

MTA KFKI és Országos Testnevelési és Sportegészségügyi
Intézet

Néhány eredmény egészséges és cardiomyopathiás (CMP-s) egyének
számítógépes spektrális PCG vizsgálatában

Pártos Oszkár, Kálmán Péter, Kozmann György, Szlávik Ferenc,
Vigyázó György és Voith László

1. Bevezetés

A szívbetegségek egyre "előkelőbb" helyet foglalnak el a halálozási statisztikák halálokokot tartalmazó rovataiban, és ez a betegcsoport ugyanakkor a lakosság mind fiatalabb korcsoportjait is erősen érinti. Ez aláhúzza a noninvazív kardiológiai vizsgálatok jelentőségét, szükségessé teszi e módszerek megbízhatóságának további növelését, és a korábbinál érzékenyebb vizsgálati módszerek kifejlesztését.

A szív működés keltette mechanikus rezgések időbeli lefolyásának közvetlen vizuális vizsgálatában, vagyis a fonokardiográfiában a detektált hangjelenségek frekvenciatartománybeli vizsgálata csak közvetve lehetséges, bár ezek diagnosztikai értéke így sem csekély.

E rezgések spektrális, kvantitatív vizsgálatát lehetővé tevő számítógépes fonokardiográfiai rendszer sajátosságai és az egészséges egyének első szívhangjai spektrális vizsgálatával kapcsolatos tevékenységünk már korábban - többek között a Neumann János Kollokvium keretében - ismertetésre került. A szívizomzat diffúz károsodottságával jellemzett cardiomyopathiás (CMP) betegekre vonatkozó első eredményeinkről a Magyar Kardiológus Társaság 1976. évi Tudományos Ülésén, Balatonfüreden adtunk áttekintést.

Jelen vizsgálatok a CMP-s beteg, valamint az egészséges csoport első szívhangjainak spektrális vizsgálatával nyert adataink összevetését, diagnosztikai célokat szolgáltattak.

Célunk volt továbbá, hogy a számítógépes spektrális PCG rendszer lehetőségeit kihasználva a korábbiakat meghaladó, kibővítő új ismereteket szerezzünk a kardiológiai diagnosztika segítségével érdekében a hangjelenségek tanulmányozásában.

2. Anyag- és betegkiválasztás

A betegcsoport a CMP szekunder formájában, a szivizomzat diffúz károsodottságával jellemzett, klasszikus klinikai módszerekkel igazolt "sclerosis arteriae coronariae", illetve "status post infarctum myocardii" orvosi diagnózissal jellemzett állapotban lévő csoportra volt felosztható, ahol mindkét csoportban a betegség klinikai súlyosságát tekintve a kompenzált/dekompenzált keringési állapot alapján további alcsoportok szétválasztására nyílt lehetőség.

E betegségek a klasszikus fonokardiográfiai módszer számára az első szivhangot tekintve diagnosztikai szempontból csaknem hozzáférhetetlenek. Jelen vizsgálatok során a szív mechanikai állapotával kapcsolatosan közvetlen információt hordozó szivhangokat a kvantitatív spektrális fonokardiográfiai technikával tanulmányoztuk az említett betegcsoportoknál. A vizsgált csoportokra vonatkozó számszerű adatokat az 1. táblázat tartalmazza.

	férfi	nő	*
egészséges	10	10	
CMP-s	11	9	

1. táblázat

3. Mérésadatgyűjtés

3.1 Mérés

A mellkasfelszíni rezgések detektálása minden esetben folyamatos légzés és akarólagos légzésvisszatartás során az apex, a pulmonális billentyű és az aorta billentyű hagyományos hallgatódzási pontján elhelyezett gyorsulásérzékeny szivhangmikrofonokkal szimultán történt, hanyattfekvő helyzetben. Kisérő görbeként az EKG II-es elvezetését, valamint a légzésgörbét rögzítettük. A felvételező

* A betegek az OTSI kardiológiai osztályának beteganyagából kerültek kiválasztásra.

rendszer specifikációjáról, átviteli tulajdonságairól már korábban beszámoltunk (1), (3).

3.2 Adatelőkészítés

Az adatelőkészítés alatt a már ismertetett módon az EKG R-csucsához szinkronizált "időablakolással", az apexen felvett és magnetofonon rögzített gyorsulás-idő függvényeknek az első szívhang intervallumát tartalmazó szakaszait szeparáltuk folyamatos légzésben 40, lélegzésszünetben 20 egymást követő szivcikus során, majd az így kiemelt időfüggvényeknek a teljesítménysűrűség-spektrumait - továbbiakban t.s.s. - képeztük a gyors Fourier transzformációt végrehajtó számítógépi program segítségével (1), (4), (5).

4. Módszer

Az ilyen módon kapott, a hangszint a rendszer adottságaiból következően kvantitatív módon jellemző t.s.s.-ek vizsgálatára került sor az egészséges és a betegcsoport vonatkozásában a jellemző sajátosságok kimutatására. Vizsgálatokat:

- 4.1 a hangintenzitással
- 4.2 a hangszin belső strukturájával
- 4.3 a hangszin időbeli stabilitásával

kapcsolatban végeztünk.

4.1 Az átlagspektrumok egyes diszkrét frekvenciasávjaiba eső relatív teljesítményt számítottuk ki az összteljesítmény százalékában.

4.2 A minden esetre és mindkét légzési állapotra kiszámított átlagspektrumok csucsainak elrendeződését mind a frekvencia-, mind a teljesítmény-skálán végrehajtott normálás segítségével vizsgáltuk. Az első három spektrumcsucsra illesztett Gauss-görbe egyes tulajdonságait állapítottuk meg, illetve számítottuk ki. A spektrumban az alacsonyfrekvenciáktól (kb. 8 Hz-től) kiindulva megjelenő első ilyen Gauss-görbével közelített csucs "középfrekvenciáját" (az energia maximumhoz tartozó frekvenciaértéket) egységnek tekintettük, és a további két csucsra vonatkozó középfrekvenciát erre az értékre normálva fejeztük ki. Az egyes csucsokra eső összteljesítmény értéket az illető átlagspektrum összteljesítményének százalékában ki-

fejezve végeztük a teljesítmény szerinti normálást.

4.3 A hangszin időbeli stabilitásának vizsgálatában felhasználtuk az un. hasonlósági pontfüggvényt (1), ahol az egyes függvénypontok abszcisszája az un. szomszédsági fok, amely az összehasonlított szivciklusok egymástól való távolságát mutatja szivciklus egységekben, ordinátája pedig az illető ciklusok vizsgált időfüggvény szakaszaiból képzett t.s.s.-ek formai hasonlóságát, a hangszin azonosságát reprezentáló hasonlósági index átlagértékét mutatja, az alábbi összefüggés alapján:

$$Q_{\phi\phi}(n) = \frac{1}{N-n} \sum_{k=1}^{N-n} \left\{ 1 - \frac{\sum_{j=1}^L [\phi_k(\omega_j) - \phi_{k+n}(\omega_j)]^2}{\sum_{j=1}^L [\phi_k(\omega_j) - \phi_k(\omega_j)]^2} \right\} \cdot 100$$

ahol, $\phi_k(\omega_j) = \frac{G_k(\omega_j)}{I_k}$: a normalizált t.s.s.

N : a vizsgált revolúciók száma

n : két összehasonlított revolúció sor-számának különbsége

$\omega_j = \frac{2\pi j}{T}$: a t.s.s. j-edik spektrumvonalának frekvenciája

(j = 1, ..., L)

L : a t.s.s. spektrumvonalainak száma (egyenlő az időfüggvényből egy revolúció során vett minták számának a felével)

$G_k(\omega_j)$: a k-adik revolúció j-edik spektrumvonalának energiája

$I_k = \sum_{j=1}^L G_k(\omega_j)$: a k-adik revolúció első szivhangjának összenergiája.

- Megvizsgáltuk: a.) a hasonlósági pontfüggvényeket a legkisebb négyzetek módszere alapján legjobban közelítő regressziós egyenesek tulajdonságait,
b.) a hasonlóságok átlagértékét, a függvény pontjainak szórását

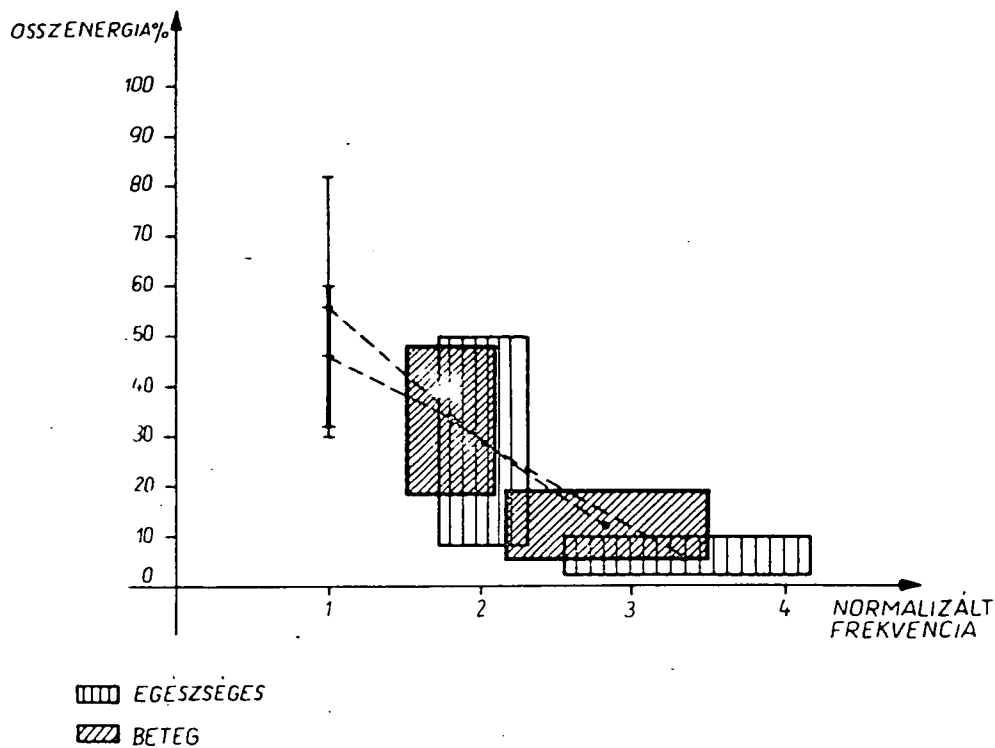
az egészséges és betegcsoportban egyaránt.

5. Eredmények

A kiértékelések során nyert eredményeket, a 4. fejezetben feltett kérdésekre utalva, az ábrák segítségével és ezek kapcsán szeretnénk ismertetni.

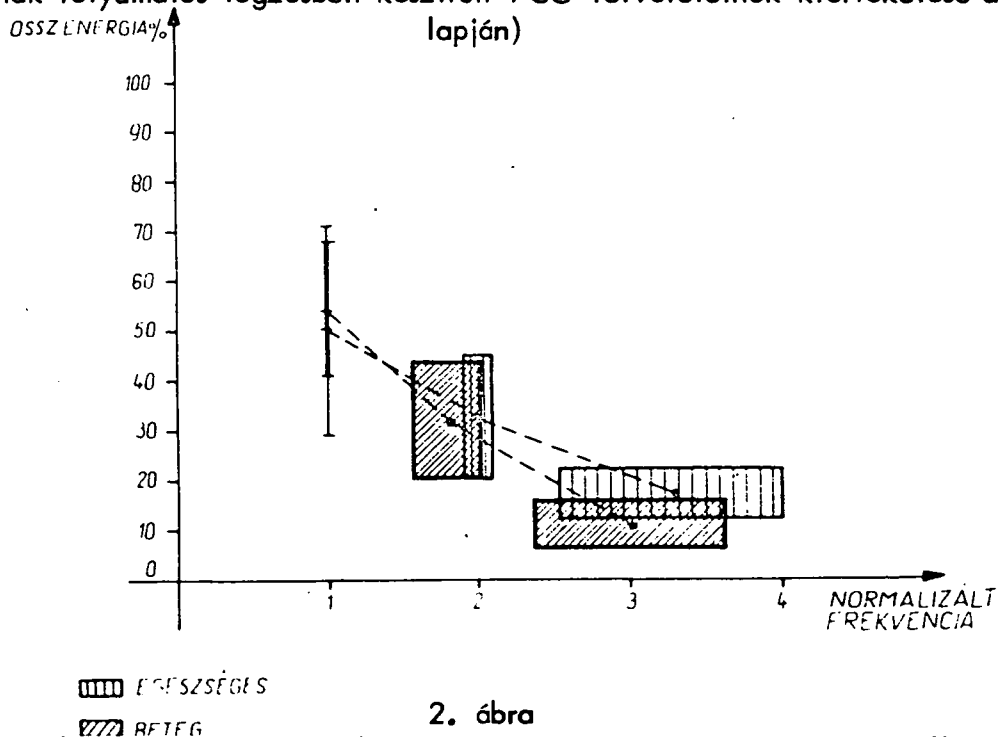
ad. 4.1 Az egyes frekvenciasávok relativ-teljesítmény vizsgálatánál ugyanugy, mint az összenergiák vonatkozásában az értékek relativ szórása a 100 %-ot is meghaladja, ezért ezt kevésbé tartjuk jellemzőnek (az intenzitás testalkati és egyéb tényezőkkel is kapcsolatos). Megjegyezzük, hogy a betegek jellemző első szivhang összingintitásértékei általában alacsonyabb értékeket mutatnak, mint az egészségesek, de a szórásmezők erős átlapolódása miatt az eredmény nem szignifikáns.

ad. 4.2 A spektrumok belső strukturáját jellemző ábrák közül (1., 2. ábra) a férfiak és a nők folyamatos légzésben készített felvételeinek kiértékelését mutatjuk be az egészséges- és betegcsoport összehasonlítására. A frekvencia szerinti normálást - mint említettük - az első csucs középfrekvenciájára hajtottuk végre. Az ábrákon feltüntetett téglalapoknak az abszcisszával párhuzamos oldala a középfrekvenciaértékek kétszeres szórásával, az ordinátával párhuzamos oldala pedig az adott középfrekvenciához tartozó spektrumcsucok relativ összenergiaértékeinek a kétszeres szórásával arányos. A téglalapok középpontja a várható értéket reprezentálja, a második és a harmadik spektrumcsucokra mind az egészséges, mind a betegcsoportokra. Az első csucsnál, tekintettel arra, hogy a középfrekvencia = 1 (per def.), a normalizálás során az ordinátával párhuzamosan tüntettük fel. Ellenőrzésképpen az első spektrumcsucok középfrekvencia értékeinek eloszlását is megvizsgáltuk, amely azonos paraméterű normál eloszlásokat mutatott.



1. ábra

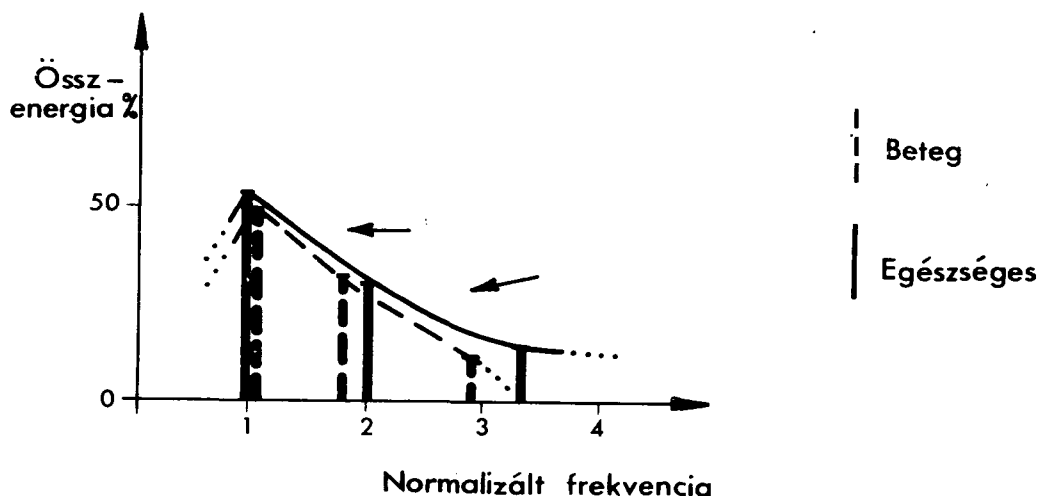
A teljesítménysűrűség spektrumok első három csúcsának egyes jellemző adatai az első szívhang intervallumára. (Egészséges és beteg férfiak folyamatos légzésben készített PCG felvételeinek kiértékelése alapján)



2. ábra

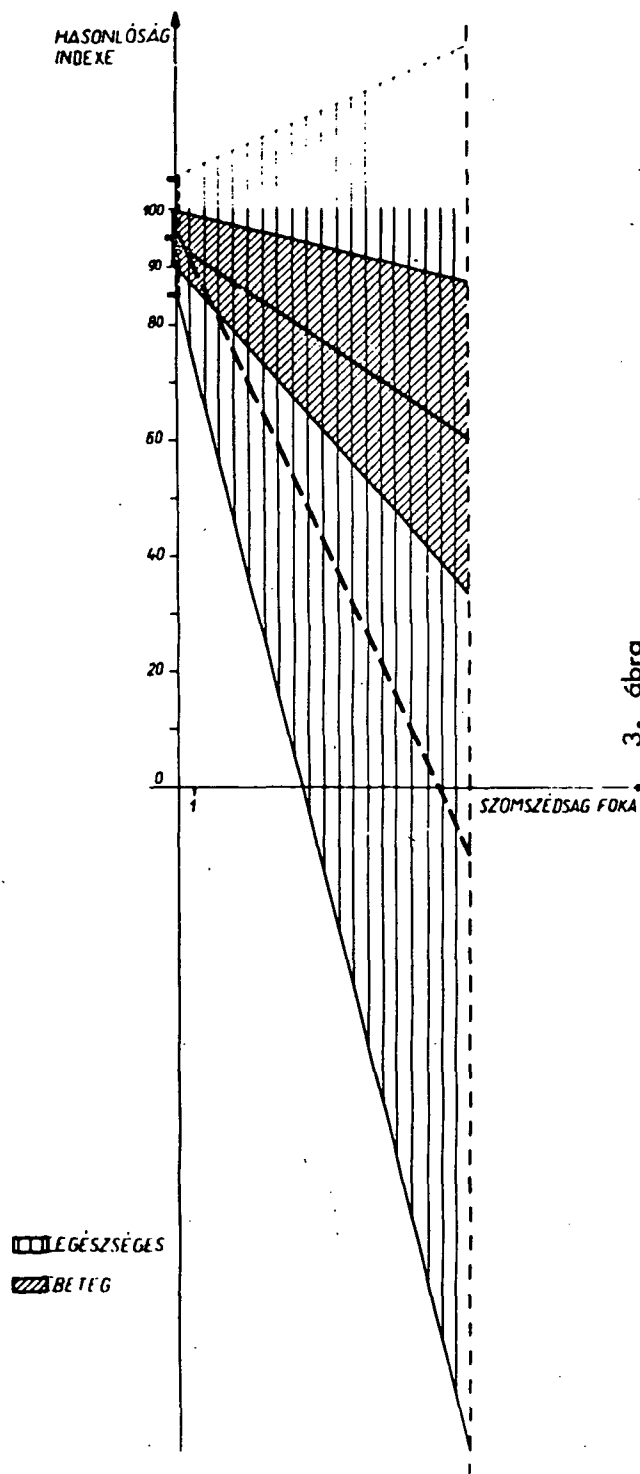
A teljesítménysűrűség spektrumok első három csúcsának egyes jellemző adatai az első szívhang intervallumára. (Egészséges és beteg nők folyamatos légzésben készített PCG felvételeinek kiértékelése alapján.)

Mindkét ábrán látható (1., 2. ábra), hogy a betegek esetében a második és a harmadik spektrumcsucs a frekvencia normalizált értékeit tekintve alacsonyabb frekvenciasávba esik. Az egészségesek harmadik spektrumcsucsa nem csupán középfrekvenciáját tekintve esik magasabb sávba, de energiatartalma is általában meghaladja a betegekét. Az elmondottakat az első három csucs burkolóját feltüntető alábbi diagramon is szemléltetjük.



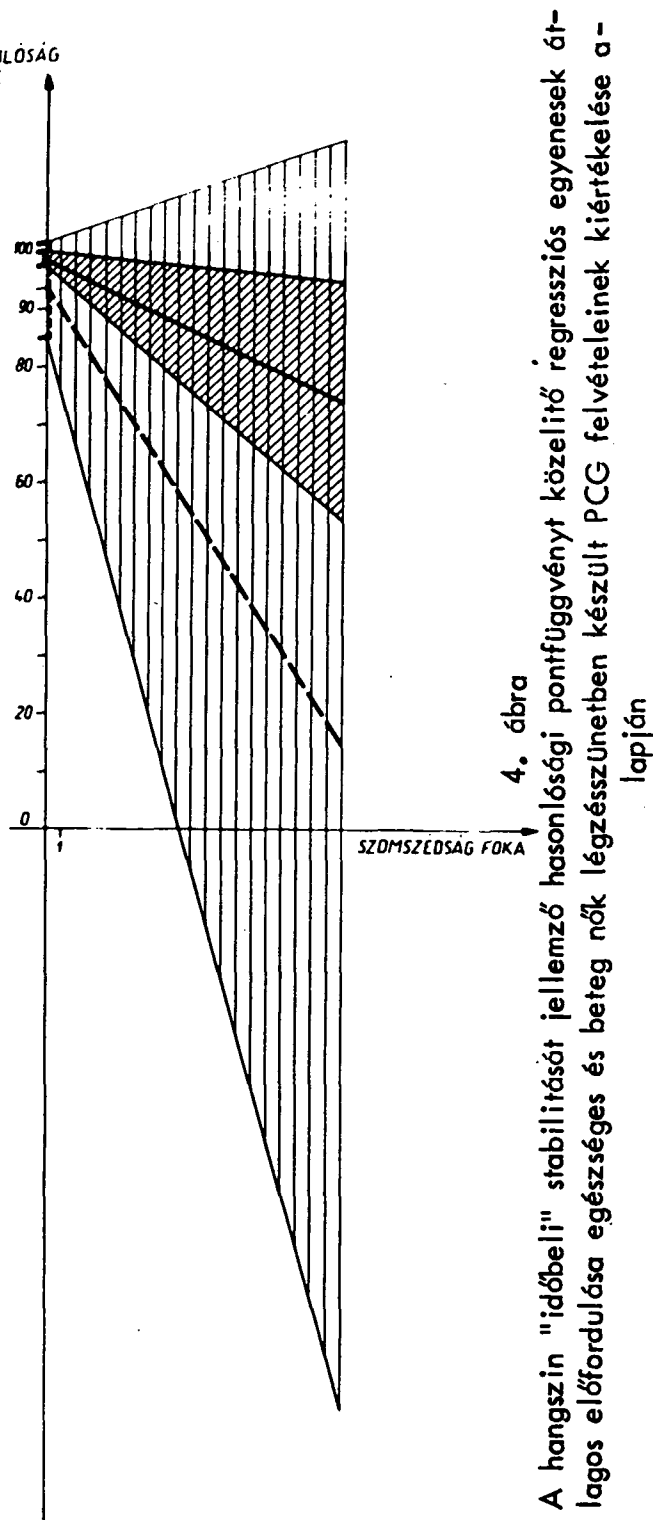
ad. 4.3/a. A 3. ábrán a férfiakra az akaratlagos légzésvisszatartásban készült felvételszakaszok feldolgozása alapján a 4.3 pontban definiált hasonlósági pontfüggvényt legjobb közelítő regressziós egyenesek átlagos lefutását szemléltetjük. A 4. ábra a nők esetében az egészséges- és a betegcsoport hasonló adatainak megjelenítését mutatja be. A betegekre általában jellemző a regressziós egyenesek átlagának meredekebb lefutása, azaz a szivciklusok hangszínének hasonlósága a revolúciók egymástól való távolságával arányosan az egészségesekéhez képest meredekebben csökken. Mind a nők, mind a férfiak esetében megfigyelhető azonban, hogy az egészségesekre jellemző sáv a betegekével közös tartományban, ennek szűkebb sávjában helyezkedik el. Megjegyezzük, hogy az egyes konkrét egyenesek meredeksége arányos volt a betegség súlyosságával.

Az ábrákon a tartományok közepén elhelyezkedő "átlagos regressziós egyeneseket", valamint a tartományok határait az egyes esetek adataiból számított átlag- és szórásértékek alapján határoztuk meg. Megjegyezzük itt, hogy a folyamatos légzésben készült felvételszakaszok hasonló kiértékelésénél a tartományok átfedése nagyobbnak mutatkozott.



3. ábra
A hangszin "időbeli" stabilitását jellemző hasonlósági pontfüggvényt közelítő regressziós egyenesek átlagos előfordulása egészséges és beteg férfiak légzészűnetben készült PCG felvételeinek kiértékelése alapján

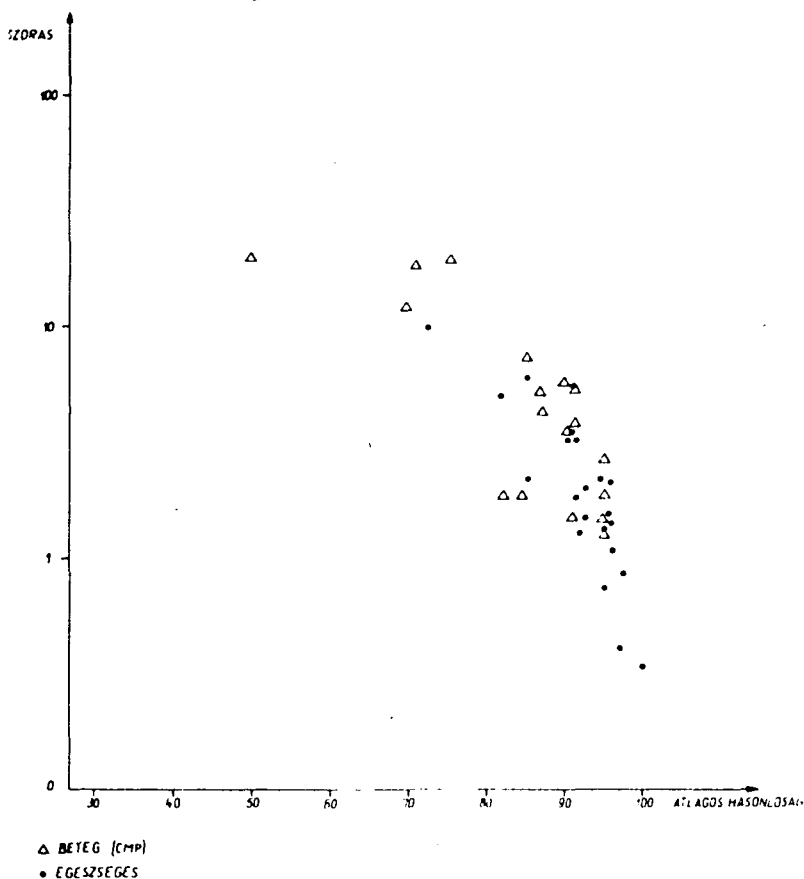
EGÉSZSÉGES
BETEG (MP)



4. ábra
A hangszin "időbeli" stabilitását jellemző hasonlósági pontfüggvényt közelítő regressziós egyenesek átlagos előfordulása egészséges és beteg nők légzészűnetben készült PCG felvételeinek kiértékelése alapján

EGÉSZSÉGES
BETEG (MP)

ad. 4.3/b. Az 5. ábrán az előzőekben már definiált hasonlósági index átlagértéke és az ehhez tartozó szórásérték van feltüntetve a két tengely mentén - a légzésszünetes felvételek kiértékelése kapcsán nyert adatok alapján - minden vizsgált esetben egy pontot feleltetve meg.



5. ábra

A hasonlósági pontfüggvény átlagértéke és szórása. (Valamennyi vizsgált páciens adatai alapján)

Itt is látható az egészséges és a betegcsoportnak megfelelő ponthalmazok súlypontjainak szignifikáns elkülönülése. A folyamatos légzésben készült felvételek feldolgozása esetén a két ponthalmaz közötti átfedési tartomány nagyobb. (Ez részben magyarázható azzal a korábbi felismeréssel, hogy a légzési fázisokkal kapcsolatban, a folyamatos légzés során a hasonlósági függvény periodikus jellegűt mutat.) Megjegyezzük, hogy a vizsgált betegek esetében a nagyobb szórás- és kisebb hasonlóságértékek a súlyosabb eseteket jellemezték, azonban az esetek kis száma miatt a súlyossági fok megítéléséhez ez nem bizonyult elegendőnek.

6. Potenciális alkalmazás a diagnosiskutatásban

Amint ez a vizsgálati eredményeket összefoglaló ábrák áttekintése után nyilvánvaló, minden vizsgált parameterre igaz az, hogy teljesen szétváló előfordulási tartomány az egészségesek és a betegek (CMP) esetében az adott módszerrel nem volt kimutatható. Önmagában egyetlen ilyen parameter alapján a csoportok elkülönítése nem volna lehetséges biztonságos módon, azonban a különböző paraméterek együttes vizsgálata, kiértékelése során az általunk kidolgozott metodika is hozzájárulhat a diagnózis valószínűsítéséhez. (Hozzá kell tenni, hogy mindezt első szívhang-intervallumok egy spektrális vizsgálatsorozata alapján állítjuk. A szívciklus további informatív szakaszait még nem vizsgáltuk, de feltételezhető, hogy az ilyen szakaszokból származtatott további adatok a becslést jelentősen javíthatják, a betegség súlyossága szerinti finomabb szelekciót tesznek lehetővé.)

Irodalom

- (1) Kálmán, P., Szlávik, F., Kozmann, Gy., Maros, I., Pártos, O., Vigyázó, Gy., Voith, L.: Az első szívhang számítógépes vizsgálata egészséges egyéneknél. Acta Medica, 1977-ben (előkészületben).
- (2) Kálmán, P., Vigyázó, Gy., Voith, L., Pártos, O.: Cardio-myopathiás betegek első szívhangjának számítógépes vizsgálata. Magyar Kardiológusok Társasága Tudományos Ülése, Balatonfüred, 1976.
- (3) Szlávik, F., Bolyky, J., Kozmann, Gy., Pártos, O., Kálmán, P., Vigyázó, Gy., Voith, L.: Eredmények a szívhang-jel felvételek hitelesítésében. Magyar Kardiológusok Társasága Tudományos Ülése, Balatonfüred, 1975.
- (4) Yoganathan, A.P., Gupta, R., Corcoran, W.H., Udawadia, F.E., Sarma, R., Bing, R.J.: Use of the fast Fourier transform for frequency analysis... Med. and Biol. Eng. No. 4. 1976.
- (5) Bendat, J.S., Piersol, A.G.: Random data: Analysis and Measurement Procedures Wiley - Interscience, New York, London, Sydney, Toronto 1971.