

Országos "Korányi" Tüdőgyógyintézet és BME Folyamatszabályozási Tanszék

Számítógépes videodenzitometria alkalmazása a mellkasi diagnosztikában

Naszlady Attila, Hajnal Miklós, Téby Attila, Loványi István és Vajta Lószló

A biológia és medicina területén tömegével keletkeznek adathordozók, amelyek az információt képzésben jelenítik meg, éspedig többnyire szabálytalan alakzat formájában. Ezek digitális kezelése, majd osztályozása sürgető feladat világszerte, és az érdeklődés homlokterében áll.

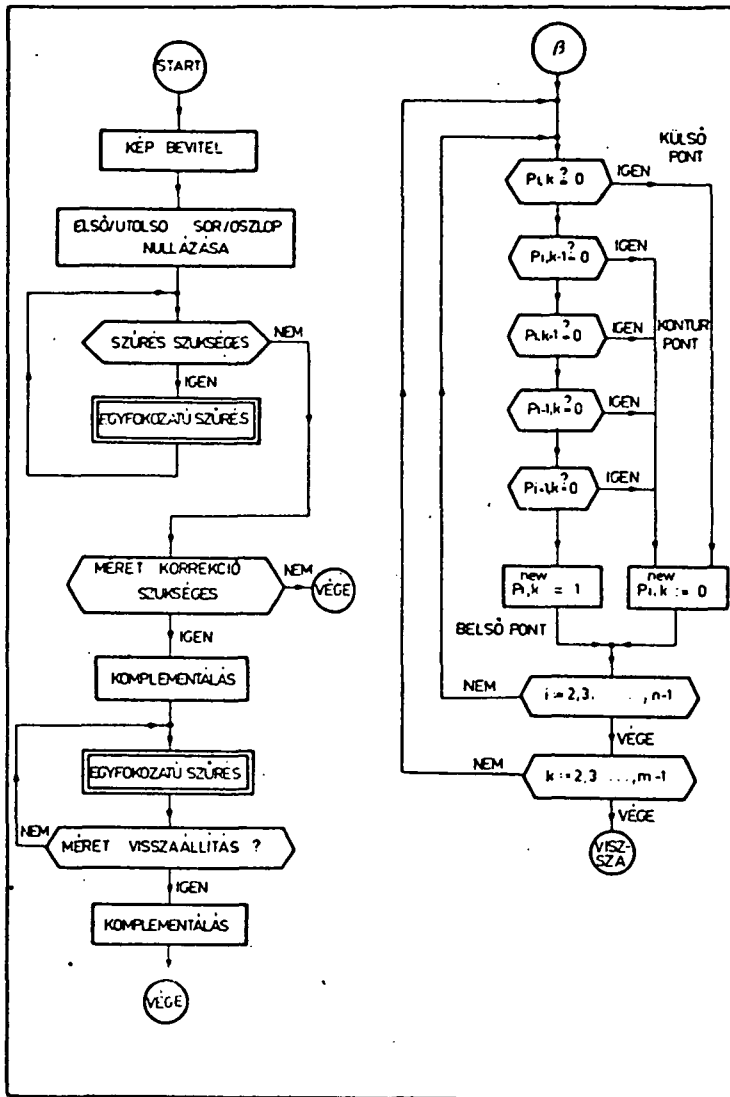
Magunk, az elmúlt évben e helyen közölt képfeldolgozó eljárásunk folytatásaként - mint a legtömegesebben előálló orvosi képek - röntgen felvételek számítástechnikai feldolgozásának alábbi három formáját fejlesztjük:

- I. alakfelismerés és osztályozás
- II. denzitás és denzitáseloszlás vizsgálata
- III. alak- és denzitásváltozás automatikus követése.

Az első kettő statikus, a harmadik dinamikus képfeldolgozás - vagyis mozgáselemzés.

I. Alakfelismerés céljára a lakosság szűrés keretében évente készülő ún. ernyőfénykép (EF) mellkasröntgen felvétel középárnyékát választottuk. A feldolgozás elvét az 1. ábra mutatja. Három fő lépése a következő: a.) előfeldolgozás-szűrés, b.) lényegkiemelés, c.) osztályozás.

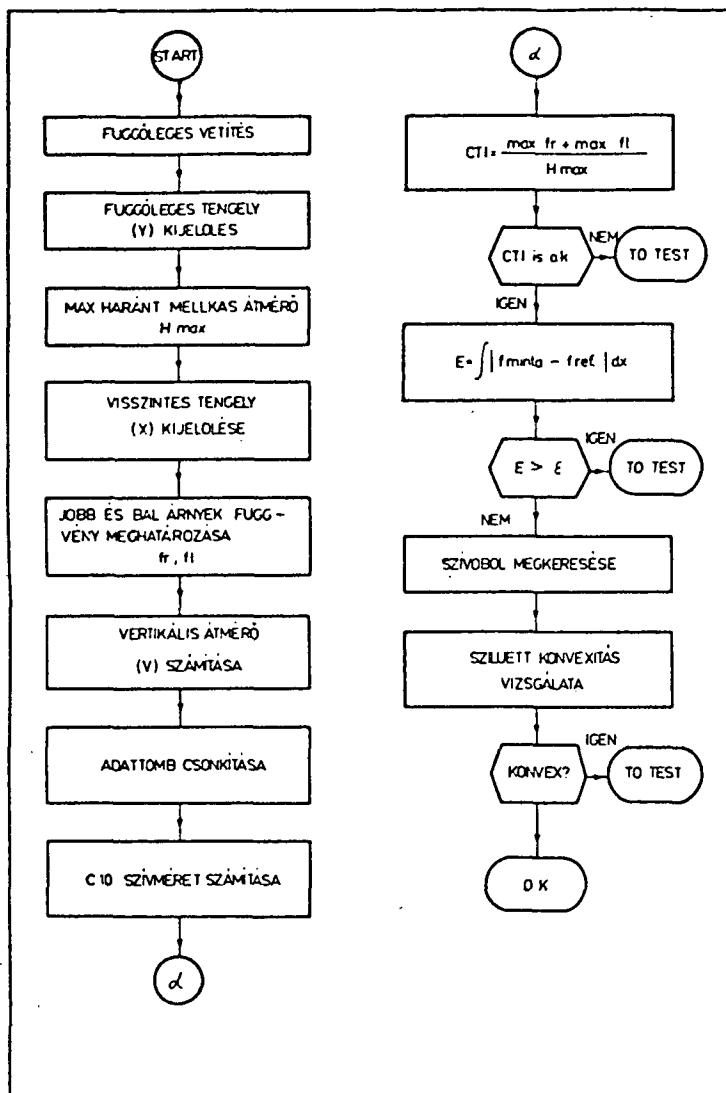
Az előfeldolgozás konturképzésből, szimitásból és az eredeti 8 szürkeségi szintnek kettőre redukálásából áll. Így a digitalizált kép memória igénye is minimalizálódik.



1. ábra

A lényegkiemelés lényege un. árnyékfüggvény képzés (3. ábra), mely a teljes középárnyék sziluett vizsgálatára irányul a "csak szívárnyék" bizonytalan határvonalai helyett.

Az osztályozó eljárás folyamatábráján (2. ábra jobboldala) látható, hogy az voltaképpen három, egymást követő ÉS kapcsolat alapján történik: az első a cardiothoracicus index (CTI) vizsgálata, a második az abszolút hibaintegrál segítségével végrehajtott "template matching", mely tulajdonképpen egy megfelelő referenciával való összevetést jelent, a harmadik a szivöböl kontur konvexitásának vizs-

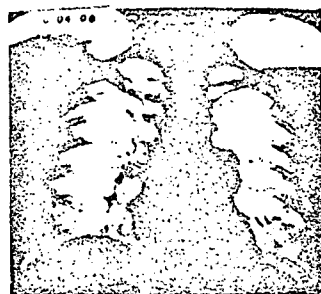
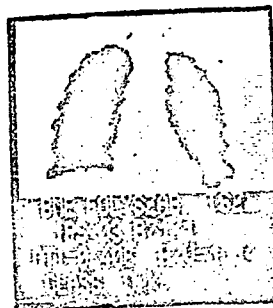
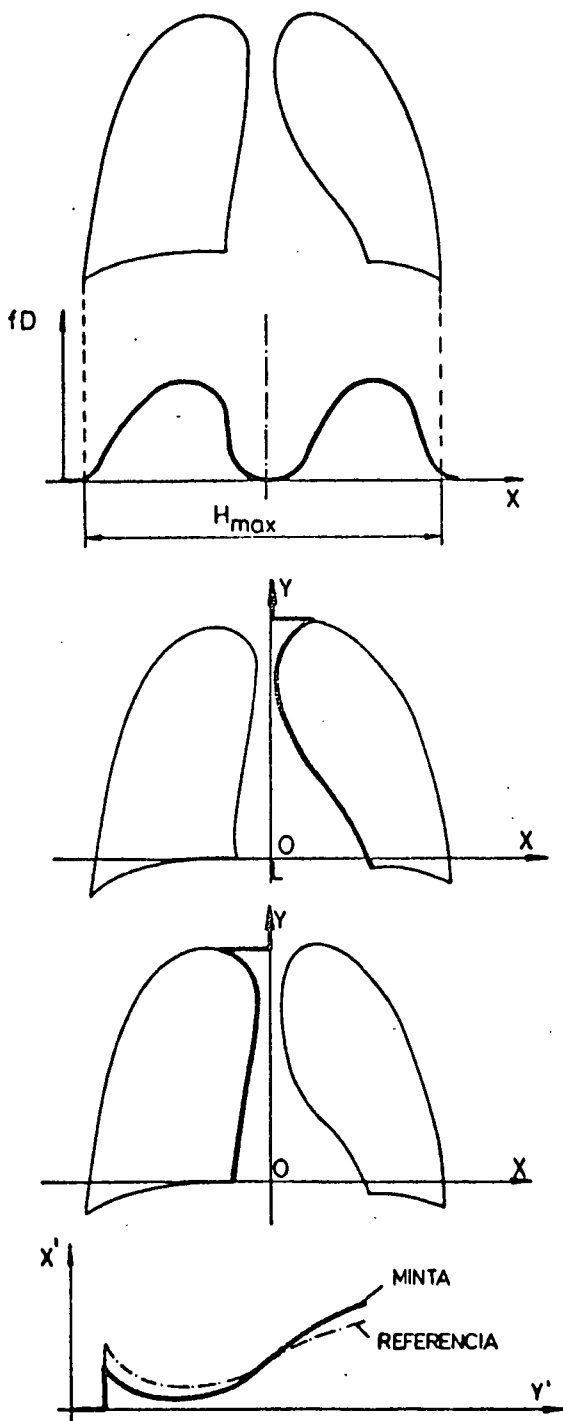


2. ábra

gálata. A döntés kétféle lehet:

1. most nincs további teendő (O.K.)
2. továbbvizsgálandó más módon (To TEST)

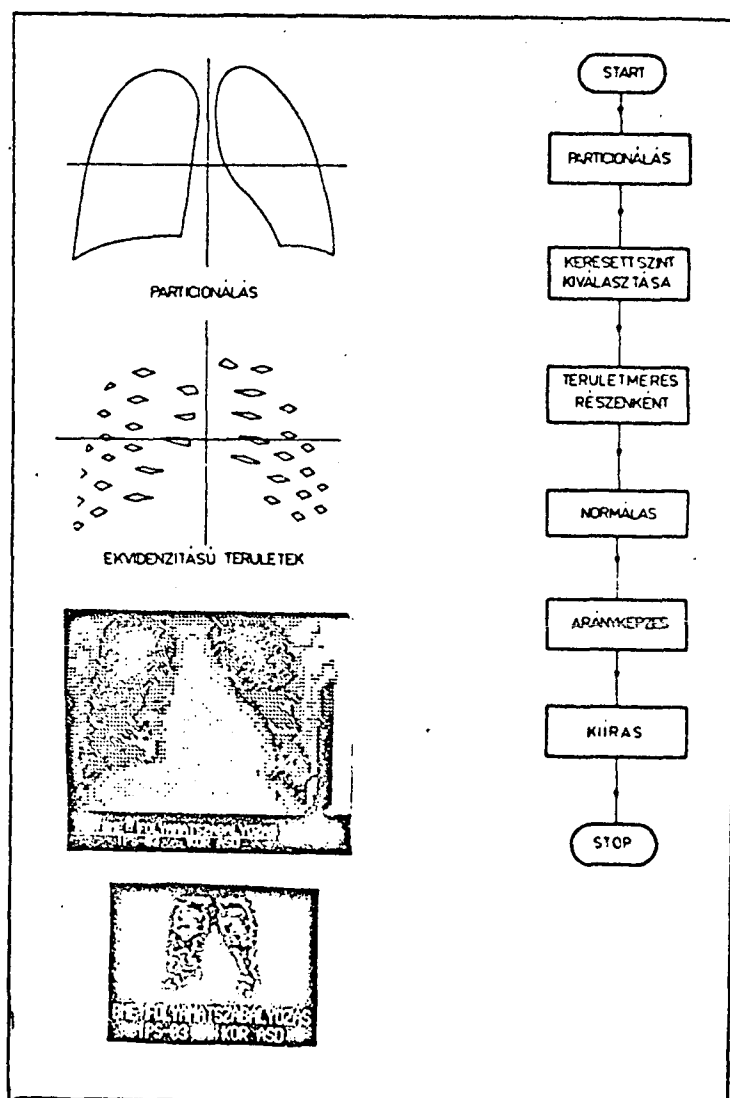
A döntés alapjául szolgáló döntő fontosságú referencia adatokat 8015 nem, testalkat, életkor szerint csoportosított "egészséges" populáció EF képeiből állítottuk elő, szintén számítógépes módszerrel (1). Az alkalmazás egy konkrét példájából mutat képeket a 3. ábra jobboldala. (Megjegyezzük, hogy rendszerünk egy évvel korábbi képet emelt ki TO TEST jelzéssel, mint az orvosi tényleges kiemelés.)



3. ábra

Az egészségügyi ellátás mai szintjén a kiemelés alapkövetelménye a hamis pozitívok minimalizálása, illetve a Neyman-Pearson szerinti false pos./false neg. arány tetszőleges biztosítása.

II. A denzitometria átvilágított - élő vagy élettelen - testszövetek sugáráteresztőképességében felfedhető különbségeket vizsgálja. Praktikus metodikai okokból ezt is a mellkas röntgen felvételekre dolgoztuk ki első lépésként. A 4. ábra mutatja az eljárás menetét. A tüdőmezők középvonal és hilusmagasság szerinti 4 részre osztása után a denzitás minimumokat mutató - bordaközti tüdőszövet - összes apró trapezoid területei kerülnek összegzésre. Parenchymas tüdőbetegek kivételével e területek denzitás különbségei a kvadránsok légtartalmával arányosak, vagyis perfuzió-függőeknek tekinthetők.



4. ábra

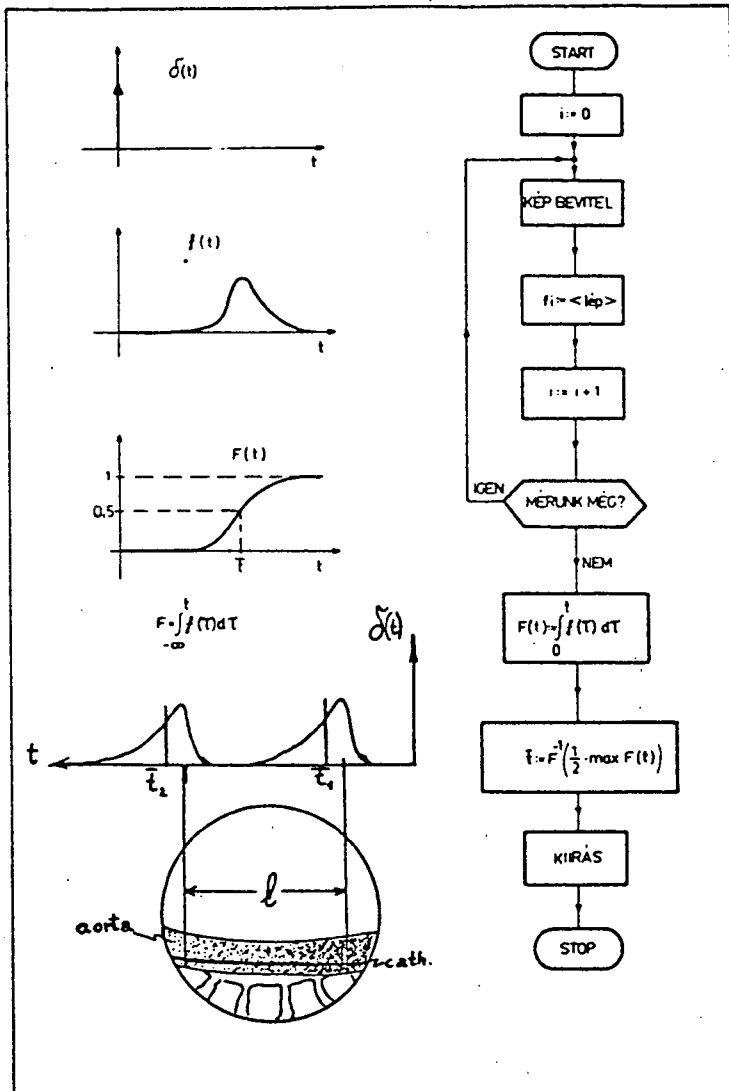
Normalizálás végett az egyes tüdőmezők egymáshoz viszonyított arányát az azonos denzitású összterület %-ban adja meg a program. Ezen kívül az egyes kvadránsok oldalszimmetrikus, továbbá hilusvonalszimmetrikus denzitás-arányait is kiszámítja és kinyomtatja. A szűrkeségi szintek beállítása és egyéb technikai részletek másutt kerültek közlésre (2). Az előkísérletek egyikéből a 4. ábrán mutatunk be képet. Egy válogatás nélküli vegyes anyagból vett tájékoztató jellegű minta eredményeit tünteti fel az alábbi táblázat:

$37 \pm 6.45 \text{ S.D}$		$21 \pm 6.86 \text{ S.D}$
$28 \pm 8.21 \text{ S.D}$		$14 \pm 5.21 \text{ S.D}$

valamennyi irányban szignifikáns a differencia ($p < 0.05$). Ez az eredmény igen jól egyezik a klinikai fiziológiai ismerettel, mely szerint a jobb felső tüdőlebeny a leggyengébben perfundált.

III. Az alak- és denzitásváltozások tanulmányozására angiokardiografiás film, ill. képmagnó felvételeket használtunk. A választott ér ismert hosszúságú (l) és keresztmetszetű (A) szakaszán v sebességgel haladó kontrasztanyag az alábbi összefüggés révén teszi kiszámíthatóvá az áramlást: $Q = A \times v$ ml/min. A meghatározás menetét az 5. ábra mutatja be: a denzitás változás - $\sigma(t)$ - sűrűségfüggvényét, majd eloszlásfüggvényét képezve, utóbbiból a vizsgált érszakasz két végén a kontraszt-áthaladás középideje, ill. ezek különbsége (Δt) kiszámítható. (A thoracalis aortában végzett mérés adatai: $l = 9 \text{ cm}$, $\Delta t = 4.5/3 = 1.5\text{s}$, $A = 3.41 \text{ cm}^2$, így: $Q = 3.41 \times 6 \times 60 = 1227 \text{ ml/min}$. - Gravis vitiumos. A Fich elvvel számított perctérfoga 2.1 liter/min volt.)

Összefoglalva: megállapítható, hogy további kutatásra érdemes területnek látszik a medicinában a videodenzitometria mindhárom bemutatott eljárása.



5. ábra

Irodalom

- (1) Naszladi A. és mts.: Pneumologia Hungarica 1977, 241-48.
- (2) Hajnal M. és mts.: Int. Conf. Opt. Res. 1977, 108-125.

