

Országos Munkaegészségügyi Intézet és JATE
Kibernetikai Laboratórium

Légzésmechanikai és kisvérköri keringési jelek szuper-
pozíciójának vizsgálata

Galgóczy Gábor, Hunya Péter, Hantos Zoltán és Rablóczy György

A légzési és keringési szervrendszer kapcsolata a haemo- és aerodinamika, az idegrendszer, valamint a gáztranszport szempontjából egyaránt sokat vizsgált kérdés. A vizsgálati módszerek fejlődésével, az intenzív betegellenőrzés, a gépi lélegeztetés és a nukleáris medicina térhódításával ezen kapcsolatok újabb és újabb oldalai kerülnek felszínre.

Az egymással igen szoros kölcsönhatásban álló, egyenként is bonyolult két rendszer ennek következtében változatos kérdésfeltevés és megközelítési módszerek tárgya, így együttesük működésének precíz, szintetikus leírásától még meglehetősen távol állunk.

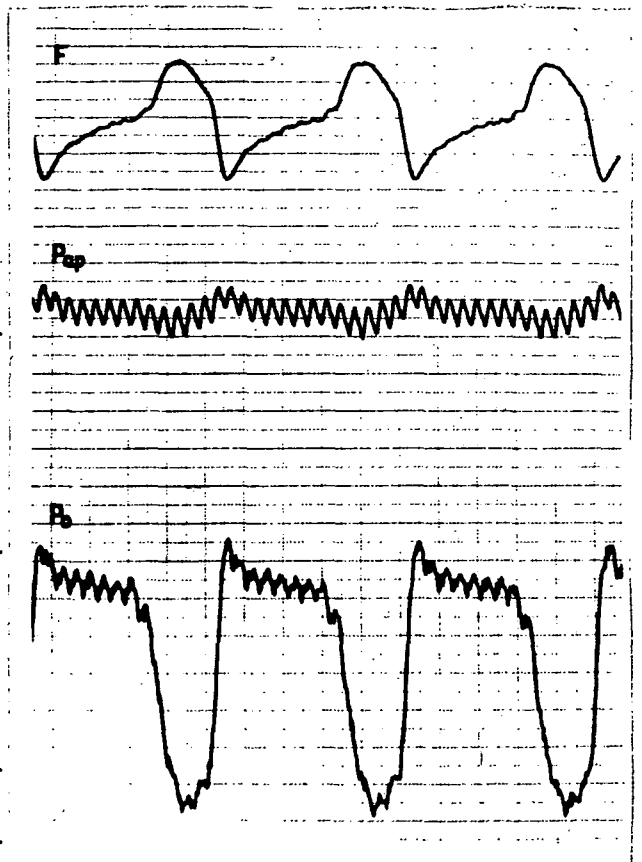
Vizsgálataink is egy adott irányt képviselnek: a kisvérköri keringés légzésmechanikai szerepének tisztázását. Jelen előadásunkban ismertetett módszerek segítségével reméljük, hogy a két rendszer néhány, egymás működésében megnyilvánuló jelensége szeparálhatóbbá válik és az ezt követő kvalitatív analízis felvethet érdekes fiziológiai részletkérdéseket. Konkrétan fogalmazva: megkísérelünk kimutatni és leválasztani néhány keringési paraméterben tükröződő légzésmechanikai eredetű komponens, illetőleg a légzésmechanikai mennyiségekben feltételezett keringés-eredetű változásokat.

A légzés és kisvérköri keringés kölcsönhatásának lehetősége ismert anatómiai és fizikai viszonyokon alapszik. A részben párhuzamos felépítettség, az egymásbaágyazottság és az egymásmellettség messzemenően lehetővé teszi a két rendszerben létrejövő nyomásingadozások és térfogatváltozások egymásrahatását, ill. áttevődését. Külö-

nösen a nyomásjeleken érvényesülhetnek ezek a hatások, mivel a légzési és kisvérköri nyomások r különösen kóros esetekben - közel azonos nagyságúak.

Vizsgálataink végső célja a humán légzésfunkciós paraméterekben fluktuáló történések elemzése, de ehhez először könnyebben ellenőrizhető, irányítható és a frekvenciaviszonyok tekintetében lényegesen kedvezőbb állatkísérletekben kívántunk tapasztalatokat szerezni. A továbbiakban állatkísérletes, valamint adatrögzítési és feldolgozási módszereinket és első tapasztalatainkat ismertetjük.

Altatott macskán végzett kísérletekben regisztráltuk a differenciálmánometriá-
san mért pneumatogramot (Medicor SP 11), az arteria pulmonalis nyomását Statham elektromanométer (P23Db) segítségével, valamint az interpleuralis nyomást a humán kísérleteknél alkalmazott oesophagus-ballon technikával (Statham P23Db). A mért mennyiségek rögzítésére azt az A/D konverziós és mágneses adatrögzítési rendszert alkalmaztuk, amelyet a kollokviumon - humán légzésfunkciós vizsgálatok kapcsán - már ismertettünk (Hantos Z. és mtsai: Légzésmechanikai jelek számítógépes feldolgozása). A mintavételezés 25 msec-onként történt, a feldolgozás első fázisai is azonosak voltak a humán adatok feldolgozásáéval (a felvétel folyamatos kinyomtatása, illetve kirajzolása, az áramlás nullátmenetei alapján történő lég-



1. ábra

zési periódusokra bontás). Eltérés volt abban, hogy - szobalevegőből történő légzés miatt - más-más koefficienssel vettük figyelembe a belégzési és kilégzési áramlásértékeket (a be- és kilégzési volumen egyezése kedvéért), továbbá abban, hogy az oesophagus-nyomás mellett annak közelítően leválasztott viszkózus komponensét, valamint a pulmonalis arteriás nyomás és az oesophagus-nyomás különbségét is tároltuk.

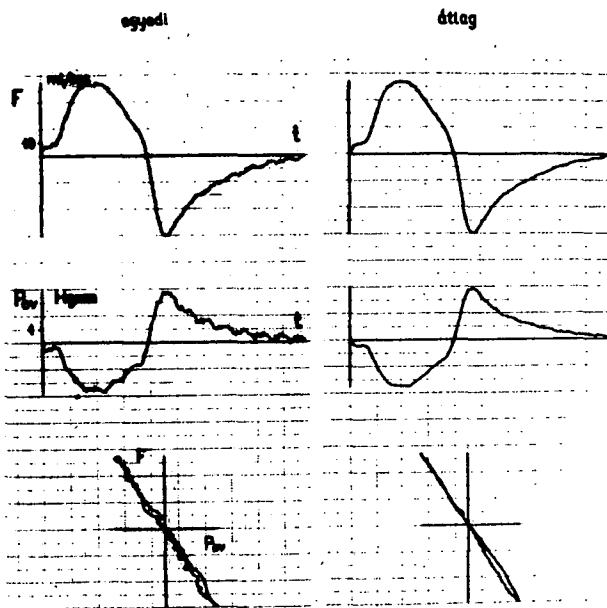
Már az elsődleges (regisztrált) mennyiségek görbéin (ld. 1. ábra) is jól látható a bevezetőben említett kölcsönhatás, azaz az oesophagus-nyomáson, valamint - bár kisebb mértékben - a pneumotachogramon jelenlévő szivszinkron komponens, ugyanakkor pedig az arteria pulmonalis nyomása kifejezett légzésszinkron ingadozást mutat. A légzés és vérnyomásingadozás frekvenciája meglehetősen különbözik, egy-egy légzési periódusra 13-14 pulzushullám esik.

Kiindulásként feltesszük, hogy bármelyik mért $\varphi_i(t)$ mennyiség úgy áll össze, hogy egy T periódusu $F_i(t)$ alapjelre egy τ periódusu, modulált $f(t)$ jel rakódik, a modulációt pedig szintén T periódusu $A_i(t)$ függvény jelenti.

$$\varphi_i(t) = F_i(t) + A_i(t) f(t)$$

Amennyiben veszünk N darab $\varphi_i(t)$ periódust, melyeknél a T periódusu gyorsabb komponens belépési fázisa a T periódus elején a $0 \leq t \leq \tau$ intervallumban egyenletes eloszlású, és az azonos időpontbeli mintákat átlagoljuk, megkapjuk az $F(t)$ alapjelet, valamint ráakódva az $f(t)$ jel - N -től függően közelítő pontosságú integrálközepének és az $A(t)$ moduláló függvénynek szorzatát. Az eljárás lényegében változatlan $F_i(t)$ alapjeleket (steady-state) tétel fel, amely sajnos csak rövid regisztrálási intervallum esetén teljesül, még altatott állat esetén is. A gyakorlatban ezért csak néhány - 3-8 - görbe átlagolása lehetséges, igen körültekintő belépési fázis-vizsgálat után. Az eredményül kapott átlaggörbék ennél fogva korántsem mentesek a néhányszor $1/\tau$ frekvenciájú szuperpozícióktól, bár ezek kis amplitudójuak. Továbbá egyéb feltételek teljesülésének itt nem részletezett hiánya is n/τ frekvenciájú mara-

dék-komponenseket eredményez, így a tökéletesen sima átlag-
görbék konstrukciója meglehetősen illuzórikus. Mivel azonban
a mintavételi és kvantálási szisztémánk is jelentős hibákat hoz
be a τ periódusidejű szuperpozíciók rekonstruálásánál, nagy
pontossági követelményeket nem támaszthatunk. A fenti nehézsé-
gek ellenére a nyert átlaggörbéink elegendően "simák" ah-
hoz, hogy a légzési alapjelenségek vizsgálatára viszonylag za-
varmentesen rendelkezésre álljanak.

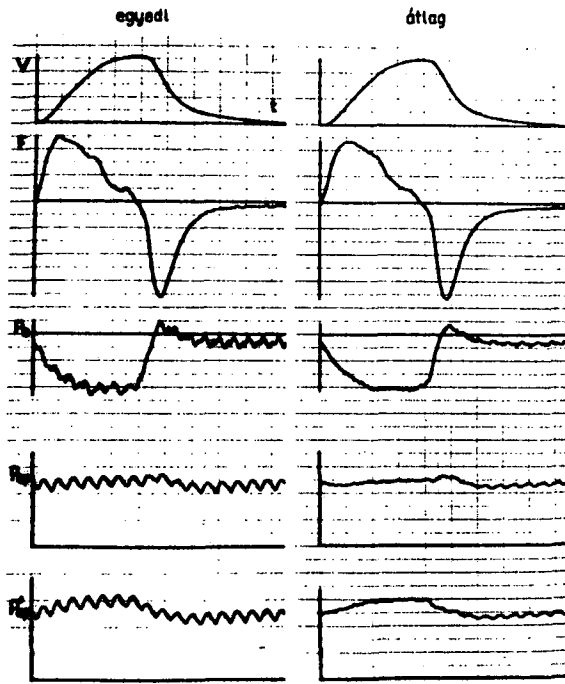


2. ábra

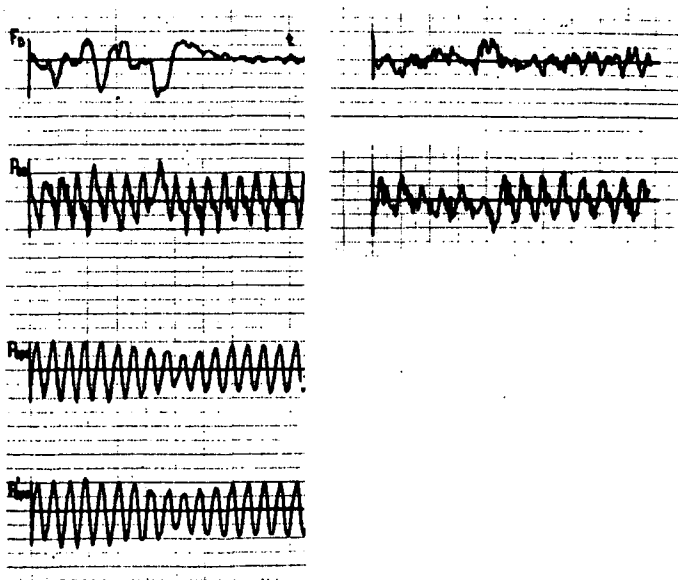
A 2. ábra
ó periódus átlagát mu-
tatja, a pneumotachog-
ram, az oesophagus-nyo-
más "viszkózus" kompo-
nense és a transzpulmo-
nalis viszkózus rezisztencia-hurok esetén, a bal-
oldali oszlopban egy e-
gyedi periódus mennyisé-
geit tüntetve fel.

A 3. ábra szin-
tén egy egyedi periódus
görbéit, valamint 3 peri-
ódus átlaggörbéit ábrázol-
ja. A volumen és a pneu-
motachogram alatt itt a
viszkózus és elasztikus kom-
ponenseket egyaránt tartal-
mazó oesophagus-nyomás lát-

ható. Az arteria pulmonalis hagyományos módon (a jobb pitvar magas-
ságában a mellkason kívül mért referencianyomással) regisztrált görbé-
je alatt az arteria pulmonalis transmuralis nyomás helyezkedik el. Ez
utóbbi az intravasalis és az interpleurális nyomás különbségét jelenti,
értékét pedig kísérleti anyagunknál a hagyományosan mért pulmonalis
nyomás és az oesophagus-nyomás különbségéként kapjuk. Látható, hogy
az arteria pulmonalis középnyomásának légzésszinkron változása egé-
szen más jellegű, ha értékét a környezeti nyomáshoz viszonyítjuk.



3. ábra



4. ábra

A 4. ábra baloldali oszlopában az előző ábra egyedi és periódusainak különbséggörbéit mutatjuk be, az alpbörbék léptékének ötszörösével. A pneumotachogram különbséggörbéje itt inkább alapjelbeli alakvariációkra utal, mintsem szivszinkron komponensek jelenlétére. E felvétel azonban a macska erősen véreztetett állapotában készült, szemben a jobb oldali oszlop két - kontroll állapotban felvett - regisztrátumával, ahol viszont jól megfigyelhető fázisazonosság van az oesophagus-nyomás fordított előjelű - légzési hajtónyomásként értelmezett - szivszinkron ingadozásával. Ez egyben bizonyíték arra, hogy az oesophagus-nyomás szivszinkron komponense - eltekintve az oesophagus szív általi ütögetésből eredő túszerű jelektől - nem zaj-jellegű, hanem a légzési hajtónyomás egy összetevője. Figyelemreméltó, hogy a szivszinkron szuperpozíciók amplitúdója a belégzési fázisban kisebb, mint kilégzésben. Véreztetett állapotban e különbség kevésbé észlelhető.

Az oesophagus- és az arteria pulmonalis nyomás különbséggörbéi között meglepő módon majdnem fázisellentétesség látható. Ennek magyarázatára kellően megalapozott hipotéziseink nincsenek.

Mindkét módon értelmezett arteria pulmonalis nyomás különbséggörbéin jól megfigyelhető a légzési periódus szerinti változás.

A különbségi görbék amplitudóváltozásai érdekes problémákat vetnek fel és további vizsgálatokat igényelnek, ennek során szükségesnek látszik egyéb mennyiségek - elsősorban a pulmonalis véráramlás - regisztrálása és az analízisbe bevonása, ezt követően pedig a moduláló jelek megkeresése, leírása és a légzésmechanikai, valamint légzésszinkron keringési változókkal való összefüggéseik vizsgálata. Segítségét nyújthatnak azon megfigyeléseink, hogy a jelek szuperponálódásai pharmacologiai uton, a vértérfogat változtatásával és externalis stenosis alkalmazásával erősen befolyásolhatók.

Kossuth Lajos Tudományegyetem és Debreceni Orvostudományi
Egyetem

Eloszlásfüggvények "relatív növekményéről" és ennek orvostu-
dományi alkalmazásairól

Szabó Zoltán

Az élőlények, így az ember élete és fiziológiai fejlődése során a növekedési folyamatoknak alapvető szerepük van. Nincs olyan orvosi diszciplína, melyben ne bukkannánk igen sok növekedési processzusra. Megemlítek néhány triviális példát:

- gyermekek, méhen belüli magzatok súlygyarapodása,
- emberek és mikroorganizmusok longitudinális, ill. térfogati növekedése,
- tumorok időbeli növekedése,
- tejfogak, ill. maradó fogak számának gyarapodása,
- a caries kumulációja fogakon a posteruptív korban,
- kezeletlen bőrgombák terjedése,
- emberi szem myopiájának időbeli növekedése,
- emberi hallás leromlásának folyamata (pl. öregedés következtében),
- idegrendszer változása a korral (tanulás, reflexek, agysejtek számának csökkenése, ...),
- elhízási folyamat,
- leukémiás beteg vérképének időbeli alakulása, stb.

Az említett esetekben (bizonyos értelemben korlátos) növekedési folyamatokról van szó. Az ilyen típusú folyamatok matematikai leírására általában valószínűségi eloszlásfüggvényeket használunk.

A konkrét növekedési folyamatot adekvát módon tükröző matematikai modell kiválasztása legtöbbször nehéz és felelősségteljes feladat, hiszen a modell gépi és matematikai elemzése útján levont