

ZOBRAZENÍ TKÁNÍ VÝPOČETNÍ TOMOGRAFIÍ S DUÁLNÍ ENERGIÍ ZÁŘENÍ – PRVNÍ ZKUŠENOSTI Z KLINICKÉHO VYUŽITÍ

TISSUE IMAGING WITH DUAL-ENERGY COMPUTED TOMOGRAPHY – INITIAL
CLINICAL EXPERIENCE

nové zobrazovací techniky

Jiří Ferda¹
Thomas Flohr²
Boris Kreuzberg¹

¹Radiodiagnostická klinika LF UK
a FN, Plzeň

²Siemens Medical Solutions, CT
Division, Forchheim, Germany

Přijato: 1. 2. 2008

Korespondenční adresa:

doc. MUDr. Jiří Ferda, PhD.
Radiodiagnostická klinika
LF UK a FN
Alej Svobody 80, 306 40 Plzeň
e-mail: ferda@fnplzen.cz

SOUHRN

Ferda J., Flohr T., Kreuzberg B. Zobrazení tkání výpočetní tomografií s duální energií záření – první zkušenosti z klinického využití

Zavedením CT se dvěma zdroji záření bylo nejprve užito v zobrazování srdce, obě rentgenky používají při tomto typu zobrazení stejné napětí. Pokud zdroje záření využívají rozdílné voltáže – 80 a 140 kV – je umožněna diferenciace látek podle rozdílné absorpce záření X o dvou odlišných energiích. Fyzikálně-chemická analýza látky pomocí CT s duální energií (dual-energy CT – DECT) může být využita v detekci a kvantifikaci obsahu chemických prvků v tkáních. V současnosti je nejpokročilejší aplikací DECT analýza vápníku a jódu. Díky zvláštnímu chování jódu dovoluje DECT analýza určit obsah jódu v tkáni. Při vyhodnocení dat duální energie může být hustota tkáně rozložena na složku příslušnou (virtuální nativní) tkáni a obsahu jódu. Analýza hustoty tkáně (také nazývaná tkáňová dekompozice) umožňuje hodnocení vaskularizace tkání nebo perfuze parenchymu plic. Příklady analýzy obsahu vápníku jsou diferenciace rozdílných typů urolitiázy a eliminace kalcifikované tkáně z CT angiografie.

V článku jsou shrnuty první zkušenosti s provedením 357 vyšetření DECT. Kvantitativní analýza obsahu jódu ve tkáni se ukazuje jako nejefektivnější aplikace u solidních orgánů, zejména při infiltraci hypervaskularizovaným nádorem. Při plicní embolizaci byly zobrazeny defekty perfuze. Eliminace kalcia u CT angiografie byla užitečná u zobrazení hlavy a krku a zobrazení v abdomi-

SUMMARY

Ferda J., Flohr T., Kreuzberg B. Tissue imaging with dual-energy computed tomography – initial clinical experience

Introduction of the dual-source CT involved the cardiac imaging initially. In cardiac imaging, the both roentgen tubes use the same tube voltages. If tubes exploit different voltages – 80 and 140 kV – the material differentiation according its different absorptions during exposition of the X-rays of two different energies is enabled. Physical-chemical analysis of the material using dual-energy CT (DECT) could be used for detection and quantification of the chemical elements' content in the tissue. Contemporary, the analysis of calcium and iodine content in the material are more advanced applications of the DECT. According to iodine special behavior, DECT tissue analysis is able to determine the iodine content in the tissue. During the dual-energy post-processing, the density could be divided in two values – related to the tissue (virtual non-enhanced) and related to the iodine content. The tissue density analysis called tissue decomposition makes possible evaluation of the tissue vascularisation or perfusion of the lung parenchyma. The examples of the calcium-related analysis are differentiation of the several types of kidney stones and calcified tissue elimination from CT-angiographic studies.

The article summarizes the initial own experience with 357 performed DECT examinations. The quantitative analysis of the iodine content in the tissue exhibited the most effective application of DECT in solid organs, especially in detection of the

nální oblasti. Naopak při zobrazení periferních tepen nebyla zatím shledána výraznější výhoda DECT.

Klíčová slova: CT-angiografie, dualní energie CT, jód, plicní perfuze, urolitiáza.

hyper-vascularized tumorous infiltration. The perfusion defects caused by pulmonary embolism were clearly demonstrated. The calcium elimination in CT-angiography was helpful in head and neck studies and also in abdominal region. No additional advantage showed DECT in imaging of peripheral arteries.

Key words: CT-angiography, dual-energy CT, iodine, lung perfusion, kidney stone.

ÚVOD

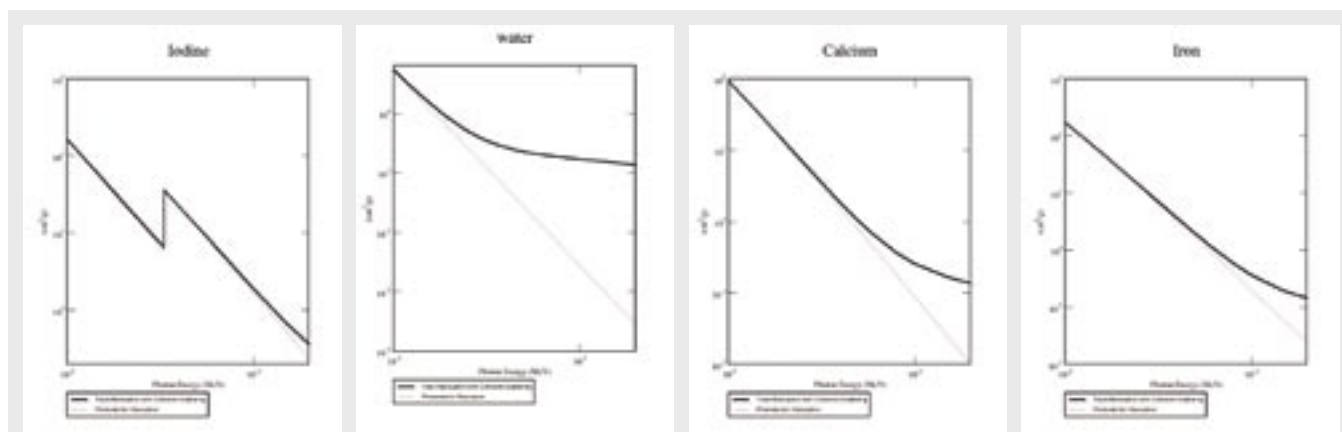
Zobrazení výpočetní tomografií je založeno na vyhodnocení absorpce záření X ve tkáních vyšetřovaného subjektu. Tkáňová absorpce je kvantifikována pomocí Hounsfieldových jednotek (Hounsfield unit – HU) a graficky znázorněna pomocí stupňů šedi. Zatímco u měkkých tkání je absorpce relativně nízká, v tkáních s přítomností atomů s vysokým atomovým číslem se výrazně zvyšuje. Z atomů s vysokým atomovým číslem se přirozeně vyskytuje vápník v kalcifikacích nebo v osifikované tkáni. Po aplikaci kontrastní látky intravenózně nebo intraluminálně je ve tkáních či tělních dutinách přítomen jód. Je známým pozorováním, že pokud je provedeno CT vyšetření s nižším napětím na rentgence, zvýrazňují se kontrastní rozdíly mezi tkáněmi s odlišnou koncentrací jódové kontrastní látky.

Základní myšlenkou fyzikálně-chemické analýzy tkání pomocí zobrazení duální energií záření je vyhodnotit rozdíly v absorpci po expozici zářením s vyšší a nižší energií. Zobrazení zářením X s dvojitou energií je jednou z nových klinických aplikací výpočetní tomografie pomocí přístroje vybaveného dvěma zdroji záření (dual-source CT – DSCT). DSCT se nejčastěji využívá k provádění vyšetření srdce a věnčitých tepen

(1, 2). Při použití stejné energie záření oběma zdroji dosahuje výrazného zvýšení časového rozlišení (1, 2). Druhý, zatím méně vyzkoušený způsob akvizice dat, je využití obou zdrojů záření k simultánní expozici vyšetřovaného objektu zářením X o dvojitou energii. Výpočetní tomografie s duální energií záření (dual-energy CT – DECT) využívá rozdílného pracovního napětí na každé z rentgenek DSCT k expozici vyšetřovaného objektu v jediný okamžik (3). Analýzou rozdílné absorpce při expozici odlišnými energiemi záření X je možné provést fyzikálně-chemickou analýzu vyšetřovaného objektu (3). Cílem sdělení je prezentovat teoretické základy a první vlastní zkušenosti s aplikacemi DECT v klinické praxi.

FYZIKÁLNÍ PRINCIPY ZOBRAZENÍ DUÁLNÍ ENERGIÍ ZÁŘENÍ X

Míra absorpce záření X ve tkáni závisí nejen na chemickém složení tkáně, ale také na použité energii záření během vyšetření. U standardních přístrojů CT s napětím na rentgence od 80 do 140 kV se pohybuje energetické rozpětí emitovaného záření mezi 25 a 140 keV. Pokud jde o spektra vyzařovaného

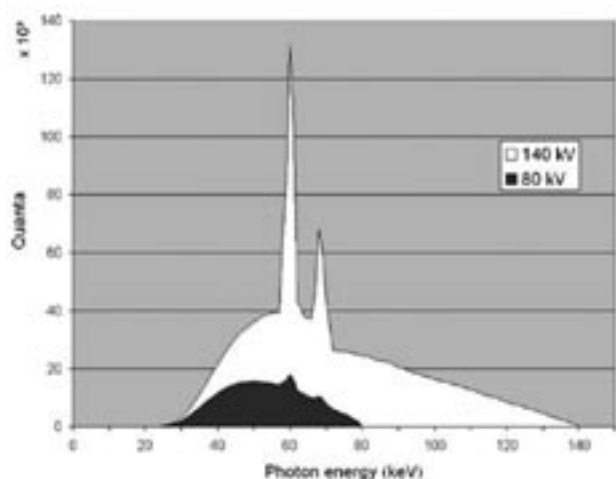


Obr. 1. Závislost absorpce materiálu na energii záření X, využit SW ze (11)

A – voda; B – vápník; C – železo; D – jód

Fig. 1. Material absorption, relation to the X-ray energy, SW used as offered by (11)

A – water; B – calcium; C – iron; D – iodine



Obr. 2. Emisní spektrum záření X při hodnotách napětí 80 a 140 kV (Straton, Siemens, Forchheim, Německo), uvedeno se svolením Siemens Medical Solutions

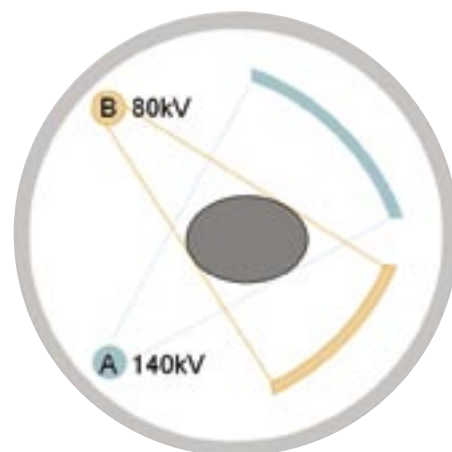
Fig. 2. Emission spectra of the X-rays using tube voltage 80 and 140 kV (Straton, Siemens, Forchheim, Germany), used with permission of Siemens Medical Solutions

záření při nižších a vyšších voltážích, tak se u vyšších voltáží výrazněji podílí na celkové vyzářené energii charakteristické záření na úkor záření brzdného. U nižších voltáží se spektrum vyzářených energií posouvá do rozmezí mezi 25 a 80 keV a celkové kvantum záření je výrazně nižší. Průměrná energie záření při použití napětí na rentgence 80 kV je 53,3 keV (3). U napětí na rentgence 140 kV vzrůstá ve spektru podíl charakteristického záření, horní mez intervalu energií dosahuje až na 140 keV, průměrná energie je potom 71,0 keV (3).

Hlavními mechanismy interakce hmoty se zářením X jsou Comptonův rozptyl, koherentní rozptyl a fotoefekt. Comptonův rozptyl je z větší části nezávislý na energii záření (v energetickém rozpětí záření používaného při CT). Podíl fotoefektu na výsledné absorpci se výrazně mění v závislosti na energii záření, a stává se tak ústředním činitelem podílejícím se na vzniku CT obrazu.

Rozdíly v absorpci atomů s nízkým atomovým číslem a atomů s vysokým atomovým číslem vlivem Comptonova rozptylu jsou v rozmezí energií záření X používaných výpočetní tomografií zcela mizivé. Dochází však k zásadnímu rozdílu mezi vlivem fotoefektu. Absorpce u vody, ale i u kalcia se vzrůstající energií záření téměř lineárně klesá, jejich úroveň se však liší až od 4 řády. Nejčastěji používanou kontrastní látkou ve výpočetní tomografii jsou jódomé kontrastní látky. Je zajímavou shodou okolností, že právě jód, používaný více než sto let jako kontrastní látka se mezi ostatními atomy vymyká svojí absorpční křivkou (4). Zvláštní chování jódu je dané náhlým prudkým vzestupem absorpce u energií záření v nižší energetické hladině kolem 50 keV (4). Odlišného chování jódu dovoluje využít vyhodnocení absorpce v jednotlivých voxlech k posouzení přítomnosti jódu v dané tkáni a následně jeho přítomnost i kvantifikovat.

Možnosti fyzikálně-chemické analýzy tkání vyhodnocením absorpci záření X s různou energií byl zkoumán již od 70. let minulého století (5–7). Praktické využití analýzy obsahu jódu naráželo na dva významné problémy. Pro kvantifikaci obsahu jódu ve tkáni je nutné dodržet dvě podmínky – stabilní koncentrace jódu a dvojí energie použitého záření. Ne-



Obr. 3. Schéma gantry CT se dvěma zdroji záření (Definition, Siemens, Forchheim, Německo). Při zobrazení duální energií pracuje systém A s napětím 140 kV, systém B s napětím 80 kV.

Fig. 3. Schematic image of the dual-source CT gantry (Definition, Siemens, Forchheim, Germany). During dual-energy CT, system A operates with 140 kV tube voltage, system B with 80 kV respectively.

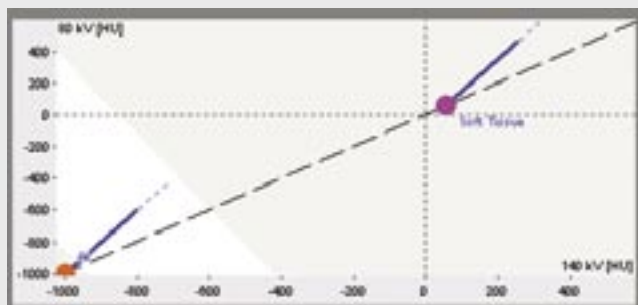
bylo možné současně provést expozici diskretně oddělenou dvojicí energií záření v jediném okamžiku, aby bylo možné zobrazit tkáň s identickým obsahem jódu. Byl problém s emisí dostatečného kvanta záření nižších energetických hodnot, ale problémem bylo i použití obou kvalitativně odlišných expozic v jediný okamžik (7). Většina (až do současnosti využívaných) zdrojů záření pro CT používá pro standardní vyšetření hodnoty napětí na rentgence 120–140 kV. Nižší napětí jsou užívána jen u tzv. nízkodávkových vyšetření (low-dose). U zobrazení s plnou diagnostickou hodnotou po aplikaci jódomé kontrastní látky naráží stále použití nízkenergetického záření na problém nedostatečného výkonu rentgenky při nízkých voltážích. Celkové kvantum emitovaného záření při 80 kV nedovoluje provést zobrazení s dostatečně nízkou úrovní šumu.

Pokud jsou použita k zobrazení tkání záření s rozdílnou energií, mění se absorpce vyjádřená HU výrazněji, pokud obsahuje tkáň jód (3, 4). Vzhledem k tomu, že průměrná energie záření při napětí na rentgence 80 kV dosahuje 53,3 keV a odpovídá přibližně náhlému vzestupu absorpce vlivem fotoefektu

Tab. 1. Provedená vyšetření

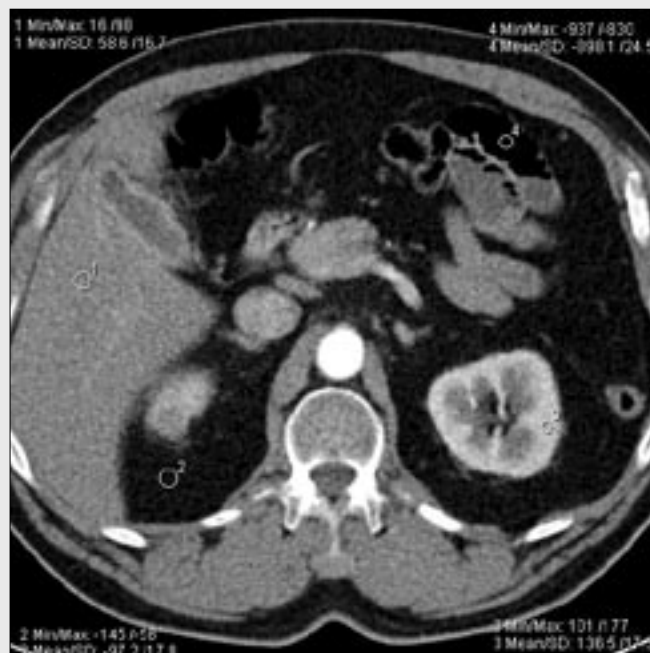
Tab. 1. Performed examinations

Typ vyšetření	Počet vyšetření
játra	79
ledviny (bez litiázy)	19
pankreas	19
nadledviny	5
nefrolitiáza	7
břicho ostatní	37
plicnice	57
tepny krku a mozku	74
abdominální aorta	32
aorta a tepny dolních končetin	23
dolní dutá žíla	5
celkem	357

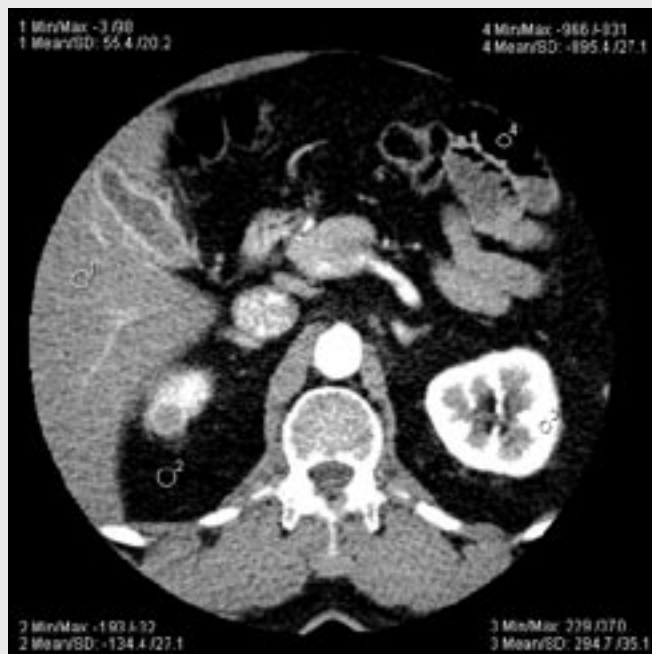


Obr. 4. **Princip analýzy tkáně.** Graf je využíván při algoritmu analýzy plicní perfuze. Uzlové body reprezentují densitu vzduchu (červený bod) a měkkých tkání (fialový bod). Modré tučné linie ukazují vztah nárůstu density tkáně na obsahu jódu.

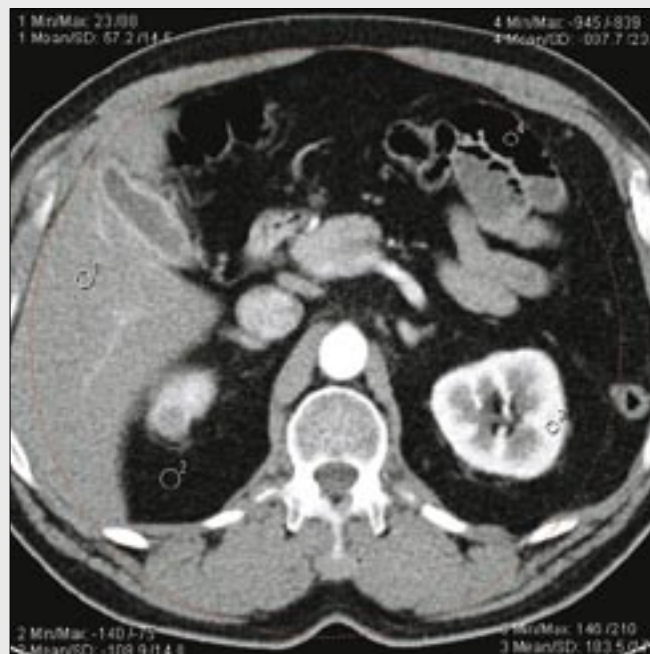
Fig. 4. **Principle of the tissue decomposition.** Graph used in evaluation of the lung perfusion. Node-points represent the density of the air (red) and soft tissue (violet). Blue bold lines signed relation of the tissue density increment related to the iodine content.



▲ Obr. 5A



▲ Obr. 5B



▲ Obr. 5C

Obr. 5. Kvalita obrazů s porovnáním rozdílů v měřených densitách při použití A – 140 kV, B – 80 kV a C – fúze zobrazení s ekvivalentní kvalitou k 120 kV

Fig. 5. Comparison of image quality and measured densities using A – 140 kV, B – 80 kV and C – fusion image equivalent to 120 kV

na absorpční křivce jódu, dochází právě při použití napětí na rentgence 80 kV (záření s nižší energií) k výraznému vzestupu density tkání s obsahem jódu. U měkkých tkání s nízkým obsahem prvků s vysokým atomovým číslem jsou rozdíly v densitě jen minimální. Z dalších prvků s vysokým atomovým číslem se ve tkáních ve vyšší míře vyskytují výše zmíněný vápník (Ca) a v menší míře v některých tkáních i železo (Fe). I když jejich chování se liší od jódu, je možné i u nich provést ve tkáních fyzikálně-chemickou analýzu tkání pomocí DECT.

AKVIZICE, REKONSTRUKCE A ZPRACOVÁNÍ DAT

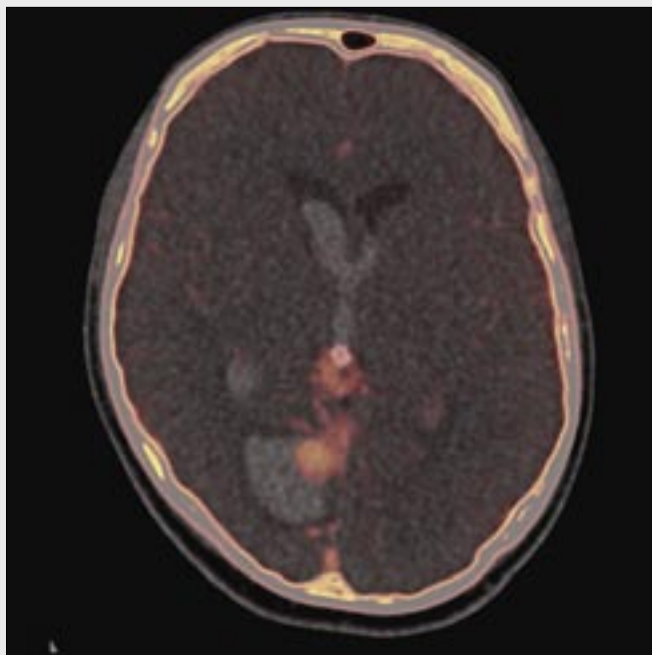
Vyšetření provádíme na našem pracovišti pomocí výpočetního tomografu vybaveném dvěma zdroji záření a dvěma detektorovými soustavami (Somatom Definition, Siemens, Forchheim, Německo). Osy obou systémů (zdroj záření – detektorová soustava) jsou navzájem kolmé. Systém A používá pracovní napětí 140 kV a sbírá data v poli o průměru 500 mm, systém B



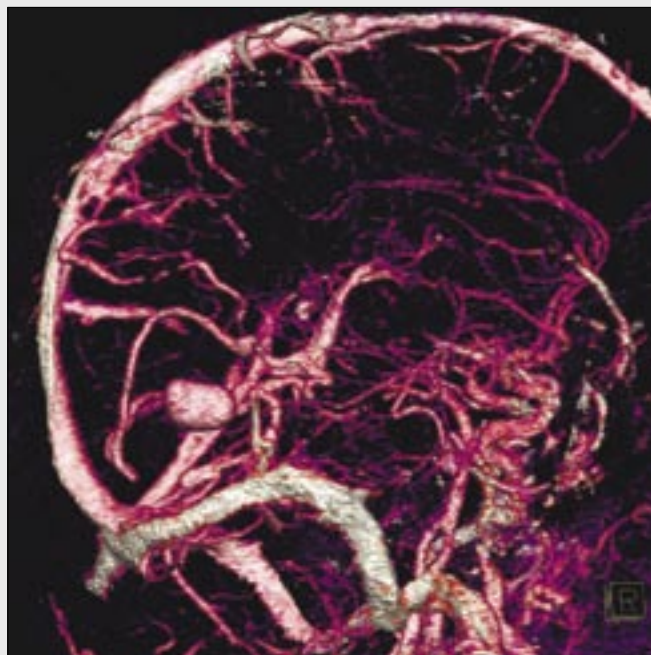
▲ Obr. 6A



▲ Obr. 6B



▲ Obr. 6C



▲ Obr. 6D

Obr. 6. Intrakraniální krvácení, jehož příčinou byl durální arteriovenózní zkrat s aneurymatickou dilatací jedné z žil

A – zdrojový CTA obraz; B – virtuální nativní obraz; C – fúze mapy distribuce jódu a virtuálního nativního obrazu; D – eliminace lebky z VRT obrazu

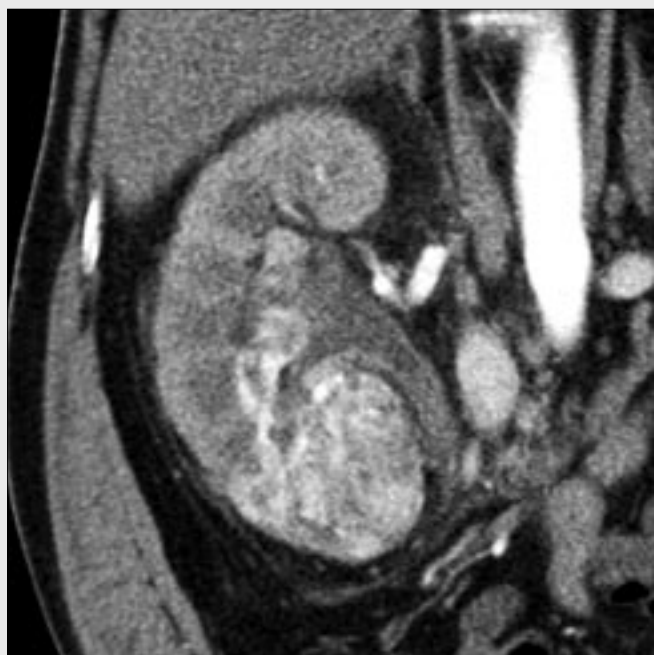
Fig. 6. Intracranial bleeding caused by dural arterio-venous shunt with developed aneurysmal dilatation of vein

A – CTA source axial image; B – virtual non-enhanced image; C – fusion of the iodine distribution map and virtual non-enhanced image; D – elimination of the skull from the VRT image

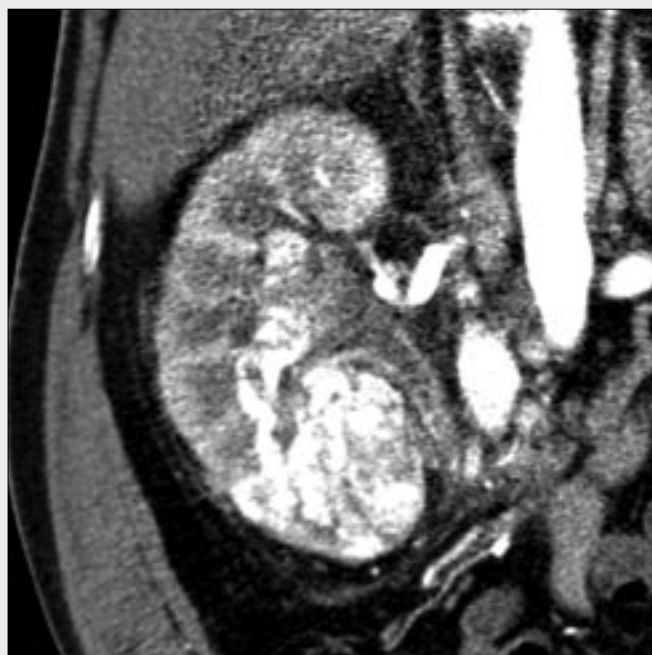
pracuje s pracovním napětím 80 kV a data pořizuje v poli o průměru 250 mm. Oba systémy pracují simultánně během spirální akvizice dat při rychlosti otáčky gantry 500 ms o 360 stupňů.

Při všech vyšetřeních používáme kolimace $32 \times 0,6$ mm, která umožňuje (použitím plovoucího ohniska na každé z rentgenek) pořídit 64 datových stop každým z detektorových systémů. Výsledný počet datových stop je pak 128. Hodnoty faktoru stoupání (pitch) se pohybují od 0,75 do 0,9 dle klinické aplikace. Dávka při většině vyšetření je řádově srovnatelná jako

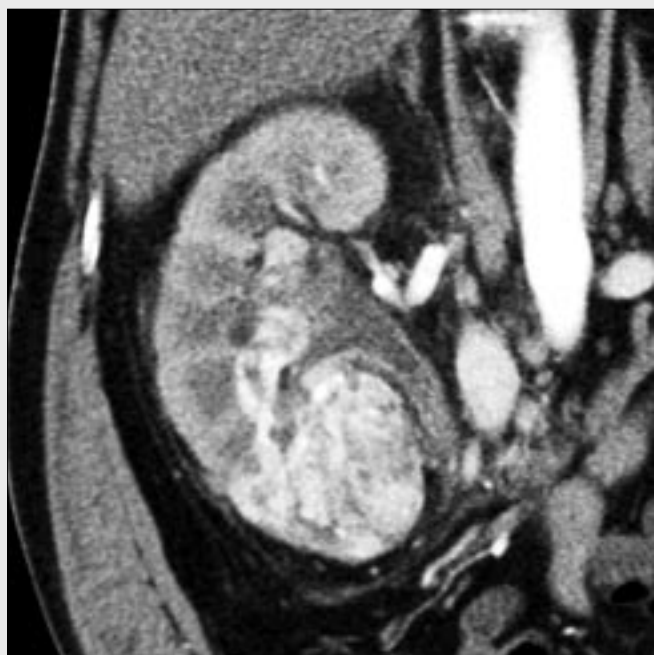
při rutinním vyšetření s použitím 120 kV. Pouze při srovnání rutinního vyšetření plicního parenchymu, které běžně provádíme s hodnotou 100 kV, dochází u DECT k navýšení dávky. Při porovnání hodnot objemového CTDI u jednotlivých vyšetření dochází proti zobrazení s jedinou kvalitou záření k navýšení dávky o 5 až 10% u zobrazení břicha (DECT břicha CTDIvol 15 mGy) (3), u zobrazení krkavic je dávka téměř srovnatelná (DECT krkavic CTDIvol 11 mGy) (8), u plic je zvýšená dávka asi o 1/3 především z důvodu používání 100 kV při běžném



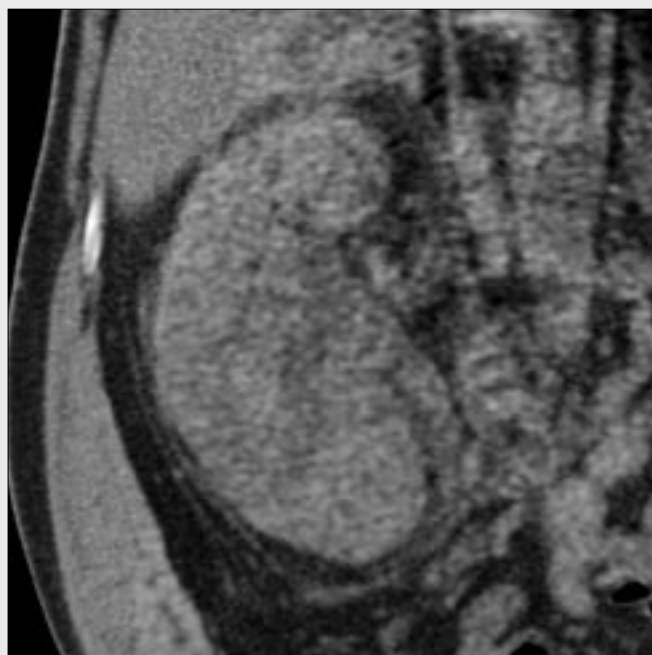
▲ Obr. 7A



▲ Obr. 7B



▲ Obr. 7C



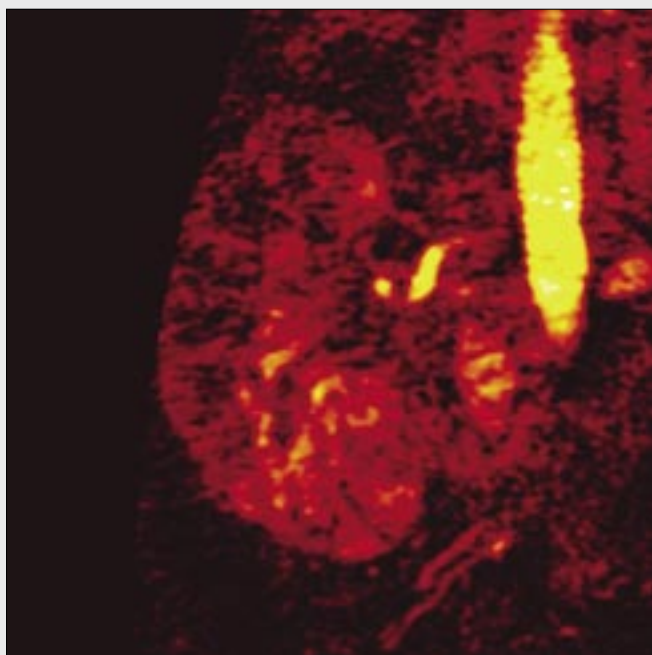
▲ Obr. 7D

vyšetření. Při celkové dávce vyšetření je však u většiny aplikací dávka snížena díky neprovádění nativních zobrazení.

Rekonstrukce dat probíhá na operátorské konzoli. Využíváme rekonstrukce dvou typů axiálních obrazů – se širší vrstvou 2–5 mm pro přehledné zobrazení a v šíři 0,6 mm k dalšímu zpracování pro multiplanární zobrazení a trojrozměrné rekonstrukce. Všechna data jsou rekonstruována v zobrazení při 140 kV, 80 kV. Následně je generován smíšený obraz s faktorem poměru kvality obrazu 0,3 (80 kV : 140 kV), kdy jsou rekonstruovány obrazy s kvalitou ekvivalentní 120 kV. Obrazy 80 kV a 140 kV jsou použity ke zpracování v programovém modulu Dual Energy. Smíšené obrazy jsou určeny pro rutinní zpracování dalšími programy pro rekonstrukci multiplanárních a trojrozměrných rekonstrukcí.

U zobrazení jater, ledvin a pankreatu bylo využito dvoufázového zobrazení. Pro zobrazení hypervaskularizovaných nádorů, jako jsou hepatocelulární karcinom a karcinom ledviny, byla použita pro DECT arteriální fáze nástřiku, venózní fáze byla pořízena konvenčním způsobem. U zobrazení jater z jiných indikací a při zobrazení pankreatu byla použita pro DECT venózní fáze. Kontrastní látku aplikuje standardním způsobem přetlakovým injektorem průtokem 4 ml/s o objemu příslušném k danému typu vyšetření v množství od 50 ml pro CTA krkavic po 100 ml pro zobrazení břišních orgánů, vždy s aplikací proplachu fyziologickým roztokem o objemu 50 ml, průtokem 4 ml.

K vyhodnocení dat DECT využíváme dedikovaného programu (Dual Energy, Siemens, Forchheim, Německo), který pracuje



▲ Obr. 7E

Obr. 7. Renální karcinom infiltrující pravou ledvinu, obrazy arteriální fáze

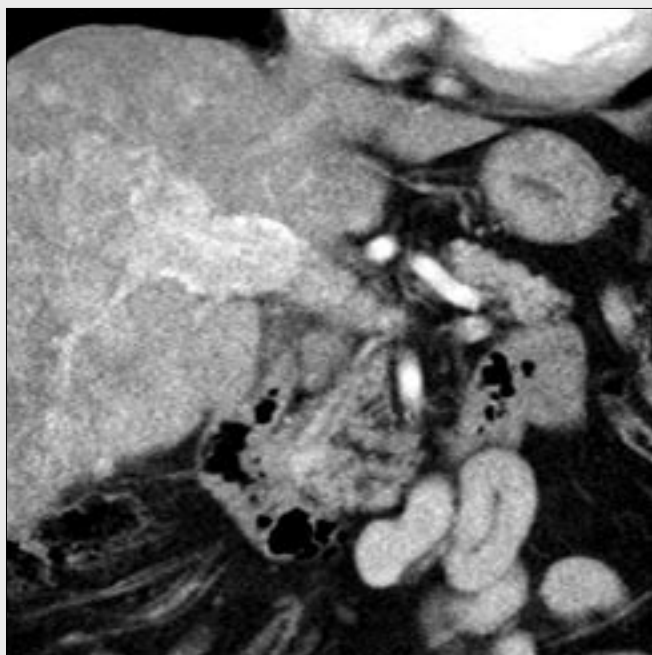
A – 120 kV; B – 80 kV; C – obraz ekvivalentní 120 kV; D – virtuální nativní obraz; E – mapa distribuce jódu představující virtuální perfuzní mapu; F – VRT obraz CT-angiografie po eliminaci voxelů s obsahem kalcia



▲ Obr. 7F

Fig. 7. Renal-cell carcinoma infiltrated right kidney, arterial phase images

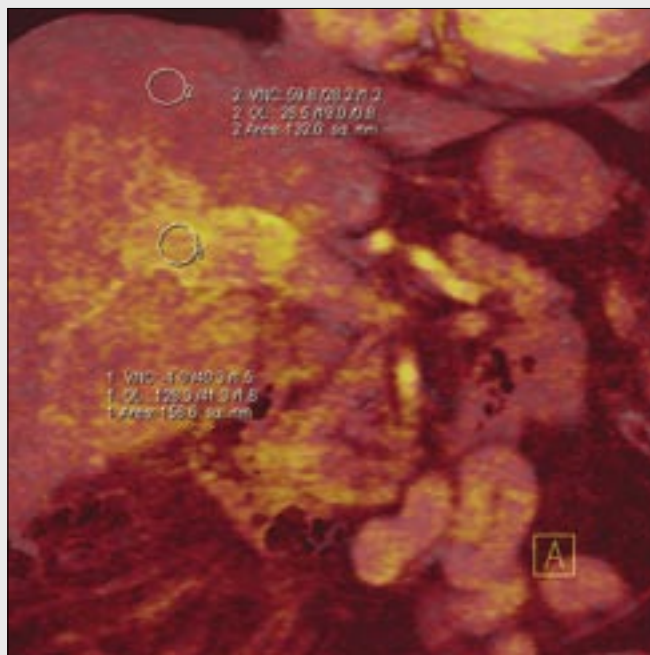
A – 140 kV; B – 80 kV; C – 120 kV equivalent image; D – virtual non-enhanced image; E – iodine distribution map – virtual perfusion map; F – VRT image of the CT-angiography after calcium containing voxels elimination



▲ Obr. 8A

Obr. 8. Pacient s chronickou aktivní hepatitidou B. Hepatocelulární karcinom vrůstá do portální žíly, obrazy arteriální fáze. Hodnocení hustoty pomocí virtuální nativní hodnoty (příslušná vlastní tkáň – VNC) a hodnoty příslušné hustoty jódu (overlay – OL) pomáhají v diferenciaci regenerativních nodulů a rozvinutého infiltrativního hepatocelulárního karcinomu.

A – postkontrastní obraz v arteriální fázi; B – mapa distribuce jódu ukazuje extrémně zvýšený obsah jódu v tumoru vrůstajícím do portální žíly (densita příslušná jódu 128 HU, hustota odpovídající tkáni -1 HU), regenerativní nodule vykazuje pomalejší syčení kontrastní látkou a vyšší vlastní hustotu (densita příslušná jódu 26 HU, hustota příslušné vlastní tkáň 59 HU)



▲ Obr. 8B

Fig. 8. Patient with chronic active hepatitis B. Hepatocellular carcinoma invaded the portal vein, arterial phase images. Density evaluation using virtual non-enhanced (tissue related – VNC) and iodine overlay (iodine related – OL) values helped to differentiate the regenerative nodules and the developed infiltrative hepatocellular carcinoma.

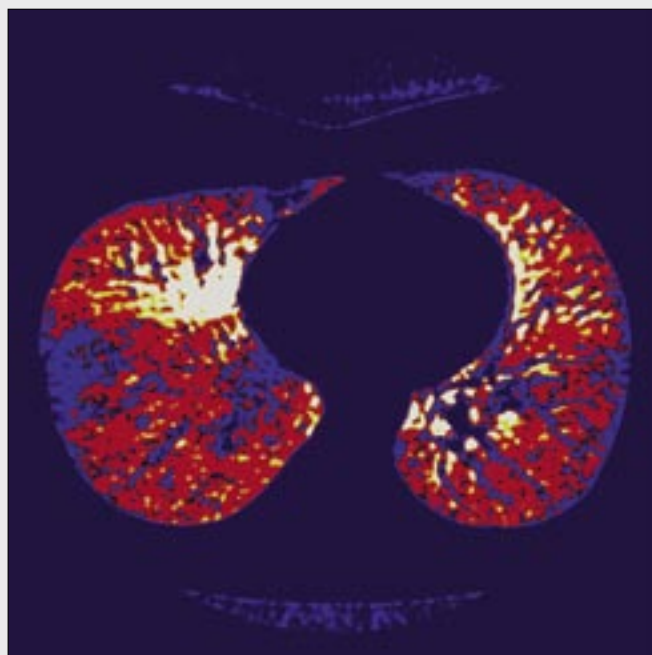
A – contrast enhanced image in the arterial phase; B – map of iodine distribution showed extremely increased iodine content in the tumor invaded the portal vein (density value related to iodine 128 HU, tissue related density value -1 HU), the regenerative nodule exhibited slower contrast enhancement (iodine related density value 26 HU, tissue related density value 59 HU)



▲ Obr. 9A

Obr. 9. Izolovaná embolizace do laterálního segmentu pravého dolního laloku

A – multiplanární rekonstrukce ukazuje embolus; B – perfúzní defekt korepondující s lokalizací embolu



▲ Obr. 9B

Fig. 9. Isolated embolisation in lateral segment of the right lower lung lobe

A – multiplanar image showed embolus; B – perfusion defect corresponding to the embolus localization



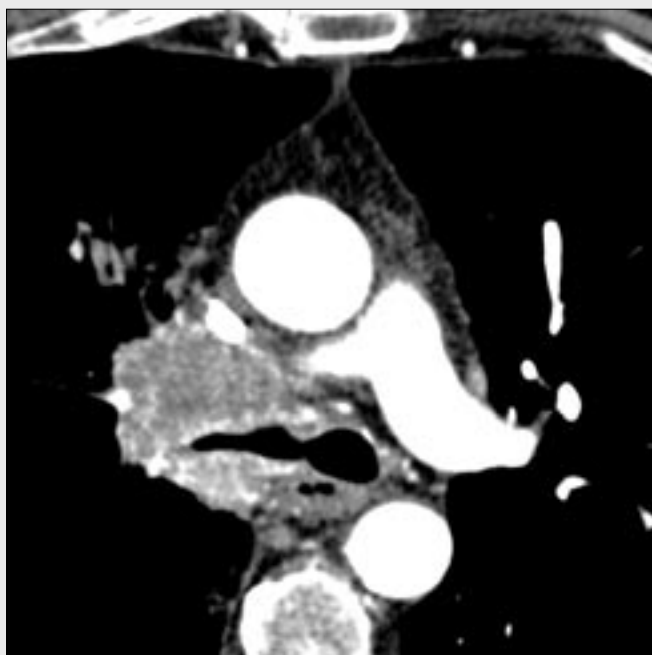
▲ Obr. 10A



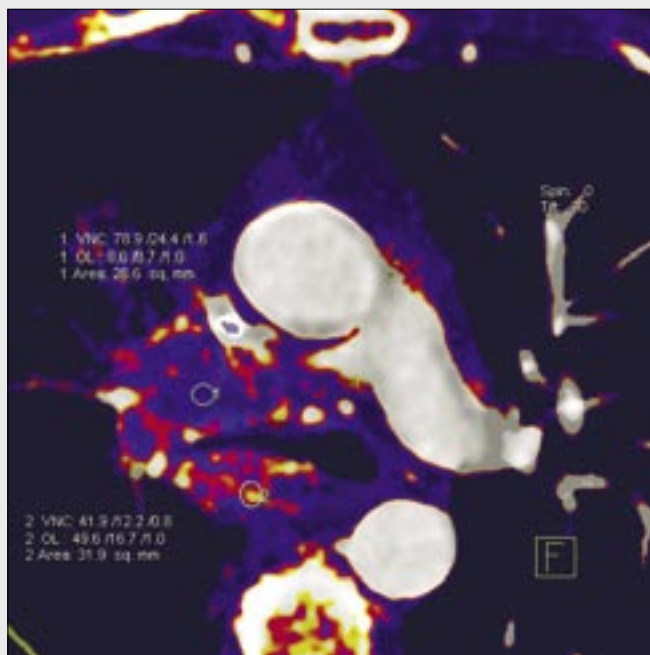
▲ Obr. 10B

s prostorově identickými objemy obrazových dat pořízených 140 kV a 80 kV. Určení obsahu jódu v tkáni je založeno na rozložení denzity každého z voxelů na tři základní materiálové složky, kdy jednou ze složek je vždy jód a ostatní dvě převažující komponenty příslušné tkáně (3). Pro plicní tkáň je to vzduch, měkké tkáně a jód, pro abdominální oblast měkké tkáně, tuk a jód. Rozdíly v denzitách jednotlivých tkání při vyšetření 80 a 140 kV jsou relativně stabilní. Při znalosti hodnoty denzity jednotlivých tkáních

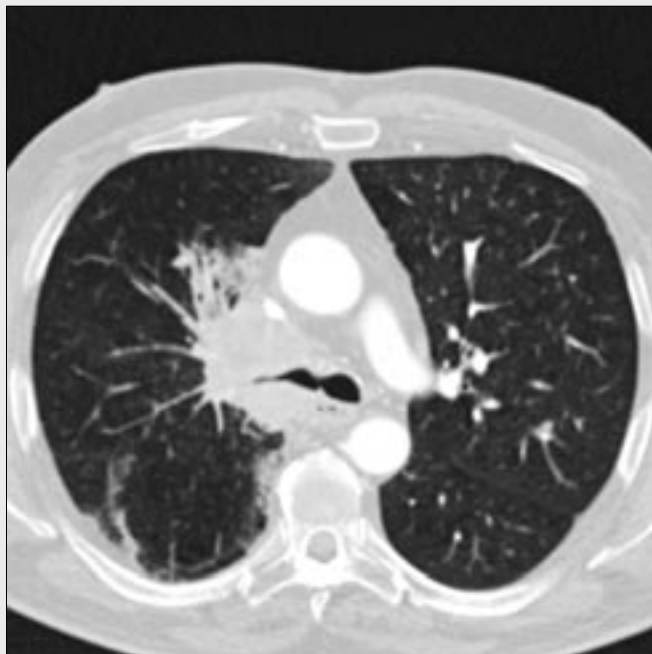
naměřených při použití 80 a 140 kV, je možné analýzou absorpce tkáňové den rozložit denzity ve voxelu na složku příslušnou jódu a složku příslušnou vlastní tkáni. Po fyzikálně-chemické analýze tkání vznikají mapy, které je možné uložit jako DICOM soubory a dále s nimi pracovat v dalších aplikacích postprocessingu. Vzniklé obrazy poskytují subjektivní informaci hodnocením celých obrazů nebo fúzí jejich kombinací. Kromě subjektivního hodnocení je možné pomocí měření v oblasti zájmu objektivně



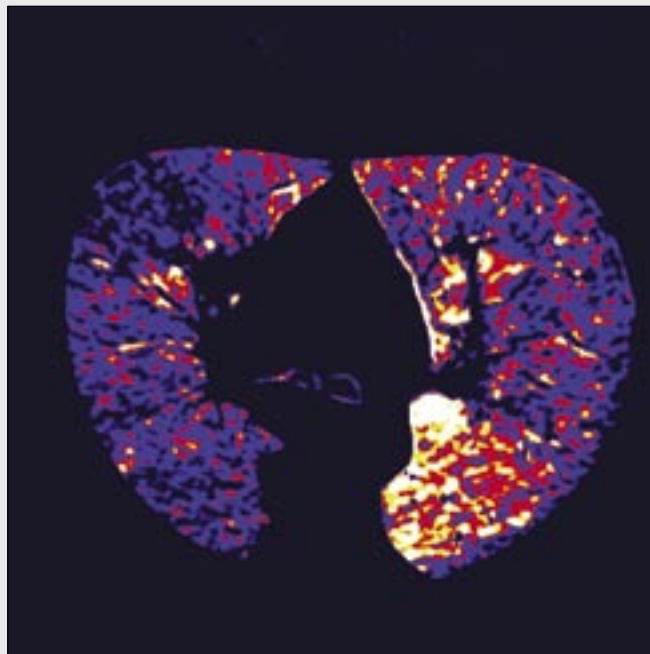
▲ Obr. 10C



▲ Obr. 10D



▲ Obr. 10E



▲ Obr. 10F

Obr. 10. Pokročilý karcinom plic infiltrující pravý horní bronchus a mediastinum, restaging po radioterapii, zobrazení pomocí DECT

A – koronární obraz; B – koronární virtuální nativní obraz; C – axiální obraz; D – mapa distribuce jódu ukazuje, že vitální část nádoru rostoucí ke karině je vaskularizovaná má vyšší úroveň vaskularizace než tkáň ozářená; E – axiální obraz v plicním okně; F – při zazdění plicnice je patrná v pravé plicí výrazná hypoperfuze ve srovnání s kontralaterální stranou

Fig. 10. Advanced lung carcinoma infiltrated right upper bronchus and mediastinum, restaging after radiotherapy - imaging with DECT

A – coronal CT image; B – virtual non-enhanced image; C – axial image; D – map of iodine distribution showed increased vascularisation in the vital tumorous tissue growing towards to the carina; E – axial image in lung window; F – virtual perfusion map showed decreased perfusion of the right lung caused by the encasement of the right upper pulmonary artery branch

zjistit, kolik se na denzitě podílí tkáňová složka a kolik v hodnotě denzitě přidává obsah jódu.

V průběhu tří měsíců jsme provedli celkem 357 vyšetření. V hodnocení vyšetření využíváme v současnosti čtyři algoritmy pro analýzu tkání umožňující virtuální nativní zobrazení tkání, plicní perfuzní zobrazení, subtrakci skeletu (eliminací voxelů s obsahem kalcia) a analýzu močových konkrementů.

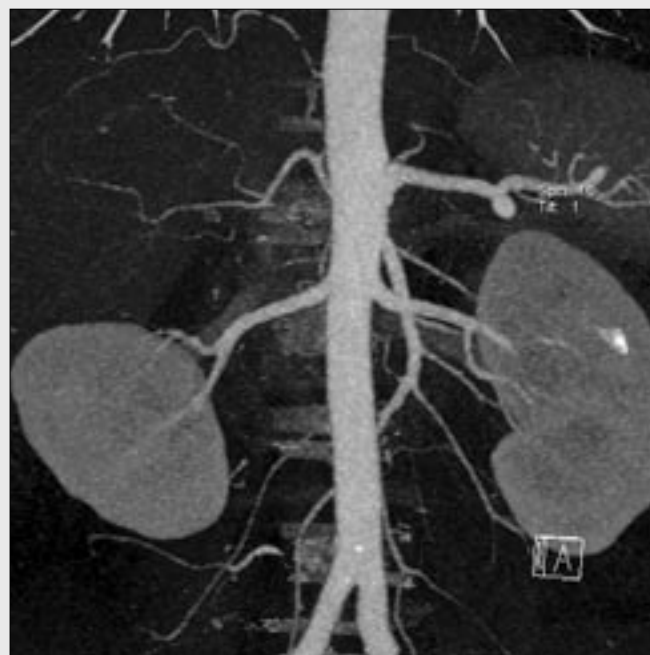
KLINICKÉ APLIKACE DECT

Virtuální nativní zobrazení

Při konvenčním zobrazení břicha a pánve a také nádorových onemocnění hlavy a krku je vyšetření nejprve provedeno nativně, poté po podání kontrastní látky intravenózně. Při zob-



▲ Obr. 11A



▲ Obr. 11B



▲ Obr. 11C



▲ Obr. 11D

Obr. 11. Renální CT-angiografie u nemocného s hypertenzí. Expanze pravé nadledviny byla dříve nalezena pomocí ultrazvuku.

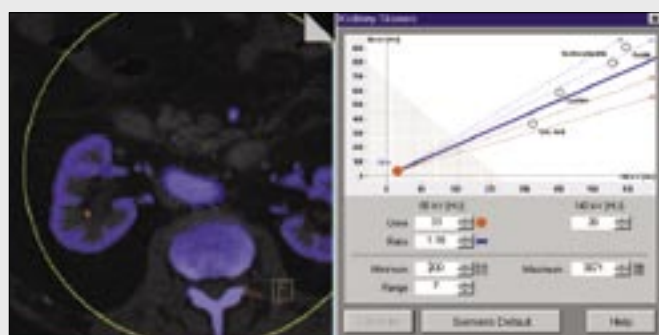
A – multiplanární rekonstrukce; B – CTA MIP po eliminaci kalcia; C – virtuální nativní obraz; D – mapa distribuce jódu – virtuální perfuzní mapa. Analýzou vyšetření objevena fibromuskulární dysplazie hilových větví pravé renální tepny, útvar vykazuje typické známky angiomyelolipomu, jen minimálně obsahuje jód.

Fig. 11. Renal CT-angiography in patient with hypertension. Adrenal mass was found by ultrasound.

A – multi-planar reconstruction; B – MIP image after calcium elimination; C – virtual non-enhanced image; D – map of iodine distribution, virtual perfusion map. Images analysis showed that fibro-muscular hyperplasia of the hilar renal arteries, adrenal mass exhibits typical signs of angiomyelolipoma with minimum of iodine content.

razení jaterního parenchymu, ledvin i pankreatu je využíváno zobrazení v arteriální a venózní fázi distribuce kontrastní látky. Pomocí DECT je možné rozložit hodnotu denzity na hodnotu příslušnou tkáni a hodnotu příslušnou obsahu jódu, a tak získat mapu představující rozložení denzit po eliminaci jódu – tzv. virtuální nativní zobrazení a dále mapu představující distribuci jódu, tedy virtuální perfuzi tkáně (3). Měřením

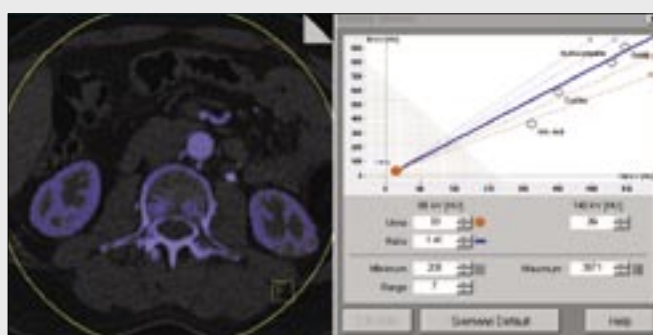
denzity v definované oblasti zájmu pak lze zjistit nativní hodnotu tkáně bez přítomnosti jódu. Fyzikálně-chemická analýza tkáně pomocí DECT tak dovolí bez nativního vyšetření kvantifikovat obsah jódu v tkáni a hodnotit tak například stupeň vaskularizace, aniž by bylo nutné provést nejprve nativní vyšetření. Virtuální nativní zobrazení dovoluje stejně jako klasické nativní zobrazení odlišit kalcifi-



▲ Obr. 12A

Obr. 12. Chemická analýza ledvinných konkrementů

A – urátový konkrement v pravé pánvičce, červenou barvou je zobrazen dle algoritmu reprezentovaného grafem; B – oxalátový konkrement v proximálním levém močovodu zobrazený modrou barvou dle algoritmu reprezentovaného grafem



▲ Obr. 12B

Fig. 12. Chemical analysis of kidney stones

A – uric acid stone in the right pelvis, demonstrated by the red color according to the imaging algorithm represented by graph; B – oxalate stone in proximal left ureter, demonstrated by blue color according to the imaging algorithm represented by graph

kace ve tkáních, nebo podíl hematomu ve tkáni či v tělních dutinách.

Virtuální mapy nativního zobrazení a mapy distribuce jódu jsme využívali v zobrazení nádorů ledvin, jater, pankreatu a nadledvin a také u nemocných s intraabdominálním krvácením a u akutní pankreatitidy. Výhoda zobrazení DECT je především u tkání, které mají na postkontrastním vyšetření srovnatelnou naměřenou densitu. Rozložením sumační density na nativní složku a složku příslušnou jódu použitím analýzy distribuce jódu je možné identifikovat přítomnost infiltrace hypervaskularizovaným nádorem v jaterním parenchymu nebo v kostní dřeni obratlů. Pokud je v orgánu přítomna infiltrace hypervaskularizovaným nádorem (renální karcinom nebo hepatocelulární karcinom), výrazněji se zvyšuje podíl jódu na densitě, objektivizovaný analýzou DECT. Podobně i u akutní pankreatitidy, kdy se densita tkáně na postkontrastním obrazu skládá z density hemoragií i jódem nasycené vitální tkáně, lze odlišit jen z postkontrastního zobrazení oblasti zcela nekrotické od vitálních.

Jako další perspektivní indikaci DECT je možné uvést detekci hypovaskularizovaných jaterních metastáz v steatotickém jaterním parenchymu a sledování jaterního parenchymu po radiofrekvenční ablacii. V koagulační nekróze je výrazný podíl density prokrvácené tkáně, příspěvek jódu je ve srovnání s reziduální nádorovou tkání i ve srovnání s jaterním parenchymem jen minimální.

Při použití DECT u nemocných s intrakraniálním krvácením jsme byli schopni detekovat na zobrazeních virtuálního nativního obrazu krvácení. Ve srovnání s běžným nativním zobrazením mají virtuální mapy nevýhodu v horším rozlišení tkání díky vyššímu šumu. Nejvíce se tato nevýhoda projevuje u zobrazení hlavy, dále u oběžných nemocných při vyšetření abdominální oblasti. Srovnání s nativním zobrazením mozku však musí zohledňovat fakt, že standardní zobrazení mozku je prováděno nesrovnatelně vyšší dávkou. Výraznou výhodou je naopak ušetření dávky pro nativní zobrazení.

Perfuzní zobrazení plic

Kvantifikaci obsahu jódu v plicní tkáni je možné ze zobrazení plic kvantifikovat míru perfuze. Perfuzní mapa ukazuje rozlo-

žení jódu v plicní tkáni v závislosti na jeho distribuci v cévním řečišti plic. U plicní embolizace se objevují perfuzní defekty v plicním parenchymu. Naše zkušenosti ukazují, že je možné zobrazit perfuzní defekty plicní tkáně nejen při masivní plicní embolizaci, ale i při izolované segmentární embolizaci. Kromě perfuzních defektů při plicní embolizaci je možné hodnotit i perfuzi plice při infiltraci plicního hilu bronchogenním karcinomem. Hodnocení plicní perfuze u chronického postižení plicního řečiště při plicní hypertenzi, změny onemocnění malých dýchacích cest nebo změny u plicních nádorů jsou dalšími, zatím neprozkoumanými oblastmi diagnostiky plicního oběhu. Možnosti DECT jsou zatím v této oblasti ve stadiích prvních zkušeností s jednotlivými případy v celosvětovém měřítku.

Subtrakce skeletu

Eliminací voxelů z obrazu, kde je přítomný kalcium, především ve formě sklerotických plátů a kompaktní kosti, je možné provést subtrakci skeletu (3, 8). Zobrazeny jsou pouze voxely s obsahem jóduové kontrastní látky a měkkých tkání. Ve srovnání s ostatními eliminačními technikami (subtrakce skeletu z postkontrastního zobrazení podle dosažené density tkáně nebo pomocí subtrakce nativního zobrazení z postkontrastního) je sice zatím doba rekonstrukce delší, avšak v eliminaci kostí je přesnější. Týká se to především odstranění báze lebni při zobrazení karotidy v karotickém kanálu, odstranění krční páteře při zobrazení vertebrálních tepen a hrudního koše u cévních struktur hrudníku. Při eliminaci kalcia u zobrazení dolních končetin se výrazněji prodlužuje doba zpracování dat. Jde o problém velkého objemu dat – více než 5000 obrazů. Navíc vlivem efektu parciálního objektu není eliminace kalcia ze stěn cév tak přesná jako u CTA krkavic nebo abdominální tkáně. Pro zobrazení tepen dolních končetin tedy není podle našich zkušeností zásadnější výhodou v zobrazení pomocí DECT.

Chemická analýza konkrementů močových cest

V aplikacích fyzikálně-chemické analýzy složení materiálů a tkání je nejdále rozpracována a ověřena v současnosti che-

mická analýza složení urolitiázy. Vzhledem k odlišné struktuře chemických látek tvořících urolitiázu dochází k odlišnostem v absorpci při různých energiích záření základních čtyřech typů litiázy. Litiáza urátová, cystinová, hydroxyapatitová a oxalátová se liší podílem a typem vazby kalcia, a proto je možné na základě analýzy DECT odlišit jednotlivé typy konkrementů s velkou přesností. Prvními pracemi zabývajícími se analýzou *in vitro* i *in vivo* byla potvrzena přesnost této nové metody (9, 10). Objasnění chemického složení litiázy má výrazný dopad na další léčbu litiázy, proto *in vivo* analýza bude mít jistě významné klinické využití.

Aplikace v iniciálních fázích výzkumu

Kromě chemické analýzy obsahu kalciových sloučenin a přítomnosti jódu se nabízí k analýze pomocí DECT i další materiály. Algoritmy chemické dekompozice tří „tkání“ či tří materiálů je možné aplikovat teoreticky i na další směsi látek ve tkáních. Jednou z dalších, v klinické praxi již využitelných metod, je identifikace obsahu kolagenu v pojivové tkáni. Kolagen se liší od ostatních tkání relativně malým obsahem vody s vysokým obsahem proteinů. Stanovení obsahu kolagenu ve tkáních – ve vazech a chrupavkách – může mít prognostický a „stagingový“ význam při hodnocení degenerativních a po-traumatických změn kloubů a dále v zobrazení stavu šlach. Možnosti stanovení obsahu tuku v jaterní tkáni pomocí DECT jsou zkoumány již od 90. let minulého století (11). Současné možnosti zobrazení DECT budou spíše využívány v detekci hypovaskularizovaných metastáz v terénu stetozy.

Z anorganických látek je ve fázi zkoumání možnost stanovení železa. Železo se chová podobně jako kalcium, jeho absorpce je však vyšší než u vápníku. Stanovení obsahu železa ve tkáni by mohlo mít význam při stanovení jeho koncentrace u hemosiderózy či hemochromatózy jater (12). Širší uplatnění by mohlo mít stanovení obsahu železa v aterosklerotickém plátu. Přítomnost železa má význam při odlišení destabi-

lizovaných plátů s krvácením do měkkého jádra nebo plátů s nasedající trombózou. Nové klinické aplikace s kvantifikací obsahu železa jsou vázány na výsledky studií probíhajících v současné době *in vitro*.

ZÁVĚR

DECT je novým přístupem k analýze struktury vyšetřovaných tkání. V současnosti probíhá jeho intenzivní výzkum a klinické studie potenciálního diagnostického využití. Vzhledem k novým možnostem fyzikálně-chemické analýzy tkání je jednou z perspektivních možností potenciálního využití diferenciací chemického složení urolitiázy. Významné se zdá i využití v perfuzním zobrazení plic. Objektivní posouzení míry nasycení tkáně kontrastní látkou s ušetřením nativního zobrazení je jednoznačně významným přínosem k hodnocení vaskularizace tkání – v posouzení infiltrace tkání hypervaskularizovaným nádorem a při posuzování viability tkání. Vzhledem k existenci i jiných metod odstranění skeletu ze zobrazení CT-angiografie je eliminace voxelů s obsahem jednou z alternativních možností jak zpřehlednit rekonstruované obrazy CT-angiografie. S dalším rozvojem matematických algoritmů a aplikačního softwaru pro zpracování dat DECT lze očekávat i urychlení zpracování obrazů z velkých datových souborů. V budoucnosti lze očekávat i rozvoj dalších aplikací fyzikálně-chemické analýzy tkání pomocí DECT pro kvantifikaci steatózy nebo posouzení obsahu železa ve tkáních.

Kombinací morfologického zobrazení, zobrazení se zohledněním chemické struktury tkání a funkčního perfuzního zobrazení je možné zpracováním dat DECT získat mnohem komplexnější informace o stavu jednotlivých tkání či celých orgánů. Předmětem dalšího klinického výzkumu bude přesné vymezení indikací zobrazení DECT a jeho zakomponování do diagnostických algoritmů CT.

LITERATURA

1. Flohr TG, McCollough CH, Bruder H, et al. First performance evaluation of a dual-source CT (DSCT) system. *Eur Radiol* 2006; 16: 256–268.
2. Achenbach S, Ropers D, Kuettner A, Flohr T, et al. Contrast-enhanced coronary artery visualisation by dual-source computed tomography – initial experience. *Eur J Radiol* 2006; 57: 331–335.
3. Johnson TRC, Krauss B, Sedlmair M, et al. Material differentiation by dual energy CT: initial experience. *Eur Radiol* 2007; 17: 1510–1517.
4. Berger MJ, Hubbel JH, Selzer SM, et al. XCOM: Photon Cross Section Database, NIST Standard Reference Database 8 (XGAM). <http://www.physicsnist.gov/xcom>
5. Chiro GD, Brooks RA, Kessler RM, et al. Tissue signatures with dual-energy computed tomography. *Radiology* 1979; 131: 521–523.
6. Genant HK, Boyd D. Quantitative bone mineral analysis using dual energy computed tomography. *Invest Radiol* 1977; 12: 545–551.
7. Cann CE, Gamsu G, Birnberg FA, Webb WR. Quantification of calcium in solitary pulmonary nodules using single- and dual-energy CT. *Radiology* 1982; 145: 493–496.
8. Ferda J, Novák M, Mírka H. Multidetektorová CT-angiografie krkavic. *Ces Radiol* 2007; 61: 409–420.
9. Graser A, Johnson TR, Bader M, Staehler M, Haseke N, Nikolaou K, Reiser MF, Stief CG, Becker CR. Dual energy CT characterization of urinary calculi: initial in vitro and clinical experience. *Invest Radiol* 2008; 43: 112–119.
10. Primak AN, Fletcher JG, Vrtiska TJ, Dzyubak OP, Lieske JC, Jackson ME, Williams JC Jr, McCollough CH. Non-invasive differentiation of uric acid versus non-uric acid kidney stones using dual-energy CT. *Acad Radiol* 2007; 14: 1441–1447.
11. Raptopoulos V, Karellas A, Bernstein J, Reale FR, Constantinou C, Zawacki JK. Value of dual-energy CT in differentiating focal fatty infiltration of the liver from low-density masses. *Am J Roentgenol* 1991; 157: 721–725.
12. Oelckers S, Graef W. In situ measurements of iron overload in liver tissue by dual-energy methods. *Phys Med Biol* 1996; 41: 1149–1165.