

A L M Á S I L Á S Z L Ó

²⁰¹ Tl-SZIVIZOMSZCINTIGRÁFIA SZÁMITÓGÉPES ÉRTÉKELÉSE

Szegedi Orvostudományi Egyetem
Központi Izotópdiaosztikai Laboratórium



SZEGED, 1986

B 513



E 2.534

TARTALOMJEGYZÉK

I. BEVEZETÉS	1
II. IRODALMI ÁTTEKINTÉS	3
II.1. A ^{201}Tl jellemzői: kezdeti eloszlása, redistribúciója	4
II.2. Leképezési technikák	5
II.2.1. Normál planáris szivizomszcintigráfia	6
II.2.2. EKG-kapuzás	6
II.2.3. Tomográfiás technikák	7
II.3. Számítógépes értékelés	8
II.3.1. Képjavítás	8
II.3.2. A ^{201}Tl térbeli eloszlásának vizsgálata	10
II.3.3. A Tl kinetikájának vizsgálata	12
S A J Á T V I Z S G Á L A T O K	
III. ALGORITMUS KERESÉS	14
III.1. Képjavítás	14
III.1.1. Háttérlevonás	14
III.1.2. Simitás	18
III.2. Cirkumferenciális profilgörbék	18
III.3. Washout profilgörbék	25
IV. PREZENTÁLÁS PROBLÉMÁJA	28
IV.1. 3 irányból felvett képek egyidejű ábrázolása	28
IV.2. Egy felvételi irányból felvett képek és profilgörbék együttes ábrázolása	29
IV.3. Terheléses és redistribúciós felvételek és profilgörbék együttes ábrázolása	30
IV.4. Washout profilgörbék kijelzése	31

V. KOMPLETT KLINIKAI PROGRAM	36
VI. KLINIKAI TAPASZTALATOK	38
Beteganyag és módszer	38
Eredmények	39
VII. MEGBESZÉLÉS	43
VIII. ÖSSZEFOGLALÁS	48
IX. KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS	50
IRODALOMJEGYZÉK	51
MELLÉKLETEK	

I.

BEVEZETÉS

Az iszkémiás szivbetegségek korai, noninvazív, egzakt felismerése; a sajnálatosan már kifejlődött, a beteg életét és további munkaképességét befolyásoló transzmurális szivinfarktus elhelyezkedésének, nagyságának becslése illetőleg meghatározása a kardiológusok évtizedes törekvése.

A ^{201}Tl -al végzett terheléses illetve nyugalmi perfúziós szivizomszcintigráfia az előbbi kívánalmak teljesítésének ma leginkább alkalmazott eszköze.

Egyre többen törekszenek arra, hogy a Tl-szivizomszcintigramokat ne az analóg képekből szubjektíven, hanem digitalizált képekből kvantitativ értékeljék. Az analóg képek vizuális értékelését ugyanis erősen befolyásolja az értékelők gyakorlata (Massie és mtsai, 1979), a kép minősége, a háttéraktivitás nagysága. Ezen faktorok nagy interobszerver variabilitáshoz vezetnek, az irodalomban 11-21 % különbségekről számoltak be (Trobaugh és mtsai, 1977; Botvinick és mtsai, 1980; Burt és mtsai, 1982; Cinotti és mtsai, 1983).

A számítógépes értékelés további fontos előnye, hogy lehetővé teszi egy, vizuálisan esetleg nem látható klinikailag fontos paraméter, a Tl eloszlás kinetikájának, a szivizomból történő kimosódásának (wash-out) pontos meghatározását (Hör és mtsai, 1979; Garcia és mtsai, 1981;

Watson és mtsai, 1980; Watson és mtsai, 1981).

Célul tűztük ki, hogy a kedvező külföldi tapasztalatok alapján az intézetünkben rendelkezésre álló hazai izotópdiagnosztikai adatfeldolgozó és képmegjelenítő rendszeren (MB9101, gyártó: Gamma Művek) számítástechnikai ismeretekkel nem rendelkező orvosok által is könnyen érthető és kezelhető programrendszer dolgozzunk ki a perfúziós szivizomszcintigramok (^{201}Tl) kvantitatív értékelésére.

II.

IRODALMI ÁTTEKINTÉS

A thallium, mint káliumanalóg elem, izotópdiagnosztikában történő felhasználását Kawana javasolta először (Kawana és mtsai, 1970). Rutin vizsgálatokhoz alkalmazható ^{201}Tl -izotópot Lebowitznak sikerült előállítani (Lebowitz és mtsai, 1973). 1975-ben két közleményben számoltak be a ^{201}Tl -nak biológiai viselkedéséről, különböző szervekben történő eloszlásáról (szív, máj, lép, stb.), más káliumanalóg elemekkel történő összehasonlításáról állatkísérletek alapján (Lebowitz és mtsai, 1975; Bradley és mtsai, 1975).

Ezt követően jelentek meg közlemények a ^{201}Tl -szivizomszcintigráfiáról és szinte a kezdettől fogva a vizsgálatok értékelésének számítógépes támogatásáról. Magyarországon először Csernay és mtsai számoltak be nyugalmi és terheléses szivizomszcintigráfiával szerzett tapasztalataikról (Csernay és mtsai, 1982; Csernay és mtsai, 1983). A ^{201}Tl -szivizomszcintigramok félautomatikus számítógépes értékeléséről Almási és Csernay, valamint Németh irtak elsőként (Almási, 1984; Almási és Csernay, 1984; Németh és mtsai, 1984).

A következőkben igyekszem áttekintést adni a ^{201}Tl legfontosabb paramétereiről, a különböző adatgyűjtési-leképezési technikákról és a ^{201}Tl -szivizomszcintigramok számítógépes értékelésének módszereiről.

II.1. A ^{201}Tl jellemzői: kezdeti eloszlása, redistribúciója

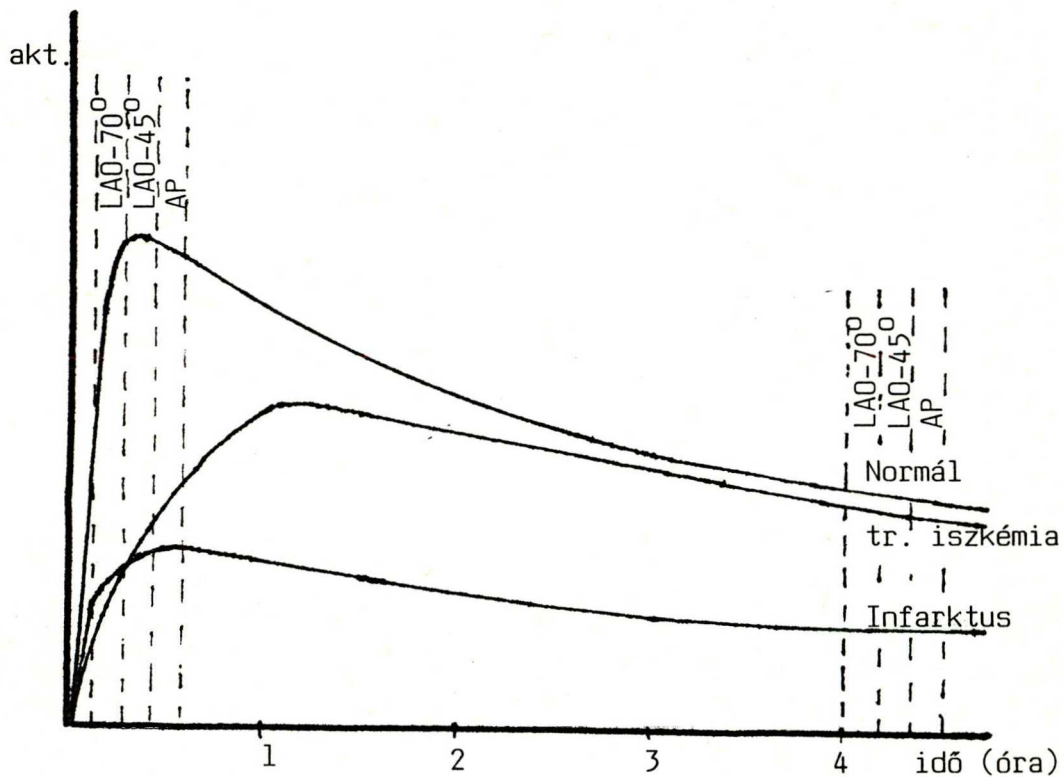
A ^{201}Tl fiziológiásan a káliumhoz hasonlóan viselkedik. Fizikai fél-ideje 3.04 nap, sugárzási energiája 167.4 KeV - 135.3 KeV, leképezéséhez a bomlásakor keletkező ^{201}Hg karakterisztikus sugárzását használják (69 KeV - 83 KeV). Intravénás beadását követően gyorsan cserélődik a szivizomrostok és a vérpool között. A szivizom dúsulás egyrészt a vérátfolyás, másrészt a miokardium extrakció függvénye. Amennyiben a miokardium valamely régiója iszkémiás vagy hegesedett, ezen a területen egyáltalán nem, vagy csak csökkent mértékben jön létre thallium extrakció, a Tl nem halmozódik ezekben a sejtekben, és ezért a szivizomszcintigráfián ezek a területek csökkent aktivitással ábrázolódnak.

Hasonló az eredmény, ha a Tl beadása idején az adott miokardiális régió perfúziója csökkent, hiszen ezekre a területekre kevesebb vér (anyag) jut. Bizonyos idő elteltével, a Tl redistribúciója miatt, ezek a régiók is vesznek fel Tl-ot és így normális vagy csupán enyhén csökkent aktivitású területként fognak a későbbiekben ábrázolódni.

Ezt a tényt használjuk fel a terheléses Tl-szivizomszcintigráfiánál, amikor a Tl a terhelés csúcspontján kerül beadásra és így a kezdeti, un. terheléses felvételek a terhelés idején fennálló perfúziót demonstrálják. Csökkent aktivitású területek ezeken a képeken relatívan rosszulperfundált régiókat, iszkémiás részeket vagy hegszövetet egyaránt jelenthetnek. A különbséget a terhelés hatására jelentkező tranziens iszkémia és a hegszövet között a késői, un. redistribúciós felvételek mutatják, a hegszövet ugyanis továbbra is csökkent aktivitású területként fog ábrázolódni, szemben a terhelés hatására létrejött tranziensen iszkémiás területekkel, amelyekben a redistribúció folyamán lassan Tl

halmozódik fel (1. ábra).

Az alkalmazott terhelés lehet ergometriás és gyógyszeres. Ergometriás terhelésre furószőnyeget vagy kerékpárergométert, gyógyszeres terhelésre speciális vasodilatátort (dipiridamol) használnak (Beller és mtsai, 1979; Pitt és Strauss, 1979; Pohost és mtsai, 1980; Berman és mtsai, 1981).



1. ábra

Terhelést követő redistribúció. Az Y tengelyen az aktivitás, az X tengelyen a terhelés óta eltelt idő és az egyes felvételek elkezdésének ideje látható.

II. 2. Leképezési technikák

A ^{201}Tl szivizomban történő eloszlásának ábrázolására számos módszer próbált ki. Ezeket alapvetően két osztályba sorolhatjuk: planá-

ris és tomográfiás leképezések, ezeken belül normál és EKG-kapuzott technikák léteznek.

II. 2.1. Normál planáris szivizomszcintigráfia

A legegyszerűbb, leggyorsabb és leggyakrabban használt módszer. Hátránya, hogy az előnytelen háttér-szivizomaktivitás arány, a kis energiájú Tl sugárzás szivizomban történő önabszorpciója és a szívet körülvevő szövetek nagy abszorpciója kombinálva a kamrafal mozgásával, gyenge minőségű képeket eredményez (Dymond, 1984; Jones, 1983).

II. 2.1.1. Felvételi irányok

A Tl szivizomban történő eloszlásának pontos meghatározására több irányból készített felvételekre van szükség. Általában 3 irányból készítenek képeket: anterior, laterális (majdnem mindenki) és a LAO (left anterior oblique) irány valamelyikéből: 30° , 45° , 50° , 60° , 65° , 70° .

II. 2.1.2. Felvételi idők, beütésszámok

Háromféle módszer terjedt el:

1. előválasztott idő: 6-12 perc/kép
2. előválasztott impulzusszám: 300.000 - 500.000 count/kép
3. az 1. illetve a 2. közül a hamarabb befejeződő technika.

II. 2.1.3. Kollimátorok

Általában közepes feloldású alacsony energiájú vagy általános célú kollimátort használnak, mivel a kívánt képminőség feleslegessé teszi nagy feloldású kollimátor alkalmazását.

II. 2.2. EKG-kapuzás

A falmozgás kiküszöbölésének kézenfekvő megoldása az EKG R hullá-



mával történő kapuzás; csak akkor folyik az impulzusok begyűjtése, ha a szivizom azonos fázisban van. Kezdetben az eljárás előnyeiről: jobb minőségű képekről, a falvastagság reálisabb megítélhetőségéről számoltak be. Mindez együtt jár a falmozgás bemutathatóságával is (McKusick és mtsai, 1978; Hamilton és mtsai, 1978; Buda és mtsai, 1978). A hosszú felvételi idő miatt (15-30 perc) azonban lehetetlen terheléses vizsgálatoknál több irányú felvételt készíteni. Később McKillop 54 beteg 4 független értékelővel végzett vizsgálatával összehasonlította a két módszer szenzitivitását és specificitását. A képek kis minőségi javulásán kívül nem talált lényeges különbséget a két leképezési technika között (McKillop és mtsai, 1981).

II. 2.3. Tomográfiás technikák

Az ön- és a környező szövetek abszorpciójának kiküszöbölésére, a normális és kóros szegmentek egymásra vetülésének problémájának megoldására a 3 dimenziós képrekonstrukció alkalmas. Tomográfiás metszet képeket vagy forgódetektoros gammakamerával állítanak elő (SPECT: Egyfotonos Emissziós Computer Tomográfia), amelyben a vetületi képeket a gammakamera test körüli forgatásával veszik fel (Tamaki és mtsai, 1981; Coleman és mtsai, 1982) vagy speciális kollimátorok alkalmazásával /7 lyukú kollimátor (Vogel és mtsai, 1978; Vogel és mtsai, 1980), ferde furatú kollimátor (Gottschalk és mtsai, 1980; Botvinick és mtsai, 1980), több furatú fókuszált kollimátor a PHO-CON tomográfiás scanneren (Patton, 1983)/. Az utóbbihoz EKG-kapuzási lehetőség is rendelkezésre áll.

Összehasonlítva a különböző tomográfiás technikákat és a normál planáris szivizomszcintigráfiát, a 7 lyukú kollimátor alkalmazása nagy szenzitivitás növekedés mellett specificitás csökkenést okoz (Henkin és mtsai, 1980; Brady és mtsai, 1983). Ezért inkább a ferde furatú tomográfiás le-

képezést javasolták (Gottschalk és mtsai, 1980). A SPECT technika a szenzitivitást és a specificitást egyaránt növeli, de a hosszú felvételi idő csak nyugalmi vizsgálatok végzését engedi meg (Tamaki és mtsai, 1980; Kirsch és mtsai, 1983).

II. 3. Számítógépes értékelés

Az egyszerű számítógéppel támogatott értékeléstől a teljesen automatizált leletírásig számos módszer került kipróbálásra, alkalmazásra. Néhány eljárástól eltekintve, mindegyik kiinduló pontja, közös eleme az előzetes képjavítás, majd a Tl szivizomban történő térbeli eloszlásának és ezt követően, főleg az utóbbi időben, a Tl időbeli eloszlásának, kinetikájának analízise.

II. 3.1. Képjavítás

Általában két részből áll: háttérlevonásból és megfelelő zajszűrésből, simításból.

II. 3.1.1. Háttérkorrekció

A képjavítás legfontosabb feladata, hogy a balkamrát körülvevő területek (elsősorban tüdőszövet) viszonylag magas (2:1, 3:1 sziv-tüdő arány) háttéraktivitását eliminálja.

A leggyakrabban használt módszerek:

II. 3.1.1/A Standard 25-50 %-os háttérlevonás

A kép maximális beütésszámának előre megadott százalékát minden egyes képpontból levonják (Leaners és mtsai, 1977; Narahara és mtsai, 1977).

II. 3.1.1/B Az előzőhöz hasonló háttérlevonás

A háttér mértékét valamilyen, kézzel kijelölt anatómiai terület beütésszámának átlagának alapján határozzák meg (Cook és mtsai, 1976; Atkins és mtsai, 1977; Hör és mtsai, 1979).

Az említett módszerek elve feltételezi, hogy a háttéraktivitás eloszlása a szcintigramon homogén.

II. 3.1.1/C Bilineáris interpolációs háttérlevonás

Tekintettel arra, hogy a háttéraktivitás valójában nem egyenletesen oszlik el (függ a környező szervek, a máj, a lép, a gyomor és a tüdő aktivitásától), a háttér egy monoton változó térként fogják fel. A háttér a sziv köré kézzel kijelölt háttérreferencia keretben számolják, a keret szemben lévő pontjaiból lineáris interpolációval, vízszintes és függőleges komponensekből. A háttérkeret lehet téglalap alakú (Goris és mtsai, 1976), de ellipszis is (Beck és mtsai, 1979).

II. 3.1.1/D Súlyozott bilineáris interpolációs háttérlevonás

Az előző módszer finomítása: számol azzal is, hogy a háttér nem egyenletesen változik, hanem a nagy aktivitású zavaró területeknél (gyomor, máj) nagyobb az oldalbeszórás (crosstalk) miatt és gyorsan csökken a kis aktivitású területek felé (Watson és mtsai, 1980).

II. 3.1.2 Zajszűrés, simítás

A leképezéskor keletkező "zajok", a radioaktív bomlásból származó statisztikai szórás szűrésére, simítására az un. standard 9 pontos simítás terjedt el. Nagyobb kapacitású számítógépeken alkalmazzák az inverz Fourier transzformációt is, amely egy lépésben alkalmas a háttér

(kis frekvenciák) és a zaj (nagy frekvenciák) csökkentésére (Sebern és mtsai, 1976; Meade és mtsai, 1977; Meade és mtsai, 1978).

Vannak akik egyáltalán nem alkalmaznak képjavítást (Fletcher és mtsai, 1978), és vannak akik csupán simítást használnak (Burrow és mtsai, 1979; Bulkley és mtsai, 1979).

II. 3.2. A ²⁰¹TI térbeli eloszlásának vizsgálata

A képjavítás után történő legegyszerűbb eloszlásvizsgálat a vizuális értékelés. Ha a számítógépet csak képjavításra használják, ez önmagában is növeli a pontosságot (accuracy) és csökkenti az interobszerver variációt (Massie és mtsai, 1979).

Kezdetől fogva törekedtek azonban arra, hogy az értékelő szubjektivitását kizárják azáltal, hogy a csökkent aktivitás helyét és nagyságát 75 %-os isocount vonalakkal jelenítsék meg (Leaners és mtsai, 1978) vagy négyzetcentiméterenként a szivizom vetületében szivizom - tüdő aktivitásarányokat számoljanak (Cook és mtsai, 1976).

Ezek a módszerek csak segítik a vizuális értékelést. A komplettebb, automatikusabb eljárásokat három osztályba sorolhatjuk: globális, regionális és statisztikai módszerek.

II. 3.2.1. Globális módszerek

Fletcher a kézzel kijelölt balkamravetület aktivitáseloszlását hisztogramban ábrázolta. Az Y tengelyen a pixelszámokat a szivizomvetületben lévők százalékában, az X tengelyen öt oszlopot, a maximális impulzus-szám 0-20-40-80-100 %-át jelenítette meg (Fletcher és mtsai, 1978).

A globális módszerekhez tartozik még a tüdő Tl-uptake kiszámítása: a kézzel kijelölt tüdőterület aktivitásának átlagát a maximális miokardium-aktivitás százalékában fejezik ki. Ez az érték különböző egészségesekben és koronáriabetegekben. A normál értékeket kardiálisan egészséges egyének vizsgálata alapján határozták meg (Kushner és mtsai, 1981).

II. 3.2.2. Regionális módszerek

A globális módszerekkel ellentétben ezek a különböző szivizom-régiók Tl felvételének pontosabb, számszerű meghatározására szolgálnak. A régiók kijelölése történhet vizuálisan kézzel (Bül és mtsai, 1976), vagy a miokardium vetületének középpontjából a kamravetület széléig automatikusan kijelölt körcikkek alapján (Berger és mtsai, 1978). Az értékelés folyamán az egyes szegmentek átlagos vagy totális impulzusszámát viszonyítják a legnagyobb impulzusszámú - normálisnak tekintett - szegmenthez. Általában szegmentenként határozzák meg a normális határértékeket egészséges egyének vizsgálatával (Bül és mtsai, 1977) vagy általános normál százalékos értékekkel dolgoznak (McKillop és mtsai, 1978).

A legelterjedtebb, legjobbnak tartott regionális módszerek a vízszintes metszetekkel (slice) és az ún. cirkumferenciális profilgörbékkel végzett kvantitativ analízis. Az utóbbinál a balkamra centrumából a kamra széléig húzott rádiuszok mentén mért különböző paramétereket ábrázolnak szögfüggvényyszerűen. A rádiuszokat az óramutató járásának megfelelően 5-6 fokonként (Meade és mtsai, 1978; Vogel és mtsai, 1978) vagy a balkamra szélén lévő minden egyes ponthoz (pixelhez) húzzák (Burrow és mtsai, 1979). A mért paraméter lehet:

- az átlagos beütésszám (Burrow és mtsai, 1979),
- az átlagos transzmurális beütésszám (Meade és mtsai, 1978),

- a rádiuszon mért maximális beütésszám (Vogel és mtsai, 1978; Garcia és mtsai, 1981).

Az így készített profilgörbéket normálisnak tekintett háttérértékekhez hasonlítják, amelyeket általában egészséges egyének profilgörbéiből határoznak meg.

A slice módszernél több vízszintes metszetet húznak a balkamra vetületén keresztül és ezen metszetek valamilyen anatómiai szegmentnek megfelelő szakaszát hasonlítják annak a metszetnek a csúcsához (peak), amelyet normálisnak tekintenek (Hamilton és mtsai, 1977; Gibson és mtsai, 1980; Watson és mtsai, 1981).

Normál értékeket itt is egészséges egyének vizsgálatával határoznak meg.

II. 3.2.3. Statisztikai módszer

A képen szemmel nem látható csökkent aktivitású területek megkeresésére alkalmazott eljárás. A szivvetületben található maximális impulzusszámot tartalmazó pixelt véve alapul, egy előzőleg elkészített statisztikai táblázat segítségével a program megkeresi azokat a pixeleket (pontokat), amelyek a $-3SD$ értéknél kisebb aktivitásúak. Ezeket a pontokat (területeket) kórosan csökkent aktivitású területként ábrázolják (Faris és mtsai, 1982).

II. 3.3. A Tl kinetika vizsgálata

A Tl térbeli eloszlásának vizsgálata során a különböző régiók Tl koncentrációjának kimutatása a cél, az időbeli eloszlásvizsgálat ugyan-ezen területek aktivitásváltozását igyekszik meghatározni.

A legegyszerűbb a terheléses és redistribúciós képeken ábrázolódó teljes szivvetület aktivitásváltozásának százalékos ábrázolása (Fletcher

és mtsai, 1978). Korszerűbb a terheléses felvételen talált normális -
kóros szegmentek kimosási (washout) - azaz redistribúciós faktorait külön-külön meghatározni (Hör és mtsai, 1979). Pillanatnyilag legkorszerűbb módszernek a terheléses és redistribúciós metszetekből vagy cirkumferenciális profilgörbékől számított washout faktorok, illetve washout profilgörbék megjelenítését tartják (Watson és mtsai, 1981; Garcia és mtsai, 1981). A T1 térbeli eloszlás analíziséhez hasonlóan itt is előzőleg meghatározott normálértékekhez viszonyítják a számított washout értékeket, illetve profilgörbéket.

S A J Á T V I Z S G Á L A T O K

III.

ALGORITMUS KERESÉSIII. 1. Képjavítás

A perfúziós szivizomszcintigráfia számítógépes analizisének alapja a képjavítás, amely két fő részből áll: a háttérlevonásból és a simításból.

III. 1.1. Háttérlevonás

A legfontosabb feladat, hogy a balkamrát körülvevő terület viszonylag magas háttéraktivitását elimináljuk. Tekintettel arra, hogy az irodalomban egységes technika nem alakult ki, a saját gammakamera-kisszámitógép rendszerünknek legmegfelelőbb háttérlevonó algoritmus keresésével indítottuk munkánkat. A leggyakrabban alkalmazott háttérlevonó algoritmusok közül hármat hasonlítottunk össze:

1. Standard 30 %-os háttérlevonás

A számítógépes program megkeresi a képen a maximális aktivitásértéket, meghatározza 30 %-át, és az így kapott értéket minden egyes képpontból levonja.

2. Bilineáris interpolációs háttérlevonás

Az eljárás figyelembe veszi, hogy a háttér nem egyenletesen oszlik el, függ a környező szervek aktivitásától, ezek "crosstalk"-jától, oldalbeszórásától. Az értékelő egy téglalap alakú ún. háttérreferencia keretet

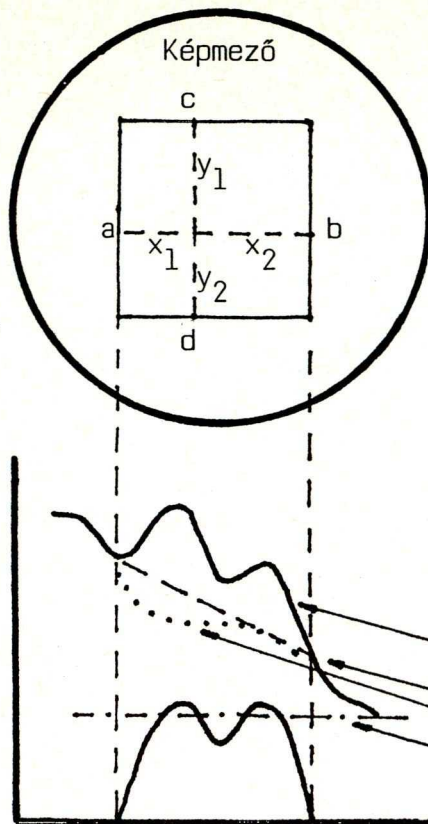
jelöl ki a balkamra köré, a program e keret szembenlévő pontjaiból lineárisan interpolálva számítja ki az e pontok közt elhelyezkedő pont háttérértékét. A lineáris interpolációt vízszintesen és függőlegesen is elvégzi, majd a kettő átlagát veszi háttérértéknek (2. ábra). Az eljárás eredménye egyenletesen monotonon változó háttérkép.

3. Súlyozott bilineáris interpolációs háttérlevonás

Az előző (2. sz.) háttérlevonás jobban megközelíti a valóságot, de nem veszi figyelembe, hogy a környező szerv oldalbeszórása nem egyenletesen lineárisan változik, hanem gyorsan csökken a kisebb aktivitású területek felé. A súlyozott bilineáris módszer ezt is figyelembe veszi, mert a háttér értékeket a keret pontjaitól való távolságuktól függően súlyozva számolja (2. ábra).

Néhány kóros kiesést mutató és néhány normális képen előzetesen megvizsgálva az eljárásokat úgy találtuk, hogy a Goris féle háttérlevonás (bilineáris interpolációs) nagyon durva, könnyen mesterséges kiesést hoz létre a nagy aktivitású szervek irányában. Ezért ezt a módszert a további vizsgálatainkból kizártuk.

Három független értékelő 57 vizsgálat 171 képén egytől négyig tartó osztályzattal minősítette a standard 30 % és a súlyozott bilineáris interpolációs háttérlevonás hatásosságát. A több pontot (3.1 átlag) a súlyozott bilineáris interpolációs eljárás kapta (standard 30 %: 2,5). A pontozás részletes eredményét az 1. táblázaton mutatjuk be.



Bilineáris (Goris)

$$H = \frac{1}{2} \frac{(a-b)x_2}{x_1+x_2} + b + \frac{(d-c)y_2}{y_1+y_2} + c$$

Súlyozott (Watson)

$$H = \frac{w_a a + w_b b + w_c c + w_d d}{w_a + w_b + w_c + w_d}$$

$$w_a = \frac{x_2}{x_1} + 2 \quad w_b = \frac{x_1}{x_2} + 2$$

$$w_c = \frac{y_2}{y_1} + 2 \quad w_d = \frac{y_1}{y_2} + 2$$

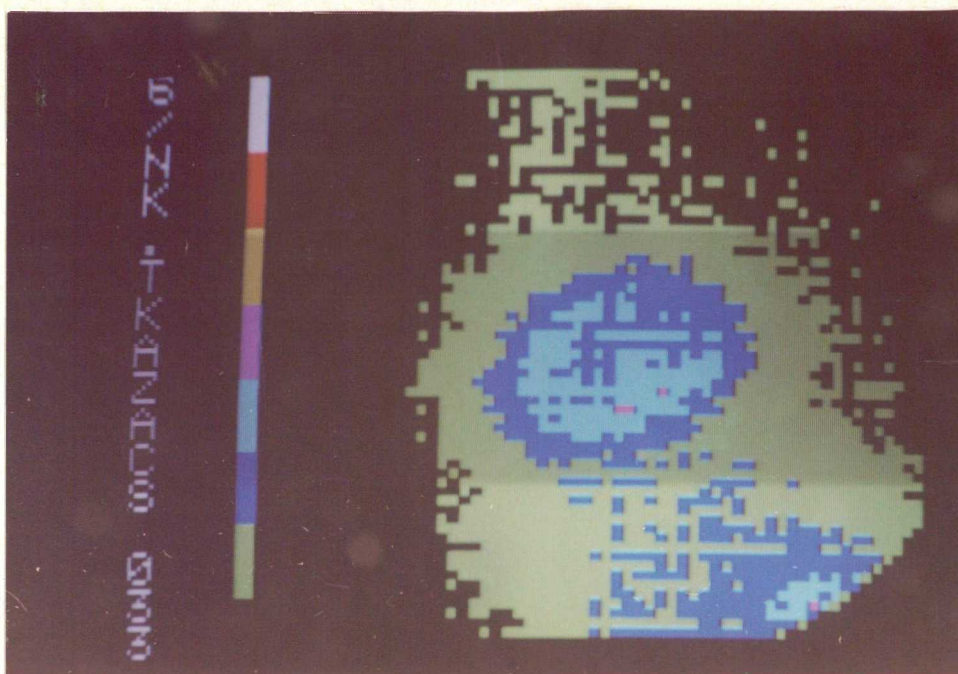
2. ábra

A háromféle háttérlevonás és 2 dimenziós metszetei

1. táblázat

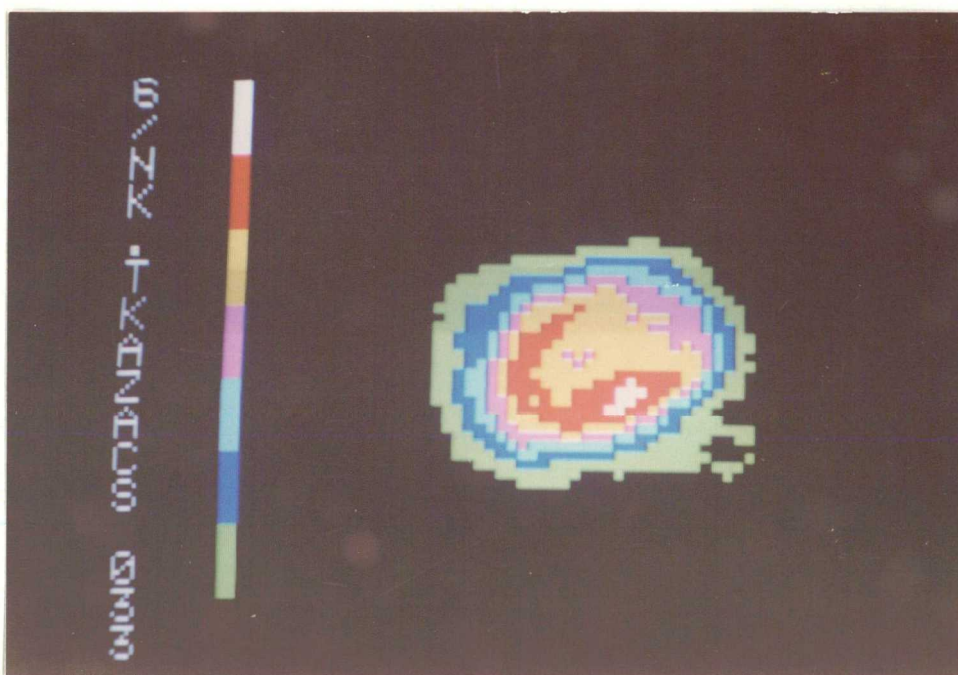
A pontozás eredményei kétféle háttérlevonás értékelésekor

HÁTTÉRLEVONÁS \ ÉRTÉKELŐK	I.	II.	III.
standard 30 %-os	2.61	2.57	2.33
súlyozott bilineáris interpolációs	3.01	3.14	3.09



3. ábra

Szivizomszcintigram háttérlevonás nélkül



4. ábra

Súlyozott bilineáris háttérlevonással előállított kép

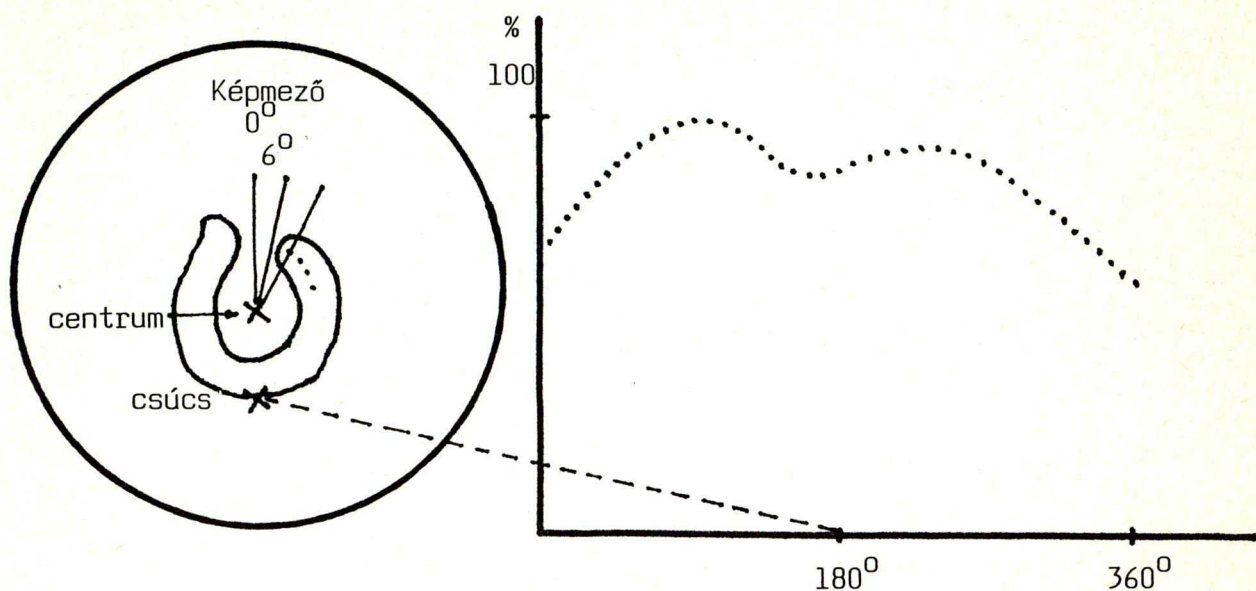
III. 1.2. Simitás

Egyenletesebb a háttérkép, ha a primér képet a háttérlevonás előtt "optimálisan" megsimitjuk. Az optimális simításhoz olyan 9 pontos súlyozott simítást alkalmaztunk, amelynek középponti értéke, súlyfaktora az adott képpont statisztikai tulajdonságától, szórásától függ. Így az alacsony aktivitású területek (háttér) erősebben simítottak (3., 4. ábra).

III. 2. Cirkumferenciális profilgörbék

A már feldolgozott képek további analizisére, a Tl szivizomban történő térbeli eloszlásának vizsgálatára, a balkamra geometriai középpontja és csúcspontja kézi kijelölése után cirkumferenciális profilgörbéket állítottunk elő. A profilgörbe minden egyes pontja a balkamra centrumából a kamra széléig húzott, a miokardium vetületén keresztülhaladó rádiuszok mentén mért aktivitásértékeket reprezentálja (5. ábra).

Attól függően, hogy ezen intervallumon mért aktivitások összegét, átlagát vagy maximumát ábrázoljuk, beszélünk integrális, átlagos illetve maximális cirkumferenciális profilgörbékről. Az óramutató járásának megfelelően 6 fokként, összesen 60 rádiuszon ismételve az eljárást, a nyert értékeket maximumukra normálva és az elforgatás függvényében koordináta-rendszerben ábrázolva, kapjuk a teljes profilgörbét. Az X tengely fokokban van beosztva, kezdete a kijelölt kamrai csúccsal ellentétes pont, hogy az azonos felvételi irányból készült profilgörbék összehasonlíthatóak legyenek.



5. ábra

Cirkumferenciális profilgörbék előállításának vázlata

Tekintettel arra, hogy kis (6 fokos) különbség esetén két szomszédos sugár még hat pixelnyire a középponttól is együtt futhat és az átlagos nagyságú balkamra vetület sugara 6-13 pixel között változik rendszerünkben, a pontosabb kijelzés érdekében a képeket a profilgörbék előállítása előtt, inverz Laplace piramis transzformációval kétszeresére nagyítottuk.

Az un. maximális cirkumferenciális profilgörbéknél még egy probléma jelentkezik: az ép, jól perfundált szivizomfal vetületében a maximum egyértelműen megtalálható, míg nagy kiterjedésű kiesések esetén a maximumot közvetlenül a vetület középpontjában találhatjuk az ép fal oldalbeszórása (crosstalk) miatt. Ez az érték nyilvánvalóan nem a kamrafal aktivitását reprezentálja.

A probléma megoldására két eljárást próbáltunk ki:

1. Nem a kijelölt középpontból közvetlenül, hanem a felvételi geometriától függően attól 3-5 pixelnyire kezdtük az aktivitás maximum keresését.

2. Kijelöltük a képen azt a területet, amelyet szivizomvetületnek gondoltunk, illetve láttunk, és csak ezen a területen belül végeztük az aktivitás maximum keresését.

Összehasonlítás céljára ily módon végül hat különböző cirkumferenciális profilgörbe állt rendelkezésünkre:

1. Integrális - a rádiuszok mentén vizsgált pixelek aktivitástartalmának összege.

2. Átlagos - a sugarak mentén vizsgált pixelek aktivitástartalmának átlaga.

3. Maximális érték a középponttól kiindulva.

4. Maximális érték a középponttól 3 pixelnyire indulva.

5. Maximális érték a középponttól 5 pixelnyire indulva.

6. Maximális érték csak a kamrafal vetületeként kijelölt területen keresve.

A felsorolt 6 technikával 20 kardiálisan egészséges egyén vizsgálatából előállítottuk a normális átlag és a normális átlag ± 2 SD. profilgörbéket. A technikák klinikai hatékonyságának megítélésére 12 iszkémiás szivbeteg (7 lezajlott infarktus, 5 angina pectorisban szenvedő személy) vizsgálatának képeit is felhasználtuk.

Külön-külön megvizsgáltuk:

1. Az egészséges egyének profilgörbéinek szórását.

2. A profilgörbék analóg képekhez mutatott hasonlóságát (azt mutatják-e, amit az értékelő a képen lát).

3. A profilgörbék érzékenységet a középpont változtatására.
4. A profilgörbék érzékenységet a csúcs kijelölésére.
5. Az egyes eljárások automatizálhatóságát (mennyi kézi beavatkozásra van szükség az értékelés folyamán).

A profilgörbék szórását jellemző értékeket a 2. táblázatban foglaltuk össze. Mivel a profilgörbéket maximumukra normáltuk, az Y tengelyen százaléértékeket vettünk fel. A 20 kardiálisan egészséges egyén profilgörbéinek átlaga, átlag $\pm$ 2 SD. görbék értékei tehát százalékban értendők. Mivel mind a 6 féle profilgörbét a terheléses és redistribúciós felvételek minden (3) irányából felvett képein előállítottuk, $6 \times 2 \times 3 = 36$ átlag és átl. $\pm$ 2 SD görbe állt rendelkezésünkre. Ezeken a görbéken kerestük meg az átlagtól való legnagyobb 2 SD. eltéréseket és ezeket az értékeket tüntettük fel a 2. táblázatban.

A különböző átlag $\pm$ 2 SD. görbék analízise alapján megállapítottuk, hogy az integrális és csak a szivizom vetületében maximumot kereső eljárások a nagy szórás miatt alkalmatlanok a Tl aktivitáseloszlás egzakt meghatározására. A többi eljárás eredménye lényegesen nem különbözött egymástól, és ezért rendszerünk felvételi geometriájának jobban megfelelő max-5 eljárást és az un. átlagos profilgörbe módszer viselkedését vizsgáltuk csak a továbbiakban.

2. táblázat

Profilgörbék szórására jellemző értékek.

A profilgörbék %-ban vannak megadva, a táblázatban szereplő eltérések is %-ban értendők (lásd szöveg).

Módszer	terheléses			redistribúciós			átlag
	AP	L-45	L-70	AP	L-45	L-70	
Integr.	29.0	28.4	37.1	35.8	29.0	42.6	33.7
Átlagos	19.8	20.4	22.8	24.1	23.5	31.5	23.7
Max.	19.8	28.4	27.8	29.0	29.0	37.1	28.5
Max-3	19.1	29.6	30.3	32.1	29.0	37.7	29.6
Max-5	19.1	29.6	30.9	32.1	30.9	38.3	30.2
Max-ROI	25.9	40.1	37.1	38.3	33.4	38.3	35.5

A 20 kardiálisan egészséges egyén két különböző eltéréssel előállított profilgörbéit ezután az analóg képekkel hasonlítottuk össze, valamint a görbék normál sávba történő illeszkedését vizsgáltuk. Jelentős eljárás miatt 1 személyt teljesen illetve irányonként egy-egy képet kizártunk a kontrollcsoportból. A további vizsgálatokhoz ismét előállítottuk a maximális-5 és az átlagos cirkumferenciális profilgörbék új átlag és új átlag ± 2 SD. görbéit.

Négy beteg terheléses és hét beteg nyugalmi egyedi profilgörbéit hasonlítottuk a továbbiakban az analóg képekhez és a két eljárás normál határaihoz. A vizsgálatok alapján nem tudtunk lényeges különbséget tenni a két eljárás között, a maximális-5 cirkumferenciális profilgörbe kissé érzékenyebben jelezte a csökkent aktivitású területeket.



Következő lépés a két eljárás összehasonlításában az értékelők beavatkozásai hatásának vizsgálata volt.

Tekintettel arra, hogy az átlagos cirkumferenciális profilgörbe előállításához a középponton és a csúcson kívül a balkamrafal kontúrját is ki kell jelölni, először ezen kijelölés hatását vizsgáltuk.

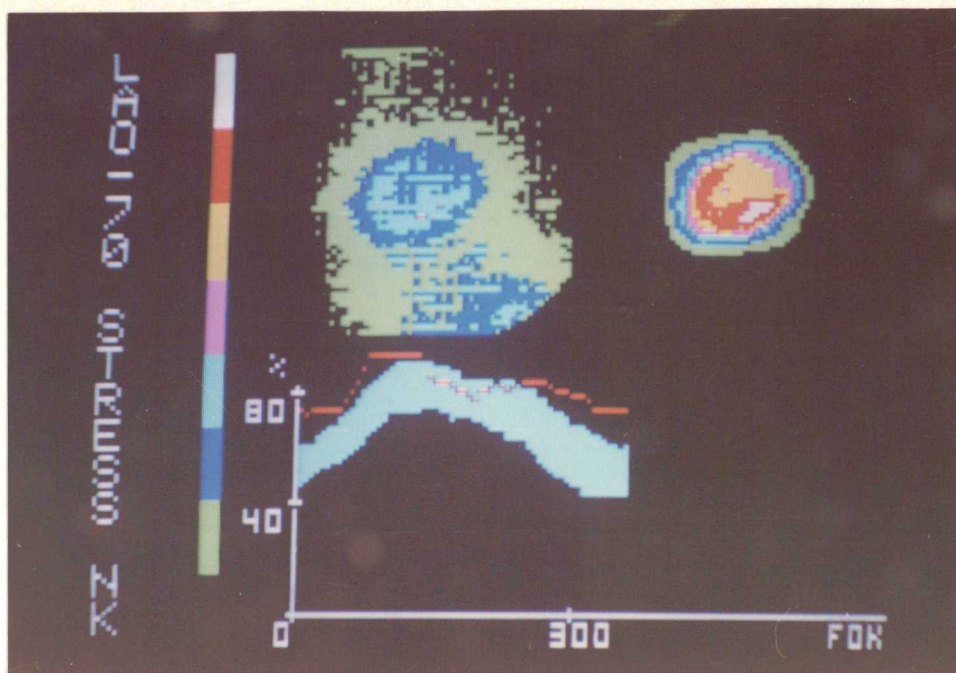
Egy normális szivizomszcintigramon 26, 33, 39 és 46 %-os izocount vonalakon belüli átlagos cirkumferenciális profilgörbéket generálva megállapítottuk, hogy a kontúr kijelölés befolyásolja az eljárás eredményét, tévesen, mesterséges hideg terület kimutatásához vezethet (1. melléklet).

A középpont kijelölés hatásának vizsgálatára egy normális és egy kóros szcintigramon 25 szomszédos helyre jelöltük ki a középpontot, és minden egyes pont felhasználásával előállítottuk az átlagos és a maximális-5 profilgörbéket. Az előállított 25-25 profilgörbének kiszámítottuk az átlag és az átlag ± 2 SD görbéit (2. melléklet). Megállapítható, hogy a maximális-5 profilgörbe módszer kevésbé érzékeny a középpont változtatására.

A csúcspont helyének változtatására, mint az várható volt, a két eljárás egyformán reagált; a profilgörbék oldalirányban tolódtak el.

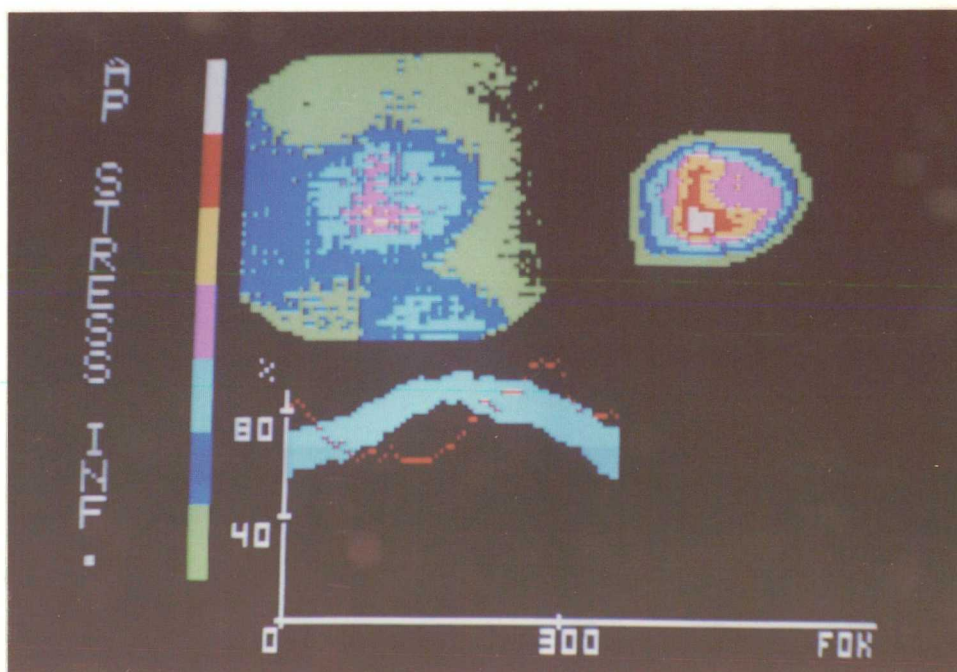
Vizsgálataink eredményei és azon tény, hogy a maximális-5 profilgörbét előállító eljárás könnyebben automatizálható (nem kell kijelölni a balkamrafalkontúr), alapján döntöttünk a maximális cirkumferenciális-5 profilgörbe alkalmazása mellett.

Az egyes vizsgált személyek profilgörbéinek értékelése mindig az adott irányból készített normális átlag és átlag-2SD görbékkel történő összevetéssel történik. Perfúziós zavart, tárolási defektust akkor véleményezünk, ha a profilgörbe legalább 3 összefüggő pontja (18^0) a normális átlag-2SD határvonal alá kerül (6., 7. ábra).



6. ábra

Normális szivizomszcintigram (LAO-70 irány). A bal felső negyedben az eredeti (primér), a jobb felsőben a háttérlevonás utáni kamravetületi kép. Alul a normális sáv alsó fele (világoskék) és a képhez tartozó profilgörbe (piros) látható. A vizsgált görbe végig a normál átlag-2SD görbe felett fut, tehát viselkedése egyértelműen normális.



7. ábra

AP irányú vizsgálat. a balkamra elülső-oldalsó falán a csúcsig terjedő jelentős nagyságú és mértékű aktivitáskiesés látható.

III. 3. Washout profilgörbék

A maximális-5 cirkumferenciális profilgörbe a radiofarmakon szivizomban történő térbeli eloszlásáról nyújt kvantitatív felvilágosítást. Terheléses vizsgálatnál a Tl kinetika pontosabb meghatározására is szükség van. A terheléssel provokált iszkémiás területen ugyanis lassúbb a kinetika, abnormálisan lassú a Tl kimosódás (washout), azaz a normális szivizomhoz vagy a hegyszövethez képest jelentős a redistribúció. A változás pontos mértékét a terheléses és redistribúciós (4 óra) profilgörbékről nem lehet közvetlenül, megnyugtatóan leolvasni.

A thallium kimosódás (washout) értékének meghatározására az un. washout profilgörbék szolgálnak. Kiszámításukhoz a terheléses és redistribúciós profilgörbéket abszolút beütésszámra vissza kell számolnunk (eddig maximumukra voltak normálva), a redistribúciós profilgörbéket ezenkívül még 4 órára kell extrapolálni, hogy a washout profilgörbe pontosan a Tl 4 óra alatti százalékos kimosódását reprezentálja. Így az értékek a terheléses és redistribúciós felvételek között eltelt különböző időtartam ellenére is összehasonlíthatóak lesznek, meghatározható az átlag, átlag-2SD washout érték is (8. ábra).

A washout görbe kiszámításának lépései:

1./ A terheléses és redistribúciós görbe visszaszámolása:

$$ACP_t = CP_t \times \max_t \quad \text{ahol} \quad \begin{array}{l} ACP: \text{Abszolút Cirkumferenciális} \\ \text{Profil} \end{array}$$

$$ACP_r = CP_r \times \max_r \quad \begin{array}{l} CP: \text{Cirkumferenciális Profilgörbe} \end{array}$$

t : terhelés

max: eredeti profilgörbe maximum

r : redistribúció

2./ Effektiv T 1/2 kiszámítása:

$$T'_{1/2} = \frac{\sum_{i=1}^{60} \frac{0.693 \times T}{\ln \frac{ACP_t}{ACP_r}}}{60}$$

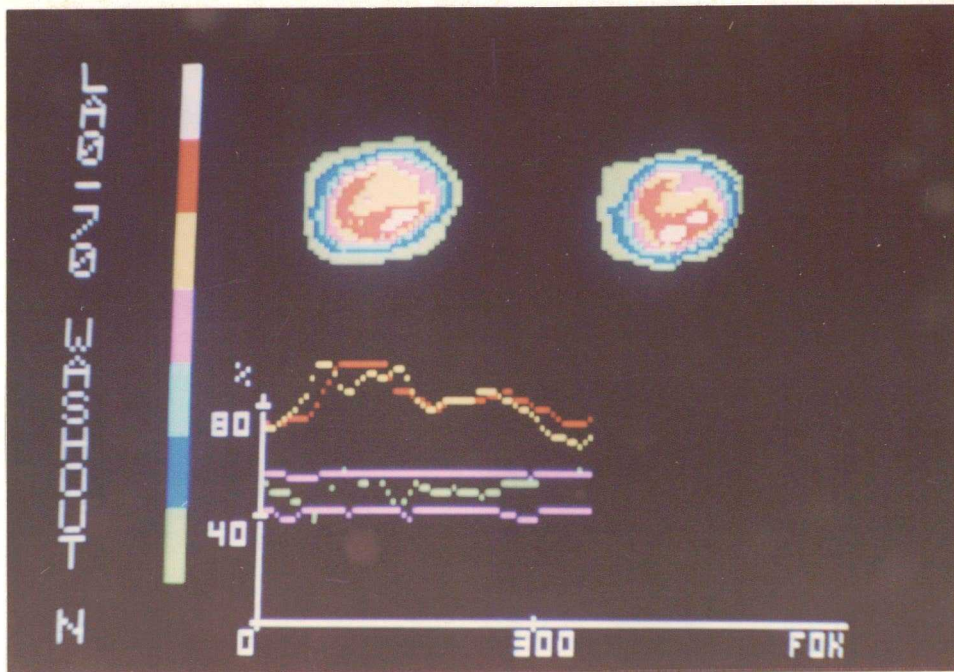
$T'_{1/2}$: effektív T 1/2
 T : a terhelés és redistribúció között eltelt idő

3./ A redistribúciós profilgörbe extrapolálása 4 órára:

$$ACP_{r \text{ 4 óra}} = ACP_r \times e^{\frac{-0.693 \times (T-4)}{T'_{1/2}}}$$

4./ A washout profilgörbe kiszámítása:

$$WPC = \frac{ACP_t - ACP_{r \text{ 4 óra}}}{ACP_t}$$



8. ábra

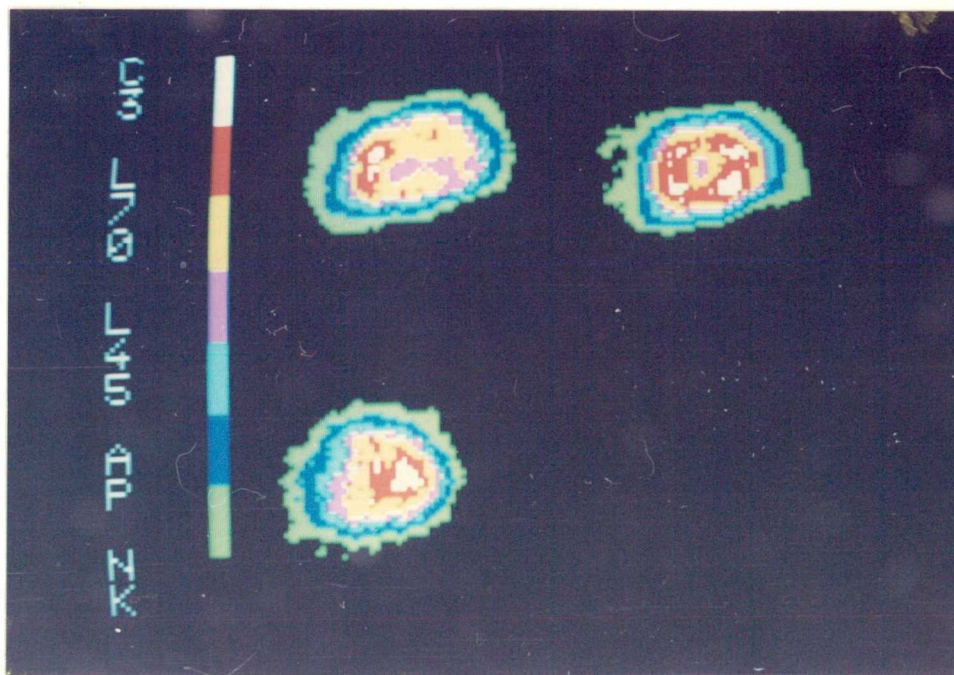
Normális washout profilgörbe (zöld), washout átlag és átlag-2SD görbe (lila) a terheléses, redistribúciós képekkel és profilgörbékkel. (A kijelzéssel a következő fejezetben foglalkozunk részletesen.)

IV.

A PREZENTÁLÁS PROBLÉMÁJA

Az irányonként nagyszámú adat (mért és számolt) bemutatása (primér képek, feldolgozott képek, profilgörbék és normális határaik) egy képen nyugalmi vizsgálatoknál még megoldható, de terheléses vizsgálatoknál a 3-szoros szorzó (terheléses, redistribúciós, washout) miatt lehetetlen, a kijelzendő adatokat csoportosítani kell.

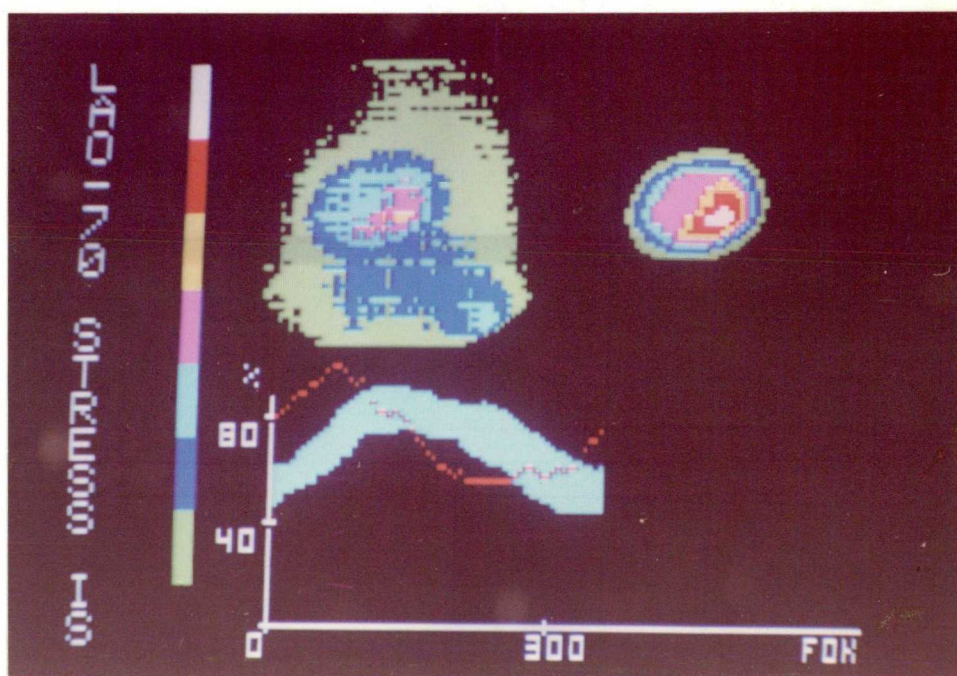
IV. 1. A legegyszerűbb feladat a csak nyugalmi, csak terheléses vagy csak redistribúciós, feldolgozott, 3 irányból felvett képek egyidejű ábrázolása SEGAMS funkcióval (9. ábra).



9. ábra

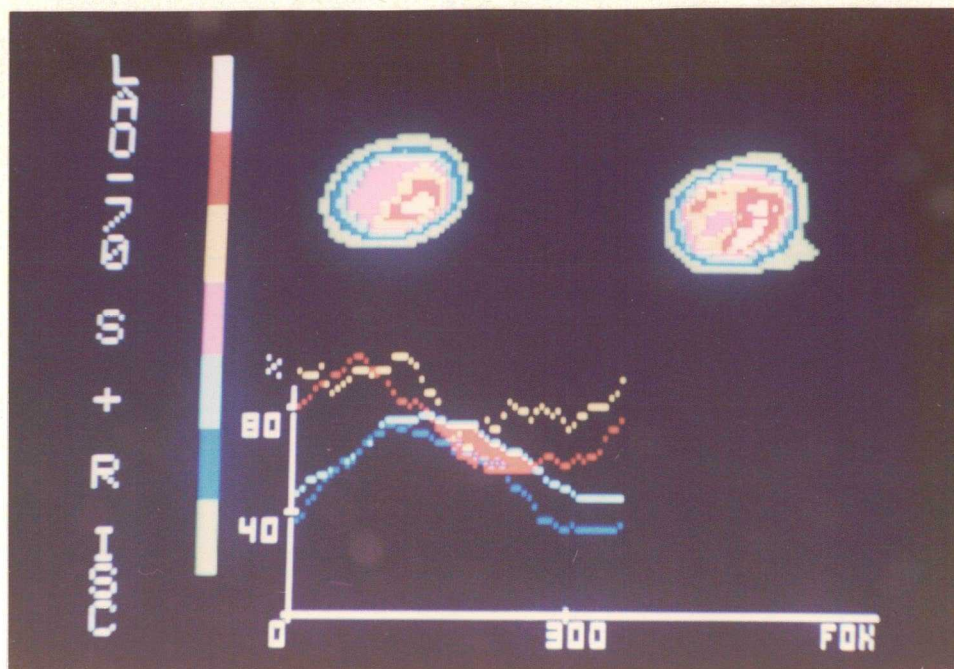
Tl-szivizomszcintigram képei. A bal felső sarokban a LAO-70, a jobb felsőben a LAO-45, a bal alsóban az AP irányból felvett feldolgozott képek láthatóak.

IV. 2. Nyugalmi, terheléses vagy redistribúciós vizsgálat egy felvételi irányának primér és feldolgozott képének és a készített profilgörbének együttes megjelenítése még nem probléma. A bal felső sarokba a primér, a jobb felsőbe a feldolgozott kép kerül. A kép alsó részén az adott képhez tartozó kiszámított profilgörbe és a normáli limitek kényelmesen el-
férnek. Azért, hogy az abnormális profilgörbe jól elkülönüljön a normális határoktól, az átlag és az átlag-2SD görbe közötti területet egy, a profilgörbétől jól elkülöníthető színű sávval ábrázoltuk (10., 11. ábra).



10. ábra

LAO-70 irányú vizsgálat terheléses képe és profilgörbéje. A normális sáv "alsó része" világoskék, amelytől jól elkülöníthető a piros színű profilgörbe.

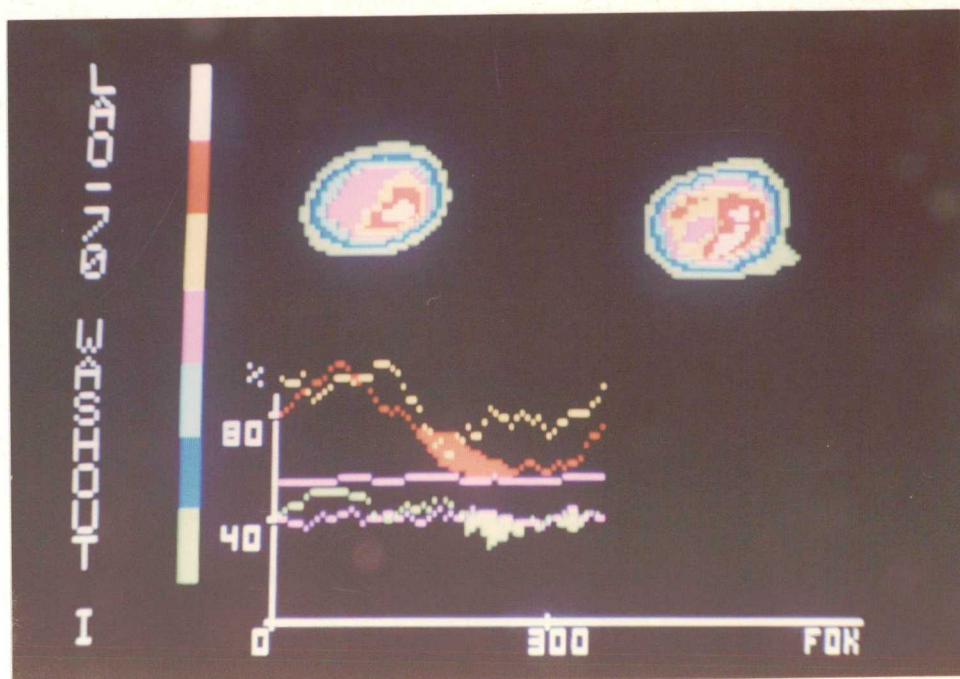


12. ábra

Az előző vizsgálat terheléses és redistribúciós képei és profilgörbéi. A bal felső negyedben a feldolgozott terheléses, a jobb felsőben a redistribúciós kép, alul a profilgörbék foglalnak helyet. A profilgörbék és normál határaik színezése már ismert az előző képekről. A vizsgálat eredménye egyébként tranziens iszkémiára (piros folt) utal.

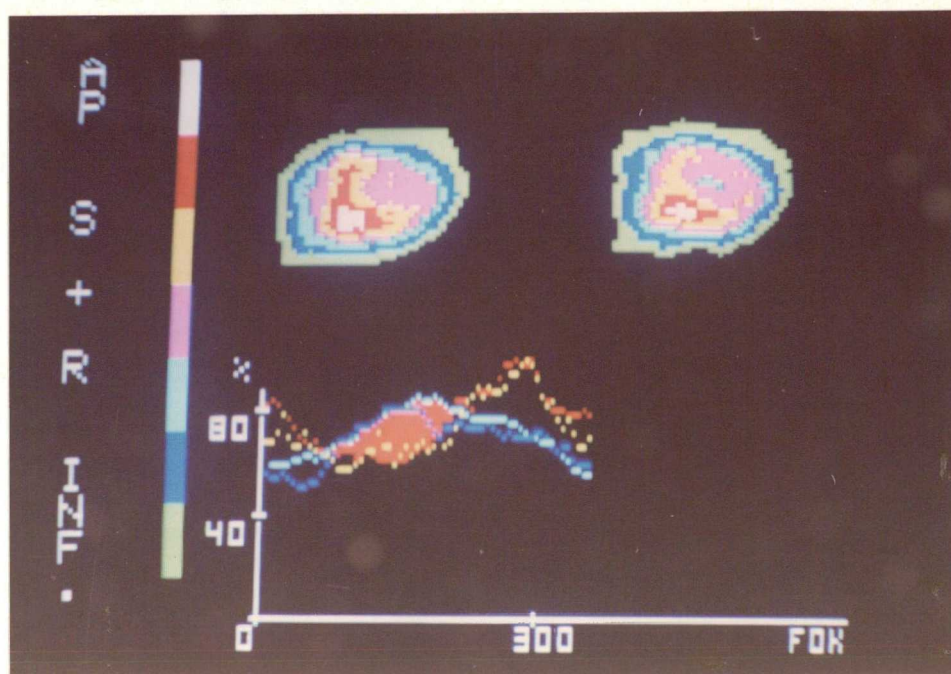
IV. 4. A washout profilgörbék kijelzésekor az átlag-2SD görbéket is el-

hagyjuk az előző kijelzési módhoz képest. A terheléses profilgörbe normális limit alá kerülését a piros folt jelzi. A washout profilgörbe zöld, normális limitjeik lila színűek. A normális határérték alá kerülést itt is folt (zöld) reprezentálja (13., 15., 16. ábra).



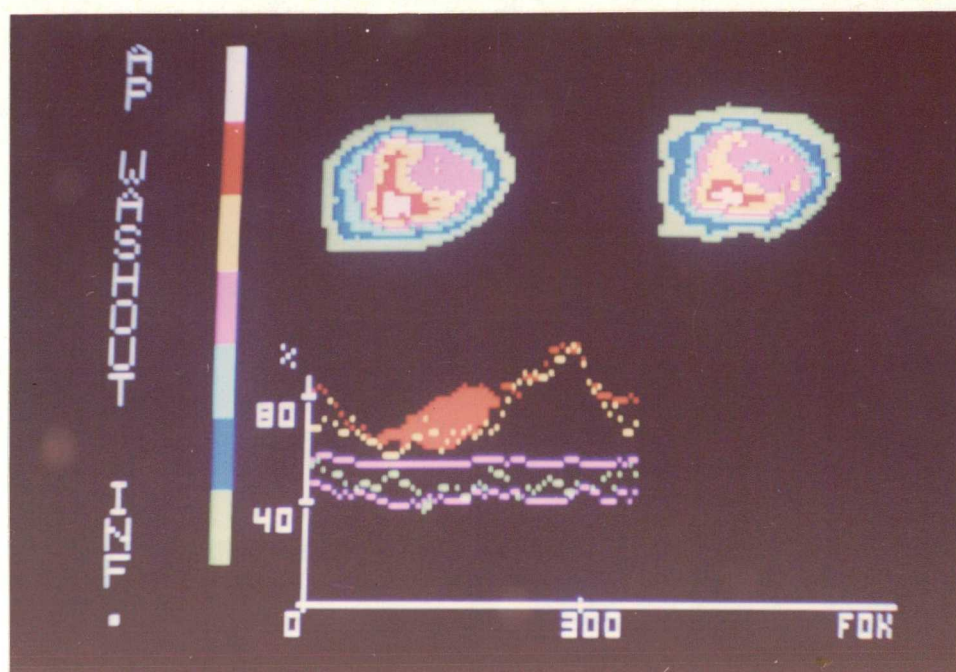
13. ábra

A már bemutatott terheléses vizsgálat washout profilgömbéje. A washout görbe egy szakaszának viselkedése (zöld folt) igazolja a tranziens iszkémia fennállását.



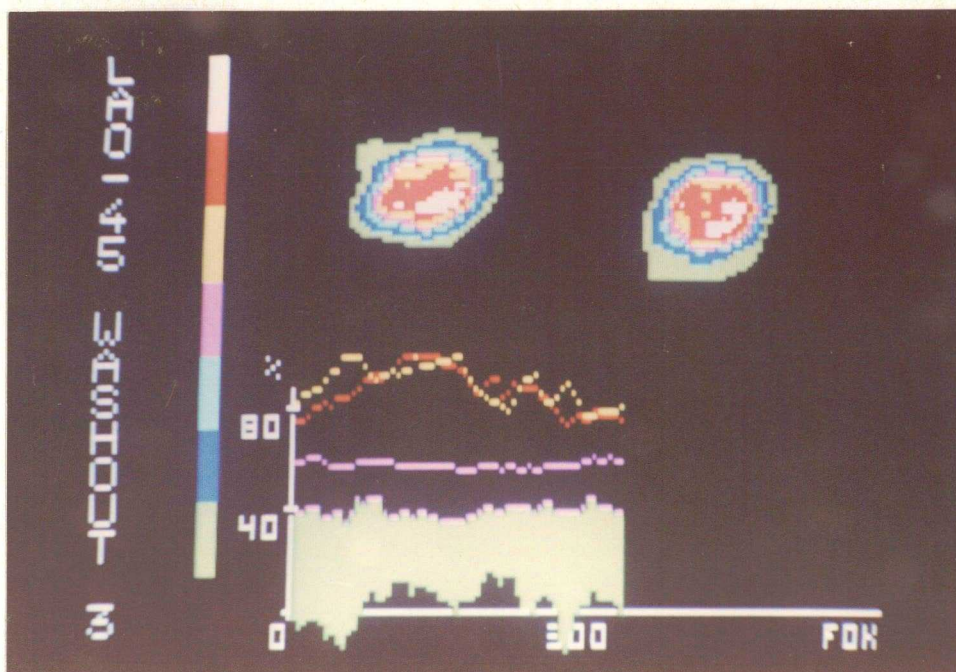
14. ábra

Lezajlott infarktusra utaló terheléses Tl vizsgálat terheléses és redistribúciós profilgörbéi. A terheléses görbe normális sáv alá kerülését az összefüggő piros folt jelzi. A redistribúciós görbe azonos lefutású.



15. ábra

Ugyanezen vizsgálat washout görbéje, a hegyszövet területén nem jelez redistribúciót.



16. ábra

Csak a washout profilgörbék analízisével felderíthető 3 érbetegség. A terheléses és redistribúciós profilgörbe egyaránt normális thallium eloszlásra utal, ezzel szemben a washout görbe kimosódás helyett kis akkumulációt jelez.

KOMPLETT KLINIKAI PROGRAM

A kiválasztott és ellenőrzött algoritmusokat, a kidolgozott képmegjele-
lenítési funkciókat egységes programrendszerre kapcsoltuk össze. A rendszer-
rel szemben a következő követelményeket támasztottuk:

1. Átfogó és lehetőleg teljes legyen
 - 1.1 Külön-külön és együttesen is kezelni lehessen a terheléses és redistribúciós felvételeket.
 - 1.2 Külön funkciók szolgáljanak a nyugalmi vizsgálatok értékelésére (az általunk ismert fejlettebb nyugati rendszerekben ezt nem va-
lósították meg).
 - 1.3 Saját normál kontrollok gyűjtése és statisztikai feldolgozása egyszerű (és egyáltalán megoldott) legyen. Saját normális határ-
értékek könnyen legyenek az értékelő rendszerbe beépíthetőek.
2. A programrendszer könnyen kezelhető, orvosbarát legyen, hogy
számítástechnikai ismeretekkel nem rendelkezők is használni tudják.

A programrendszer felépítésekor az alaprendszer, a SUPER SEGAMS struk-
túráját vettük példaként, amely táblarendszerű, hierarchikusan struktúrált
rendszer. A táblákból kétbetűs azonosítók leütésével választhatók ki a vég-
rehajtásra kerülő funkciók. Ezek esetleg maguk is egy új, a hierarchiában
mélyebb szintű táblát aktivizálnak. Az értékelő a rendszerrel állandóan
interaktív kapcsolatban áll.



A programrendszer részletes leírását a 3. melléklet tartalmazza, amely a SUPER SEGAMS kézikönyv kiegészítőjéül is szolgál a jövőben.

A vizsgálatok képeinek felvételét a SUPER SEGAMS általános adatfelvételi ágán lehet végrehajtani. A képeket 3 felvételi irányból (LAO-70, LAO-45, AP), időt előválasztva vesszük fel. A megadott felvételi sorrend betartása kötelező, lényeges a terheléses és redistribúciós vizsgálatok azonos ideig történő felvétele is. A képeket irányonként 8 percig készítjük, így bőven elérhetjük a szivvetületen belül az irodalomban megkövetelt 30.000 impulzus jelenlétét háttérlevonás után is.

VI.

KLINIKAI TAPASZTALATOK

A kifejlesztett rendszer teljesítőképességét rutin vizsgálatra került betegek eredményeinek analizisével kívántuk meghatározni.

Beteganyag és módszer

Normál kontrollok: 20 orvostanhallgató (9 nő és 11 férfi).

Az életkor (22.6 ± 1.8 év), tünet- és panaszmentesség, valamint normális terheléses EKG-juk alapján az ismert táblázatok szerint a vizsgált orvostanhallgatók koronáriabetegségeinek valószínűsége kisebb volt, mint 1 %.

Potenciális koronáriabetegek: 50 terheléses és 23 "csak nyugalmi" vizsgálatot végeztünk. A terheléses vizsgálatokból 18 nő és 32 férfi, a nyugalmiból 8 nő és 15 férfi volt.

Felvételi irányok: LAO-70, LAO-45 és anterior.

Felvételi idő: 500 mp/irány.

Terheléses és redistribúciós felvételek között eltelt idő:

3 óra 45 perctől - 4 és fél óra.

Az összes vizsgálat felvételeiből előállítottuk a maximális-5 cirkumferenciális profilgörbéket, terheléses vizsgálat esetén a washout profilgörbéket is. A betegek görbéit a kontrollcsoport görbéiből előállított normális átlag és normális átlag-2SD görbékkel hasonlítottuk össze. Perfúziós zavart vagy T1 tárolási defektust akkor véleményeztünk, ha a profilgörbe

legalább 3 összefüggő pontja a normális átlag-2SD görbe alá került, a jelenséget legalább 2 különböző profilgörbén is láttuk, vagy ugyanazon irányból azonos helyen (terheléses - redistribúció, terheléses - washout), vagy más felvételi irányból, de ugyanazon miokardiális területnek megfelelően.

A számítógépes értékelést 2 független értékelő végezte. Eredményeiket összehasonlítottuk egyrészt egymással (interobszerver variancia), másrészt az analóg képek tanulmányozásával szubjektív értékeléssel készített leletekkel.

Először a számítógépes értékelés eredményeit egyeztettük. Eltérő vélemény esetén a vizsgálatot közösen újraértékeltek és az eltérés okát(it) próbáltuk kideríteni.

A közösen kialakított számítógépes véleményt, leletet összehasonlítottuk a vizuális értékelés eredményével. Eltérés esetén 2 gyakorlott értékelő vizsgálta felül a vizuális értékelés eredményét, majd ezt követően új egyeztetésre került sor.

Eredmények

A 3. táblázaton a nyugalmi szivizomszcintigramok vizuális és 2 számítógépes értékelő eredményeit láthatjuk. A táblázat adataiból megállapítható, hogy a nyugalmi szivizomszcintigráfia kétféle értékelése lényegében azonos eredményt adott. A 2 számítógépes értékelő közötti eltérés kicsi (4.1 %), az egy eltérést közösen újraértékelve, a vizsgálatot normálisnak véleményezték.

3. táblázat

23 nyugalmi szivizomszcintigram vizuális és számítógépes értékelésének összehasonlítása.

vizuális \ számítógépes	I. értékelő		II. értékelő	
	normál	kóros	normál	kóros
normál	9	1	10	0
kóros	0	13	0	13

A 4. táblázaton a terheléses vizsgálatok vizuális és számítógépes értékelésének eredményeit ábrázoltuk. A táblázat még a konszenzusra törekvés előtti eredményeket mutatja. A táblázatból megállapítható, hogy a nyugalmi vizsgálatok értékeléséhez képest jelentősen megnőtt mind a vizuális és számítógépes, mind a két számítógépes értékelő eredményei közötti különbség.

Az utóbbit az 5. táblázatból jobban láthatjuk, az eltérés 4.1 %-ról közel a duplájára 8 %-ra nőtt.

4. táblázat

50 terheléses vizsgálat vizuális és számítógépes értékelésének összehasonlítása (konszenzusra törekvés előtt).

vizuális \ számítógépes	I. értékelő		II. értékelő	
	normál	kóros	normál	kóros
normál	22	10	24	7
kóros	5	13	4	14

5. táblázat

A terheléses vizsgálatok számítógépes értékelésének eredményei egyeztetés előtt.

I. ért. II. ért.	normál	kóros
normál	26	1
kóros	3	20

A számítógépes, majd vizuális egyeztetés utáni eredményeket a 6. táblázatba foglaltuk össze.

6. táblázat

A terheléses vizsgálatok számítógépes és vizuális értékelésének eredménye az egyeztetések után.

számítógépes vizuális	normál	kóros
normál	28	4
kóros	0	18

Az észlelt különbségek egyeztetés utáni csökkenését az analóg képek eredményeinek revíziója eredményezte. Négy előzetesen kórosnak tartott kép eredményét módosítottuk, ugyanakkor 3 előzőleg normális leletet változtattunk kórossá. Az analóg képek vizuális, illetve a digitális képek számítógépes értékelése között fennmaradt különbségeket a washout görbék analízise terén észlelt kóros szakaszok eredményezték. A számítógépes értékelés során

a két értékelő között talált különbséget egyrészt a háttérreferencia keret kijelölése közötti különbség, amely a háttérlevonás mértékét befolyásolja, másrészt a washout csökkenés mértékének megítélési különbségei okozták.

VII.

MEGBESZÉLÉS

A thalliummal végzett perfúziós szivizomszcintigráfia értékelésével kapcsolatban talán legfontosabb igény a szcintigramok interpretálásának standardizálása. Az iszkémiás szivbetegségek kiterjedésének, a szivizominfarktus felismerésének, nagyságának, elhelyezkedésének objektív meghatározása csak a kvantitatív technikák bevezetéséből és elterjedéséből várható.

Az általunk alkalmazott módszer képjavításból, a Tl szivizomban történő eloszlásának becslésből (maximális-5 cirkumferenciális profilgörbékkel) és a Tl kimosódás kinetikájának százalékos meghatározásából (wash-out profilgörbék előállításával) áll.

A képjavítás legfontosabb része a háttérlevonás, ugyanis a kvantifikálás érdekében, főleg terheléses vizsgálatoknál, igen fontos a szivet körülvevő szervek oldalatsugárzásának (tissue crosstalk) eliminálása. E feladat megoldására az interpolációs technikák a legmegfelelőbbek, mivel nem egyenletes háttérrel számolnak, hiszen a háttérsugárzás értéke térbelileg változik (Goris és mtsai, 1976; Wattson és mtsai, 1981). Ezért azok a háttérlevonó eljárások, amelyek nem számolnak a szivet körülvevő szövetek oldalatsugárzásával vagy konstans értéket vonnak le (Atkins és mtsai, 1977; Narahara és mtsai, 1977), nem tekinthetők optimálisnak (Goris, 1979; Garcia és mtsai, 1981). Saját tapasztalataink ugyanakkor azt mutatják, hogy a háttérlevonáshoz használt referenciakeret kijelölése hatással van a profilgörbe alakjára. Helytelen keretkijelölés (túl közel a miokardium-

vetület kontúrjához) mesterséges hideg területek előállítását eredményezi.

Az irodalomból ismert cirkumferenciális profilgörbék lehetséges formái közül mi saját vizsgálataink eredményei alapján a maximálisat választottuk. Választásunk helyességét bizonyítja, hogy mások is ezt a módszert tartják a legérzékenyebbnek a Tl defektusok kimutatására (Vogel és mtsai, 1980). Egyes szerzők szerint ez a jótulajdonság csak a specificitás rovására érhető el, legalábbis az átlagos cirkumferenciális profilgörbe technikához viszonyítva (Wackers és mtsai, 1985).

A washout profilgörbék előállítása megoldja a Tl redistribúció kvantitatív becslését. A normális profilgörbék előállításakor mellékparaméterként számolt átlagos effektív felezési idő értékeink (3.63 ± 1.28 óra) hasonlóak voltak Garcia és mtsai (3.97 ± 1.2 óra), valamint Watson és mtsai (4.08 ± 1.3 óra) által számoltakhoz. Szólnunk kell azonban a profilgörbék alkalmazásának veszélyeiről is, ugyanis, mint az az irodalomból ismert, az alábbi tényezők hamis pozitív eredményeket okozhatnak:

1. inadekvát terhelés (kisebb, mint 110-es pulzusszám)
2. a terheléses adatfelvétel késése (több, mint 5-10 perccel a Tl beadása után)
3. paravénásan adott $^{201}\text{Tl-Cl}$
4. elégtelen számú impulzus gyűjtése (az ajánlott 33.000 impulzus a háttérkorrigált miokardiumban)
5. a páciens eltérő beállítása a terheléses és redistribúciós felvételek készítésekor (eltérő abszorció)
6. valamilyen betegség miatt (pl. vese) lassult Tl vér-clearence

(Maddahi és mtsai, 1983; Wackers és mtsai, 1985).

A washout profilgörbének vagy egy szakaszának a normális határérték alá süllyedésén kívül talán érdemes figyelembe venni az un. relativan abnormalis vagy egyenlőtlen washoutot is. Ez esetben a teljes washout profilgörbe a normál értékek között helyezkedik el, de legalább 7-8 összefüggő pontja kisebb, mint a maximális washout érték 33 %-a. Ezt a jelenséget főleg egy érbetegség esetén tapasztalták (Wackers és mtsai, 1985).

A szivizomszcintigramok értékelésére általunk kidolgozott illetve használt eljárás jó interobszerver egyezést mutatott (nyugalmi szivizomszcintigráfiánál 4.1 %, terhelésesnél 8 %, a két számítógépes értékelő közötti eltérés), jelezve egyben a módszer megfelelő reprodukálhatóságát is. Az általunk kapott 4.1 illetve 8 %-os interobszerver eltérés lényegesen jobb a bevezetőben említett 11-20 %-os szubjektív értékelés esetén kapottnál, de rosszabb a cirkumferenciális profilgörbét használóéknál (Burrow és mtsai pl. nem észleltek szignifikáns interobszerver különbséget). Az eltéréseket kezdetben az értékelők gyakorlatlansága, a háttérreferencia keret helytelen kijelölése és a cirkumferenciális profilgörbék interpretálásának nem egységes volta okozta. A nyugalmi vizsgálatok vizuális értékelésével való egyezés megerősíti azt az irodalomban leírt tényt, hogy a T1 térbeli eloszlásának vizsgálata cirkumferenciális profilgörbékkel egyedül nem nyújt többet, mint két gyakorlott értékelő vizuális értékelésen alapuló konszenzusa (Faris és mtsai, 1982). Terheléses vizsgálatokban, amikor egy személyről 9 profilgörbe áll rendelkezésre, a profilgörbék interpretálását tovább kell egységesíteni. Az irodalomban e célra többféle vizuális és néhány automatikus eljárást ajánlottak.

Normális limitek nélkül értékelők általában a maximális profilgörbeponthoz képest 20-25 %-os görbeszakasz-csökkenést tekintenek kórosnak.

A redistribúció megítéléséhez általában egymás mellett ábrázolják a terheléses és redistribúciós profilgörbékét (Meade és mtsai, 1978; Vogel, 1980).

Normális határértékek birtokában a Tl tárolási defektus kimutatására többen elegendőnek tartják bármely profilgörbepont normális limit alá kerülését (LeFree és mtsai, 1978; Burrow és mtsai, 1979). Mások egyrészt a statisztikai hibák elkerülésére, másrészt a specificitás növelésére, általában több összefüggő pont jelenlétét követelik meg: 18^0 -nak megfelelőt (Berman és mtsai, 1981), sőt 50^0 -nak megfelelő számút is (Wackers és mtsai, 1985). A specificitás további növelésére Garcia és mtsai a 3 irányból felvett képeken legalább két abnormális, ugyanazon miokardiális régióra utaló, profilgörbeszakasz esetén tekinti a tárolási vagy washout defektust kórosnak (Garcia és mtsai, 1981). Ezt a követelményt alkalmaztuk mi is. Tapasztalataink szerint ily módon váltak el egymástól legjobban a normális és kóros szivizomszcintigramok. A profilgörbék értékelésével kapcsolatos az a további törekvés, hogy a normális átlag-2SD görbe alá került profilgörbeszakasz nagyságából az infarktus kiterjedésének nagyságára következtesse, eddig nem járt sikerrel (Bulkley és mtsai, 1979).

Az értékelés automatizálásának egyik lehetséges módja, hogy a különböző irányból készített profilgörbék egyes szakaszait miokardiális régiókhoz rendelik (7. táblázat), (Maddahi és mtsai, 1983; Goris és Briandet, 1983).

7. táblázat

Különböző profilgörbeszakaszok hozzárendelése a miokardiális szegmentekhez (Maddahi és Goris alapján).

szegm. sorsz.	pr.g. pont	LAO-70	LAO-45	ANT.
1.	1-10	bázis (nem értékelendő)		
2	11-25	inferior	Posterolaterál	Anterolaterál
3	26-35	Apex	Apex	Apex
4	36-50	Anterior	septum	inferior
5	51-60	bázis (nem értékelendő)		

Goris még tovább lépett az automatizálásban, amikor az egyes izomfal régiókhoz az azokat vérrel ellátó koronáriákat is hozzárendeli. Végeredményben az egyes koronáriák megbetegedésére valószínűségi értékeket adtak (Goris és Briandet, 1983).

Ugy gondoljuk, hogy az említettekhez hasonló további automatizálás jelentősen növelné a számítógépes értékelés egyébként sem rövid (20-25 perc) idejét. Bár e technika segítheti az értékelő orvos munkáját, lényegesen új információt nem ad, hiszen az első esetben csak anatómiai régiókra csoportosít át, a második esetben pedig zavart okoz a túl sok információ, valószínűségi érték. Ebből a megfontolásból, legalábbis a rendelkezésünkre álló számítógépes rendszeren, egyelőre nem tervezzük az értékelés további automatizálását.

VIII.

ÖSSZEFOGLALÁS

Az értekezésben ismertetett, a Tl-szivizomszcintigráfiákat értékelő, általunk fejlesztett számítógépes rendszer algoritmusai nagyrészt az irodalomban leírt és legjobbnak talált eljárások kombinációi, kisebb részben azok továbbfejlesztései (pl. a nem közvetlenül a középpontból kereső maximális-5 cirkumferenciális profilgörbe).

A programok rendszerbe foglalását, az eredmények színes TV-n történő megjelenítését, nyomtatását igyekeztünk úgy megoldani, hogy az számítástechnikai szakismerettel nem rendelkező orvosok számára is könnyen kezelhető, érthető legyen.

A kifejlesztett rendszer

- feldolgozza a primér képeket
- maximális-5 cirkumferenciális profilgörbét állít elő a Tl szivizomban történő eloszlásának vizsgálatára, a tárolási defektusok kimutatására különböző időpontokban (terhelés-redistribúció)
- washout profilgörbét számol a terheléses és redistribúciós profilgörbéből, illetve a terheléses és redistribúciós felvételek között eltelt időből
- megjeleníti az előállított görbét a korábban meghatározott normális határértékekkel (feltűnően jelezve az eltéréseket)

- lehetőséget nyújt saját normális profilgörbék gyűjtésére és a normális határértékek (átlag, átlag-2SD görbék) kiszámítására.

A programrendszert a Gamma Művek által gyártott MB-9101/A adatfeldolgozó rendszerre írtuk magyar, német és angol nyelvű szövegekkel, hogy minden azon ország izotóplaboratóriumaiban, ahol MB-9101 rendszerrel dolgoznak, korszerű kvantitatív értékelő technikához jussanak. A perfúziós szivizomszcintigráfiát értékelő rendszert a Gamma 1986-tól forgalmazza.

IX.

KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS

A disszertáció elkészítésében nyújtott segítségért elsősorban Dr. Csernay László egyetemi tanárnak, a SzOTE Központi Izotópdiaosztikai Laboratórium vezetőjének tartozom köszönettel. Nyolc évvel ezelőtt Ő vezetett be a számítógépes nukleáris medicina használatába. 1984 elején Ő jelölte ki számomra a szivizomszcintigramok számítógépes feldolgozásának témáját.

A munkában nyújtott közvetlen segítségért, számítástechnikai tanácsaiért köszönettel tartozom Dr. Máté Eörsnek és Dr. Kuba Attilának a JATE Kalmár László Kibernetikai Laboratóriumának tudományos munkatársainak és Dr. Mester János kollégámnak.

Köszönettel tartozom még azoknak is, akik munkám egy-egy fázisában voltak segítségemre: Dr. Pávics Lászlónak, Vidákovich Tibornak.

IRODALOMJEGYZÉK

1. Almási, L.:

^{201}Tl -szivizomszcintigráfia félautomatikus számítógépes értékelése
(maximális, integrális és kézzel kijelölt kerületi szivizomprofilok)
in Egészségügyi Ifjúsági Napok tu. ülés kiadv. 102 (abstr.), 1984.

2. Almási, L., Csernay, L.:

^{201}Tl -szivizomszcintigráfia félautomatikus számítógépes értékelése
in NJSzT 12. Kollokvium kiadványa, 269-276, 1984.

3. Atkins, H.L., Budinger, T.F., Lebowitz, E., et al.:

Tl-201 for medical use. part 3: human distribution and physical
imaging properties
J. Nucl. Med. 18, 133-140, 1977.

4. Beck, J.W., Tatum, J.L., Cobb, F.R., et al.:

Myocardial perfusion imaging using thallium-201: A new algorithm
for calculation of background activity
J. Nucl. Med. 20, 1294-1300, 1979.

5. Beller, G.A., Watson, D.D., Pohost, G.M. (1979):

Kinetics of thallium distribution and redistribution: clinical
applications in sequential myocardial imaging
in Strauss, H.W., Pitt, B. Cardiovascular nuclear medicine p.225-242.

6. Berger, B.C., Watson, D.D., Sipes, J.N., et al.:

Redistribution of thallium at rest in patients with coronary artery
disease
J. Nucl. Med. 19, 680, 1978 (abstr.).

7. Bermann, D.S., Garcia, E.V., Maddahi, J. (1981):
Thallium-201 myocardial scintigraphy in the detection and evaluation of coronary artery disease
in Clinical nuclear cardiology p. 49-106.
Berman, D.S., Mason, D.T.
8. Botvinick, E.H., Dunn, R.F., Hattner, R.S., et al.:
A consideration of factors affecting the diagnostic accuracy of
Thallium-201 myocardial perfusion scintigraphy in detecting coronary artery disease
Sem. Nucl. Med. 10, 157-167, 1980.
9. Bradley-Moore, P.R., Lebowitz, E., Greene, M.W., et al.:
Thallium-201 for medical use: biologic behavior
J. Nucl. Med. 16, 156-160, 1975.
10. Brady, T.J., O'Keefe, D.D., Okada, R.D., et al.:
Inability of seven - pinhole myocardial tomography to obtain accurate ^{201}Tl kinetic data
Eur. J. Nucl. Med. 8, 425,430, 1983.
11. Buda, A.J., Goris, M.L., Doherty, P.W., et al.:
Results of computer processing in thallium-201 myocardial perfusion imaging
Computers in Cardiology, 11-18, September, 1978.
12. Bulkley, B.J., Silverman, K., Weisfeldt, M.L., et al.:
Pathologic basis of thallium-201-scintigraphic defect in patient with fatal myocardial injury
Circulation 60, 785-800, 1979.



13. Burrow, R.D., Pond, M., Schafer, W., et al.:
 "Circumferential profiles": A new method for computer analysis of
 thallium-201 perfusion images
 J. Nucl. Med. 20, 771-777, 1979.
14. Burt, R.W., Schauwecker, D.S., Faris, J.V., et al. (1982):
 An evaluation of display techniques for 201-thallium scintigraphy
 In 3rd World Congress Nucl. Med. and Biol. 2708-2711.
15. Büll, U., Niendorf, H.P., Strauer, B.E., et al.:
 Evaluation of myocardial function with the ^{201}Tl -scintimetry in
 various diseases of the heart. A correlation study based on 100
 patients
 Eur. J. Nucl. Med. 18, 125-136, 1976.
16. Büll, U., Strauer, B.E., Witte, J.:
 Segmental analysis of ^{201}Tl stress myocardial scintigraphy: the
 problem of using uniform normal values of ^{201}Tl myocardial uptake
 J. Nucl. Med. 18, 1240, 1977.
17. Cinotti, L., Meignan, M., Usdin, J.P., et al.:
 Diagnostic value of image processing in myocardial scintigraphy
 J. Nucl. Med. 24, 768-774, 1983.
18. Coleman, R.E., Jaszczak, R.J., Cobb, F.R., et al.:
 Comparison of 180° and 360° data collection in ^{201}Tl thallium imaging
 using single-photon emission computerized tomography (SPECT):
 concise communication
 J. Nucl. Med. 23, 655-666, 1982.
19. Csernay, L., Láng, J., Mester J., és mtsai:
 Szívizom szcintigráfiával szerzett tapasztalatok miokardiális
 infarktusban (^{201}Tl -klorid vizsgálatok)
 Orvosi Hetilap 123, 75-81, 1982.

20. Csernay, L., Mester, J., Láng, J., és mtsai:
 Terheléses szivizom-szcintigráfia ischaemiás szivbetegségben
 (^{201}Tl -klorid vizsgálatok)
 Orvosi Hetilap 124, 1113-1116, 1983.
21. Cook, J.D., Strauss, H.W., Rouleau, H.N., et al.:
 $^{201}\text{Thallium}$ for myocardial imaging: appearance of the normal heart
 J. Nucl. Med. 17, 583-589, 1976.
22. Dymond, D.S. (1984):
 Standards for acquisition, data analysis and interpretation of
 myocardial scintigraphy and blood pool scintigraphy
 in Simoons, M.L., Reiber, J.H.C. Nuclear imaging in clinical
 cardiology p.223-252.
23. Faris, J.V., Burt, R.W., Graham, M.C., et al.:
 Thallium-201 myocárdial scintigraphy: improved sensitivity, speci-
 ficity and predective accuracy by application of a statistical
 image analysis algorithm
 Am. J. Cardiol. 49, 733-741, 1982.
24. Fletcher, J.W., Walter, K.E., Witztun, K.F., et al.:
 Diagnosis of coronary artery disease with ^{201}Tl computer analysis
 of myocardial perfusion images
 Radiology 128, 423-427, 1978.
25. Garcia, E., Maddahi, J., Berman, D., et al.:
 Space/time quantitation of thallium-201 myocardial scintigraphy
 J. Nucl. Med. 22, 309-317, 1981.

26. Gibson, R.S., Taylor, G.J., Watson, D.D., et al.:
 Prognostic significance of resting anterior thallium-201 defects
 in patients with inferior myocardial infarction
 J. Nucl. Med. 21, 1015-1021, 1980.
27. Goris, M.L.:
 Nontarget activities: can we correct for them?
 J. Nucl. Med. 20, 1312-1314, 1979.
28. Goris, M.L., Briandet, P.A. (1983):
 Scintigraphic evaluation of congenital and acquired heart disease
 in Goris, M.L., Briandet, P.A. A clinical and mathematical intro-
 duction to computer processing of scintigraphic images p.3-44.
29. Goris, M.L., Briandet, P.A. (1985):
 Quantitation of diagnostic data
 in Goris, M.L., Briandet, P.A. A clinical and mathematical intro-
 duction to computer processing of scintigraphic images p.201-227.
30. Goris, M.L., Sharon, G.D., McLaughlin, P., et al.:
 Interpolative background subtraction
 J. Nucl. Med. 17, 744-747, 1976.
31. Gottschalk, S.C.:
 Comparison of seven pinhole and rotating slant hole tomography
 of a cardiac phantom
 J. Nucl. Med. 21, P27, 1980 (abstr.).
32. Hamilton, G.W., Narahara, K.A., Trobaugh, G.B., et al.:
²⁰¹Tl myocardial imaging: characterisation of the ECG-synchronized
 images
 J. Nucl. Med. 19, 1103-1140, 1978.

33. Hamilton, G.W., Trobaugh, G.B., Ritchie, J.L., et al.:
Myocardial imaging with intravenously injected thallium-201 in patients with suspected coronary artery disease. Analysis of technique and correlations with electrocardiographic, coronary anatomic, and ventriculographic findings
Am. J. Cardiol. 39, 347-354, 1977.
34. Henkin, R.E.:
7-pinhole tomography. Is it worth it?
J. Nucl. Med. 21, P69, 1980 (abstr.).
35. Hör, G., Sebening, H., Sauer, E., et al.:
 ^{201}Tl -redistribution analysis in early and delayed myocardial scintigrams of patients with coronary heart disease (CHD).
Eur. J. Nucl. Med. 4, 343-350, 1979.
36. Jones, J.P. (1983):
Clinical imaging studies. Thallium imaging
in Ericson, J.J., Rollo, F.D. Digital nuclear medicine p.105-154.
37. Kawana, M., Krizek, H., Porter, J., et al.:
Use of ^{199}Tl as a potassium analog in scanning
J. Nucl. Med. 11, 133, 1970 (abstr.).
38. Kirsch, C.M., Doliwa, R., Büll, V., et al.:
Detection of severe coronary heart disease with ^{201}Tl : comparison of resting single photon emission tomography with invasive arteriography
J. Nucl. Med. 24, 761-767, 1983.
39. Kushner, F.G., Okada, R.D., Howard, D.:
Lung thallium-201 uptake after stress testing in patients with coronary artery disease
Circulation 63, 341-347, 1981.

40. Lebowitz, E., Greene, M.W., Bradley-Moore, P., et al.:
 Tl-201 for medical use
 J. Nucl. Med. 14, 421, 1973 (abstr.).
41. Lebowitz, E., Greene, M.W., Fairchild, R., et al.:
 Thallium-201 for medical use
 J. Nucl. Med. 16, 151-155, 1975.
42. Leeners, A., Block, P., van Thiel, E., et al.:
 Segmental analysis of Tl-201 stress myocardial scintigraphy
 J. Nucl. Med. 18, 509-516, 1977.
43. Lefree, M.T., Vogel, R.A., Kirch, D.L., et al.:
 A method for computerized interpretation of myocardial perfusion
 scintigraphic images
 J. Nucl. Med. 19, 748-749, 1978 (abstr.).
44. Maddahi, J., Garcia, E.V., Berman, D.S. (1984):
 Quantitative analysis of the distribution and washout of thalli-
 um-201 in the myocardium: description of the method and its
 clinical applications
 in Simoons, M.L., Reiber, J.H.C. Nuclear imaging in clinical
 radiology p. 103-124.
45. Massie, B., Botvinick, E., Arnold, S., et al.:
 Effect of contrast enhancement of the sensitivity of Tl-201
 scintigraphy
 Am. J. Cardiol. 43, 357, 1979 (abstr.).
46. Meade, R.C., Bamrah, V.S., Horgan, J.D., et al.:
 Thallium-201 computer evaluation of myocardial blood flow
 J. Nucl. Med. 18, 608, 1977 (abstr.).

47. Meade, R.C., Bamrah, V.S., Horgan, J.D., et al.:
 Quantitative methods in the evaluation of Thallium-201 myocardial perfusion images
 J. Nucl. Med. 19, 1175-1178, 1978.
48. McKillop, J.H., Bessent, R.G., Murray, R.G., et al.:
 A quantitative approach to the analysis of the normal thallium-201 myocardial image
 Eur. J. Nucl. Med. 3, 223-225, 1978.
49. McKillop, J.H., Fawcett, H.D., Baumert, J.E., et al.:
 ECG gating of thallium-201 myocardial images. Effect on detection of ischaemic heart disease
 J. Nucl. Med. 22, 219-225, 1981.
50. McKusick, K.a., Bingham, J., Pohost, G., et al.:
 Comparison of defect detection on ungated vs. gated thallium-201 cardiac images
 J. Nucl. Med. 19, 725, 1978 (abstr.).
51. Narahara, K.A., Hamilton, A.W., Williams, D.L., et al.:
 Myocardial imaging with thallium-201: an experimental model for analysis of the true myocardial and background image components
 J. Nucl. Med. 18, 781-786, 1977.
52. Németh, L., Horváth, M. (1984):
 Fél-automatikus program 201-Tl miokard perfúziós scan kiértékelésére és többféle injekciós frakciós módszerünk nyugalmi és terheléses vizsgálatra
 in NJSzT 12. Kollokvium kiadványa, 262-268.

53. Patton, J.A. (1983):
Emission tomography
in Erickson, J.J., Rollo, F.D. Digital Nuclear Medicine p.163-177.
54. Pitt, B., Strauss, H.W. (1979):
Clinical application of myocardial imaging with Tl
in Strauss, H.W., Pitt, B. Cardiovascular nuclear medicine p.243-254.
55. Pohost, C.M., Alpert, N.M., Ingwall, J.S., et al.:
Thallium redistribution mechanism and clinical utility
Sem. Nucl. Med. 10, 70-92, 1980.
56. Sebern, M.J., Horgan, J.D., Meade, R.C., et al.:
Minicomputer enhancement of scintillation camera images using fast
Fourier transform techniques
J. Nucl. Med. 17, 647-652, 1976.
57. Tamaki, N., Mukai, t., Iskii, Y., et al.:
Clinical evaluation of thallium-201 emission myocardial tomography
using a rotating gamma camera: Comparison with seven pinhole
tomography
J. Nucl. Med. 22, 849-855, 1981.
58. Trobaugh, G.B., Wackers, F.J.Th., Sokole,E.B., et al.:
Thallium-201 myocardial imaging: An interinstitutional study of
observer variability
J. Nucl. Med. 19, 359-363, 1978.
59. Vogel, R.A.:
Quantitative aspects of myocardial perfusion images
Sem. Nucl. Med. 10, 146-156, 1980.

60. Vogel, R.A.:

Seven pinhole tomography in nuclear cardiology. The Picker Journal
interviews Dr. Robert Vogel

Picker J. Nucl. Med. instrumentation 1, 30-37, 1980.

61. Vogel, R.A., Kirsch, D., LeFree, M.T., et al.:

Improved diagnostic results of thallium-201 myocardial perfusion
tomography using a new inexpensive technique

J. Nucl. Med. 19, 730-731, 1978 (abstr.).

62. Watson, D.D., Campbell, N.P., Read, E.K., et al.:

Spatial and temporal quantiation of plane thallium myocardial
images

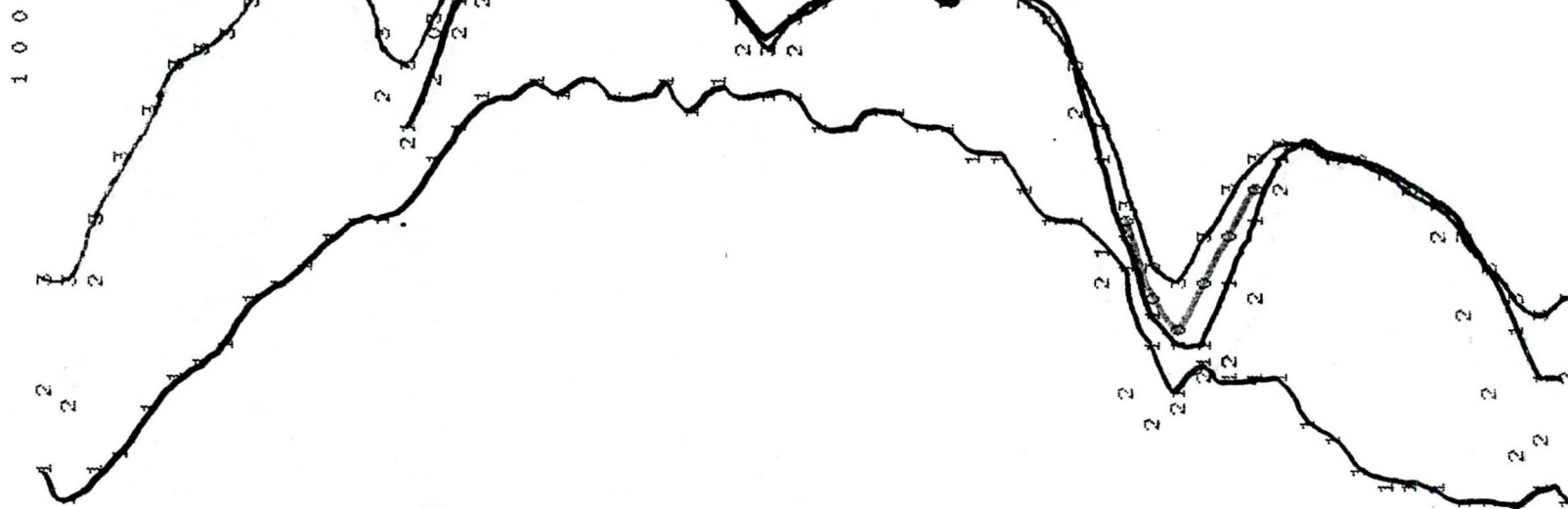
J. Nucl. Med. 22, 577-584, 1981.

63. Watson, D.D., Campbell, N.F., Berger, B.C.:

Quantification of Tl-201 myocardial distribution and wash-out;
normal standards for graded wxercise studies

Am. J. Cardiol. 45, 480, 1980 (abstr.).

Balkamrafalkontúr változtatá-
sának hatása az átlagos cir-
kumferenciális profilgörbére.



0 görbe = 33%os konturhoz

1 " = 39 "

2 " = 46 "

3 " = 26 "

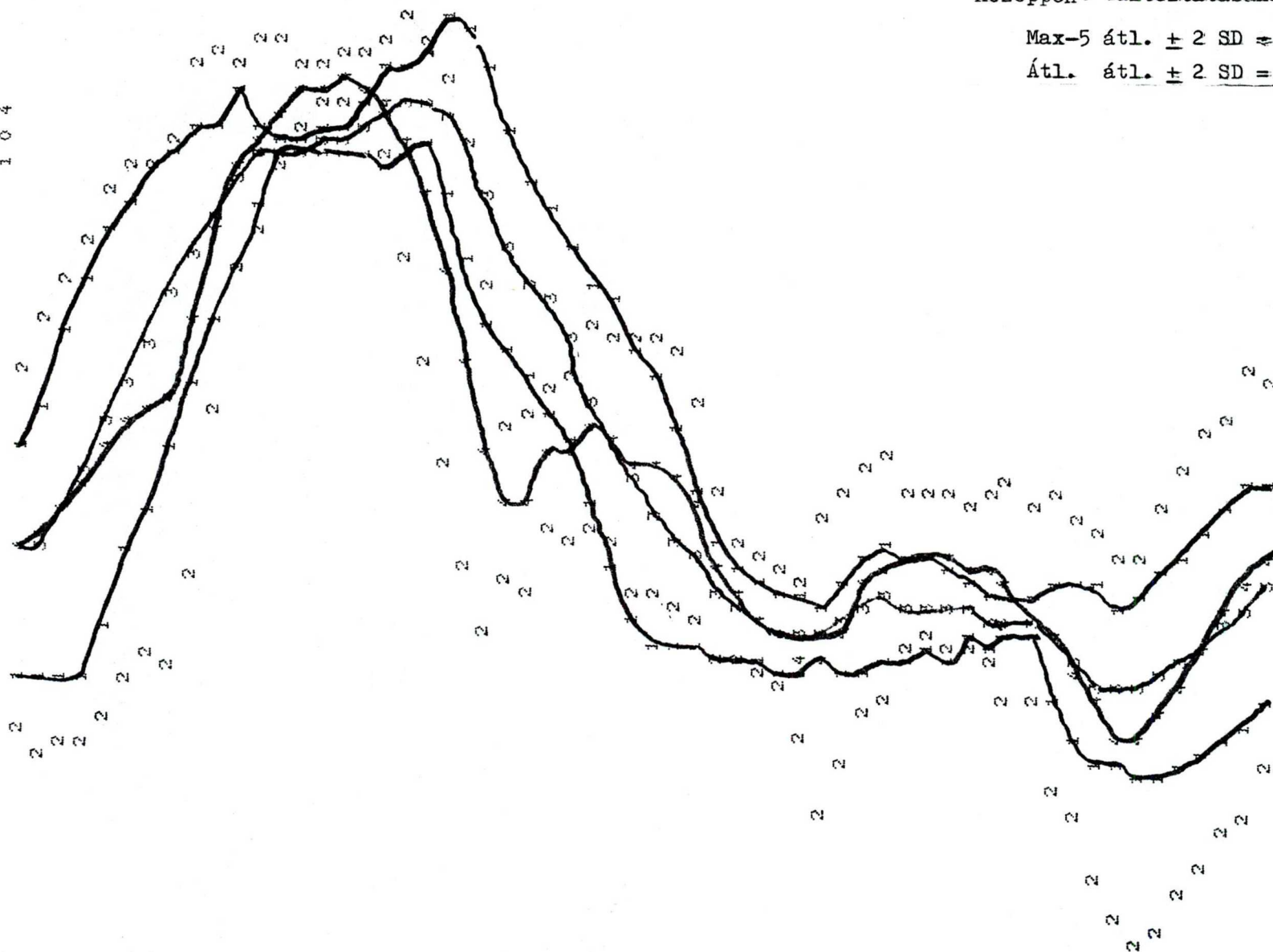
1 /piros/ görbe = normális átl.-2SD

Középpont változtatásának hatása

Max-5 átl. ± 2 SD $\approx 3,1$ g.

Átl. átl. ± 2 SD = 4,2 g.

104



Szivizom perfúziós szcintigráfia (^{201}Tl) kvantitatív értékelése

A program nyugalmi és terheléses ^{201}Tl szivizomszcintigramok félautomatikus kvantitatív értékelésére szolgál. A Tl szivizomban történő eloszlásának vizsgálatára a program, simítás és Goris-Watson háttérlevonás után, maximális cirkumferenciális profilgörbéket állít elő. Terheléses vizsgálatban a szivizom Tl kinetikájának vizsgálatára lehetőség van ún. washout profilgörbék előállításával. A számított profilgörbéket egészséges egyének átlaggörbéivel és azok szórásával hasonlíthatjuk össze. A normális görbék gyűjtésére, az átlagok és szórások kiszámítására külön funkciók szolgálnak.

A program beépítése a SUPER-SEGAMS rendszerbe

A Thallium vizsgálatok tárolására külön cserélhető lemezt kell biztosítani. A programot három helyre kell beépíteni; a SUPER-SEGAMS FORTRAN könyvtárba, a cserélhető lemezre és a SUPER-SEGAMS kijelölt területére.

A programot STARTER-rel lyukszalagról vagy diszkról a fix diszk 2440-2477 (FORTRAN szerkesztőterület) kell másolni. Erről a területről a SUPER-SEGAMS Off Line Programozási ágán a FORTRAN rész már kezelhető, saját könyvtárba építhető.

A többi részt a SUPER-SEGAMS PS ágán kell a megfelelő disz területekre másolni.

DC FROM: 2470 TO: 2477 HERE: 1530 (SzOTE KIL normál értékeket, háttérlevonó programot és speciális görbe féltracket tartalmazó rész.) Értелеmszerűen ezt a részt arra a cserélhető lemezre kell átmásolni, amelyre a Tl vizsgálatok képei kerülnek. Ha erre a célra több cserélhető lemezt kívánunk majd használni, mindegyikre rá kell a kijelölt részt másolni.

DC FROM: 2476 TO: 2476 HERE: 2732 (A SUPER-SEGAMS területében a görbe kijelzés módosítása.) Az utóbbi másolás végrehajtása előtt a diszkvédelmet ki kell értelemsszerűen kapcsolni!

A cserélhető lemezen lévő munkaterületek beosztása

I. Profil gyűjtő terület (TW)

	LAO-70	LAO-45	AP
Nyugalmi	1450 (808)	1452 (810)	1454 (812)
Terheléses	1456 (814)	1460 (816)	1462 (818)
Redistribúciós	1464 (820)	1466 (822)	1470 (824)
Washout	1472 (826)	1474 (828)	1476 (830)

II. Primer és feldolgozott képek munkaterülete (TB)

	LAO-70	LAO-45	AP
TE/NY primer	1500 (832)	1504 (836)	1510 (840)
TE/NY feld.	1502 (834)	1505 (838)	1512 (842)
Reds. primer	1514 (844)	1520 (848)	1524 (852)
Reds. feld.	1515 (846)	1522 (850)	1526 (854)

III. Normál limitek (T/W) 1530 (856),

(Az átadott szalag vagy diszk a SzOTE KIL normál értékeit tartalmazza.) Saját normál értékek gyűjtéséről, ebből normális határok számolásáról és beépítéséről a normál kontrollok kezelésére szolgáló funkció kapcsán található részletes leírás.



Adatfelvétel

Az értékelő program három irányból; LAO-70, LAO-45, AP megadott ideig felvett statikus képekkel dolgozik. Terheléses vizsgálatnál nagyon fontos, hogy a terheléses és redistribúciós felvételek időadatai megegyezzenek.

Fontos még, hogy a beteg neve azonos módon legyen kitöltve.

Előzetesen predefiniált vizsgálatok használata az adatfelvétel kezdeményezését megkönnyíti, (ajánlható vagy a 360 sec, vagy az 500 sec felvételi idő).

A kiértékelő rendszer felépítése

A rendszer a SUPER-SEGAMS-hoz hasonlóan tábla strukturájú, menü rendszerű, az értékelővel állandó interaktív kapcsolatban áll. A FORTRAN sajátosságai miatt itt az azonosítók lenyomása után minden esetben szükséges a "RETURN" (Orion displaynél "CR") billentyű lenyomása. Ez érvényes a számok beadása után is.

A program fő táblája:

NY	Nyugalmi vizsgálatok előfeldolgozása	KA	Középpont és csucs kijelölése
TE	Terheléses vizsg. előfeldolgozása	CP	Cirkumf. profilgörbék generálása
RS	Redistribúciós vizsg. előfeldolg.	DP	Megjelenítés
NP	Normál profilgörbék kezelése	RE	Visszatérés a DP fő táblára

Funkciók:

NY Nyugalmi vizsgálatok előfeldolgozása

A funkció beolvassa és a színes TV-n megjeleníti a vizsgálat első (LAO-70) képét:

MEGFELEL ?

kérdésre adott "N" válasz esetén kilép az értékelésből, "Y" válaszára a

képet optimálisan simítja és futó vonalakat ad be a Watson féle háttérlevonáshoz a feltétlenül szükséges háttérreferencia keret kijelölésére. Együttal

JELÖLJE KI A HÁTTÉRREFERENCIA KERETET !

felszólítás is megjelenik a displayn. A keret kijelölése a négyszög alakú ROI kijelöléséhez hasonlóan történik. A keret kijelölése után automatikusan megjelenik a következő irányból (LAO-45, majd AP) felvett kép és

MEGFELEL A KÖVETKEZŐ IRÁNY ?

kérdésre adott "Y" válasz esetén folytatódik a referencia keretek kijelölési mechanizmusa. Az utolsó (AP) irány után

MOST KIVÁNJÁ A KÖZÉPPONTOT ÉS CSUCSOT KIJELELNI ?

kérdésre adott "N" válasza az előfeldolgozott képek munkamezőre kerülnek, a program visszatér a T1 fő táblára, "Y" válasza a program a középpont és csucs kijelölésére szolgáló funkcióval (KA) folytatódik.

TE Terheléses vizsgálatok előfeldolgozása

Hasonlóan működik mint az előző (NY) funkció, csak terheléses vizsgálatok terheléses felvételeire kell felhívni. A terheléses vizsgálatoknál külön-külön és együtt is lehet a terheléses és a redistribúciós felvételeket értékelni. Együttes értékelésnél a háttérreferencia keretek felrakása után a

MOST KIVÁNJÁ A KÖZÉPPONTOT ÉS CSUCSOT KIJELELNI ?

kérdésre "N"-t kell válaszolni és a vizsgálat redistribúciós felvételét kiválasztva az értékelést a

RS Redistribúciós vizsgálatok előfeldolgozása

funkcióval folytathatjuk. A program a beteg neve alapján ellenőrzi, hogy a vizsgálat megfelelő terheléses képe már a munkamezőn van-e, azaz meg-

történt-e a terheléses vizsgálat előfeldolgozása. Ha a képet nem találja

NEM MEGFELELŐ A REDISTRIBUCIÓS VIZGÁLAT!

figyelmeztető üzenet jelenik meg a displayn. "Y" lenyomására visszkapjuk a TL főtablát.

KA Középpont és csucs kijelölése

A funkció megvizsgálja, hogy előfeldolgozás után közvetlenül vagy a főtabláról KA-n keresztül jutott ide a program futásakor. Ha a KA kiválasztása történt, ellenőrzi, hogy a munkamezőn lévő vizsgálat képei megegyeznek-e azzal a vizsgálattal, amelyikből a programot felhívtuk. Ha nem,

A KIVÁLASZTOTT VIZGÁLAT NEM EGYEZIK A MUNKAMEZŐN LEVŐVEL!

figyelmeztetést kapunk és az "Y" lenyomására a program visszatér a TL főtablára.

A funkció ezután ellenőrzi, hogy milyen típusú előfeldolgozás történt. Ha egyáltalán nem történt, akkor:

NINCS ELŐFELDOLGOZOTT KÉP A MUNKAMEZŐN!

szöveg jelenik meg a displayn, és "Y"-nal lehetséges a visszatérés a TL főtablára.

Attól függően, hogy milyen előfeldolgozás történt (nyugalmi, terheléses, redistribuciós, terheléses + redistribuciós), sorban beolvassa a feldolgozott képeket (3-at vagy 6-ot), majd a megjelenő kép közepére egy villogó fehér pontot helyez (kurzor), egyúttal a displayn:

VIGYE A NYILAKKAL A KURZORT A KÖZÉPPONTRA!

NYOMJA LE A "DEL" MAJD AZ "ETX" BILLENTYÜT!

üzenet jelenik meg. Ha megtörtént ("DEL" majd "ETX"):

VIGYE A KURZORT A CSUCSRA!

NYOMJA LE A "DEL" MAJD AZ "ETX" BILLENTYÜT!

Három vagy hat kép hasonló feldolgozása után:

MOST KIVÁNJÁ A CIRKUMFERENCIÁLIS PROFILOKAT GENERÁLNI?

kérdésre kapott Y vagy N esetén áttér a CP funkció végrehajtására, vagy visszatér a TL főtablára.

Ha a KA funkciót úgy hívtuk fel, hogy előzőleg már jelöltünk ki középpontot és csucst mind a terheléses, mind a redistribuciós képeken,

az értékelő a:

TE TERHELÉSI
RS REDISTRIBUCIÓS
TR TERH. + RED.
RE VISZATÉRÉS

lehetőségek közül választhat az ujrakijelölés folyamán. A közép- és csúcspont ujrakijelölését abban az esetben érdemes (szükséges) kezdeményezni, ha az eredmények (profilgörbék) láttán gyanu merül fel az egyes balkamrai szivvetület(ek) közép- és/vagy csúcspontjai korrekt kijelölésével kapcsolatban.

CP Cirkumferenciális profilgörbék generálása

A funkció ellenőrzi, hogy megtörtént-e a közép- és csúcspont kijelölése. Ha nem (ez csak közvetlen CP választás esetén lehetséges):

TE TERHELÉSI
RS REDISTRIBUCIÓS
TR TERH. + RED.
RE VISSZATÉRÉS

lehetőségek közül választhatunk az újragenerálás folyamán. A cirkumferenciális profilgörbék újragenerálását abban az esetben szükséges kezdeményezni, ha az értékelés folyamán közép- és csúcspont újra kijelölésére került sor.

A cirkumferenciális görbék előállítását követően a program futása automatikusan folytatódik. Sikeres befejezés után a TV-n mindig a LAO-70 irány eredménye, a kiindulási vizsgálat jellegétől függően különböző képkonstellációban jelenik meg.

Csak terheléses profilgörbe előállítása után a bal felső sarokban a primer (LA0-70), a jobb felsőben a feldolgozott kép, a képernyő alsó felében az adott felvételi irányhoz tartozó generált profilgörbe és a normális sáv alsó fele lesz látható. A normális sáv világoskék, a profilgörbe piros színű.

Nyugalmi vagy csak redistribúciós profilgörbe előállítása után a megjelenítés formája hasonló az előzőhöz, a különbség az, hogy a képhez tartozó profilgörbe sárga, a normális sáv alsó fele pedig sötétkék színű.

Terheléses és redistribúciós profilgörbe esetén a TV bal felső negyedében a terheléses, a jobb felsőben a redistribúciós feldolgozott kép, a képernyő alsó részén a terheléses görbe piros, a redistribúciós profilgörbe sárga színben látható. Ezenkívül csak a normál átlag - 2SD görbe (világoskék illetve sötétkék) látható.

Az eredmény megjelenítése után automatikusan a display táblára kerül a vezérlés, ahol

L7 LA0-70
L4 LA0-45
AP ANTERIOR
RE VISSZATÉRÉS A DP TÁBLÁRA

lehetőségek közül választva tekinthetjük meg a többi felvételből előállított kép kompozíciót.

DP Megjelenítés

A funkció már előállított profilgörbék, a normális határértékek és az ún. washout profilok színes TV-n történő megjelenítésére szolgál. A DP betűkombináció lenyomása után a funkció ellenőrzi, hogy a munkamezőn tárolt képek abból a vizsgálatból származnak-e, amelyikből a funkciót meghívtuk. Ha nem

A VIZSGÁLAT NEM EGYEZIK A MUNKAMEZŐN LEVŐVEL!

üzenetet kapunk. Ha az egyezés megfelelő, a DP tábla válik a displayn láthatóvá:

NP	Nyugalmi profilgörbék	NY	Nyugalmi képek C4-re
TP	Terhelési profilgörbék	FT	Terhelési képek C4-re
RP	Redistribúciós profilgörbék	FR	Redistribúciós képek C4-re
TR	Terh. és red. profilgörbék	RE	Visszatérés a TL fő táblára
WP	Washout profilgörbék		

NY Feldolgozott nyugalmi képek C4-re

A funkció ellenőrzi, hogy a nyugalmi képek előfeldolgozása megtörtént-e, ha nem:

NINCSEN NYUGALMI FELDOLGOZOTT VIZSGÁLAT A MUNKAMEZŐN!

üzenetet kapunk. "Y" válasszal visszatérhetünk a T1 fő táblára.

Ha az előfeldolgozás megtörtént, a funkció sorban felrakja a három kombinált képet. EIX megnyomásával visszatérhetünk a display táblára.

FT Feldolgozott terhelési képek C4-re

A funkció hasonlóan működik az NY funkcióhoz.

NP Nyugalmi profilgörbék

A funkció ellenőrzi, hogy megtörtént-e a nyugalmi profilgörbék előállítás, ha nem:

NINCSEN MEGFELELŐ PROFILGÖRBE A MUNKAMEZŐN!

üzenetet küld. "Y" válasszal visszatérhetünk a fő táblára.

Ha megtörtént:

L7 LAO-70

L4 LAO-45

AP ANTERIOR

RE VISSZATÉRÉS A DP TÁBLÁRA

lehetőségek közül lehet választani. A TV bal felső negyedébe az adott irányu primer, a jobb felsőbe a feldolgozott kép kerül. A képernyő alsó felében az adott képhez tartozó profilgörbe sárga, és az adott irányhoz tartozó normális sáv alsó része (átlag és az átlag -2SD görbe által határolt sáv) sötétkék színnel látható.

TP Terheléses profilgörbék

A funkció működése hasonló az NP-hez. A különbség, hogy a profilgörbe piros, a normális sáv alsó része világoskék színben jelenik meg.

RP Redistribúciós profilgörbék

A funkció működése hasonló az NP-hez.

TR Terhelési és redistribúciós profilgörbék

A kép bal felső negyedébe a feldolgozott terheléses, a jobb felsőbe a redistribúciós kép, a képernyő alsó felébe a terheléses (piros) és a redistribúciós (sárga) profilgörbék és az adott irányhoz tartozó normális átlag-2SD görbék (világoskék illetve sötétkék) kerülnek. A terheléses profilgörbe adott részének a normális sáv alá kerülése piros foltként ábrázolódik.

WP Washout profilgörbék

A washout profilgörbék a szivizom T1 kinetikájának meghatározására szolgálnak. A funkció a redistribúciós profilgörbét, azok felvételi időpontjának ismeretében, 4 óra múlva végzett vizsgálati időre normálja, hogy lehetőség legyen az egészséges kontrollokkal való összevetésre. Ezután a

$$WP = \frac{TP - RP_{4 \text{ ó}}}{TP}$$

képlet alapján kiszámítja a washout profilgörbét (WP). A képletben a terheléses profilpontok (TP) és a 4 órás redistribúciós profilpontok ($RP_{4 \text{ ó}}$) abszolút beütésszámmal vannak figyelembe véve.

A funkció első lépésben ellenőrzi, hogy készült-e terheléses és redistribúciós profilgörbe, ha nem:

NINCSEN MEGFELELŐ PROFILGÖRBE A MUNKAMEZŐN!

üzenetet kapunk. ("Y" DP tábla)

Ha elkészültek a szükséges profilgörbék:

A TERH. ÉS RED. KÖZTI IDŐ ÓRA: . PERC: ..

kérdés jelenik meg a displayn. A FORTRAN programozási nyelv sajátosságai

miatt a perc beadása után "RETURN" vagy "CR" (Orion display) billentyűt is le kell nyomni. Ha az eltelt időtartam beadása során véletlenül nem számot ütöttünk le - javításra nincs lehetőség - a program FORTRAN hibaüzenettel áll le és csak a "LOAD" gombbal aktivizálhatjuk a SUPER-SEGAMS-ot.

A funkció eredményeképp a TV bal felső negyedébe a feldolgozott terheléses, a jobb felsőbe a redistribúciós kép, a képernyő alsó felébe a terheléses (piros), a redistribúciós (sárga) és a washout (zöld) profilgörbék kerülnek. A terheléses görbén a normális sáv alá kerülést piros foltként láthatjuk. A washout értékek becslésének elősegítésére a washout normális átlag - normális átlag-2SD görbét lila színnel jeleníti meg a funkció.

RE Visszatérés a T1 fő táblára

NP Normál profilgörbék kezelése

A táblán a normális profilgörbék gyűjtését, statisztikai feldolgozását és rendszerbe történő beépítését végző funkciók találhatók.

WI	Profilgörbe munkamező inicializálása
PO	Profilgörbe olvasása munkamezőről
PW	Profilgörbe munkamezőre írása
MA	Maszk definiálása
ST	Átlag-2SD görbék előállítása
BE	Átlag-2SD görbék beépítése
RE	Visszatérés a T1 fő táblára

Az összes funkció működése hasonlóképpen kezdődik, először azonosítja, hogy milyen típusu profillal

NY	NYUGALMI
TE	TERHELÉSES
RS	REDISTRIBUCIÓS
WP	WASHOUT
RE	VISSZATÉRÉS AZ ELŐZŐ TÁBLÁRA

majd, hogy melyik felvételi iránnyal

L7 LAO-70

L4 LAO-45

AP ANTERIOR

RE VISSZATÉRÉS AZ ELŐZŐ TÁBLÁRA

kiván az értékelő foglalkozni.

WI Profilgörbe munkamező inicializálása

A profilgörbe azonosítása után az I. profilgörbe gyűjtő terület alapján 0-val feltölti a kijelölt diszktracket, és az aktuális profilgörbe mutatót 0-ra állítja.

PO Profilgörbe olvasása munkamezőről

Az azonosítás után

HANYADIK PROFILT:

kérdésre az adott számú profilgörbét a TV-n megjeleníti.

A nyugalmi és a terheléses profilgörbe a SUPER-SEGAMS görbekezelő rendszer 1. sorszámu (ott piros), a redistribúciós profilgörbe 2. sorszámu (sárga), a washout profilgörbe 7. sorszámu = F-2 (zöld) görbéjeként jeleníthető meg.

PW Profilgörbék írása munkamezőre

Az azonosítás után

HANYADIK HELYRE? (EDDIGI MAX:xx), KÖVETK.:xx+1

"CR" - KÖVETK., UJ SORSZÁM, - KILÉP

(xx az aktuális profilgörbe sorszáma) kérdés jelenik meg a displayn.

Ha a profilgörbét a következő üres helyre kívánjuk elhelyezni (normális feltöltés), akkor "CR"-t adunk (Carrige Return = kocsis vissza billentyű), a profilgörbe felírása után az aktuális profilgörbe sorszáma eggyel megnő.

Ha felül akarunk írni egy már létező profilgörbét, akkor annak a sorszámat kell megadnunk.

Ha negatív számot adunk, akkor beírás nem történik és visszakapjuk az NP táblát.

A funkció nyugalmi vagy terheléses profilgörbe esetén az 1. görbét, redistribúciós profilgörbe esetén a 2.-t, washout profilgörbe esetén a 7.=2. illesztett görbét írja fel, mivel a profilgörbe előállító funkció ezekre a helyekre teszi az előállított profilgörbéket.

MA Maszk definiálása

Nagyon valószínű, hogy az egészséges kollektíva eredményeinek statisztikai feldolgozásához nincs szükség az összes profilgörbére. Ezért ún. maszkkal ki lehet jelölni, hogy melyik profilgörbét dolgozza fel az ST funkció.

Az azonosítás után a display-n sorban megjelennek a normálisként tárolt profilgörbék sorszámai és a funkció kéri az adott sorszámú profil maszkját, ami 1 ha feldolgozandó és 0 ha kihagyandó az adott görbe a statisztikai feldolgozásból.

1. MASZK (1 vagy 0)
2. MASZK (1 vagy 0)
-

ST Átlag +/- 2SD görbék előállítása

Az azonosítás után a display-n megjelenik a feldolgozni kívánt csoporthoz tartozó, előzőleg kijelölt maszksor. Pl.:

1101111101011111110011111001

majd:

MEGFELEL A MASZK?

kérdésre adott "N" válaszcímre visszakapjuk az NP táblát, ahonnan az MA funkcióval új maszkokat lehet kijelölni. "Y" válaszcímre az elfogadott maszksornak megfelelően a funkció előállítja az átlag profilgörbét (1=piros görbére), az átlag -2SD profilgörbét (2.= sárga görbére) és az átlag + 2SD profilgörbét (3=lila görbére).

A görbék egyúttal rendre a profil gyűjtő területre is felíródnak. (Az aktuális profilgörbére mutató nem változik.)

BE Átlag - 2SD görbék beépítése

Az azonosítás után

AZ 1. (PIROS) ÉS A 2. (SÁRGA) GÖRBÉVEL

FELÜLÍROM AZ EDDIGI NORMÁL SÁVOT! (Y/N)

üzenetre adott "Y" válaszra megtörténik a görbék beépítése, "N"-ra visszkapjuk az NP táblát.

RE Visszatérés a T1 fő táblára

A vezérlés a T1 fő táblára kerül.

RE Visszatérés a DP fő táblára

A SUPER-SEGAMS-ba történő visszatérést biztosítja.

