

přehledový článek

Photon-counting CT

Photon-counting CT

Lucie Sūkupová

Institut klinické a experimentální medicíny, Praha

Hlavní stanovisko práce

Článek shrnuje rozdíl mezi konvenčním CT s energy-integrating detektory a CT s photon-counting detektory, dále popisuje rozdíly v akvizicích pro ultra vysoké rozlišení a pro spektrální zobrazení.

SOUHRN

Sūkupová L. Photon-counting CT

CT s photon-counting detektory je nová technologie, která umožňuje překonat některé nevýhody spojené s konvenčně využívanými energy-integrating detektory. Photon-counting detektory umožňují odlišit jednotlivé rtg fotony, proto je možné minimalizovat elektronický šum. Mimo to umožňují získat ultra vysoké rozlišení bez nutnosti vyšší dávky. A v neposlední řadě tyto detektory poskytují spektrální data, proto je možné odlišit různé materiály v CT obrazech, a rekonstruovat tak virtuální obrazy různých energií a také nativní obrazy.

Klíčová slova: energy-integrating detektor, monoenergetický obraz, photon-counting detektor, spektrální data, virtuální nativní obraz, ultra vysoké rozlišení.

Major statement

This article summarises differences between a conventional CT with energy-integrating detectors and a CT with photon-counting detectors. Furthermore, it describes principles of data acquisition for ultra high resolution and for spectral imaging.

SUMMARY

Sūkupová L. Photon-counting CT

CT with photon-counting detectors is an emerging technology that overcomes some drawbacks of the conventional CT with energy-integrating detectors. It can differentiate individual X-ray photons, so acquired data does not suffer from electronic noise. Moreover, photon-counting detectors provide ultra high resolution without increased dose. And finally, detectors provide spectral data which enables differentiation of different materials in CT data, therefore virtual monoenergetic and non-contrast images can be reconstructed.

Key words: energy-integrating detector, monoenergetic image, photon-counting detector, spectral data, virtual non-contrast image, ultra high resolution.

Přijato: 15. 9 2022

Korespondenční adresa:

Ing. Lucie Sūkupová, Ph.D.
Úsek ředitele IKEM
Václavská 1958/9, 140 21 Praha 4
e-mail: lucie.sukupova@ikem.cz

Konflikt zájmů: žádný.

PHOTON-COUNTING CT

První CT sken, konkrétně sken mozku, byl proveden v roce 1971. Jednalo se o vyšetření provedené na prototypu CT, který zrekonstruoval Godfrey N. Hounsfield a jeho tým z EMI Laboratories, přičemž rekonstrukci CT obrazu na matematické úrovni se zabýval Allan M. Cormack (1). Oba tyto pány obdrželi za vývoj CT v roce 1979 Nobelovu cenu za fyziologii a medicínu (2). Od té doby prošly téměř všechny komponenty CT skeneru, ať samotné rentgenky,

detektory, způsob vzorkování (náběru) dat nebo způsob rekonstrukce, obrovským vývojem. Posledním pokrokem v CT zobrazení, a dle FDA také největším za poslední dekádu (3), se stalo použití spektrálních detektorů u CT.

Spektrální detektory se začaly dlouho před použitím v CT zobrazení používat v mamografii, první studie byly publikovány krátce po roce 2000. První FDA schválení dostal mamografický systém Sectra MicroDose švédského výrobce Sectra v roce 2011 (4). Již tenkrát výrobce uvedl, že použitím photon-counting

detektorů lze v mamografii snížit dávky přibližně na polovinu. Použití v mamografii bylo snazší než u CT, protože mamografie využívá podstatně nižší fluence (toky) rtg fotonů než CT, kdy je při běžných dávkových příkonech zaznamenáno až okolo 10^9 pulzů za sekundu na ploše 1 mm^2 (5).

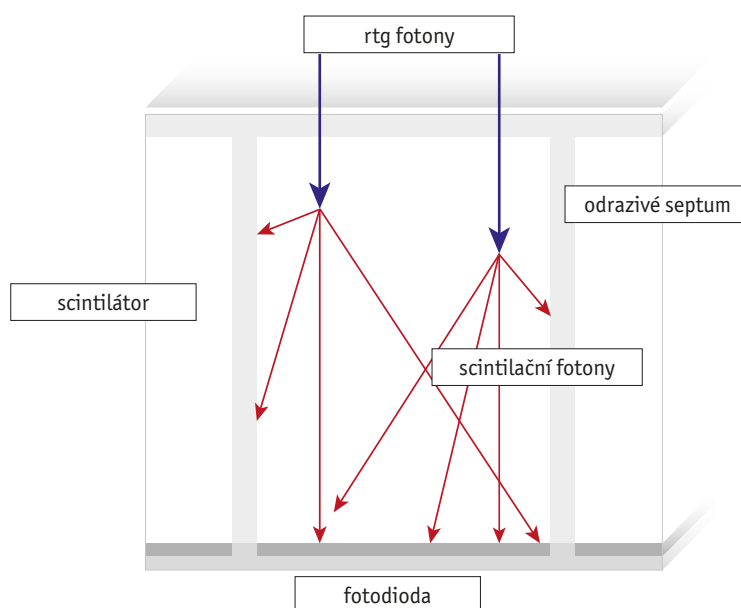
Vývoj a aplikace photon-counting detektorů u CT skenerů probíhal posledních více než 15 let, ale první CT skener s photon-counting detektory schválený pro klinické použití se dostal na trh až v roce 2021.

Cílem tohoto článku je:

1. vysvětlit rozdíl mezi detektory využívanými konvenčním CT a photon-counting detektory
2. vysvětlit rozdíl v akvizici pro ultra vysoké rozlišení u detektorů využívajících konvenčním CT a photon-counting detektory
3. vysvětlit získání spektrální informace
4. vysvětlit, jak se liší monoenergetické a virtuální nekontrastní obrazy získané z dual-energy zobrazení a ze spektrálního zobrazení
5. objasnit technické výzvy a limitace CT s photon-counting detektory
6. vysvětlit důvody umožňující snížení radiační zátěže pacientů
7. popsat přínos CT s photon-counting detektory

ROZDÍL MEZI DETEKTORY VYUŽÍVANÝMI KONVENČNÍM CT A PHOTON-COUNTING DETEKTORY

Všechny konvenční CT skenery využívají scintilační detektory. Jako scintilační materiál se nejčastěji využívá GOS nebo $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}$ (5). Při absorpci rtg fotonů vycházejících z pacienta v detekčním elementu scintilačního detektoru dochází ke vzniku scintilací – scintilačních fotonů (světelných záblesků), které dopadají na fotodiodu, ve které generují signál, jehož velikost je úměrná celkové energii absorbovaných fotonů v detekčním elementu. Při vyhodnocení signálu dochází k sumaci energie všech fotonů absorbovaných v jednom detekčním elementu do jednoho signálu, proto se tyto typy detektorů označují jako energy-integrating detektory (EID). Ve fotodiodě však vzniká signál i bez expozice, jedná se o šum. Tento šum musí být odečten



Graf 1. Detekce rtg fotonů u scintilačního detektoru

Graph 1. Detection of X-ray photons using an energy-integrating detector

od každého naměřeného signálu, což je limitace pro nízkodávková CT vyšetření, kdy musí být při náběru dat získán signál vyšší, než je šum (6). Grafické znázornění EID je uvedeno v grafu 1.

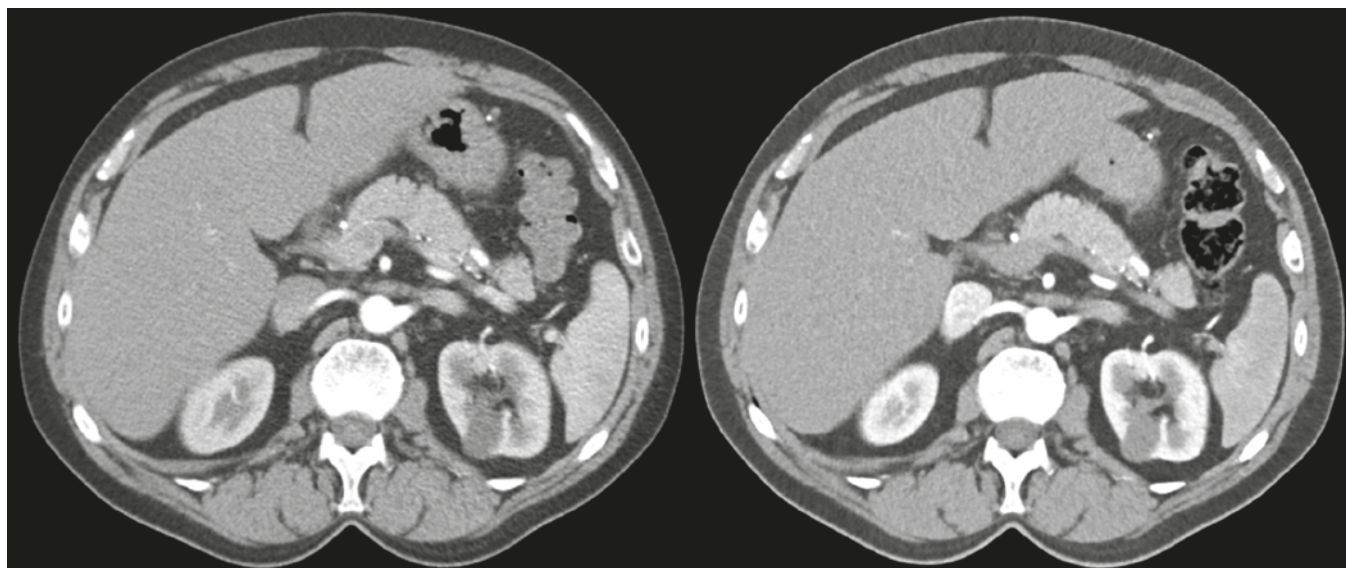
Jak je zřejmé z grafu 1, mezi samotnými detekčními elementy scintilačního detektoru se nacházejí septa zabráňující optickému cross-talku. Cross-talk je jev, kdy je scintilace z jednoho detekčního elementu zaznamenána v sousedním detekčním elementu, čímž dochází ke zkreslení signálu. Septa mezi detekčními elementy jsou vyrobena z odrazivého materiálu, a udržují tak fotony v jednom detekčním elementu. Jediným užitečným výstupem vznikajících scintilačních fotonů je, že dopadnou na fotodiodu, ve které tak vzniká signál. Fotony, které nedopadnou na fotodiodu v rámci detekčního elementu, nepřispívají k výslednému signálu a jejich energie je ztracena, čímž se snižuje geometrická účinnost detektoru.

Detekční elementy u EID mají v izocentru velikost cca $0,5\text{--}0,6 \text{ mm} \times 0,5\text{--}0,6 \text{ mm}$ (reálná velikost detekčních elementů je cca $1 \text{ mm} \times 1 \text{ mm}$) a geometrickou účinnost 80–90 % (podíl absorbované energie využitý na tvorbu užitečného signálu) (5). Při poloviční velikosti detekčních elementů a zachování tloušťky sept je geometrická účinnost detektoru podstatně nižší. Jeden výrobce nabízí CT skener s velikostí detekčního elementu $0,25 \text{ mm}$ a taktéž

s tenčími septy. Takové detektory a samozřejmě menší velikost ohniska umožňují získat lepší prostorové rozlišení, tedy mají lepší diagnostickou výtěžnost, ačkoliv dávka při některých skenech je vyšší, než je obvyklé (7). Nutná přítomnost sept proti cross-talku je u CT s EID limitací, která neumožňuje zmenšovat velikost detekčních elementů dále tak, aby bylo možné získat CT obraz s velmi dobrým prostorovým rozlišením při rozumné dávce.

EID nedokážou odlišit rtg fotony různých energií, proto jsou nízkoeenergetické fotony váženy neúměrně málo (nízkoeenergetické fotony jsou ty, které prošly např. jodovou kontrastní látkou v pacientovi, ale neabsorbovaly se v pacientovi úplně, tedy fotony nesoucí informaci o kontrastu). Vysvětlení je následující: Budou-li absorbovány v jednom detekčním elementu tři fotony, každý o energii 40 keV, bude výsledný signál stejný, jako by interagoval jeden foton o energii 120 keV. Tedy fotony s vyšší energií obvykle „převáží“ v součtu energií z jednoho detekčního elementu ty s nižší energií, čímž se zhoršuje kontrast rtg obrazu. Optický cross-talk a neúměrné vážení nízkoeenergetických fotonů jsou dvě hlavní nevýhody EID (5).

Photon-counting detektory jsou polovodičové detektory, nejčastěji CdTe, CZT, v nichž absorpce rtg fotonu v polovodičovém materiálu vede ke vzniku



1 Axiální řezy pacienta, 5 mm, arteriální fáze: M, 178 cm, 80 kg, LAT průměr 34 cm, $CTDI_{vol} = 14,4$ mGy (CT s EID vlevo) a $CTDI_{vol} = 8,6$ mGy (CT s PCD vpravo) (data pocházejí z Pracoviště radiodiagnostiky a intervenční radiologie, IKEM)

Axial slices, 5 mm, arterial phase: M, 178 cm, 80 kg, LAT diameter 34 cm, $CTDI_{vol} = 14.4$ mGy (left CT with EID) a $CTDI_{vol} = 8.6$ mGy (right CT with PCD) (data comes from the Department of diagnostic and interventional radiology, IKEM)

mnoha párů nabitých částic – elektronu a kladně nabitě díry. V silném elektrickém poli se elektrony pohybují k pixelované anodě (anoda rozdělená na pixely). Kladně nabitě díry se pohybují ke katodě, avšak jejich rychlost je podstatně menší a nejsou při vyhodnocení signálu brány v potaz, takže užitečný signál je získáván pouze od elektronů. Signál vzniklý na anodě dopadem mnoha elektronů pocházejících z absorpce jednoho rtg fotonu je zesílen a vytvářen

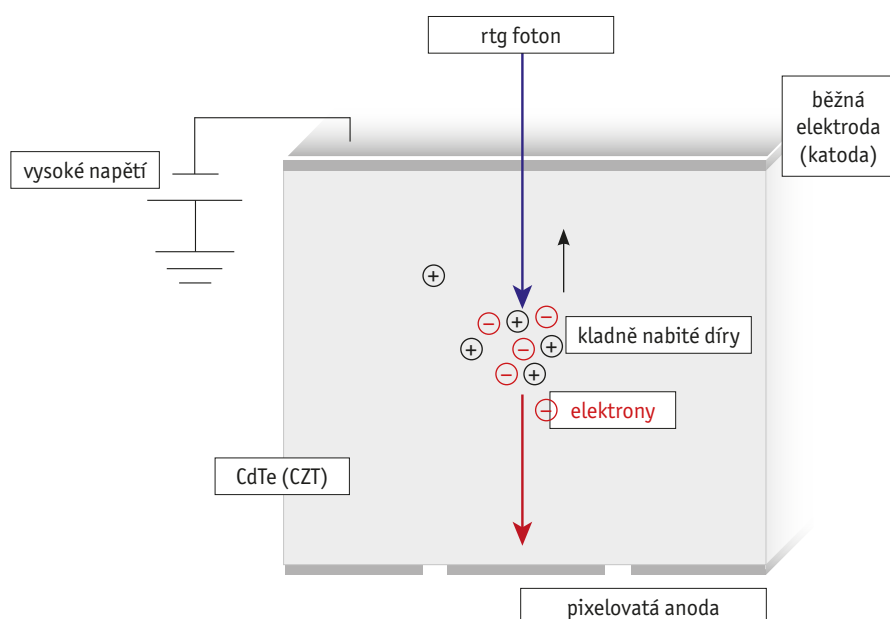
do pulzu tak, že jeho výška je úměrná celkové energii dopadajících elektronů, tedy i energii absorbovaného rtg fotonu. Tento typ detektoru umožňuje individuálně odlišit jednotlivé rtg fotony i jejich energii, proto se označuje jako photon-counting detektor (PCD) neboli detektor počítající fotony (5, 6).

Grafické znázornění PCD je uvedeno v grafu 2.

Jako materiál PCD pro CT se využívají již zmíněné CdTe nebo CZT, ale

v mamografii se používají i Si polovodiče. Pro 120 kV rtg spektrum procházející pacientem je pro stejnou absorpci (cca 95 % energie fotonů) potřeba pouze 1,7 mm polovodičového materiálu CZT, ale 55 mm polovodičového materiálu Si. Taková tloušťka je pro většinu výrobců neakceptovatelná, a proto využívají materiál na bázi Cd, avšak již existuje jeden výrobce, který využívá právě zmíněný Si materiál (8).

PCD má ve srovnání s EID několik výhod. Mezi katodou a anodou je silné elektrické pole, takže vzniklé elektrony mají tendenci driftovat k elektrodě přímo, bez laterálního posunu. Nejsou proto potřeba septa proti cross-talku. Vzhledem k tomu je geometrická účinnost polovodičových detektorů vyšší (9), uvádí se až o 30 % (10). Pixelová struktura anody navíc umožňuje ve srovnání s klasickou anodou ještě více zlepšit prostorové rozlišení. Nicméně příliš malá pixelová anoda vede ke vzniku chyb v detekci, o kterých bude řeč později u limitací PCD, proto musí být velikost pixelu anody určitým kompromisem (5). Další výhodou PCD je úměrné vážení rtg fotonů všech energií, již nedochází k jevu, který byl popsán u EID, kdy několik nízkoenergetických rtg fotonů, které nesou užitečnou informaci o kontrastu, mohou být převáženy jedním rtg fotonem s vysokou energií. Další velkou výhodou je energetické prahování, tj. nemá-li signál



Graf 2. Detekce rtg fotonů u photon-counting detektoru

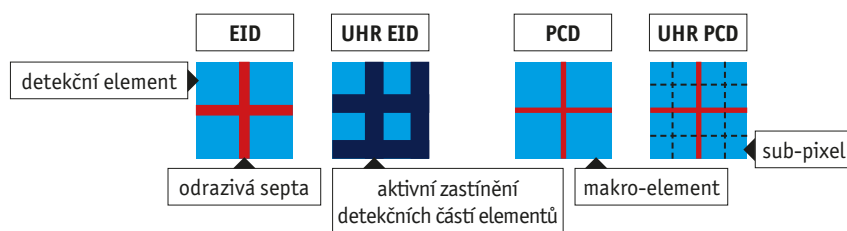
Graph 2. Detection of X-ray photons using a photon-counting detector

dostatečnou velikost – vyšší než práh, není brán v potaz, čímž je možné odlišit signál vznikající od několika málo rtg fotonů, typicky při nízkodávkovém CT vyšetření, od šumu (6). Energetické prahy se využívají při získávání spektrální informace, o které bude řeč dále.

U polovodičových detektorů je velikost detekčních elementů, říkáme jim sub-pixely, velmi malá, cca 0,15–0,20 mm × 0,15–0,20 mm v izocentru, proto je možné získat velmi dobré prostorové rozlišení, podstatně lepší než u CT s EID (11), při nízké dávce. Pro normální mód (tím je myšlen mód bez ultra vysokého prostorového rozlišení) se proto často kombinuje několik sub-pixelů dohromady, většinou od 2 × 2 do 3 × 3, a označují se jako makroelementy. I při kombinaci více sub-pixelů dohromady je makroelement menší nebo stejný jako detekční element u konvenčních CT, ale je možné získat více informací o signálu, resp. o absorbovaném fotonu.

ROZDÍL V AKVIZICI PRO ULTRA VYSOKÉ ROZLIŠENÍ U DETEKTORŮ VYUŽÍVANÝMI KONVENČNÍM CT A PHOTON-COUNTING DETEKTORY

V předešlé části bylo zmíněno, že se u PCD v normálním módu kombinuje více sub-pixelů dohromady do tzv. makroelementu. Pro ultra vysoké prostorové rozlišení (UHR) se u PCD využívají právě jednotlivé sub-pixely, čímž je možné získat lepší prostorové rozlišení, aniž by byla potřeba příliš vysoká dávka, což je případ UHR u EID. U EID hraje významnou roli velikost detekčního elementu. Protože je standardně velikost detekčních elementů 0,5–0,6 mm × 0,5–0,6 mm v izocentru, využívá se pro UHR aktivního zastínění plochy detekčních elementů, tzv. comb-filtr (hřebenový filtr). Ukázka takového zastínění je uvedena v grafu 3 vlevo. Při UHR módu s použitím EID je část rtg fotonů vycházejících z pacienta ztracena, protože je pohlcena aktivním stíněním, takže je potřeba vyšší dávky. Některé studie uvádějí potřebu zvýšení dávky o 50 % (12). Při UHR s PCD se pouze



Graf 3. Normální mód a mód pro ultra vysoké rozlišení pro energy-integrating detektory (vlevo) a normální mód a mód pro ultra vysoké rozlišení pro photon-counting detektory (vpravo)

Graph 3. Normal mode and ultra high resolution mode for energy-intergrating detector (left), and normal mode and ultra high resolution mode for photon-counting detector (right)

změní způsob vyčítání signálu, již není kombinován např. z plochy 2 × 2 sub-pixelů, ale vyčítá se signál z každého sub-pixelu samostatně (graf 3 vpravo), takže není důvod zvyšovat dávku jako v případě EID (5).

ZÍSKÁNÍ SPEKTRÁLNÍ INFORMACE

Až dosud, tedy před zavedením PCD do klinické praxe, bylo spektrálním zobrazením myšleno zobrazení při dvou energiích, tedy dual-energy zobrazení. Získání dat pro dvě energie, typicky použitím dvou rtg spekter generovaných při různých napětích (elektrických potenciálech), např. 70–80 kV a 140 až 150 kV, bylo různými výrobci získáváno různě. Dva výrobci využívali techniku přepínání napětí mezi dvěma hodnotami v průběhu jedné rotace. Další výrobce využíval dvou sad zdroje a detektorů, každý pracující při jiném napětí. A jeden z výrobců využíval sandwichovou technologii uspořádání detektorů (13).

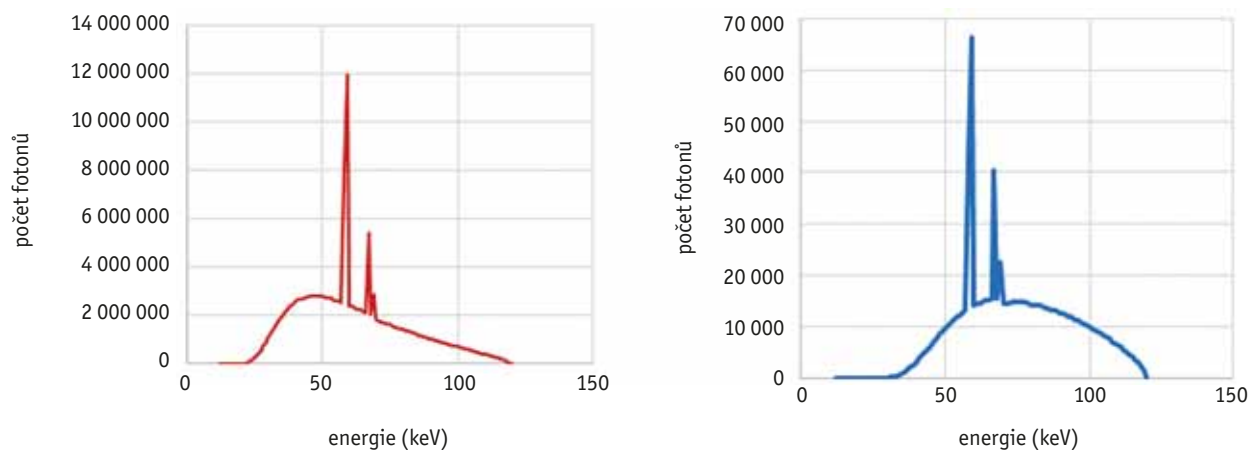
Při vyčítání signálu u PCD jsou získány pulzy, jejichž velikost je úměrná absorbované energii rtg fotonu. Pulz je poslán na komparátor pro porovnání s přednastaveným energetickým prahem, avšak ještě nedochází k přiřazení fotonů do energetických binů. Odpověď komparátoru je pouze: má-li pulz energii vyšší než práh, pak je započten, nemá-li pulz energii vyšší než práh, pak se nezapočítává. Kdyby byl energetický práh nastaven na 50 keV, pak systém stanoví počet pulzů s energií vyšší než 50 keV, tedy s energií 50 keV až maximální energie, např. 120 keV při použití spektra generovaného při napětí 120 kV. Počet pulzů s energií nižší než 50 keV stanovit nedokáže. Prozatím

má sub-pixel u komerčně dodávaného CT s PCD pouze dva energetické prahy (14). Pro spektrální informaci (myšleno použití více než dvou prahů) se musí kombinovat více sub-pixelů dohromady, každý poskytuje informaci o počtu pulzů v závislosti na energetickém prahu.

Nechť jsou energetické prahy sub-pixelu 25 a 50 keV. Pak systém stanoví počet fotonů s energií větší než 25 keV a počet fotonů s energií vyšší než 50 keV. Odečtením počtu fotonů s energií větší než 50 keV od počtu fotonů s energií větší než 25 keV dostáváme počet fotonů s energií 25–50 keV, tedy počet fotonů v určitém energetickém binu. Maximální počet energetických binů na jeden makroelement je prozatím čtyři (5).

Pro lepší názornost stanovení počtu fotonů v energetických bínách uvažme následující příklad: Mějme rtg spektrum generované při napětí 120 kV, tj., má energii od cca 15–20 keV (ovlivněno výstupním okénkem rentgenky a filtrací rtg svazku) do 120 keV, které prochází pacientem, ve kterém se zeslabí. Z pacienta vychází rtg spektrum, které má maximální energii stejnou jako původní spektrum (je velmi malá pravděpodobnost, že alespoň několik rtg fotonů o energii 120 keV projde pacientem bez interakce, ale přesto existuje), ale má jinou distribuci rtg fotonů. Ukázka rtg spektra před pacientem a za pacientem simulovaným 25 cm vody je uvedena v grafu 4 i s přibližným počtem rtg fotonů.

Dále mějme kombinaci několika sub-pixelů, např. 2 × 2 a zvolme si energetické prahy 25, 50, 75 a 90 keV, jak je uvedeno v grafu 5 (T_0 , T_1 , T_2 a T_3). Na ose X je čas, na ose Y výška vzniklého pulzu, ekvivalentně vyjádřená v jednotkách keV. Má-li pulz (hodnota pulzu odpovídá energii absorbovaného



Graf 4. Rtg spektrum generované při 120 kV před vstupem do pacienta (vlevo) a po průchodu pacientem simulovaným 25 cm vody (vpravo)

Graph 4. X-ray spectrum generated at 120 kV before attenuated by the patient (left) and after patient's attenuation simulated by 25 cm of water

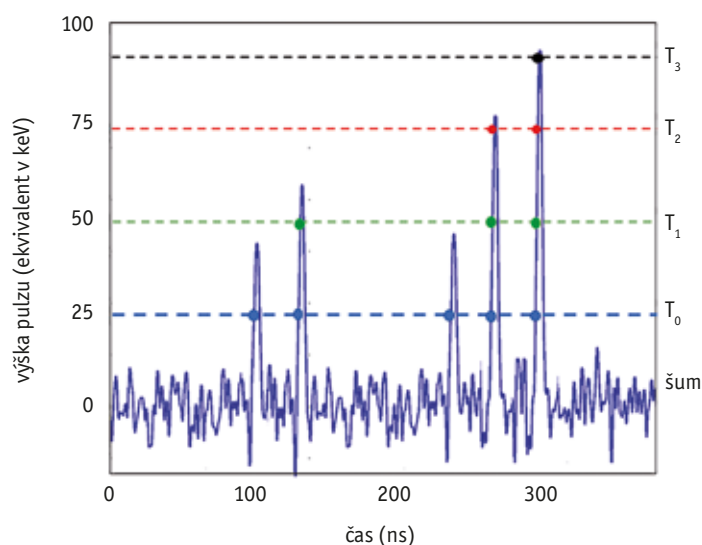
fotonu, jak bylo zmíněno výše) hodnotu vyšší než první práh – 25 keV, který odděluje šum od užitečného signálu, pak je zaznamenán ve skupině fotonů s energií 25–120 keV. V grafu 5 je to pouze pět pulzů. Překročí-li výška pulzu další práh, tentokrát 50 keV, pak je pulz zaznamenán ve skupině fotonů s energií 50–120 keV, v grafu 5 jsou to pouze tři pulzy. Překročí-li výška pulzu práh 75 keV, pak je pulz zaznamenán do skupiny fotonů s energií 75–120 keV, v grafu 5 jsou to pouze dva pulzy. A překročí-li výška pulzu poslední práh, 90 keV, pak je pulz zaznamenán do skupiny fotonů s energií 90–120 keV, v grafu 5 je to pouze jeden pulz. Odečtením počtu fotonů s energií 90–120 keV od počtu

fotonů s energií 75–120 keV dostávám počet fotonů s energií 75–90 keV, tedy počet fotonů v energetickém binu 75–90 keV. Podobně se odečtou počty fotonů v ostatních binech a výsledkem je počet fotonů v energetických binech 25–50 keV, 50–75 keV, 75–90 keV a 90–120 keV (graf 6).

Každý sub-pixel má tedy maximálně dva energetické prahy, jak bylo zmíněno výše, ale svázáním signálu jednoho sub-pixelu se sousedními, tzv. pixel binning, lze získat spektrální informaci ve více energetických binech. Pixel binning se liší v závislosti na konkrétním CT skeneru, někteří výrobce získávají spektrální informaci svázáním 2×2 sub-pixelů (15), jiní svázáním

3×3 sub-pixelů (16, 17). Jak komerčně dostupné, klinicky schválené, CT s PCD, tak také prototypy CT s PCD využívají maximálně čtyři energetické biny, ale v publikacích se objevuje u výzkumných systémů možnost až osmi energetických binů (18).

Získáním spektrální informace je následně možné zrekonstruovat CT obrazy při různých energiích, tzn., kdybychom měli monoenergetický svazek (místo polyenergetického, který se standardně využívá) jedné konkrétní energie, jak by v takovém případě vypadal CT obraz. Mimo to je možné zrekonstruovat CT obrazy ukazující zastoupení různých materiálů, např. jodu v tzv. jodové mapě. Avšak ve srovnání s dual-energy zobrazením je možné odlišit více materiálů, a provést tak přesnější dekompozici materiálů ve voxelu.

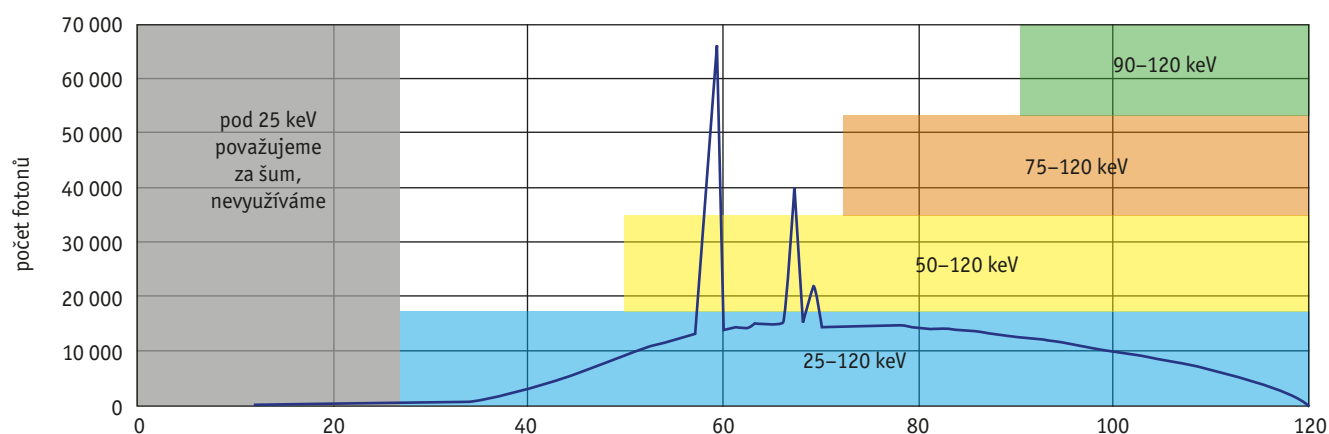


Graf 5. Zaznamenané pulzy v závislosti na energetických prazích (převzato z publikace Flohr T, et al.)

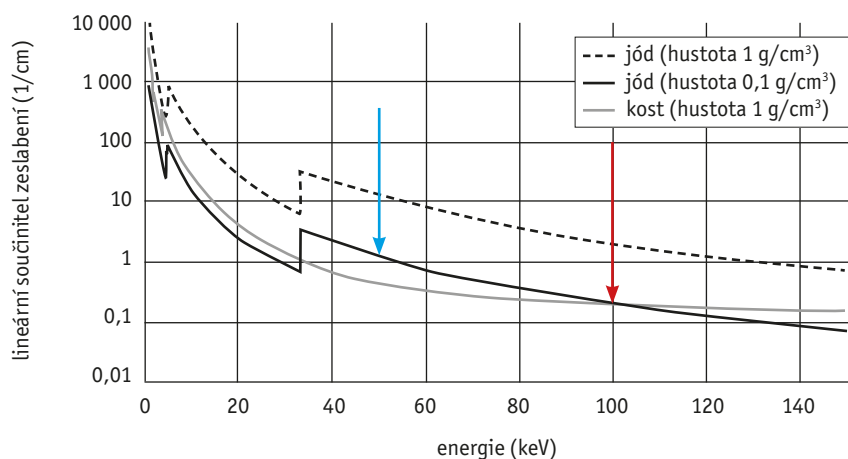
Graph 5. Registered pulses according to energy thresholds (courtesy of Flohr T, et al.)

MONOENERGETICKÉ A VIRTUÁLNÍ NATIVNÍ OBRAZY ZÍSKÁNÉ Z DUAL-ENERGY ZOBRAZENÍ A ZE SPEKTRÁLNÍHO ZOBRAZENÍ

Při konvenčním CT skenu jsou k dispozici informace o lineárním součiniteli zeslabení (CT číslo (HU)) je stanoveno pomocí tohoto součinitele, takže z CT čísla lze zpětně stanovit lineární součinitel zeslabení. Je-li k dispozici jedna hodnota lineárního součinitele zeslabení (získaná při jednom napětí), není možné říci, je-li ve voxelu zředěná

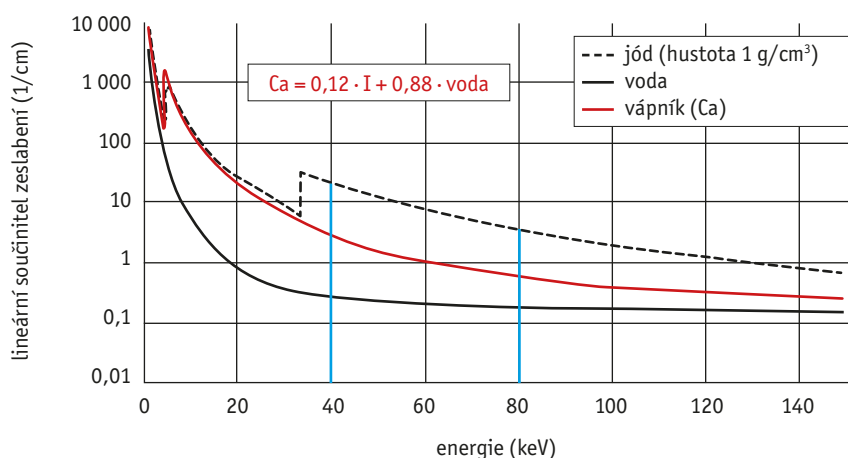


Graf 6. Znárodnění energetických rozmezí, ve kterých jsou získávány počty rtg fotonů pro následný výpočet počtu fotonů v energetických binech
Graph 6. Illustration of energy boundaries in which the X-ray photons are registered and from which number of photons in energy bins are determined



Graf 7. Lineární součinitel zeslabení při jedné energii (červená šipka) neumožňuje odlišit, jedná-li se o kontrastní látku nebo kost, případně kalcifikaci, ale je-li k dispozici informace i při jiné energii (modrá šipka), pak je možné odlišit dva materiály mezi sebou

Graph 7. Linear attenuation coefficient known for one energy (red arrow) does not allow differentiation of iodine contrast medium and bone (calcification) but linear attenuation coefficients known for two energies do allow differentiation of two materials (blue arrow)



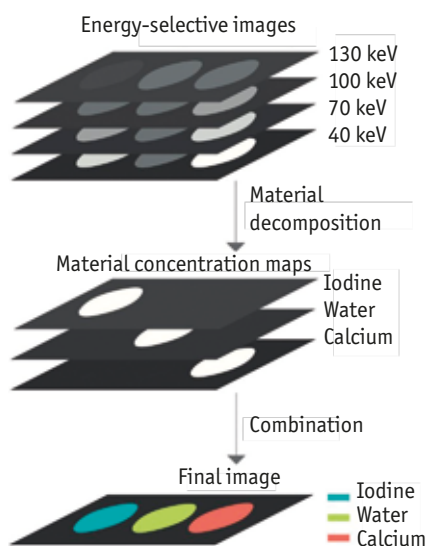
Graf 8. Ze znalosti lineárního součinitele zeslabení při dvou energiích (40 a 80 keV) lze vypočítat lineární součinitel zeslabení vápníku jako lineární kombinaci dvou bází – jodu a vody ($Ca = 0,12 \cdot I + 0,88 \cdot \text{voda}$)

Graph 8. Linear attenuation coefficients known for two energies (40 and 80 keV) allow calculation of the linear attenuation coefficients of calcium as a linear combination of two basis – iodine and water ($Ca = 0.12 \cdot I + 0.88 \cdot \text{water}$)

jodová kontrastní látka nebo je-li tam obsažena kost, protože se oba dva materiály chovají při té jedné konkrétní energii stejně, mají stejnou hodnotu lineárního součinitele zeslabení (graf 7 – červená šipka). Kdyby byla k dispozici ještě jedna hodnota součinitele, získaná při jiné energii (jiném napětí), pak je možné odlišit jodovou kontrastní látku od kosti, příp. kalcifikace (graf 7 – modrá šipka) (10).

Standardně se pro získání informace o lineárním součiniteli zeslabení používá dual-energy akvizice, kdy jsou data získána při dvou energiích, resp. s použitím dvou rtg spekter. Spektrem při napětí 80 kV (efektivní energie spektra cca 40–50 keV) a při napětí 140 až 150 keV (efektivní energie 80–100 keV) (graf 8) (efektivní energie spektra 40 keV a 80 keV). Pro každý voxel tak je k dispozici informace o lineárním součiniteli zeslabení při dvou energiích, díky čemuž je možné odlišit, jedná-li se o kontrastní látku nebo vápník. Informace získané při více než jedné energii se pak využívají k dekompozici materiálu ve voxelu.

Dekompozicí je myšleno rozložení lineárního součinitele zeslabení voxelu do dvou základních bází. Jako báze se používají nejčastěji jod a voda, tedy jeden materiál s velkým zeslabením, druhý materiál s malým zeslabením. Kombinací lineárních součinitelů zeslabení těchto dvou bází lze nakombinovat zeslabení jakéhokoliv jiného voxelu (graf 8), kde jsou použity jako báze jod a voda pro simulaci zeslabení vápníku (řešením dvou rovnic o dvou neznámých lze odvodit, že lineární součinitel



Graf 9. Znáznornění dekompozice do tří bází díky spektrálnímu zobrazení (převzato z publikace Willemink MJ, et al.)

Graph 9. Decomposition into three basis enabled by spectral imaging (courtesy of Willemink MJ, et al.)

vápníku lze napsat jako $0,12 \cdot \text{lin. součinitel jodu s hustotou } 1 \text{ g/cm}^3 + 0,88 \cdot \text{lin. součinitel vody}$ (10).

Znalost složení jednotlivých voxelů umožňuje zrekonstruovat virtuální nativní (nekontrastní) CT obrazy, jednoduše se přepočítají jednotlivé lineární součinitele zeslabení ve voxelch na jinou energii. Současně je možné zrekonstruovat např. jodové mapy, které

znázorňují oblasti, kde se koncentruje jodová kontrastní látka. Avšak publikované studie ukazují, že virtuální nativní CT obrazy se liší od skutečně nativních CT obrazů v signálu některých orgánů a tkání. Ve studii (19) se absolutní rozdíl pohyboval pro 92 % měření (provedená u 86 pacientů, celkem 2637 měření v různých orgánech ve virtuálních i skutečných nativních CT obrazech) do 15 HU. Z pohledu kalcifikací publikované studie uvádějí, že kalcifikace jsou na virtuálních nativních CT obrazech méně denzní, než jsou na skutečných virtuálních obrazech (20).

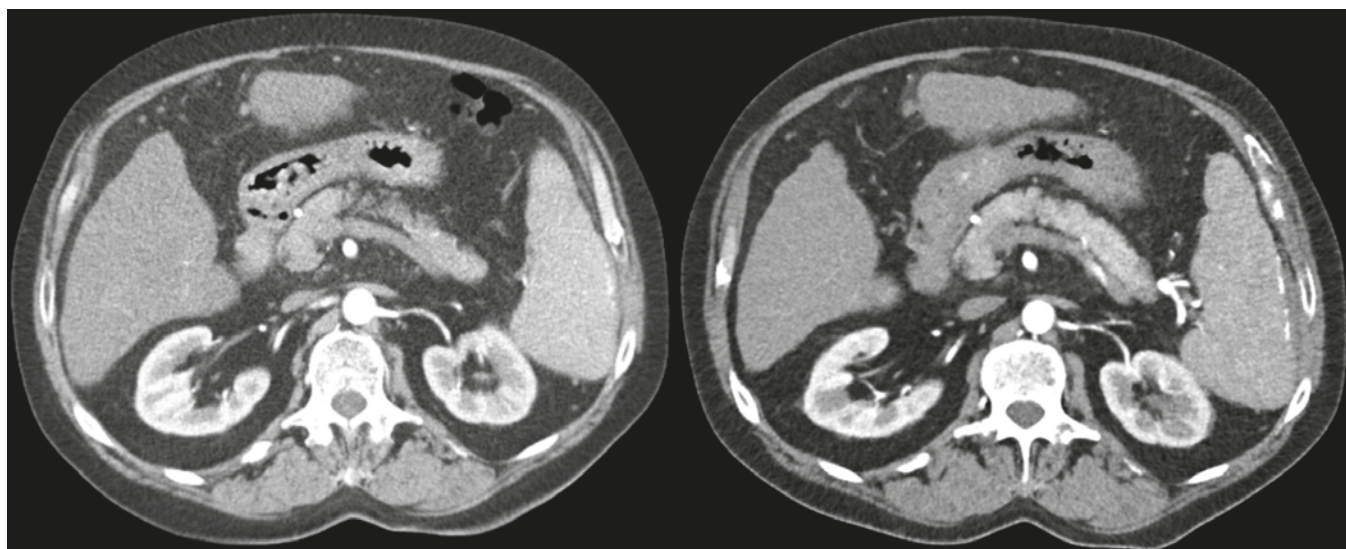
Důvodem odlišností je, že při použití pouze dvou bází, tedy při dual-energy zobrazení, algoritmus nedokáže dostatečně dobře odlišit jodovou kontrastní látku a vápník, takže pak lineární součinitel kalcifikace bude rozepsán jako kombinace lineárního součinitele jodu a vody, ale při nízkých energiích se vápník chová značně odlišně od jodu, takže dekompozice bude nepřesná. Další důvody, proč dekompozice nefunguje přesně, jsou i fyzikální – tvrdnutí svazku (beam hardening), přítomnost rozptýleného záření a efekt částečného objemu (partial volume artefakt) (21).

Při spektrálním zobrazení je k dispozici informace o zeslabení v daném voxelu pro více energií než pro dual-energy zobrazení, proto se využívá dekompozice do tří bází – jod, voda a vápník (10). Grafické znázornění je

uvedeno v grafu 9. Spektrální zobrazení přineslo zpřesnění v kvantitativním hodnocení virtuálních nativních obrazů, jak uvádí autoři studie (22), nicméně existují i studie, ve kterých autoři uvádějí opak (23). Rozdíl mezi virtuálním a skutečným nativním CT obrazem zůstává v některých případech větší, než bychom čekali, proto by při klinickém hodnocení virtuálních nativních CT obrazů, zejména konkrétních hodnot CT čísel, měla být na místě obezřetnost. Avšak z pohledu odstranění kontrastu z aorty a kalcifikací při hodnocení aortálního stentgraftu autoři jiné studie (24) uvádějí, že CT obrazy byly dostatečné kvality.

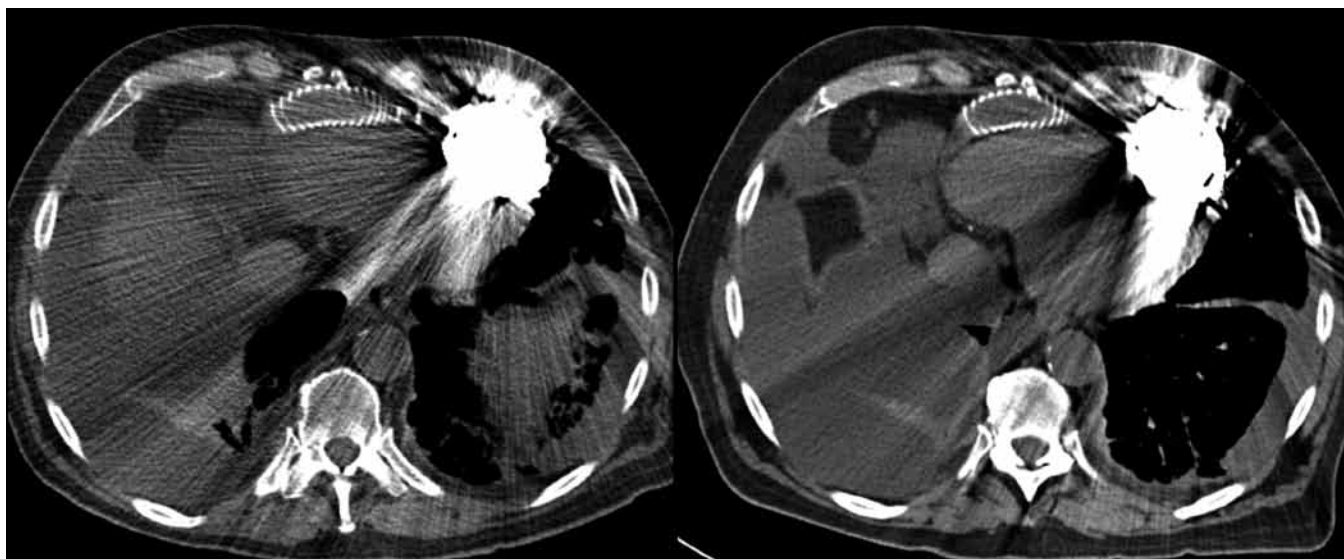
LIMITACE CT S PHOTON-COUNTING DETEKTORY

Při načítání a vyhodnocení signálu od absorbovaných rtg fotonů existuje několik limitací, se kterými se musejí výrobci vypořádat. Jednou z nich je sdílení náboje, je-li rtg foton v polovodičovém materiálu absorbován na rozhraní dvou pixelů anody. V takovém případě se jeden větší signál rozpadne na dva menší, které jsou detekovány ve dvou sousedních pixelech anody a energie interagujícího rtg fotonu je vyhodnocena nesprávně. Z tohoto důvodu nemůže být pixel anody příliš malý, aby se tento efekt neprojevoval ještě více. Řešením



2 Axiální řezy pacienta, 5 mm, arteriální fáze: M, 174 cm, 90 kg, LAT průměr 37 cm, $\text{CTDI}_{\text{vol}} = 19,9 \text{ mGy}$ (CT s EID vlevo) a $\text{CTDI}_{\text{vol}} = 10,4 \text{ mGy}$ (CT s PCD vpravo) (data pocházejí z Pracoviště radiodiagnostiky a intervenční radiologie, IKEM)

Axial slices, 5 mm, arterial phase: M, 174 cm, 90 kg, LAT diameter 37 cm, $\text{CTDI}_{\text{vol}} = 19.9 \text{ mGy}$ (left CT with EID) a $\text{CTDI}_{\text{vol}} = 10.4 \text{ mGy}$ (right CT with PCD) (data comes from the Department of diagnostic and interventional radiology, IKEM)



3 Axiální řezy pacienta, 5 mm: M, 192 cm, 93 kg, LAT průměr 38 cm, $CTDI_{vol} = 10,3$ mGy (CT s EID vlevo) a $CTDI_{vol} = 9,0$ mGy (CT s PCD vpravo) (data pocházejí z Pracoviště radiodiagnostiky a intervenční radiologie, IKEM)
 Axial slices, 5 mm: M, 192 cm, 93 kg, LAT diameter 38 cm, $CTDI_{vol} = 10.3$ mGy (left CT with EID) a $CTDI_{vol} = 9.0$ mGy (right CT with PCD) (data comes from the Department of diagnostic and interventional radiology, IKEM)

by byl větší pixel anody, ale tím dochází ke ztrátě prostorového rozlišení (9).

Další limitací je tzv. K-escape, který opět vede k nesprávnému vyhodnocení energie absorbovaného rtg fotonu, kdy je energie vyhodnocena jako nižší. Při jevu K-escape dochází k tomu, že absorpce rtg fotonu v polovodičovém materiálu způsobí vznik charakteristického (konkrétně fluorescenčního) záření, které je buď následně detekováno a ve spektru vzniká pík o energii odpovídající tomuto charakteristickému záření, nebo je energie charakteristického záření odnesena jinam a ve spektru detekujeme signál absorbovaného fotonu zmenšený o energii charakteristického záření, takže je v detekovaném spektru napočítán jako foton s nižší energií (6).

Třetí limitací je tzv. pile-up efekt, kdy při absorpci několika rtg fotonů ve velmi krátkém čase za sebou dojde k sumaci jejich signálů, takže pak systém vyhodnotí energii rtg fotonu jako větší, než původně byla. To se děje s větší pravděpodobností při vyšších fluencích (tocích) rtg fotonů, jakými jsou právě fluence u CT, tj. těch dříve zmíněných až 10^9 pulzů za sekundu na ploše 1 mm^2 , ale po průchodu pacientem se fluence sníží na 10^8 pulzů za sekundu na ploše 1 mm^2 . Tento efekt lze potlačit také energetickým prahováním, tzn., energie absorbovaného fotonu nemůže být nikdy vyšší, než je maximální energie generovaná spektrem. Mimo to lze

pile-up efekt redukovat menší velikostí detekčního elementu (5, 9).

Sdílení náboje a K-escape je možné redukovat větší velikostí detekčního elementu, pile-up efekt lze naopak zlepšit menší velikostí detekčního elementu, takže ve výsledku je potřeba udělat kompromis.

DŮVODY UMOŽŇUJÍCÍ SNÍŽENÍ RADIAČNÍ ZÁTĚŽE PACIENTŮ

Jedním z benefitů spektrálního zobrazení je snížení dávek pacientům díky eliminaci elektronického šumu, případně udržení dávek, ale za ceny podstatně lepší kvality CT obrazu, případně obojí současně. V IKEM je CT s PCD nainstalováno pouze cca 3 týdny (v době odeslání článku), takže dávkové studie pro skupiny pacientů ještě provedeny nebyly, avšak i z některých předběžných porovnání lze konstatovat, že kvalita CT obrazu je lepší než u předešlého CT skeneru Somatom Definition Flash (Siemens, instalace 2010) a/nebo dávky pacientů nižší. Následně je uvedena ukázka několika pacientů. Porovnání radiační zátěže je pouze ve formě porovnání $CTDI_{vol}$ (26), což je veličina, která kvantifikuje velikost dávkového výstupu z rentgenky, ale pro porovnání dávky u dvou totožných axiálních řezů stejného pacienta je tato veličina dostatečná. U pacienta na obrázku 1

byla dávka u CT vyšetření s PCD o 40 % nižší, u pacienta na obrázku 2 o 48 % nižší než u CT vyšetření s EID.

Mimo redukci radiační zátěže se očekává také redukce množství podané kontrastní látky, protože je u CT s PCD možné zvýšit kontrast obrazu na základě znalosti spektrálních informací.

PŘÍNOS CT S PHOTON-COUNTING DETEKTORY

Spektrální zobrazení mimo výše zmíněné umožňuje redukci kovových artefaktů, ukázka redukce artefaktů ze srdeční podpory HeartMate 3 je uvedena na obrázku 3. Nynější softwarová verze pro zpracování dat zatím neposkytuje pokročilý software pro redukci artefaktů, takže tato redukce artefaktů je pouze výsledkem získaným ze spektrálních dat.

Vzhledem k lepšímu prostorovému rozlišení se očekává kvalitnější zobrazení využitelné zejména pro zobrazování kostí, muskuloskeletálního systému, plic a kardiovaskulárního systému. Díky simultánní akvizici dat v několika energetických binech je možná lepší materiálová dekompozice, odečtení kalcifikací, rekonstrukce virtuálních monoenergetických a nativních obrazů. Díky větší citlivosti detektorů se očekává snížení radiační zátěže pacientů, což již dokládá i studie (27), a je to

zřejmě také z CT vyšetření pacientů, kteří podstoupili CT vyšetření na starším i současném CT skeneru, lepší kvalita u bariatrických pacientů (vyhneme se nedostatku fotonů při akvizici z určitých projekcí, tzv. photon-starvation), a již

zmíněná redukce kovových artefaktů. V neposlední řadě je díky stejnému vážení rtg fotonů různých energií možné získat lepší kontrast v obraze, a snížit tak množství podávané kontrastní látky. Do budoucna se očekává, že bude díky

spektrální informaci možné podat dvě kontrastní látky, např. jodovou a gado-
liniovou, a provést hodnocení syčení při prvním průchodu pomocí první kontrastní látky a hodnocení pozdního syčení pomocí druhé kontrastní látky (25). ●

LITERATURA

1. **Bhattacharyya KB.** Godfrey Newbold Hounsfield (1919–2004): The man who revolutionized neuroimaging. *Ann Indian Acad Neurol* 2016; 19(4): 448–450. doi: 10.4103/0972–2327.194414.
2. The Nobel Prize in Physiology or Medicine 1979. NobelPrize.org. Nobel Prize Outreach AB 2022 (cit. 02-05-2022).
3. FDA Clears First Major Imaging Device Advancement for Computed Tomography in Nearly a Decade | FDA. U.S. Food and Drug Administration, FDA, <https://www.fda.gov/news-events/press-announcements/fda-clears-first-major-imaging-device-advancement-computed-tomography-nearly-decade> (cit. 02-05-2022).
4. FDA Clears Low-Dose Digital Mammography Unit. *Radiology Business*, <https://www.radiologybusiness.com/topics/healthcare-management/business-intelligence/fda-clears-low-dose-digital-mammography-unit> (cit. 02-05-2022).
5. **Flohr T, Ulzheimer S, Petersilka M, Schmidt B.** Basic Principles and Clinical Potential of Photon-counting Detector CT. *Chin J Acad Radiol* 2020; 3: 19–34. doi: 10.1007/s42058-020-00029-z.
6. **Kreisler B.** Photon counting Detectors: Concept, technical Challenges, and clinical outlook. *Eur J Radiol* 2022; 149: 110229. doi: 10.1016/j.ejrad.2022.110229.
7. **Yanagawa M, Hata A, Honda O, et al.** Subjective and objective comparisons of image quality between ultra-high-resolution CT and conventional area detector CT in phantoms and cadaveric human lungs. *Eur Radiol* 2018; 28(12): 5060–5068. doi:10.1007/s00330-018-5491-2.
8. **Danielsson M, Persson M, Sjölin M.** Photon-counting X-ray detectors for CT. *Phys Med Biol* 2021; 66(3): 03TR01 [Published 2021 Jan 29]. doi: 10.1088/1361-6560/abc5a5.
9. **Flohr T, Petersilka M, Henning A, et al.** Photon-counting CT review. *Phys Med* 2020; 79: 126–136. doi: 10.1016/j.ejmp.2020.10.030.
10. **McCollough CH, Leng S, Yu L, Fletcher JG.** Dual- and Multi-Energy CT: Principles, Technical Approaches, and Clinical Applications. *Radiology* 2015; 276(3): 637–653. doi: 10.1148/radiol.2015142631.
11. **Zhou W, Lane JJ, Carlson ML, et al.** Comparison of a Photon-counting-Detector CT with an Energy-integrating-Detector CT for Temporal Bone Imaging: A Cadaveric Study. *AJNR Am J Neuroradiol* 2018; 39(9): 1733–1738. doi: 10.3174/ajnr.A5768.
12. **Meyer M, Haubenreisser H, Raupach R, et al.** Initial results of a new generation dual source CT system using only an in-plane comb filter for ultra-high resolution temporal bone imaging. *Eur Radiol* 2015; 25(1): 178–185. doi: 10.1007/s00330-014-3406-4.
13. **Fornaro J, Leschka S, Hibbeln D, et al.** Dual- and multi-energy CT: approach to functional imaging. *Insights Imaging* 2011; 2(2): 149–159. doi: 10.1007/s13244-010-0057-0.
14. **Leng S, Bruesewitz M, Tao S, et al.** Photon-counting Detector CT: System Design and Clinical Applications of an Emerging Technology. *Radiographics* 2019; 39(3): 729–743. doi: 10.1148/rg.2019180115.
15. **Petersilka M.** Performance evaluation of a dual source CT with two photon counting detectors. *RSNA*, 28. 11. – 2. 12. 2021, Chicago.
16. **Higako T.** Physical characteristics of a new photon-counting detector CT: Comparison of the contrast-to-noise ratio and the noise power spectrum with those on conventional energy-integrated detector CT. *RSNA*, 28. 11. – 2. 12. 2021, Chicago.
17. **Zhan X.** First results from a prototype full-size photon counting CT system: counting and spectral imaging performance at clinical dose levels. *RSNA*, 28. 11. – 2. 12. 2021, Chicago.
18. **Kondo S.** Easy introduction of the photon counting detector CT (PCD-CT) for radiologists. *RSNA*, 28. 11. – 2. 12. 2021, Chicago.
19. **Toepker M, Moritz T, Krauss B, et al.** Virtual non-contrast in second-generation, dual-energy computed tomography: reliability of attenuation values. *Eur J Radiol* 2012; 81(3): e398–e405. doi: 10.1016/j.ejrad.2011.12.011.
20. **Schwarz F, Nance JW Jr, Ruzsics B, et al.** Quantification of coronary artery calcium on the basis of dual-energy coronary CT angiography. *Radiology* 2012; 264(3): 700–707. doi: 10.1148/radiol.12112455.
21. **Liu X, Yu L, Primak AN, McCollough CH.** Quantitative imaging of element composition and mass fraction using dual-energy CT: three-material decomposition. *Med Phys* 2009; 36(5): 1602–1609. doi: 10.1118/1.3097632.
22. **Sartoretti T, Mergen V, Higashigaito K, et al.** Virtual Noncontrast Imaging of the Liver Using Photon-counting Detector Computed Tomography: A Systematic Phantom and Patient Study [published online ahead of print, 2022 Feb 7]. *Invest Radiol* 2022; 10.1097/RLI.0000000000000860. doi: 10.1097/RLI.0000000000000860.
23. **Niehoff JH, Woeltjen MM, Laukamp KR, Borggreffe J, Kroeger JR.** Virtual Non-Contrast versus True Non-Contrast Computed Tomography: Initial Experiences with a Photon Counting Scanner Approved for Clinical Use. *Diagnostics (Basel)* 2021; 11(12): 2377. doi: 10.3390/diagnostics11122377.
24. **Decker JA, Bette S, Scheurig-Muenkler C, et al.** Virtual Non-Contrast Reconstructions of Photon-counting Detector CT Angiography Datasets as Substitutes for True Non-Contrast Acquisitions in Patients after EVAR – Performance of a Novel Calcium-Preserving Reconstruction Algorithm. *Diagnostics* 2022; 12(3): 558. doi.org/10.3390/diagnostics12030558.
25. **Willemink MJ, Persson M, Pourmorteza A, Pelc NJ, Fleischmann D.** Photon-counting CT: Technical Principles and Clinical Prospects. *Radiology* 2018; 289(2): 293–312. doi: 10.1148/radiol.2018172656.
26. **Súkupová L.** Co představuje parametr CTDI_{vol} uváděný CT skenery a je tento parametr skutečně vhodný pro stanovení dávek pacientům? *Ces Radiol* 2015; 69: 194–200.
27. **Ferda J, Vendiš T, Flohr T, et al.** Computed tomography with a full FOV photon-counting detector in a clinical setting, the first experience. *Eur J Radiol* 2021; 137: 109614. doi: 10.1016/j.ejrad.2021.109614.