

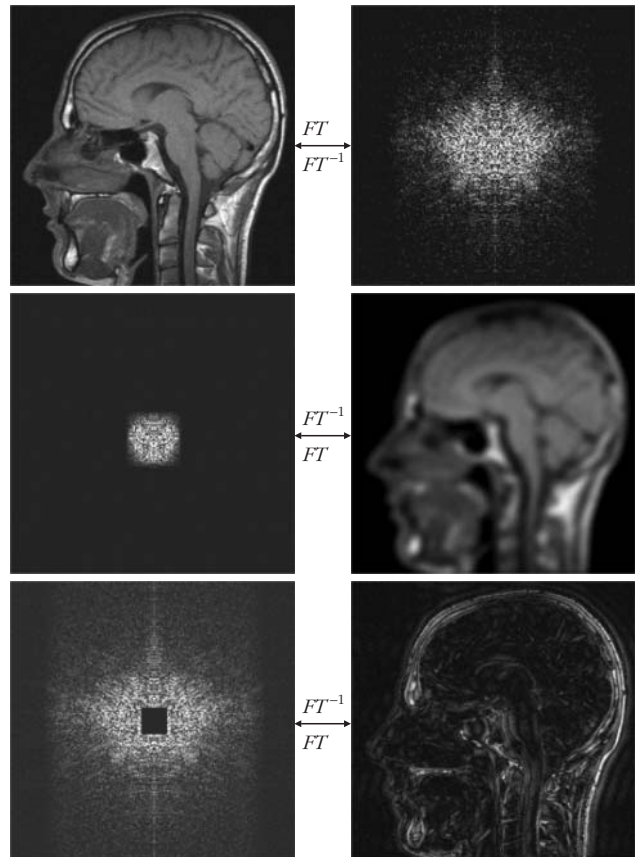
ORVOSI KÉPALKOTÁS: DIAGNOSZTIKA A KÉPELEMEEK MÖGÖTT

Krizsán Áron Krisztián, Varga József
Debreceni Egyetem ÁOK Nukleáris Medicina Intézet
Forgács Attila
Scanomed Ltd.
Balkay László
Debreceni Egyetem ÁOK Nukleáris Medicina Intézet

Wilhelm Conrad Röntgen 1985-ben fedezte fel a később róla elnevezett röntgensugárzást, és azóta az orvosi képalkotó eljárások nagymértékben forradalmasították az orvosi diagnosztikát. Godfrey Newbold Hounsfield és Allan MacLeod Cormack 1971-ben egymástól függetlenül jöttek rá a számítógépes tomográfia (*Computer Tomography* = CT) alapötletére, amely mérföldkő után az 1970-es években számos új diagnosztikai, háromdimenziós képalkotó eljárás következett: (i) David Kuhl ötlete alapján az egyfoton-emissziós számítógépes tomográfia (*Single Photon Emission Computed Tomography* = SPECT), (ii) Michael Edward Phelps, Michel Ter-Pogossian és Edward Joseph Hoffmann ötletei alapján az első pozitronemissziós tomográfia (PET), valamint Paul Lauterbur és Peter Mansfield alapötlete alapján a mágnesesrezonancia-képalkotás (*Magnetic Resonance Imaging* = MRI), amelyek ma már széles körben elterjedt diagnosztikai eszközökké váltak. A tomográfias képalkotó eljárások megjelenése óta a képminőséggel kapcsolatban fontos kérdés a felvételek zajtartalmának pontos meghatározása és optimalizálása. CT esetén a test hossz tengelyére merőleges (transzaxiális) képszelet létrehozásához körülbelül 10^{13} számú röntgenfoton járul hozzá, ugyanakkor a modern nukleáris orvostudományban (medicinában) használt PET esetén ez a szám megközelítően csak 10^6 . Nem véletlen tehát, hogy a nukleáris medicina területén még mindig számos publikáció foglalkozik a zajmérés és zajoptimalizálás témakörével. Az orvosi képek zajtartalmának meghatározása összetett feladat, amelynek leírásában jelentős szerep jut az úgynevezett zajmagnitúdónak, ami a képelemek (pixel) értékének véletlenszerű bizonytalanságát (variabilitását) jellemzi. E képpontonkénti zajtartalom meghatározására több megoldást is szokás alkalmazni. A zajt sok esetben a vizsgált testrészt egy homogénnek tekinthető képterületén (*region of interest* = ROI) talált képpontértékek szórásának és várható értékének arányával jellemzik. A PET-képeknél leggyakrabban a máj területére helyezik ezt a ROI-t, mivel e szerv fluor-deoxi-glükóz (FDG) radiofarma-

kon-felvétele közel homogénnek tekinthető. Ugyanakkor ez az eljárás nem ad információt az egyes képpontértékek szórásának nagyságára, valamint a különböző szöveti tulajdonságokkal rendelkező testrészek (alhas, mellkas stb.) zajkarakterisztikájának eltérésére. Mindezen túl a képzaj meghatározása leggyakrabban ismételt mérésekkel végezhető el. Ilyenkor a geometriailag azonosnak tekinthető, egymást követő leképezések után minden egyes képponthoz tartozó szórást (standard deviációt) és átlagot meghatározva ezek hányadosa már megfelelően jellemzi a képpont zajtartalmát. Azonban ez az eljárás főként mesterséges képminőség-mérésekre (fantommérések-

1. ábra. 1. sor: Egy klinikai MRI-felvétel (szagittális) metszete és hozzá tartozó frekvenciareprezentáció a Fourier-térben. 2. sor: Ha csak az alacsony (központi) térfrekvencia-tartományt tartjuk meg, akkor a finom részletek eltűnnek. 3. sor: Ha azonban az alacsony frekvenciartományt hagyjuk el és a többiit tartjuk meg, akkor a kép tartalmi részeiből veszítünk lényegesen.



A kutatás a TÁMOP 4.2.4.A/2-11-1-2012-0001 számú Nemzeti Kiválóság Program – Hazai hallgatói, illetve kutatói személyi támogatást biztosító rendszer kidolgozása és működtetése konvergencia program című kiemelt projekt keretében zajlott. A projekt az Európai Unió támogatásával, az Európai Szociális Alap társfinanszírozásával valósul meg.



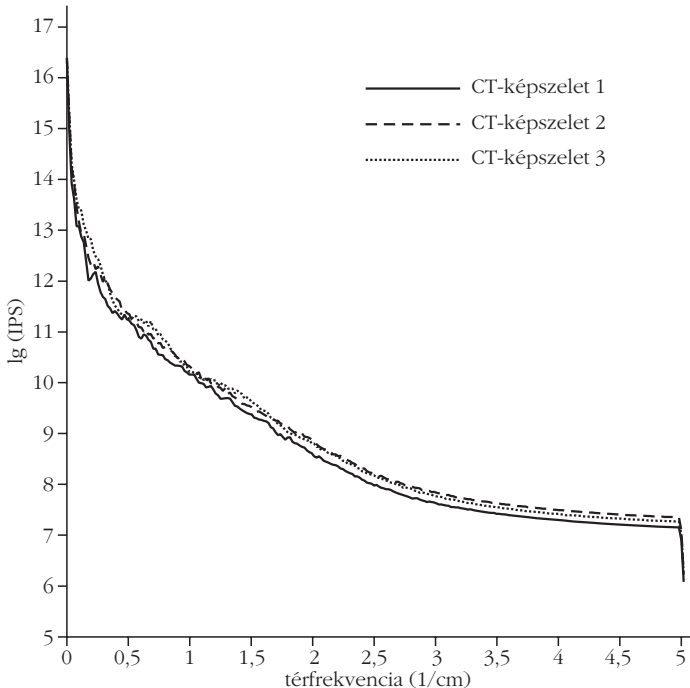
re) korlátozódik, mivel élőlényekben a jelzőanyag (radiofarmakon) eloszlása időben változhat, és a páciens el is mozdulhat a leképezések közben. Mindemellett történt már sikeres próbálkozás az egyetlen mérésből nyerhető pontos kép zaj meghatározására [1], saját megoldásunk pedig sűrűn változtatott, a zajtól eltekintve megegyező képpáron alapul [2]. A zajmagnitúdó mellett másik fontos jellemző a zaj mintázata. Ennek leírására a szakirodalomban több képalakító eljárás esetén is használják az úgynevezett zajteljesítmény-spektrumot (*Noise Power Spectrum* = NPS) [3–5]. Fontos kiemelni, hogy az utóbbihoz jelentősen hozzájárul a vizsgált minta vagy élőlény szerkezete és abban a jelzőanyag eloszlása is, amit nagy mértékben meghatároz az alkalmazott képalakító eljárás felbontóképessége és a képbegyűjtési protokollok beállítása is. Ezért a következőkben a kép teljesítményspektrumáról írunk részletesebben, és csak rövid kitékintést teszünk az ebből következő zajmeghatározási módszerekkel kapcsolatban.

A kép teljesítményspektruma

Az orvosi képek mintázatának tartalmát legjobban talán a teljesítményspektrummal (*image power spectrum* = IPS) lehet jellemezni. Ekkor az adott kétdimenziós képszeletre végezzük el a teljesítménysűrűség-spektrum (*power spectral density*) analízisét a Fourier-transzformáció segítségével. Ezen eljárás egydimenziós esetben a következő: ha $b(r)$ egy valós pozitív függvény, akkor

$$P_b(f) = 2 |H(f)|^2, \quad 0 \leq f < \infty, \quad (1)$$

2. ábra. Három reprezentatív, a test hossz tengelyére merőleges (transzaxiális) számítógépes tomográfiai képszelet, valamint a hozzájuk tartozó teljesítményspektrumok.



ahol

$$H(f) = \int_{-\infty}^{\infty} b(r) e^{i2\pi r} dr, \quad (2)$$

itt f a térfrekvencia, $H(f)$ pedig a $b(r)$ egydimenziós Fourier-transzformáltját jelöli. Ennek megfelelően kétdimenziós képnél a kétdimenziós Fourier-transzformációt használva kétdimenziós spektrumot kapunk. Ha $c(t)$ egy valós függvény, amelynek N pontban egyenlő méretű c_j mintáit vesszük, akkor a C_k diszkrét Fourier-transzformált [6]:

$$C_k = \sum_{j=0}^{N-1} c_j e^{2\pi i j k / N}, \quad k = 0, \dots, N-1.$$

És az $N/2+1$ frekvenciára definiált teljesítményspektrum:

$$P(0) = P(f_0) = \frac{1}{N^2} |C_0|^2,$$

$$P(f_k) = \frac{1}{N^2} (|C_k|^2 + |C_{N-k}|^2), \quad k = 1, 2, \dots, \left(\frac{N}{2} - 1\right),$$

$$P(f_c) = P(f_{N/2}) = \frac{1}{N^2} |C_{N/2}|^2,$$

ahol f_k csak a nullánál nagyobb frekvenciákra definiált:

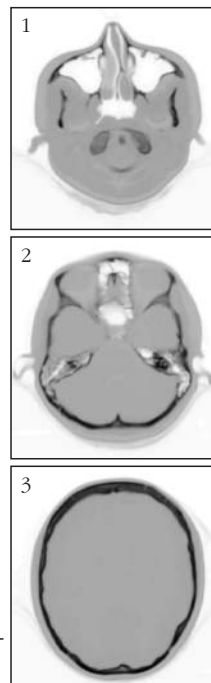
$$f_k = 2f_c \frac{k}{N}, \quad k = 0, 1, \dots, \frac{N}{2}.$$

Az 1. ábrán jól látható, hogy milyen hatása van a magasabb és alacsonyabb térfrekvenciáknak, azaz milyen hozzájárulást adnak a végső képhez: ha csak a

központi, alacsony frekvencia-tartományt tartjuk meg, akkor a finom részletek eltűnnek, ha azonban ezeket hagyjuk el és a többi tartjuk meg, akkor a kép tartalmi részeiből veszítünk lényegesen [7]. Ebből a kétdimenziós, térfrekvenciák szerinti spektrumból körök mentén történő átlagolással egydimenziós spektrumot hoztunk létre, amely ugyan kevesebb részletet tartalmaz, azonban könnyebben átlátható információt nyújt.

Orvosi képek teljesítményspektrumai

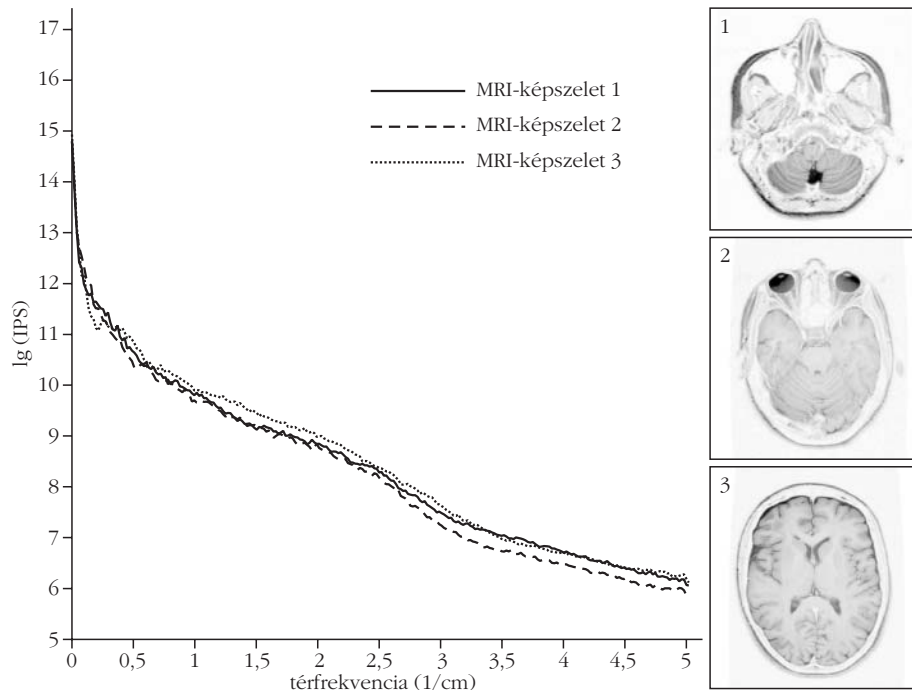
A 2–4. ábrákon ugyanazon páciens koponyájáról készült PET-, CT- és MRI-felvételek három-három reprezentatív szeletét láthatjuk (a koponyalaptól a két félteke elválásá-



nak régiójáig), az 5. ábrán pedig egy másik páciens SPECT-felvételét ugyanezen régiók képszeleteivel. Az egyes szeletek 1D IPS(r) spektrumát folytonos, szaggatott és pontozott görbékkel ábrázoltuk. Jól látható, hogy koponya CT és MRI esetén a zajspektrumok hasonló tartományba esnek, viszont az MRI-képeknél az alacsonyabb frekvenciákból kevesebb található. Ugyanakkor CT esetén a magasabb frekvenciatartomány kiegyenlített és a közepes frekvenciákból található kevesebb, mint az MRI-nél. A koponya PET IPS-analízisének egyértelműen kitűnik, hogy a teljesítményspektrumok nagyobb fluktuációt mutatnak, aminek fő oka az előző képpalkotó technikához képest sokkal gyengébb térbeli felbontása. Ugyanakkor meg kell jegyeznünk, hogy a PET-eljárás érzékenysége jóval nagyobb a másik kettőnél (akár 10^{-12} mol/liter is lehet, míg például MRI esetén ez az érték csak $10^{-3} - 10^{-5}$ mol/liter). Mindennek a kis méretű rákos tumoroknál van kiemelkedő jelentősége, ahol a CT- és MRI-felvételeken még nem észlelhető anatómiai elváltozás, a PET-képeken viszont már látható a kóros halmozás (azaz a normálisnál magasabb szőlőcukor-felvétel, amit a magas FDG-intenzitás jelez). A 4. ábrán megjelenített SPECT-felvételek IPS-görbéiről elmondható, hogy frekvenciaösszetételükben és -lefutásukban csak kissé térnek el a CT- és MRI-felvételekétől. Hozzá kell tennünk, hogy a SPECT-felvételek teljesítményspektruma erősen rekonstrukciófüggő. Ennek egyik oka az úgynevezett *ordered subsets expectation maximization* (OS-EM) [8] rekonstrukció sajátos karakterisztikája.

Kitekintés

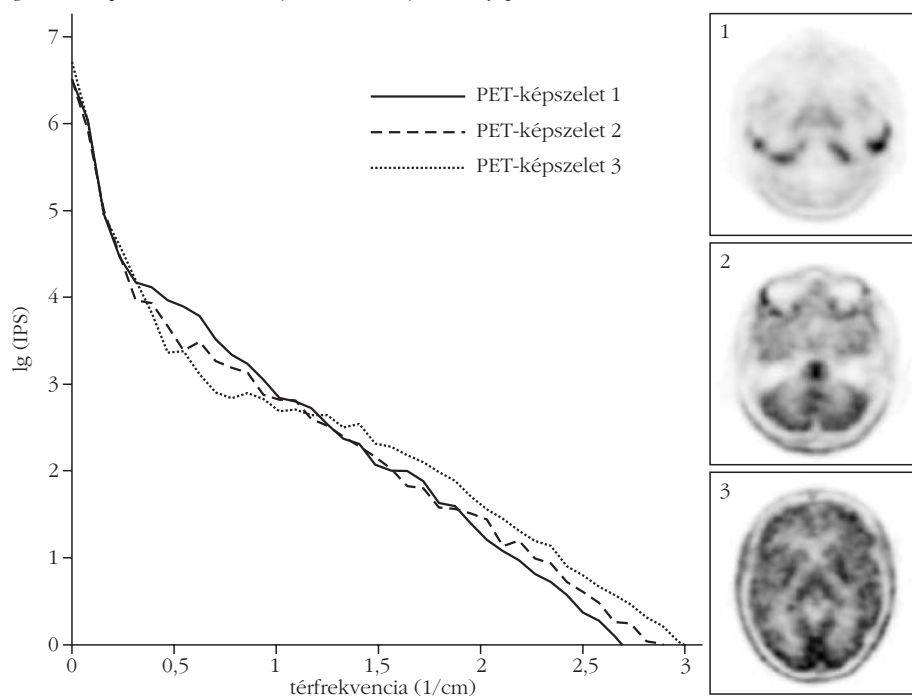
Korunkban a különböző orvosi képpalkotó eljárások végeredményeképpen más és más mintázatú és zajkarakterisztikájú képanyag kerül a leletező orvosok kezébe. E képanyagok textúrájának le-

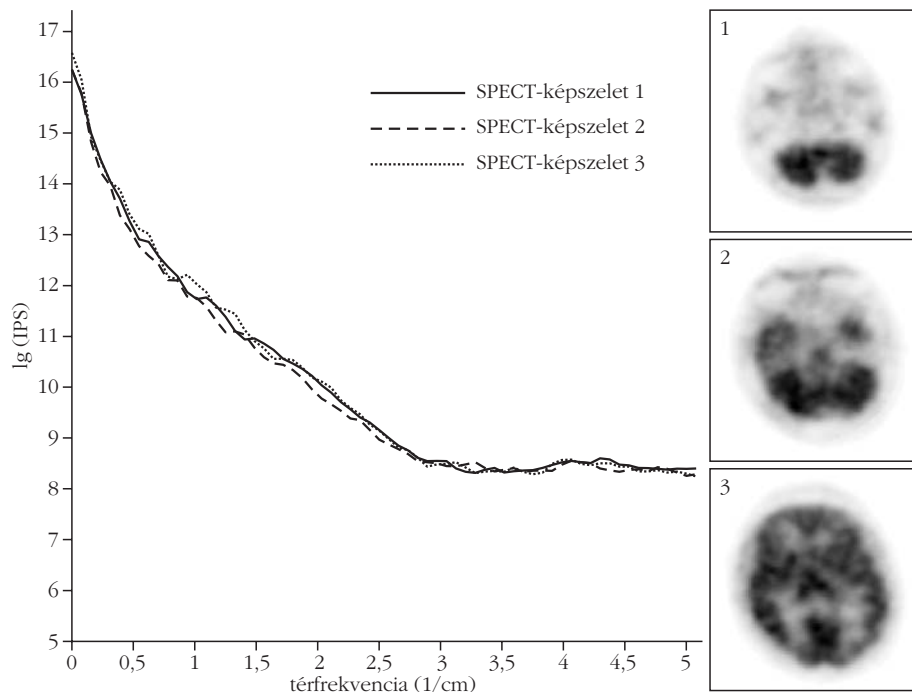


3. ábra. Három reprezentatív, a test hossztengeleire merőleges MRI-képszelet és a hozzájuk tartozó teljesítményspektrumok.

írására jól használható módszernek bizonyul az IPS-eljárás. CT- és MRI-képeken a térfrekvenciák viszonylag kiegyenlített mértékben jelennek meg, és koponya esetén különböző szeleteket vizsgálva is hasonló eredményeket kapunk, enyhe letöréssel a magasabb frekvenciák irányába. PET esetén ez a letörés sokkal markánsabb, valamint megállapítható, hogy a különböző koponyarégiók teljesítményspektrumaik kissé eltérnek egymástól. Ugyanakkor a SPECT-koponyavizs-

4. ábra. Három reprezentatív, a test hossztengeleire merőleges PET (pozitron emissziós tomográfias) képszelet, és a hozzájuk tartozó teljesítményspektrumok.





5. ábra. Három reprezentatív, a test hossz tengelyére merőleges SPECT-képszelet és a hozzájuk tartozó teljesítményspektrumok.

gálatnál a különböző szeletek hasonló karakterisztikát mutattak, mint a CT és MRI esetén. Hozzá kell tennünk ugyanakkor, e vizsgálat korlátját jelenti, hogy csak egy-egy kamera felvételeit vizsgáltuk meg. Egy további kiegészítés lehetne különböző gyártók kameráit összehasonlítani az IPS-karakterisztikák szempontjából. Mint azt már a bevezetésben is említettük, az orvosi képek jellemzésénél jelentős szerepe van a zajmagnitúdó mellett a zaj mintázatának is. Bizonyos orvosi képek rendelkezhetnek azonos zajmagnitúdóval úgy, hogy zajtextúrájuk különbözhet [3], ami jelentősen hozzájárulhat a képminőség eltéréseihez. Az általunk vizsgált IPS-görbékhez hasonló módon határozható meg az úgynevezett NPS zajteljesítményspektrum. Ebben az esetben a zajmagnitúdót valamilyen fizikai vagy matematikai módszerrel határozzák

meg (többszöri mérés, illesztés stb.) [1, 9]. Ezután az eredményül kapott zajképen végzik el az általunk is bemutatott teljesítményspektrum analízisét. Ezzel a különböző zajtényezők frekvencia szerinti eloszlásához juthatunk, ami további ígéretes módszer a képadatgyűjtési protokollok optimalizálása, valamint a kamerák képminőség-tulajdonságainak és a különböző orvosi műszer-gyártók eszközeinek összehasonlítása szempontjából [4, 5].

Irodalom

1. M. Dahlbom: Estimation of image noise in PET using the bootstrap method. *IEEE Trans. Nucl. Sci.* 49 (2002) 2062–2066.
2. J. Varga, M. A. Emri: Wiener filter based on time-shared acquisition. *Eur. J. Nucl. Med.* 22 (1995) 768.
3. J. B. Solomon, O. Christianson, E. Samei: Quantitative comparison of noise texture across CT scanners from different manufacturers. *Med. Phys.* 39 (2012) 6048–6055.
4. A. Rahmim, J. Tang: Noise propagation in resolution modeled PET imaging and its impact on detectability. *Phys. in Med. and Biol.* 58 (2013) 6945–6968.
5. I. Sechopoulos, K. Bliznakova, B. Fei: Power spectrum analysis of the x-ray scatter signal in mammography and breast tomosynthesis projections. *Med. Phys.* 40 (2013) 101905.
6. W. H. Press, S. A. Teukolsky, W. T. Vetterling: *Numerical Recipes in C The Art of Scientific Computing*. Second Edition. Cambridge University Press, 1992.
7. A. Bjørnerud: *The Physics of Magnetic Resonance Imaging*. Compendium, Department of Physics University of Oslo, Norway, 2008.
8. H. M. Hudson, R. S. Larkin: Accelerated image reconstruction using ordered subsets of projection data. *IEEE Trans. Med. Imag.* 13 (1994) 601–609.
9. A. Krizsan, J. Czernin, L. Balkay, M. Dahlbom: Whole body PET imaging using variable acquisition times. *IEEE Trans. Nucl. Sci.* 61 (2014) 115–120.

Jobb egy mentőötlet mint öt mentő egylet

– írta Karinthy Frigyes az egyletistápolás margójára.

Most Társulatunknak lenne szüksége egyletmentő ötletekre!



**Ezek az ötletek nem vesznek el,
ha a <http://forum.elft.hu>
linken, az ELFT stratégiai vitafórumán adjuk elő.**

