

## Bevezetés.

A hagyományos élettan azt tanítja, hogy a vérkeringést a szív, mint nyomáspumpa tartja fenn. Az erek ellenállását (ohmikus) úgy számítja, mintha egyenárammal szemben állna fenn. A pulzusszámra általában testmérettől független referens („normális”) értéket adnak meg. A koszorúér véráramlást percenként átfolyó vérmennyiséggel jellemzik. A gépi lélegeztetés (nyomásvezérelt respirator) vérkeringési hatását, ha nem veszik figyelembe, ebből a betegellátásra nézve előnytelen következtetéseket vonnak le. A számítógépes modellezést általában műszaki képzettségűek végezték, klinikus orvosi szemlélet nélkül, a dolgozat ez utóbbit pótolja. Az orvos kórélettanászok és klinikusok viszont járatlanok voltak az információ kommunikáció technológia (ICT) eredményeinek biológiai, mi több klinikai alkalmazásában.

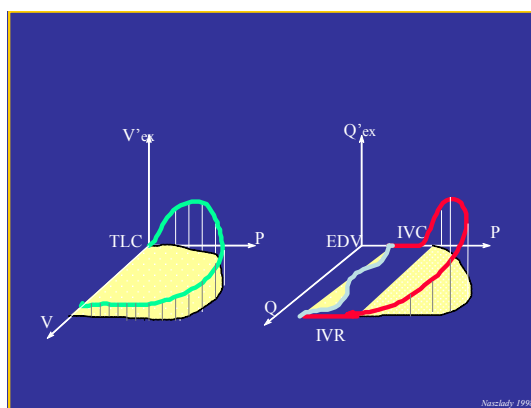
Az alábbi közlemény a fent felsoroltak helyreigazítását, kritikai elemzését, a hiányos ismeretek pótlását, rendszer szemlélettel igyekszik szolgálni.

### A cardiorespiratorikus rendszer kritikai elemzése

Az emberi testben a *működés részei* szerint három, egymás fölé rendezett szintje különböztethető meg: energetikai, elosztó, szabályozó. Hasonlóképpen ábrázolható a *részek működése* is (1. ábra). Ez a tanulmány az elosztó – cardio-respiratorikus -- szint működésével foglalkozik. A légzésfunkció a külvilághoz kapcsolódó gáznemű anyagok (oxigén, széndioxid) áramoltatását végzi. Ez az áramoltatás külvilággal és a belvilággal kapcsolatos

#### 1. sz. ábra A tüdő és szív működés 4-D függvényei

A baloldali (zöld) a tüdőé, a jobboldali (piros) a szívé  $V'$  és  $Q'$  áramlás, P nyomás, TLC és EDV telítettség az IVC és IVR isovolumenes szakaszok.



A ma is érvényes tankönyvi adatokra és megállapításokra nem térünk ki. Ami ezen a szinten nem klinikai tananyag az a légzés és szív működését meghatározó három független változó: nyomás,

térfogat, idő egymáshoz viszonyított függvénye. (1. ábra). Kórélettanilag a legjelentősebb változó az áramlás azaz a térfogat/idő. Amint a 2. ábrán látható a 3 dimenziós koordináta rendszerben az origo a teljes tüdő térfogat (TLC) ill. kamrai végdiastolés térfogat (EDV). A vertikális Y-tengelyen a kiáramlás ( $V'$  ill.  $Q'$  [ml/sec]) skálázott értékei szerepelnek; a horizontális X-tengelyen az alveoláris ill. kamra nyomás ( $P_A$  ill.  $P$  [kPa] vagy [Hgmm]) van lépték helyesen feltüntetve; a sagittális Z-tengely mutatja a kiáramlás közben a tüdő ill. a szívkamra térfogatváltozását ( $V$  ill.  $Q$

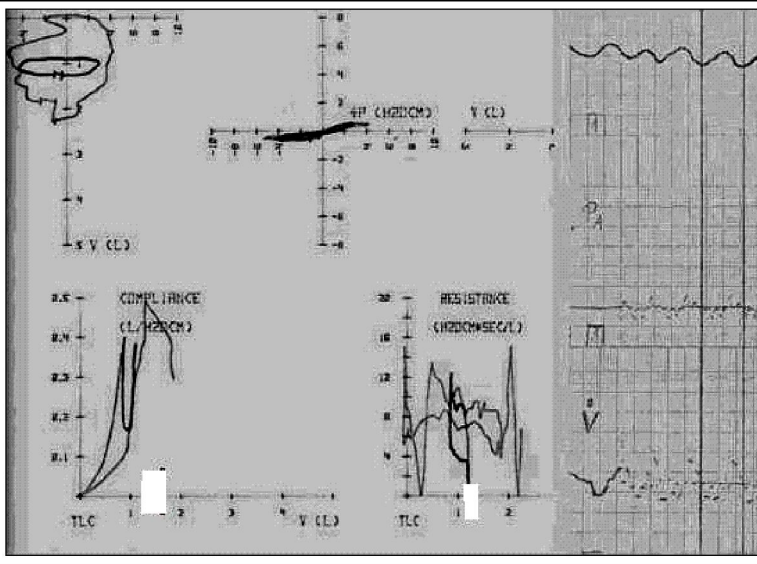
[ml]). A (csigalépcső-korláthoz hasonló) térbeli függvénygörbe mentén függőleges vonalakként látható a 4-ik dimenziót képviselő idő.

A gyakorlatban használatos mérőkészülékek amplitudo/idő függvénygörbéket regisztrálnak. Ezekből számítástechnikai módszerekkel amplitudo/amplitudo függvények nyújtják a rendszer szintű áttekintést. A térbeli hurok vetületei az egyes koordináta síkokra mutatják az ismert nyomás-térfogat nyomás-áramlás és áramlás-térfogat hurok alakú összefüggéseket. A függőleges idővonalak sűrűsége a kiáramlás dinamikáját mutatja. Ha a görbe felhágó szárán kevés idővonal fordul elő az gyors kiáramlást jelent; a görbe legmagasabb pontja mutatja a csúcsáramlás sebességét (peak flow). A leszálló ágon az idő-vonalak sűrűség fokozódása a kiáramlás lassulását (nehezítettségét) jelenti pl. asthma bronchiale-ban vagy obstructiv bronchitisben (COPD) ill. cardiomyopathiában.. A légzésfüggvényen 1 idővonalra (= 1 sec) kiterjedő térfogatváltozás a szokásos FEV<sub>1</sub> értéket mutatja. Mindkét sagittális tengelyen olvashatók le a totál kapacitásból (TLC ill. EDV) kiürülő, vagy a sagittális tengely mentén jelölhető ingadozó légzés térfogat (V<sub>T</sub>) ill. verőtérfogat (SV) a residualis volumen (RV) stb. értékei. A kiáramlási függvények nyomás-térfogat síkra eső vetületeinek területe a „külső” munka nagyságát mutatja.

(Bálint P.:Élettan 1.kötet 144.old a kamrák verőmunkája:b.k.:100 hgmm=1,33 \*10<sup>5</sup> dyn/cm<sup>2</sup> SV= 80 cm<sup>3</sup>; v= 100 cm/s W= 1,06\*10<sup>7</sup> +0,04\*10<sup>7</sup> erg = 1,10<sup>7</sup> = 0,11 mkp J.k.: W= 0,21\*10<sup>7</sup> + 0,04\*10<sup>7</sup> erg = 0,25\* 10<sup>7</sup> = 0,02 mkp Ha a bal kamra teljesítményét kiszámítjuk – a számítógépen programozott áramlás és eredményül kapott nyomás alapján (áramlás \* nyomás) -- akkor látszik, hogy ez 1,11 Watt (= 100 Hgmm·133,322 (N/m<sup>2</sup>)/Hgmm·5 L/(60·sec)·10<sup>-3</sup> m<sup>3</sup>/L = 1,11 N·m/sec = 1,11 W. A strukturális szerkezeteken belül keletkező súrlódás rugalmasság elleni munka ezen felül van)

Kétségtelennek tűnik, hogy a szívizom fent említett kis teljesítménye, az 5 liter keringő vértömeget nem tudná mozgásban tartani a surlódó teljes érpálya-hosszon, ha *egyenáramként* kellene ezt teljesítenie, és, ha egyéb rásegítő mechanizmusok nem lennének. Ilyenek: a vénás visszaáramlást segítő izomtevékenység, a légzés intrathoracalis subatmospherás, szintén periodikus, szívó hatása. A kamrákban sem áll meg az áramlás, mert az isovolumenes szakaszban (Umformungszeit), mintegy peristaltika szerűen, a beáramlási pályából a kiáramlási pályába tódul át a vér. Ezt 400 kép/mp (!) „high speed camera” felvételekkel bizonyítottuk. Ezért helytelen az „isometriás” fázis kifejezés a zárt billentyűs szakaszra. A keringő vérmennyiség mozgási energiavesztését csak annyival kell a szívnek pótolnia, amennyi töredék energiával fázisban lehet tartani egy hintát.

A szív működés periodicitása az érrendszerben közreműködő rugalmasság(capacitív C) és tehetetlenség (induktív L) elemek révén *rezgő rendszert* alkot, melyben a rezonancia elv hatása érvényesül. (v.ö. a hintáztatás jelenséggel).



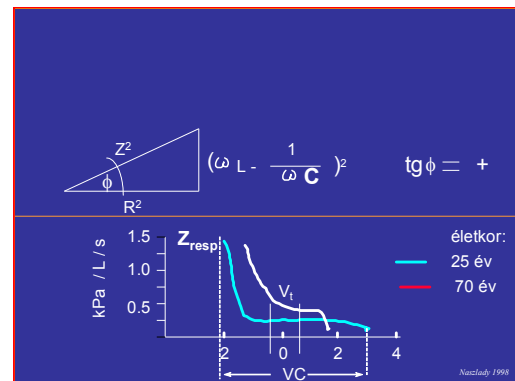
2. ábra Légzésfunkciós amplitúdó-amplitúdó függvények ábrázolása.

Az ábra jobb oldalán az eredeti mérések görbéi (amplitúdó-ido) függvényei láthatók. (térfogat(V), nyomás(P), és áramlás (V')). A két alsó függvény a compliance és resistance Változásai a tüdőtérfogat függvényében. A fehérrel jelült szakaszok az optimálisak a gépi Lélegeztetésre(compliance maximum és resistance minimum)

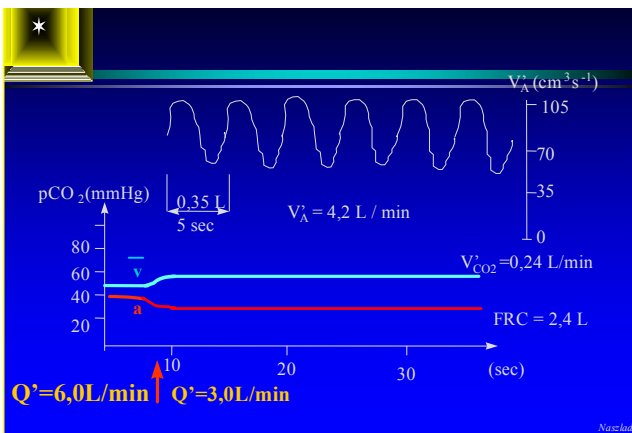
. Hasonlóan célszerű megállapítania tüdő maximális képlékenységére (compliance) is. Ha van az adott beteg tüdő térfogatának olyan szakasza, ahol az ellenállásnak minimuma és a képlékenysének maximuma van ugyanazon értékű vagy egymáshoz közel eső tüdőtérfogaton, akkor célszerű ezen a Egy további jellemző még a légzésfunkcióban a ). légvételek frekvenciája. Ennek az a jelentősége, hogy itt sem az „ohmikus” ellenállás vagyis az áramlás/nyomás játszik egyedül szerepet,

Az 1. ábrán a beáramlási hurkot az egyszerűség kedvéért nem célszerű feltüntetni, de a légzésnél ez értelemszerűen a nyomás tengely negatív oldalán helyezkedik el..

Ha az aktuális tüdő térfogat függvényében ábrázoljuk a légúti ellenállást akkor, optimalizálhatjuk a mesterséges lélegeztetést az ellenállás legkisebb szakaszára



3. ábra A légutak ellenállásának hatása a VC ggvényében Az ábra felső részén a  $Z_m$  képlet tangens  $\Phi$  szög értelmezése van feltüntetve Az alsó részen a címben megadott függvénygörbék életkori eltérése látható A pozitív  $\Phi$  szögérték képlékeny (nagy C érték) képlékeny tüdőt (és mellkast), a negatív szögérték(kis c) merev tüdőt jelent.



4. ábra A szív perctérfogat csökkenésének hatása a vér széndioxid szintjére

A nyíljal jelölt perctérfogat csökkenés pontjától a CO<sub>2</sub> az artériás vérben csökken, de a vénás vérben nő

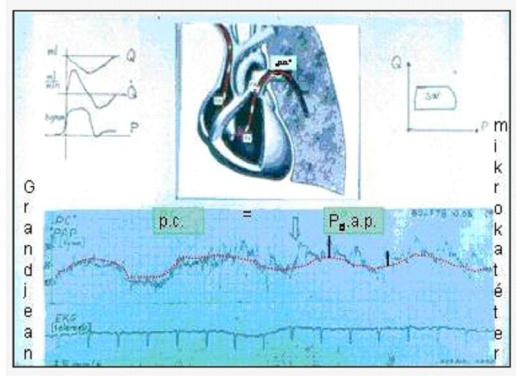
a frekvencia függő ellenállás, azaz az impedancia. (3.ábra) . Az eddig bemutatott összefüggések fontossága abban áll, hogy a légzés felsorolt jellemzői és összefüggéseik nemcsak a légzésre, hanem a vérkeringésre is jelentős hatással bírnak. Ezeket a hatásokat célszerű a betegellátásban figyelembe venni. Így például a szubatmoszférás

nyomással történő fiziológiás belégzés helyett a nyomásvezérelt gépi lélegeztetésnek a pozitív end expiratorikus nyomású változata (a PEEP) a mellüregi nyomást szuperatmoszférásra emeli. Ez a vénás visszaáramlást, következésképp a szív továbbítható perctérfogatát lecsökkenti.

## II.

A kisebb véráramlás mellett jobban szaturálódik a tüdön átáramló kevesebb vér ezért az artériás vérgáz értékek magasabb véroxigén és alacsonyabb széndioxid tensiót mutatnak..

Ennek alapján a kezelő orvos javulást állapít meg, holott: a csökkent perctérfogat azt jelenti, hogy a szöveti széndioxid nagy része el sem jut a tüdőbe és hisztotoxikus hatást fejt ki (4. ábra), mivel a vénákbeli és a szöveti széndioxid egyensúlyban van [1, 12]. Ezért évtizedekkel ezelőtt már azt ajánlottuk, hogy a kevert vénás vérben (arteria pulmonális) is kell vérgázt mérni. Ehhez az u.n. „Grandjean úszó katéter” használatát – saját, honosított tapasztalat alapján – ajánlottuk. Ma már ez a módszer elterjedt, bár nem az olcsó Grandjean katéterrel, hanem a sokkal drágább Swan-Ganz ballonos katéterre.



5. ábra A kisvérkör mikrokatéteres vizsgálata

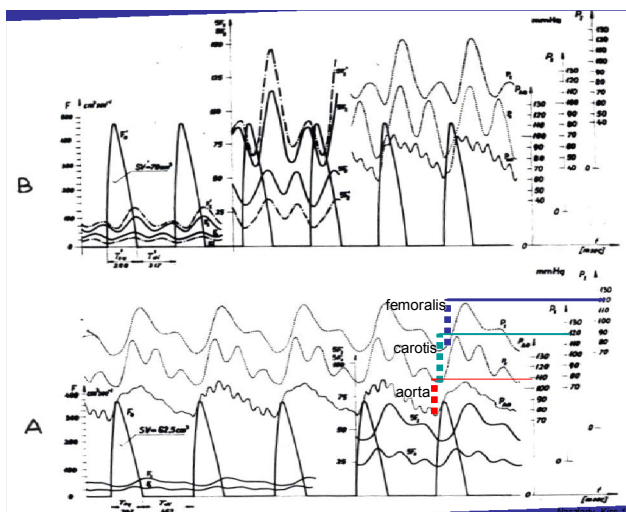
Az ábra felső sorában a  $Q/t$ , a  $Q'/t$  és a kamrai  $P/t$  a középső részén a katéter útja, a jobb szélén a  $Q/P$  hurok látszik. Az alsó sorban a mikrokatéterrel mért pulmonális capillaris (p.c.) nyomás és a kifelé húzott katéter által megjelenített arteria pulmonalis nyomásgörbe látszik. A szaggatott piros vonal jelzi, hogy a p.c. azonos az arteria pulmonalis diastolés nyomással.

Azt állítják, hogy azért, mert utóbbival pulmonális capillaris nyomást is tudnak mérni. Bizonyítottuk, hogy a Grandjean katéter is alkalmas erre (5. ábra). A pulmonális capillaris nyomás fontos jellemzője a vérkeringés állapotának mind a kisvérkörre, mind a nagyvérkörre vonatkozóan. A tüdő vérkeringésében három, szélességét változtatni képes, zóna különböztethető meg. A rekesz feletti tüdőzóna, ahol az artériás nyomás  $P_a >$  nagyobb, mint a vénás nyomás  $P_v >$  s ez magasabb, mint az alveoláris nyomás,  $P_A$ ; a második zóna a hilus tájékán van, ahol a  $P_a > P_A > P_v$ ; ez az u.n. vízsesés zóna, mert itt nem az a-v nyomás, hanem az arterio-alveoláris nyomás határozza meg a vérátáramlást és  $P_v$  - nek nincs hatása az átáramlásra. (akár a vízsesésnél, ahol a legalsó szint nem befolyásolja a lezúduló vízmennyiséget); a harmadik sáv a tüdőcsúcsok környéke, ahol  $P_A > P_a > P_v$  vagyis a hidrosztatikus okból kisebb artériás nyomás és a nehezített kilégzés miatt az előlé emelkedett alveoláris nyomás megszünteti a véráramlást (stop flow). Ezért ez a tbc leggyakoribb helye.

Az artériás vérgáz értékek alakulása az alveolo-capillaris gázcserétől függően alakul. A perfundált, de nem ventilált tüdőterületeken vérshunt, a ventilált, de nem perfundáltakon meg

légshunt képződik, sőt a nem egyenletesen szellőző tődőrészekben (pl. callus alatt, fibrotikus lebenyben a különböző időállandók (capacitas \* resistencia) is megkeverhetik az arteriás vérgáz mért értékét. Itt említjük meg, hogy a pontosabb heterotetramer metalloprotein molsúlyú Hgb g/ml oxigén tartalom számításánál 1,34 ill. 1,36-os hibás szorzót adnak meg a tankönyvek [2, 3, 4] a helyes 1,39 [4].

A pulmonális capillaris nyomás másik jelentősége, hogy megközelítőleg azonos a bal pitvari nyomással, melynek emelkedett volta – mitrális billentyű hiba ill. vv.pulmonális constrictio híján -- a gyenge bal kamrában a residuális vérmennyiség miatti torlódódásra, vagy a bal kamra vastag izomzatának csökkent diastolés tágulékenységére utal (pl. kóros hypertrophiában). Ezt jelezheti az echocardiographia is. A balkamra emelkedett residuális vértérfogata, mintegy előkészítve a myokardiumot gyorsabb vagy nagyobb volumenű kontrakciót készít elő. Nem tévesztendő össze ez



6. ábra A számítógépes model arteriás áramlás (A) és nyomásgörbéi. az idő ellenében

Jól látható az alakhú puzushullám késése és a nyomásamplitudó léptékhelyes növekedése a periféria felé

akkor a nyomás megemelkedik, aorta billentyű stenosis, coarctatio aortae, vagy mintegy a változatlan áramlás, de csökkent vezetőképesség (reciprok ellenállás) kölcsönhatásaként. A szív ugyanis nem nyomás generator, hanem áramlás forrás (flow source). [7, 8, 9, 10, 11, 12].

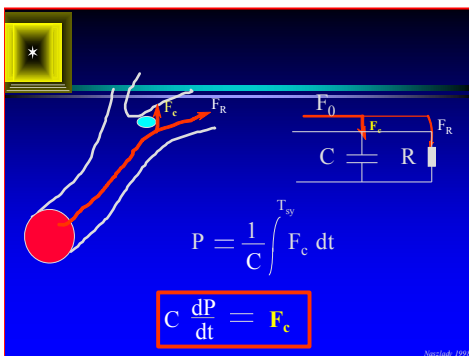
A keletkező áramlás hullám az artériás rendszerben nyomáshullámot generál, vagyis a nyomás nem ok, hanem következmény(!), mely végigrohanva (4-7 m/sec sebességgel) az artériákon némi késéssel a klinikailag is tapintható pulzust hozza létre. Ennek érzékelhető, minőségi jellemzői – altus-parvus, celer-tardus etc.- az artériás rendszerbe lökött verőtérfogattól függ.

Annak, hogy a periférián a nyomás amplitudó magasabb, mint a centrális érszakaszon, az a magyarázata, hogy az érbelvilág átmérője/falvastagság hányados értéke és az érszakaszok rugalmassága a periféria felé csökken (elastic tapering). Ezt utánozzák számítógépes modellünk

a kontraktilitás fokozódással, mely azonos előkészítettség esetén is nagyobb vagy gyorsabb systoles volumenürítést eredményez

Már 1871 óta ismeretes a szív Frank-Starling törvénye azaz a „minden vagy semmi” elv alapján alapján történő működése [6], amit ma „0-1” bináris elven működésnek lehet nevezni, azaz amennyi vért kap annyit továbbít, miként egy permisszív pumpa. Ha a továbbításnak valamilyen akadály van, pl. arteriosclerosis,

alakhú áramlás-nyomás görbéi (6. ábra). A carotis sensor szerepét is módosította számítógépes modellünk (7. ábra) A nyomáshullám visszaverődése abifurcatio iliaca aortae elágazási pontról okozza az aorta nyomásgörbén a superponálódókis emelkedést, legtöbbször a leszálló száron. (dicrot csomó). Hypertóniában ez a reflexiós hullám magasán, hypotóniában (vagy pl. aorta insufficiencia miatti periferiás vasodilatációban) alacsonyan vagy akár annyit késve jelenik meg, hogy külön második hullámot alkot (bisphorientia). Normális körülmények között a reflexiós fő hullám visszaérkezése az aorta billentyű zárodásával esik egybe megkímélve a bal kamrát egy ellencsapástól, mely felesleges energia veszteséget okozna. A billentyű passzív szövetén ilyen nem okoz.



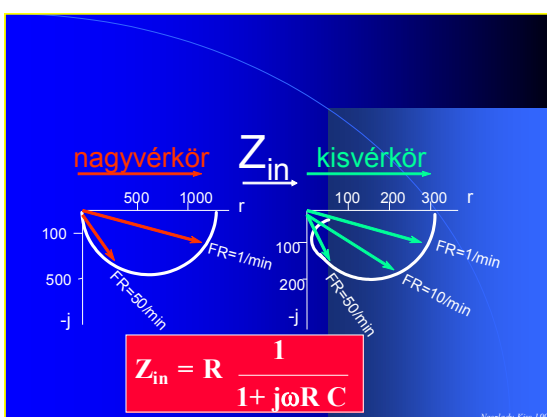
7. ábra A carotis sensor áramlás mérőkénti szerepe

Az analog modell alapján felírt differenciál egyenlet mutatja, hogy konstans periferiás ellenállás esetén – a verőtér fogattól függő „fárlányú” áramlást ( $F_c$ ), melyet szintén mér a „baroreceptor”.

Arteriosclerosisban, a kemény érfalak miatt, a nyomáshullám terjedési sebessége nagyobb, így hamarabb ér vissza és a még nyitott aorta billentyű mellett ejszekcióban levő bal kamrára „üt vissza” . energia veszteséget okozva, ezt csökkenti a kanyargóssá váló aorta.

### III.

Itt vetődik fel a kérdés, hogy az azonos vérnyomású, de az emberénél kisebb testű és szívű emlősök cardiovascularis rendszere hogyan tud energia takarékosan viselkedni? Ha kiszámítjuk pl. egy egér teljes perifériás érellenállását (TPR a hagyományos ohmikus módon) nem érhető hogyan képes az a kicsi szív akkora ellenállást legyőzni. A megfelelő válasz az, hogy hibás a tankönyvi TPR számítás



alkalmazása. Számítógépes modellünk elemzése hívta fel a figyelmünket arra, hogy a cardiovascularis rendszerben frekvencia függő

8. ábra A nagy arteriák bemenő ellenállása a  $Z_{in}$  azaz



bemenő impedanciája

A koordinata rendszerek vízszintes tengelye a reális (r), a függőleges az imaginárius (j) tengely. A körívekre az origóból húzott vektorok a  $Z_{in}$  értékei mutatják. Látható, hogy a pulzus frekvencia növekedésével a vektorok rövidülnek azaz a kamrára terhelő bemenő ellenállások csökkennek.

ellenállással kell számolni azaz u.n. bemenő impedanciával ( $Z_{in}$ ). Ez pedig nem pusztán nyomás/áramlás hányados, hanem egy bonyolultabb, a frekvenciát is tartalmazó képlettel határozható meg. (8. ábra). Minthogy ebben a képletben a frekvencia fordítottan arányos  $Z_{in}$ -nel, a kisebb emlősök magasabb pulzusszáma optimálissá csökkenti a bal kamrát terhelő  $Z_{in}$  értékét. A képletből az is következik, hogy ugyanazon emlős pulzus szám növekedése csökkenti szívének terhelését ugyanis mindkét kamrára érvényes az összefüggés (9. ábra). Ez ad magyarázatot arra az egyébként alig érthető klinikai tapasztalatra, hogy miért alakul ki tachycardia a terhelés/teljesítőképesség aránytalanságú beteg szívben (decompenzáció, pulmonális thromboembolia, myocarditis etc). Vulgárisan fogalmazva: nincs elég baja és még rohanni is kezd? A  $Z_{in}$  csökkenés a magyarázat, melyet a szív is „ismer”. Mindezek után

$$f_1 = \sqrt[3]{\frac{G_2}{G_1}}$$

$$f_1 = f_2 \cdot \underbrace{G_2^{1/3}}_k \cdot G_1^{-1/3} \cdot (G_1^{-1/3} = \frac{1}{L_{[dm]}})$$

$$f_1 = k \cdot \frac{1}{L}$$

$$\sqrt[3]{64 \cdot 10^3 \text{ cm}^3} = 4 \text{ dm}$$

$$f_1 L = k$$

$$k = 300$$

$$k/L = f$$

$$300/4 = 75$$

PI.: 0,3 kg: 430/min	27 kg : HR=100/min:	64kg : HR=75/min:	125kg : HR=60/min	4000kg: 17/min
mice	dog or child	man	calf or pig	elephant

Natzeblady 1966

vetődött fel az újabb kérdés, hogy mitől függ az, hogy ez a frekvencia mennyi legyen?

9. ábra Az emlős szívverés- szám szabálya

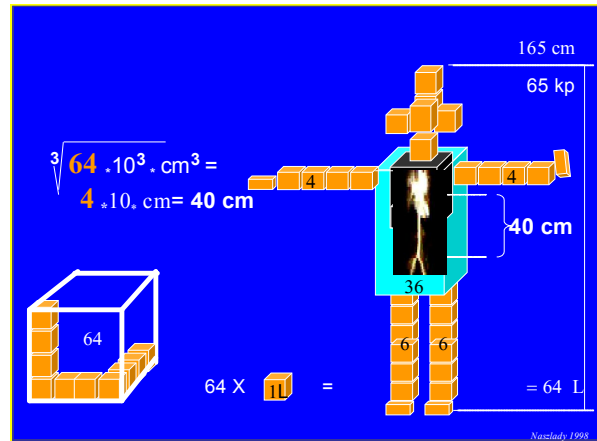
A kiinduló összefüggés az, hogy kétfajta emlős pulzus-frekvenciájának aránya ( $f_1/ f_2$ ) fordítva arányos testsúlyuk köbgyökével. Az ábra alján különböző emlősökre kiszámított pulzus számok vannak feltüntetve.

Ismert dolog, hogy az analog testű emlősök u.n. allometrikus sorba rendezhetők. Az a szabályszerűség, hogy két emlős testsúlya

köbgyökének hányadosa fordítva arányos pulzusszámukkal indította el azt a matematikai levezetést (9. ábra), melynek végeredménye azt fejezi ki, hogy a pulzus szám frekvenciája szorozva valamilyen hossz értékkel egy konstanssal (300) egyenlő [9]. Ebből nyilvánvalóvá vált, hogy itt rezonancia jelenség munkál, akár a hegedűhúr esetében: ha felében lefogják, kétszer olyan magas hangot ad. Így már érthetővé vált, hogy miért szaporább a kisebb emlősök és miért gyérebb a nagyobbak pulzusszáma [11, 12].

Minthogy a képletben a köbgyök testsúly voltaképpen hosszt jelent az a további kérdés vetődött fel, hogy mi lehet ez a hossz? A legkézenfekvőbb feltételezés az volt, hogy az aorta fő elágazásáig (arteria iliaca) terjed ez a hossz, mint fő hullám visszaverődési hely, ami a rezonancia feltételeknek legjobban megfelel. A Biological Data Book adatai szerint az emberi átlagos testméret a 75 kp és 165 cm, ami 64 liter testtérfogatot jelent, s ez az érték jól illeszkedik

az emlősök allometriás vonalához. Szívkatéteres vizsgálatainkban a 165 cm magas betegek aorta hosszát az iliaca oszlásig átlag 40 cm-nek találtuk. Ez éppen a 64 liter köbgyöke (10. ábra). Aortografiás képek is megerősítették ugyanezt [12].

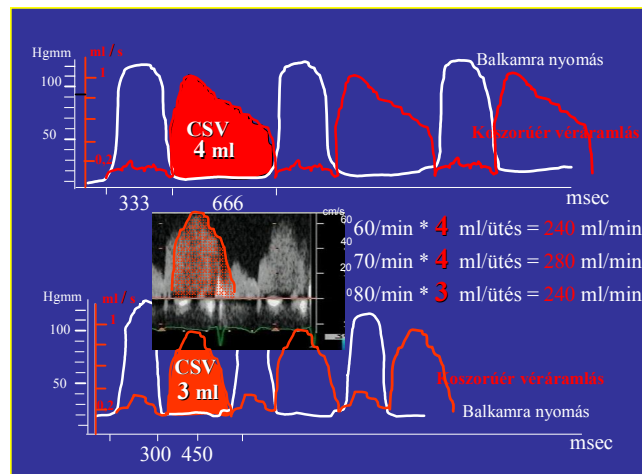


Klinikai jelentősége ennek a pulzus törvénynek

10. ábra Az emberi test geometriai szerkesztése

Az emberiség átlag 165 cm magas 64 L –es testtérfogatának köbgyöke 40 cm. Ez az unisex fantomon angiografiával igazoltan az aorta iliaca elágazódásáig terjedő szakaszának hossza

az hogy a pacemaker alapfrekvenciáját a test méretéhez, nevezetesen az ideális testtömeg köbgyökéhez (aorta hossz) kellene igazítani. A másik klinikai következtetés, hogy myocarditisben, pulmonális thromboemboliában, nem coronaria betegség miatti decompenzációban nem célszerű a szervezetnek a szív terhelését mérsékelő, (a kisebb  $Z_{in}$  révén) kompenzációs tachycardiáját túlságosan lecsökkenteni. Koszorúér betegségben, minthogy a diastole alatt zajlik a döntő mennyiségű véráramlás a coronáriákban és mivel a tachycardia főleg a diastolét rövidíti meg, a tachycardia mérséklése más megítélés alá esik, többnyire többet javít, mint amennyivel a terhelést növeli. A koszorúér véráramlás haemodynamikájában is van egy módosításra szoruló nézet.



11.ábra A koszorúér vérkeringés változása a ciklusidő függvényében

Az ábra felső felében 60/min pulzus melletti diastolés véráramlás látszik. Az alsó részen 80/ min pulzus melletti diastolés véráramlás mutatja, hogy az egy ütésre eső koszorúér véráram mennyisége jelentősen különbözik, míg a percnkénti véráramlás ugyanannyi.

Legtöbbször ml/perc értékben szokás megadni értékét. Ez azonban félrevezető adat, ha egyidejűleg nem adják meg a hozzá tartozó pulzusszámot is, azért hogy az egy ütésre eső vérellátást ki lehessen számítani. A szív ugyanis nem „ismeri” a percet, ő csak a ciklusidőt „ismeri”. Ugyanazon 240 ml/perc koszorúér véráramlás 80/min pulzus mellett 3ml/ütés vérellátást jelent. Ugyanennyi 240ml/ perc 60/min pulzusszám esetén 4ml/ütés vérellátást nyújt. Minthogy a szívnek ütésenként van szüksége vérellátásra és ezt a megelőző diastole biztosítja, nem megfelelő a percnkénti véráramlás alapján megítélni pl. egy coronaria vasodilatátor gyógyszer hatását (11. ábra).



Végkövetkeztetésként megállapítható, hogy a természet a biofizikai alapra építi rá a biológiai többletet, ezért nemcsak az élettani, kórélettani kutatásban, hanem a klinikai gyógyításban is célszerű mindkettőt figyelembe venni. A magyar nyelvű irodalomban a cardiovascularis rendszer szabályozó mechanizmusairól jó összefoglaló jelent meg [13], de ez, nem említi a carotis sensor áramlásmérő, a szív áramlás generátor és az impedancia szerepét. A rendszerszemléletű közlemények [14, 15] állításai nagyrészt megegyeznek fenti eredményeinkkel.

A keringő vérmennyiség energiavesztését csak annyira kell a szívnek pótolnia, mivel lengő rendszerként működik, amennyire töredék energiával fázisban lehet tartani egy hintát A kamrákban sem áll meg az áramlás, mert az isovolumenes szakaszban (Umformungszeit), mintegy peristaltika szerűen mozogva, a beáramlási pályából a kiáramlási pályába tódul át a vér.

Ez az áttekintő közlemény a cardiorespiratorikus rendszer működésével kapcsolatban felvetett [16] kérdésekre „A vérkeringés nem ismeri a fizika törvényeit?” adja meg a válaszokat. A vérkeringés a helyesen alkalmazott elemzés szerint, de rendszerszemlélettel kell figyelembe venni a biológiai autoregulatív kiegészítéseket, melyek nem függesztik fel, hanem biofizikaivá tökéletesítik a fizikai törvényeket. *Biologia supponit biophysicam et perficit.*

Megjelent. Orvosi Hetilap 150: (7), 291-297, 2009 február 15

Levelezés: Prof. Dr.med. Naszlady Attila

H-1124 Budapest Sashegyi út 18 E-mail: [naszlady.attila@iif.hu](mailto:naszlady.attila@iif.hu)

Honlap <http://naszlady.synthasite.com>

#### Irodalmi hivatkozások:

- [1] *Naszlady A. and Kiss L.*: Respiratory Analogue Computer Modell. Medical Informatics 1998, 23, 97-103.
- [2] *Braunwald, E.*: Heart Disease W.B.Saunders Co. 1980, 1772. old.
- [3] *Löllgen, H.*: Kardiopulmonale Funktionsdiagnostik Editio Ciba 4 Auflage Wbr/Baden, 1986, S.147.
- [4] Geigy Scientific Tables Vol.5, 8th Ed. Ciba- Geigy : 1990, p.199.
- [5] *Lawrence, M.*: All You Really Need to Know to Interpret Arterial Blood Gases 2 nd edition, published 1999 by Lippincott Williams & Wilkins
- [6] *Bowditch, H.P.*: Über die Eigentümlichkeiten der Reizbarkeit, welche die Muskelfasern des Herzes zeigen. Verh.K.Sachs Ges.Wochenschr. Leipzig Math Phys.Cl. 1871, 23:652. cit. Hurst, J.Willis The Heart, 4th Ed. McGraw-Hill Book Co., N.Y.

- [7] *Naszlady, A..*: Kandidátusi disszertáció Budapest 1967 cit.: Naszlady A. and Kiss L.: Haemodynamic Analogue Computer Model Acta Medica Academiae Scientiarum Hungaricae 1969, 26, 213-224.
- [8] *Naszlady, A..* : A vérnyomás, véráramlás, vérvolúmen összefüggéseiről. Orvostudományok 1969, 44, 65-71, idézi Bálint Péter: Orvosi élettan (1kötet) 224.
- [9] *Magyar, I., Petrányi G.*(szerk): A belgyógyászat alapvonalai 2.kötet 974. Medicina Kiadó Budapest, 1986
- [10] *Naszlady, A..*: A szív, az érrendszer és a vérkeringés diagnosztikája in Petrányi Gy.: Belgyógyászati diagnosztika 7-ik kiadás Medicina Bp.1988, 112-198.
- [11] *Naszlady, A., Kiss, L.*: Regularity in Heart Rate of Mammals. Cybernetic Medicine, 1969, 4, 17-28.
- [12] *Naszlady, A..*: Cardiopulmonalis kölcsönhatások és következményeik Doktori értekezés, Budapest, 1979;
- [13] *Madách Krisztina*: Haemodynamikai alapfogalmak 2008 [http// www.usn.hu](http://www.usn.hu)
- [14] *Uri Dinnar*: Cardiovascular Fluid Dynamics CRC Press, Inc., 1983, Boca Raton, Florida
- [15] *Avanzolini G.*: Model Selection and Parameter Estimation for Aortic Input Impedance Automedica 1984, 5, 37-53.
- [16] *Papp Lajos*: Nem a szív a vérkeringés energia forrása? Orv. Hetil., 2008, 149, 1443-1447. The following sections adapted from Chapter 5 of *Dr.Martin's Book: All You Really Need to Know to Interpret Arterial Blood Gases*, 2nd Edition, published 1999 by Lippincott Williams& Wilkins