

Semmelweis Orvostudományi Egyetem és János Kórház
Budapest

A különböző szcintigráfias kollimátorok felbontóképességének
javitása

Kanyár Béla, Krasznai István, Szilvási L-né és Bános Csaba

A szcintigráfias vizsgálatok eredményességének egyik feltétele, hogy a vizsgálandó szervre specifikus radioaktív készítményt találjunk. Ugyanis, ha a feltérképezendő szerv, vagy szövet környezete is akkumulálja a sugárzó izotópot, akkor a szervet nehezen, vagy egyáltalán nem tudjuk megkülönböztetni környezetétől. Ilyen nehézség merül fel ^{75}Se többek között - a hasnyálmirigy-szcintigráfiánál is. A szóba jöhető ^{75}Se -mentionin a hasnyálmirigyen kívül a mögötte és mellette elhelyezkedő májban is dusul, ami erősen zavarhatja a képértékelését. Ezért Schepers és Winkler (1) 1964-ben javasolta a szubtrakciós elv alkalmazását. Az elv lényege a következő: Ha van olyan un. segédizotóp, amely csak a szerv környezetében dusul, és ott hasonlóan mint a szerv feltérképezésére alkalmazott főizotóp, akkor a főizotóp eloszlásából levonva a segédizotóp eloszlásának konstansszorosát, megkapjuk a vizsgálandó szerv szcintigramját. A szubtrakciós állandó viszont éppen a környezetben lévő főizotóp és a segédizotóp aktivitásának aránya, és egy biztosan környezeti területen meghatározható.

A két izotóp együttes alkalmazása azonban újabb mérés technikai és értékelési problémát vet fel (2). Nevezetesen a szcintillációs technikával a kisebb energiájú sugárzás - példánkban éppen a ^{75}Se izotóp sugárzása - mellett mindig mérjük a nagyobb energiájú, pl. az ^{198}Au , izotóp hatását. Ennek figyelembe vétele az un. átszórási tényezővel történik, amely a két mérőcsatornán mért beütésszámok hányadosa a csak nagyobb energiájú izotóp esetén mérve.

Míg a szubtrakciós állandó normális esetben kevésbé, addig az utóbb bevezetett átszórási tényező erősen helyfüggő. A szerv széle és

közepe közötti eltérés kétszeres is lehet, ezért célszerű, hogy szinte minden mérési pontban számoljunk. A Semmelweis OTE I. Belklinika és a János Kórház Izotóplaboratóriumában elsősorban a vázolt számítások elvégzése céljából kezdtünk számítógépet használni.

A mért adatokat a Szcintikart Numerik T készüléken lyukszalag alakjában kapjuk. A lyukszalag tartalmát először mágnesszalagra visszük, majd innen történik minden további számolás. A feldolgozás során alkalmazzuk a képek információtartalmának növelésére kidolgozott eljárásokat is. E területen átvettük Csernay és Csirik (3,4) eredményeit a képek simítása és a kollimátor felbontóképességének javítása céljából.^{/*}

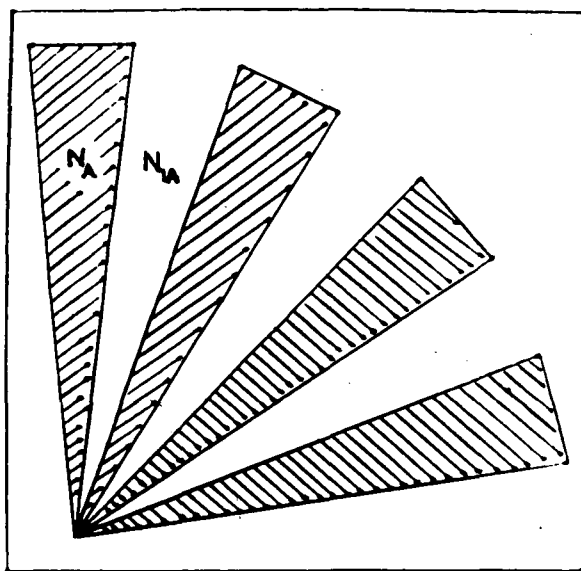
Mivel méréseinket több energiatarományban és többféle szcintillációs kollimátorral végezzük, célszerűnek láttuk, hogy ezek függvényében vizsgáljuk Nagai és linuma (5) által bevezetett, majd Csernay és Csirik (3) munkáiban is használt iterációs eljárást. Ezen kívül a felbontóképesség javítására kipróbáltuk linuma et al. (6) gradiens módszerét is. Ez utóbbihoz a képfüggvény vonalmenti, legalább másodrendű gradiensét is fel kell használni, amit a minimális három pontból becsültünk.

Az iterációs és a gradiens módszer alkalmazhatóságát elsősorban az 1. ábrán látható Siemens-csillagon felvett szcintigramokkal és ezeken számolt modulációs átviteli függvény (MÁF) értékekkel teszteltük.

A 2. ábra két izotóp (^{99m}Tc , 140 keV-os és ^{131}I , 364 keV-os sugárzás) esetén, három kollimátornál (37/100, 37/70 és 151/90 típus, Gamma Művek gyártmány) mutatja az iterációs (I) és gradiens (G) eljárás felbontóképesség javító hatását a számítógépi feldolgozás nélküli (A) esethez viszonyítva, $\gamma = 0,31 \text{ cm}^{-1}$ térfrekvenciánál. Különösen a legrosszabb felbontóképességű - viszont legnagyobb érzékenységű - kollimátornál sikerült lényeges javulást elérni. A MÁF számolási hibáját 10-20 % közt becsüljük, ezért a gradiens és iterációs eljárás közötti eltérést nem mondhatjuk jelentősnek.

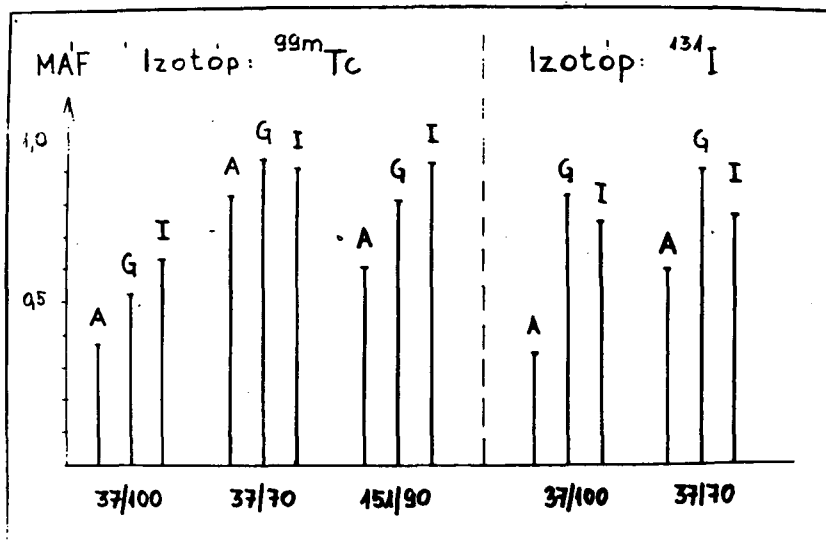
Az alkalmazott eljárások hatása a vizsgált kollimátorokra a γ térfrekvencia függvényében látható a 3. ábrán, ^{99m}Tc izotóp esetén.

^{/*} Ezuton köszönjük meg a többszöri konzultációs lehetőséget és hasznos tanácsokat.

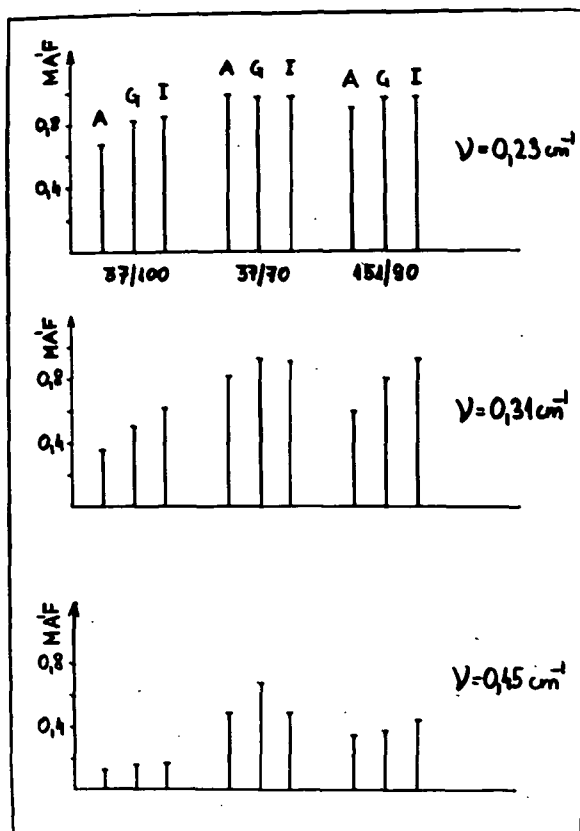


$$MAF = \frac{N_A - N_{IA}}{N_A + N_{IA}}$$

1. ábra



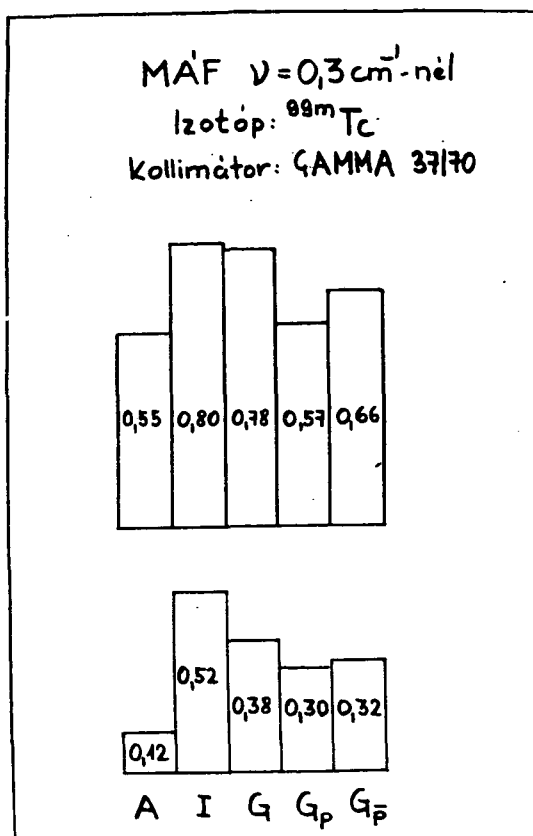
2. ábra



3. ábra

A $\nu = 0,23 \text{ cm}^{-1}$ értéknél (kb. 2 cm átmérőjű göb kimutatása esetén) csak a 37/100-as kollimátornál érhető el javulás. Viszont

$\nu = 0,45 \text{ cm}^{-1}$ -nél (kb. 1 cm-es göb kimutathatóságánál) a javított érték még mindig kicsi ahhoz, hogy az eredmény elérje a kívánatos $\text{MÁF} = 0,6$ értéket. Tehát a fenti feltételek mellett elsősorban a $\varnothing \approx 1,5 \text{ cm}$ -es göbök kimutathatóságában érhető el jó eredmény. Ezen átmérő-érték felett szinte felesleges a javítás, alatta viszont nem elég a későbbi értékelés könnyítésére.



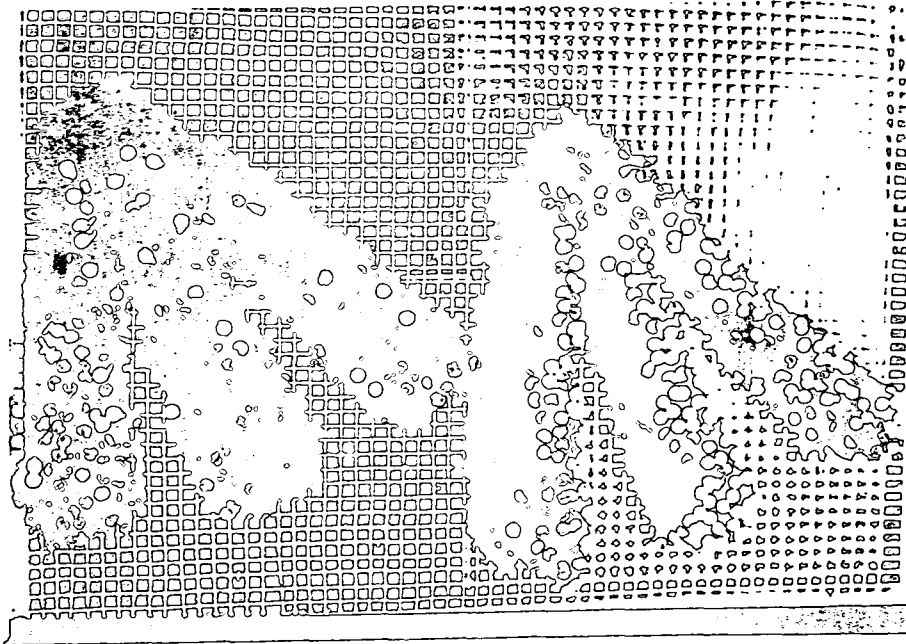
4. ábra

A 4. ábrán vízfürdőben, mint szóróközegben a kollimátorra ferdén, és nem merőlegesen elhelyezett Siemens-csillaggal kapott felvétel eredményei láthatók. A felső részen a sugárforrás a kollimátor fókuszszikájában, az alsó oszlopok esetén viszont a forrás a fókuszszik alatt volt. Ez annak a gyakorlati esetnek felel meg, amikor vastag szerv feltérképezésénél nem biztosíthatjuk, hogy mindegyik aktív rész a fókuszszikban, ill. annak közelében helyezkedjék el. A G_p jelölés olyan gradiens eljárásra utal, amelyben a kollimátor karakterisztikáját egy, a fókuszszikban elhelyezett pontszerű sugárforrással vettük fel. A $G_{\bar{p}}$ esetén pedig három, $d = 5,0, 7,5$ és $10,0$ cm-es távolságokban, pontszerű forrásokkal felvett, karakterisztikák átlagértékét használtuk. Az I és G esetben - mint az eddigieknél mindig - a kollimátor-karakterisztikát egy $1,5$ mm átmérőjű 10 cm hosszú, függőlegesen elhelyezett sugárforrással vettük fel. A függőleges vonalforrással jobban közelítjük a reális viszonyokat mint a pontszerűvel.

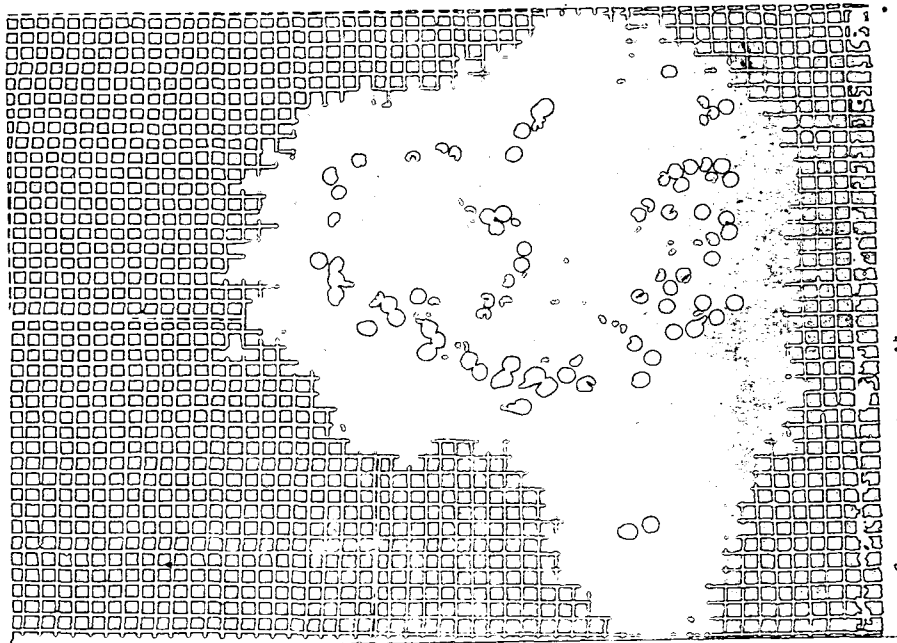
Az ábra szerint - mint az várható volt - a fókuszszikon kívül elhelyezett sugárforrással elég kicsi MÁF értékeket kaptunk, de a számítási eljárásokkal sikerült javítást elérni. Mindkét esetben a pontszerű sugárforrással felvett karakterisztikánál kaptuk a legkisebb javulást, de szignifikáns eltérésre, a $10-20$ %-os hiba miatt nem esküdhetünk.

Az 5. ábra egy feldolgozás nélküli és egy a gradiens eljárással feldolgozott Siemens-csillag részletet mutat. Látható, hogy a számolásokkal sikerült az alapképnél jobb kontúrokat kapni.

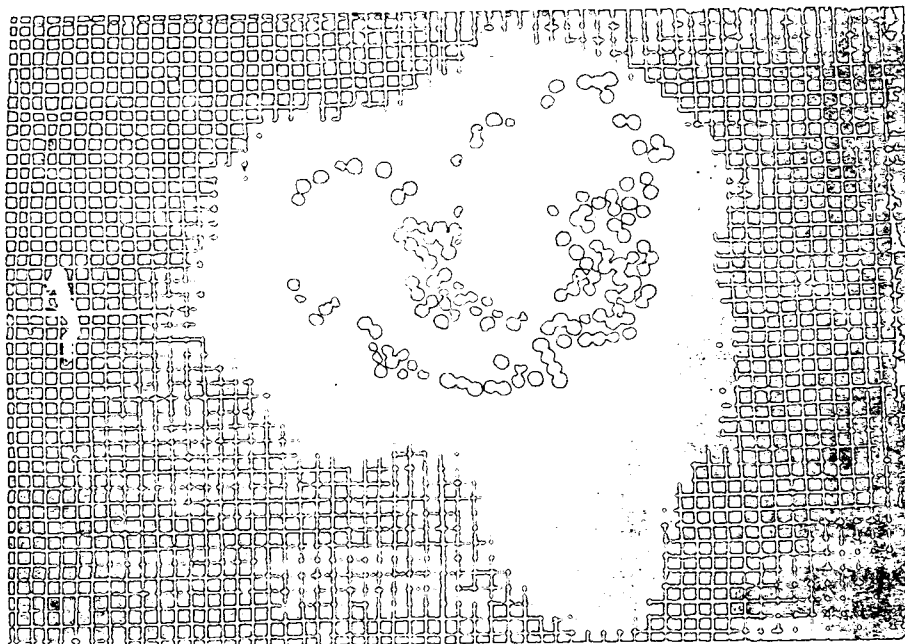
A 6a., 6b. és 6c. ábrán egy feldolgozás előtti, egy kétszeri simítás utáni, majd egy egyszeri simítás, egyszeri gradiens eljárás és egyszeri simítás utáni májfelvétel látható.



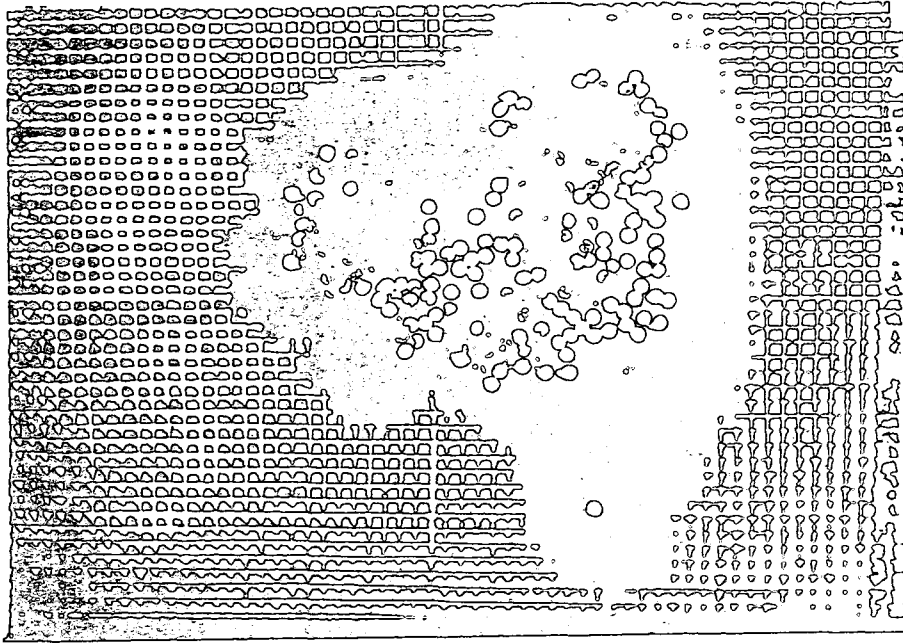
5. ábra



6a. ábra

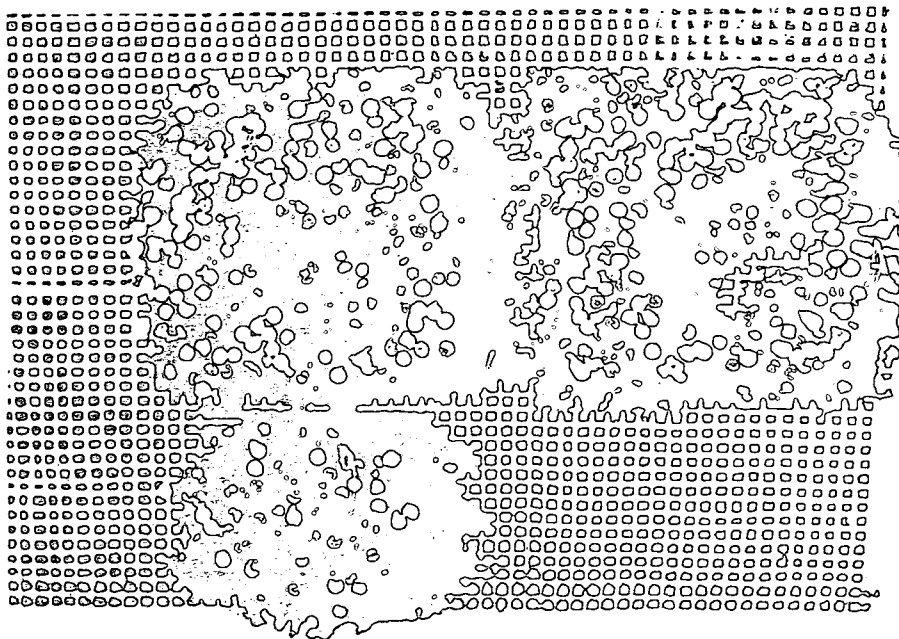


6b. ábra



6c. ábra

A szubtrakciós szcintigráfia egy fantom-sugárforrással készült esetben látható a 7. ábrán. A nagyobb energiájú csatornán a közepen látható "hideg" területen alig van izotóp. A kisebb energiájú csatornán mérhető a főizotóp is, de zavaró a környezet. A szubtrakció után csak az előző kisebb aktivitású részen kapunk jelentős értékeket, egy foltot.



7. ábra

A vázolt eredmények kiszámolását a SOTE R-20 gépen egy FORTRAN IV nyelvű program végzi. A program memóriaszükséglete 47x60-as mátrixok használata esetén 105 Kbyte. Egy májfelvétel feldolgozása esetén az iterációs eljárás 15 perc, a gradiens módszer viszont csak 2 perc gépi időt igényel. Ez mindenképpen jelentős előnye az utóbbinak. A simítások számolási igénye elhanyagolható az előző eljárások igényéhez képest.

Irodalom

- (1) Schepers, H., C. Winkler: In Medical Radiotope Scanning Vol. 1., IAEA, 1964.
- (2) Krasznai, I., Földes, J., Cser, J.: Orvos és Technika 12, 134-137, 1974.
- (3) Csernay, L., Csirik, J.: Számítástechnikai és kibernetikai módszerek alkalmazása az orvostudományban és a biológiában, 1. Kollokvium, Szeged, 1970.
- (4) Csernay, L., Csirik, J.: Orvos és Technika 10, 65-67, 1972.
- (5) Nagai, T., T.A. Inuma, S. Koda: J. Nucl. Med. 9, 507-516, 1968.
- (6) Inuma, T.A., T. Nagai, N. Fukuda: In Medical Radiotope Scintigraphy Vol. 1., IAEA, 1969.

Ábramagyarázat

1. ábra: Siemens-csillag a modulációs átviteli függvény (M_{iAF}) számolási képletével. N_A -val jelölt helyen egyenletes nem nulla koncentrációban van az A izotóp, az N_{IA} hely inaktív területet jelent.

2. ábra: Két izotóppal, 3 különböző kollimátornál kapott M_{iAF} -értékek az alap (A), a gradienssel (G) és az iterációval (I) -1 javított felbontóképesség esetén. A térfrekvencia értéke $\gamma = 0,31 \text{ cm}^{-1}$.

3. ábra: ^{99m}Tc izotóp esetén a ν térfrekvencia függvényében kapott MAF- értékek.

4. ábra: Szóróközegben ferdén elhelyezett Siemens-csillag esetén kapott eredmények. A felső oszlopok esetén a sugárforrás a kollimátor fókuszsíkjában volt, az alsó képnél a fókuszsík alatt. A G esetben pontszerű sugárforrással történt a kollimátor-karakterisztika^P felvétele, a G- esetén három különböző távolság átlagolásával, majd G és I jelű^P feldolgozásnál függőleges vonalforrás volt érvényes. I az iterációs, G a gradiens eljárás alkalmazására utal.

5. ábra: Siemens-csillag felvétel a feldolgozás előtt és után.

6. ábra: Májfelvétel: a.) feldolgozás előtt, b.) kétszeri simítás után, c.) gradiens eljárás alkalmazása után.

7. ábra: A szubtrakciós szcintigráfia eredményei.

