

JATE Kibernetikai Laboratórium

SZOTE Központi Izotópdiaosztikai Laboratórium

Transzmissziós számítógépes tomográfia
szimulációjával szerzett tapasztalatok, II

Kuba Attila, Csernay László

Alig több mint 6 éve, hogy az első számítógépes tomográfot, az EMI Scannert bemutatták és az azóta előállított több száz ilyen illetve hasonló készülék bizonyítja, hogy - a magas költségek ellenére is - hatékony diagnosztikus eszköz született az orvostudomány számára. Másfelől pedig a számítógépes tomográfok működésének elméleti alapjait biztosító rekonstrukciós módszereket sikerrel alkalmazzák más tudományágakban is /pl.: rádió-csillagászat, elektron-mikroszkópia/.

Képfeldolgozási kutatócsoportunk több éve foglalkozik a rekonstrukciós eljárások bizonyos kérdéseivel. Munkánk korábbi eredményéről, egy idealizált transzmissziós számítógépes tomográf program-rendszerrel történő szimulálásáról, tavaly számoltunk be ezen a kollokviumon [1]. Akkor elsősorban a szimulátor felépítését és működtetését ismertettük, most az azzal végzett vizsgálataink eredményeit szeretnénk bemutatni.

Röviden néhány szót e rendszer felépítéséről /1. ábra/:

I. fázis. Vetületképzés

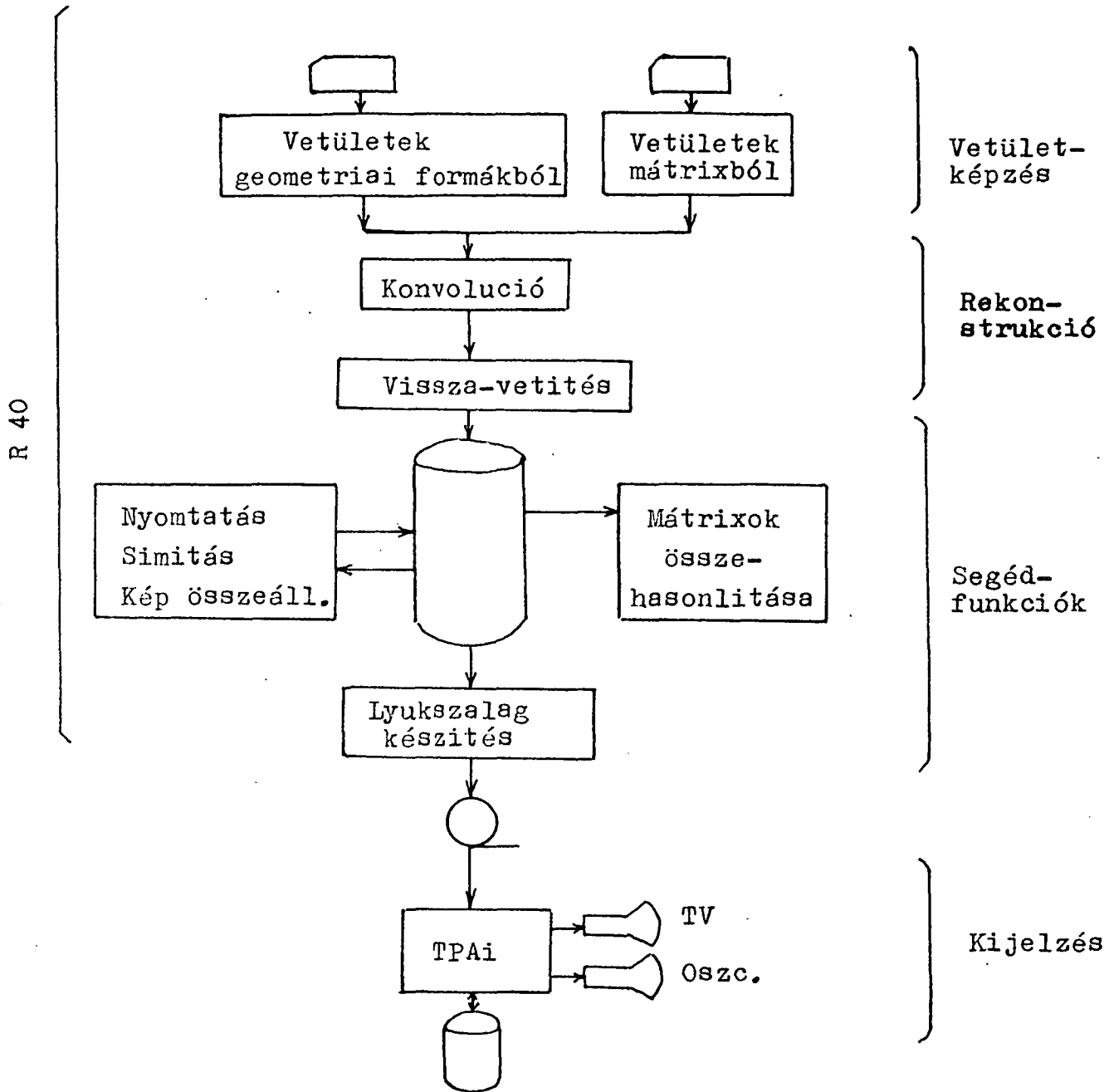
A szimulátor kétféle módon tudja a rekonstruálandó képnek a vetületeit elkészíteni. Ezek közül az első, az elemi geometriai formákból történő vetületképzés már tavaly is megvolt. A másodikat, a mátrixokból való vetületképzést az tette indokolttá, hogy az irodalomban közölt szimulációs rendszerek egy része is ezt a lehetőséget választja [2-4] /jól lehet ez a megoldás időben és memóriában is drágább a másikonál/. Ezen utóbbi ágnak a beépítésével elsődleges célunk az volt, hogy segítségével mások eredményeit reprodukálhassuk és azokat később saját eredményeinkkel összevethessük.

II. fázis. Rekonstrukció

A rekonstrukciós fázis lényegében nem változott, a konvolúciós algoritmust használjuk. Először a vetületeken kell egy konvolúciót elvégezni, majd az így kapott új vetületeket kell visszavetíteni az R sugarú, kör alakú rekonstrukciós tartományba.

III. fázis. A képek megjelenítése

Az eddig használt funkciókat kiegészítettük egy ún. "raszteres" kijelzéssel, amely a TPAi-hoz kapcsolt oszcilloszkópon max. 128x128-as képeknek 256 szürkeségi



1. ábra

A szimulációs rendszer felépítése

szinttel történő kijelzését teszi lehetővé. Külön problémát jelentett az, hogy ilyen nagy méretű és felbontású képekhez nincs megfelelően nagy központi memória, ezért a képeket részenként, gyors diszkezekkel megszakítva tudjuk csak megjeleníteni.

Az ismertetett 3 fázist kibővítettük néhány egyéb programmal, amelyek a képek nyomtatását, simítását, a rekonstruálandó képek összeállítását és a már elkészült képek összehasonlítását végzik el. Az összehasonlításokhoz a következő négy értéket számoljuk ki:

$$t = \max_{ij} |f_{ij} - \tilde{f}_{ij}|$$
$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{n^2} \sum_{ij} (f_{ij} - \tilde{f}_{ij})^2}, \quad \rho = \frac{\sigma}{\sqrt{\frac{1}{n^2} \sum_{i,j} (f_{ij} - \bar{f})^2}}$$
$$\rho = \frac{\sum f_{ij} \tilde{f}_{ij}}{\sqrt{(\sum f_{ij})(\sum \tilde{f}_{ij})}}$$

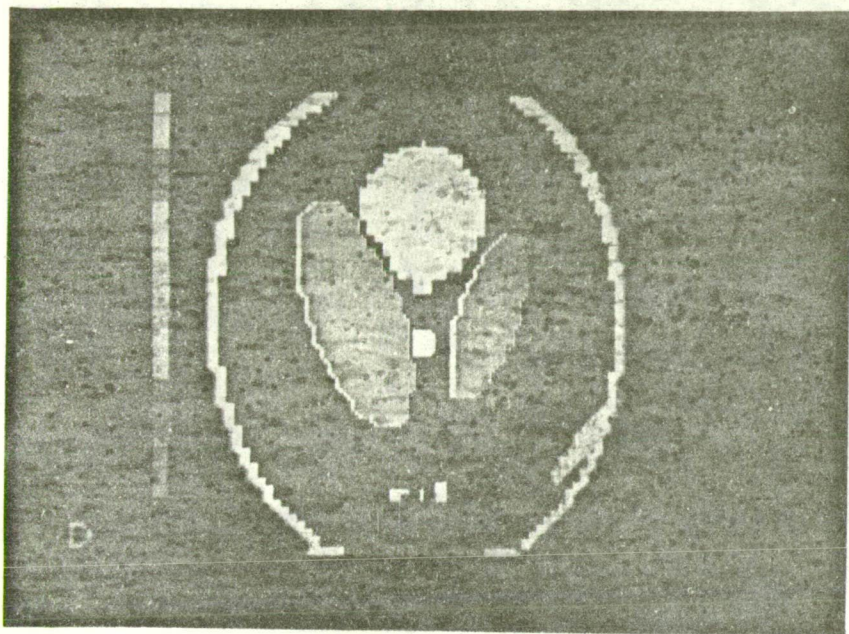
Áttekintve néhány publikált szimulációs vizsgálatot [2-7], összefoglalva megállapítható, hogy ezen vizsgálatok célja a különféle algoritmusok összehasonlítása és azoknak a zaj-hatásokkal szemben mutatott viselkedésének a meghatározása volt. Ehhez viszonylag kis számú vetületet ($N=4 - 128$) készítettek el és sokszor kis méretű ké-

pet rekonstruáltak /64x64, 80x80/.

Ha néhány, a rekonstrukcióval kapcsolatos elméleti vizsgálatot nézünk [7-10], akkor az látható, hogy többnyire a minimális vetületszámot igyekeztek meghatározni, bizonyos paraméterek függvényében. Ezekről jellegében eltérő Wagner eredménye [8], aki a vetületszám és az átlagos négyzetes eltérés között /6/ állapított meg fordított arányosságot. A mi szimulációs rendszerünkben is hasonló irányban végeztünk vizsgálatokat, de viszonylag nagy vetületi értékekre, és vizsgáltuk a másik két vetületi paraméter /M: az egyes vetületeket alkotó mérések száma, s: az átvilágító sugár-nyaláb vastagsága/ hatását is.

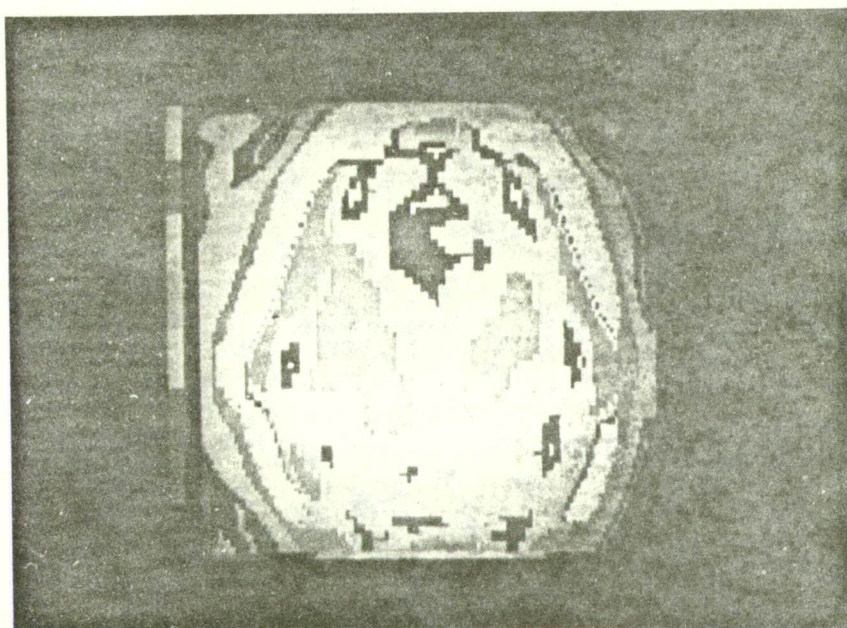
A Shepp és Stein által javasolt [7], koponya metszetet utánzó, 11 ellipsziszből álló fantomot használtuk /2. ábra/. A vetületek számát 9-től 300-ig változtattuk, az M-et pedig 24-től 342-ig. Közben a sáv szélességet /s/ mindig egyenlőnek választottuk a vetületek előállításánál használt lépésköz nagyságával. Az eredményt 80x80-as mátrixok formájában kaptuk meg. Ebből a fantomból összesen 80 db rekonstruált képet készítettünk. Közülük 3 látható a 3.-5. ábrákon.

Az ábrák látvány alapján való összehasonlítása után a paraméterekből készített grafikonokat vizsgáltuk meg /6. ábra/. Ezek szerint a vetületszám növelésével rohamo-



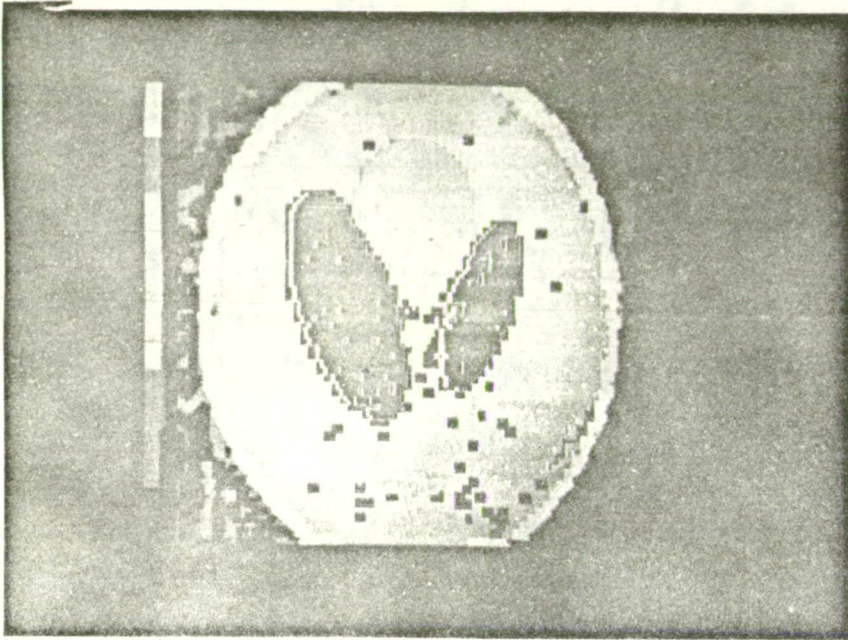
2. ábra

A vizsgálatokhoz használt fantom képe a TV képernyőn

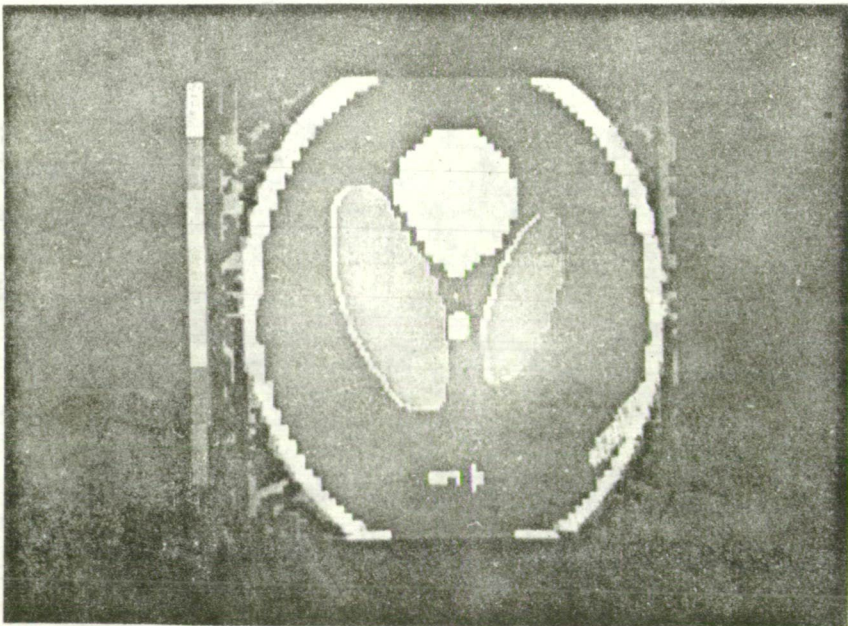


3. ábra

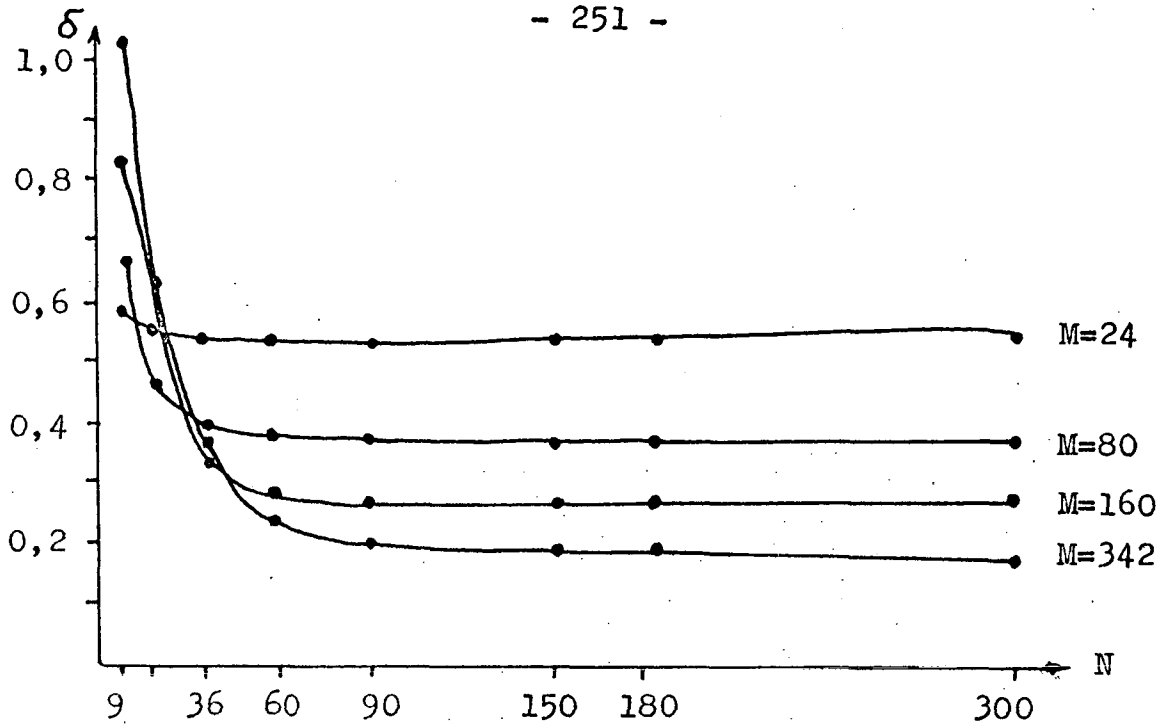
A 2. ábrán látható fantom alapján rekonstruált kép.
N=9, M=342



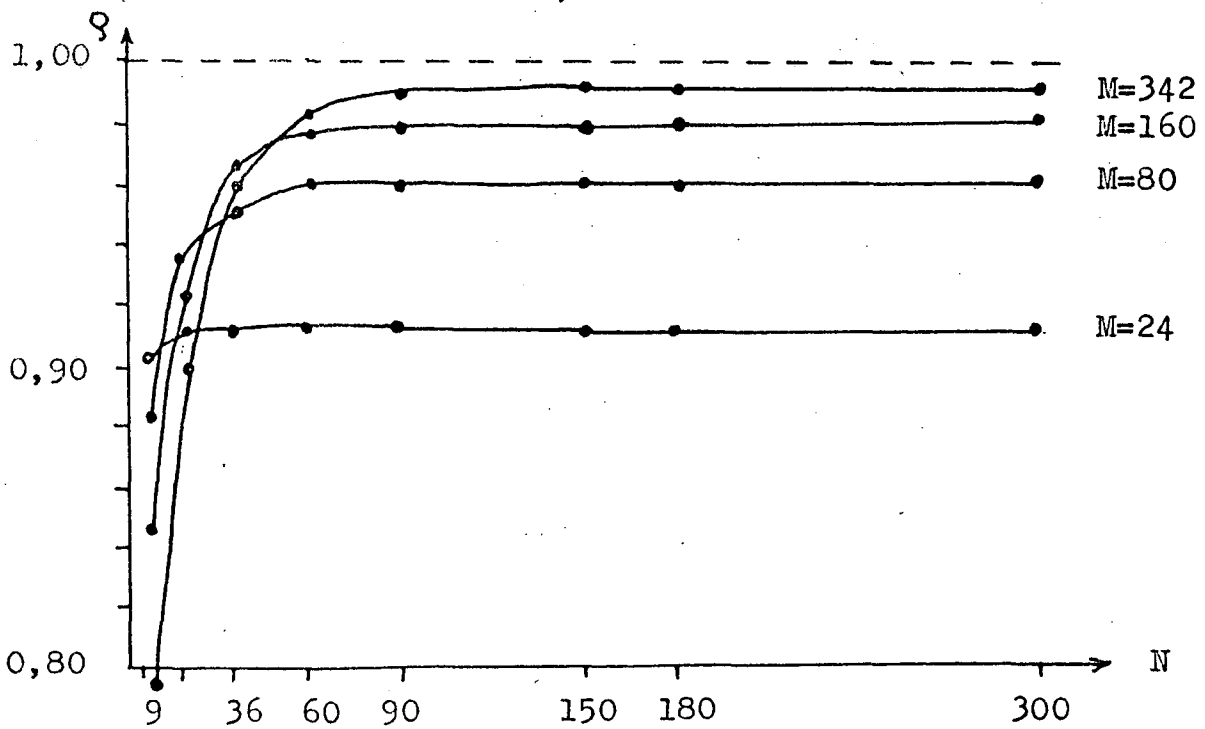
4. ábra
N=60, M=342



5. ábra
N=150, M=342



a.)



b.)

6. ábra

A hasonlósági paraméterek változása a vetületszám N függvényében

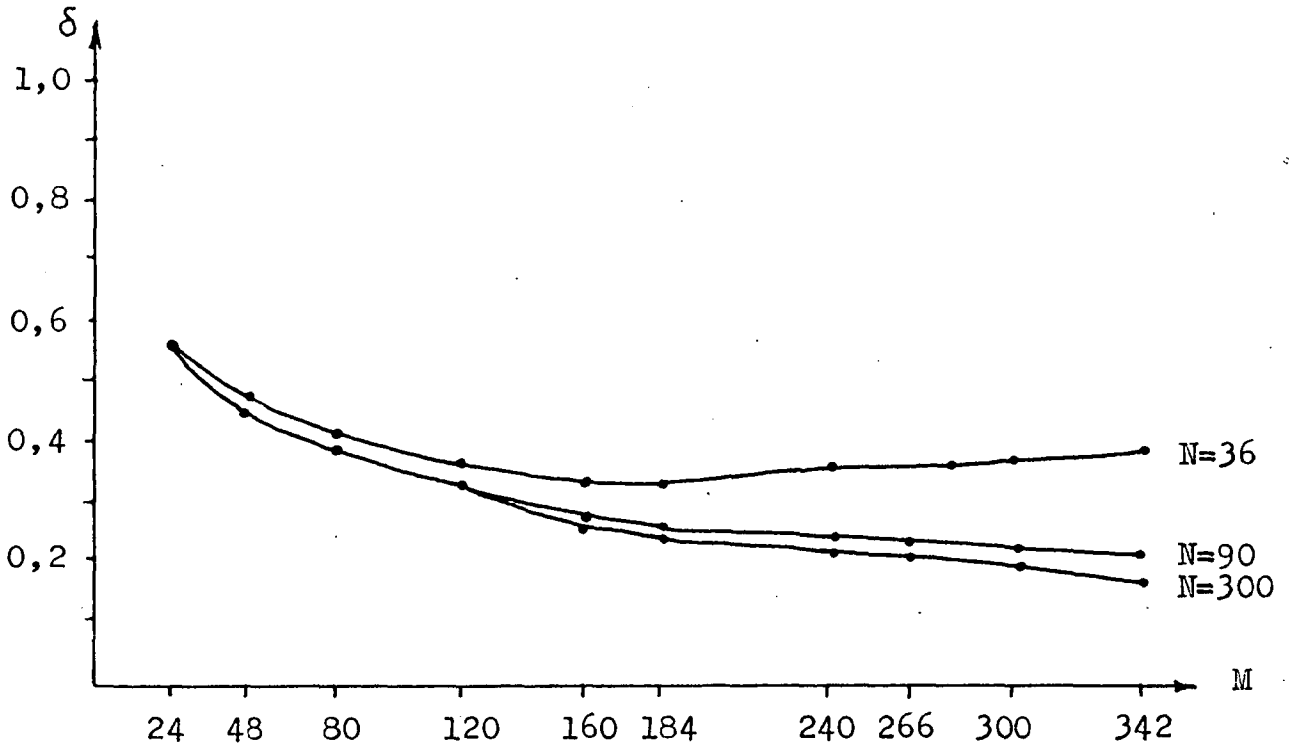
a.) a δ paraméterre

b.) a φ paraméterre

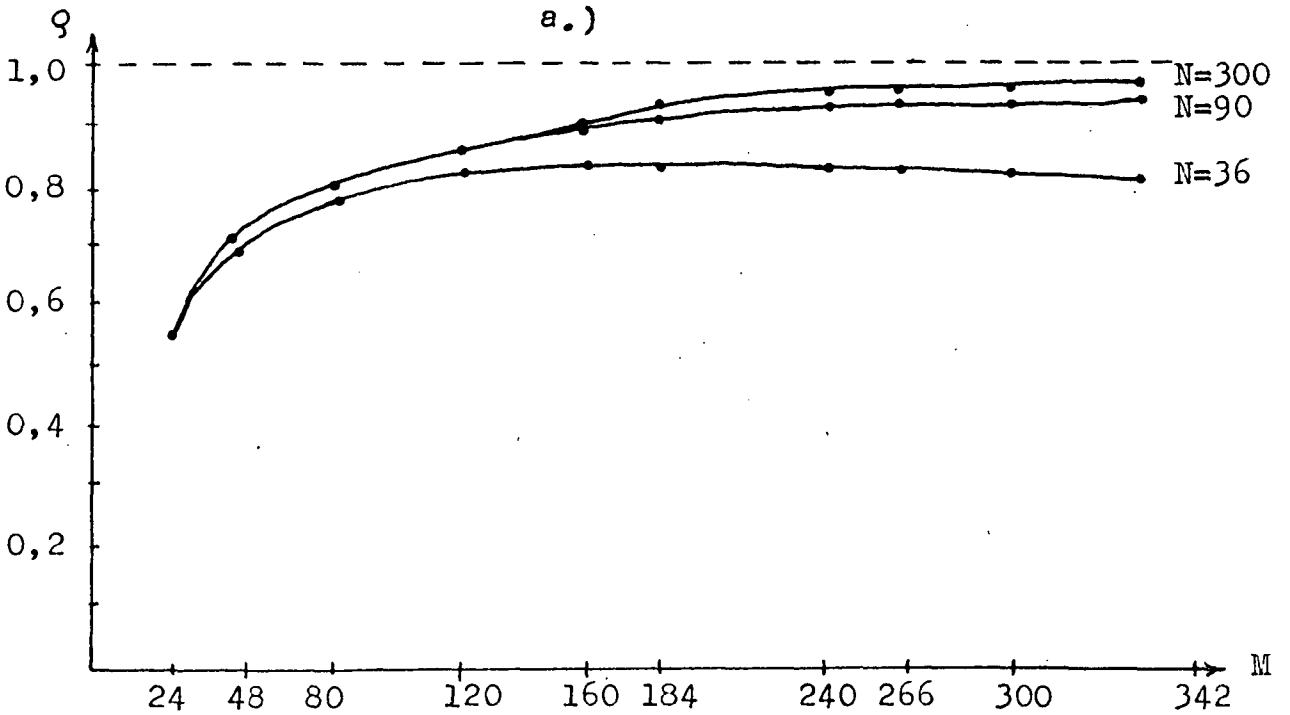
san javul a kép kb. 60-ig, utána kb. 150-ig még tapasztalható javulás, ettől kezdve azonban a kép alig változik. A mérési pontok számának a növelése ugyancsak pontosabbá teszi a rekonstrukciót, de az $M=160$ -ról 342 -re való áttérés hatása mérsékeltebb a korábbiaknál. Ugyanilyen jellegű görbéket kapunk t -re és σ -ra is. Hasonló következtetések vonhatók le a ϱ paraméter képéből is /6b. ábra/.

Ugyancsak a δ és a ϱ paraméterek változását figyelhetjük meg a másik két grafikonon az M növekedésének a függvényében /7. ábra/. Nagy vetületszám esetén az M növekedésével járó javulás nyilvánvaló.

Ha rögzítjük az N -et és az M -et / $N=180$, $M=240$ /, és az s változtatásának függvényében vizsgáljuk δ -t, akkor a következő görbét kapjuk /8. ábra/, amely egyértelműen azt mutatja, hogy a kép jelentősen javítható, ha a képzeletbeli Röntgen-sugár nyaláb vastagságát egy bizonyos értékig /jelen esetben $s=1$ -ig/ csökkentjük. Itt látószólag ellentmondásos eredményre jutottunk, hiszen a szűkebb nyaláb azt jelenti, hogy a képnek kevesebb hányadról gyűjtünk információt és mégis jobb rekonstrukciót kapunk. Ennek az első pillanatban talán meglepő jelenségnek a magyarázata valószínűleg abban rejlik, hogy a vékonyabb nyaláb ugyanakkor pontosabb vetületi értéket ad a mérési



a.)

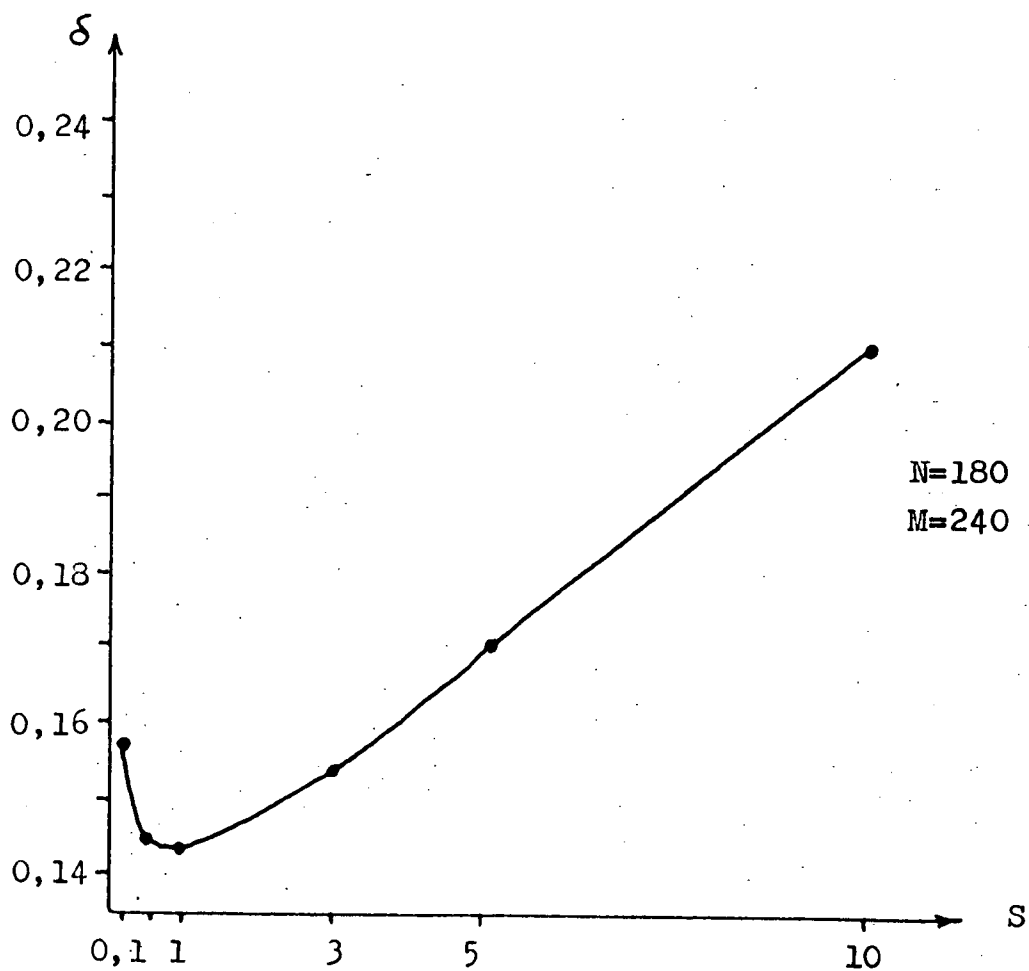


b.)

7. ábra

A hasonlósági paraméterek változása a mérési pontok számának /M/ a függvényében

a.) a δ paraméterre; b.) a φ paraméterre



8. ábra

A sáv szélesség /s/ változtatásának a hatása a relatív átlagos négyzetes eltérésre

helyeken a síkmetszet vetületei számára és így a rekonstrukciót pontosabb értékekből lehet megkezdeni.

Végül megemlítjük, hogy megkíséreltük a rekonstrukciót jobbra tenni dupla pontosságú aritmetika használatával is. Előbb az összes adat és számítás pontosságával próbálkoztunk, azonban ez a gépidőt majdnem egy nagyságrenddel megnövelte és a javulás alig észrevehető volt. Majd ezt úgy módosítottuk, hogy csak ott növeltük a pontosságot, ahol az nem járt együtt a gépidő túlzott elnyújtásával. Az eredmények azt mutatták, hogy ez egyáltalán nem javít az elkészült képen.

Az elmondottakat összefoglalva megállapíthatjuk: Az általunk előírt ideális körülmények között a rekonstrukcióhoz felhasznált vetületek száma és a különféle hasonlósági paraméterek értékei a fordított arányosságra emlékeztető képet mutatnak. Hasonló összefüggések adódtak a vetületeket alkotó mérési pontok számára is. Ennek megfelelően tehát, nem érdemes N -et és M -et túlzottan magasra emelni, hiszen bizonyos ponton túl /esetünkben $N \sim 150$, $M \sim 200$ / a rekonstruált kép csak alig észrevehetően javul. Végül pedig azt igazoltuk, hogy a rekonstruandó síkmetszetet átvilágító sugár-nyaláb szűkítésével jobb minőségű képet kaphatunk.

I r o d a l o m

- [1] Kuba A., Csernay L.: Transzmissziós computeres tomográfia szimulációjával szerzett tapasztalatok. Kollokvium, Szeged, 1977. dec.
- [2] G. T. Herman: Two direct methods for reconstructing pictures from their projections: A comparative study. *Comp. Graph. Image Proc.*, 1, 123-144 /1972/.
- [3] G. T. Herman, S. W. Rowland: Three methods for reconstructing objects from X-rays: A comparative study. *Comp. Graph. Image Proc.*, 2, 151-178 /1973/.
- [4] G. T. Herman, A. Lent, S. W. Rowland: ART: Mathematics and applications. *J. Theor. Biol.*, 42, 1-32 /1973/.
- [5] L. A. Shepp, B. F. Logan: The Fourier reconstruction of a head section. *IEEE Trans. on Nucl. Sci.*, NS-21, 21-43 /1974/.
- [6] Z. H. Cho, J. K. Chan, ...: A comparative study of 3-D image reconstruction algorithms with reference to number of projections and noise filtering. *IEEE Trans. on Nucl. Sci.*, NS-22, 344-358 /1975/.

- [7] M. M. Ter-Pogossian, M. E. Phelps, ..., eds.:
Reconstruction Tomography in Diagnostic Radiology
and Nuclear Medicine. Univ. Park Press, Baltimore,
1977.
- [8] W. Wagner: Reconstruction of object layers from their
X-ray projections: A simulation study. Comp. Graph.
Image Proc., 5, 470-483 /1976/.
- [9] R. A. Brooks, G. DiChiro: Principles of computer
assisted tomography /CAT/ in radiographic and
radioisotopic imaging. Phys. Med. Biol., 21,
689-732 /1976/.
- [10] R. H. Huesman: The effects of a finite number of
projection angles and finite lateral sampling of
projections ... Phys. Med. Biol., 22, 511-521 /1977/.