

Országos Korányi Tüdőgyógyintézet, Budapest

Szívkamra funkció kisszámitógépes meghatározása

Naszlady Attila, Németh József, Korom Gyula

A szív pumpatevékenységének kvantitatív meghatározása elengedhetetlenül fontos a vérkeringés kritikus állapotaiban tovább, ha dönteni kell, hogy bizonyos fajta szív-műtét javasolható-e?

A cardiovascularis rendszer 3 független változója a véráramlás $/\dot{Q}/$, a vérnyomás $/P/$, és a vértérfogat $/Q/$ egymáshoz viszonyított hely- és időbeli változásainak akár egyetlen szívcikluson belüli követése is rengeteg adat figyelembevételét igényli. Emellett egyes jellemzők közvetlenül nem mérhetőek bonyolultságuk miatt, kiszámításuk "papír+ceruza" módszerrel hosszadalmas vagy éppen lehetetlen.

Az elmondottakból nyilvánvaló, hogy csak számítástechnikai módszerek alkalmazása jelenthet megoldást az ilyen vizsgálatok pontos, gyors végrehajtására.

A vérnyomásmérés kvantitatív analóg jelet ad, a véráramlás és vértérfogat értékek időállagai számításokkal,

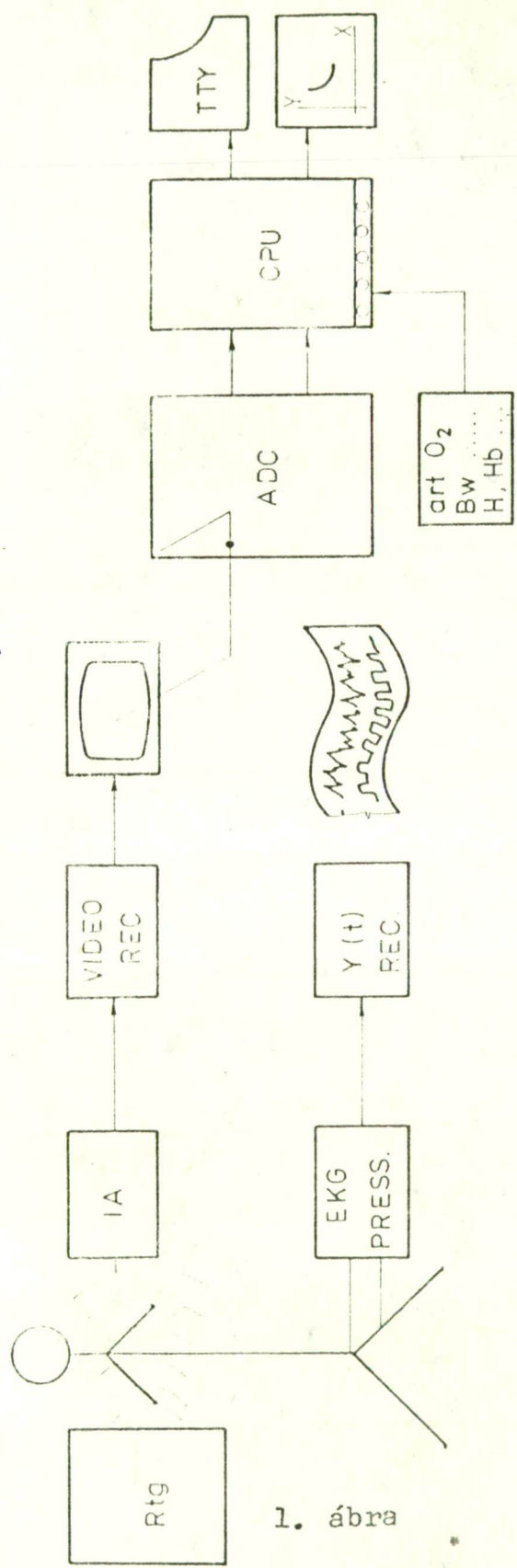
kvázi-folytonos mérésük pedig u.n. morphometriás módszerrel lehetséges. Az alakváltozás követése radiológiai eljárásokkal lehetséges, izotópos vagy Röntgen-sugaras, kellő ismétlési frekvenciával rögzített állapotképek mozgóképpé rendezhetők. Számítástechnikai kezelhetőségük így jelentős input problémákat vet fel. Az irodalomban számos megoldás ismeretes.

A következőkben saját vizsgálati eljárásunkat ismertetjük, melynek eszközei a nem szivkatheterezésre készült UV - 4 /Medicor/ rtg. vizsgáló szerkezet, Siemens Mingo-graph 4 csatornás X Y(t) direktíró, egy Hewlett-Packard asztali kalkulátor /9830/A/, a szükséges printer, X-Y plotter, digitizer perifériákkal /l. ábra/.

Az EKG és nyomásgörbék analóg jele papíron, az angiocardiográfiás /röntgen-kontraszt/ kép SONY videorecorderen kerül rögzítésre.

Az azonosító személyi adatok a számításokhoz szükséges egyéb adatlapokkal /testsúly, magasság, haemoglobin/ már előzőleg feldolgozásra kerültek az u.n. szivkatéteres lelet első részében. A kamrafunkció - mivel nem minden esetben szükséges - a lelet második /választható/ részét képezi.

A nyomások részben billentyűzve, részben a digitizer



1. ábra

görbekövetője, a videomagnó képei a monitorról a digitizerre egy házilag elkészített pantograph segítségével kerülnek A-D konverzióra. A mintavételezés gyakoriságát a BASIC nyelven írt software-ünk határozza meg, így a kézi görbekövető további sebessége tetszőlegesen egyenletes lehet.

A kamratérfogat kiszámításához az u.n. area módszert alkalmazzuk. Meg kell tehát határoznunk a bal kamra ürege vetületének területét, ezzel azonos területű ellipszis kistengelyét, hogy az ismert ellipszoid térfogatba helyettesítve a számítás elvégezhető legyen. A hossz tengelyt, falvastagságot tolómércével mérjük meg. A program a röntgen kép és valós kép eltérését etalon-faktorral korrigálja. A digitalizált képet a plotter a bevitellel egyidejűleg felrajzolja, bevitelenként más más színnel. A szivciklust 50 ms-os részekre osztva visszük be ehhez a számításához. Ilymódon kép és nyomásgörbe azonos időpontjai összerendelhetők. Ujabban a nyomásgörbe monitor-képét sikerült rákeverni a ventriculographiás képre, így akár ms-os pontossággal szinkronizálhatók nyomás és térfogat.

Az area meghatározására az alábbi eljárást dolgoztuk ki. Derékszögű koordináta rendszer I negyedébe pozicionáljuk a képet, majd az X-MIN és X-MAX között előbb a felső, majd az alsó kontur alatti terület integ-

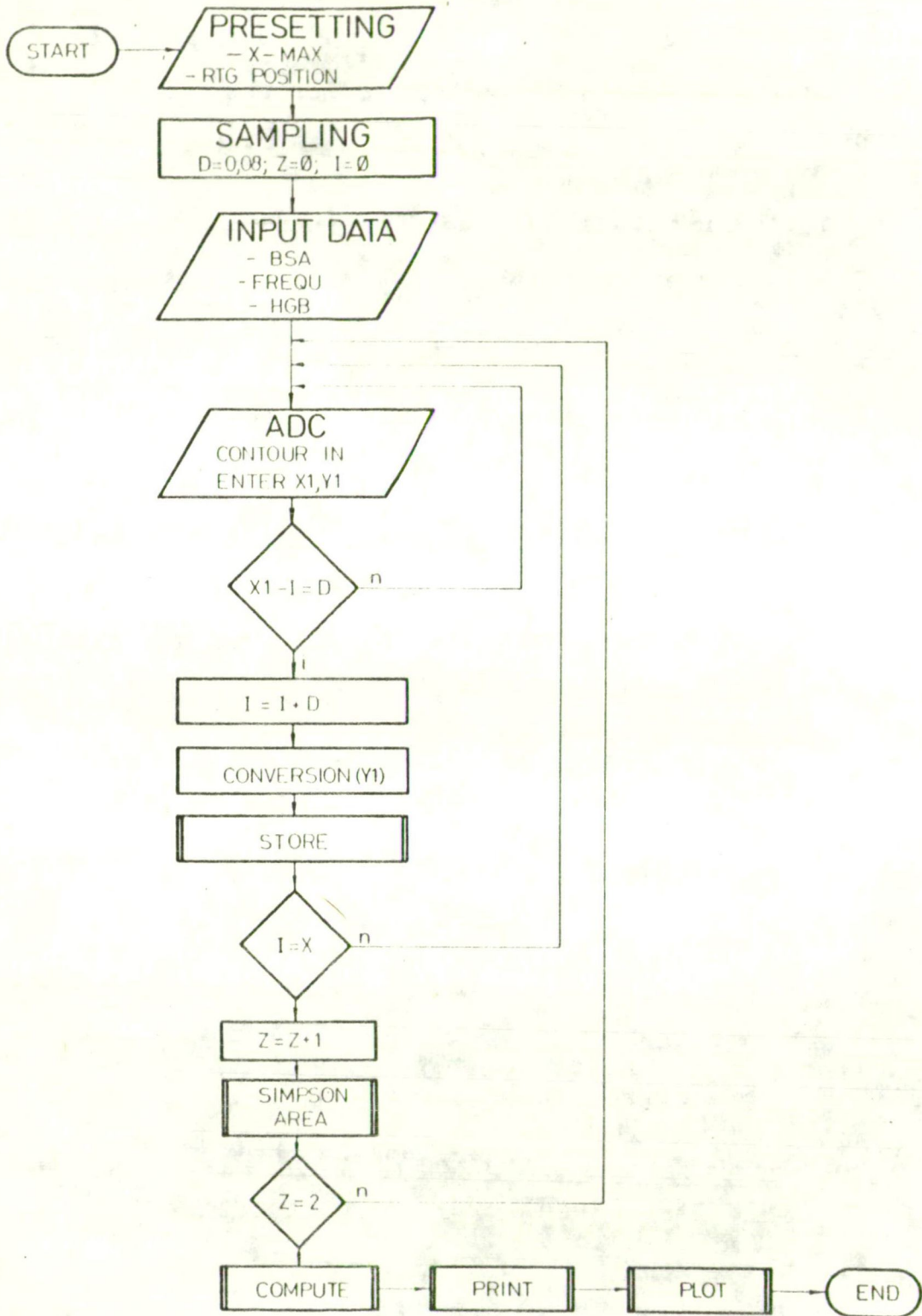
rálását végeztetjük el a mindpoint, a trapezoid, és a Simpson módszerrel. A két terület különbsége az area /2. ábra/.

A cikluson belüli különböző térfogatok, valamint a hozzájuk tartozó nyomás, falvastagság értékek felhasználásával a program az eredményeket kétféleképpen szolgáltatja.

1. Gépirásos formában programozott formátum szerint a printeren az alábbi számértékek szerepelnek: kamratérfogat, hossz tengely /L/, sugár / R_i / area, ejekciós frakció /EF/, specificus compliance / C_{sp} /, kamraizomzat mennyisége /w-vol/, soros elasztikus elemek sebessége /V-SE/, a nyomás /P/ és emelkedése sebességi indexei: dp/dt , $dp/dt/DP$ /, bal kamra falfeszülés /T-wLV/, circumferenciális rost-rövidülés sebessége /V-CF/, vérőmunka index /LVSWI/ /3. ábra/.

2. Rajzos formában - szintén programmal vezérelten - a plotteren, a következők: nyomás-térfogat hurok: Q-P, a térfogat időbeli változása: Q-t görbe, az áramlás görbe időbeli változása: \dot{Q} -t, s végül a nyomás és falfeszülés: a P, T-wLV /4. ábra/.

Végezetül néhány szót a felhasználás tapasztalatairól. Megvizsgáltuk, hogy normál, jelentős billentyűhibás



2. ábra

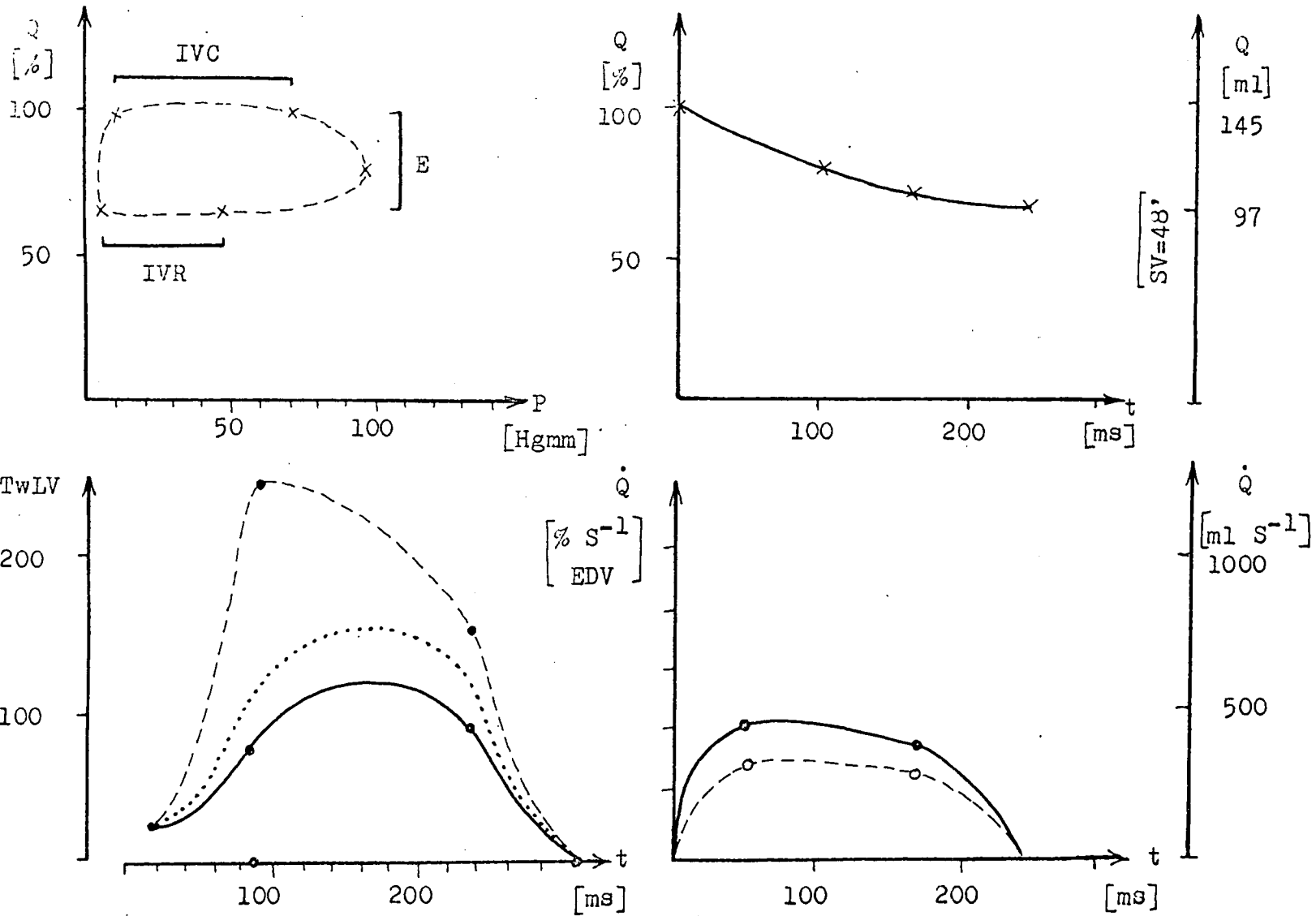
KAMRAFUNKCIOS es ANGIOKARDIOGRAFIAS LELET
/ computeres /

| Tempus ms | Longitudo cm | Radius cm | Myocard.w. cm | Press. Hgmm | Stress g/cm ² | Volumen cm ³ |
|--------------|-----------------|--------------|------------------|----------------|-----------------------------|----------------------------|
| 0 | 4 | 3.2 | 0.8 | 14 | 14 | 80 |
| 220 | 3.7 | 3 | 1.3 | 90 | 145 | 70 |
| 300 | 3.2 | 1.9 | 1.8 | 162 | 205 | 23 |
| 450 | 3.9 | 2.8 | 1.2 | 6 | 15 | 52 |
| 500 | 4.1 | 2.9 | 0.8 | 9 | -1 | 63 |

| EF % | Sp.Compl. l/Hgmm | w-vol. ml | dP/dt Hgmm/s | dP/dt/DP l/s | V-SE cm/s | LVSWI gm/M ² |
|---------|---------------------|--------------|-----------------|-----------------|--------------|----------------------------|
| 71 | 0.007 | 141 | 1000.0 | 10.9 | 9.0 | 42 |

mV-CF = 26.67 cm/s = 1.34 circ/s

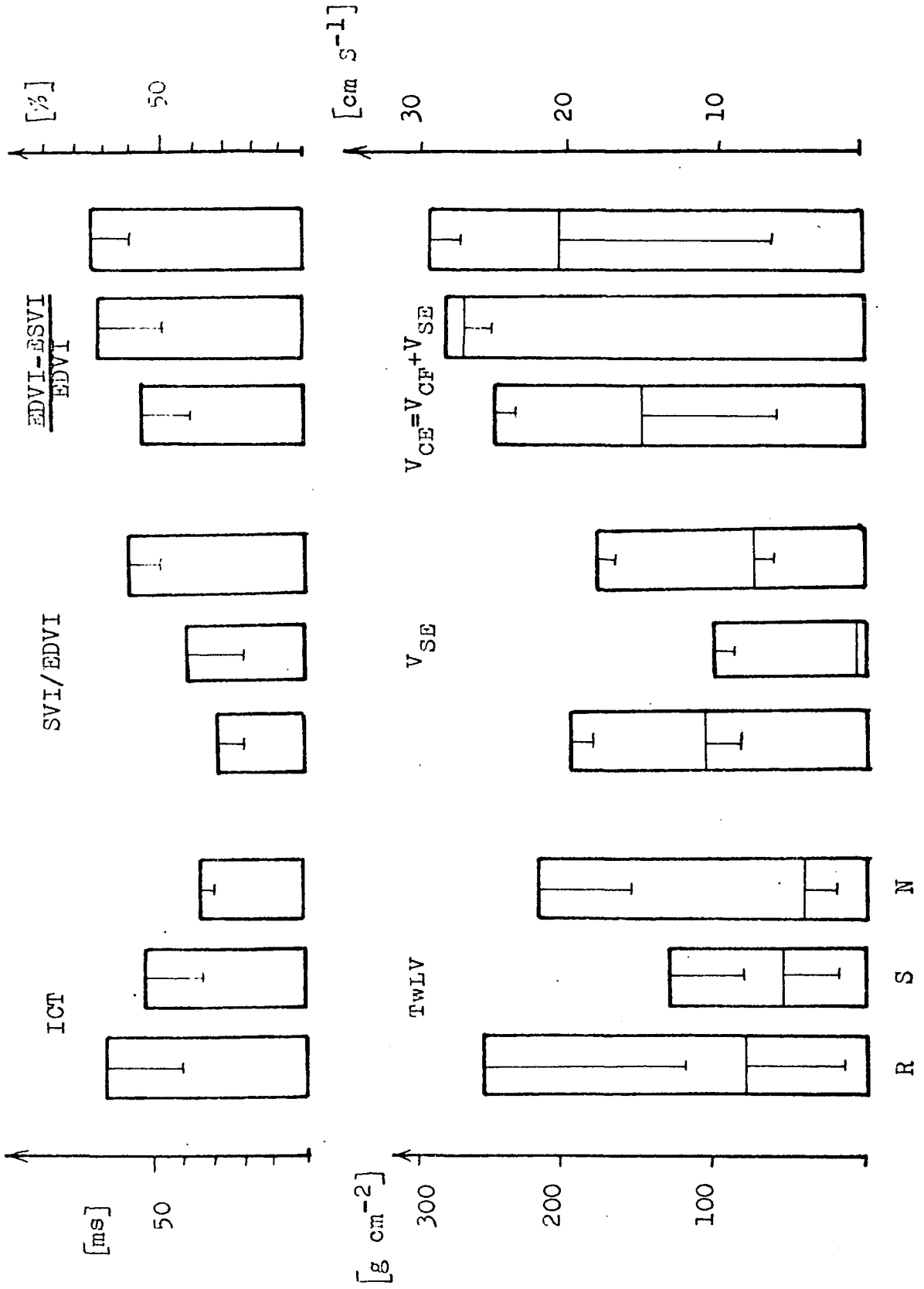
3. ábra



$[g\ cm^{-2}]$ ---
 $[Hgmm]$ —

4. ábra

/regurgitatio a mitr. ill. aorta szájadékon/ és szivizom betegségben szenvedők említett jellemzői közül, melyek hogyan változnak. Az eredményt az 5. ábra mutatja. Az eredmények részletes orvosi értékeléséről másutt számoltunk be /Balatonfüred 1978/. Itt annyit állapítunk meg csupán, hogy ezen jellemzők akár egyetlen beteg egyetlen ciklusára végzett kiszámítása órákba telik. Ismertetett módszerünkkel az 5. ábrán bemutatott 21 paciens több mint 160 ciklusának ciklusként 14 adata, összesen 2240 adat feldolgozása alig 3 órás feladat. Az eredmények közvetlen értékelhetősége, a számítás menetének követhetősége, egyáltalán a feldolgozás interaktív jellege újabb érv a kiszámítógépek kiterjedtebb orvosbiológiai alkalmazása mellett.



5. ábra

I r o d a l o m

Dodge, H. T., Sandler, H., Ballew, D., W., and Lord, J. D. /1960/: The use of biplane angiocardiology for the measurement of left ventricular volume in man. *Amer. Heart. J.* 60: 762.

Hugenholtz, P. G., Ellison, R. C., Urschel, C. W., Mirsky, I., and Sonnenblick, E. H. /1970/: Myocardial force-velocity relationships in clinical heart disease. *Circulation* 41: 191.

Mason, D. T. /1969/: Usefulness and limitations of the rate of rise of intraventricular pressure $/dp/dt/$ in the evaluation of myocardial contractility in man. *Amer. J. Cardiol.* 23: 516.

Mason, D. T., Spann, J. F., and Zelis, R. /1970/: Quantification of the contractile state of the intact human heart. *Amer. J. Cardiol.* 26: 248.

Peterson, K. L., Skloven, D., Ludbrook, P., Uther, J. B., and Ross, J., Jr. /1974/: Comparison of isovolumic and ejection phase indices of myocardial performance in man. *Circulation* 49: 1088.

Rogers, W. J., Russel, R. O., Moraski, R. E., Coghlan, H. C., Zisserman, D., and Rackley Ch. E. /1975/: Comparison of indices of muscle and pump performance in patients with coronary artery disease. *Cath. and Cardiovasc. Diagn.* 1:17.