

## Szisztolés időintervallumok bővített rendszerével nyerhető információk hemodinamikai mérésekkel történő ellenőrzése vitiumos betegekben\*\*

Dr. Szabó Kornél, Rodek István,\* dr. Naszlady Attila\*

**Kulcsszavak:** szisztolés időintervallum, hemodinamika

Érkezett: 1985. II. 15.

A szerzők 26 fiatal ( $38,4 \pm 10,49$  év) vitiumos betegnél végeztek hemodinamikai vizsgálatot (minden esetben jobb szívfél és *Fick*-elv alapján peretértfogat meghatározást, 12 esetben bal szívfél katéterezést), ezzel párhuzamosan EKG, PKG és carotisgörbék rögzítésével számoltak STI értékeket, 20 esetben M-mód ECHO kardiográfias vizsgálatot is értékelték. Vizsgálati eredményeik alapján az aorta-sztenózisos betegek kivételével az LVET érték szorosan korrelált a mért verőértértfogat értékkel ( $r = 0,71$ ). Az STI mutatók alapján ezen összefüggés felhasználásával regressziós egyenleteket dolgoztak ki. Ezek segítségével számított verőértértfogat, átlagos ejekciós áramlási sebesség, ejekciós frakció, bal kamrai perifériás érellenállás, bal kamrai végdiasztolés térfogat és bal kamrai munkaindex értékeket számoltak, mely értékek nagy pontossággal egyeztek a mért hemodinamikai vizsgálat értékeivel. Szoros korrelációt találtak az ICT és bal kamra  $dp/dt_{max}$  között.

Ezen számított paraméterek felhasználását célszerűnek tartják mindazokon a helyeken, ahol egyéb műszeres kardiológiai vizsgálati lehetőség nincs, viszont objektív keringési mutatók ismerete elengedhetetlenül szükséges a betegellenőrzéshez.

A kisvérköri nyomásviszonyok és STI mutatók között is matematikai összefüggések voltak kimutathatók, amelyek alapján felhívják a figyelmet a jobb kamrai funkció fontosságára a szív működés egésze szempontjából.

### Bevezetés

Kritikus állapotú sérültek és akut műtétre kerülő betegek keringésének megítélése a szokásos klinikai paraméterek (vérnyomás, frekvencia, centrális vénás nyomás, diurézis, vérgáz- és ionértékek) alapján jelentős hibákkal járhat (15, 18, 19, 25). Ugyanakkor a betegek átszállítása komplex hemodinamikai vizsgálatot biztosító

\*\* A MNOTT 1985. évi pályázatán díjat nyert munka.

laboratóriumba a betegek életének kockáztatása nélkül nem megoldható, így éppen azok a betegek nincsenek kivizsgálva a sorsukat eldöntő műtétek előtt, akiknek erre a legnagyobb szükségük lenne. Ezen túlmenően az intenzív terápia során a homeosztázisba mélyen beavatkozó eljárások (respirátor terápia, folyadék terápia, dialízis) történnek rajtuk, jelenleg többnyire a keringési viszonyok egzakt ellenőrzése nélkül. Sajnálatos módon ugyanis a legtöbb hazai sebészeti és intenzív osztály nélkülözi a hemodinamikai monitorozáshoz szükséges felszereléseket, továbbá a tartós szívkatéteres vizsgálat még a legjobb tárgyi feltételek között is fokozza az iatrogén carditis lehetőségét.

Ezért egyikünk (Sz. K.) a betegágy mellett elvégezhető, bármely sebészeti osztályon rendszeresen alkalmazható nem invazív eljárást dolgozott ki.

A módszer a külső carotisgörbe EKG, PKG szinkron regisztrálása során mérhető szisztolés időintervallumok (továbbiakban: STI) bővített rendszerének célszámítógéppel történő értékelésén alapul. Ezen bővített STI rendszer a kardiológiai gyakorlatban rendszeresen használt paramétereken kívül számos további származtatott értéket is tartalmaz, melyek segítségével: 1. szélsőséges keringési viszonyok között is jellemezhető a szív működés, 2. megítélhető a szív aktuális oxigénellátottsága, 3. megbecsülhető a verőtér fogat (29, 30).

Az STI bővített rendszerének alkalmazása az intenzív sebészeti betegellátáson kívül a kardiológiai gondozás számára is hasznosítható módszer lehet. Jelenleg csupán egyes kardiológiai centrumok képesek hemodinamikai vizsgálatok elvégzésére és még az ECHO vizsgálatok lehetősége is korlátozott hazánkban (14). Ugyanakkor a területi szakrendelői ellátásban levő többcsatornás, direktíró készülékeken kivitelezhető bővített STI vizsgálati rendszer a szívbetegség folyamatos, a jelenleginél részletesebb információ alapján történő gondozását segíthetné elő.

Az STI bővített rendszerét a módszer leginkább elfogadott változatai (2,3,4,5 7,8,17,21,26,27,34) alapján állítottuk össze, azonban elméleti rendszerről lévén szó, szükségesnek tartottuk információtartalmának objektív hemodinamikai vizsgálatokkal történő ellenőrzését. Jelen dolgozat ezen összehasonlító vizsgálatok eredményeit foglalja össze.

## Módszerek

### 1. Hemodinamikai vizsgálatok

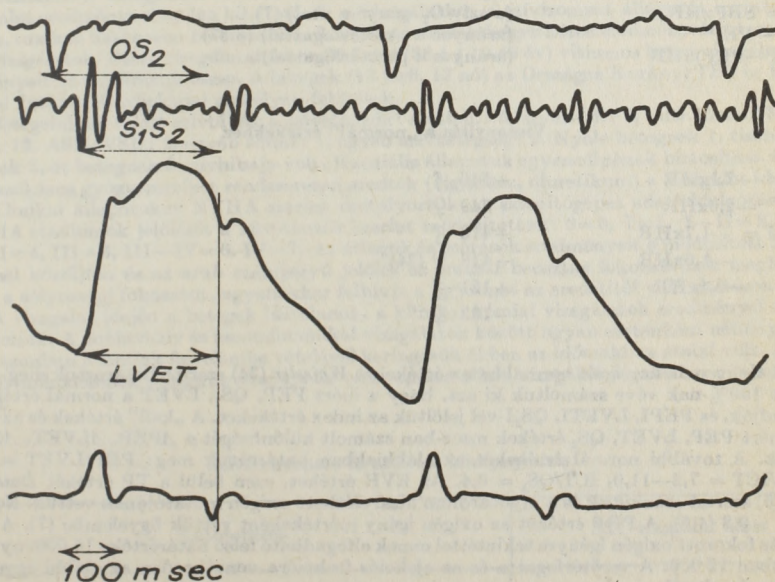
A hemodinamikai vizsgálatok az Országos Korányi Tbc és Pulmonológiai Intézet Kardiopulmonális Laboratóriumának protokollja szerint történtek (23). Az intravaszkuláris katéterezést (minden esetben jobb és 12 esetben bal szívfél katéterezést) MEDICOR UV—4 vizsgáló szerkezettel, SIEMENS képerősítővel, ARRIFLEX kamerával ellenőriztük. Monitoronként egyfelől egy adaptált ORION AT—551 (VENUS) tv-készüléket, másfelől egy MEDICOR hatszatornás oszcilloszkópot illesztettünk. Kontrasztinjektorunk sűrített levegős ELEMA készülék volt. Regisztrálás négycsatornás SIEMENS MINGOGRÁF 34-en történt 5 msec-es időfeloldást biztosítva. A vérgázértékeket közvetlenül vett vérmintákból határoztuk meg a szívkatéteres vizsgálat során, a v.cava superiorból, a jobb pitvarból, jobb kamrából és az a.pulmonalisból. Az a.pulmonalis vérminta oxigéntartalmát tekintettük a kevert vénás vér oxigéntartalmának. Az a. femoralis direkt pungálásával vett vérmintából határoztuk meg az artériás oxigéntartalmat. A vérgázértékek mérése ASTRUP AME—1, illetve PHM—24-es készülékkel történt. Az  $O_2$  tartalmat Kipp refraktométerrel mértük. Az  $O_2$  fogyasztást GODART Pulmotest zártrendszerű spirométerrel mértük. A nyomásmérésnél jelátalakítóink Statham P—23 Db, nyomás- és nyomásdifferencia transzducerek voltak. Az artériás ( $N = 18$ ) és vénás oldal ( $N = 26$ ) nyomásait Courmand, illetve Cordis perkután beszűrt katéterekkel közvetítettük a nyomásmérő fejekhez. A nyomásmérésnél a zérót a vízszintes helyzetben, hátán fekvő beteg középső axilláris vonalához illesztettük. Minden egyes mérésnél a méréstartománytól függően 40, 120, 200 Hgmm-es hitelesítést végeztünk az aktuálisan mért nyomástartományhoz igazodóan.

A szívkatéteres vizsgálatnál mért nyomásértékeket a folyamatos monitorozáson túl 25, illetve 100 mm/sec papírsebességgel rögzítettük a SIEMENS MINGOGRAF 34 regisztrálón, egyidejűleg felvéve a nyomásgörbék első deriváltját és az EKG görbét referens görbeként. Néhány esetben az intrakavitális nyomásgörbékkel egyidejűleg a külső carotisgörbe kontúrját is rögzítettük. A regisztrátumokról a hitelesített nyomásértékek alapján számoltuk a különböző pontokon mért nyomásokat, illetve a szívkamraüregekben mért értékeknél számoltuk a  $dp/dt$  max. értékeket is. Bal szívfél katéterezést ugyan 18 esetben kíséreltünk meg, de 6 betegnél nem sikerült a bal kamrába bejutni a katéterrel és további 3 betegnél a  $dp/dt$  max. számítására alkalmatlan volt a regisztrátum, mert vesélyes aritmia fellépte miatt a katétert kihúztuk a vizsgálat befejezése előtt. A 26 jobb szívfél katéterezett betegből kettőnél nem sikerült „wedge” helyzetben mérni a nyomást, további 4 esetben az „a” hullám nem volt értékelhető. A szívkatéterezéssel vizsgálat során nyert nyomásviszonyok, oxigéntartalom különbségek mért értékei alapján korábban ismertetett módszer és számítások alapján Hewlett-Packard számítógéppel rögzítettük a hemodinamikai adatokat (22,23).

## 2. STI vizsgálatok

Az EKG, carotisgörbe, PKG szinkron felvételét SIEMENS MINGOGRAF négycsatornás direktíró készülékkel végeztük fekvő helyzetben. II. elvezetésben rögzítettük az EKG-t, a jobb a. carotisról vettük fel a carotisgörbét és  $m_1$  frekvencián, a II. jobb bordaközben, paraszternálisan a szívhangokat 100 mm/sec papírsebességgel. A 4. csatornán a carotisgörbe idő szerinti első deriváltját rögzítettük (1. ábra). A felvett görbéről közvetlen méréssel, 7–10 szívciklus alapján

85. 01. 31



1. ábra: Eredeti regisztrátum a mért paraméterekkel

mértük, majd a mérési eredményeket átlagolva közvetlenül kaptuk meg a  $QS_2$ , RR,  $S_1S_2$ , LVET távolságokat, illetve a carotisgörbe maximális emelkedését és az incisura magasságát. Felkaron mértük a vérnyomásértékeket. A többi paramétert a közvetlenül mért, majd átlagolt mutatók alapján számítottuk az alábbi képletek segítségével:

## Mért paraméterek

QS <sub>2</sub>	(elektromechanikus szisztolés, Q hullám és II. hang aorta komponense közti idő) (msec)
S <sub>1</sub> S <sub>2</sub>	(mechanikus szisztolés a két szívhang első komponensei közti idő) (msec)
RR	(elektromos ciklus, R hullámok közti idő) (msec)
LVET	(bal kamrai ejekciós idő, a carotisgörbe felszálló szár kezdete és incisura közti idő) (msec)
C <sub>max</sub>	(carotisgörbe maximuma) (mm)
I <sub>m</sub>	(incisura magasság) (mm)
BP	(karon mért vérnyomás) (Hgmm)

## Számított paraméterek

PEP = QS <sub>2</sub> —LVET	(Preejekciós periódus) (msec) (34)
HR = 60/RR	táv. (min)=szívfrekvencia (min <sup>-1</sup> )
(RR)—QS <sub>2</sub>	= diasztolés idő (DT) (msec) (4)
I.I. = I <sub>m</sub> /C <sub>max</sub>	(Incisura index) (26)
ICT = S <sub>1</sub> S <sub>2</sub> —LVET	(Izovolumetriás kontrakciós idő) (msec) (2)
QS <sub>1</sub> = QS <sub>2</sub> —S <sub>1</sub> S <sub>2</sub>	(msec) (10,20)
PEP/LVET (34)	
LVET/ICT (2)	
ICT/QS <sub>1</sub> (20)	
EVR = DBPx(RR)—QS <sub>2</sub> xHR	(a szív O <sub>2</sub> ellátottságára utal) (4)
SBPxLVETxHR	
PRP = SBPxHR	(a szív O <sub>2</sub> igényére utal) (7)
LVET—PEP	(arányos a verőterfogatallal) (8,37)
(LVET—PEP)xHR	(arányos a perctérfogatallal)

## Viszonyítás a „normál” értékekhez

QS <sub>2</sub> I = —2,1xHR	+ 546 ♂
—2,0xHR	+ 549 ♀
LVETI = —1,7xHR	+ 413 ♂
—1,6xHR	+ 418 ♀ (34)
PEPI = —0,4xHR	+ 131 ♂
	+ 133 ♀

A frekvencia korrigált normál index értékeket *Weissler* (34) szerint határoztuk meg. Ezt az értéket 100%-nak véve számoltuk ki azt, hogy a mért PEP, QS<sub>2</sub>, LVET a normál érték hány %-át adják, és PEPI, LVETI, QS<sub>2</sub>I-vel jelöltük az index értékeket. A „kell” értékek és az aktuálisan mért PEP, LVET, QS<sub>2</sub> értékek msec-ban számolt különbségét a ΔPEP, ΔLVET, ΔQS<sub>2</sub>-vel jelöltük. A további normál értékeket az alábbiakban határoztuk meg: PEP/LVET = 0,345, LVET/ICT = 7,2—11,0, ICT/QS<sub>1</sub> = 0,4. Az EVR értéket, ezen belül a TP értékét *Dauchot és mtsai* (5) szerint számoltuk és a myocardium által elérhető oxigén mutatójának vettük. Normális értéke > 0,8 (4,5). A PRP értékét az oxigén igény mértékéként vettük figyelembe (7). A poszt-traumás fokozott oxigén igényre tekintettel ennek elfogadható felső határértéke 15 000, nyugalmi állapotban 12 000. A verőterfogatra és az ejekciós frakcióra vonatkozóan az alábbi egyenletek szerint számoltunk:

$$\text{Harley-egyenlet: } SV = 0,501x(LVET) + 0,13x(HR) - 67,2 \quad (9)$$

$$\text{Garrard-egyenlet: } EF = 1,125 - (1,25xPEP/LVET) \quad (6)$$

Az STI értékek számolása a korábban ismertetett (30), „Cardiac State Analyser” célszámítógéppel történt, melynek lelke Z80 típusú mikroprocesszor gyorsított változata, memóriája 10 Kbyte ROM+6 Kbyte RAM kapacitás.

### 3. ECHO vizsgálatok

Az ECHO vizsgálatok szívbetegjeinknél más intézményekben történtek. Jelen vizsgálatainkban azoknál a betegeknél ( $n=20$ ) vettük figyelembe az ECHO vizsgálat eredményét, akiknél: 1. ez a vizsgálat a katéterezés előtt néhány napon belül történt, 2. az ECHO vizsgálatról készült M-mód eredeti regisztrátumot részünkre kiadták. Az ECHO görbéken: 2. sugárirányban rögzített felvételeken bal kamra vetületében az R hullámnál a végdiasztolés átmérőt (Dd), a septum hátsó széle és a bal kamra hátsó falának legközelebbi pontjai között a végszisztolés átmérőt (Ds) mértük. Az átmérők alapján *Teichholz* (33) képlete szerint számoltuk a bal kamrai diasztolés (VED) és szisztolés (VES) értékeket. Ezek alapján számolható az ECHO ejekciós frakció (EEF) értéke.

$$\text{Volumen} = \frac{7}{2,4 \times D} \times D^3 \quad (33) \quad \text{EEF} = \frac{\text{VED} - \text{VES}}{\text{VED}}$$

Az ejekciós időt az aorta hátsó gyökének elmozdulása alapján mértük. Az ECHO lelet alapján a rövidülési frakció (ShF) és az ejekciós idő (KELVET) hányadosával számoltuk az átlagos cirkumferenciális roströvidülést (mVcf) (16). Az ECHO felvételek papírsűrűsége 25 mm/sec volt.

Az ShF számolásához a kamra üreg diasztolés és szisztolés rádiuszainak átlagait  $\left(\frac{R+r}{2} = r_m\right)$  használtuk.

$$\text{Így ShF} = \frac{(r_m \text{ diaszt.} - r_m \text{ sziszt.})}{r_m \text{ diaszt.}} \quad \text{mVcf} = \text{ShF} \cdot \text{KELVET} / \text{sec}$$

### 4. Betegek

Az összehasonlító vizsgálatok elvégzéséhez a betegek összeválogatásánál az alábbi szempontok vezettek: 1. a betegeknél etikai okokból „csak” tudományos célú vizsgálatot nem végeztünk. Azoknál a betegekből történt hemodinamikai vizsgálat, akiknek a sorsára (szívműtét) a vizsgálat eredménye döntően kihatott. 2. a vizsgálatkor a szívizomzat állapotát metabolikus, isémiás, toxikus hatás nem befolyásolta. 3. várhatóan szélsőséges kóros eredményeket tartalmaztak a vizsgálatok. Ezért vizsgálatainkhoz 26 fiatal ( $38,4 \pm 10,49$  év) vitiumos beteg vizsgálatainak eredményeit hasonlítottuk össze. A betegek (13 férfi, 13 nő) az Országos Korányi TBC és Pulmologiai Intézet Kardiológiai osztályán feküdtek.

Betegeinknél talált szívhibák a következők: ao.sten.: 5, ao.insuff.: 7, mitr.sten.: 13, mitr.insuff.: 12, ASD, VSD: 2, egyéb shunt: 1, egyéb szívbetegség: 2. Nyolc betegnek 1, tizenhárom betegnek 2, öt betegnek 3 szívhibája volt. Kardiális állapotuk egyensúlyának biztosítása érdekében a szokásos gyógyszereiket rendszeresen szedték (digitális, diuretikum) a vizsgálat idején is.

Klinikai állapotukat NYHA szerint osztályoztuk. A számítógépes adatfeldolgozás miatt a NYHA stádiumok jelölését a következők szerint módosítottuk: 0=0, I=1, I—II=2, II=3, II—III=4, III=5, III—IV=6, IV=7. Az átlagok és szórások eredményeit e módosított NYHA jelöléssel közöljük, és az arab számjegyű jelölés az eredeti beosztás fokozatainak megfelelően követi a súlyossági fokozatot, ugyanakkor felhívja a figyelmet az eredetitől való eltérésre.

A vizsgálat idején a betegek láztalanok, a klinikai kémiai vizsgálatok eredményei normálisak voltak. A noninvazív és hemodinamikai vizsgálatok között ugyan esetenként néhány nap is eltelt, azonban a fentiek figyelembe vételével keringésük ebben az időszakban stabil volt. A betegek szív működésének átlagfrekvenciája és vérnyomása a két vizsgálat végzésekor gyakorlatilag azonos.

### Szívfrekvencia és artériás középnyomás

Katéterezés		STI vizsgálat alatt		
MBP Hgmm	HR min <sup>-1</sup>	AOM Hgmm	HR min <sup>-1</sup>	MBP Hgmm
X 97,8	84,85	94,35	79,85	91,82
SD $\pm 24,36$	17,010	20,61	14,652	10,429
n 26	26	18	26	26

Ugyanakkor viszont meg kell említenünk, hogy a noninvazív és hemodinamikai vizsgálatok ideje alatt a szív működés frekvenciájában eltérés volt egyes betegeknél akkor is, ha az STI vizsgálat a katéterezés előtt közvetlenül a hemodinamikai laboratóriumban történt. Ennek magyarázata az, hogy a carotis görbe felvételekor a carotis kompressziója bradikardizál, a szívkatéterezés stressze viszont tachikardizál. E különbségből adódó hiba korrekciójára az alábbi számítást végeztük: az STI felvételekor mért  $QS_2I$ , LVETI értékek alapján, az ICT értéket frekvenciától független értéknek véve a Weissler (34) szerinti regressziós egyenletek felhasználásával extrapoláltuk a mért STI paramétereket a hemodinamikai vizsgálat alatt számolt frekvencia értékekre.

## 5. Matematikai statisztikai módszerek

A noninvazív és hemodinamikai, mért és képzett paramétereket a Hewlett-Packard komputer floppy lemezére (HP 85 F, HP 82902 M dual drive) vizsgálat csoportonként önálló file-okban tároltuk. Az egyes paraméterek átlagait, szórásértékeit, variációs koefficienseit, a különböző paraméterekből képzett korrelációs mátrixokat, továbbá a jó összefüggést sejtető mutatók közötti összefüggések jellemzésére felhasznált polinomiális egyenleteket, az elsődökü hibák ellenőrzésére szolgáló F értékek kiszámolását és a szignifikancia számításokat a komputer statisztikai „standard pack” programcsomagja alapján számoltuk. A fontosabb összefüggések képi megjelenítését a készülék HP 7470/1 plotter és Mannesmann printer írója végezte.

## 1. Mérési eredmények

### 1.1. Hemodinamikai vizsgálatok

A betegek szívfrekvenciája ( $84,85 \pm 17,01 \text{ min}^{-1}$ ) és vérnyomásértéke ( $97,8 \pm 24,36 \text{ Hgmm}$ ) a vizsgálatok végzése idején élettani értéket mutatott. Szívbetegségük előrehaladott voltára az utal, hogy fiatal koruk ellenére ( $38,4 \pm 10,49 \text{ év}$ ) a NYHA stádium átlagosan  $2,96 \pm 1,509$ . Ezt tükrözi az is, hogy a szívkatéterezés során emelkedett kisvérköri és kapilláris éknyomás értékeket találtunk, továbbá a pulmonális érelenállás fokozott. A verőtér fogat index átlaga a normálisnál valamivel alacsonyabb, a szisztémás érelenállás ugyanakkor a fiziológiás érték felső határán volt. A kamrák kontraktilitására jellemző  $dp/dt_{\text{ma}}^{\Delta}$  értékek közel normálisak. Ki kell emelnünk azonban azt, hogy ezen átlagértékek szélsőséges egyedi mutatókból adódtak, hiszen az átlagok variációs koefficiense 20—70 között volt (I. táblázat).

A betegek klinikai állapotát jellemző NYHA érték szoros korrelációt mutat a kisvérköri nyomás emelkedésével és a pulmonális érelenállás nagyságával, de független az aktuális verőtér fogat index értékektől (II. táblázat). A pulmonális kapilláris éknyomás emelkedése híven tükrözte a klinikai állapot súlyosságát. PCWa és NYHA közötti korreláció:  $r=0,559$ ,  $p<0,01$ ,  $n=20$ . PCWi és NYHA közötti korreláció:  $r=0,467$ ,  $p<0,05$ ,  $n=24$ .

### 1.2. STI vizsgálatok

Az STI módszerrel számolt értékek közül kiemeljük az emelkedett PEP/LVET, megnyúlt PEP és rövidült LVET értéket. Említést érdemel, hogy a  $QS_2$  értékek szórása viszonylag kicsi, ezzel szemben a többi mért és származtatott STI érték variációs koefficiense 10%-nál több. A nyugalmi állapotnak megfelelően a vizsgálatok idején az EVR értékek átlaga normális, a  $PRP < 15\,000$ , így isémia lehetősége a vizsgálatok alatt kizárható (III. táblázat).

I. táblázat: Az invázió hemodinamikai vizsgálatok eredményei

	átlag	SD	Var. koeff.	Vizsgálatok száma
AD <sub>a</sub>	8,5	±5,27	62,4	24
AD <sub>m</sub>	5,1	±4,45	86,9	25
VD <sub>sy</sub>	51,2	±29,75	58,2	26
VD <sub>di</sub>	0,6	±2,68	413,8	25
VD <sub>ed</sub>	7,2	±4,56	63,4	26
AP <sub>sy</sub>	43,5	±28,74	66,1	26
AP <sub>di</sub>	20,7	±15,82	76,3	26
AP <sub>m</sub>	30,3	±20,21	66,7	26
PCW <sub>a</sub>	20,3	±12,06	59,4	20
PCW <sub>i</sub>	18,8	±13,39	71,2	24
VD dp/dt max	540,8	±353,99	65,5	24
VS <sub>sy</sub>	130,3	±31,61	24,3	12
VS <sub>di</sub>	3,8	±22,37	583,6	12
VS <sub>ed</sub>	12,1	±6,61	54,7	12
A <sub>o</sub> m	97,8	±24,36	25,7	18
VS dp/dt max	1543,8	±547,99	35,5	9
PuTR	553,2	±415,23	75,1	26
TPR	1743,8	±578,60	33,2	26
FSVI	32,4	±10,19	31,5	26
NYHA	2,9	±1,51	50,9	26

Nyomásértékek: Hgmm, rezisztenciaértékek: dyns cm<sup>-5</sup>, dp/dt: Hgmm/s, Fick szerint mért verőterefogat index (FSVI): ml/szívítés/m<sup>2</sup>, Ad: jobb pitvar, VD: jobb kamra, AP: art. pulm., PCW: pulm. kapillaris éknyomás, VS: bal kamra, Ao: aorta, PuTR: pulm. teljes érelenállás, TPR: teljes perif. érelenállás, a: a hullám, m: átlagnyomás, sy: szisztolé, di: diasztolé, ed: végdiasztolé.

I. táblázat: Korrelációs mátrix a Fick-elv alapján mért verőterefogat index (FSVI) és non-invázió mért és számított paraméterek között

## 2. A verőterefogat mért és különböző módon számolt értékei közötti összefüggések

### 2.1. Az ejekciós idő összefüggése a verőterefogat értékkel

A Fick-elv szerint mért FSVI és carotis görbe LVET értéke, továbbá Harley képletével (9) számolt verőterefogat érték (SVI) között szoros a korreláció (IV. táblázat). Az aortasztenózisos betegek esetében (n=5) ez az összefüggés nem áll fenn, viszont a további 21 betegnél a fenti korrelációk (1. egyenlet) igen szorossá válnak (2., 3. ábra). A Harley-egyenlettel (9) számított SVI mellé bevonva független változóként a  $\Delta$ PEPI  $\Delta$ LVET,  $\Delta$ QS<sub>2</sub> értékeket, a mért verőterefogat értékkel szorosan egyező, polinommal számolt verőterefogat értéket kaptunk (2. egyenlet). Hasonló regressziós egyenlettel teljes betegcsoportban, beleértve az aorta stenosisos betegeket is, elfogadható pontossággal számolható az aktuális verőterefogat érték (3. egyenlet).

#### 1. egyenlet

$$FSVI = 0,99 \times SVI - 11 \quad (r = 0,8254 \quad p > 0,001) \quad \text{aos. nélküli} \\ n = 21 \quad \text{betegekben}$$



	átlag	SD ±	var. koeff.
SVS (Hgmm)	120,0	14,69	12,2
Diast. (Hgmm)	77,7	10,17	13,1
MBP (Hgmm)	91,8	10,43	11,4
FR (min <sup>-1</sup> )	79,8	14,652	18,4
QS <sub>2</sub> (msec)	367,2	35,28	9,6
LVET (msec)	256,6	31,89	12,4
PEP (msec)	111,0	17,52	15,8
ICT (msec)	33,3	17,76	53,4
PEP/LVET	0,435	0,088	20,3
LVET/ICT	10,8	7,63	70,5
ICT/QS <sub>1</sub>	0,46	0,298	64,9
ΔPEP (msec)	-18,6	21,55	115,6
ΔLVET (msec)	25,9	39,59	152,7
ΔQS <sub>2</sub> (msec)	9,5	32,69	344,5
LVET-PEP (msec)	145,6	37,2	25,6
EF	0,572	0,111	19,5
SVI (ml/m <sup>2</sup> /ütés)	42,3	8,50	20,1
I.L.	0,51	0,13	26,1
QS <sub>2</sub> I (%)	98,3	6,9	6,1
LVETI (%)	93,8	9,5	10,1
PEPI (%)	114,1	16,3	14,3
EVR	0,92	0,30	32,8

rövidítéseket l. a 268. oldalon

EF Garrard (6), SVI Harley (9) szerint számolva

Valamennyi vizsgálat esetén n=26

III. táblázat: A non-invazív (STI) vizsgálatok eredményei

IV. táblázat

$$y = \text{FSVI (ml/ciklus/m}^2\text{)}$$

x	Aos. nélkül n=21	Aos. n=5	Összes n=26
LVET	.7179***	.3310	.6560***
EF+	.5272*	.7327	.5778**
PEP/LVET	-.5212*	-.8611	.5843**
LVET/ICT	.5818**	.4583	.4076*
H <sub>R</sub>	-.4425*	.1051	-.2958
QS <sub>2</sub>	.5949***	-.0254	.4639*
DT	.3611	-.0161	.2787
PEP	-.1438	-.6766	-.2584
ICT	-.3215	.3865	.2830
SVI++	.8254***	.3913	.7007***

$$\text{EF+ Garrard és mtsai (6) szerint számolva EF} = 1,125 - \left( 1,25 \times \frac{\text{PEP}}{\text{LVET}} \right)$$

SVI++ Harley és mtsai (9) szerint számolt SV:TF

$(0,501 \times \text{LVET} + 0,13 \times \text{HR} - 67,2) : \text{TF}$

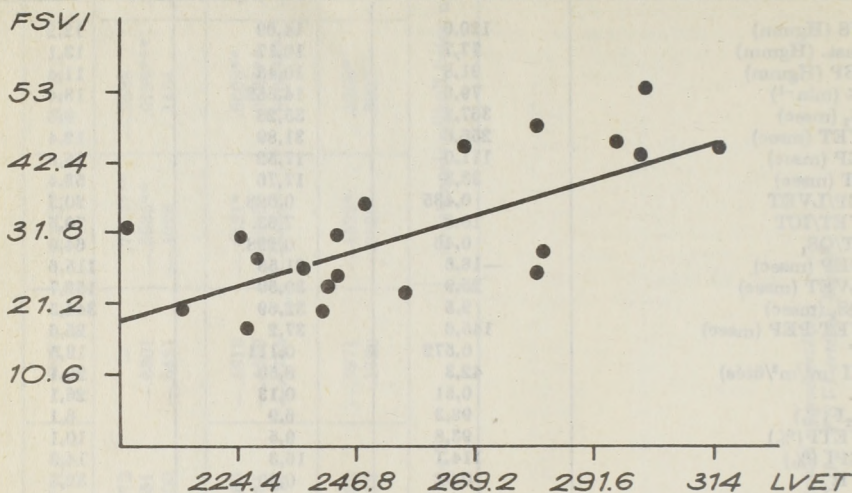
FSVI Fick szerint mért verőtérfogat index

\* p>0,05 \*\* p>0,01 \*\*\* p>0,001

IV. táblázat: Korrelációs mátrix a Fick-elv alapján mért verőtérfogat index (FSVI) és non-invazív mért és számított paraméterek között

$$FSVI = .23 \cdot LVET + -29$$

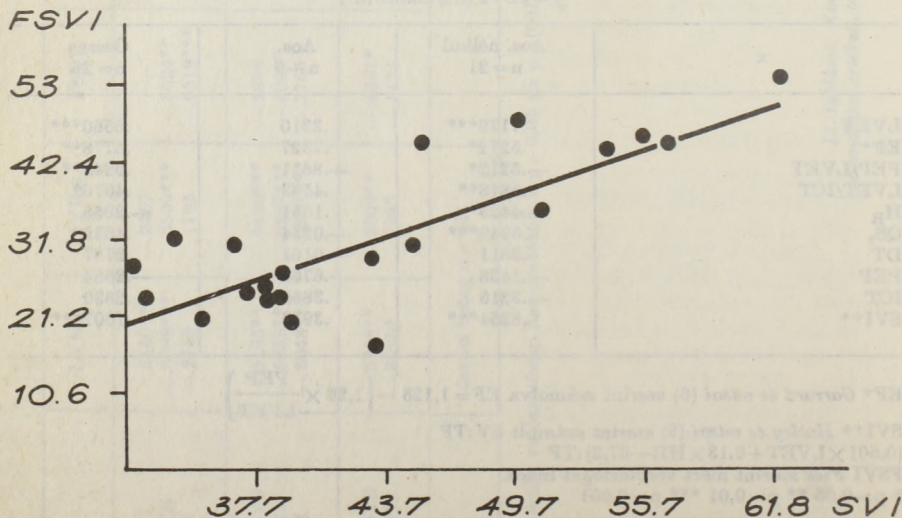
$$R = .71$$



2. ábra: LVET msec, FSVI ml/m<sup>2</sup>/szív ciklus, n=21, p<0,001

$$FSVI = .99 \cdot SVI + -11$$

$$R = .82$$



3. ábra: SVI, FSVI ml/m<sup>2</sup>/szív ciklus, n=21, p<0,001

2. egyenlet

$$FSVI = 0,746 \times SVI - (0,675 \times \Delta PEP) - (0,646 \times \Delta LVET) \times (0,598 \Delta QS_2) - 2,094$$

( $r = 0,8694$ )

$r^2 = 0,7559$

aos. nélküli

$p > 0,001$ )

$n = 21$

betegekben

3. egyenlet

$$FSVI = 0,527 \times SVI - (0,641 \times \Delta PEP) - (0,683 \times \Delta LVET) + (0,618 \times \Delta QS_2) + 10,02$$

( $r = 0,8095$ )

$r^2 = 0,6553$

összes beteg

$p > 0,001$ )

$n = 26$

2.2. LVET—PEP különbségének összefüggése a verőtérfogat értékkel

Tekintettel arra, hogy irodalmi adatok (8,37) szerint az LVET és PEP közti időkülönbség tükrözi a verőtérfogat változását, továbbiakban ezt is vizsgáltuk. Azt találtuk betegeinknél, hogy az LVET—PEP értékek szorosan korreláltak a mért verőtérfogat értékekkel mind a teljes betegcsoportban (4. egyenlet), mind az aortasztenózis nélküli betegeknél (5. egyenlet) (4., 5., 6. ábra).

4. egyenlet

$$FSVI = 0,368 \times \frac{LVET - PEP}{TF} + 1,01 \quad n = 26 \quad \text{összes beteg}$$

( $r = 0,7326$ )

$p > 0,001$ )

5. egyenlet

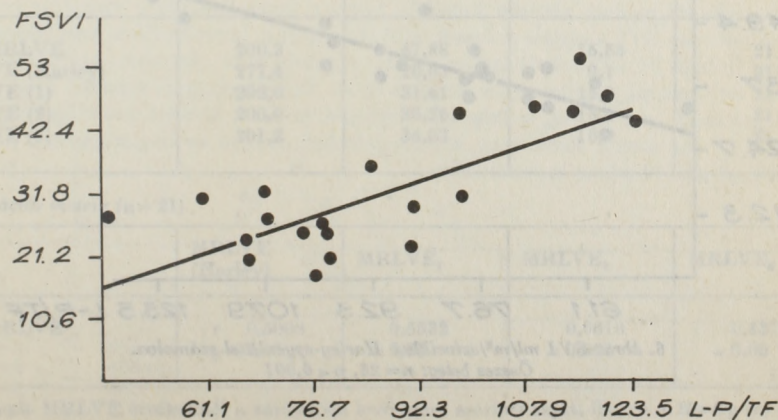
$$FSVI = 0,378 \times \frac{LVET - PEP}{TF} - 1,09 \quad n = 21 \quad \text{aos. nélküli beteg}$$

( $r = 0,7683$ )

$p > 0,001$ )

$$FSVI = .37 \cdot L-P/TF + -1$$

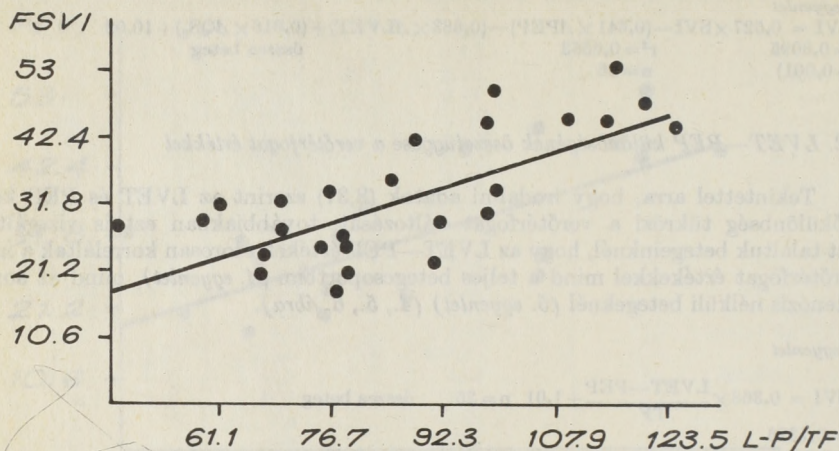
$$R = .76$$



4. ábra:  $L-P = LVET - PEP$  msec,  $TF = \text{testfelszín m}^2$ ,  $FSVI \text{ ml/m}^2/\text{szív ciklus}$ , aortasztenózis nélküli betegek:  $n = 21$ ,  $p < 0,001$

$$FSVI = .36 \cdot L-P/TF + 1$$

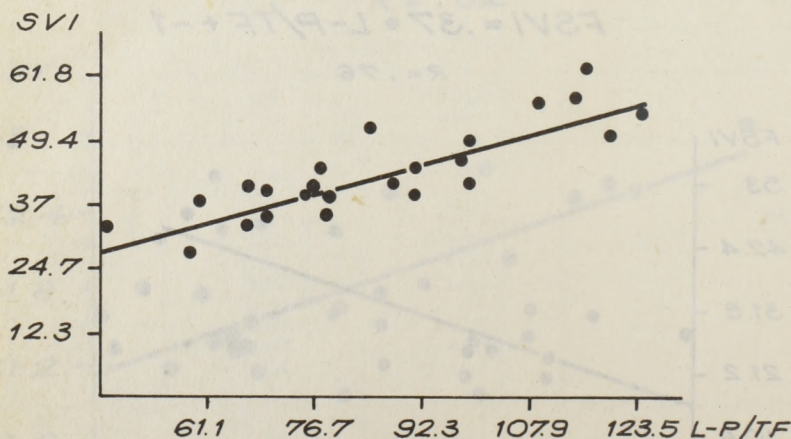
$$R = .73$$



5. ábra: Jelölést lásd 4. ábrán. Összes beteg:  $n=26$ ,  $p<0,001$

$$SVI = .36 \cdot L-P/TF + 11$$

$$R = .86$$



6. ábra: SVI ml/m<sup>2</sup>/szív ciklus Harley-egyenlettel számolva.  
Összes beteg:  $n=26$ ,  $p<0,001$

A Harley-egyenlettel számolt SVI értékek és az LVET—PEP alapján számolt vérőrtérfogat értékek közötti összefüggés is lineáris regressziós egyenlettel jellemezhető.

4/1. egyenlet

$$SVI = 0,36 \times \frac{LVET - PEP}{TF} + 11 \quad n = 26$$

( $r = 0,88$   
 $p > 0,001$ )

3. A számított verőterfogat értékből származtatható további keringési mutatók értékelése

3.1. Az átlagos ejekciós áramlási sebesség (MRLVE) számítása

A verőterfogat és az ejekciós idő hányadosa meghatározza az átlagos ejekciós rátát  $\left(\frac{SVI \times TF}{LVET}\right)$ , ahol TF = testfelszín. A hemodinamikai mérés során mért verőterfogat és az ejekciós idő alapján, az aortasztenózisos betegek kizárásával a további 21 betegnél az ejekciós ráta átlaga  $200 \pm 47,9$  ml/sec volt, a Harley-képlettel számolt verőterfogat érték alapján  $277 \pm 26,6$  ml/sec. A korrelációs együttható szignifikáns ( $r = 0,50$ ,  $p < 0,05$ ) összefüggést mutat. A noninvazív mutatók és a számolt áramlási sebesség érték alapján ugyancsak többváltozós polinommal a tényleges verőterfogat érték jól megközelíthető (6. egyenlet).

6. egyenlet

$$FSVI = 0,42 \text{ MRLVE} - (0,91 \text{ LVET}) + (0,52 \text{ QS}_2) + (212,35 \text{ PEP/LVET}) - (0,33 \text{ FR}) - 25,1$$

( $r = 0,8227$   $r^2 = 0,6299$   
 $p > 0,001$   $n = 21$ )

Az újonnan képzett verőterfogat index számolásra használható 1., 2., 5. képletekkel a becsült ejekciós áramlási ráta megegyezik a mért értékkel (V. táblázat).

V. táblázat

	X	SD ±	Var. koeff.	n
Dir. MRLVE	200,3	47,88	15,55	21
MRLVE (Harley)	277,4	26,63	9,1	21
MRLVE (1)	202,0	31,41	15,6	21
MRLVE (2)	200,0	36,26	18,1	21
MRLVE (5)	201,2	34,03	16,9	21

Korrelációs matrix (n = 21)

	MRLVE (Harley)	MRLVE <sub>1</sub>	MRLVE <sub>2</sub>	MRLVE <sub>5</sub>
Dir. MRLVE	$r = 0,5008$ $p < 0,05$	0,5532 < 0,01	0,6618 < 0,001	0,4373 < 0,05

A számolt MRLVE értékeknél a zárójelben levő szám szerinti saját, illetve a Harley (9) egyenlettel történt a számolás

V. táblázat: A hemodinamikai vizsgálat során mért (Dir. MRLVE) és a STI alapján különböző módon számolt átlagos ejekciós áramlási sebességértékek átlagai, korrelációs matrix a mért és a számolt értékek között

### 3.2. A szív munka számolása

A verőterfogat ismeretében a szív munka index:  $SVI \times AOM \times 1,36:100$  képlettel számolható abban az esetben, ha a jobb pitvari nyomás elhanyagolható a szisztémás vérnyomáshoz képest. (Betegeinknél a jobb pitvari nyomás az aorta nyomás 10%-ánál kevesebb.) Az így számolt bal kamrai szív munka index (SVI) és a véres úton mért szív munka index (DSWI) között szoros korrelációt találunk ( $r=0,6391$ ,  $p<0,01$ ,  $n=13$ ), továbbá noninvaszív mutatók bevonásával pedig az aortasztenózis nélküli betegeknek a DSWI értékét nagy pontossággal számolhattuk (7. egyenlet:  $r=0,8227$ ,  $p<0,001$ ,  $n=13$ ).

#### 7. egyenlet

$$DSWI = 1,337 \times SVI - (0,138 \text{ ICT}) - (0,04 \text{ MBP}) + (0,796 \times \Delta L \text{VET}) - 10,635$$

$r^2 = 0,6769$   
 $n = 13$  aos. nélküli beteg

### 3.3. A bal kamrai térfogatértékek becslése

Garrard egyenletével (6) számolt ejekciós frakciók és Harley egyenletével (9) számolt SVI értékek alapján a bal kamra térfogat index az alábbi képletekkel számolható:

— bal kamrai diasztolés térfogat index:  $LVDVI = SVI:EF/SVI$  ml/m<sup>2</sup>-ben, EF tizedestörtben kifejezve, az LVDVI értéke ml/m<sup>2</sup>,

— szisztolés térfogat index:  $LVSVI = LVDVI - SVI$ .

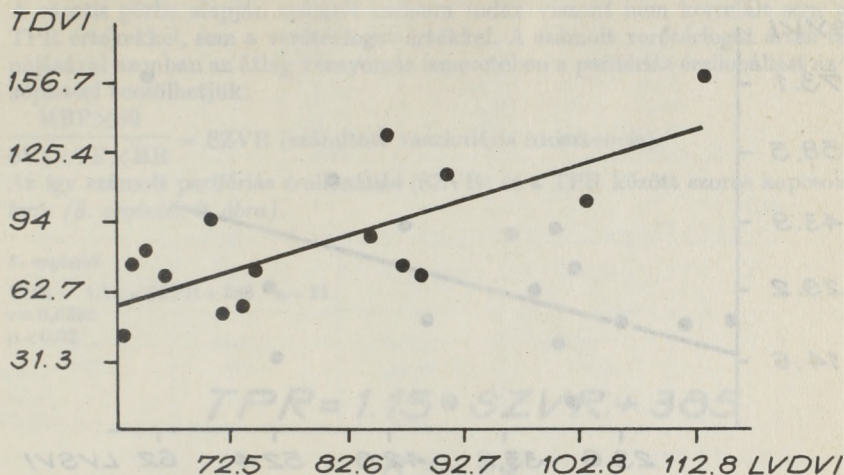
Azoknál a betegeknek, akiknél az eredeti ECHO felvétel rendelkezésünkre állt, a módszereknél leírtak szerint (16) mértük a bal kamrai végszisztolés és végdiasztolés átmérőket. Ezen átmérők alapján Teichholz képletével (33) számoltuk a végszisztolés és végdiasztolés volumeneket (TSYVI, TVDVI), továbbá az ejekciós frakciót (EEF) és az ECHO alapján számolt verőterfogatot (TESVI).

Korrelációs mátrix alapján kiderült, hogy a hemodinamikai vizsgálat eredményeivel csak az STI alapján számolt mutatók adtak korrelációt a verőterfogat és ejekciós frakció vonatkozásában, az ECHO értékek nem. Azonban az STI alapján számolt bal kamrai végdiasztolés átmérő és az ECHO alapján számolt átmérő közötti korreláció igen szoros, a szisztolés térfogat értékek közötti összefüggés gyenge (7., 7a., 8., 8a. ábra). Ezeket az összefüggéseket, illetve az összefüggések hiányát tükrözik az alábbi páros korrelációk:

y	x	r	p	r	p
EEF	EF	-0,0931	n.s.	0,0109	n.s.
TESVI	SVI	0,1032	n.s.	0,0502	n.s.
TESVI	FSVI	-0,2682	n.s.	-0,1765	n.s.
TDVI	LVDVI	0,7416	> 0,001	0,7502	> 0,01
TSYVI	LVSVI	0,6154	> 0,01	0,5395	> 0,05
		össz. ECHO-val vizsgált beteg n=20		aos. nélküli betegek n=15	

$$TDVI = 1.56 \cdot LVDVI + -42$$

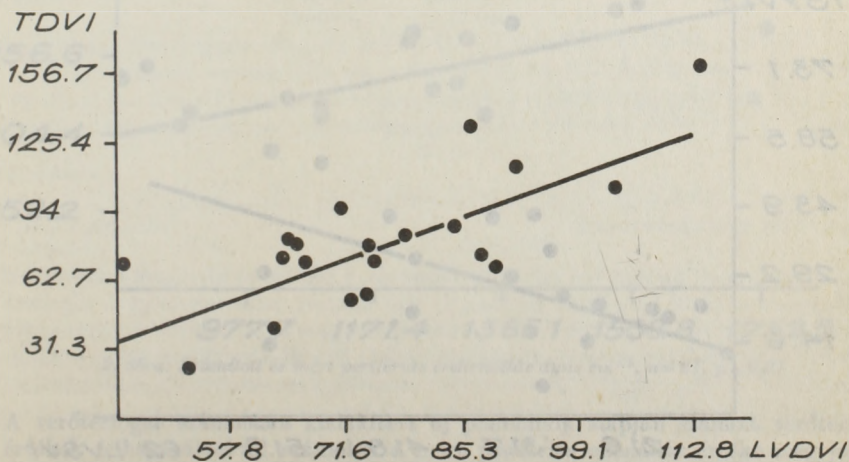
$$R = .75$$



7. ábra: Összefüggés STI és echokardiográfia alapján számolt balkamrai végdiasztolés térfogat index értékek között (aortasztenózis kizárva, n=15, p<0,01)

$$TDVI = 1.37 \cdot LVDVI + -25$$

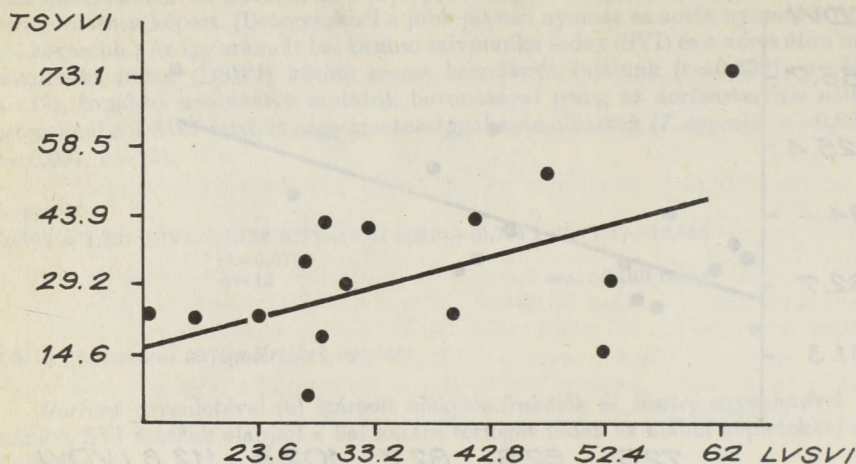
$$R = .74$$



7.a. ábra: Összefüggés STI és echokardiográfia alapján számolt értékek között (aortasztenózisos betegek is, n=20, p<0,001) TDVI=ECHO vizsgálat, LVDVI=STI vizsgálat alapján számolt végdiasztolés térfogat érték

$$TSYVI = .67 \cdot LVSVI + 6$$

$$R = .53$$

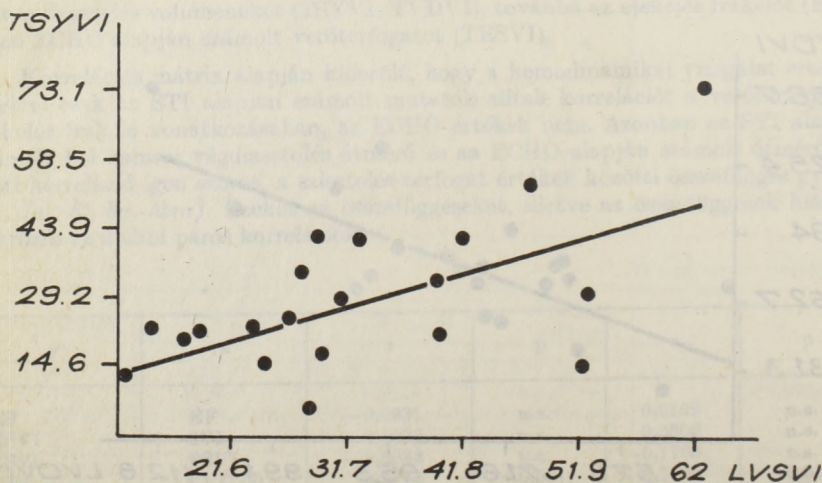


8. ábra: Összefüggés STI és echokardiográfia alapján számolt értékek között (aortasztenózis kizárva,  $n = 15$ ,  $p < 0,05$ )

$TSYVI = ECH$  vizsgálat,  $LVSVI = STI$  vizsgálat alapján számolt végszisztolés térfogat érték

$$TSYVI = .7 \cdot LVSVI + 5$$

$$R = .61$$



8.a. ábra: Összefüggés STI és echokardiográfia alapján számolt értékek között (aortasztenózisos betegek is,  $n = 20$ ,  $p < 0,01$ )  $TSYVI = ECHO$  vizsgálat,  $LVSVI = STI$  vizsgálat alapján számolt végszisztolés térfogat érték

### 3.4. A perifériás érellenállás számolása

A hemodinamikai vizsgálatok során mért TPR értékek és a verőtérfogat index értéke között szoros inverz korreláció mutatkozik ( $r = -0,6519$ ,  $p < 0,01$ ,  $n = 26$ ). A carotis görbe alapján számolt incisura index viszont nem korrelált sem a mért TPR értékekkel, sem a verőtérfogat értékkel. A számolt verőtérfogat érték felhasználásával azonban az átlag vérnyomás ismeretében a perifériás érellenállást az alábbi képlettel becsülhetjük:

$$\frac{MBP \times 80}{SVI \times TF \times HR} = SZVR \text{ (számított vaszkuláris rezisztencia).}$$

Az így számolt perifériás érellenállás (SZVR) és a TPR között szoros kapcsolat állt fenn (8. egyenlet, 9. ábra).

8. egyenlet

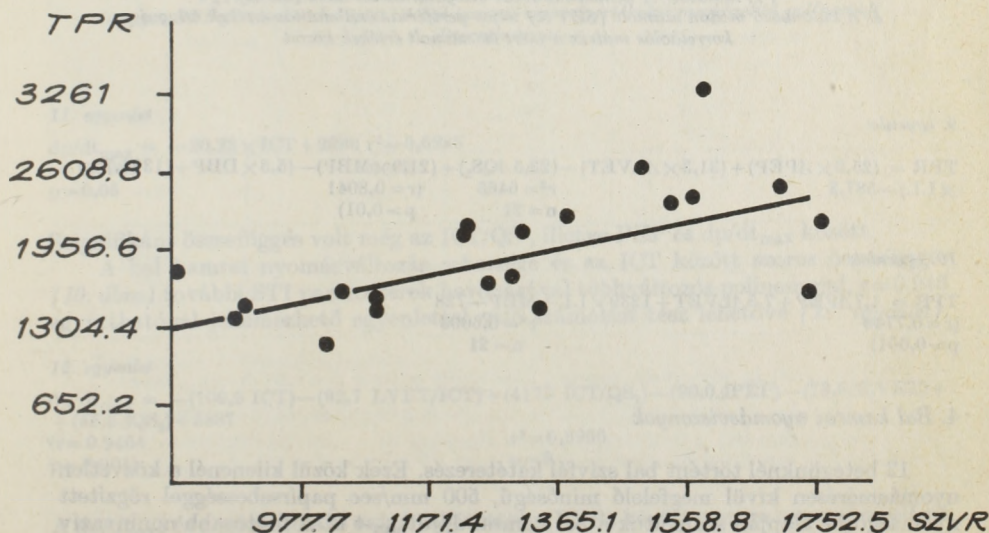
$$TPR = 1,16 \times SZVR + 386 \quad n = 21$$

$$r = 0,6396$$

$$p < 0,02$$

$$TPR = 1.15 \cdot SZVR + 385$$

$$R = .63$$



9. ábra: Számított és mért perifériás érellenállás  $\text{dyn cm}^{-5}$ ,  $n = 21$ ,  $p < 0,01$

A verőtérfogat számolásra kialakított új polinomok alapján számolt verőtérfogat értékek felhasználásával számolva a mért perifériás érellenállás értéke még jobban korrelált (VI. táblázat). Kizárólag STI és vérnyomás értékek alapján is szoros egyezést ( $r = 0,8037$ ) mutató egyenlettel (9. egyenlet) számolhatjuk a perifériás érellenállást. Egyszerű, de kevésbé pontos összefüggést mutat a 10. egyenlet.

	X	±SD	var. koeff.
TPR	1878	520,6	27,7
SZVR	1287	287,0	22,3
SZVR <sub>1</sub>	1796	463,1	25,7
SZVR <sub>2</sub>	1829	512,1	27,9
SZVR <sub>5</sub>	1833	601,1	32,7

## Korrelációs matrix

	SZVR	SZVR <sub>1</sub>	SZVR <sub>2</sub>	SZVR <sub>5</sub>
TPR	0,6396	0,6600	0,7056	0,6164
r	< 0,01	0,001	0,001	0,01
p				
n	= 21			

(Számolás módjának jelölése ugyanaz, mint az V. táblázaton.)

VI. táblázat: A hemodinamikai vizsgálat során mért (TPR) és a különböző módon számolt (SZVR) teljes perifériás ellenállás értékek átlagai, korrelációs mátrix a mért és számolt értékek között

## 9. egyenlet

$$\text{TPR} = (25,6 \times \Delta\text{PEP}) + (31,3 \times \Delta\text{LVET}) - (23,5 \Delta\text{QS}_2) + (21,9 \times \text{MBP}) - (5,5 \times \text{DBP}) + (1324,7 \times \text{I.I.}) - 587,3$$

$$r^2 = 6465 \quad (r = 0,8041)$$

$$n = 21 \quad (p > 0,01)$$

## 10. egyenlet

$$\text{TPR} = 1,7 \Delta\text{PEP} + 7,5 \Delta\text{LVET} + 1239 \times \text{I.I.} + \text{MBP} - 728$$

$$(r = 0,7748) \quad r^2 = 0,6003$$

$$p > 0,001) \quad n = 21$$

## 4. Bal kamrai nyomásviszonyok

12 betegünkönél történt bal szívfél katéterezés. Ezek közül kilencnél a közvetlen nyomásmérésen kívül megfelelő minőségű, 500 mm/sec papírsebességgel rögzített nyomásgörbe alapján számoltuk a bal kamrai dp/dt<sub>max</sub>-t is. A fontosabb noninvaszív paraméterek és a bal kamrai nyomásértékek közötti korrelációs mátrix alapján (VII. táblázat) kitűnik, hogy az ICT értéke szoros összefüggést mutat a bal kamrai szisztolés nyomással és a dp/dt maximummal (II. egyenlet).

	VSSQS	VSDI	VSED	dp/dt <sub>max</sub>
QS <sub>2</sub>	—,3441	—,3419	—,3290	—,5378
LVET	—,2696	—,4383	—,3954	—,2996
PEP	—,2963	—,0238	—,0406	—,6885
ICT	—,5882	,4098	,3460	,7928
PEP/LVET	—,0955	,3174	,2120	—,4290
LVET/ICT	,4488	—,3305	—,4633	,6274
ICT/QS <sub>1</sub>				—,6706
n = 9				

	r <sup>2</sup>	n	p
VSSY	,3707	12	< 0,02
VSDI	,5782	12	< 0,01
VSED	,3611	12	< 0,05

VII. táblázat: Korrelációs mátrix a mért bal kamrai nyomásértékek és egyes STI paraméterek között. A bal kamrai nyomásértékeket megközelítő polinomok determinánsai

#### 11. egyenlet

$$\text{dp/dt}_{\text{max}} = -20,23 \times \text{ICT} + 2380 \quad r^2 = 0,6286$$

$$r = 0,7928 \quad n = 9$$

$$p > 0,05$$

Szignifikáns összefüggés volt még az ICT/QS-, illetve PEP és dp/dt<sub>max</sub> között.

A bal kamrai nyomásváltozás sebessége és az ICT között szoros összefüggés (10. ábra) további STI paraméterek bevonásával többváltozós polinommal,  $r = 0,946$  együtthatóval jellemezhető egyenlettel való számolást tesz lehetővé (12. egyenlet).

#### 12. egyenlet

$$\text{dp/dt}_{\text{max}} = -(109,9 \text{ ICT}) - (82,7 \text{ LVET/ICT}) + (4173 \text{ ICT/QS}_2) - (90,0 \Delta \text{PEP}) - (73,6 \Delta \text{LVET}) + (65,3 \Delta \text{QS}_2) + 3887$$

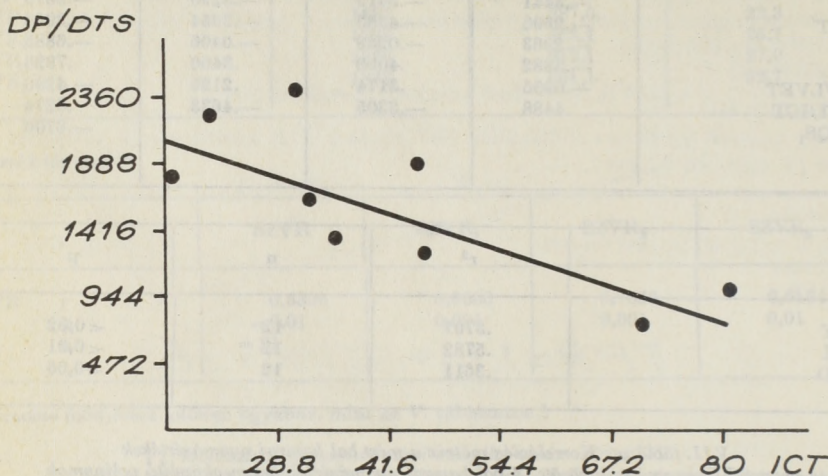
$$(r = 0,9464 \quad r^2 = 0,8956)$$

$$p > 0,001 \quad n = 9$$

A dp/dt<sub>max</sub> és a miokardiális oxigén ellátottság (EVR) között gyenge inverz korreláció mutatkozott ( $r = -0,5813$ ,  $n = 9$ ). A bal kamrai végdiasztolés nyomásérték is megközelíthető noninvazív vizsgálat alapján regressziós egyenlettel, bár ez az összefüggés matematikailag kevésbé szoros. A VII. táblázatban látható STI paraméterek, értékeik és a (mandzsettával mért) vérnyomásértékek független változóként történő felhasználásával a mért bal kamrai nyomásértékeket megközelítő polinomok r<sup>2</sup> értékeit foglaltuk össze. A dp/dt<sub>max</sub> értéke az ECHO alapján számított Vcf értékekkel korrelált, a Vcf viszont az ICT értékekkel nem mutatott összefüggést (VIII. táblázat). A Vcf korrelált a ΔQS<sub>2</sub> értékkel.

$$DP/DTS = -20.22 \cdot ICT + 2379$$

$$R = -.79$$



10. ábra:  $DP/DTS = dp/dt_{max}$  Hgmm/sec, ICT msec,  $n = 9$ ,  $p < 0,01$

VIII. táblázat

x	y	r	p <
mVcf	dp/dt	0,7493	0,02
mVcf	ICT	-0,2956	n.s.
mVcf	$\Delta QS_2$	0,6834	0,05

VIII. táblázat: Korrelációs mátrix a non-invazív mutatók és a mért  $dp/dt_{max}$  között

### 5. A kisvérköri nyomásviszonyok összefüggése az STI értékekkel

A hemodinamikai vizsgálatok eredményei közül az arteria pulmonalis, a kapilláris éknyomás és a jobb kamra nyomásviszonyok között szoros a kapcsolat. Ugyancsak kitűnt, hogy az LVET érték és a kisvérkör nyomásértékei között matematikailag szignifikáns, inverz összefüggés van (II. táblázat). Tekintettel arra, hogy a verőtér-fogat számításánál az LVET érték meghatározó szerepű, vizsgáltuk: 1. az LVET és a kisvérköri nyomásviszonyok közötti összefüggéseket, 2. noninvazív mutatók alapján megkíséreltük többváltozós polinomokkal visszaszámolni a mért kisvérköri nyomásértékeket, 3. a számított verőtér-fogat és egyéb noninvazív mutatók alapján a pulmonális érellenállás noninvazív számolását kíséreltük meg.



A carotisgörbe, EKG, PKG alapján számítható szisztolés időintervallum értékek hemodinamikai paramétereiktől való függését sokan vizsgálták. E vizsgálatok egy részében a verőterefogat és az ejekciós frakció értékének számítására megközelítő pontosságú képleteket is kidolgoztak (6,8,9,37). Ennek ellenére ezen számítások a mindennapos kardiológiai gyakorlatban nem nyertek polgárjogot, csupán a PEP/LVET hányados és a frekvenciafüggő index értékek vizsgálata került be a mindennapi gyakorlatba. Ennek valószínűleg az a magyarázata, hogy e mutatók alkalmasak a kóros és normális szív működés elkülönítésére és gyógyszerhatás vizsgálatokra (3,7, 11,17,20,21,26,27,34). Ugyanakkor meg kell jegyezni, hogy az index értékek frekvencia függését jellemző egyenletek lejtője a különböző vizsgálatok szerint eltérő (12), a PEP érték frekvencia függősége és a PEP/LVET frekvenciától való függetlensége vitatott (28).

Az ezekből adódó pontatlanságot is figyelembe véve az STI alkalmas a kóros szív működésű betegek kiszűrésére (26,35), és a kórosnak tartott szív működésű betegek általában a nagyobb pontosságú, egyéb diagnosztikus vizsgálatokra kerülnek. Ez utóbbiak alapján pontosítják a diagnózist, és határozzák meg a terápia menetét. Ezek a pontosabb kardiológiai eljárások (ECHO, szecintigráfia, ventrikulográfia, hemodinamika) azonban csak kardiológiai osztályokon végezhetőek a speciális személyi- és műszerigény miatt. A hazai orvostechnikai elmaradás következtében ezek a műszaki feltételek még a kardiológiai centrumokban sincsenek meg mindenhol, és így a jogos vizsgálati igények egy részét tudják csak a túlterhelt centrumok kielégíteni (14). Egyéb betegség vagy baleset miatt rendszeres ellenőrzésre vagy akutan kritikus helyzetbe kerülő betegek viszont olyan szakintézetbe kerülnek, ahol ugyan a sebészi ellátás vagy az intenzív terápiás háttér többé-kevésbé biztosított, de kardiológiai vizsgálatra nincs lehetőség. Így az életveszélyes állapot miatt szállíthatatlan betegeken a szükséges műtéti és intenzív terápiás beavatkozásokat pontos hemodinamikai eredmények ismerete nélkül végzik el. A kardiológiailag is ellenőrzésre szoruló krónikus gondozás alatt álló betegeket (pl. diabetes) pedig időszakosan és nem ritkán csak nehézségek árán tudják kardiológiai konzíliumra küldeni megfelelő műszeres vizsgálat elvégzésére (pl. ECHO), pedig sűrűbb, objektív adatokra támaszkodó ellenőrzés lenne szükséges.

Ezért jogosan merül fel az az igény, hogy egyszerűbb, szerény műszerigényű, betegség mellett elvégezhető kvantitatív paramétereket nyújtó vizsgálati rendszer álljon rendelkezésre mind a gondozói hálózatban, mind a sebészeti és intenzív terápiás osztályokon. Akut betegeknél miokardiális infarktust követően STI vizsgálattal történő betegellenőrzést ugyan már évekkel ezelőtt végeztek, de a klasszikus mutatók használata alapján az akut állapotváltozások megítélése nem volt lehetséges (11). Ezért széles körben nem terjedt el e módszer a belgyógyászati osztályokon sem.

A bővített STI rendszerrel, amely több származtatott paraméter egyidejű vizsgálatával a hagyományos mutatóknál több információt ad, intenzív terápiára szoruló sérültek esetében is lehetséges a keringés objektív ellenőrzése (29,31,32).

Az alapgörbék felvétele és a megfelelő intervallumok pontos kimérése után a mért adatok célszámítógépes értékelésével ez az információ tömeg pillanatok alatt nyerhető a betegekről (30). Ezek a számítások azon alapulnak, hogy az aktuális LVET és PEP értékeket a szív működést meghatározó tényezők különbözőképpen befolyásolják (4,5,7,8,17,37), és az eredő változások a verőterefogat alakulására utalnak.

Korábbi vizsgálatok szerint egyszerű háromcsatornás, nem valutaigényes EKG készülékek alkalmasak arra, hogy segítségükkel sokkos, zavart tudatú, respirátoron levő betegeknek is jól reprodukálható, megbízható STI értékeket rögzítsünk. Ezen adatok birtokában a politraumatizált és égett sérültek esetében a terápiás döntéseket elősegítő adatok nyeresén túlmenően ezen betegek keringésének kórtani sajátosságait is jól becsültük meg (29,31,32). A kibővített STI rendszer azonban elméleti rendszer, és különböző kardiológiai laboratóriumok eredményein alapult. Ezért vált szükségesé, hogy ezen bővített STI rendszer információ tartalmát hemodinamikai mérések adataival ellenőrizzük.

A vizsgálatokhoz összeválogatott beteganyag hemodinamikai mutatói szélsőséges értékeket tartalmaztak. Ezért a betegválasztás szerencsés, hiszen ez a kóros és normális közti eltérések mennyiségi meghatározását és noninvazív úton történő elkülönítését lehetővé tette. A betegnek észlelt magas kisvérkőri nyomásértékek azért is kedvezőek célkitűzésünk szempontjából, mert a sebési típusú intenzív betegeknek a szövődmények jelentős részét egyes típusokban az emelkedett kisvérkőri nyomásviszonyok, másokban ezek hiánya jellemzi (15,18,19,22). A NYHA beosztás szerinti kardiális állapot és az arteria pulmonalis nyomásértékek közti összefüggés betegeinkben is bizonyítható. A pulmonális hipertenzió LVET, verőterefogat csökkentő és az ICT megnyúlását okozó hatása régóta ismert (1,10). Vizsgálataink során azt találtuk, hogy az STI paraméterek között az LVET értékének változása követi legjobban a verőterefogat változását. Az LVET és frekvencia alapján *Harley* egyenletével (9) számolt verőterefogat érték aorta stenosis nélküli betegek esetén jól megközelíti a *Fick*-elv alapján mért értékeket (1. egyenlet, 2., 3. ábra).

Az irodalmi adatoknak megfelelően az aortasztenózis megnyújtja az LVET-t (3,17,21,35), és így ezekben az esetekben ez az összefüggés nem igaz. Több változó bevonásával számított polinom (3. egyenlet) azonban a teljes betegcsoportra vonatkozóan mégis jó összefüggést adott a verőterefogat számítására. Vizsgált betegeinknél a *Harley*-egyenletet (9) empirikus konstanssal módosítva (1. egyenlet), továbbá az LVET—PEP különbséget felhasználó egyenlet (5. egyenlet) segítségével a mért értéket jobban megközelítő verőterefogat index számítást dolgoztunk ki. Ez utóbbi számítási módszer elvi alapjait korábban dolgozták ki (8,37), és e számolással nyerhető érték alapján súlyos sérültek intenzív kezelése során sikerrel becsültük meg a sérültek verőterefogatának alakulását (29,30,31).

A számított verőterefogat alapján az átlagos ejekciós áramlási sebesség is számítható. A *Harley*-egyenlet (9) alapján számított és a mért verőterefogat alapján számított átlagos áramlási ráta szoros korrelációt mutatott egymással, bár az átlagban mutatkozó 77 ml/sec különbség arra utal, hogy egyedi esetekben ez a számolás csak fenntartással utalhat a tényleges áramlási sebességre. Az általunk kidolgozott 1., 2., 5. egyenletek alapján számolt verőterefogat felhasználásával történő áramlási sebesség számolás eredménye azonban a mért értékkel gyakorlatilag azonos értéket adott. Különösen szoros az összefüggés és a gyakorlat számára is ajánlott a 2. egyenlettel történő számolás (V. táblázat). Ez lehetővé teszi, hogy amennyiben csak áramlási sebesség mérésre van mód, úgy ennek eredménye alapján számítható a verőterefogat.

A verőterefogat és a szív munka jelentősen függ a teljes perifériás érellenállástól (22,24,25). Hemodinamikai méréseink szerint betegeinknél a TPR és a mért verőterefogat index szoros, inverz korrelációt mutatott (II. táblázat). A mért perifériás ellenállás és a gyakran alkalmazott carotis görbe alapján számolt perifériás érellenállásra utaló incisura index (21,26,27) nem mutatott összefüggést. Ugyanakkor viszont az incisura index mellé független változóként bevont STI mutatókból kialakított polinommal a teljes perifériás ellenállás megközelítő pontossággal számolható (10. egyen-

let). A számolt verőtérfgogat alapján a TPR szintén jól becsülhető (8. egyenlet), az általunk kidolgozott egyenletek pedig a gyakorlat számára is alkalmas megközelítést adják a tényleges perifériás érellenállás értékének (VI. táblázat). Az STI mutatókkal történő számolás alapján a bal kamrai munkaindex érték is matematikailag megközelíthető. A mért bal kamrai munkaindex értékével szignifikánsan korreláló értékeket kaptunk noninvazív módon.

További lehetőséget jelent a *Harley* (9) és *Garrard* (6) egyenleteiből számolt értékek alapján a bal kamrai térfogat értékek számolása. Az ilyen módon számolt végdiasztolés térfogat index érték szoros egyezést mutatott az ECHO felvételek alapján *Teichholz* képletével (33) számolt térfogat értékkel. Ezzel szemben a szisztolés térfogat gyengén, az ejekciós frakció és verőtérfgogat index értékek nem korreláltak az STI alapján számolt értékekkel. Az ECHO-ból számolt verőtérfgogat érték viszont a direkt mért verőtérfgogat értékkel sem mutatott korrelációt.

Ezen eredmények magyarázatául a következőt tételezzük fel: diasztolében a bal kamra a szív nagysága, a diasztolés telítődés és a falvastagság mértékétől függően a lehetséges legnagyobb térfogatot tölti ki a pericardium zsákban. Ez fizikai törvényszerűségek alapján megközelítőleg kúpszelethez hasonló szabályos idomot képez, amelynek térfogata a geometriai törvények alapján jól számítható. Utalunk arra, hogy *Teichholz*, képletének (33) kidolgozásakor figyelembe vette, hogy a kúptól való eltérés, továbbá egyéni adottságok miatt a longitudinális és haránt átmérők aránya különböző lehet, így képlete a korábbiaknál pontosabban határozza meg a tényleges kamrai térfogatot. Ezért jelenleg csak az ilyen módon történő kamrai térfogat számolás elfogadott (16).

Szisztolében azonban a kamrafal kontraktilitásának egyenletlenségei, továbbá az esetlegesen fennálló különböző irányú kiáramlási pályák, a lehetséges septum átnyomódás (15,19) szabálytalan idomúvá teszik a bal kamra üregét, így nem tekinthető geometriai idomnak. Kiemeljük, hogy ECHO-val is vizsgált betegeink között nyolcnál mitrális regurgitáció, háromnál shunt és négy esetben aorta regurgitáció volt, ami biztos, hogy szisztolében a kamra üregét szabálytalaná tette (16). Ennek következtében az ECHO alapján a geometriai idomként történő kamra térfogat számolás jelentős hibalehetőséget rejt magában.

Ezzel szemben a pulzushullám alapján mért ejekciós idő jobban követi az effektív verőtérfgogat nagyságát, mert az arteria carotisba érkező pulzushullám tartama, erőssége a bal kamrát ténylegesen elhagyó vérmennyiségtől függ (9,17). Az ECHO alapján történő LVET mérés pontosabb, mint a carotis görbén történő LVET mérés, az átutási időből adódó hiba miatt (13). Érdekes módon erre a paraméterre támaszkodó volumen mérésre nem találtunk adatot. Ilyen számítást magunk sem végeztünk, mert az ECHO-val történő számolás lehetséges hibája adódhatott abból is, hogy a papírsebesség 25 mm/sec volt, így az ejekciós idő mérése e vizsgálati sorozatban mégis kevésbé pontos.

Feltételezésünket, miszerint az STI alapján számolt térfogat értékek jobban megközelítik a valós helyzetet betegeinkben, alátámasztja az, hogy az így számolt verőtérfgogat értékek szorosan korreláltak a *Fick*-elv szerint mért verőtérfgogattal, ezzel szemben az ECHO alapján mért értékek nem korreláltak a hemodinamikai vizsgálatok megfelelő eredményeivel. A kamrai térfogatok objektív pontos mérése kétirányú ventrikulográfiával történhet, amely módszerrel történő összehasonlító vizsgálatokat későbbiekben szándékozunk elvégezni. A számítások alapján történő verőtérfgogat meghatározás a fentiek alapján STI módszerrel nagy pontossággal elvégezhető. Azt azonban ki kell emelni, hogy ez a módszer szélsőséges esetekben korlátozott értékű.

Alábbi eseteink demonstrálják a módszer korlátait:

1. sz. eset: L. F. 68 éves férfi. Testfelszíne 1,28 m<sup>2</sup>. Epidurális anesztéziában végzett prostata-ectomia alatt termodilúcióval Pénzes és Gondos dr. a következő verőterfogat és kisvérköri nyomásértékeket mérték: verőterfogat index: 24,1, 27,1, 26,6 ml/m<sup>2</sup>/ütés, CI 2,4, 2,44, 2,61 l/m<sup>2</sup>, HR 100—93/min. Arteria pulmonalisban a szisztolés nyomás 22—26 Hgmm, a diasztolés nyomás 12—14 Hgmm, a PCW 7—9 Hgmm volt. Az STI értékek a következők: RR 600 msec, QS<sub>2</sub> 330 msec, ΔQS<sub>2</sub>—6,0 msec, LVET 250 msec, ΔLVET+7,0 msec, PEP 80 msec, ΔPEP—11 msec, BP 140/80 Hgmm. Ezek alapján számolt verőterfogat értékek a XI. táblázaton láthatók.

X. táblázat

		LVET	PEP	SV	LVET-PEP
Kontraktilitás	↓	↓	↑	↓	↓
Frekvencia	↑	↓	↑ →	↓	↓
Preload	↓	↓ *	↑	↑	↓
Afterload	↑	↑ *	↑	↓ → *	↓

(\* változás csak extrém afterload emelkedés hatására)

X. táblázat: A verőterfogat alakulását meghatározó főbb tényezők, továbbá a PEP, LVET, LVET-PEP közti kölcsönhatások iránya

XI. táblázat

	Harley-egyenlet	1. egyenlet	2. egyenlet	5. egyenlet
SV (ml/m <sup>2</sup> )	54,6	43,1	37,9	48,3
CI (l/m <sup>2</sup> )	5,5	4,3	3,8	4,8

XI. táblázat: Az 1. sz. beteg különböző módon számolt verőterfogat és szívindex értékei (SVI és CI)

A táblázaton a termodilúcióval mért értéknél lényegesen többet mutat bármelyik számolt érték, legnagyobb a Harley-, legkisebb a 2. egyenlettel számolt érték eltérése. A jelentős eltérések valószínű oka az, hogy az LVET érték, amely az STI alapján történő számolás legfontosabb változója, a betegnél lényegében normális volt, ugyanakkor a beteg testfelszíne igen kicsi. Figyelembe véve a beteg kifogástalan állapotát, bőséges diurézist (120 ml/óra), a normális kisvérköri nyomásviszonyokat, az a lehetőség is felmerül, hogy adott vizsgálatnál a valós helyzetnél alacsonyabb értéket mutatott a termodilúció. A termodilúciót során adott 10 ml hideg, izotóniás folyadék ugyanis viszonylag nagy jelentetett e szokatlanul kis testfelszíni betegnél, és ilyen esetekben a dilúciós görbe torzulhat, és ez a valószínűleg kisebb érték számolását eredményezi (25).

2. sz. eset: 90%-os égési felszínű 28 éves, 2,08 m<sup>2</sup> testfelszíni betegünk sokkalanításának 16. órájában az alábbi STI értékeket mértük: BP 120/80 Hgmm, HR 157/min, PEP 45 msec, ΔPEP —23 msec, LVET 150 msec, ΔLVET +4,0 msec, QS<sub>2</sub> 195 msec, ΔQS<sub>2</sub> —21 msec. A számított verőterfogat index és szívindex értékek a XII. táblázaton láthatók.

Tekintettel arra, hogy az égési osztályon nem volt lehetőség közvetlen hemodinamikai mérésre, csak elvi megfontolásokkal volt lehetséges azt eldönteni, hogy a fenti négy számolt érték közül melyik közelíti meg a valós viszonyokat. Az 1. egyenlet szerinti számolt értékek az étellel összeegyeztethetetlenek, ez a beteg viszont a vizsgálat után még négy órát élt. Az 5. egyenlet alapján számolt érték normális szívindexet mutatott, amely a súlyos sokkos állapottal nem egyezett. A Harley-egyenlet alapján számolt értékek hasonlóak, mint az irodalomban azonos súlyosságú égetteknél mért értékek a sokkalanítás hasonló szakában (19). A 2. egyenlet alapján számolt rendkívül alacsony értékek szintén előfordulnak a súlyos égési sokkban, de betegünkönél a vizsgálat idején még 40 ml/óra diurézis volt, ami viszont nem sokkal ezt követően állt le.

	Harley-egyenlet	1. egyenlet	2. egyenlet	5. egyenlet
SVI (ml/m <sup>2</sup> )	13,6	2,5	7,8	17,9
CI (l/m <sup>2</sup> )	2,1	0,4	1,2	2,8

XII. táblázat: A 2. sz. beteg különböző módon számolt verőtérfogat és szívindex értékei (SVI és CI)

E megfontolások alapján a tényleges aktuális értékek a Harley- és a 2. egyenlet eredményei közé becsülhetők. A 15 msec-os ICT érték a kontraktilitás elégtelenségét kizárta, a keringési elégtelenséget a hipovolémia és a magas SZVR magyarázta (SZVR<sub>2</sub>=2981 dyn/cm/sec<sup>2</sup>).

E két példa alapján úgy tűnik, hogy 2. egyenletünkkel számolva követjük el a legkisebb hibát szélsőséges esetekben történő verőtérfogat becsléskor. Ez a két példa ugyanakkor azt is bizonyítja, hogy ilyen esetekben is az STI alapján párhuzamosan elvégezhető többféle számolási mód segítheti a valóságú vélemény kialakítását.

Vizsgálataink során a bal kamrai nyomásértéket és a kontraktilitást jellemző  $dp/dt_{max}$  értéket is igyekeztünk noninvazív paraméterek alapján megközelíteni. Az irodalmi adatoknak megfelelően az ICT, LVET/ICT, ICT/QS<sub>1</sub> és PEP korrelált a  $dp/dt_{max}$  értékével (2,3,7,17,20,21). A legszorosabb összefüggést mutató STI értékek, mint független változók, többváltozós polinom egyenlettel a  $dp/dt_{max}$  mért értékét igen nagy pontossággal ( $r=0,946$ ,  $p<0,01$ ) határozta meg. Számítógépbe táplálva, ez a polinom (12. egyenlet) nem jelenthet nehézséget a betegágy melletti munkában, ahol azonban erre nincs lehetőség, az egyszerű, kézi kalkulátorral is elvégezhető számolás alkalmazható (11. egyenlet).

A bal kamrában mért nyomásértékeket ugyancsak noninvazív módon számolhatjuk a talált összefüggések alapján, azonban a jelentős szórásértékek miatt ezek az összefüggések a megfelelő nyomásértékek becslésére egyedenként nem használhatók. A  $dp/dt_{max}$  szoros korrelációt mutatott a mVcf értékkel, azonban a mVcf és az ICT között nem volt összefüggés. Ennek a látszólagos diszkrepanciának valószínűleg az a magyarázata, hogy az ICT az izovolumetriás kontrakciós időt mutatja, a mVcf viszont az izometrikus rövidülés mértékét adja. Így mindkét mutató ugyan függ a nyomásváltozás sebességétől, de a kontraktilitás két különböző szakaszát más-más módon méri. Az STI mutatók a bal kamra funkcióinak a jellemzői.

Gyakran elfelejtett tény azonban az, hogy a bal kamra funkciói több vonatkozásban is függnék a jobb kamra működésétől (15,22). Yoshikawa és mtsai (36) mindkét kamra funkciójának ECHO-val történő szinkron regisztrálása során azt találták, hogy pulmonális hipertenzió és arteria pulmonalis regurgitáció esetén a jobb kamrai PEP és LVET eltér a bal oldalitól. Eseteink többségében emelkedett arteria pulmonalis nyomásértékeket mértünk, így az arteria pulmonalis és carotis görbe alapján mért ejekciós idők különbsége ezzel magyarázható. Az arteria pulmonalis alapján mért ejekciós idő és a carotis görbén mért ejekciós idő között vizsgálataink szerint nincs korreláció ( $r=0,3846$ ,  $n=21$ ). Fokozott tüdőellenállás esetén a jobb kamra ejekciós frakciója kisebb lehet a bal kamráénál. A lényegesen kisebb tömegű jobb kamrai izomzat képtelen a fokozott afterloadot legyőzni, ennek következtében a jobb kamra dilatál és az emelkedett jobb kamrai nyomás a septumot paradox módon átnyomhatja a bal kamra felé úgy, hogy annak térfogata csökken (15,18,19).

Amennyiben ez diasztolében is érvényesül, a csökkent végdiasztolés volumenű bal kamra rostjainak előfeszítése kicsi, ennek következtében a bal kamra teljesítménye elmarad az optimális izotoniás feszülés melletti értéktől, még ép myocardium esetén is (24). A két kamra közti diszharmonikus működés különösen megnehezíti sokkos betegeknél a szívfunctió pontos megítélését nagy mennyiségű volumenpótlásakor (18,19).

Vizsgálataink során azt találtuk, hogy a verőtérfogat meghatározása szempontjából alapvető carotis LVET érték szorosan korrelált a pulmonális érellenállás, arteria pulmonalis nyomásértékekkel (II. táblázat). A pulmonális hipertenzió és jobb kamrai elégtelenség LVET és verőtérfogat csökkentő hatása régóta ismert (1,10). Feltűnő azonban, hogy különösen magas volt a korrelációs együttható értéke az LVET és kisvérköri nyomásértékek között az aorta stenosisos betegeknél. Ez utóbbi jelenséggel az irodalomban nem találkoztunk, magyarázatát későbbi vizsgálatok tisztázhatják. A többi betegnél az LVET és kisvérköri nyomás értékek közti összefüggés valószínű magyarázata az, hogy betegeinknél a szívhiba következtében a tartós pulmonális hipertenzió a jobb kamrát károsította (22), továbbá a dilatált jobb kamra a septum átnyomásával csökkentette a bal kamrai előfeszítést. Így a fenti mechanizmus alapján érthető, hogy lényegében normális  $dp/dt_{max}$  értékek ellenére alacsony a verőtérfogat index betegeink többségében. E feltevést nem zárja ki az a kézenfekvő magyarázat sem, hogy a szívhiba hemodinamikai következményeitől károsodott bal kamrai izomzat az oka a keringés lassulásának és a pulmonális hipertenzióknak is. Erre utalhat az alacsony ejekciós áramlási sebesség is. Ez a jelenség ugyanakkor közvetett magyarázatát adja annak, hogy vitium nélküli pulmonális hipertenziós betegeknél M-mód ECHO felvétel eljöttje miért csökken.

Az STI értékek változásai viszont matematikailag szoros összefüggést mutatnak a kisvérköri nyomásviszonyokkal. Ezen összefüggések lehetővé tették, hogy az arteria pulmonalis, pulmonális vaszkuláris rezisztencia és a jobb kamra nyomásviszonyait számító polinomokat dolgozzunk ki a bal kamrai előfeszítést mutató PCW érték számítása mellett. Ezek az összefüggések matematikailag szignifikánsnak bizonyultak, de a nagy szórásértékek miatt csak általános összefüggések megítélését teszik lehetővé. A jobb kamrai  $dp/dt_{max}$  és jobb kamrai aktuális nyomásértékek számolása STI alapján nem volt lehetséges.

Vizsgálataink során hemodinamikai mérésekkel az STI paramétereiből számolható keringési mutatók megbízhatóságát bizonyítottuk. A verőtérfogatra vonatkozóan aortasztenózis nélküli betegekben különösen pontos számítások lehetségesek. Az így számolt verőtérfogat alapján képzett egyenletekkel pedig az átlagos ejekciós áramlási sebesség, perifériás érellenállás, bal kamrai munkaindex és bal kamrai diasztolés térfogat meghatározható. Az ICT alapján a bal kamrai  $dp/dt_{max}$  is számolható. Ezek a mutatók STI görbe felvételekből nyerhetők és rutineljárásként bárhol használhatók, betegágy mellett elvégezhetők.

A vizsgálat pontossága miatt elengedhetetlenül szükséges, hogy technikailag is jó minőségű regisztrátumokon, minimálisan 7—10 szív ciklus alapján mérjük az RR, QS<sub>2</sub> S-S<sub>2</sub>, LVET távolságokat a hagyományos módszer szerint. A mért távolságokkal való további számolás az ijesztően soknak látszó matematikai művelet ellenére célszámítógép (30) vagy megfelelő soft-ware program és komputer segítségével a dolgozatban ismertett képletek alapján lényegében másodpercek alatt elvégezhető. Így számos fontos keringési mutató kiszámítását teszi lehetővé rövid idő alatt.

Az STI alapján nyert bővebb információnyerés elősegítheti azt is, hogy a területi betegellátásban és kritikus állapotú, nem kardiológiai osztályokon fekvő betegeknél megfelelő gyakorisággal becsüljük meg a beteg keringési állapotát. Ezzel javítható

a gondozói munka színvonala, továbbá lehetővé válik az, hogy a sebési és nem kardiológiai profilú egyéb osztályokon kezelt, állapotuk miatt szállíthatatlan betegeknel a szükséges beavatkozások (műtét, respirátor terápia, dialízis) objektív kerin-gési mutatók ismeretében történjenek.

## IRODALOM

1. *Alpert I. S., Rickman F. D., Howe J. P., Dexter L., Dalen J. E.*: Alterations of systolic time intervals in right ventricular failure. *Circulation* 1974, 50, 313.
2. *Aronow W. S., Bouyer A. F., Kaplan M. A.*: External isovolumic contraction times and left ventricular ejection time/external isovolumic contraction time ratios at rest and after exercise in coronary heart disease. *Circulation* 1971, 43, 59.
3. *Cserhalmi L., Kékes E.*: Szisztolés és diasztolés időintervallumok. In.: Az orvostudomány aktuális problémái. Szerk.: Káldor A., Gergely I., Kulka F. 1983, 45, 33.
4. *Dauchot P. J., Rasmussen J. P., Nicholson D. H.*: On-line systolic time intervals during anesthesia in patients with and without heart disease. *Anesthesiology* 1976, 44, 472.
5. *Dauchot P. J., Gravenstein J. S.*: Use of systolic time intervals in the operating room. In.: Systolic time intervals. Eds.: List, W. F., Gravenstein, J. S., Spodick, D. H. Springer-Verlag Berlin, Heidelberg, New York 1980, 49.
6. *Garrard G. L., Weissler A. M., Dodge H. T.*: The relationship of alterations in systolic time intervals to ejection fraction in patients with cardiac disease. *Circulation* 1970, 42, 455.
7. *Gravenstein J. S.*: Noninvasive monitoring in the patient with heart disease. *Cleveland Clinic Quarterly* 1981, 48, 37.
8. *Grum D. F., Dauchot P. J.*: Correlation of systolic time intervals with stroke volume in man. In.: Systolic Time Intervals. Eds.: List, W. F., Gravenstein, J. S., Spodick, D. H. Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, New York 1980, 218.
9. *Harley A., Starmer F. C., Greenfield J. C.*: Pressure flow studies in man. An evaluation of the duration of the phases of systole. *J. Clin. Invest.* 1969, 48, 895.
10. *Jezek V., Daum S., Serf B.*: Heart contraction in chronic cor. pulmonale. *Cor et Vasa* 1964, 6, 85.
11. *Keltai M., Pongó É., Seregélyi K.*: A systoles időintervallumok vizsgálata akut myocardialis infarctusban. *Magy. Belorvosi Archivum* 1977, 30, 281.
12. *Kesteloot H.*: Limitations of systolic time intervals for evaluation of cardiac function. In.: Systolic Time Intervals. Eds.: List, W. F., Gravenstein, J. S., Spodick, D. H. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, 1980, 30.
13. *Khan A. H.*: Systolic time intervals: comparison of echocardiographic and conventional methods. In.: Systolic Time Intervals. Eds.: List, W. F., Gravenstein, J. S., Spodick, D. H. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York 1986, 192.
14. *Kökény M.*: Az echocardiographia szervezési kérdései. *Cardiol. Hung.* 1983, 12, 85.
15. *Laver M. B., Strauss W., Pohost G. M.*: Right and left ventricular geometry adjustment during acute respiratory failure. *Crit. Care Med.* 1979, 7, 509.
16. *Lengyel M.*: Echocardiographia. In.: Nem invazív kardiológiai vizsgálmódszerek. Szerk.: Mihoczy, I. Medicina, Budapest, 1983, 90.
17. *Lewis R. P., Leighton R. F., Forester W. F., Weissler A. M.*: Systolic Time Intervals. In.: Non-invasive Cardiology. Eds.: Weissler, A. M. Grune Stratton New York, San Francisco, London 1974, 301.
18. *Maclean L. D.*: Shock. *Ann. Surg.* 1985, 201, 407.
19. *Martyn J. A. J., Snider M. T., Szyfelbein S. K., Burke J. F., Laver M. B.*: Right ventricular dysfunction in acute thermal injury. *Ann. Surg.* 1980, 191, 330.
20. *Matos L.*: Systolic time interval measurements for the assessment of the effect of cardiovascular drugs. In.: Systolic Time Intervals. Eds.: List, W. F., Gravenstein, J. S., Spodick, D. H. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, 1980, 281.

21. *Matos L., Mihoczy L.*: Szisztolés és diasztolés időintervallumok. In.: Nem invazív kardiológiai vizsgálmódszerek. Szerk.: Mihoczy, L. Medicina, Budapest, 1983, 164.
22. *Naszlady A.*: Cardiolpulmonalis kölcsönhatások és következmények. Doktori értekezés, Budapest, 1979.
23. *Naszlady A., Szabó M., Korom Gy., Németh J.*: Kardiopulmonalis komplex vizsgáló rendszer. Kórház és orvostechnika 1979, 109.
24. *Parker J. O., Case R. B.*: Normal left ventricular function. *Circulation* 1979, 60, 4.
25. *Siegel J. H.*: Physiologic assessment of cardiac function in the aged and high-risk surgical patient. In.: The aged and high risk surgical patient: Medical, surgical and anesthetic management. Eds.: Siegel, J. H., Chodoff, P. Grune Stratton New York, San Francisco, London, 1979, 23.
26. *Simonyi J.*: Noninvasive evaluation of human circulation clinical, clinicopharmacological and data processing aspects. Akadémiai Kiadó, Budapest, 1979.
27. *Simonyi J.*: A carotisgörbéről és deriváltjairól. In.: Az orvostudomány aktuális problémái. Eds.: Káldor A., Gergely I., Kulka F. Medicina, Budapest, 1983, 32.
28. *Spodick D. H., Doi Y. L., Bishop R. L., Hashimoto T.*: Systolic time intervals reconsidered. Reevaluation of the projection period: absence of relation to heart rate. *Am. J. Cardiol.* 1984, 53, 1667.
29. *Szabó K., Rusznák E.*: A sérültek miokardium állapotának megítélése noninvazív (S.T.I.) módszerrel. *Honvédtorvos* 1983, 35, Suppl. 69.
30. *Szabó K., Juhász A.*: Szisztolés időintervallumok kibővített rendszerének célszámítógéppel történő értékelése. *Cardiol. Hung.* in press
31. *Szabó K., Kempler P., Novák J.*: Szisztolés időintervallumok alakulása égésbetegségben. *Honvédtorvos* 1985, 37, 55.
32. *Szabó K., Takács S., Syposs T., Kempler P., Novák J.*: Systolic time intervals in burn injury. Magyar Élettani Társaság L. Vándorgyűlésének és IUPS szimpóziumainak előadás- és poszterkivonatai. Budapest 1985, 171.
33. *Teichholz L. E., Kreulen T., Herman M. V., Gorlin R.*: Problems in echocardiographic volume determinations: Echocardiographic angiographic correlations in the presence or absence of asynergy. *Am. J. Cardiol.* 1976, 37, 7.
34. *Weissler A. M., Harris W. S., Schoenfeld C. D.*: Bedside Technics for the evaluation of ventricular function in man. *Am. J. Cardiol.* 1969, 23, 577.
35. *Weissler A. M., Stack R. S., Sohn Y. H.*: The accuracy of the systolic time intervals as a measure of left ventricular function. In.: Systolic Time Intervals. Ed.: List, W. F., Gravenstein, J. S., Spodick, D. H. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, 1980, 1.
36. *Yoshikawa J., Yanagihara K., Owahi T., Kato H., Tagaki Y., Okumachi F.*: Systolic time intervals in right ventricular volume overload: an echocardiographic study. In.: Systolic Time Intervals. Eds.: List, W. F., Gravenstein, J. S., Spodick, D. H. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, 1980, 182.
37. *Zanella J., Steinberg R., Katona P., Dauchot P. J., Gravenstein J. S.*: Correlation of invasive measures of cardiac function with expressions derived from systolic time intervals in the anesthetized dog. In.: Systolic Time Intervals Eds.: List, W. F., Gravenstein, J. S., Spodick, D. H. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, 1980, 82.

K. Szabó M.D., I. Rodek M.D., A. Naszlady M.D.:

#### AMPLIFIED SYSTEM OF SYSTOLIC TIME INTERVALS AND HEMODYNAMIC MEASUREMENTS IN PATIENTS WITH CARDIAC MALFORMATION

Hemodynamic investigations were performed in 26 young patients (aged  $38,4 \pm 10,49$  years) with cardiac malformation. Hemodynamic investigations included measurement of right cardiac output by Fick principle in all cases and left cardiac catheterization in 12 cases. Parallel to these, STI values were counted by ECG, PCG and carotis curves. In 20 cases M-mode echocardiography was assessed, too. It has been found that the LVET value was in good correlation with the measured stroke volume ( $r=0,71$ ). Based on STI parameters and using this correlation, the auth-

ors developed regression equations for counting stroke volume, average ejection rate, ejection fraction, LV peripheric vascular resistance, LV end-diastolic volume and LV stroke work index. These values were in excellent coincidence with the measured hemodynamic parameters. A good correlation was found between the ICT and the LV  $dp/dt_{max}$ .

The use of these counted parameters is advisable in all cases where other instruments for cardiological assessment are not available and the monitoring of patients requires the knowledge of the objective circulation indices.

Mathematical relations were found between the BP characteristic in pulmonary circulation and the STI indices, too. Relying upon this finding, the authors emphasize the importance of the right ventricular function in cardiac function as a whole.

*К. Сабо, И. Родек, А. Наслади:*

#### ПРОВЕРКА ДАННЫХ, ПОЛУЧЕННЫХ РАСШИРЕННОЙ СИСТЕМОЙ ИССЛЕДОВАНИЯ ФАЗ СЕРДЕЧНОГО ЦИКЛА, ГЕМОДИНАМИЧЕСКИМИ ИМЕРЕНИЯМИ У БОЛЬНЫХ С ПОРОКАМИ СЕРДЦА

Авторами проведены гемодинамические исследования 26 молодых (средний возраст  $38,4 \pm 10,49$  года) больных с пороками сердца (определение минутного объема в каждом случае в правом сердце и по принципу Fick, катетеризация сердца — в 12 случаях). Параллельно этому STI значения были определены по ЭКГ, ПКГ и регистрацией каротидных кривых. В 20 случаях были проведены и эхокардиографические исследования в м-режиме. Полученные результаты говорят о том, что величина LVET — за исключением больных с сужением аорты — тесно коррелирует с величиной ударного объема ( $r = 0,71$ ). На базе STI с применением данной корреляции, были разработаны регрессионные уравнения для вычисления ударного объема, средней скорости изгнания, периода изгнания, периферического сосудистого сопротивления ЛЖ, конечного диастолического объема ЛЖ и показатель ударной работы ЛЖ. Полученные величины с большой точностью совпадали с результатами гемодинамических исследований. ICT и  $dp/dt_{max}$  ЛЖ показывали хорошую корреляцию.

Применение этих вычисленных параметров считается целесообразным во всех случаях, где для инструментального кардиологического исследования другой возможности нет, а мониторирование больных требует объективных показателей кровообращения.

Авторы также выявили математические зависимости между характеристиками давления в малом кругу кровообращения и показателями STI, на базе которых обращают внимание на важность деятельности правого желудочка с точки зрения деятельности сердца в целом.