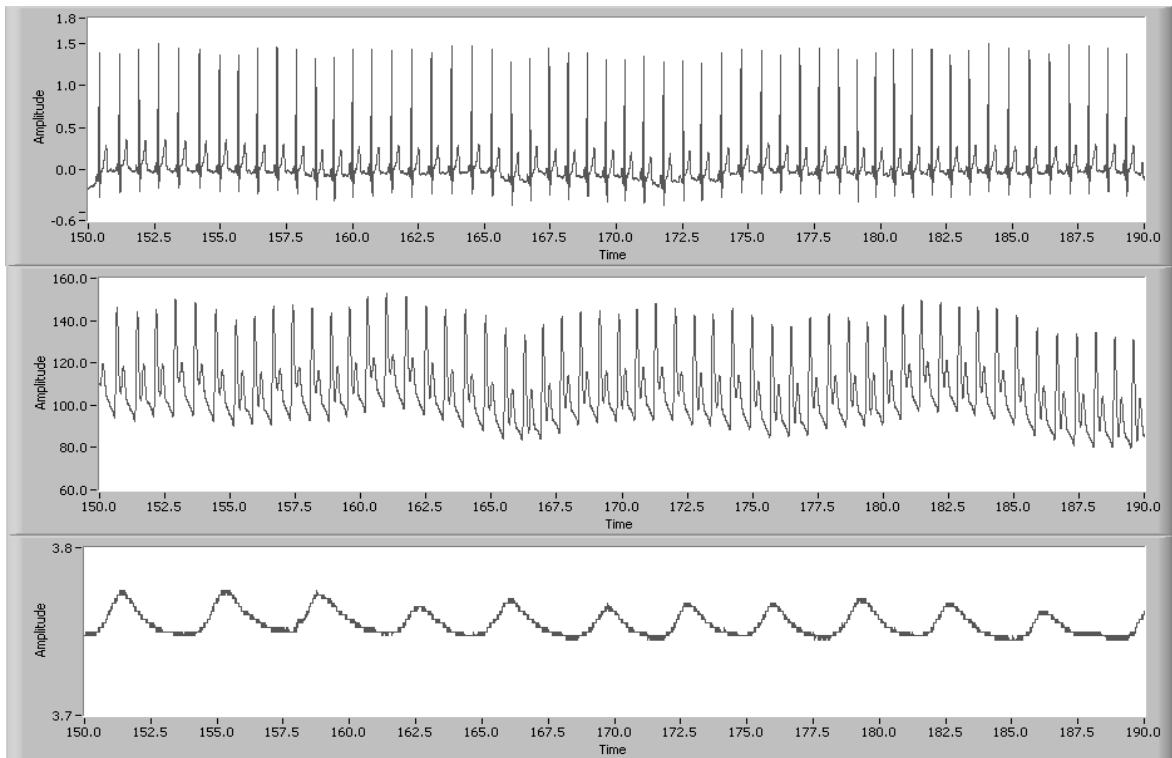
14. ábra.

Az első grafikon az EKG-t (V) ábrázolja, a második a vérnyomást (Hgmm) és a harmadik a légzést (V).



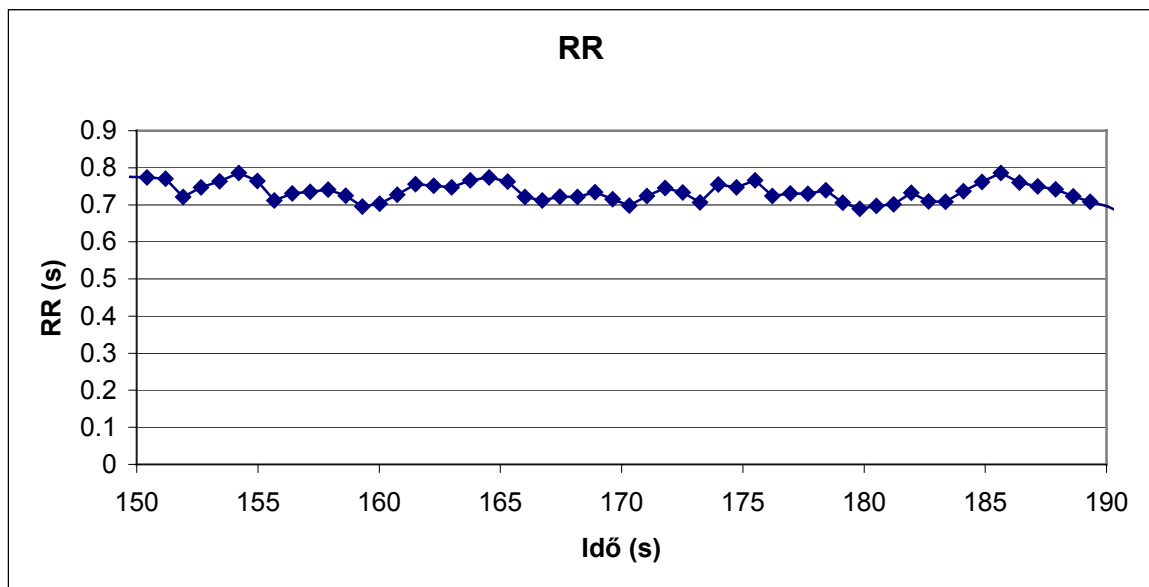
15. ábra. RR intervallumok az idő függvényében

2. Az előző feladatot kellett megismételni álló helyzetben.



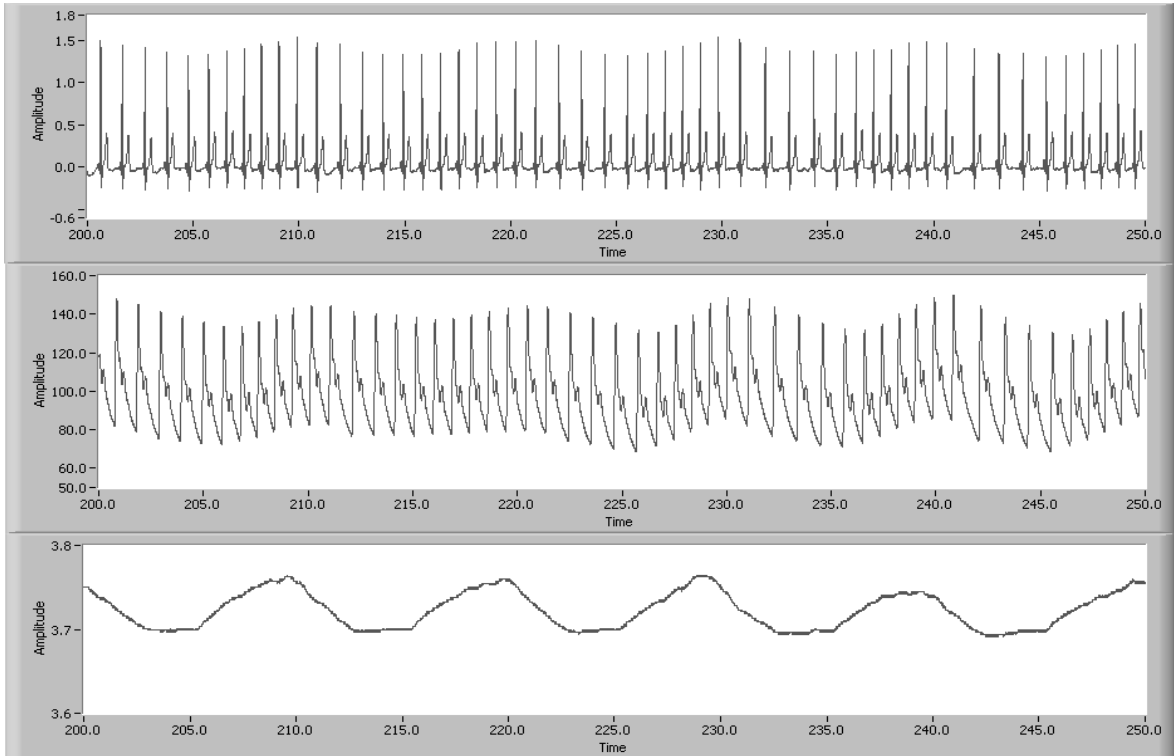
16. ábra.

Az első grafikon az EKG-t (V) ábrázolja, a második a vérnyomást (Hgmm) és a harmadik a légzést (V).



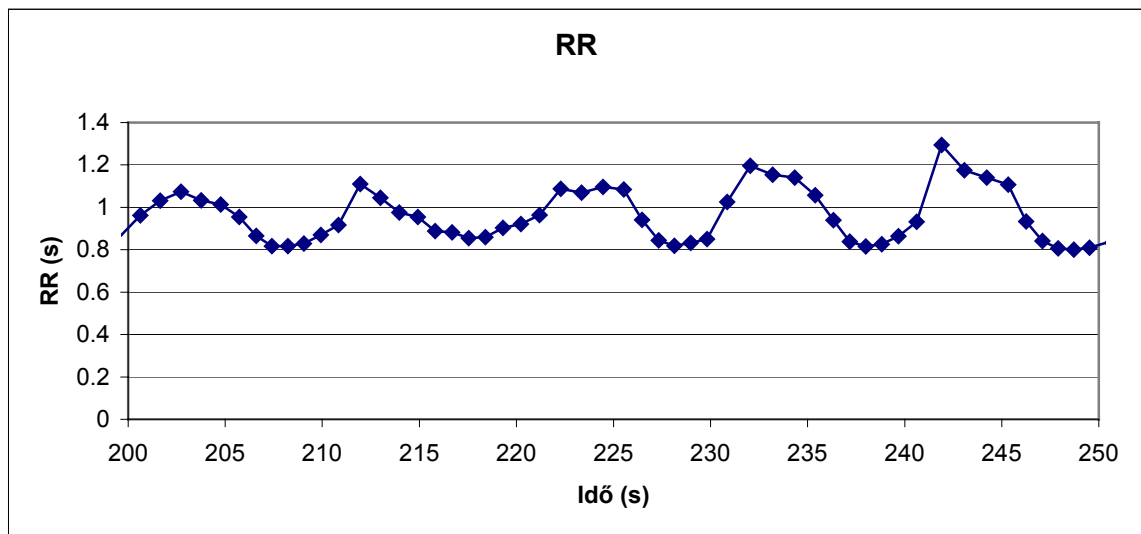
17. ábra. RR intervallumok az idő függvényében

3. Miután az önkéntes visszafeküdt, arra kértem, hogy öt másodpercig lélegezzen be és újbbr öt másodpercig ki. Ebben egy metronóm segítette, ami másodpercenként kattant, illetve én mondtam öt másodpercenként, hogy be, ki.



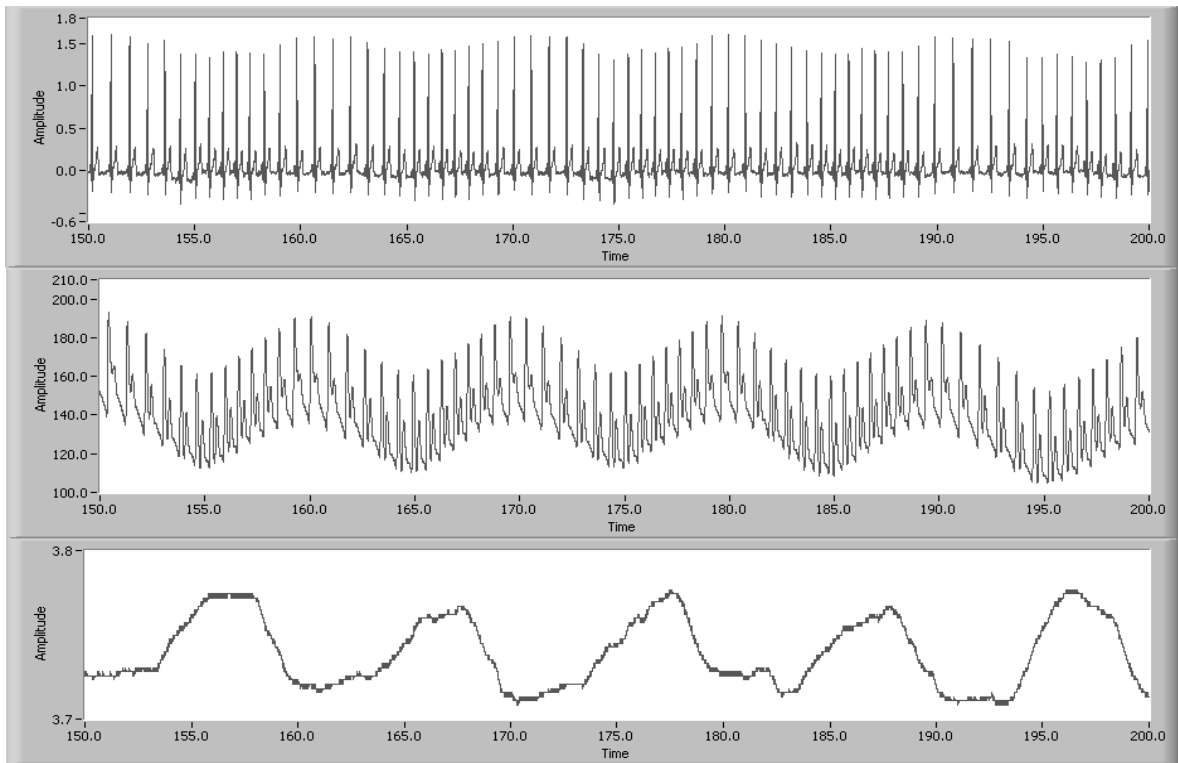
18. ábra.

Az első grafikon az EKG-t (V) ábrázolja, a második a vérnyomást (Hgmm) és a harmadik a légzést (V).



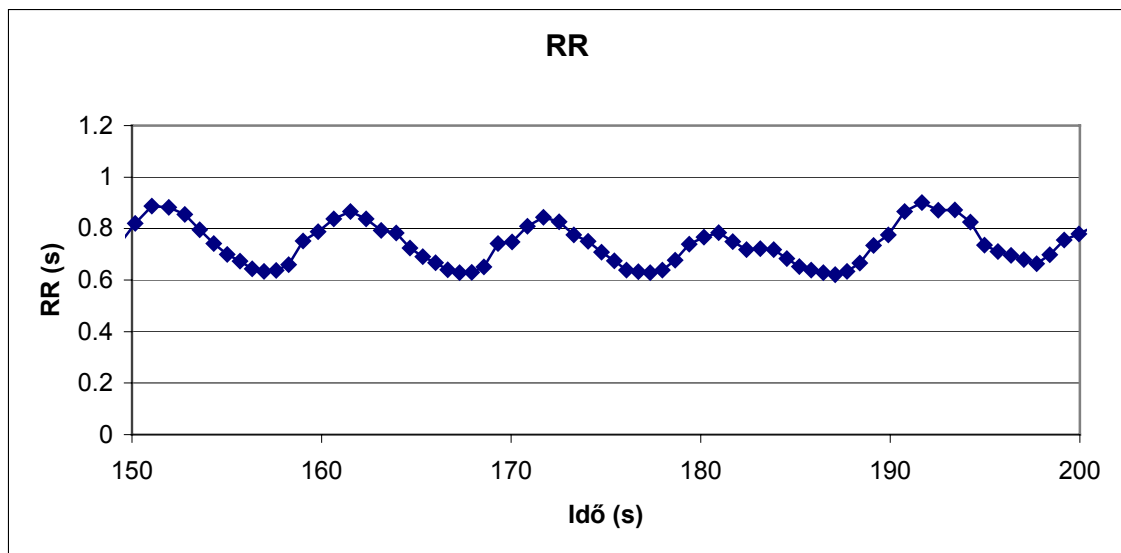
19. ábra. RR intervallumok az idő függvényében

4. Az előző feladatot kellett megismételnie, megint állva.



20. ábra.

Az első grafikon az EKG-t (V) ábrázolja, a második a vérnyomást (Hgmm) és a harmadik a légzést (V).



21. ábra. RR intervallumok az idő függvényében

A mérés kiértékelése

A mérés kiértékeléséhez egy amerikai programot használtam. A program beolvasta az EKG és a vérnyomás jeleket, és kiszámolta az idő tartománybeli, statisztikai, és BRS paramétereit. Ezeket a következő táblázatokba rendeztem (átlag \pm 99% confidence intervallum), és a fontosabb paramétereit grafikonon ábrázoltam.

A mérési eredmények

Mérési adatok átlaga

	fekve spontán	állva spontán	fekve vezényelt	állva vezényelt
RR [ms]	875 \pm 63.9	702 \pm 48.9	915 \pm 59.6	724 \pm 47.3
RR dev [ms]	60 \pm 15.1	45.8 \pm 11.2	97.8 \pm 19.3	79.8 \pm 19.9
rmssd [ms]	55.7 \pm 21	22.8 \pm 6.6	66.3 \pm 16.6	59.3 \pm 50.6
pNN50 [%]	27.7 \pm 13.4	4.8 \pm 3.59	32.0 \pm 9.54	18 \pm 7.8
SAP [Hgmm]	2331 \pm 6209	2799 \pm 7563	2432 \pm 6455	2634 \pm 7022
LF [ms ²]	1235 \pm 650	1104 \pm 660	8049 \pm 3341	6313 \pm 2854
HF [ms ²]	2009 \pm 1634	218 \pm 101	1210 \pm 728	463 \pm 262
Alpha LF [ms/Hgmm]	14.4 \pm 6.5	7.4 \pm 1.8	16.7 \pm 4.8	9.9 \pm 2.9
BRS1 [ms/Hgmm]	18.5 \pm 6.4	6 \pm 1.9	25.1 \pm 11.6	9.8 \pm 2.9
BRS2 [ms/Hgmm]	17.9 \pm 6.2	5.99 \pm 1.9	16.8 \pm 4.2	7 \pm 1.8

RR: RR intervallumok átlaga.

RR dev: RR intervallumok deviációja.

RMSSD: Szomszédos RR intervallumok effektív értéke.

pNN50: Szomszédos RR intervallumok aránya, amelyek különbsége 50 ms-nál nagyobb.

SAP: Szisztolés vérnyomások átlaga.

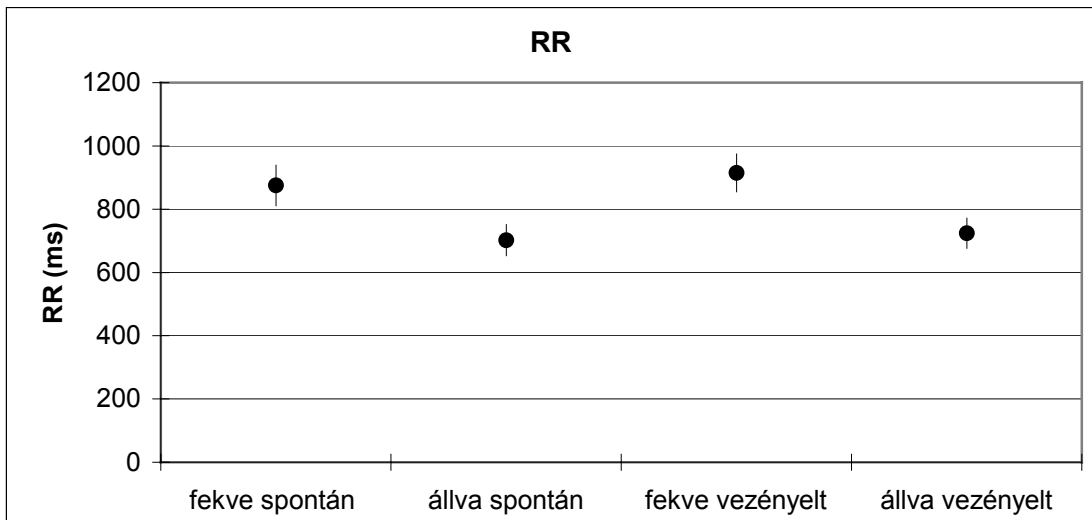
LF: Alacsony frekvencia sávú tartomány.

HF: Magas frekvencia sávú tartomány.

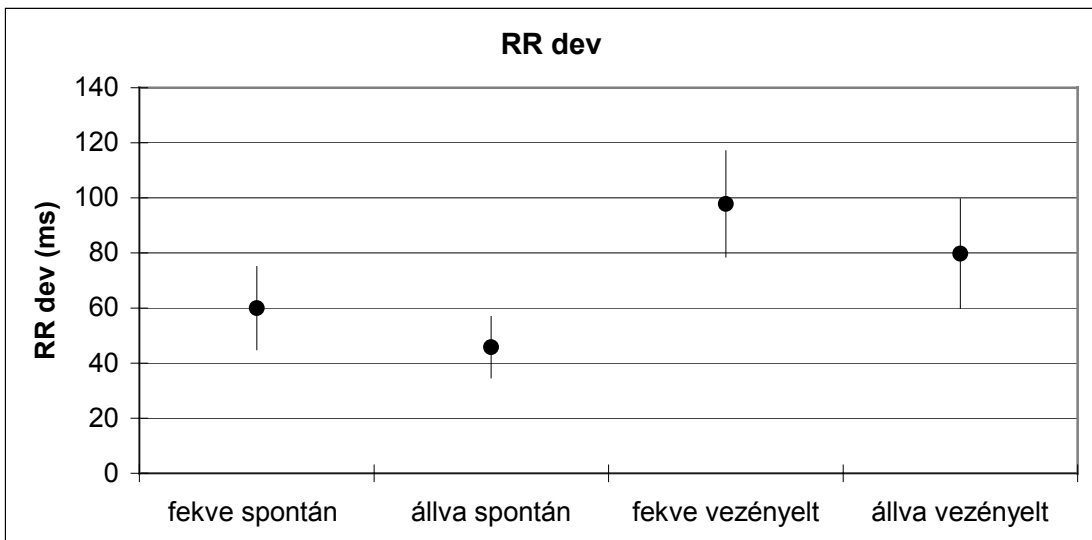
Alpha LF: A cross spektrum alacsony frekvencia sávra kiszámolt alfa indexe.

BRS1: BRS növekvő intervallumokra.

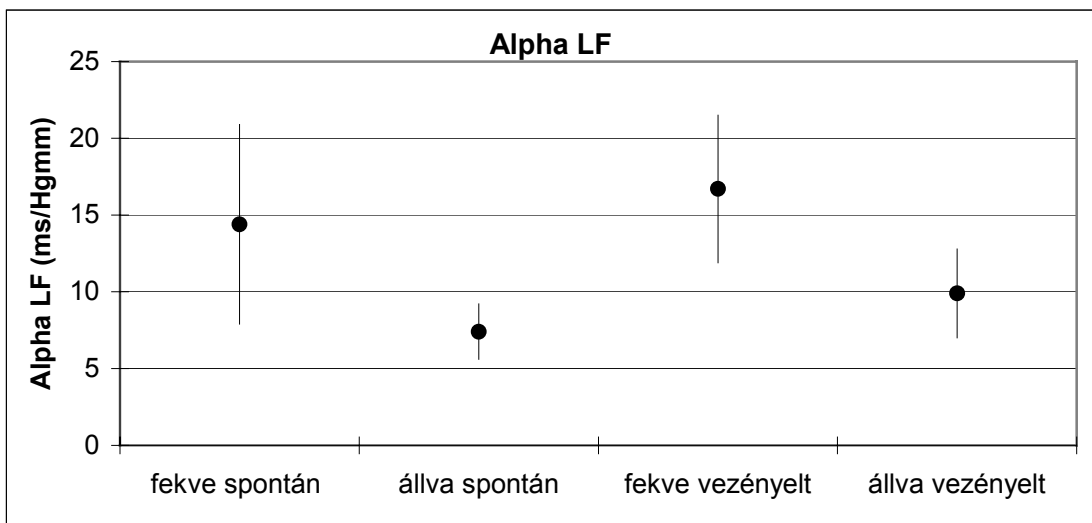
BRS2: BRS csökkenő intervallumokra.



22. ábra.



23. ábra.



24. ábra.

Megvizsgáltam, hogy az egyes paraméterek, hogyan függenek a testhelyzettől és a légzés ütemtől. Varianciaanalízissel (ANOVA teszttel, amely olyan statisztikai eljárás, amellyel megállapítható, hogy két vagy több minta azonos várható értékű sokaságból származik-e.) kiszámítható, hogy az adatsorok szignifikánsan különböznek-e egymástól. Az összepárosított adatsorok a következők voltak: spontán fekvő ⇔ spontán állva; spontán fekvő ⇔ vezényelt fekvő; spontán állva ⇔ vezényelt állva; vezényelt fekvő ⇔ vezényelt állva.

A két adatsor szignifikánsan különbözik-e egymástól?

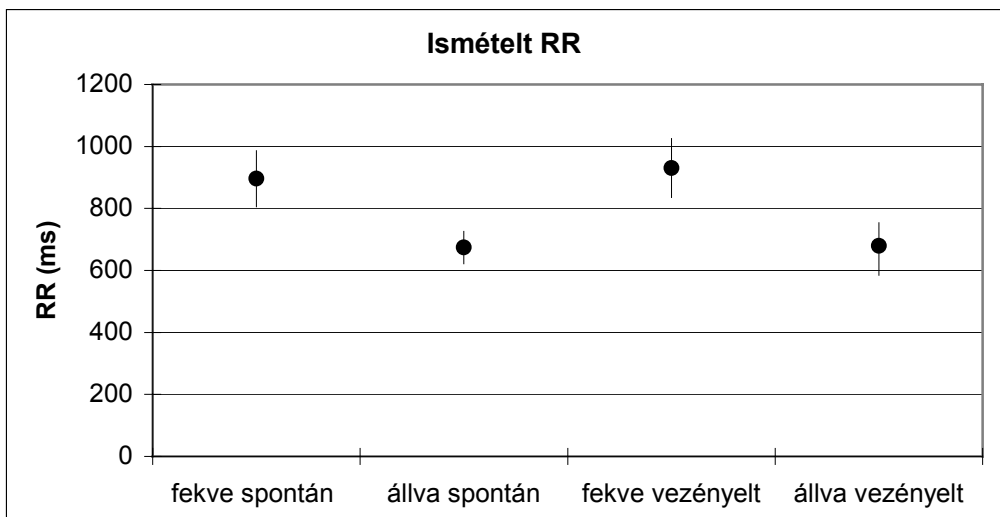
	s. f. - s. á.	s. f. - v. f.	s. á. - v. á.	v. f. - v. á.
RR	Igen	Igen	Nem	Igen
RR dev	Nem	Igen	Igen	Igen
RMSSD	Nem	Igen	Nem	Nem
pNN50	Igen	Nem	Igen	Igen
SAP	Igen	Igen	Nem	Nem
LF	Nem	Igen	Igen	Nem
HF	Igen	Nem	Nem	Nem
Alpha LF	Igen	Nem	Igen	Nem
BRS1	Igen	Nem	Igen	Nem
BRS2	Igen	Nem	Nem	Igen

s: spontán; v: vezényelt; f: fekvő; á: állva

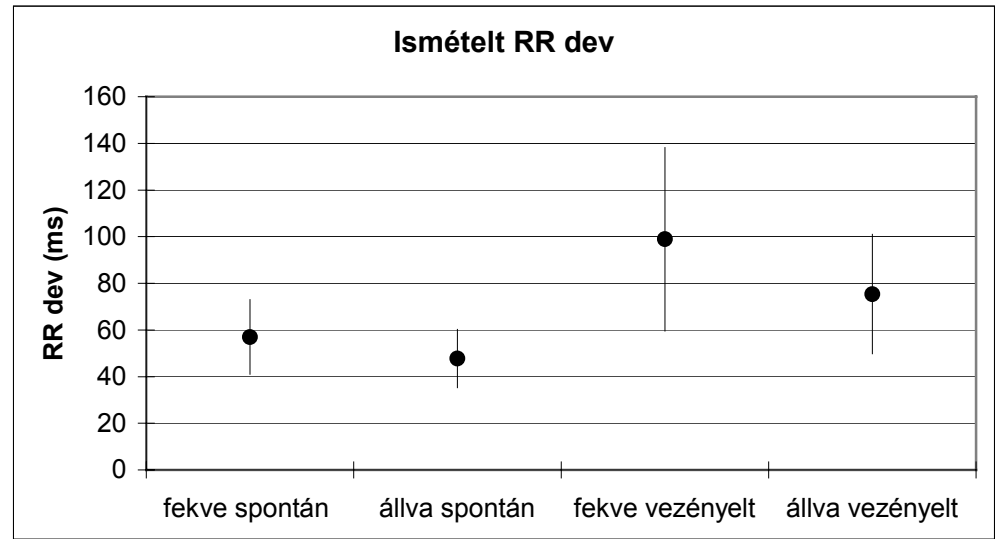
A pár hónappal később megismételt mérések adatai.

Ismételt mérési adatok átlaga

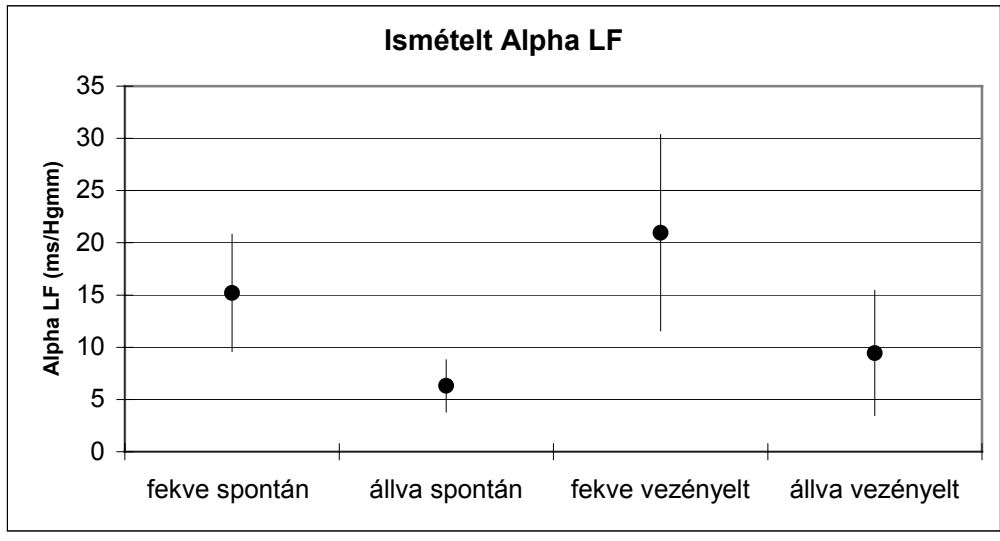
	fekvő spontán	állva spontán	fekvő vezényelt	állva vezényelt
RR [ms]	896 ± 90	674 ± 52	930 ± 95	680 ± 74
RR dev [ms]	57 ± 16	47.8 ± 12.5	98.9 ± 39.3	75.4 ± 25.6
rmssd [ms]	52.8 ± 17.1	23 ± 9.2	71.1 ± 39.9	38.4 ± 16.1
pNN50 [%]	30.7 ± 18.3	3.83 ± 4.1	36.2 ± 17.8	11.1 ± 5.7
SAP [Hgmm]	130.2 ± 27.8	139.9 ± 23.6	142.2 ± 24	133.4 ± 33
LF [ms ²]	1113 ± 799	1277 ± 1252	9217 ± 7395	4884 ± 3072
HF [ms ²]	1253 ± 904	315 ± 276	1473 ± 2156	376 ± 339
Alpha LF [ms/Hgmm]	15.2 ± 5.6	6.3 ± 2.5	20.97 ± 9.4	9.45 ± 6
BRS1 [ms/Hgmm]	20.5 ± 17.3	6.2 ± 1.6	24.6 ± 11.6	10.1 ± 4.6
BRS2 [ms/Hgmm]	17.3 ± 5.1	5.6 ± 1.8	17.7 ± 4.8	6.9 ± 3



25. ábra.



26. ábra.



27. ábra.

A két mérés összehasonlítása

A két mérés sorozat összehasonlítására a páros t-tesztet használtam (A Student-féle t-próbának ez a formája azonos számú elemből álló minták várható értékét hasonlítja össze, és azt vizsgálja, hogy egy minta várható értékei különböznek-e egymástól. A két kiindulási sokaságnak, amelyből a mintát veszik, nem kell egyenlő szórásnégyzetűnek lennie. Ez a párosított próba akkor használható, ha a minták vizsgálati adatai természetes módon párba állíthatók.). Az alábbi táblázatba a páros t-tesztek eredményét rendeztem. Jól látható, hogy az eredmények azt mutatják, hogy a két méréssorozat között statisztikailag nem jelentős az eltérés.

A két méréssor szignifikánsan különbözik-e egymástól?

	fekve spontán	állva spontán	fekve vezényelt	állva vezényelt
RR	Nem	Nem	Nem	Igen
RR dev	Nem	Nem	Nem	Igen
RMSSD	Nem	Nem	Nem	Nem
pNN50	Nem	Nem	Nem	Igen
SAP	Nem	Nem	Nem	Nem
LF	Nem	Nem	Nem	Igen
HF	Nem	Nem	Nem	Nem
Alpha LF	Nem	-	-	Nem
BRS1	Nem	Nem	Nem	Nem
BRS2	Nem	Nem	Nem	Nem

Saját vizsgálataim jelentősége, az eredmények megbeszélése.

1. Vizsgálataim megerősítették, hogy a folyamatos vérnyomás és EKG jelgyűjtés egészséges alanyokban jól kivitelezhető mind fekvő, mind álló testhelyzetben; mind spontán, mind szabályozott légzési minta esetén. Az önkéntesek a 6/perces vezényelt légzési mintát jól követik, a manőver minden nehézség nélkül könnyedén végrehajtható. Bár jelen vizsgálataimat egészséges önkénteseken folytattam, a minimális kooperációt igénylő eljárás feltehetően több betegcsoportban is jól alkalmazható.

2. Vizsgálataimmal megerősítettem azokat a korábbi megfigyeléseket, miszerint a lassú vezényelt légzés a szív paraszimpatikus egulációját jellemző markerek értékének növekedésével jár [5]. A jelenséget csak részben magyarázza a légzésfüggő és baroreflex

mechanizmusok (egyszerűsítve az alacsony és magas frekvenciájú csúcsok) összeolvadása, és a paraszimpatikus aktivitás tényleges növekedése is feltételezhető. Bár saját vizsgálataimat kizárólag egészségeseken folytattam, elképzelhető, hogy a lassú légzési manőverek, (mint bizonyos jóga gyakorlatokban) kedvezően hatnak a kóros autonóm regulációt mutató betegcsoportokban is.

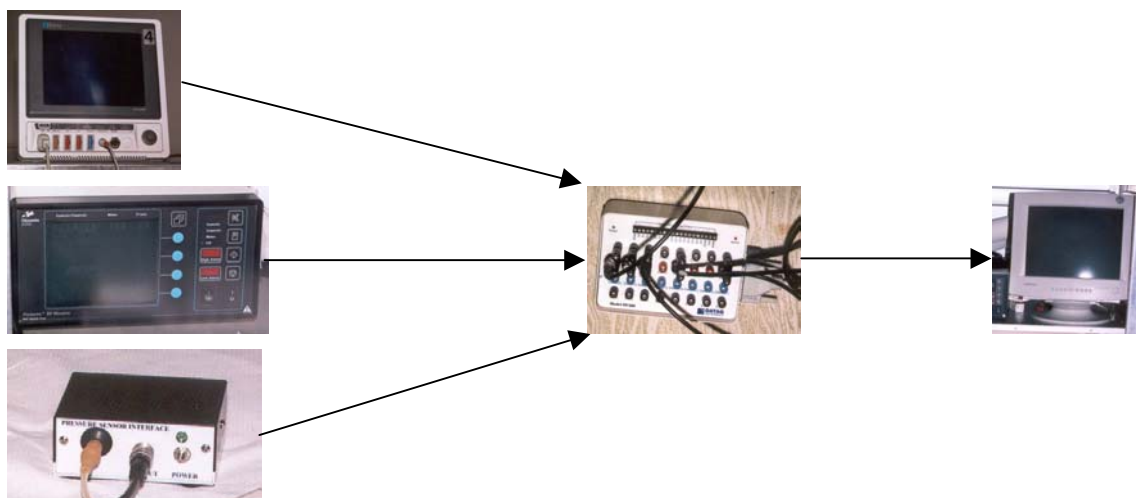
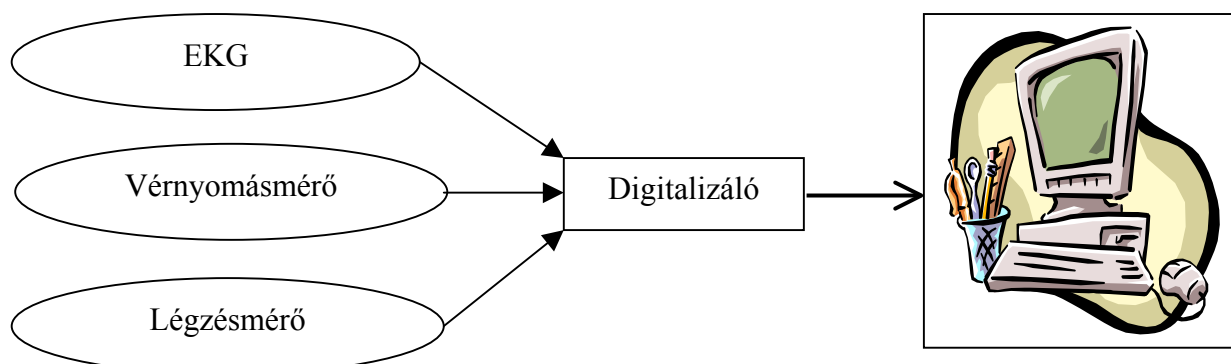
3. A megismételt vizsgálatok azt bizonyították, hogy a fekvő testhelyzetben, spontán ütem szerint légző alanyokon meghatározott autonóm markerek jól reprodukálhatóak. A reprodukálhatóságot nem fokozta a függőleges testhelyzet és a vezényelt légzés.

A szívritmus és vérnyomásjelek mérés technikája

A célom egy olyan program kidolgozása volt, amely a fent leírt rendszert egy középiskolai bemutatón, illetve bármilyen ismeretterjesztő előadáson lehetne alkalmazni. A program célja az, hogy bemutassa, hogy a biológiából, fizikából tanultakat az orvostudomány hogyan alkalmazza, néhány orvosi műszer működési elvének a bemutatása, az emberi test működésének jobb megismerése.

A mérési elrendezés

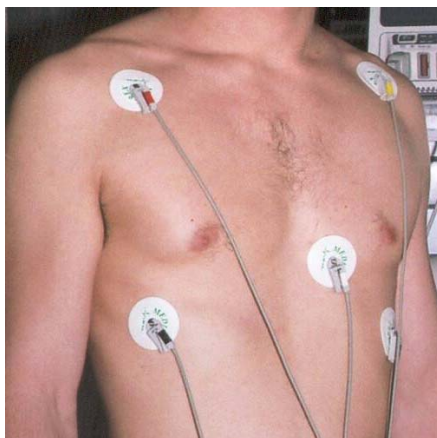
A bemutatásra kerülő műszer egy EKG monitorból, egy vérnyomásmérő monitorból, egy légzésmérőből, egy számítógépből, egy digitalizálóból és az őket összekötő vezetékekből áll. Ejtsünk szót mindegyikről részletesebben.



28. ábra. A mérőrendszer sematikus ábrája és a fényképes változata.

EKG monitor

Az EKG a modern orvostudomány legfontosabb diagnosztikai műszerei közé tartozik. Nélkülözhetetlen a szív ritmuszavarainak és a koszorúerek betegségeinek megállapításánál. Az EKG nem más, mint a szív működésének elektromos vizsgálata. A szív működése apró elektromos visszhangokat kelt mindenütt a testben. Ezek a hullámok úgy terjednek szét a szívben, mint ahogy a vízben a körök, ha egymás után kavicsokat dobunk bele. A hullámok átgyűrűznek a környező szervekbe is, mivel a test szövete jól vezeti az elektromosságot. (Az emberi szervezet nagyrészt vízből áll és az jól vezeti az elektromosságot.) A hullámok erőssége, mérete és időzítése a test különböző részein más és más. Nem érezzük ugyan, de a hullámok elérik a bőrt, és a felületén mérhetőek. Ezek az áramerőségek nagyon kicsik. Mostanában az orvosok egy kerek tapaszt használnak a jelek érzékelésére. Ezen a tapaszton található egy elektróda, ami az áramerőséget detektálja. Ahhoz, hogy EKG görbét kapjunk, a testen legalább három helyen kell mérni az elektromos áramot. Attól függően, hogy hol vannak az elektródák más és más féle görbéket kapunk. Az orvosok azután ezeket elemzik.



5. kép. EKG elvezetések

Vérnyomásmérő

A mai tipikus vérnyomásmérő műszerekhez felfújható mandzsetta tartozik, ezt kell a felkar köré tekerni és levegővel felfújni, hogy elszorítsa a kart, és ideiglenesen leállítsa a véráramlást. A műszer kezelője sztetoszkópot helyez a könyöknél vagy az alkaron lefelé vezető verőérre, majd fokozatosan kiereszti a levegőt a mandzsettából. Megfigyeli a maximális vérnyomást, amelynél a vér éppen elkezd folyni, a leszorítástól megszabadult verőérben zúgó hangot hall. Ekkor megnézi, hogy hol áll a higanyszál. Ez a szisztolés nyomás. A mért minimális nyomás, amikor az áramlás teljes és akadálytalan, ekkor már nem hallani semmit, ez a diasztolés nyomás. Ekkor ismét megnézi, hogy hol áll a higanyszál.

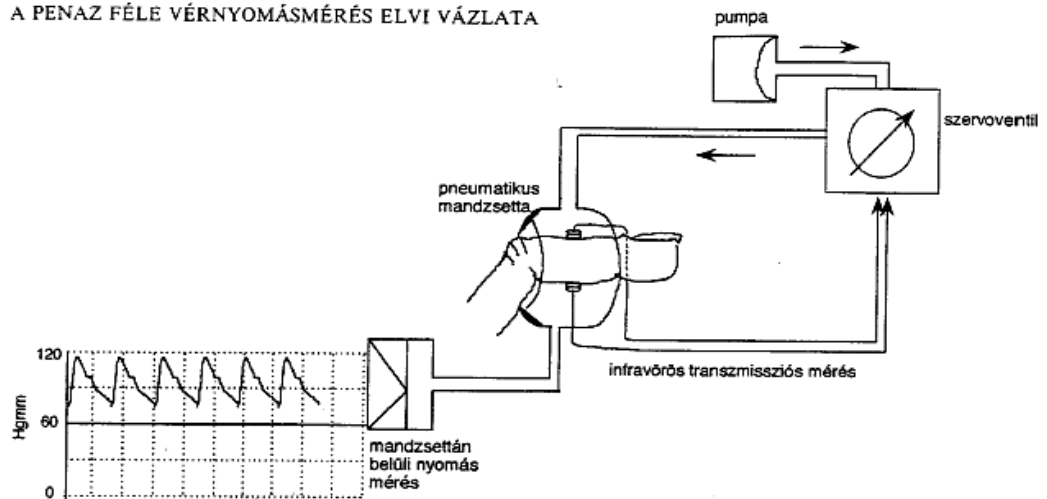
Amikor az orvosnál azt halljuk, hogy a vérnyomásunk 120/90 Hgmm akkor azt jelenti, hogy a szisztolés vérnyomás 120 mm magas higanyoszloppal tart egyensúlyt, a diasztolés vérnyomás pedig 90 mm magas higanyoszloppal.

A mostani vizsgálat során nem ilyen vérnyomásmérőt használunk, mert az csak egy adott pillanatban adja meg a vérnyomás értékét, nekünk pedig arra van szükségünk, hogy folyamatosan lássuk, hogy hogyan változik.

Az a készülék, amit most használunk Penaz által 1973-ban leírt alapelv alapján működik [8]. Az újra rögzített mandzsettában lévő érzékelők az ujjban lévő vérnyomásváltozás pillanatnyi alakulását fotóáram segítségével méri. A mandzsettát a gép annyira fújja fel, hogy az érfalra ható belső nyomás (vérnyomás) és a külső nyomás (mandzsetta nyomása) egyenlő legyen. Így gyakorlatilag azonnal látjuk a vérnyomás változását.

Ez a vérnyomásmérő nem alkalmas arra, hogy pontos értéket kapjunk. Ha összehasonlítjuk a hagyományos és ennek a vérnyomásmérőnek eredményét, azt tapasztaljuk, hogy a két érték 10-20 Hgmm-t is eltér. Viszont arra alkalmas, hogy a vérnyomás változás trendjeit nyomon kövessük. Mérés közben figyelni kell arra, hogy a mandzsetta mindig a szív magasságában legyen, mert akkor kapunk megfelelő értékeket.

A PENAZ FÉLE VÉRNYOMÁSMÉRÉS ELVI VÁZLATA



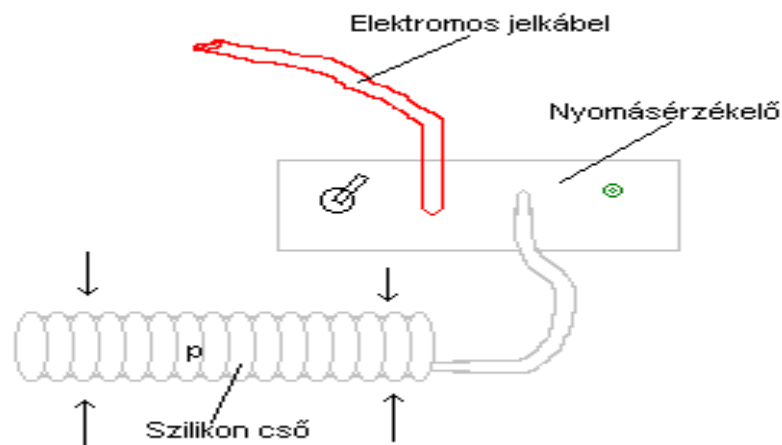
29. ábra [8]. Az ujjmandzsettán belüli infravörös transzmissziós méréssel az ujj vérvolumenének szív ciklustól függő változását lehet detektálni. Ezt a változást a mandzsettán belüli nyomás hűen követi egy szervóventil segítségével.



6.a, 6.b kép. Ujj vérnyomásmérő

Légzésmérő

Az önkéntes derekát körülfogjuk egy rugalmas szilikon csővel. A be- illetve a kilégzés hatására változik a cső hossza, ezáltal a térfogata is. A cső végét bezárjuk és összekötjük egy nyomá szenzorral. Ezt a jelet felerősítve, digitalizálva juttatjuk a számítógépbe. Ez a jel nem alkalmas annak mérésére, hogy mennyi a belélegzett levegő mennyisége, csak arra, hogy a be- és kilégzés ütemét detektáljuk.



30. ábra. A légzésmérő sematikus rajza



7. kép. Légzésmérő (pneumobelt)

Digitizáló

A mérőműszerek az általuk mért jeleket elektromos jellé alakítják. Az érzékelőkből érkező elektromos jelek feszültségét könnyen tudjuk mérni. A digitizáló ezeket a feszültségeket alakítja át a számítógép számára számokká, így a feldolgozás és megjelenítés egyszerűen elvégezhető.



8. kép. Digitalizáló

Számítógép

Viszonylag kisebb teljesítményű asztali számítógép is megfelelő, melyre a méréseket és kiértékeléseket elvégző szoftvereket telepítjük. A hálózati kapcsolat segíthet az adatok továbbításában.

Végezzünk néhány egyszerű kísérletet!

- A résztvevőket osszuk három csoportba!

Az első csoportban lévők mérjék meg egymás pulzusát a csuklónál.

A bal kéz csuklójának tenyér felé eső részén a jobb kéz középső ujjainak hegyével tapintsuk ki a pulzáló artériát. Számoljuk meg az egy perc alatti lökések számát.

A második csoportban lévők a nyaknál mérjék meg egymás pulzusát.

Két ujjukkal tapintsák ki az ádámcsutkát. Csúsztassák ezután két ujjukat, az ádámcsutka és a fejbiccentő izom közötti részbe, és tapintsák ki a pulzust. Számolják meg az egy perc alatti lökések számát.

A harmadik csoportban lévők végezzék el a következő kísérletet:

1. Dugjanak bele egy gyufát egy picit agyagdarabba (minél kisebb, annál jobb).
2. Lapítsák le az agyag alját!
3. Tegyék az asztalra a csuklójukat, tenyérrel felfelé!
4. Tegyék az agyagot a csuklójukra és helyezték ide-oda a csukló hüvelykujj felőli oldalán, amíg a gyufa lassan előre és hátra nem kezd rezegni!
5. Számolják meg, hányat rezdül a gyufaszál percenként!

Ha jól dolgoztak a gyufa szabályos löktetéssel mozog előre-hátra. Általában a felnőtteknél percenként 60 – 80-szor, gyerekeknél pedig 80 – 140 között van a rezgésszám.

Honnan van ez a löktetés? A szív összehúzódásakor átpréseli a vért az erekbe. A vér ritmikusan áramlik, ami a csukló ereinek löktetését idézi elő. Minden érben van ilyen löktető mozgás, de a csuklónál az erek közelebb vannak a bőrfelszínhez, ezért könnyebben érezhetők. Azért szokták elsősegély nyújtáskor először megnézni, hogy van-e pulzus, mert abból következtetni lehet a vérkeringés illetve a szív állapotára.

- Régi megfigyelés, hogy a vérnyomás emelkedés a pulzusszám lassulását, csökkenése pedig a pulzusszám emelkedését idézi elő. Ezt próbáljuk meg szemléltetni. Kérünk egy önkéntest, akire felrakjuk az EKG-t, vérnyomásmérőt, légzésmérőt. Ezután fekvő helyzetben megfigyeljük a mért jeleket. Majd megkérjük az alanyt, hogy néhányszor

üljön fel és feküdjön le. Ekkor ismét megfigyeljük a jeleket, és összehasonlítjuk az előzővel.

- Hasi és mellkasi légzés bemutatása. Kérünk két önkéntest (egy fiút és egy lányt), akikre felrakjuk a légzésmérőt. Először a hasára, majd a mellkasára, és megkérjük, hogy egyenletesen lélegezzon. Közben megkérjük a többieket, hogy a gépen figyeljék meg, milyen különbség van a légzés minták között.
- A gépen meglévő fájljoktól függően be lehet mutatni a kiértékelés egyes folyamatait, grafikonokat lehet rajzoltatni, egyes paramétereket kiszámoltatni.



9. kép. Mérés közben.

Az EKG és vérnyomásmérés története

Az EKG története [4]

1895-ben Williem Einthoven (1860 – 1927) holland fiziológus számolt be a szív működés regisztrálásáról. Cikkének címe: „Az emberi elektrokardiogram formájáról”.

1907-ben „Az emberi szívhangok regisztrálása húros galvanométerrel” című tanulmányával megalapozza a fonókardiográfiát. Ez nem más, mint a szívhangok és zörejek kivetítésének új módszere. Fénykép lemezre rögzítette az elektrokardiogramot egy kapilláris elektrométerrel. A higanyoszlop tehetetlensége torzítja a görbét, ezért matematikailag kellett megszerkesztenie a tényleges lefutást. Az így kapott potenciálingadozásokat a P, Q, R, S, T betűkkel jelölte. Még ma is ezt a jelölést használják. A húros galvanométer tökéletesítésével sikerült megalkotnia azt a mérőműszert, amiből a modern elektrokardiográfiás készülékeket kifejlesztették.

1903-tól módszeresen tanulmányozta az elektromos szív működést embereken és állatokon. Bevezette a végtagelvezetéseket: a jobb, bal karon és a lábszáron elektródokat helyezett el.

1908-ban leírta a szív ingerület terjedési pályáját, több mint 5000 elektrokardiogram alapján.

Az EKG lehetővé tette a szívritmusának és kortanának tanulmányozását, azonban sok évnek kellett eltelnie, amíg elfogadták diagnosztikai módszerként.

1920-as években fedezték fel a koszorúér-elzáródás EKG diagnosztikáját.



EKG-elvezetés Einthoven módszere szerint (1912)

10. kép [4].



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

11. kép [4].

A vérnyomásmérő története [4]

1726 Stephen Hales (1677 – 1761) brit természetkutató és lelkész végezte el az első pontos vérnyomás mérést állaton. Hales kísérlete a következő volt: egy ló nyaki artériájába mélyesztett csővel összekapcsolt üveg mérőcső segítségével mért. A vérnyomás változásai a mérőcsőbe nyomult véroszlop magasságváltozásaiból pontosan követhetők. A kísérlet a ló haláláig tartott.

A XIX. században még csak „véres” úton, közvetlenül tudták mérni a vérnyomást, úgy hogy az artériába csövet tettek. Ezért ilyen méréseket csak állatokon végeztek.

A legkorábbi eszközök a pulzusmérők voltak. Karl Vierordt (1818 – 1884) tüdingei fiziológus konstruált egy szerkezetet, mely a csuklóartériában lévő nyomást annak leszorításával mérte. Ehhez megfelelő regisztráló eszközt, úgynevezett szfigmográfot is készített. 1880-ban Samuel Siegfried von Basch (1837 – 1905) bécsi kísérleti patológus egy újabb „szfignaomanométer”-t készített. Ez a készülék alkalmas volt az arteria radialisban jelentkező nyomás meghatározására.

1896-ban Scipione Riva-Rocci (1863 – 1937) olasz orvos egy közleményben ismerteti a vérnyomás mérésének egyszerű módszerét. A „szfigmomanométer” nevű készüléke egy bicikligumi-tömlőből, egy annak felfújásához szükséges gumiballonból és egy higanymanométerből állt. A szisztolés nyomást a mandzsetta szorításakor eltűnő pulzus jelezte. Ez a modern vérnyomásmérő prototípusa.

Nyikoláj Szergejevics Korotkov (1874 – 1920) orosz katonaorvos tökéletesítette a módszert. Sztetoszkópot használt a vérnyomásméréshez. A mandzsetta alatt a könyök artéria felett lehet hallani a „Korotkov – zörejt”. A mandzsetta nyomásának csökkenésekor (a levegő kiengedésével) a szív összehúzódásakor megjelenik a szisztolés hang, amely a vér turbulens áramlása miatt keletkezik. Eltűnésekor mérjük a diasztolés értéket (a szívizom ellazulása állapotában), ekkor a turbulens áramlás megszűnik.



Riva-Rocci először 1896-ban ismertetett vérnyomásmérő szerkezete (szfigmomanométer), az indirekt vérnyomás mérésre

12. kép [4].

A pulzusmérés, mint diagnosztikai eszköz [4]

Az egyiptomi papirusz tekercsek sokat foglalkoztak a betegségek leírásával és kezelésével. Részletesen írtak az érverés vizsgálatáról is, amelyet a szív működéssel hoztak összefüggésbe. „A szív szól minden végtag ereiből.” Fontos diagnosztikai módszer volt az érverés kitapintása.

300 körül a világ másik felén elterjedt Vang Su-ho „Mo-szing” című művében leírt érveréstan. „A kínaiak olyannak tekintették az emberi szervezeten belül az érverést, mint egy hárfaszzerű hangszer rezgő húrját. Ezeknek a „húrok”-nak a kitapintásával a kínai orvos a test harmóniájáról, illetve annak megbomlásáról kapott információkat. Az ütőeret mutató-, középső és gyűrűsujjával érintette a csukó fölött. A három legfontosabb tapintási pont mindkét kézen, a hüvelykujj oldalán, a kéztőcsonton egymás mellett helyezkedett el.

Ez az összesen hat pont a különböző szervrendszereknek felelt meg, amelyek közül az öt legfontosabb a szív, a máj, a vese, a tüdő és a lép voltak. Az alsó, a hüvelykujjhoz legközelebb eső pont a rekeszizom felett elhelyezkedő szerveknek felelt meg, ezt kínaiul cunnak hívják. A középső érintési pont a mellkasi, a felső pont az alhasi részek egészségi állapotát tükrözik.”

A pulzusnak három fő tulajdonsága van: a tartam, a kiterjedés és a mélység. 28 különböző pulzusjellet különböztet meg a kínai orvoslás. „A feszült pulzushoz például egy megfeszített zsinór képe társul. Ekkor a „hideg” jelét állapíthatják meg, ez pedig a

belek pangására utal.” A mai napig használják ezt a diagnosztikai eszközt egyszerűsített formában. Alapos képzettség és folyamatos gyakorlás szükséges az alkalmazásához.



13. kép [4].

Kínai orvos kitapintja egy beteg nő pulzusát.



14. kép [4].

Pulzustáblázat egy 1693-ban kinyomtatott „Az érverés titka” című munkából.

Összefoglalás

A keringés autonóm szabályzása non-invazív módszerekkel jól tanulmányozható. Az orvosi jelek ellenőrzött körülmények között folytatott gyűjtése, és a korszerű jelfeldolgozás lehetővé teszi, hogy a vérnyomás és pulzus paramétereiből a mögöttes szimpatikus és paraszimpatikus vegetatív idegi működésre következtessünk. A keringés ritmicitását matematikai módszerekkel jellemezhetjük, láthatóvá, oktathatóvá tehetjük. Vizsgálataimat az SZTE Orvostudományi Karának Belgyógyászati Intenzív Osztálya és a Kísérleti Fizikai Tanszék együttműködésének keretében végeztem.

Dolgozatom első részében ismertettem az irodalmi háttérrel és a leggyakrabban alkalmazott módszereket. A másodikban részben bemutattam mérőrendszerünket és a mérés folyamatát. A mérés folyamán két paramétert változtattam: a légzés ütemét és a testhelyzetet. Az első mérési sorozatban 23 önkéntes vett részt, a másodikban, ahol ugyanazt a mérési protokollt végeztem, mint az első mérésnél, 11 önkéntes vett részt a 23-ból. A két mérés között eltelt idő pár hónap volt. Ennek az volt a célja, hogy megvizsgáljuk mennyire azonosak az eredmények. A vizsgálatokhoz EKG, vérnyomás és légzési jeleket mértem. Ezek a jelek nem csak a szívről, hanem az idegrendszer működési mechanizmusairól – ezáltal számos más szerv állapotáról – adnak felvilágosítást. A kiértékelést a klinika által biztosított és általunk kifejlesztett célszoftverekkel végeztem, emellett célunk egy olyan kiértékelő program kifejlesztése is, ami hatékonyabban szolgálja a kutatásokat. Vizsgálataim a munkacsoportunk által kifejlesztett rendszer jó gyakorlati alkalmazhatóságát és a vizsgálatok reprodukálhatóságát bizonyította.

Dolgozatom harmadik részét a témához kapcsolódó ismeretterjesztésnek és oktatási anyagnak szántam. Ez a fejezet alkalmas lehet arra, hogy akár a középiskolai, akár az egyetemi képzésben résztvevők megismerhessék a neurocardiológiai folyamatok alapjait, korszerű mérési és elemzési módszereit.

Köszönetnyilvánítás

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

Alulírott Gáspár Magdolna 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.

Gáspár Magdolna

Szeged, 2003. 04. 23.

Irodalomjegyzék

- [1] Az emberi test Medicina könyvkiadó RT. Bp. 1998
- [2] Élettan-Kórélettan Szerkesztette: Dr Ormai Sándor Semmelweis kiadó Bp. 1999
- [3] Biológia IV. gimnáziumi tankönyv Nemzeti Tankönyvkiadó Bp. 1994
- [4] A medicina krónikája Hinz Schott Officina Nova Könyv és Lapkiadó Kft. 1993
- [5] A pulzusszám autonóm regulációjának vizsgálata s annak szerepe a haemodynamikai adaptációban doktori értekezés Dr. Rudas László 2001
- [6] Marquett 8000 Holter műszer leírása
- [7] Peter Sleight
Spectral Power Techniques in the Evalutaion of the Baroreflex
- [8] Kardos A., Gingl Z.,
A szisztémás vérnyomás és pulzusvariabilitás folyamatos, nem invazív, on-line vizsgálata emberben
Cardiol Hung 1994;2:39-51.
- [9] Kardos A., Rudas L., Simon J., Gingl Z.,
Az új non-invazív vérnyomásmérő jelentősége a neurocardiológiai vizsgálatokban
Lege Artis Medicinae, 1995. 5:2-9.
- [10] Watterich G, Kardos A, Gingl Z, Rudas L.
A spontán baroreflex szenzitivitás vizsgálatának technikája
Cardiol Hung 1998;2:
- [11] Halmai L, Zöllei É, Gingl Z, Rudas L, Hernádi F.
Izom sympathicus ideg aktivitás: új eszköz a cardiovascularis autonóm reguláció vizsgálatában.
Cardiol Hung 2001;1:41-43
- [12] Kántor Z, Gingl Z.
A virtuális méréstechnika a tudományegyetemi képzésben. (megjelenés alatt)