

ITERATIVNÍ REKONSTRUKCE CT OBRAZU – REVOLUČNÍ KROK VE VÝVOJI VÝPOČETNÍ TOMOGRAFIE?

ITERATIVE RECONSTRUCTION OF CT IMAGE – A REVOLUTIONARY MILESTONE IN COMPUTED TOMOGRAPHY?

přehledový článek

Jan Žižka

Radiologická klinika Lékařské fakulty Univerzity Karlovy a Fakultní nemocnice, Hradec Králové

Přijato: 15. 6. 2011.

Korespondenční adresa:

prof. MUDr. Jan Žižka, Ph.D.
Radiologická klinika LF UK a FN
Sokolská 581,
500 05 Hradec Králové
e-mail: zizka@fnhk.cz

SOUHRN

Žižka J. Iterativní rekonstrukce CT obrazu – revoluční krok ve vývoji výpočetní tomografie?

Průměrná dávka z lékařského ozáření má v populaci výrazně stoupající trend. Ve vyspělých zemích za posledních 30 let vzrostla o stovky procent a je již srovnatelná s dávkou z přírodního ozáření. Výpočetní tomografie přispívá ke kolektivní dávce z lékařského ozáření plnými dvěma třetinami. K nápravě tohoto nepříznivého vývoje způsobeného především trvale vzrůstajícím počtem CT vyšetření je nezbytné přijmout účinná opatření. Tím nejperspektivnějším se v současné době jeví technika tzv. iterativní rekonstrukce CT obrazu, která významně redukuje obrazový šum, a umožňuje tak vyšetření s dávkou záření redukovanou o desítky procent.

Článek rozebírá základní principy a typy iterativní rekonstrukce, které jsou již komerčně dostupné na nejmodernějších CT tomografech včetně jejich kladů a záporů. Jsou vysvětleny rozdíly mezi iterativní rekonstrukcí a běžně používanou filtrovanou zpětnou projekcí, která je více než tři desetiletí považována za „zlatý standard“ při rekonstrukci obrazu na všech CT přístrojích.

Klíčová slova: filtrovaná zpětná projekce, iterativní rekonstrukce, radiační dávka, výpočetní tomografie.

SUMMARY

Žižka J. Iterative reconstruction of CT image – a revolutionary milestone in computed tomography?

The average radiation dose resulting from medical exposure continuously rises in the population. It has increased several times within the last three decades and reached the level of natural radiation background in some developed countries. Computed tomography is the major contributor, comprising two thirds of the entire cumulative medical exposure. To reverse this unfavourable trend attributed mainly to continuously increasing number of CT procedures, it is necessary to adopt adequate precautions. Among these, the most promising seems to be the technique of iterative reconstruction of CT image which significantly reduces image noise and therefore allows radiation exposure reduction by tens of percent.

The article deals with basic principles and types of iterative reconstruction which are already available on recent CT scanners, commenting on their advantages and disadvantages. Differences between iterative reconstruction and filtered back projection considered as „gold standard“ on all CT scanners for more than three decades are also discussed.

Key words: computed tomography, filtered back projection, iterative reconstruction, radiation dose.

ÚVOD

Diagnostický přínos výpočetní tomografie (CT) pro moderní medicínu je mimořádný a stále vzrůstá. Lze to mj. dokumentovat i na kontinuálně narůstajícím počtu CT vyšetření: zatímco v roce 1980 byly ve Spojených státech amerických provedeny 3 miliony CT vyšetření, bylo to v roce 2007 již téměř 70 milionů vyšetření, tzn. 23krát více (1). Negativním dopadem strmě narůstajícího počtu CT vyšetření je prudce vzrůstající kolektivní dávka z lékařského ozáření, které je populace ve vyspělých zemích vystavena. Ačkoliv ve Spojených státech tvoří podíl CT vyšetření pouhých 15 % všech radiologických vyšetření, přispívá CT k celkové dávce z lékařského ozáření téměř ze 70 % (2). Za posledních 25 let se dávka z lékařského ozáření zvýšila v USA sedmkrát a dosáhla průměrné dávky z přirozeného radiačního pozadí (3). Každý rok jsou čtyři miliony obyvatel USA vystaveny dávce přesahující 20 mSv (4). Pro srovnání: průměrná roční dávka z přírodního ozáření v České republice činí 3,5 mSv.

Přestože medicínská data z USA tvoří ve statistikách v tomto i mnoha jiných ohledech jistý extrém (počet CT vyšetření na milion obyvatel je v USA třikrát vyšší než v České republice), je nutné velmi vážně hodnotit i data na evropské, potažmo domácí úrovni. Na území České republiky vzrostl za posledních 18 let počet instalovaných CT přístrojů sedmkrát. Průměrná dávka z lékařského ozáření činí v České republice 1 mSv/rok. Koeficient rizika smrti na nádorové onemocnění je v populaci stanoven na $5,5 \cdot 10^{-2}$ při dávce 1 Sv. Z toho vyplývá, že v České republice ročně umírá přibližně 550 osob v důsledku maligního onemocnění indukovaného lékařským ozářením, na němž má dominantní podíl právě CT diagnostika (5).

Výpočetní tomografie vstoupila na pole lékařské vědy v roce 1972 (6). Od této doby prošla CT technologie mnoha generacemi vývoje, který byl poháněn snahou o zlepšení kvality a prostorového rozlišení obrazu, zkrácení skenovacích a rekonstrukčních časů, zvětšení anatomického pokrytí a v neposlední řadě i snížení radiační zátěže. Na poli redukce dávky ionizujícího záření při CT vyšetřeních bylo dosaženo mnoha dílčích, přesto významných úspěchů. Lze uvést například využití scintilačních detektorů s vyšší účinností, redukci dávky prostřednictvím modulace proudu rentgenky, a to jak v průběhu 360° rotace, tak i podél dlouhé osy těla apod. Výrobci CT zařízení se aplikací těchto řešení, která jdou mnohdy na hranici fyzikálních možností technologie, podařilo snížit radiační dávku na jedno vyšetření často o desítky procent oproti původním generacím CT přístrojů.

I přes tyto významné úspěchy na poli CT technologie však kolektivní dávka z lékařského ozáření v populaci stále a významně narůstá. Za tento zdánlivý paradox mohou vzrůstající počty multifázických vyšetření a perfuzních studií, rozšiřující se spektrum CT indikací, trvale se zvyšující prostorové rozlišení a anatomické pokrytí umožněné multidetektorovými CT přístroji (MDCT) a především rok od roku narůstající absolutní počty CT vyšetření.

Zvrátit tento nepříznivý trend lze pouze dvěma způsoby: redukovat počet prováděných CT vyšetření nebo snížit průměrnou dávku na všechna CT vyšetření. První varianta by vyžadovala značné zpřísnění indikačních kritérií k CT vyšetřením, což by samo o sobě vedlo ke zhoršení dostupnosti a pravděpodobně i kvality lékařské péče. Logickým alternativním krokem by byl přesun některých stávajících CT indi-

kací k zobrazovacím metodám, které nevyužívají ionizující záření, především k magnetické rezonanci (MR). Tento trend by musel být významně podpořen jak ze strany zdravotních pojišťoven, tak i ze strany nových MR kapacit rozšiřujících síť MR zařízení – v současnosti je poměr CT a MR přístrojů v České republice 135 : 65, tedy téměř přesně 2 : 1. Pro srovnání: v USA tento poměr činí 1,3 : 1 (7).

Druhá varianta vychází z požadavku významně redukovat dávku u stávajících typů CT vyšetření. Iniciálním krokem, který by měl být pro každého CT uživatele samozřejmostí, je optimalizace vyšetřovacích protokolů pro daný CT přístroj podle principu ALARA (As Low As Reasonably Achievable), tedy používat nejnížší možné dávky pro dosažení diagnostického výsledku. Tento postup má ovšem pochopitelně své hranice dané nárůstem obrazového šumu při snižování dávky (s klesající hodnotou mAs dávka klesá lineárně; snižujeme-li hodnotu kV, klesá dávka ještě strměji).

Abychom mohli dále významně redukovat dávku záření i mimo tyto hranice a přitom udrželi hladinu obrazového šumu v přijatelných mezích, musíme použít sofistikovanější CT technologie. K překvapení většiny uživatelů CT však tento revoluční krok nepřišel ze strany CT hardwaru (např. s novou technologií scintilačních detektorů), nýbrž celkem neočekávaně ze strany čistě softwarového řešení, konkrétně s technologií tzv. iterativní rekonstrukce obrazu.

PRINCIP VÝSTAVBY CT OBRAZU

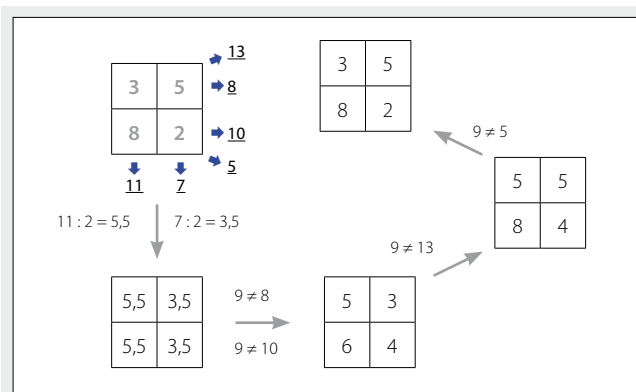
Iterativní rekonstrukce

Není bez zajímavosti, že první komerčně dostupné CT přístroje používaly v sedmdesátých letech 20. století pro rekonstrukci CT obrazu z hrubých dat právě techniku iterativní rekonstrukce (IR). Jak již sám název napovídá, iterativní rekonstrukce obrazu je z matematického hlediska postup, kdy v mnoha jednotlivých krocích („iteracích“) postupujeme metodou pokus/omyl od velmi hrubého odhadu struktury zkoumaného objektu až po finální obraz, který co nejpřesněji odpovídá naměřeným hodnotám úhrnných absorpčních koeficientů z různých úhlových projekcí. První CT přístroje pracovaly s jednoduchou podobou statistické IR, tzv. algebraickou rekonstrukční technikou – ART (8). Její princip je schematicky uveden na obrázku 1. Nesmírně cennou vlastností IR je skutečnost, že s narůstajícím počtem iterací se obraz nejen více přibližuje originálu, ale efektivněji se potlačuje i obrazový šum. Hlavní nevýhodou IR je mnohonásobně delší rekonstrukční čas a extrémní nároky na výpočetní výkon.

Filtrovaná zpětná projekce

A právě časové nároky na rekonstrukční proces byly příčinou, proč již v sedmdesátých letech statistické postupy iterativní rekonstrukce CT obrazu plně ustoupily metodám analytickým, konkrétně tzv. filtrované zpětné projekci (filtered back projection – FBP). Její výrazně (až 1000krát!) nižší nároky na výpočetní výkon i snazší implementace vedly k tomu, že se FBP stala na celá desetiletí zlatým standardem v rekonstrukci CT obrazu (9).

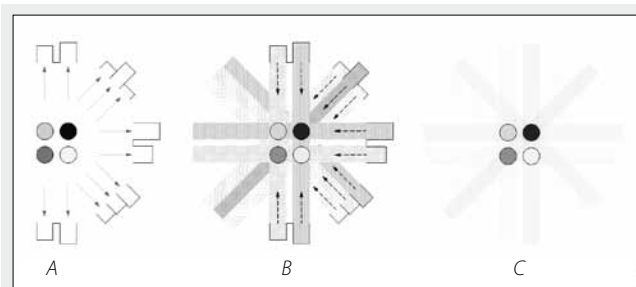
Matematický rámec pro FBP vytvořil v roce 1917 rakouský matematik působící v té době na Technické univerzitě



▲ Obr. 1

Obr. 1. Princip iterativní rekonstrukce, zjednodušeno pro obrazovou matici 2 × 2 pixely. Po provedení skenu a před započítáním vlastního výpočtu (vlevo nahoře) jsou známy pouze úhrnné absorpční koeficienty z různých projekcí (podtržené hodnoty), nikoliv však hodnoty absorpčních koeficientů (Hounsfieldovy jednotky) pro jednotlivé pixely (šedé číslice). Algoritmus postupně zpřesňuje (po směru dlouhých šipek) absorpční koeficienty pro jednotlivé pixely, které porovnává s naměřenými hodnotami z různých směrů a mezivýsledky pro jednotlivé pixely v krocích zpřesňuje, až je výsledek (vpravo nahoře) shodný s originálem.

Fig. 1. Principle of iterative reconstruction, simplified for 2 × 2 image matrix. Having performed the scan (left upper corner), only ray sums (underlined digits) from different projections are known before reconstruction process starts; absorption coefficients (HU) for individual pixels are not known yet (gray digits). Subsequently, the algorithm in four consecutive steps (follow long arrows) recalculates individual pixel absorption values which are in every step compared to original ray sum values from relevant projections. The interim results are made more precise with every step performed, till the result (right upper corner) matches the original.



▲ Obr. 2

Obr. 2. Princip filtrované zpětné projekce. A – nejprve skener ve směru šipek nasbírá z jednotlivých úhlových projekcí úhrnné absorpční koeficienty, jejichž velikost je vyjádřena výškou sloupcových grafů na obvodu; B – následně rekonstrukční algoritmus sebraná data zpětně promítne směrem do budoucího obrazu objektu, v kterém jednotlivé projekce budou v místech křížení konstruktivně interferovat a vytvoří předlohu pro finální obraz; C – hvězdovitě uspořádané linie zpětných projekcí mají nižší intenzitu než obrazové body vzniklé jejich interferencí, a lze je proto z výsledného obrazu odfiltrout (proto filtrovaná zpětná projekce)

Fig. 2. Principle of filtered back projection. A – first, acquisition of numerous ray sum values is performed by the scanner from multiple angular projections (in the direction of arrows). Individual ray sum values are shown as bar charts at the perimeter; B – the reconstruction algorithm subsequently projects the acquired data back into the interim image of the object where individual projections constructively interfere at their crossing points; C – peripheral stellate lines of back projections are of lower intensity than image points resulting from their interference and may be thereby easily removed using a high-pass filter (therefore filtered back projection)

ve Vídni, později rektor Vídeňské univerzity a rodák z Děčína Johann Karl August Radon (10), na jehož počest se tato integrální funkce nazývá Radonovou transformací. Stalo se tak více než půl století před zprovozněním prvního CT tomogra-

fu v roce 1972 a udělením Nobelovy ceny za medicínu v roce 1979 Godfreyemu Hounsfieldovi a Allanovi Cormackovi. Sám Allan Cormack přiznal, že až do roku 1973 o originální Radonově práci neměl tušení.

Vlastní princip FBP není složitý. Projekční data, která skener sbírá z každé úhlové projekce během rotace okolo vyšetřovaného objektu, jsou poté hromadně zpětně promítnuta (proto „zpětná projekce“) do přibližného obrazu objektu, ve kterém jednotlivé projekce budou konstruktivně interferovat na strukturách objektu, které zeslabily průchod rentgenového svazku (v případě výpočetní tomografie) nebo kde se nacházel zdroj záření (v případě emisní tomografie) (obr. 2). Ze schématu je patrné, že tento přibližný obraz trpí množstvím hvězdovitě uspořádaných artefaktů vznikajících v místech, která neodpovídají reálným strukturám objektu a která se odstraňují pomocí high-pass filtru (proto „filtrovaná zpětná projekce“). K vlastnímu výpočtu pak stačí vyřešit soustavu lineárních integrálů, což je matematicky velmi efektivní, a tudíž rychlá operace. Zásadní nevýhodou FBP je fakt, že z matematického hlediska Radonova transformace funguje přesně pouze s přesnými daty. Projekční data z výpočetního tomografu ale obsahují signifikantní podíl šumu. Tento šum je navíc při použití filtru v rámci FBP nežádoucím způsobem zesilován. Z toho vyplývá, že použití FBP má v CT technologii své jasné limity: Zásadní snížení dávky (mAs a/nebo kV) totiž vede k dramatickému nárůstu obrazového šumu a k nedíagnostickému výsledku.

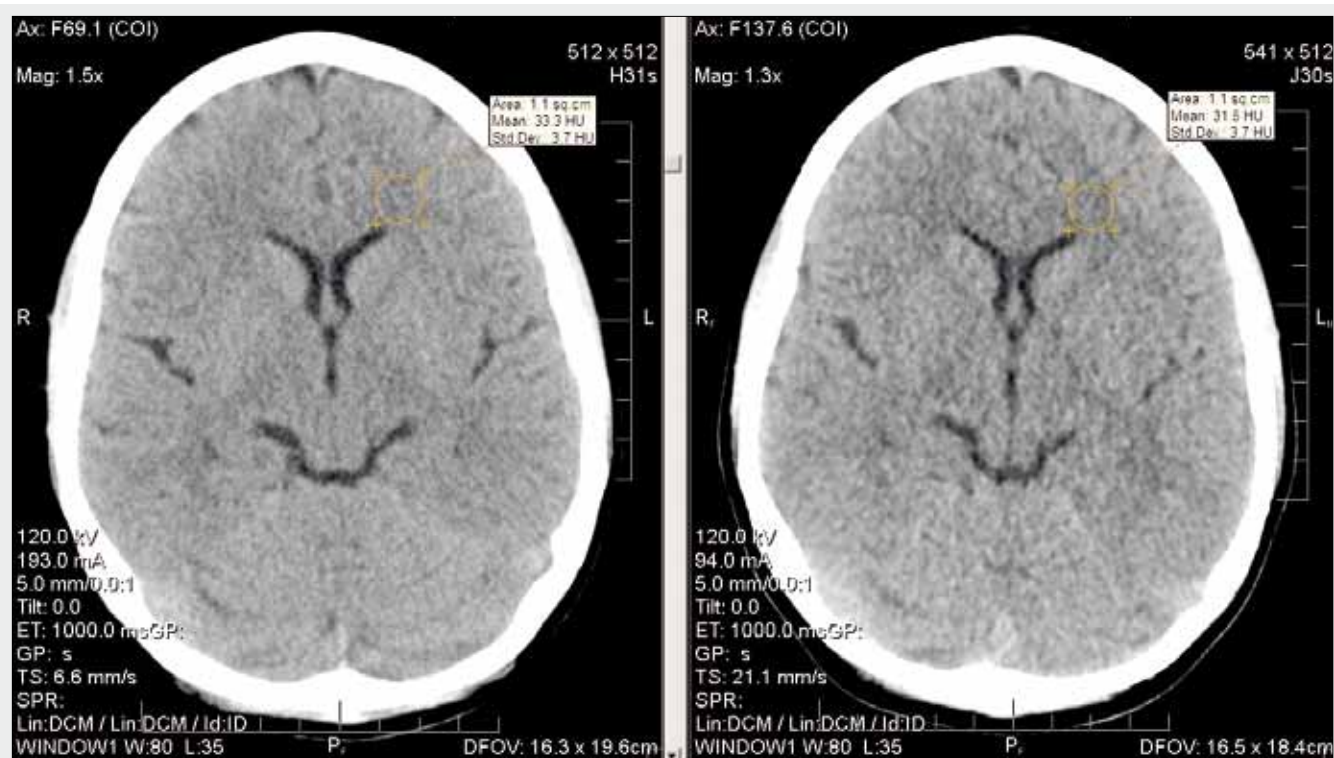
TYPY ITERATIVNÍ REKONSTRUKCE

Jak již bylo uvedeno, na poli výpočetní tomografie vytlačily metody založené na FBP techniky iterativní rekonstrukce již na sklonku sedmdesátých let 20. století. Vývoj IR však úspěšně pokračoval po další tři desetiletí na poli nukleární medicíny. Tam se IR stala základem pro výpočet obrazů emisní tomografie (SPECT, PET), které ve srovnání s CT pracují s menším množstvím projekčních dat a navíc větším podílem šumu. Zvýšené časové nároky na iterativní rekonstrukci obrazu zde proto hrají celkem podružnou roli, naopak potlačení šumu je maximálně žádoucí (11, 12).

Velmi rychlý rozvoj výpočetní techniky v posledních letech nabídl s nástupem vícejádrových procesorů takovou výpočetní sílu, která umožnila předním výrobcům CT přístrojů pokusit se znovu implementovat principy IR do rekonstrukčních CT algoritmů. Aby se doba výpočtu stovek CT obrazů z jednoho vyšetření nepohybovala v řádu desítek minut až hodin, bylo nutné sáhnout k simplifikovanějším, případně propracovanějším technikám IR, než je „čistá“ algebraická rekonstrukční technika ART.

První komerčně dostupnou variantou IR byla adaptivní statistická iterativní rekonstrukce ASIR uvedená na trh firmou GE Healthcare na sklonku roku 2008. Jde o řecké „hybridní“ metodu, která pro výrazné zkrácení rekonstrukčního času využívá nejprve rychlou FBP pro tvorbu iniciálního, základního obrazu, který je poté finalizován opakovanými iteracemi do výsledné podoby vyznačující se nižší hladinou šumu v obrazu než při samotné FBP. Vzájemný poměr mezi FBP a IR lze uživatelsky volit, např. 60 : 40 nebo 30 : 70. Čím větší podíl IR, tím méně šumu a delší rekonstrukční čas (13).

V roce 2009 uvedla firma Siemens na trh iterativní rekonstrukci v obrazovém prostoru – IRIS (Iterative Reconstruction in Im-



▲ Obr. 3

Obr. 3. CT mozku – standardní rekonstrukce FBP (vlevo) a iterativní rekonstrukce IRIS (vpravo), tloušťka vrstvy 5 mm. Skenovací parametry: 193 mAs (FBP) a 94 mAs (IRIS). CT dávkový index CTDIvol: 52,09 mGy (FBP) a 20,12 mGy (IRIS, redukce o 61 %); hladina šumu (Std. Dev.) v bílé hmotě totožná: 3,7. Fig. 3. CT brain – standard FBP reconstruction (left) and iterative reconstruction IRIS (right), slice thickness 5 mm. Scan parameters: 193 mAs (FBP) and 94 mAs (IRIS). CT dose index CTDIvol: 52.09 mGy (FBP) and 20.12 mGy (IRIS, 61% reduction); noise level (Std. Dev.) within the white matter is identical: 3.7

ge Space). Na rozdíl od ASIR, kde základ rekonstrukce probíhá v prostoru hrubých dat, IRIS provádí opakované iterace v prostoru obrazových dat. Je časově náročnější, ale nabízí vyšší potenciál redukce šumu v obraze díky „čistší“ iterativnímu řešení (14).

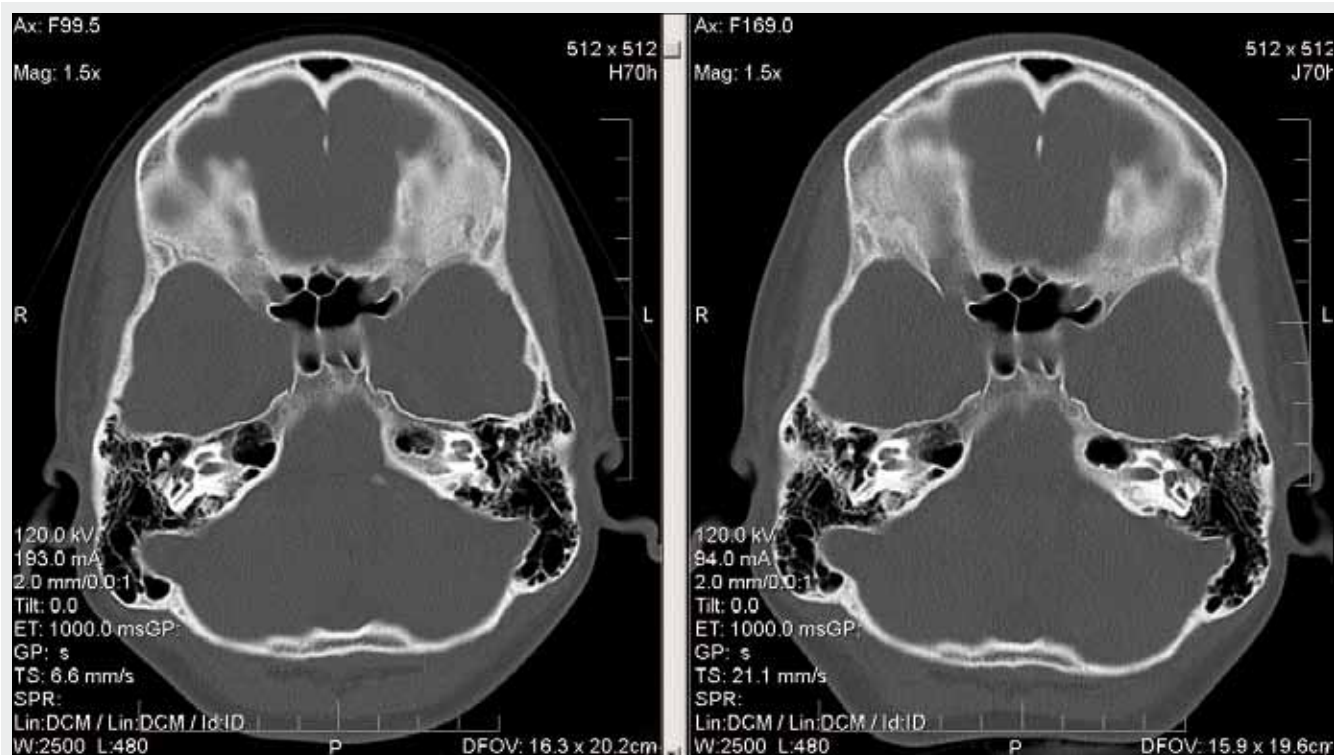
Analogická řešení nabízejí i další výrobci CT přístrojů. Toshiba představila rekonstrukční technologii Adaptive Iterative Dose Reduction (AIDR), která automaticky určuje potřebný počet iterací pro každou jednotlivou akvizici. Firma Philips nabízí rekonstrukční systém iDose, který mj. používá Poissonův algoritmus pro odstranění šumu z hrubých dat.

Vývoj na poli redukce dávky při CT vyšetření jde velmi rychle dopředu a někteří výrobci již ohlásili existenci druhé generace iterativních rekonstrukčních postupů. Firma GE Healthcare představila výsledky prvních studií s tzv. Model Based Iterative Reconstruction (MBIR), která je na rozdíl od ASIR již plně iterativním postupem a nabízí pokročilejší metody potlačení šumu prostřednictvím modelování statistického výskytu šumu, pochopitelně za cenu delších rekonstrukčních časů než v případě ASIR. Kromě toho MBIR umožňuje při rekonstrukci lépe reflektovat vlastní geometrii CT skeneru, především velikost ohniska a detektorů (15). Firma Siemens uvádí v roce 2011 na trh inovovanou verzi iterativní rekonstrukce s názvem SAFIRE (Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction). Na rozdíl od IRIS, která provádí iterativní kroky pouze v prostoru obrazových dat, SAFIRE konfrontuje výsledky jednotlivých iterací jak s daty v obrazovém prostoru, tak periodicky i s hrubými daty (sinogram data = raw data = hrubá data). Výrobce si od tohoto řešení slibuje vyšší efektivitu výpočtu i zvýšenou kvalitu obrazu (16).

KLADY A ZÁPORY ITERATIVNÍ REKONSTRUKCE

Hlavní výhodou IR je výrazné snížení úrovně šumu v CT obrazu (řádově o desítky procent). Smyslem využití iterativních rekonstrukčních postupů však pochopitelně není generování „hezčích“ obrazů s minimem šumu a nezměněnou dávkou, nýbrž provádění vyšetření s podstatně redukovanou dávkou záření a s FBP srovnatelnou, diagnosticky akceptabilní hladinou šumu (obr. 3 až 9). Všechna vyšetření byla provedena na přístroji Somatom Definition AS+ (Siemens, Forchheim, SRN) u osob, u kterých bylo vstupní vyšetření provedeno standardní FBP (obrázky vlevo) a kontrolní vyšetření pomocí IR (obrázky vpravo).

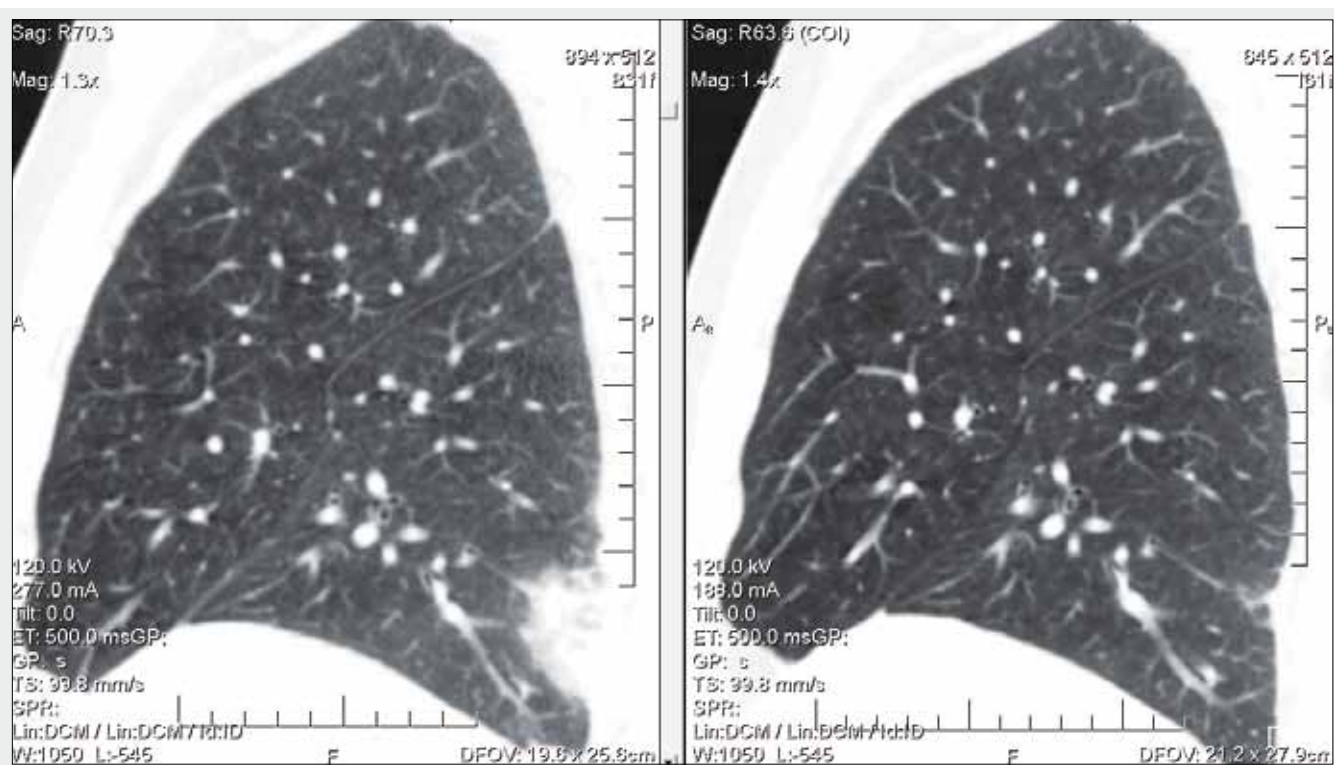
Pochopitelně lze techniky IR využít i pro zvýšení kvality obrazů u vyšetření, která standardně obsahují vysokou míru šumu, tedy u low-dose vyšetření (HRCT plic, CT vedlejších nosních dutin, nativní CT břicha k vyloučení urolitiázy) nebo při vyšetřování velmi obézních pacientů, kde jsou vyšetření zatížena vysokou měrou šumu. U osob s vysokým BMI se totiž zdánlivě paradoxně může stát, že i když významně zvýšíme dávku až na hranici maximálního výkonu rentgenky, bude i tak vyšetření díky vysoké absorpci a rozptylu rentgenového záření trpět nedostatkem fotonů dopadajících na detektory (tzv. photon starvation), a tím i vysokým šumem. S pomocí IR můžeme u značně obézních osob získat obrazy s výrazně menším podílem šumu, a to navíc i při použití o něco nižší dávky než v případě FBP. Použití technik IR by mělo být v nejbližší budoucnosti samozřejmostí především při vyšetřování dětí, těhotných žen či osob s opakovanými CT vyšetřeními.



▲ Obr. 4

Obr. 4. CT mozku – standardní rekonstrukce FBP (vlevo) a iterativní rekonstrukce IRIS (vpravo), tloušťka vrstvy 2 mm, kernel zvýrazňující rozhraní. Skenovací parametry a CTDIvol: viz obr. 1. Redukce CT dávkového indexu činí oproti FBP 61 %.

Fig. 4. CT brain – standard FBP reconstruction (left) and iterative reconstruction IRIS (right), slice thickness 2 mm, bone kernel. Scan parameters and CT dose index: see Fig. 1. CT dose index is reduced by 61% with IRIS when compared to FBP.



▲ Obr. 5

Obr. 5. CT hrudníku – multiplanární rekonstrukce FBP (vlevo) a iterativní rekonstrukce IRIS (vpravo), tloušťka vrstvy 5 mm. Skenovací parametry: 112 mAs (FBP) a 78 mAs (IRIS), CT dávkový index CTDIvol: 7,52 mGy (FBP) a 5,29 mGy (IRIS, redukce o 30 %)

Fig. 5. CT chest – multiplanar FBP reconstruction (left) and iterative reconstruction IRIS (right), slice thickness 5 mm. Scan parameters: 112 mAs (FBP) and 78 mAs (IRIS), CT dose index CTDIvol: 7.52 mGy (FBP) and 5.29 mGy (IRIS, 30% reduction)



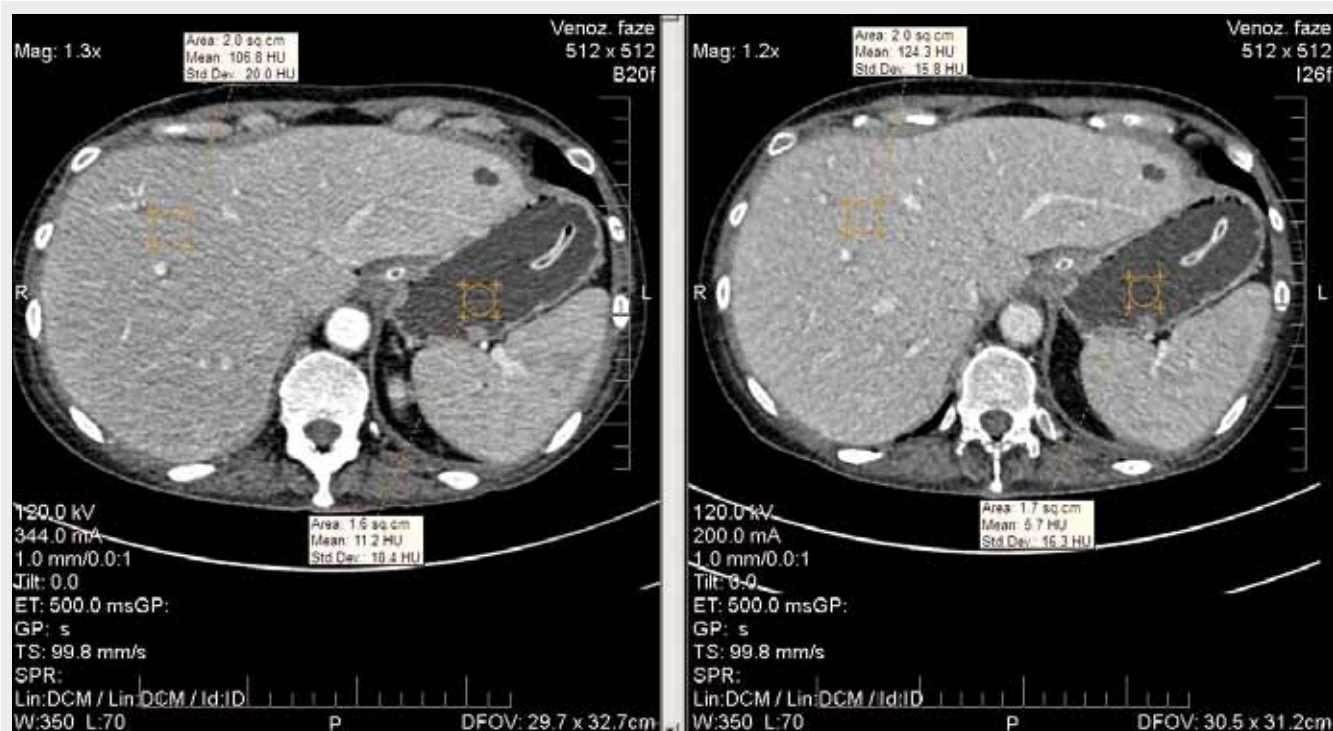
▲ Obr. 6

Obr. 6. HRCT hrudníku – rekonstrukce FBP (vlevo) a iterativní rekonstrukce IRIS (vpravo), tloušťka vrstvy 1 mm. Skenovací parametry a CTDIvol: viz obr. 3. Pouhým okem je patrné, že hladina šumu na iterativní rekonstrukci je zřetelně nižší, navíc je CT dávkový index o 30 % nižší než u FBP.
Fig. 6. HRCT chest – FBP reconstruction (left) and iterative reconstruction IRIS (right), slice thickness 1 mm. Scan parameters and CT dose index CTDIvol: see Fig. 3. Noise reduction in iterative reconstruction is obvious, moreover, CT dose index is reduced by 30% in IRIS.



▲ Obr. 7

Obr. 7. CT enteroklýza – multiplanární rekonstrukce FBP (vlevo) a iterativní rekonstrukce IRIS (vpravo), tloušťka vrstvy 5 mm. Skenovací parametry: 134 mAs (FBP) a 81 mAs (IRIS), CT dávkový index CTDIvol: 9,07 mGy (FBP) a 5,50 mGy (IRIS, redukce o 40 %)
Fig. 7. CT enteroclysis – multiplanar FBP reconstruction (left) and iterative reconstruction IRIS (right), slice thickness 5 mm. Scan parameters: 134 mAs (FBP) and 81 mAs (IRIS), CT dose index CTDIvol: 9.07 mGy (FBP) and 5.50 mGy (IRIS, 40% reduction)



▲ Obr. 8

Obr. 8. CT enteroklýza – standardní rekonstrukce FBP (vlevo) a iterativní rekonstrukce IRIS (vpravo), tloušťka vrstvy 1 mm. Skenovací parametry a CTDIvol: viz obr. 5. I přes 40% redukci CTDIvol vykazuje vyšetření s iterativní rekonstrukcí nižší hladiny šumu (Std.Dev.). Subjektivně je vizuální vjem z obrazu IRIS oproti FBP mírně odlišný (např. diskrétní neostrost ohraničení cysty v laterálním segmentu levého laloku jater nebo tzv. “blotchy appearance”).

Fig. 8. CT enteroclysis – standard FBP reconstruction (left) and iterative reconstruction IRIS (right), slice thickness 1 mm. Scan parameters and CTDIvol: see Fig. 5. Despite 40% CT dose index reduction iterative reconstruction show lower levels of noise (Std.Dev.). Visual appearance of the IRIS image is slightly different (e.g. slight blurring of the cyst margin in the lateral segment of the left liver lobe or “blotchy appearance”).



▲ Obr. 9

Obr. 9. CT břicha – multiplanární rekonstrukce FBP (vlevo) a iterativní rekonstrukce IRIS (vpravo), tloušťka vrstvy 5 mm. Skenovací parametry: 228 mAs (FBP) a 130 mAs (IRIS), CT dávkový index CTDIvol: 15,42 mGy (FBP) a 8,76 mGy (IRIS). I přes 43% redukci CTDIvol je hladina šumu (Std.Dev.) srovnatelná: 9 (FBP) a 10 (IRIS).

Fig. 9. CT abdomen – multiplanar FBP reconstruction (left) and iterative reconstruction IRIS (right), slice thickness 5 mm. Scan parameters: 228 mAs (FBP) and 130 mAs (IRIS). CT dose index CTDIvol: 15.42 mGy (FBP) and 8.76 mGy (IRIS). Despite 43% CTDIvol reduction with IRIS, noise levels (Std.Dev.) are comparable: 9 (FBP) and 10 (IRIS).

Výsledky prvních prací publikovaných na téma využití IR v redukci dávky prokázaly srovnatelnou diagnostickou kvalitu i úroveň obrazového šumu při redukci dávky ionizujícího záření od 20 až do 66 %, a to při abdominálních, hrudních vyšetřeních, HRCT plic a CTA angiografií. Algoritmy IR navíc podle prvních studií rozhodně nevykazují zvýšenou, spíše naopak nižší náchylnost k výskytu některých typických CT obrazových artefaktů, jako např. artefakt z utvrzení rentgenového svazku nebo hvězdovitě artefakty vznikající na kovových implantátech (16–26).

Iterativní rekonstrukce má pochopitelně i své nevýhody. Tou hlavní je jednoznačně výrazně vyšší časová a výpočetní náročnost celého procesu. Nevýhodou IR může paradoxně být i fakt, že pokud při výpočtu překročíme optimální počet iterací, může dojít ke zhoršení kvality obrazu fenoménem zvaným overfitting. Jistou nevýhodou může být i subjektivně jinak vnímaný vzhled obrazů rekonstruovaných pomocí IR, které se mohou ve srovnání se „standardními“ obrazy FBP jevit jako nepatrně neostře, uměle vyhlazené, skvrnitě nebo připomínat vzhled obrazu pokrytého drobnými kapkami (tzv. „blotchy appearance“); důvodem je rozdílný profil spektra šumu u IR a FBP obrazů (16, 23, 25). Již nyní

výrobci intenzivně pracují na zrychlení a zdokonalení stávajících iterativních algoritmů – těsně před uvedením na trh stojí druhá generace IR algoritmů jako SAFIRE nebo MBIR.

ZÁVĚR

Techniky iterativní rekonstrukce umožňují velmi významné snížení radiační zátěže provázející každé CT vyšetření, bez signifikantního poklesu v diagnostické kvalitě obrazu. S ohledem na prudce vzrůstající kolektivní dávku z lékařského ozáření, jejíž hlavní podíl připadá právě na CT diagnostiku, je aspekt snížení radiační dávky pro perspektivu výpočetní tomografie v medicíně zcela zásadní.

V následujících letech lze očekávat prudký rozvoj technologie IR zaměřený především na zrychlení procesu obrazové rekonstrukce. Bude-li implementace technik IR do rutinní CT diagnostiky úspěšná, bude to znamenat další revoluční krok ve vývoji výpočetní tomografie, srovnatelný s příchodem multidetektorových CT přístrojů.

LITERATURA

- Berrington de Gonzalez A, Mahesh M, Kim KP, et al. Projected cancer risks from computed tomographic scans performed in the United States in 2007. *Arch Intern Med* 2009; 169: 2071–2077.
- Kalra MK, Maher MM, Toth TL, et al. Strategies for CT radiation dose optimization. *Radiology* 2004; 230: 619–628.
- Mettler FA Jr, Bhargavan M, Faulkner K, et al. Radiologic and nuclear medicine studies in the United States and worldwide: frequency, radiation dose, and comparison with other radiation sources 1950–2007. *Radiology* 2009; 253: 520–531.
- National Council on Radiation Protection and Measurements (NCRP). Ionizing radiation exposure of the population of the United States: recommendations of the National Council on Radiation Protection and Measurements. Report No. 160. Bethesda, USA: 2009.
- http://www.sujb.cz/?c_id=1089
- Ambrose J, Hounsfield G. Computerized transverse axial tomography. *Br J Radiol* 1973; 46: 148–149.
- http://www.oecd.org/document/16/0,3343,en_2649_34631_2085200_1_1_1_1,00.html
- Cormack AM. Representation of a function by its line integrals with some radiological applications. *J Appl Phys* 1963; 34: 2722–2727.
- Wang G, Yu H, De Man B. An outlook on X-ray CT research and development. *Med Phys* 2008; 35: 1051–1064.
- Radon J. Über die Bestimmung von Funktionen durch ihre Integralwerte längs gewisser Mannigfaltigkeiten. *Berichte Sächsischer Akademie der Wissenschaften* 1917; 69: 262.
- Rockmore AJ, Macovski A. A maximum likelihood approach to emission image reconstruction from projections. *IEEE Trans Nucl Sci* 1976; 23: 1428–1432.
- Shepp LA, Vardi Y. Maximum likelihood reconstruction for emission tomography. *IEEE Trans Med Imaging* 1982; 1(2): 113–122.
- Leipsic J, Labounty T, Heilbron B, et al. Estimated radiation dose reduction using adaptive statistical iterative reconstruction in coronary CT angiography: the ERASIR study. *Am J Roentgenol* 2010; 195: 655–660.
- Pontana F, Pagniez J, Flohr T, et al. Chest computed tomography using iterative reconstruction vs filtered back projection (Part 1): evaluation of image noise reduction in 32 patients. *Eur Radiol* 2011; 21: 636–643.
- Yadava G, Kulkarni S, Colon ZR, Thibault J, Hsieh J. Dose reduction and image quality benefits using model based iterative reconstruction (MBIR) technique for computed tomography. *AAPM Annual Meeting, Philadelphia* 2010, TU-A-201B-03, 3372.
- Leipsic J, Heilbron BG, Hague C. Iterative reconstruction for coronary CT angiography: finding its way. *Int J Cardiovasc Imaging* 2011 [Epub ahead of print] DOI 10.1007/s10554-011-9832-3.
- Singh S, Kalra MK, Hsieh J, et al. Abdominal CT: comparison of adaptive statistical iterative and filtered back projection reconstruction techniques. *Radiology* 2010; 257(2): 373–383.
- Singh S, Kalra MK, Gilman MD, et al. Adaptive Statistical Iterative Reconstruction Technique for Radiation Dose Reduction in Chest CT: A Pilot Study. *Radiology* 2011; 259(2): 565–573.
- Cornfeld D, Israel G, Detroy E, Bokhari J, Mojibian H. Impact of Adaptive Statistical Iterative Reconstruction (ASIR) on radiation dose and image quality in aortic dissection studies: a qualitative and quantitative analysis. *AJR Am J Roentgenol* 2011; 196(3): W336–340.
- Bittencourt MS, Schmidt B, Selmann M, et al. Iterative reconstruction in image space (IRIS) in cardiac computed tomography: initial experience. *Int J Cardiovasc Imaging* 2010 [Epub ahead of print] PubMed PMID: 21120612.
- Sagara Y, Hara AK, Pavlicek W, et al. Abdominal CT: comparison of low-dose CT with adaptive statistical iterative reconstruction and routine-dose CT with filtered back projection in 53 patients. *AJR Am J Roentgenol* 2010; 195(3): 713–719.
- Hara AK, Paden RG, Silva AC, et al. Iterative reconstruction technique for reducing body radiation dose at CT: feasibility study. *AJR Am J Roentgenol* 2009; 193(3): 764–771.
- Silva AC, Lawder HJ, Hara A, Kujak J, Pavlicek W. Innovations in CT dose reduction strategy: application of the adaptive statistical iterative reconstruction algorithm. *AJR Am J Roentgenol* 2010; 194(1): 191–199.
- Boas FE, Fleischmann D. Evaluation of Two Iterative Techniques for Reducing Metal Artifacts in Computed Tomography. *Radiology* 2011; 259(3): 894–902.
- Fleischmann D, Boas FE. Computed tomography – old ideas and new technology. *Eur Radiol* 2011; 21(3): 510–517.
- Pontana F, Duhamel A, Pagniez J, et al. Chest computed tomography using iterative reconstruction vs filtered back projection (Part 2): image quality of low-dose CT examinations in 80 patients. *Eur Radiol* 2011; 21(3): 636–643.