

ESZTIK Budapest, SZOTE I. Belklinika

Iterációs eljárás a számítógépes szcintigráfiában

Csirik János, Csernay László

A szcintigráfias eljárás során a detektor-kollimátor rendszer objektív információfelvételét két tényező zavarja:

1. a radioaktív sugárzás szükségszerű velejárója a bomlások statisztikus jellegéből adódó szórás,
2. az információfelvevő detektor-kollimátor rendszer azon tulajdonsága, amely a vizsgált ponton kívüli területekről oldalbeszórást eredményez.

A számítógépes adatfeldolgozás célja e két zavaró tényező csökkentése. Az általunk a mindennapi diagnosztikában alkalmazott magyar gyártmányu Scintikart Numeriket viszonylag egyszerű technikai megoldással alkalmassá tettük arra, hogy a primér felvétellel egyidejűleg, az egyes pontok felett mért aktivitást illetőleg időadatokat perforátor segítségével lyukszalagon rögzíthessük.

Idézzük fel az előző előadásból egy pontszerű sugárforrásnak az oldalbeszórással, illetőleg statisztikussággal torzított sematikus képét. /1. ábra/ Egy pontszerű sugárforrás tárgyfüggvényéből a detektor-kollimátor rendszer az oldalbeszórás hatására sematikusán ábrázolva a következő képfüggvényt készíti. Ezt a képfüggvényt a sugárzás statisztikussága még tovább torzítja. Két feladattal állunk tehát szemben, a statisztikus szórást kell csökkentenünk, illetőleg a torzított képfüggvényt a valódi tárgyfüggvényhez kell közelítenünk.

Az adatok statisztikusságát a súlyozott számtani közepek felhasználásával javíthatjuk. Erre az ad lehetőséget, hogy az azonos

eloszlásu valószínűségi változók összegének szórása az eredeti valószínűségi változók szórásának és a tagszám négyzetgyökének szorzata, vagyis számtani közepeket képezve a szórás értéke csökken. Attól függően, hogy a vizsgált pont mellett hány környezeti elemet veszünk figyelembe, többféle konfiguráció lehetséges. /2. ábra/ Az egyes konfigurációkon belül az ábrán bemutatottól eltérő súlyok is választhatók. A statisztikus simítás elvégzése pozitív hatásán kívül információvesztés veszélyével is jár. Ez főleg akkor fordulhat elő, ha a vizsgált pont körül sok környezeti elemet veszünk figyelembe. A szcintigráfok detektor-kollimátor rendszereinek jellegeből adódóan egy szcintigrammon legfeljebb a diafragma fizikai félértékszélességének 2-2,5-szeresének megfelelő nagyságu csökkent aktivitásu terület ismerhető fel. A Scintikart Numerik általunk használt diafragmájának félértékszélessége 8,5 mm, azaz az 5 mm-es lépéstávolságokat figyelembevéve 3-4, egyirányban fekvő szomszédos pont aktivitás változása már pozitív információt tartalmaz. A statisztikus simítással járó esetleges információ veszteség elkerülésére tehát az ábrán feltüntetett utolsó két konfigurációt nem használtuk. Kísérleteink alapján az

$$A_{i,j} = \frac{1}{4} (A_{i,j} + A_{i+1,j} + A_{i-1,j} + A_{i,j+1} + A_{i,j-1}) : 8$$

$$2 \leq i \leq n-1$$

$$2 \leq j \leq m-1$$

összefüggéssel végrehajtott statisztikus simítást találtuk a legalkalmasabbnak. Az összefüggésben $A_{i,j}$ -vel a feldolgozandó primér mátrixot jelöljük. A feldolgozandó szcintigramm széli részein még további korrekciókat is kellett alkalmaznunk. Az így végrehajtott statisztikus simítás után a kapott kép az eredetinél lényegesen több információt tartalmaz, vizuálisan könnyebben értékelhető. Az utóbbi egy-két évben gyártott nyugati szcintigráfokba éppen ezért viszonylag egyszerű kivitelű célszámítógépeket építenek be, amelyek a hasonló elven alapuló statisztikus simítást elvégzik. A relative egyszerű technikai megvalósítás miatt ezekben a gyártmányokban a kettes számú konfigurációt alkalmazzák.

A statisztikus simítás után pontszerű sugárforrás leképezése esetén az oldalbeszórás miatt még mindig torzított képfüggvényt kapunk. Ezen torzítás csökkentésére különböző matematikai eljárásokat ismerünk:

1. vektorgradiens módszer
2. iterációs eljárás
3. Wiener filter

Mi munkánkban az u.n. iterációs eljárást alkalmaztuk, melynek lényege, hogy a kapott képfüggvényt egy pontszerű sugárforrás képének felhasználásával a módszer lépésenként, fokozatosan közelíti az eredeti tárgyfüggvényhez. Az iterációs eljárás gyakorlati megvalósítását a következőképpen oldottuk meg.

Legelőször egy 5×5 mm $-s$ kiterjedésű sugárforrás képét határoztuk meg. Az így kapott egységre normál beütésszám mátrixot C -vel jelöljük. A gyakorlatban a kapott mátrix 7×7 $-s$ középső rész-mátrixával számoltunk, mert az e területen kívül fekvő elemek értékei kisebbek $0,05$ -nél. Ebben az esetben $\sum C/i,j/ \approx 13$, azaz egységnyi sugárforrás a környezetében további 12 egységnyi aktivitást létesít. Amennyiben a tárgyfüggvény azonos vastagságú lenne, és statisztikusságot el lehetne hanyagolni, úgy az $A/i,j/$ minden pontjában a sugárzás $1/13$ -ad része származna az ott levő sugárforrásból, a többi $12/13$ -ad rész pedig a környező területekről származó oldalbeszórásból. Készítsük el tehát a $B/i,j/ = A/i,j/ : 13$ mátrixot és nevezzük ezt nulladik iterációs mátrixnak. Képezzük az

$$E/i,j/ = \sum \sum B/i+k-4,j+l-4/ C/k,l/$$

mátrixot, ahol

$$1 \leq i+k-4 \leq n$$

$$1 \leq j+l-4 \leq n$$

határon kívül eső B elemeket nullának definiáljuk. Ezen E mátrix adja meg tulajdonképpen a B mátrix elemeinek megfelelő vastagságú szerv teljes, azaz az oldalbeszórásokat is figyelembevevő képét. A $D/i,j/ = A/i,j/ - E/i,j/$ mátrix a B -nek megfelelő vastagságú

szervnek, illetőleg az eredeti képnak a különbsége. Ezen D mátrixot nevezzük első maradék mátrixnak, míg a $B/i,j/ = B/i,j/ + D/i,j/$: 13 összefüggéssel az első iterációs mátrixot definiálhatjuk. Ezen definíciók után egy iterációs lépés egy maradék és egy iterációs mátrix elkészítéséből áll. Gyakorlati mérések után mi az eljárásunk során a kezdeti statisztikus simitást követően három iterációs lépést alkalmaztunk. Az egymást követő iterációs lépések az első statisztikus simitás után még maradt kis statisztikusságot némileg felerősítik, ezért a jobb képi kiértékelhetőség érdekében szükséges a három iterációs lépés után még egy statisztikus simitás elvégzése is. Teljes eljárásunk tehát kezdeti statisztikus simitásból, három egymást követő iterációs lépésből és befejezésül még egy statisztikus simitásból áll.

Eljárásunk hatékonyságának ellenőrzésére több pontszerű, majd sik sugárforrásokat vizsgáltunk. A kedvező eredmények birtokában térfogat fantommal dolgoztunk tovább. Az izotóp oldatot tartalmazó fantomba különböző nagyságu paraffingöbököt állítottunk és ezek kimutathatóságának változásával mértük eljárásunk eredményességét. A könnyebb áttekintés érdekében eredményeinket háromdimenziós modellel demonstráljuk. 3.ábra/ A képen a használt térfogati fantom két különböző vastagságu lépcsőjét és az ott elhelyezett 3 cm -s, 2,5 cm -s és 2 cm -s göb modelljét láthatjuk. A primér képen a 3 cm -s göb jellegtelenül, a két kisebb göb bizonytalanul ismerhető fel. A matematikai eljárás végrehajtása után a fantom két lépcsőjének különböző aktivitás értéke és az itt elhelyezett három göb jól láthatóvá vált. 4.ábra/ A feldolgozás egyes fázisaainak hatását egy 4 cm - s átmérőjű hideg göb és közvetlen környezetének modelljén mutatjuk be. A primér szcintigrammon a göb ugyan látható, de az objektív megítélést a statisztikus szórás nehezíti. A statisztikus simitás elvégzése már jelentős javulást eredményezett, az első és második iterációs lépés elvégzése a göböt sokkal élesebben rajzolta ki. A modell ábrázolástól függetlenül elvégeztük az iterációs eljárás hatásának matematikai értékelését is. 5.ábra/

A táblázatban a primér képhez viszonyított javulás értékét százalékban tüntettük fel. Az egyes értékek az addig elért összjavulást jelentik. Látható, hogy nagyobb göb esetén már a második iterációs lépésnél elértük a legjobb eredményt, a további iterációs lépések a maradék statisztikusság növekedése miatt zavarólag hatnak. A kisebb átmérőjű, tehát nehezebben felismerhető, 2 cm -s göb esetén az adatfeldolgozás hatására a javulás mértéke nagyobb.

/6.ábra/ A 6. ábrán betegről készített májzcintigramm primér képeinek modelljét láthatjuk. A felvételen a statisztikus szórás igen kifejezett. A jobb és bal lebeny között kiesésre gyanus terület sejtethető, de biztonsággal ez nem diagnosztizálható.

A 7.ábrán az iterációs eljárás elvégzése után kapott képet láthatjuk. Az előbbi képhez viszonyítva a statisztikus szórás jelentősen csökkent. Az eredeti felvételen gyanus, kisebb aktivitású terület jól láthatóvá vált, vagyis az adatfeldolgozás után biztonsággal állíthatjuk, hogy a beteg májában térszűkítő folyamat helyezkedik el.

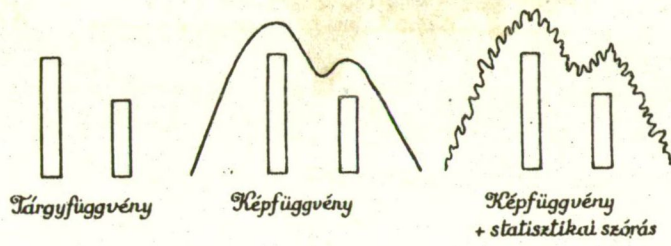
Az ellenőrző vizsgálatok után véglegesített és rutinszerűen használatra alkalmas program szervezési megoldása a következő. A Minszk-22 belső memóriája 8 K kapacitású. Az iterációs program egyidőben használja a primér, a maradék és az iterációs táblázatokat, vagyis a primér táblázatnak szükséges hely háromszorosát. A program gépi kódban kb. 2.600 rekeszt foglal el. A megmaradt belső memória rész tehát kb. 1.800 - s méretű primér mátrix bevitelét engedi meg. A májzcintigrammok kb. 75 %-a kisebb ennél a méretnél. Amennyiben 1.800 pozíciónál nagyobb méretű primér képekhez is használni akarjuk eljárásunkat, úgy elviekben teljesen hasonló működésű, de a primér mátrixot mágnesszalag segítségével két lépésben feldolgozó programot kell alkalmaznunk. Az 1.800 mátrix elem nagyságot meg nem haladó szcintigrammok össz-futásideje 26 perc körül van. Ebből a statisztikus simítások 2x30 másodpercet, egy-egy iterációs lépés 7 perc 20 másodpercet vesz igénybe. Az adatok kiíratását lineáris 5,88 % -s range -ban 1 perc 20 másodperc alatt végezhetjük el.

Az általunk kidolgozott matematikai módszer helyességét és alkalmazhatóságát eredményeink igazolják. A számítógépes adatfeldolgozás a szcintigráfia diagnosztikus teljesítőképességét jelentős mértékben fokozza. A relative egyszerű technikai megoldás reményt nyújt arra, hogy a magyar gyártmányú Scintikart Numerik adatainak gépi feldolgozása a rutin diagnosztikában széleskörű alkalmazást nyerhet.

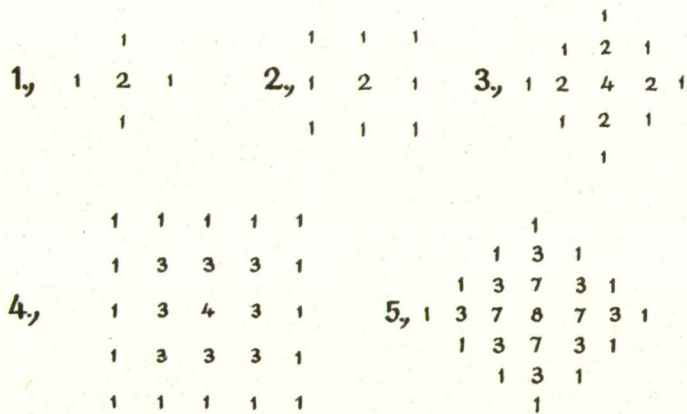
A szerzők megjegyzése:

Az eredeti 3., 4., 5., 6., 7., színes dia-
pozitívek reprodukálása az információtar-
talm megtartása mellett nem volt lehetséges.





1. ábra



2. ábra

