

CT S DUÁLNÍ ENERGIÍ ZÁŘENÍ – REDUKCE EFEKTIVNÍ RADIČNÍ DÁVKY POMOCÍ ITERATIVNÍ REKONSTRUKCE DAT ALGORITMEM SINOGRAM AFFIRMED ITERATIVE RECONSTRUCTION

DUAL-ENERGY CT – EFFECTIVE DOSE REDUCTION USING THE ITERATIVE RECONSTRUCTION ALGORITHM SINOGRAM AFFIRMED ITERATIVE RECONSTRUCTION

původní práce

Jiří Ferda
Jan Baxa
Hynek Mírka
Boris Kreuzberg

Klinika zobrazovacích metod LF UK
a FN, Plzeň

Přijato: 24. 4. 2012.

Korespondenční adresa:

prim. doc. MUDr. Jiří Ferda, Ph.D.
Klinika zobrazovacích metod
LF UK a FN
Alej Svobody 80, 323 00 Plzeň
e-mail: ferda@fnplzen.cz

Konflikt zájmů: Autoři neuvádějí
žádný konflikt zájmů.

Podpořeno Projektem rozvoje
Univerzity Karlovy – projekt P36.

SOUHRN

Ferda J, Baxa J, Mírka H, Kreuzberg B. CT s duální energií záření – redukce efektivní radiční dávky pomocí iterativní rekonstrukce dat algoritmem sinogram affirmed iterative reconstruction

Cíl. Posoudit vliv iterativní rekonstrukce dat na efektivní dávky vyšetření CT s duální energií záření (DECT).

Metoda. Byla zhodnocena efektivní dávka u celkem jedenácti skupin po 40 vyšetřeních provedených na dvouzdrojovém přístroji první a druhé generace za použití režimu jednozdrojového jednoenergetického a DECT s použitím iterativní rekonstrukce technikou sinogram affirmed iterative reconstruction (SAFIRE) v oblasti hrudníku a břicha včetně protokolů využívajících dvoufázové akvizice dat v režimu DECT.

Výsledky. Bylo prokázáno pomocí t-testu pro nezávislé výběry, že mezi vyšetřeními na přístroji druhé generace dvouzdrojového CT s použitím iterativního algoritmu SAFIRE není statisticky významný rozdíl v dávce mezi režimem jednozdrojovým jednoenergetickým režimem DECT ($p = 0,0299$; $0,9337$; $0,8207$), naopak významný rozdíl je mezi protokoly DECT bez iterativní rekonstrukce a s ní ($p < 0,0001$ u všech porovnání).

Závěr. Iterativní rekonstrukce umožňuje významně snížit efektivní dávku i protokoly DECT a zachovat dávkovou neutralitu

SUMMARY

Ferda J, Baxa J, Mírka H, Kreuzberg B. Dual-energy CT – effective dose reduction using the iterative reconstruction algorithm sinogram affirmed iterative reconstruction

Aim. To evaluate the influence of the iterative reconstruction on the effective dose obtained from dual-energy CT (DECT).

Method. The effective dose was calculated within the 11 groups per 40 examinations performed using first and second generation of dual-source systems. Examinations were obtained in single-source single-energy and dual-source dual-energy regimens in thoracic or abdominal regions including the protocols containing iterative data reconstruction using algorithm sinogram affirmed reconstruction (SAFIRE).

Results. Using the t-test for independent data samples was confirmed, that the effective dose obtained with DECT regimen does not differ from those obtained in single-source-single-energy regimen, even if both using SAFIRE algorithm ($p = 0.0299$; 0.9337 ; 0.8207), but on the other side the significant difference occurred between DECT with and without iterative reconstruction ($p < 0.0001$ in all).

Conclusion. The iterative reconstruction enables the significant reduction of the effective dose in DECT to the doses equivalent to single-source systems.

ve srovnání s vyšetřeními na jednozdrojových systémech.

Klíčová slova: efektivní dávka, výpočetní tomografie, iterativní rekonstrukce, DECT.

Key words: effective dose, computed tomography, iterative reconstruction, DECT.

ÚVOD

Současná expozice tkáně dvěma různými energiemi záření X poskytuje výhody analýzy chemického složení vyšetřovaného objektu. První zmínky o klinických aplikacích výpočetní tomografie s duální energií záření (DECT) ukázaly, že je možné tuto techniku s výhodou využít pro analýzu obsahu jodu ve tkáních, a tak kvantifikovat nasycení tkáně přímo z postkontrastních zobrazení. Naše první zkušenosti s tímto způsobem zobrazení jsou datovány do roku 2007, kdy jsme na první generaci dvouzdrojového přístroje prováděli první vyšetření jater, ledvin nebo plicního parenchymu. Nejvýznamnějším problémem vyšetření byla však zvýšená radiační dávka pro jednotlivá vyšetření, resp. jednotlivé skeny. Při porovnání s provedením nativního a postkontrastního vyšetření byla sice celková dávka nižší, ale u jednotlivého byla zvýšena o jednu polovinu i více. Po zavedení dvouzdrojového přístroje CT

druhé generace jsme se zaměřili na porovnání dávek u jednotlivých typů vyšetření při současném použití iterativního způsobu rekonstrukce algoritmem sinogram affirmed iterative reconstruction (SAFIRE). Tato práce je věnována posouzení dávky záření u vyšetření DECT s použitím iterativního rekonstrukčního algoritmu SAFIRE u vyšetření hrudníku a břicha.

METODIKA

Byla provedena analýza efektivní dávky z vyšetření v celkem jedenácti skupinách vyšetření, v níž každé bylo provedeno hodnocení dávky u 40 vyšetření. Jednotlivé skupiny vyšetření jsou uvedeny v tabulce 1, stejně jako protokoly vyšetření.

Tab. 1A. **Protokoly zobrazení hrudníku**

Table 1A. **Thoracic protocols**

THORAX	thorax 64	thorax 2 × 64 DE	thorax 128 SAFIRE	thorax 2 × 128 DE SAFIRE	thorax 2 × 128 2F DE SAFIRE
kV	120	140/80	120	80/140	80/140
ef mAs	110	47/235	65	160/68	160/68
faktor stoupání	1,2	0,5	1,2	0,9/0,9	0,9/0,9
poměr DECT		0,3		0,4	0,4
kernel	B31f/B70f	B31f/B70f	B31f/B70f	I26f/I70f	I26f/I70f
iterace			3	3	3
šíře obrazu 1	5	5	5	4	4
šíře obrazu 2	0,75	0,75	0,75	0,75	0,75
šíře obrazu 3	1,5	1,5	1,5	1,5	1,5
rotace	0,5	0,33	0,5	0,28	0,28
přístroj	DEFINITION DS	DEFINITION DS	DEFINITION FLASH	DEFINITION FLASH	DEFINITION FLASH

Tab. 1B. **Protokoly zobrazení břicha**

Table 1B. **Abdominal protocols**

ABDOMEN	abdomen 64	abdomen 2 × 64 DE	abdomen 2 × 64 DE 2f	abdomen 2 × 128 SAFIRE	abdomen 2 × 128 DE SAFIRE	abdomen 2 × 128 2F DE SAFIRE
kV	120	140/80	120	120	80/140	80/140
ef mAs	210	100/425	210	250	260/100	260/100
faktor stoupání	1,2	0,9	1,2	0,9	0,9/0,9	0,9/0,9
poměr DECT		0,3			0,5	0,5
kernel	B31f	B31f	B31f	I40f	I26f	I26f
iterace				3	3	3
šíře obrazu 1	5	5	5	5	5	5
šíře obrazu 2	0,75	0,75	0,75	0,75	0,75	0,75
šíře obrazu 3						
rotace	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5
PŘÍSTROJ	DEFINITION DS	DEFINITION DS	DEFINITION DS	DEFINITION FLASH	DEFINITION FLASH	DEFINITION FLASH

Tab. 2. Porovnání efektivních dávek

Table 2. Comparison of the effective doses

t-test	Průměrná ef. dávka, rozpětí		Průměrná ef. dávka, rozpětí	t-test	p	Graf
thorax 64	3,5 (2,4–4,6)	thorax 128 SAFIRE	1,9 (0,7–3,8)	–10,339	< 0,0001	graf 1
thorax 64	3,5 (2,4–4,6)	thorax 2 × 64 DE	4,6 (3,1–6,9)	6,368	< 0,0001	graf 2
thorax 2 × 64 DE	4,6 (3,1–6,9)	thorax 2 × 128 DE SAFIRE	1,6 (1,0–2,8)	–17,295	< 0,0001	graf 3
thorax 128 SAFIRE	1,9 (0,7–3,8)	thorax 2 × 128 DE SAFIRE	1,6 (1,0–2,8)	–2,212	0,0299	graf 4
abdomen 64	8,6 (5,0–11,5)	abdomen 128 SAFIRE	4,8 (1,7–8,1)	–8,754	< 0,0001	graf 5
abdomen 64	8,6 (5,0–11,5)	abdomen 2 × 64 DE	10,7 (5,8–13,2)	4,734	< 0,0001	graf 6
abdomen 2 × 64 DE	10,7 (5,8–13,2)	abdomen 2 × 128 DE SAFIRE	4,8 (2,0–8,2)	–14,372	< 0,0001	graf 7
abdomen 128 SAFIRE	4,8 (1,7–8,1)	abdomen 2 × 128 DE SAFIRE	4,8 (2,0–8,2)	–0,0834	0,9337	graf 8
abdomen 128 2F SAFIRE	8,7 (4,8–17,2)	abdomen 2 × 128 2F DE SAFIRE	8,9 (6,8–13,8)	0,227	0,8207	graf 9
abdomen 2 × 128 2F DE SAFIRE	8,9 (6,8–13,8)	thorax 2 × 128 2F DE SAFIRE	3,3 (1,9–6,1)	–14,588	< 0,0001	graf 10

Všechna vyšetření byla provedena na přístrojích Somatom Definition Dual Source a Somatom Definition Flash (Siemens Healthcare, Forchheim, Německo). Jednotlivé dávky byly vypočteny pomocí součinu délkového dávkového produktu (dose lenght product – DLP) a součinitele 0,014 pro hrudník a 0,015 pro břicho (European Commision recommendation 2010). U jednotlivých skupin vyšetření byly porovnány efektivní dávky pomocí analytického softwaru Medcalc (Medcalc, Chicago, IL, USA) za použití nezávislého t-testu. K analýze byla použita pouze vyšetření se zaměřením na celou oblast hrudníku od nadklíčků po podbrániční prostor a celá vyšetření břicha od nadbráničního prostoru po oblast třísel, a to včetně dvoufázových vyšetření.

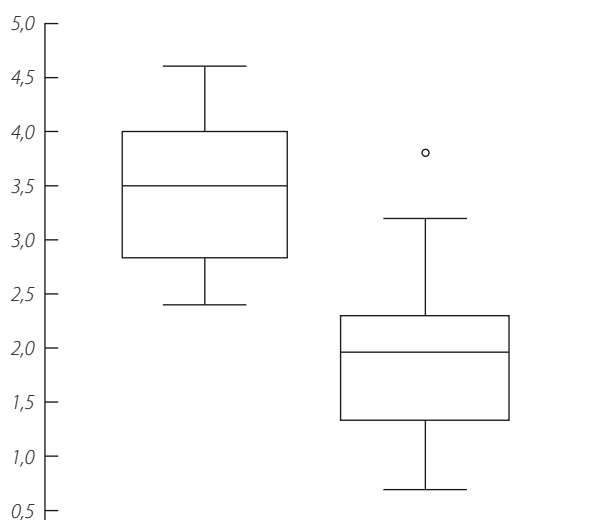
VÝSLEDKY

Naše výsledky ukázaly statisticky významné rozdíly mezi efektivní dávkou dosaženou při vyšetřeních za použití proto-

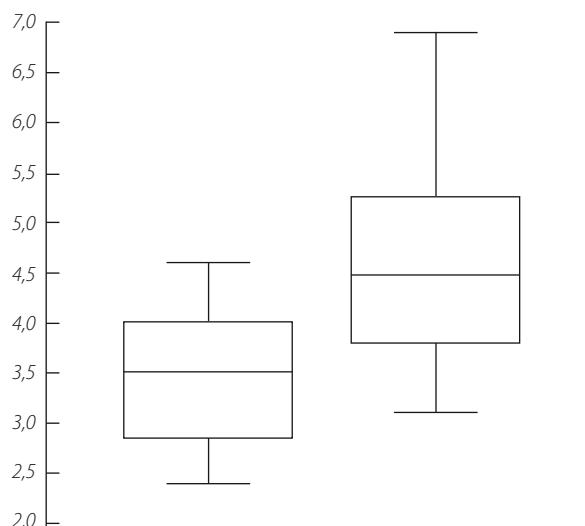
kolů bez iterativní rekonstrukcí a při použití protokolů s iterativní rekonstrukcí. Významné rozdíly byly přítomné mezi dávkou vyšetření s použitím techniky DECT a bez ní u první generace dvouzdrojového přístroje (hladina významnosti $p < 0,0001$ byla dosažena u všech protokolů). Naopak použití iterativní rekonstrukční techniky a cínového filtru umožnilo, že efektivní dávka z vyšetření DECT u dvouzdrojového přístroje druhé generace je prakticky totožná s dávkou z vyšetření bez techniky DECT u zobrazení hrudníku ($p = 0,0299$ – zde dokonce na hranici významnosti pokles u DECT), u zobrazení břicha ($p = 0,9337$) i u dvoufázového zobrazení břicha v arteriální a portální fázi ($p = 0,8207$). Podrobné výsledky shrnuje tabulka 2 a grafy 1 až 10.

DISKUSE

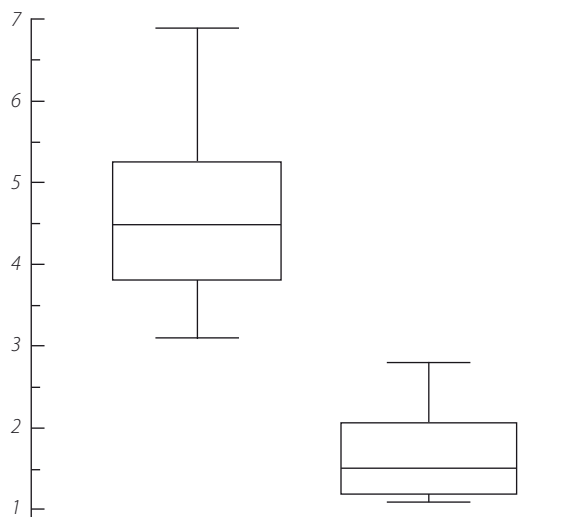
Optimalizace radiační dávky se v současnosti stává imperativem vývoje metodik zobrazení výpočetní tomografií, neboť



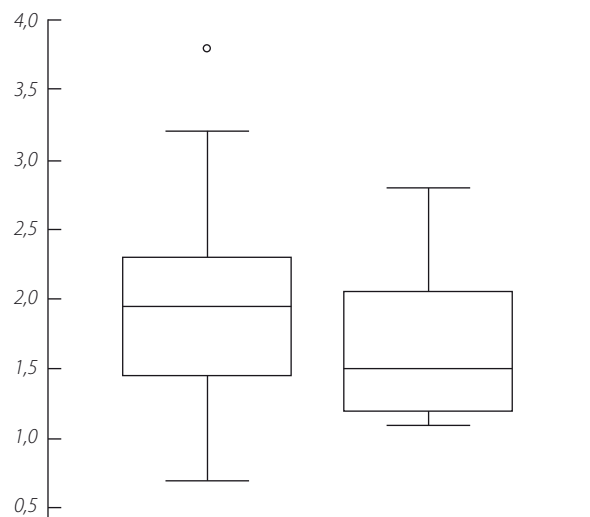
Graf 1. Thorax 64 versus thorax 128 SAFIRE



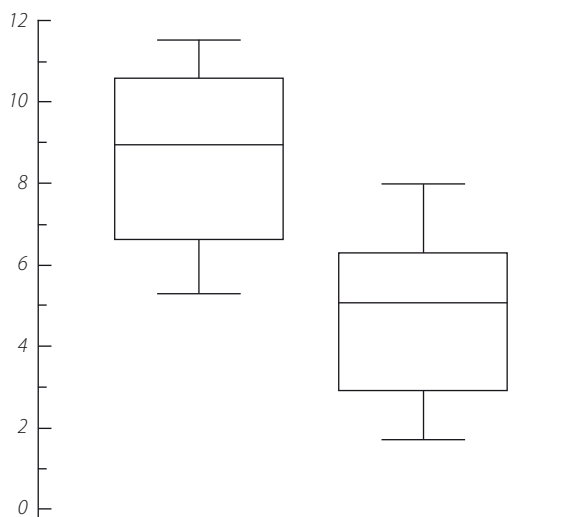
Graf 2. Thorax 64 versus thorax 2 × 64 DE



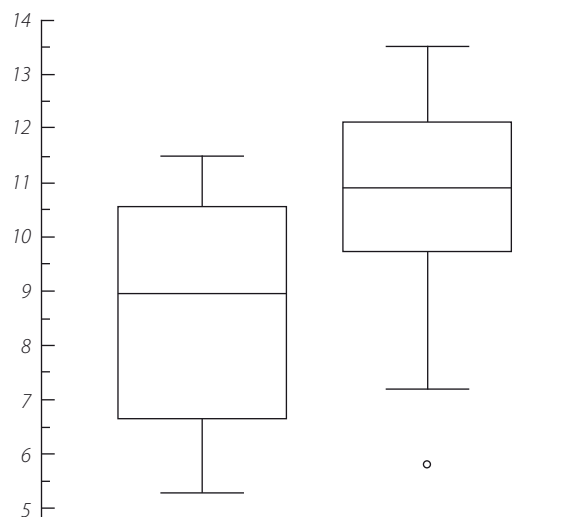
Graf 3. Thorax 2 x 64 DE versus thorax 2 x 128 DE SAFIRE



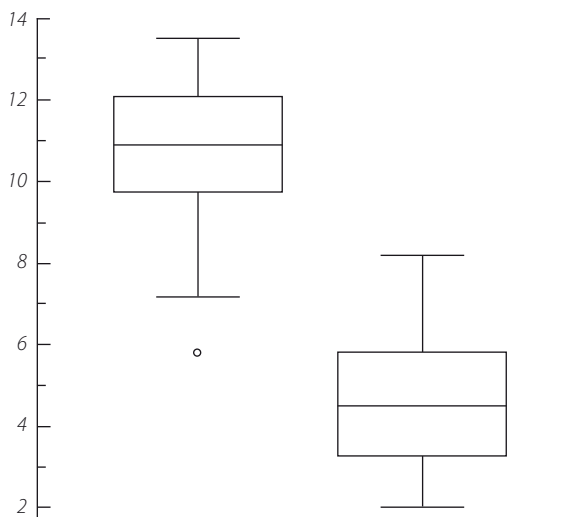
Graf 4. Thorax 128 SAFIRE versus thorax 2 x 128 DE SAFIRE



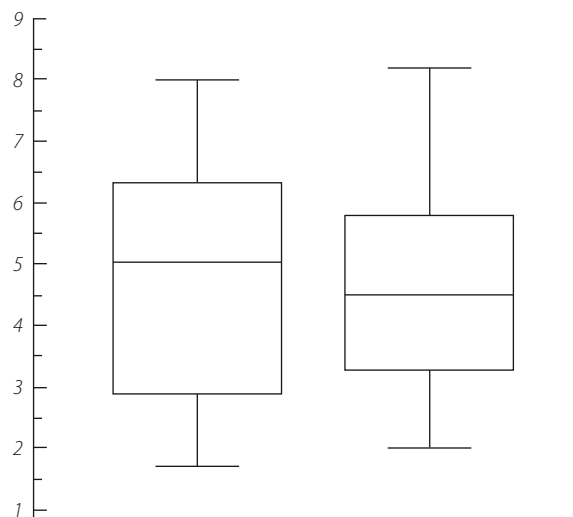
Graf 5. Abdomen 64 versus abdomen 128 SAFIRE



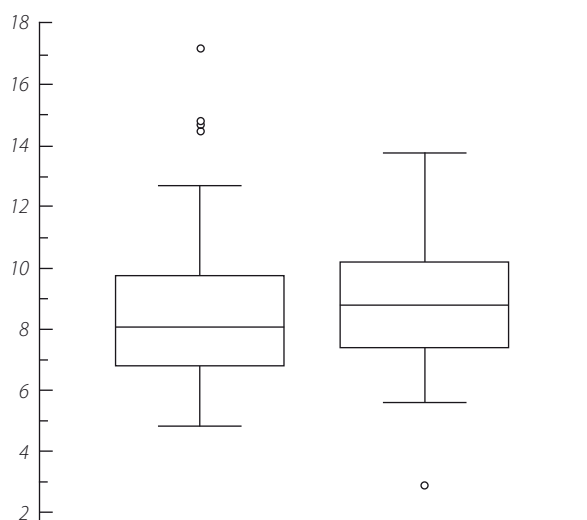
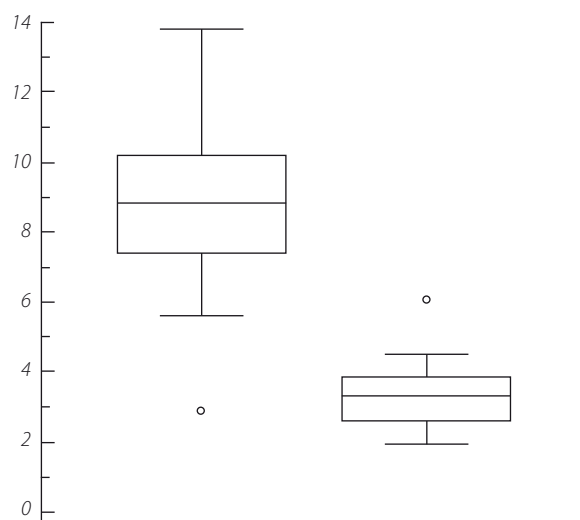
Graf 6. Abdomen 64 versus abdomen 2 x 64 DE



Graf 7. Abdomen 2 x 64 DE versus abdomen 2 x 128 DE SAFIRE

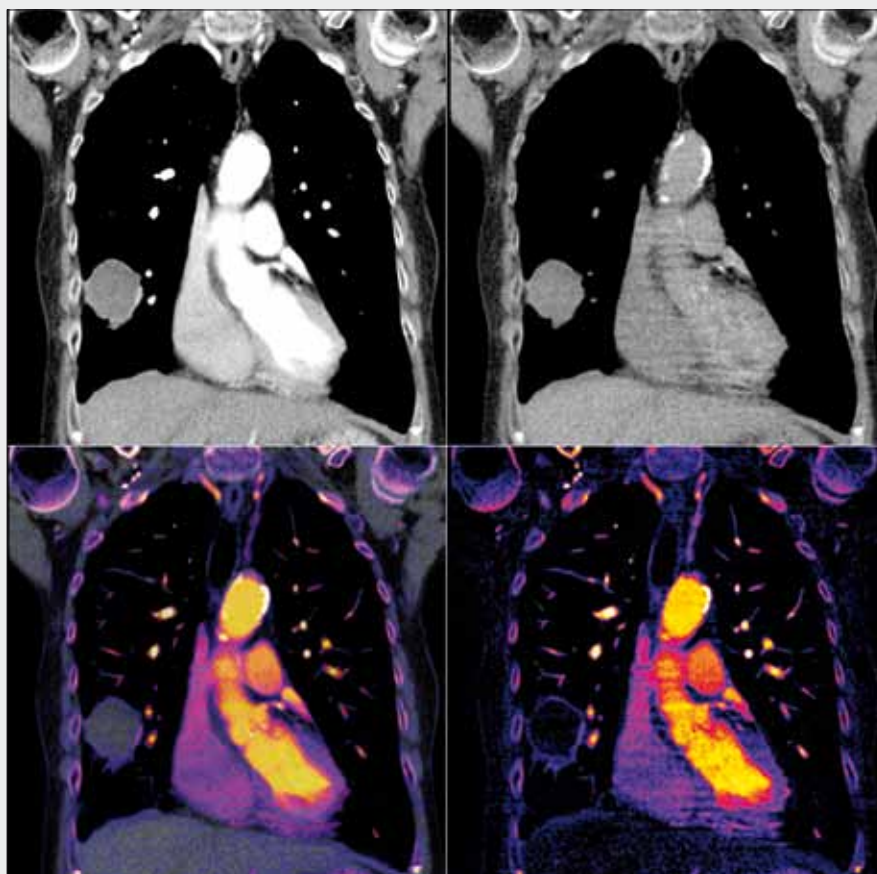


Graf 8. Abdomen 128 SAFIRE versus abdomen 2 x 128 DE SAFIRE

Graf 9. *Abdomen 128 2F SAFIRE versus abdomen 2 x 128 2F DE SAFIRE*Graf 10. *Abdomen 2 x 128 2F DE SAFIRE versus thorax 2 x 128 2F DE SAFIRE*

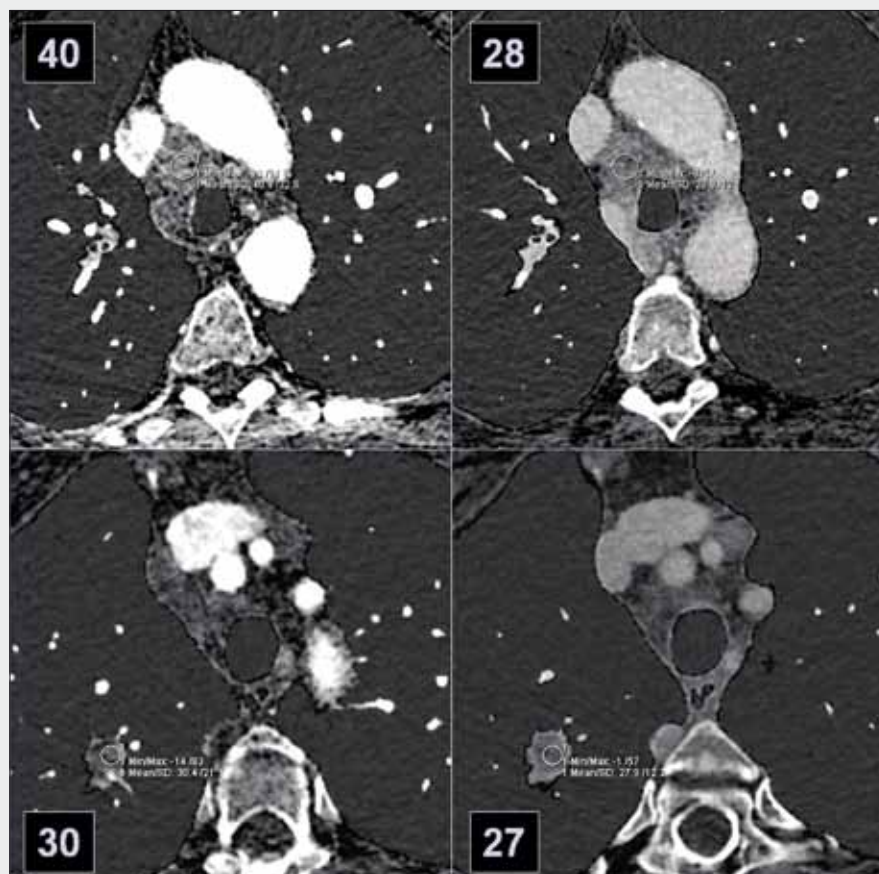
v neustále se zvyšující zátěži obyvatelstva medicínskými zdroji ionizujícího záření tvoří vyšetření CT nejvyšší podíl. Nové možnosti výpočetních systémů provádějících početní operace vedoucí k rekonstrukci obrazových dat umožnily reintrodukcí iterativní metody rekonstrukce do výpočetní tomografie (1–6). Metoda stále živa v rekonstrukci dat pozitronové emisní tomografie byla až do poloviny první dekády našeho

století pro rekonstrukce tisíců obrazů pořízených multidektorovými systémy nepoužitelná. Naopak od roku 2008 se postupně lavinovitě šíří její aplikace v rutinním provozu CT. Hlavní předností iterativního způsobu rekonstrukce CT obrazů je možnost poměrně značné redukce dávky při pořízení dat, neboť iterativní algoritmy značně pomáhají snížit úroveň obrazového šumu (2, 3). První práce zaměřené na rutinní



◀ Obr. 1

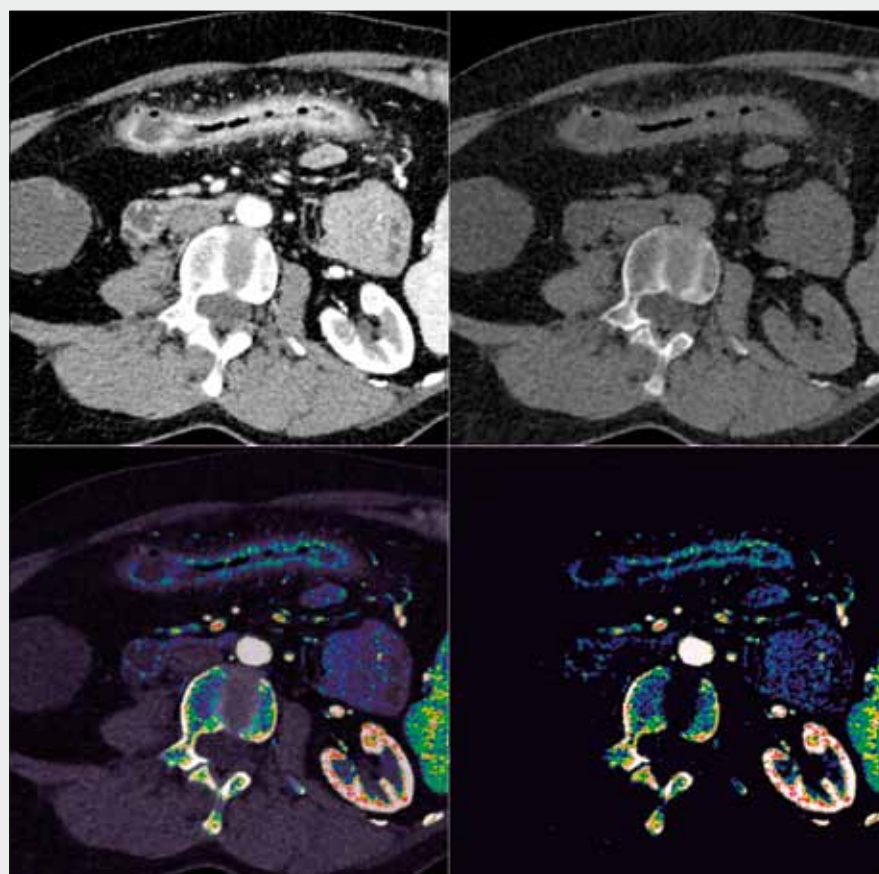
Obr. 1. DECT plic 1,4 mSv, bronchogenní karcinom, útlum vaskularizace při biologické terapii
Fig. 1. DECT of the lungs, 1.4 mSv, bronchogenic carcinoma, decreased vascularisation during biological therapy



◀ Obr. 2

Obr. 2. DECT plic a v arteriální a venózní fázi, 2,4 mSv, vlevo mapy distribuce jodu v arteriální, vpravo v žilní fázi, rozdílný efekt léčby na primární tumor a mediastinální metastázy, číselně zobrazeny hodnoty nasycení jodem v HU

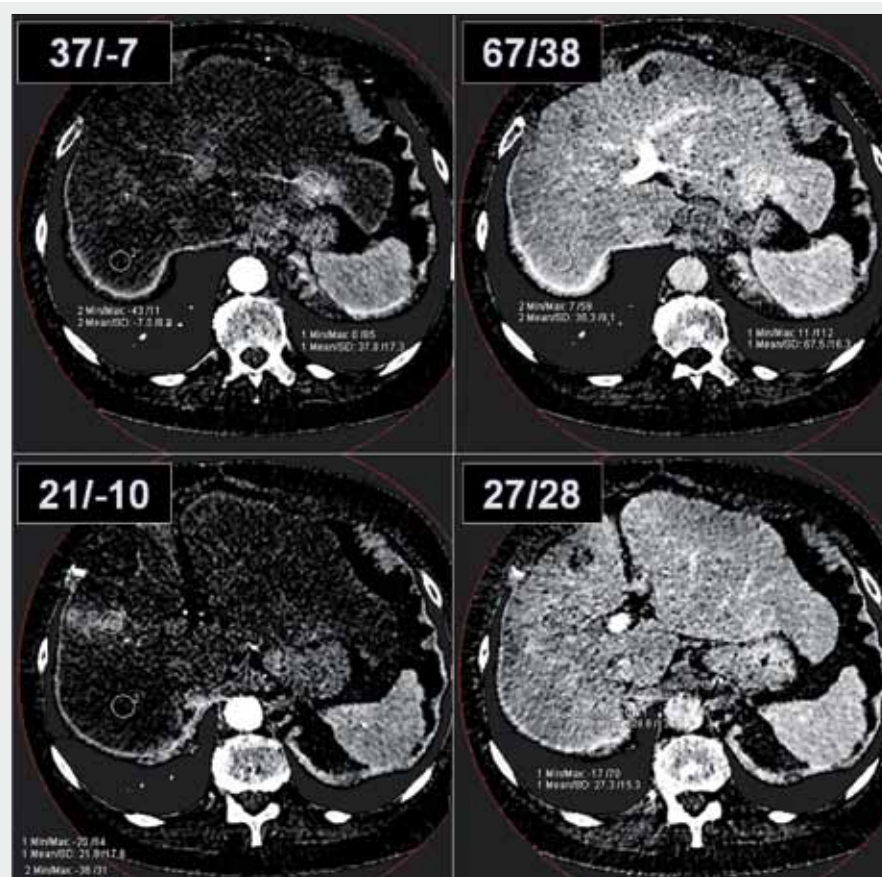
Fig. 2. DECT of the lungs in arterial and portal phases, 2.4 mSv, arterial iodine distribution maps on the left, those obtained from venous phase on the right. Different effect on the primary tumorous tissue and on the mediastinal metastases, values showing the iodine enhancement in HU.



◀ Obr. 3

Obr. 3. DECT enterografie, 3,4 mSv, zobrazení typické hypervaskularizace ve stěně postižené části tračníku

Fig. 3. DECT enterography, 3.4 mSv, imaging of the typical hypervascularisation within the wall of the affected colon



Obr. 4

Obr. 4. DECT břicha v arteriální a portální fázi, 6,4 mSv, v levém laloku tranzitorní arteriální hypervaskularizace, v pravém laloku hepatocelulární karcinom, vlevo obrazy arteriální, vpravo portální, poměr ukazuje podíl v nasycení hypervaskularizovaného ložiska a nepostiženého parenchymu

Fig. 4. DECT of the abdomen in arterial and portal phases, 6.4 mSv, arterial iodine distribution maps on the left, those obtained from portal phase on the right. Transient arterial hypervascularisation localized in the left lobe, hepatocellular carcinoma inside right lobe. Ratios showing the rate of the enhancement between hypervascularised lesion and normal tissue.

zobrazení udávají redukci dávky o 20–50 %. U vyšetření jednozdrojovými systémy se dále snižuje radiační dávka se zavedením nízkovoltážní expozice s napětím 100, 80 kV, nebo i méně, a dále u dvouzdrojových přístrojů zavedením protokolu s ultrarychlým posunem stolu s nominálním faktorem stoupání na hodnoty 3. Výsledná dávka z jednotlivých vyšetření se nakonec může snížit i na polovinu původních hodnot, než bylo běžné před zavedením iterativních rekonstrukcí do rutinní praxe multidetektorové výpočetní tomografie.

DECT od svého vstupu na pole diagnostického zobrazení byla zatížena přídomkem vysoká radiační zátěž. Při podrobné analýze efektivních dávek z jednotlivých skenů byla dávka skutečně zvýšena na 120–200 %, avšak současně s možností vynechat nativní zobrazení. Tato nevýhoda se zdála být znásobena novými možnostmi iterativní rekonstrukce u vyšetření s použitím jednozdrojových jednoenergetických přístrojů.

Existuje jen jediná publikovaná práce věnující pozornost možnostem iterativní rekonstrukce u DECT (7). Práce se však nevěnuje srovnání jednotlivých vyšetřovacích postupů. Naše vlastní výsledky ukázaly několik zajímavých aspektů – jednoznačný vliv stínění filtrem z cínu umožní významné snížení neúčinné expozice tkáně, což má vliv na redukci vlivu sekundárního záření vzniklého Comptonovým rozptylem na kvalitu zobrazení. Již samo použití cínového filtru snižuje expozici na úroveň dávky z expozice jednou rentgenovou trubicí u jednozdrojového CT. Právě lepší separace energetických spekter obou aktivních subsystémů dvouzdrojového CT vede k lepšímu odlišení tkání a k lepším výsledkům tkáňové analýzy – za současného snížení efektivní dávky. Algoritmem SAFIRE bylo možné dávku u DECT sní-

žit na úroveň velmi podobné, či prakticky shodné s použitím jednozdrojového systému. Takové snížení umožní novou introdukcí zobrazení DECT kromě již zavedených indikací (8–10) i do oblastí diagnostiky onemocnění typických pro mladší a adolescentní jedince, jako je například Crohnova nemoc – lze ji použít pro vyšetření CT enterografií. Také screeningová CT kolografie bude moci být prováděna technikou DECT. Metody analýzy dat DECT pak pomohou lépe posoudit aktivitu střevního zánětu nebo lépe posoudit vaskularizaci polypů pomocí map distribuce jodu.

V diskusi musí vyvstávat otázka: Kam až je možné efektivní dávku snížit? Není někdy princip ALARA zneužíván. Využitím analogie z ekonomie lze říci, že ušetřenou dávkou je možné i investovat do nových způsobů vyšetření. Při zobrazování nádorových onemocnění se stalo již dávným standardem zobrazování ve více fázích po podání kontrastní látky. Dvoufázová zobrazení je však možné provést i pomocí DECT. Využitím třímateriálového dekompozičního algoritmu je pak možné provést analýzu sycení jodem v arteriální a venózní fázi. Vytvoření map distribuce jodu a také možnost měření podílu jodu na denzitě tkání, nebo dokonce kvantifikace jeho obsahu ve tkáních pak může pomoci v jaterní tkáni lépe posoudit dynamiku sycení arteriální nebo portální cestou. Porovnání map distribuce jodu pomáhá pak k posouzení diferenciální diagnostiky hypervaskularizovaných ložisek, posouzení efektu terapie anti- VEGF látkami typu bevacizumab atd. Podobně jako v jater je možné zobrazovat dvoufázovým způsobem při DECT i jiné tkáně, zejména nádory. Především jde o karcinom plic a posuzování vývoje nádorového onemocnění při probíhající chemoterapii nebo biologické léčbě. Našími vy-

sledky analýzy efektivní dávky jsme podpořili důvody, proč implementovat metody DECT do dalších diagnostických algoritmů.

ZÁVĚR

Podarilo se nám dokázat, že použití iterativní rekonstrukce algoritmem SAFIRE může mít výrazný vliv na snížení radiační dávky při vyšetření DECT a to tak, že se efektivní dávka neliší od vyšetřeními jednozdrojovým přístrojem.

LITERATURA

1. **Kalra MK, Woisetschlager M, Dahlström N, et al.** Radiation dose reduction with Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction technique for abdominal computed tomography. *J Comput Assist Tomogr* 2012; 36(3): 339–346.
2. **Schabel C, Fenchel M, Schmidt B, et al.** Clinical Evaluation and Potential Radiation Dose Reduction of the Novel Sinogram-affirmed Iterative Reconstruction Technique (SAFIRE) in Abdominal Computed Tomography Angiography. *Acad Radiol* 2013; 20(2): 165–172.
3. **Willemink MJ, Schilham AM, Leiner T, et al.** Iterative reconstruction does not substantially delay CT imaging in an emergency setting. *Insights Imaging* 2013 [Epub ahead of print] PubMed PMID: 23417822.
4. **Kondo M, Hatakenaka M, Higuchi K, et al.** Feasibility of low-radiation-dose CT for abdominal examinations with hybrid iterative reconstruction algorithm: low-contrast phantom study. *Radiol Phys Technol* 2013 [Epub ahead of print] PubMed PMID: 23299614.
5. **Pontana F, Pagniez J, Duhamel A, et al.** Reduced-Dose Low-Voltage Chest CT Angiography with Sinogram-affirmed Iterative Reconstruction versus Standard-Dose Filtered Back Projection. *Radiology* 2013 [Epub ahead of print] PubMed PMID: 23297336.
6. **Karpitschka M, Augart D, Becker HC, Reiser M, Graser A.** Dose reduction in oncological staging multidetector CT: effect of iterative reconstruction. *Br J Radiol* 2013; 86(1021): 20120224. doi: 10.1259/bjr.20120224. PubMed PMID: 23255541.
7. **Wang R, Yu W, Wu Ret, al.** Improved image quality in dual-energy abdominal CT: comparison of iterative reconstruction in image space and filtered back projection reconstruction. *AJR Am J Roentgenol* 2012; 199(2): 402–406.
8. **Meyer M, Hohenberger P, Apfalter P, et al.** CT-based response assessment of advanced gastrointestinal stromal tumor: Dual energy CT provides a more predictive imaging biomarker of clinical benefit than RECIST or Choi criteria. *Eur J Radiol* 2013. doi:pii: S0720-048X(13)00016-8. 10.1016/j.ejrad.2013.01.006. [Epub ahead of print] PubMed PMID: 23410905.
9. **Kim YK, Park BK, Kim CK, Park SY.** Adenoma Characterization: Adrenal Protocol with Dual-Energy CT. *Radiology* 2013 [Epub ahead of print] PubMed PMID: 23329655.
10. **Lee JA, Jeong WK, Kim Y, et al.** Dual-energy CT to detect recurrent HCC after TACE: Initial experience of color-coded iodine CT imaging. *Eur J Radiol* 2012. doi:pii: S0720-048X(12)00559-1. 10.1016/j.ejrad.2012.11.014. [Epub ahead of print] PubMed PMID: 23238365.