

Chmelík M.^{1,2*}, Hollý S.^{1,3}, Pátrovič L.¹, Juskaňič D.¹

¹ JESSENIUS – diagnostické centrum a. s., Špitálska 6, 949 01 Nitra

² Katedra medicínsko-technických odborov, Fakulta zdravotníckych odborov, Prešovská Univerzita, Partizánska 1, 080 01 Prešov

³ Ústav biofyziky a informatiky, 1. Lékařská fakulta, Univerzita Karlova, Salmovská 1, 120 00 Praha 2, Česká republika

Photon-counting CT: technické výhody

Abstrakt

Počítačová tomografia (CT) sa od svojho vzniku v 70. rokoch minulého storočia vyvinula na kľúčovú diagnostickú zobrazovaciu metódu modernej medicíny. Pre úspech CT zobrazovania bol rozhodujúci technologický pokrok, ktorý viedol k zlepšeniu obrazovej kvality, diagnostickej hodnoty a znižovaniu radiačnej záťaže. Nedávny vedecký pokrok uviedol novú photon-counting detector (PCD)-CT technológiu do klinickej praxe. Táto technológia má potenciál prekonať niekoľko nedostatkov a obmedzení súčasných CT systémov. PCD-CT môže podstatne zlepšiť a rozšíriť použiteľnosť CT zobrazovania, keďže ponúka zlepšené priestorové rozlíšenie, zníženie elektronického šumu, zlepšenie kontrastu obrazu a tiež redukciu dávky pre pacienta. Navyše jeho integračnou schopnosťou je ponuka spektrálnych dát, ktoré umožňujú tvorbu virtuálnych monoenergetických obrazov, virtuálnych bez jódoých obrazov a multi-materiálovú dekompozíciu. V tejto práci sme sa snažili zhrnúť technické výhody PCD-CT, ako aj zlepšenia a nové možnosti, ktoré prvé klinicky schválené PCD-CT systémy prinášajú.

Kľúčové slová: Photon-counting, počítačová tomografia, technické výhody

Abstract

Since its inception in the seventies, computed tomography (CT) has developed into a key diagnostic imaging modality in modern medicine. Technological advancement, which was crucial to the success of CT imaging, led to improvements in image quality, diagnostic value and minimization of radiation exposure. Recent scientific progress introduced a novel technology into clinical practice – photon-counting detector CT (PCD-CT). This technology has the potential to overcome several limitations of contemporary CT systems. PCD-CT can significantly improve and broaden the usability of CT imaging since it offers improved spatial resolution, eliminates electronic noise, improves image contrast, and reduces patient dose. Moreover, its inherent ability to provide spectral information enables the creation of virtual monoenergetic images, virtual non-contrast images and multi-material decomposition. In this work, we

focused on summarizing technical benefits of PCD-CT, as well as improvements and new possibilities offered by the first PCD-CT system approved for clinical use.

Keywords: computed tomography, photon-counting, technical benefits

Úvod

Počítačová tomografia (CT) sa od svojho objavu v 70. rokoch minulého storočia stala kľúčovou diagnostickou zobrazovacou metódou modernej medicíny. CT zobrazovanie zaznamenalo klinický rozvoj, pre ktorý bol rozhodujúci technologický pokrok v podobe zlepšenia obrazovej kvality, diagnostickej hodnoty a znižovania radiačnej záťaže (1–4).

Detektor RTG žiarenia predstavuje hlavný komponent CT systému, ktorý kriticky ovplyvňuje kvalitu obrazu a dávkovú účinnosť. Dizajn detektorov preto prirodzene prešiel radikálnymi transformáciami a vylepšeniami. V súčasnosti väčšina dostupných CT systémov používa oproti RTG lampe rotujúce polovodičové detektory, ktoré menia röntgenové lúče na elektrické signály. Tieto detektory sa v angličtine označujú ako detektory integrujúce energiu (energy-integrating detectors – EID) vďaka nepriamej konverzii, ktorá je založená na premene röntgenových fotónov v scintilačnej vrstve na viditeľné svetlo. Svetlo je potom detegované fotodiódou a konvertované na elektrický výstupný signál, ktorý je úmerný celkovej energii zaznamenatej počas určitého intervalu detekcie (4–8). Keďže element detektora integruje energiu zo všetkých fotónov, výstupný elektrický signál neprenáša žiadnu informáciu o energii jednotlivých fotónov. Nakoniec sa generovaný signál pomocou analógovej elektroniky zosilňuje (6,9).

Technické limitácie súčasných CT detektorov

Energy integrating detektory sú aktuálne štandardom v CT prístrojoch a s veľkým úspechom prispievajú k rýchlej a presnej diagnostike, vrátane akútnej medicíny. Napriek svojim známym výhodám EID majú určité prirodzené obmedzenia, ktoré sumarizujeme v tejto kapitole. Po prvé,

limitácia zmenšovania veľkosti jednotlivých elementov súčasných CT detektorov. Maximálne dosiahnuteľné priestorové rozlíšenie CT systému závisí od veľkosti ohniska RTG lampy a od veľkosti elementu detektora – obe musia byť približne rovnaké. Priestorové rozlíšenie ako funkcia priestorovej frekvencie (v pároch čiar na cm – line pairs per cm) je charakterizované takzvanou modulačnou prenosovou funkciou (modulation transfer function – MTF), ktorá ukazuje relatívny kontrast, s ktorým sú na obrázku znázornené malé periodické štruktúry (obr. 4). MTF možno upraviť výberom rôznych konvolučných kernelov, ale ani tak nie je možné prekonať limit rozlíšenia meracieho systému. Limit maximálneho rozlíšenia sa podľa Nyquistovej teóremy dosiahne pri priestorovej frekvencii $1/(2 \times \text{veľkosť pixelu})$. Preto ďalšie zlepšenie priestorového rozlíšenia priamo závisí od technologických možností zmenšenia elementov detektora. To predstavuje problém pre súčasné EID detektory, pretože jednotlivé elementy musia byť oddelené tenkými priehradkami (septami), aby sa zabránilo chybnjej registrácii optického signálu na scintilačnej vrstve. Pri pokračujúcom zmenšovaní elementov zaberajú tieto izolačné septá stále väčšiu relatívnu plochu, ktorá však neprispieva k tvorbe signálu, čo má za následok nižšiu dávkovú účinnosť detektora (5,7,10). Po druhé, problémom EID detektorov zostáva elektronický šum pochádzajúci z analógových elektronických obvodov. V prípade vysokého toku fotónov na detektore je vplyv elektronického šumu na kvalitu obrazu zanedbateľný. Pri nízkych až veľmi nízkych dávkach žiarenia je však počet detekovateľných fotónov nízky a elektronický šum sa môže prejavovať, čo vedie k nižšej kvalite obrazu (6). Po tretie, každý fotón prispieva k celkovému vstupnému signálu detektora množstvom, ktoré je úmerné jeho vlastnej energii. Relatívny príspevok vysokoenergetických fotónov k celkovému signálu je teda vyšší ako od nízkoenergetických fotónov. Toto podhodnotenie nízkoenergetických fotónov nie je ideálne, pretože nízke kontrastné rozdiely sú najvýraznejšie práve pri nízkych RTG energiách. Tento jav je viditeľný najmä pri jódomom kontrastnom CT vyšetrení, kde pri podobne sýtiacich sa štruktúrach pozorujeme suboptimálny kontrastný rozdiel (5,6).

Po štvrté, väčšina súčasných špičkových CT systémov ponúka aplikácie založené na snímaní s dvoma energiami (dual energy – DE). DECT umožňuje funkčné zobrazovanie využívaním rozdielov v útlme RTG žiarenia rôznych materiálov pri rôznych energiách (rôznej tvrdosti) RTG žiarenia (11,12).

DECT dáta možno získavať pomocou rôznych techník napríklad pomocou dvoch RTG lúčových zdrojov (dual source - DS), rýchleho prepínania napätia (kV switching) a duálne vrstvených detektorov (dual layer – DL). Každá z týchto technológií má však svoj špecifický súbor inherentných obmedzení, ako je nedokonalá priestorová alebo časová registrácia dvojíc dát, obmedzenia veľkosti zorného poľa (FOV), obmedzenia z hľadiska výberu napätia RTG lampy

a použitia modulácie prúdu. Okrem toho, pre väčšinu týchto technológií sú údaje DECT dostupné len vtedy, ak bol pred získaním snímky vybratý špecifický protokol (13).

Nedávny vedecký pokrok uviedol novú photon-counting detector (PCD)-CT technológiu do klinickej praxe. Táto technológia má potenciál prekonať viacero nedostatkov a obmedzení súčasných CT systémov popísaných vyššie. V tomto prehľade chceme zhrnúť základné technické vlastnosti, počiatkové skúsenosti s PCD-CT a prezentovať výsledky prvých publikácií s prototypmi a klinickými PCD-CT systémami.

Photon-counting detektorové CT

Detaily o technických princípoch PCD-CT systémov boli už publikované vo viacerých prehľadových článkoch (5–7,10,14). Preto sa skôr zameriame na základné špecifikácie a prvé skúsenosti s novou technológiou.

Princíp Photon-counting detektorov

Základným rozdielom medzi PCD a konvenčným EID je mechanizmus konverzie dopadajúceho röntgenového žiarenia na elektrické impulzy. Pri EID je röntgenové žiarenie najprv konvertované na viditeľné svetlo (pomocou scintilačnej vrstvy), ktoré je následne registrované fotodiódou (obr. 1). Namiesto toho PCD využíva polovodičový materiál na báze teluridu kademnatého (CdTe), kryštálu kadmia, zinku a telúru (CZT) alebo kremíku na priamu konverziu jednotlivých fotónov na elektrické impulzy. Každý dopadajúci RTG fotón vytvára vo vrstve polovodiča oblak kladných a záporných nábojov. Silné elektrické pole medzi katódou na povrchu polovodiča a pixelovými anódami na opačnej strane separuje a urýchľuje vzniknuté náboje. Záporne nabité elektróny sa pohybujú smerom k anódam a vytvárajú elektrický signál, ktorý je zaregistrovaný pripojeným elektronickým čítacím obvodom. Pri PCD sa teda röntgenové fotóny priamo premieňajú na elektrický signál a každý fotón vedie k elektrickému impulzu, ktorého amplitúda je priamo úmerná jeho energii (obr. 2). PCD následne zráta počet impulzov, aby stanovil množstvo röntgenového žiarenia dopadajúceho na detektor, a impulzy rozdelí podľa ich amplitúdy do niekoľkých preddefinovaných energetických pásiem (angl. energy bins).

Detektorový dizajn PCD, ktorý sa spolieha na technológiu priamej konverzie, prekonáva vyššie uvedené problémy EID. Po prvé, odstránením scintilačného materiálu a následne aj opticky izolačných priehradiek (sept) môžu byť detekčné prvky PCD oveľa menšie, čo zlepšuje priestorové rozlíšenie. Po druhé, prahovaním (thresholdom) prichádzajúcich fotónov podľa ich energií možno eliminovať elektronický šum a navyše získavať spektrálne informácie (t. j. duálne alebo viacenergetické zobrazovanie) (obr. 3). Po tretie, kvantová účinnosť detekcie (DQE) detektora na počítanie fotónov je približne konštantná pre rôzne ener-

gie RTG fotónov (5), preto nedochádza k podhodnoteniu nízkoenergetických RTG fotónov ako pri EID, čo vedie k zlepšeniu kontrast obrazu (5,6). Konštrukčne musí byť hrúbka polovodičovej vrstvy PCD dostatočná, aby poskytovala celkovú DQE podobnú ako pri EID. Pre CdTe alebo CZT postačujú tenké vrstvy s hrúbkou asi 1,4–2 mm kvôli ich vysokému atómovému číslu. Kremík so svojim nízkym atómovým číslom a nízkou absorpčnou účinnosťou v oblasti röntgenovej energie relevantnej pre medicínske CT vyžaduje hrubé vrstvy >30 mm (5,6). Konkrétne celkové DQE však silne závisí od konštrukcie detektora.

Vývoj PCD-CT

Počítačový výkon

Použitie PCD sa donedávna obmedzovalo hlavne na zobrazovanie v nukleárnej medicíne (NM), pretože počet gama fotónov v NM je oveľa menší ako počet RTG fotónov v CT zobrazovaní (15). Konkrétne, PCD musí zaregistrovať každý prichádzajúci röntgenový fotón predtým ako príde ďalší. Ak to PCD nezvládne, dôjde k tzv. nasýteniu, kde fotóny už nemožno samostatne registrovať a počet impulzov prestane byť úmerný toku röntgenového žiarenia, čo vedie k zhoršeniu kvality obrazu. Ďalšia výzva sa týka vzájomnej kontaminácie medzi prvkami detektora. Röntgenové fotóny dopadajúce na detektor blízko hraníc elementov detektora vytvárajú oblaky náboja, ktoré sa šíria a môžu byť nesprávne zaregistrované viac ako jedným elementom detektora. To má za následok stratu priestorového rozlíšenia a spektrálnej separácie. Tieto prekážky boli nedávno prekonané implementáciou rýchlejšej čítacej elektroniky, menších rozmerov pixelov, delených elementov detektora a optimalizovaných elektronických obvodov, ktoré dokážu detegovať nesprávnu registráciu fotónov. Tento pokrok umožnil priemyselnú výrobu PCD-CT systémov (5,6,10).

PCD-CT systémy

Séria prototypových PCD-CT systémov umožnila predklinický výskum tejto technológie a odstraňovanie ich obmedzení. Patria tu systémy spoločnosti Siemens Healthineers Somatom Count (16–21), ktorého hlavné obmedzenia boli malé z-pokrytie detektorov (8–16 mm v závislosti od režimu snímania, a FOV len 27,5 cm a nemožnosť modulácie prúdu RTG lampy (pre porovnanie: bežný skener SOMATOM Definition Flash má z-pokrytie detektorov 38,4 mm a maximálne FOV 50 cm (22)). Ďalším evolučným krokom bol jednozdrojový CT systém Somatom Count Plus, ktorý ponúkal 50 cm FOV a 57,6 mm z-pokrytie, ako aj moduláciu prúdu v uhlovom aj pozdĺžnom smere (23). Nedávno bola prezentovaná fantómová štúdia a predstavený ďalší prototyp jednozdrojového CT skenera s PCD na báze kremíka (modifikácia komerčného Lightspeed VCT skenera, GE Healthcare) (24) ako aj ďalší pokročilý prototypový systém PCD-CT založený na detektore CZT (upravený skener Brilliance iCT, Philips Healthcare) (25,26). Tento

prototyp sa spolieha na jednovrstvové energeticky citlivé PCD s hrúbkou 2 mm CZT s piatimi adaptabilnými energetickými prahmi nastavenými na 30, 51, 62, 72 a 81 keV a veľkosť prvku detektora $0,27 \times 0,27 \text{ mm}^2$ v izocentre. Ponúka FOV 50 cm a z-pokrytie 1,76 cm ($64 \times 0,275 \text{ mm}$ v izocentre). Napätie RTG lampy je možné nastaviť na 80, 100, 120 alebo 140 kV a prúd elektrónky možno modulovať medzi 10 a 500 mAs. Systém má ohnisko $0,6 \times 0,7 \text{ mm}$ a čas rotácie 0,33–1 s (25,27).

Podrobný popis prvého schváleného systému PCD-CT na klinické použitie (NAEOTOM Alpha; schválenie Siemens Healthineers/FDA 30. septembra 2021) bol publikovaný nedávno (8).

Skener NAEOTOM Alpha je od februára 2022 inštalovaný aj na Slovensku (Klinika ORBIS, JESSENIUS – diagnostické centrum a. s., Nitra, obr. 5).

Tento skener používa DS geometriu s minimálnym časom rotácie gantry 0,25 sekundy a časovým rozlíšením 66 ms. Systém využíva dve PCD sústavy detektorov s 1,6 mm hrubou vrstvou CdTe. Každý element detektora má rozmer $0,151 \times 0,176 \text{ mm}^2$. Pixely detektora možno čítať buď nezávisle, čo umožňuje zobrazovanie UHR s 24 mm pokrytím z-rozmeru ($120 \times 0,2 \text{ mm}$ v izocentre) alebo ich možno zlúčiť do skupín s rozmerom 2×2 pixelov (výsledná veľkosť pixelov $0,302 \times 0,352 \text{ mm}^2$) pre štandardné zobrazovanie s pokrytím z-rozmeru 57,6 mm ($144 \times 0,4 \text{ mm}$ v izocentre). Porovnanie rozlíšenia týchto režimov v zmysle ich MTF je na obr. 4. Skenovania v spektrálnom režime využívajú prahové hodnoty energie, ktoré sú pre dané napätie RTG lampy pevné (napr. 20/35/65/70 keV pri napätí 120 kV) a ponúkajú úplné spektrálne obrazové informácie. Systém je vybavený dvomi RTG lampami Vectron, každá s výkonom 120 kW. Napätie RTG lampa je možné nastaviť na 70 kV, 90 kV, 100 kV (s cínovým filtrom), 120 kV a 140 kV (bez cínového filtra aj s ním). Pre zosúladenie s priestorovým rozlíšením detektora, RTG lampy Vectron ponúkajú niekoľko ohniskových bodov s rozmermi až do $0,4 \text{ mm} \times 0,4 \text{ mm}^2$ ($0,181 \times 0,181 \text{ mm}^2$ v izocentre) pre skenovanie UHR.

Snímky je možné rekonštruovať s rozsahom hrúbok rezov už od 0,2 mm v závislosti od protokolu a s rôznymi veľkosťami matice (512×512 , 768×768 , 1024×1024) (8,23,28). Na rekonštrukciu snímok je možné použiť buď filtrovanú spätnú projekciu (FBP, filtered back-projection), alebo novo vyvinutý iteratívny algoritmus Quantum Iterative Reconstruction (QIR), ktorý je vhodný na rekonštrukciu spektrálnych dát (29). Rovnako ako u predchádzajúcich IR algoritmov, vyššie úrovne sily vedú k nižšej úrovni šumu (28,29). Reprezentatívny príklad ilustrujúci výkon nového IR algoritmu je uvedený na obrázku 6.

Technické benefity PCD-CT dôležité pre klinickú prax

Zlepšené priestorové rozlíšenie bez zvýšenej dávky

PCD vďaka neprítomnosti optických sept a vďaka použitiu

delených detektorov umožňuje dávkovo efektívne UHR zobrazovanie. Viaceré technologické prístupy v minulosti umožňovali zobrazovanie UHR pomocou EID-CT vrátane použitia veľmi malých veľkostí elementov detektora alebo implementáciou hrebeňových filtrov na zmenšenie efektívnej plochy (apertúry) detektora v smere z-osi a/alebo v rovine x,y. Všetky tieto prístupy však boli spojené s výrobnými ťažkosťami alebo zníženou účinnosťou dávky až o 50 % (28,30,31).

Detektorový dizajn súčasných PCD-CT systémov umožňuje limitné 125 μm (4,00 lp/mm) (NAEOTOM Alpha, Siemens Healthineers) (8) až 178 μm (2,81 lp/mm) (prototyp Philips Healthcare) in-plane priestorové rozlíšenie (25,26). Limitné priestorové rozlíšenie je definované ako priestorová frekvencia pri 0% MTF pre kernel s najostrejšou konvolúciou dostupnou v CT systéme. Pre porovnanie, limitné priestorové rozlíšenie porovnateľného EID systému (SOMATOM Force, Siemens Healthineers) je 240 μm (2,08 lp/mm). Porovnanie rozlíšenia PCD a EID v UHR režime je na obr. 7.

Leng a kol. (6,16) porovnali priestorové rozlíšenie PCD-CT (SOMATOM Count) pri UHR (0,25 \times 0,25 mm²) a štandardnom (0,5 \times 0,5 mm²) (MACRO) móde. Pri použití najostrejšieho dostupného konvolučného kernelu popísali 87 % zlepšenie priestorového rozlíšenia (10 % MTF). Klein a kol. (19) a Pourmorteza a kol. (32) potvrdili, že režim UHR dosahuje nižšie hladiny šumu ako štandardný (MACRO) režim pri porovnateľnom priestorovom rozlíšení, pretože nedochádza k spájaniu buniek detektora. To ešte viac zdôrazňuje vysokú dávkovú účinnosť režimu PCD-CT UHR.

Leng a kol. (16,33) a Zhou a kol. (34) pomocou špeciálnych fantómových experimentov, kadaverózných a patientskych skenov preukázali, že režim UHR PCD-CT prekonáva režim UHR EID-CT s hrebeňovým filtrom pri použití porovnateľných parametrov zobrazovania a rekonštrukcie. Posledná štúdia dokonca preukázala o 40 % nižší šum pri zobrazovaní temporálnej kosti na báze PCD-CT UHR v porovnaní so zobrazovaním UHR EID-CT s hrebeňovým filtrom pri zodpovedajúcich dávkach žiarenia a rekonštrukčných parametroch (34).

Z našej skúsenosti štandardné in-plane priestorové rozlíšenie PCD-CT 0,4x0,4mm bohato postačuje pre rutinné protokoly, ako aj pre väčšinu pokročilých aplikácií v klinickej praxi.

Zlepšenie kontrastu a charakteristík šumu.

Kľúčovými vlastnosťami PCD-CT systémov sú zlepšený pomer kontrast / šum (CNR) a ďalšie zlepšené charakteristiky šumu. Tie sú dôsledkom faktorov, ako je neprítomnosť elektronického šumu alebo rovnaké váženie všetkých RTG fotónov (žiadne podváženie fotónov s nízkou energiou). Tieto výhody umožňujú zníženie dávky žiarenia a množstva aplikovanej kontrastnej látky v klinickej praxi (29). Liu a kol. (35) kvantifikovali schopnosť prv-

ho klinického systému PCD-CT eliminovať elektronický šum pozadia, pričom dosiahli priemerné zníženie šumu až o 74 % v porovnaní s treťou generáciou (t. j. najnovšia generácia) dual-source EID-CT systému pri úrovni dávky žiarenia 0,4 mGy CTDIvol. Rajagopal a kol. (36) skúmali použitie prototypu PCD-CT systému na fantóme pre nízкодávkové CT zobrazovanie brucha a zistili, že pre obe PCD-CT aj EID-CT priestorové rozlíšenie nebolo ovplyvnené dávkou, zatiaľ čo PCD-CT dosiahlo 22–24 % zlepšenie šumu v rámci štyroch úrovní dávok žiarenia v rozmedzí od 1,7 do 6 mGy CTDIvol. V dôsledku toho by sa tento zlepšený výkon mohol premeniť na 29–41 % zlepšenie CNR a 20–36 % zlepšenie indexu detekovateľnosti. Gutjahr a kol.(22) ukázali, že CNR jódu sa zlepšilo o 11–38 % pre prototyp PCD-CT systému v porovnaní s EID-CT pri zodpovedajúcom skenovaní a nastavení napätia RTG lampy 80–140 kV. Toto ďalej potvrdili aj Sawall et al, (37) ktorí ukázali, že s prototypom PCD-CT by sa CNR normalizovaná na dávku jódu mohla zlepšiť až o 37 % v porovnaní s EID-CT, čo by potenciálne umožnilo zníženie dávky žiarenia až o 46 %.

Prirodzené spektrálne možnosti PCD-CT

Jedinečnou vlastnosťou PCD-CT je jeho schopnosť poskytovať spektrálne informácie z každého skenu vďaka tomu, že detektor je schopný počítať a charakterizovať jednotlivé fotóny podľa ich energie. Na rozdiel od toho väčšina systémov EID-CT vyžaduje, aby si používateľ pred skenovaním vybral medzi režimom skenovania s jednou energiou alebo dual-energy módom. Prvý klinický systém PCD-CT má prirodzené spektrálne schopnosti vďaka PCD detektorom s dobou rotácie 0,25 s umožňujú multienergetické zobrazovanie s časovým (temporálnym) rozlíšením 66 ms a zobrazovanie s vysokými hodnotami špirálového rozostupu (pitch factor) až do 3,2. Spektrálna informácia je zachovaná aj pri implementácii EKG trigrovaného high-pitch módu na zobrazenie srdca a dokonca umožňuje zníženie dávky žiarenia až o faktor 2 v porovnaní s inými technikami skenovania dual source CT, ako sú sekvenčné EKG trigrované "step and shoot" a EKG trigrované špirálové RTG pulzované techniky (8,38,39)

Pri zobrazovaní srdca predstavuje zatiaľ kombinácia spektrálneho záznamu v kombinácii s EKG-trigrovaným UHR zobrazením veľkú výzvu kvôli potrebe rýchleho spracovania obrovského množstva obrazových informácií. Momentálne na prvom klinickom DS PCD-CT systéme nie sú zatiaľ dostupné spektrálne obrazové informácie pre tento zobrazovací režim. Dodatočné aktualizácie softvéru a hardvéru skenera by však mali problém v blízkej budúcnosti vyriešiť.

Spektrálne možnosti PCD-CT umožňujú užívateľovi rekonštruovať jódomové mapy, virtuálne nekontrastné (VNC) a virtuálne monoenergetické obrazy (VMI) z každej akvizície (pri štandardných napätiach 120 kV a 140 kV; pri ostatných napätiach sú spektrálne rekonštrukcie limitované

na VMI s rozsahom keV úrovni podľa daného napätia RTG lampy).

Jódové mapy a virtuálne nektrastné obrazy (VNC)

Získaním informácií o jednotlivých charakteristikách absorpcie pomocou dual-energy CT skenerov je možné odseparovať jednotlivé materiály v obraze, napr. jód a získať takto napríklad jódovu mapu. Tá môže byť následne odpočítaná od postkontrastných (contrast-enhanced) CT obrazov v rámci post-processingu, čo vedie k vytvoreniu virtuálnych nektrastných obrazov (VNC) (40). Viaceré klinické štúdie dokázali, že obrazy VNC získané pomocou spektrálnych CT sú diagnosticky spoľahlivé (41–44) a zdá sa, že VNC obrazy by mohli v budúcnosti potenciálne nahradiť natívne obrazy pri multifázickom zobrazovaní (41,45), čo znamená ďalšiu úsporu kumulatívnej radiačnej dávky pre pacienta.

Rovnako ako pri dual-energy CT aj pomocou PCD-CT systémov je možné jód a iné kontrastné látky selektívne identifikovať a odstrániť z postkontrastných snímok a vďaka zlepšenej spektrálnej separácii vytvárať realistickéjšie VNC obrazy (7,46). Rajendran a kol. (8), Sartoretti a kol. (47) a Niehoff a kol. (48) demonštrovali vysokú kvantitatívnu presnosť rekonštrukcií jódových máp a VNC obrazov, pričom VNC vykazovali priemerné absolútne chyby 4 HU a jódové mapy vykazovali pre koncentrácie jódu strednú kvadratickú odchýlku $0,5 \text{ mg/cm}^3$. Príklad jódovej mapy a VNC obrazu z nášho pracoviska je na obr. 8.

Virtuálne monoenergetické obrazy (VMI)

Viaceré štúdie preukázali, že kvalitu dual-energy CT obrazu možno podstatne zlepšiť pomocou postprocessingu virtuálneho monoenergetického zobrazovania (VMI) (49,50). VMI tiež umožňuje optimalizáciu protokolov skenovania znížením potrebného množstva kontrastnej látky alebo dávky žiarenia. Okrem toho sa ukázalo, že zlepšenie CNR pri postkontrastných VMI rekonštrukciách sa premieta do zvýšenej diagnostickej výkonnosti pri onkologických a vaskulárnych vyšetreniach pomocou dual-energy CT (50–52).

Pri klinickom používaní DECT skenera sa obrazové informácie podobné bežným CT s jednou energiou získavajú najprv oddelene pomocou poly-energetického röntgenového spektra, a teda pozostávajú z údajov s vysokým a nízkym kVp. Tie sa neskôr zmiešavajú v určitom pomere, keďže hlavný cieľ DECT post-processingových algoritmov je spojiť zvýšený jódový útlm spektra pri nízkom kVp s nižším obrazovým šumom spektra pri vysokom kVp. Takto sa dosiahne obraz s vysokým kontrastom a nízkym šumom obrazu (53). Na rozdiel od konvenčnej zmiešavacie techniky (54,55) VMI umožňuje rekonštrukciu súborov údajov DECT na zvolenej hypotetickej energetickej úrovni, ktorá by bola výsledkom akvizície skutočným monoenergetickým

röntgenovým lúčom (56,57). V závislosti od systému DECT môže byť takýto VMI generované buď v projekčnej doméne (napr. DECT s rýchlym prepínaním kVp) alebo v obrazovej doméne (napr. dvojzdrojová DECT) (58). Základný princíp VMI sa spolieha na materiálovú dekompozíciu pomocou DECT. Hoci klinické systémy DECT sú dostupné pre klinickú rutinu len posledné desaťročie, už pred niekoľkými desaťročiami bolo preukázané, že je možné obrazy syntetizovať pri rôznych energiách monochromatického röntgenového lúča pomocou získaných súborov údajov DECT (59). DECT umožňuje kvantifikovať dva základné materiály pomocou nezávislých meraní, čo umožňuje rekonštrukciu pomeru celkovej hmotnosti každého materiálu v každom voxelí. Vďaka týmto informáciám špecifickým pre daný materiál možno hustotu každého voxelu extrapolovať zo súboru údajov DECT na určitú energetickú úroveň v rozsahu 40–140 kiloelektrónvoltov (keV). Treba spomenúť, že podobne ako rozdiely v akvizíčných protokoloch a iných technikách postprocessingu (napr. iteratívna rekonštrukcia), rekonštrukcie VMI môžu viesť k podstatnej zmene hodnôt útlmu v obraze (zmena HU hodnôt) (60,61). Tento fakt je potrebné zohľadniť pri interpretácii rádiológom. Zároveň to otvára potenciálne nové diagnostické možnosti (62). Príklad VMI získaných z abdominálneho PCD-CT je na obr. 9.

Materiálová dekompozícia

Keďže PCD-CT dokáže identifikovať absorpčnú vlastnosť tkaniva v stanovenom rozsahu energetického spektra a získať viac informácií o útlme pre klasifikáciu a kvantifikáciu materiálov, je možné potenciálne dosiahnuť zlepšenie materiálovej dekompozície pomocou CT zobrazovania. Keďže technicky je pri PCD-CT možné výber energetických prahov prispôsobiť a optimalizovať spektrálnemu správaniu rôznych materiálov, je možné pomocou rôznych kontrastných látok vrátane jódu, gadolína a experimentálnych kontrastných látok, ako je bizmut, volfrám, holmium, tantál alebo hafnium (63–65) získavať separované distribučné mapy týchto materiálov. Okrem toho, možno PCD-CT teoreticky využiť aj na vylepšené simultánne zobrazovanie pomocou duálnych kontrastných látok, ako sa ukázalo v experimentálnych štúdiách (66–70), kvantifikáciu tukov (71) alebo na ďalšie zníženie zaťaženia kovovými artefaktmi (72–74).

Nedávno sme publikovali porovnávaciu štúdiu z nášho pracoviska (PCD-CT, SECT, DECT, MRI a MRS), ktorá preukázala schopnosť PCD-CT na stanovovanie tukov aj v prítomnosti železa (75).

Aj keď sú tieto aplikácie stále v predklinickej fáze testovania, PCD-CT otvára celý rad nových príležitostí, ktoré môžu byť inšpiráciou pre nový impulz klinického CT zobrazovania.

Zhrnutie

V tomto prehľade sme sa zamerali na zhrnutie základných technických princípov a výhod PCD-CT. Súčasnú možnosť PCD-CT už teraz zlepšujú diagnostické schopnosti, predpokladáme tiež ďalší vývoj v oblasti spektrálneho zobrazovania, rozvoj spektrálne optimalizovaných kontrastných médií v kombinácii s adaptabilným energetickým „threshold“ zobrazovaním, ktoré v budúcnosti pravdepodobne vstúpi do klinického CT zobrazovania.

Referencie

1. ALKADHI H, EULER A. The Future of Computed Tomography: Personalized, Functional, and Precise. *Investigative Radiology*. 2020;55(9):545-555.
2. SMITH-BINDMAN R, KWAN ML, MARLOW EC, et al. Trends in Use of Medical Imaging in US Health Care Systems and in Ontario, Canada, 2000-2016. *JAMA - Journal of the American Medical Association*. 2019;322(9):843-856.
3. WILDBERGER JE, PROKOP M. Hounsfield's Legacy. *Investigative Radiology*. 2020;55(9):556-558.
4. LELL MM, WILDBERGER JE, ALKADHI H, et al. Evolution in computed tomography: The battle for speed and dose. *Investigative Radiology*. 2015;50(9):629-644.
5. FLOHR T, PETERSILKA M, HENNING A, et al. Photon-counting CT review. *Physica Medica*. 2020;79:126-136.
6. 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.
7. WILLEMINK MJ, PERSSON M, POURMORTEZA A, et al. Photon-counting CT: Technical principles and clinical prospects. *Radiology*. 2018;289(2):293-312.
8. RAJENDRAN K, PETERSILKA M, HENNING A, et al. First Clinical Photon-counting Detector CT System: Technical Evaluation. *Radiology*. 2022;303(1):130-138.
9. SHEFER E, ALTMAN A, BEHLING R, et al. State of the Art of CT Detectors and Sources: A Literature Review. *Current Radiology Reports*. 2013;1(1):76-91.
10. SANDFORT V, PERSSON M, POURMORTEZA A, et al. Spectral photon-counting CT in cardiovascular imaging. *J Cardiovasc Comput Tomogr*. 2021;15(3):218-225.
11. ROELE ED, TIMMER VCML, VAASSEN LAA, et al. Dual-Energy CT in Head and Neck Imaging. *Current Radiology Reports*. 2017;5(5).
12. POSTMA AA, DAS M, STADLER AAR, et al. Dual-Energy CT: What the Neuroradiologist Should Know. *Current Radiology Reports*. 2015;3(5).
13. RAJIAH P, PARAKH A, KAY F, et al. Update on multienergy CT: Physics, principles, and applications. *Radiographics*. 2020;40(5):1284-1308.
14. SARTORETTI T, WILDBERGER JE, FLOHR T, et al. Photon-counting detector CT: early clinical experience review. *Br J Radiol*. 2023;96(1147).
15. TAGUCHI K, IWANCZYK JS. Vision 20/20: Single photon counting x-ray detectors in medical imaging. *Medical physics*. 2013;40(10):100901.
16. LENG S, RAJENDRAN K, GONG H, et al. 150- μ m Spatial Resolution Using Photon-Counting Detector Computed Tomography Technology: Technical Performance and First Patient Images. *Investigative Radiology*. 2018;53(11):655-662.
17. YU Z, LENG S, JORGENSEN SM, et al. Evaluation of conventional imaging performance in a research whole-body CT system with a photon-counting detector array. *Physics in Medicine and Biology*. 2016;61(4):1572-1595.
18. POURMORTEZA A, SYMONS R, SANDFORT V, et al. Abdominal imaging with contrast-enhanced photon-counting CT: First human experience. *Radiology*. 2016;279(1):239-245.
19. KLEIN L, DORN S, AMATO C, et al. Effects of Detector Sampling on Noise Reduction in Clinical Photon-Counting Whole-Body Computed Tomography. *Investigative Radiology*. 2020;55(2):111-119.
20. RAJENDRAN K, VOSS BA, ZHOU W, et al. Dose Reduction for Sinus and Temporal Bone Imaging Using Photon-Counting Detector CT with an Additional Tin Filter. *Investigative Radiology*. 2020;55(2):91-100.
21. MANNIL M, HICKETHIER T, VON SPICZAK J, et al. Photon-Counting CT: High-Resolution Imaging of Coronary Stents. *Investigative radiology*. 2018;53(3):158-166.
22. GUTJAHR R, HALAWEISH AF, YU Z, et al. Human imaging with photon counting-based computed tomography at clinical dose levels: Contrast-to-noise ratio and cadaver studies. *Investigative Radiology*. 2016;51(7):421-429.
23. RAJENDRAN K, PETERSILKA M, HENNING A, et al. Full field-of-view, high-resolution, photon-counting detector CT: technical assessment and initial patient experience. *Physics in medicine and biology*. 2021;66(20).
24. DA SILVA J, GRÖNBERG F, CEDERSTRÖM B, et al. Resolution characterization of a silicon-based, photon-counting computed tomography prototype capable of patient scanning. *Journal of Medical Imaging*. 2019;6(04):1.
25. SI-MOHAMED S, BOCCALINI S, RODESCH PA, et al. Feasibility of lung imaging with a large field-of-view spectral photon-counting CT system. *Diagnostic and Interventional Imaging*. 2021;102(5):305-312.
26. SI-MOHAMED SA, BOCCALINI S, LACOMBE H, et al. Coronary CT Angiography with Photon-counting CT: First-In-Human Results. *Radiology*. 2022;303(2):303-313.
27. BOCCALINI S, SI-MOHAMED SA, LACOMBE H, et al. First In-Human Results of Computed Tomography Angiography for Coronary Stent Assessment with a Spectral Photon Counting Computed Tomography. *Investigative Radiology*. 2022;57(4):212-221.
28. SARTORETTI T, RACINE D, MERGEN V, et al. Quantum Iterative Reconstruction for Low-Dose Ultra-High-Resolution Photon-Counting Detector CT of the Lung. *Diagnostics*. 2022;12(2).
29. SARTORETTI T, LANDSMANN A, NAKHOSTIN D, et al. Quantum Iterative Reconstruction for Abdominal Photon-counting Detector CT Improves Image Quality. *Radiology*. 2022;303(2):339-348.
30. 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. *European Radiology*. 2015;25(1):178-185.
31. OOSTVEEN LJ, BOEDEKER KL, BRINK M, et al. Physical evaluation of an ultra-high-resolution CT scanner. *European Radiology*. 2020;30(5):2552-2560.
32. POURMORTEZA A, SYMONS R, HENNING A, et al. Dose

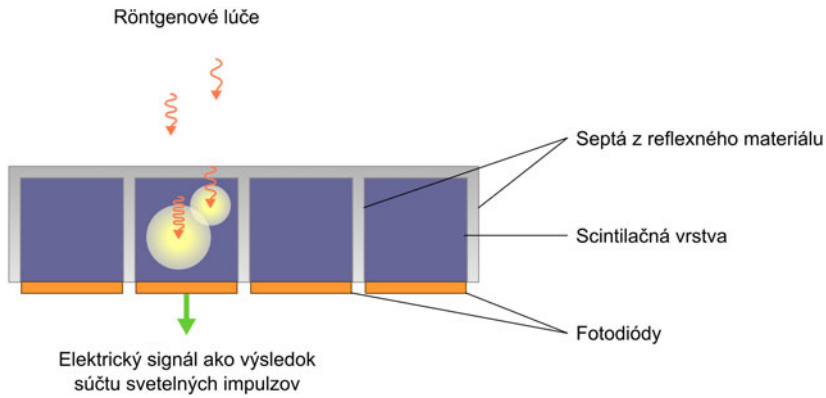
- Efficiency of Quarter-Millimeter Photon-Counting Computed Tomography: First-in-Human Results. *Investigative Radiology*. 2018;53(6):365-372.
33. LENG S, YU Z, HALAWEISH A, et al. Dose-efficient ultra-high-resolution scan mode using a photon counting detector computed tomography system. *Journal of Medical Imaging*. 2016;3(4):043504.
 34. ZHOU W, LANE JI, CARLSON ML, et al. Comparison of a photon-counting-detector CT with an energy-integrating-detector CT for temporal bone imaging: A cadaveric study. *American Journal of Neuroradiology*. 2018;39(9):1733-1738.
 35. LIU LP, SHAPIRA N, CHEN AA, et al. First-generation clinical dual-source photon-counting CT: ultra-low-dose quantitative spectral imaging. *European Radiology*. 2022;32(12):8579-8587.
 36. RAJAGOPAL JR, FARHADI F, SOLOMON J, et al. Comparison of Low Dose Performance of Photon-Counting and Energy Integrating CT. *Academic Radiology*. 2021;28(12):1754-1760.
 37. SAWALL S, KLEIN L, AMATO C, et al. Iodine contrast-to-noise ratio improvement at unit dose and contrast media volume reduction in whole-body photon-counting CT. *European Journal of Radiology*. 2020;126.
 38. EULER A, HIGASHIGAITO K, MERGEN V, et al. High-Pitch Photon-Counting Detector Computed Tomography Angiography of the Aorta: Intraindividual Comparison to Energy-Integrating Detector Computed Tomography at Equal Radiation Dose. *Investigative Radiology*. 2022;57(2):115-121.
 39. FLOHR TG, LENG S, YU L, et al. Dual-source spiral CT with pitch up to 3.2 and 75 ms temporal resolution: Image reconstruction and assessment of image quality. *Medical Physics*. 2009;36(12):5641-5653.
 40. MCCOLLOUGH CH, LENG S, YU L, et al. Dual- and multi-energy CT: Principles, technical approaches, and clinical applications. *Radiology*. 2015;276(3):637-653.
 41. SAUTER AP, MUENZEL D, DANGELMAIER J, et al. Dual-layer spectral computed tomography: Virtual non-contrast in comparison to true non-contrast images. *European Journal of Radiology*. 2018;104:108-114.
 42. LAUKAMP KR, LENNARTZ S, HO V, et al. Evaluation of the liver with virtual non-contrast: Single institution study in 149 patients undergoing TAVR planning. *British Journal of Radiology*. 2020;93(1106).
 43. ANANTHAKRISHNAN L, RAJIAH P, AHN R, et al. Spectral detector CT-derived virtual non-contrast images: comparison of attenuation values with unenhanced CT. *Abdominal Radiology*. 2017;42(3):702-709.
 44. TOEPKER M, MORITZ T, KRAUSS B, et al. Virtual non-contrast in second-generation, dual-energy computed tomography: Reliability of attenuation values. *European Journal of Radiology*. 2012;81(3).
 45. HOLZ JA, ALKADHI H, LAUKAMP KR, et al. Quantitative accuracy of virtual non-contrast images derived from spectral detector computed tomography: an abdominal phantom study. *Scientific Reports*. 2020;10(1).
 46. LENG S, ZHOU W, YU Z, et al. Spectral performance of a whole-body research photon counting detector CT: Quantitative accuracy in derived image sets. *Physics in Medicine and Biology*. 2017;62(17):7216-7232.
 47. 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. *Investigative Radiology*. 2022;57(7):488-493.
 48. NIEHOFF JH, WOELTJEN MM, LAUKAMP KR, et al. Virtual non-contrast versus true non-contrast computed tomography: Initial experiences with a photon counting scanner approved for clinical use. *Diagnostics*. 2021;11(12).
 49. D'ANGELO T, CICERO G, MAZZIOTTI S, et al. Dual energy computed tomography virtual monoenergetic imaging: Technique and clinical applications. *British Journal of Radiology*. 2019;92(1098).
 50. LENGA L, ALBRECHT MH, OTHMAN AE, et al. Monoenergetic Dual-energy Computed Tomographic Imaging. *Journal of Thoracic Imaging*. 2017;32(3):151-158.
 51. LEITHNER D, WICHMANN JL, VOGL TJ, et al. Virtual Monoenergetic Imaging and Iodine Perfusion Maps Improve Diagnostic Accuracy of Dual-Energy Computed Tomography Pulmonary Angiography with Suboptimal Contrast Attenuation. *Investigative Radiology*. 2017;52(11):659-665.
 52. ALBRECHT MH, SCHOLTZ JE, KRAFT J, et al. Assessment of an Advanced Monoenergetic Reconstruction Technique in Dual-Energy Computed Tomography of Head and Neck Cancer. *European Radiology*. 2015;25(8):2493-2501.
 53. JOHNSON TRC. Dual-energy CT: general principles. *AJR American journal of roentgenology*. 2012;199(5 Suppl).
 54. WICHMANN JL, HU X, KERL JM, et al. Non-linear blending of dual-energy CT data improves depiction of late iodine enhancement in chronic myocardial infarction. *International Journal of Cardiovascular Imaging*. 2014;30(6):1145-1150.
 55. SCHOLTZ JE, HÜSERS K, KAUP M, et al. Non-linear image blending improves visualization of head and neck primary squamous cell carcinoma compared to linear blending in dual-energy CT. *Clinical Radiology*. 2015;70(2):168-175.
 56. FORGHANI R, DE MAN B, GUPTA R. Dual-Energy Computed Tomography: Physical Principles, Approaches to Scanning, Usage, and Implementation: Part 2. *Neuroimaging Clinics of North America*. 2017;27(3):385-400.
 57. NEUHAUS V, GROSSE HOKAMP N, ABDULLAYEV N, et al. Metal artifact reduction by dual-layer computed tomography using virtual monoenergetic images. *European Journal of Radiology*. 2017;93:143-148.
 58. DE SANTIS D, EID M, DE CECCO CN, et al. Dual-Energy Computed Tomography in Cardiothoracic Vascular Imaging. *Radiologic Clinics of North America*. 2018;56(4):521-534.
 59. ALVAREZ RE, MACOVSKI A. Energy-selective reconstructions in X-ray computerised tomography. *Physics in Medicine and Biology*. 1976;21(5):733-744.
 60. SOLOMON J, MARIN D, CHOUDHURY KR, et al. Effect of radiation dose reduction and reconstruction algorithm on image noise, contrast, resolution, and detectability of subtle hypoattenuating liver lesions at Multidetector CT: Filtered back projection versus a commercial model-based iterative reconstr. *Radiology*. 2017;284(3):777-787.
 61. BIRNBAUM BA, HINDMAN N, LEE J, et al. Multi-detector row CT attenuation measurements: Assessment of intra- and interscanner variability with an anthropomorphic body CT phantom. *Radiology*. 2007;242(1):109-119.
 62. SCHADE KA, MERGEN V, SARTORETTI T, et al. Pseu-

- doenhancement in Cystic Renal Lesions – Impact of Virtual Monoenergetic Images of Photon-Counting Detector CT on Lesion Classification. *Acad Radiol.* 2023;30:S305-S313.
63. SARTORETTI T, EBERHARD M, RÜSCHOFF JH, et al. Photon-counting CT with tungsten as contrast medium: Experimental evidence of vessel lumen and plaque visualization. *Atherosclerosis.* 2020;310:11-16.
64. SARTORETTI T, EBERHARD M, NOWAK T, et al. Photon-Counting Multienergy Computed Tomography with Spectrally Optimized Contrast Media for Plaque Removal and Stenosis Assessment. *Investigative Radiology.* 2021;56(9):563-570.
65. JOST G, MCDERMOTT M, GUTJAHR R, et al. New Contrast Media for K-Edge Imaging with Photon-Counting Detector CT. *Investigative Radiology.* 2023;58(7):515-522.
66. REN L, RAJENDRAN K, FLETCHER JG, et al. Simultaneous Dual-Contrast Imaging of Small Bowel with Iodine and Bismuth Using Photon-Counting-Detector Computed Tomography: A Feasibility Animal Study. *Investigative Radiology.* 2020;55(10):688-694.
67. REN L, HUBER N, RAJENDRAN K, et al. Dual-Contrast Biphasic Liver Imaging With Iodine and Gadolinium Using Photon-Counting Detector Computed Tomography: An Exploratory Animal Study. In: *Investigative Radiology.* Vol 57. Lippincott Williams and Wilkins; 2022:122-129.
68. MUENZEL D, BAR-NESS D, ROESSLE E, et al. Spectral Photon-counting cT: Initial Experience with Dual-Contrast Agent K-Edge Colonography. *Radiology.* 2017;283(3):723-728.
69. SYMONS R, CORK TE, LAKSHMANAN MN, et al. Dual-contrast agent photon-counting computed tomography of the heart: initial experience. *International Journal of Cardiovascular Imaging.* 2017;33(8):1253-1261.
70. SI-MOHAMED S, THIVOLET A, BONNOT PE, et al. Improved Peritoneal Cavity and Abdominal Organ Imaging Using a Biphasic Contrast Agent Protocol and Spectral Photon Counting Computed Tomography K-Edge Imaging. *Investigative Radiology.* 2018;53(10):629-639.
71. SCHWARTZ FR, ASHTON J, WILDMAN-TOBRINER B, et al. Liver fat quantification in photon counting CT in head to head comparison with clinical MRI - First experience. *European journal of radiology.* 2023;161.
72. DO TD, SAWALL S, HEINZE S, et al. A semi-automated quantitative comparison of metal artifact reduction in photon-counting computed tomography by energy-selective thresholding. *Scientific Reports.* 2020;10(1).
73. ZHOU W, BARTLETT DJ, DIEHN FE, et al. Reduction of Metal Artifacts and Improvement in Dose Efficiency Using Photon-Counting Detector Computed Tomography and Tin Filtration. *Investigative Radiology.* 2019;54(4):204-211.
74. SCHMITT N, WUCHERPFENNIG L, ROTKOPF LT, et al. Metal artifacts and artifact reduction of neurovascular coils in photon-counting detector CT versus energy-integrating detector CT — in vitro comparison of a standard brain imaging protocol. *European Radiology.* 2023;33(2):803-811.
75. HOLLÝ S, CHMELÍK M, SUCHÁ S, et al. Photon-counting CT using multi-material decomposition algorithm enables fat quantification in the presence of iron deposits. *Physica Medica.* 2024;118.

Autor pre korešpondenciu:

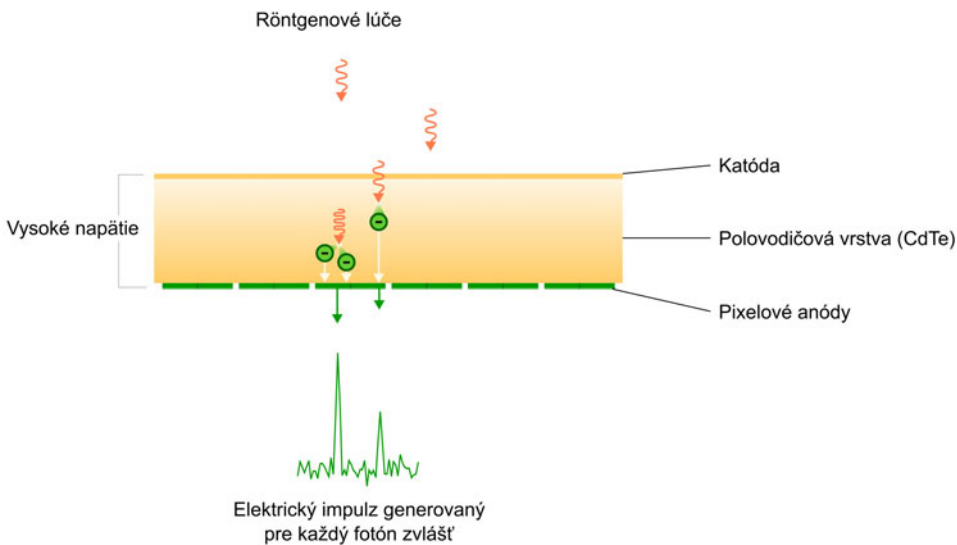
Doc. RNDr. Marek Chmelík, PhD.
Katedra medicínsko-technických odborov
Fakulta zdravotníckych odborov
Prešovská Univerzita
Partizánska 1
080 01 Prešov
tel.: 051/7562453
marek.chmelik@unipo.sk

Obrazová príloha



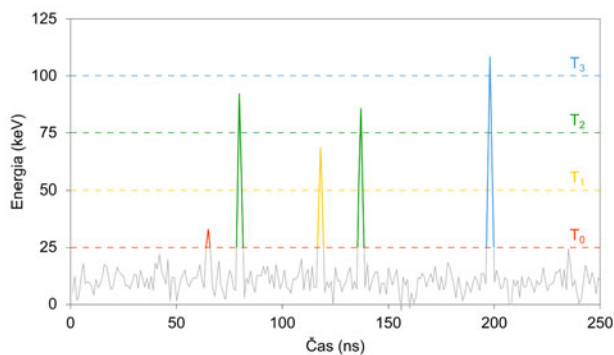
Obr. 1. Schéma fungovania EID. TiO₂, oxid titaničitý; GOS, gadolínium-oxysulfid.

Fig. 1. Operation of an EID. TiO₂, titanium dioxide; GOS, gadolinium-oxysulfide.



Obr. 2. Schéma fungovania PCD. Dopadajúce RTG fotóny (vlnité šípky) spôsobia v polovodičovej vrstve separáciu náboja (záporne nabité elektróny – zelenou, kladne nabité elektrónové diery – oranžovou). Elektróny sú priťahované k pixelovým anódam, kde vytvárajú elektrický impulz. Množstvo uvoľnených elektrónov a teda aj amplitúda impulzu závisí od energie dopadajúceho fotónu. CdTe, telurid kadmenný.

Fig. 2. Operation of a PCD. Incident x-ray photons induce a charge separation in the semiconductor (negatively charged electrons – green – and positively charged holes – orange). The electrons are pulled towards pixelated anodes using a high voltage electric field. There, they produce an electric impulse. The amount of electrons ejected – and in turn the pulse amplitude – depend on the energy of the incident photon. CdTe, cadmium teluride.

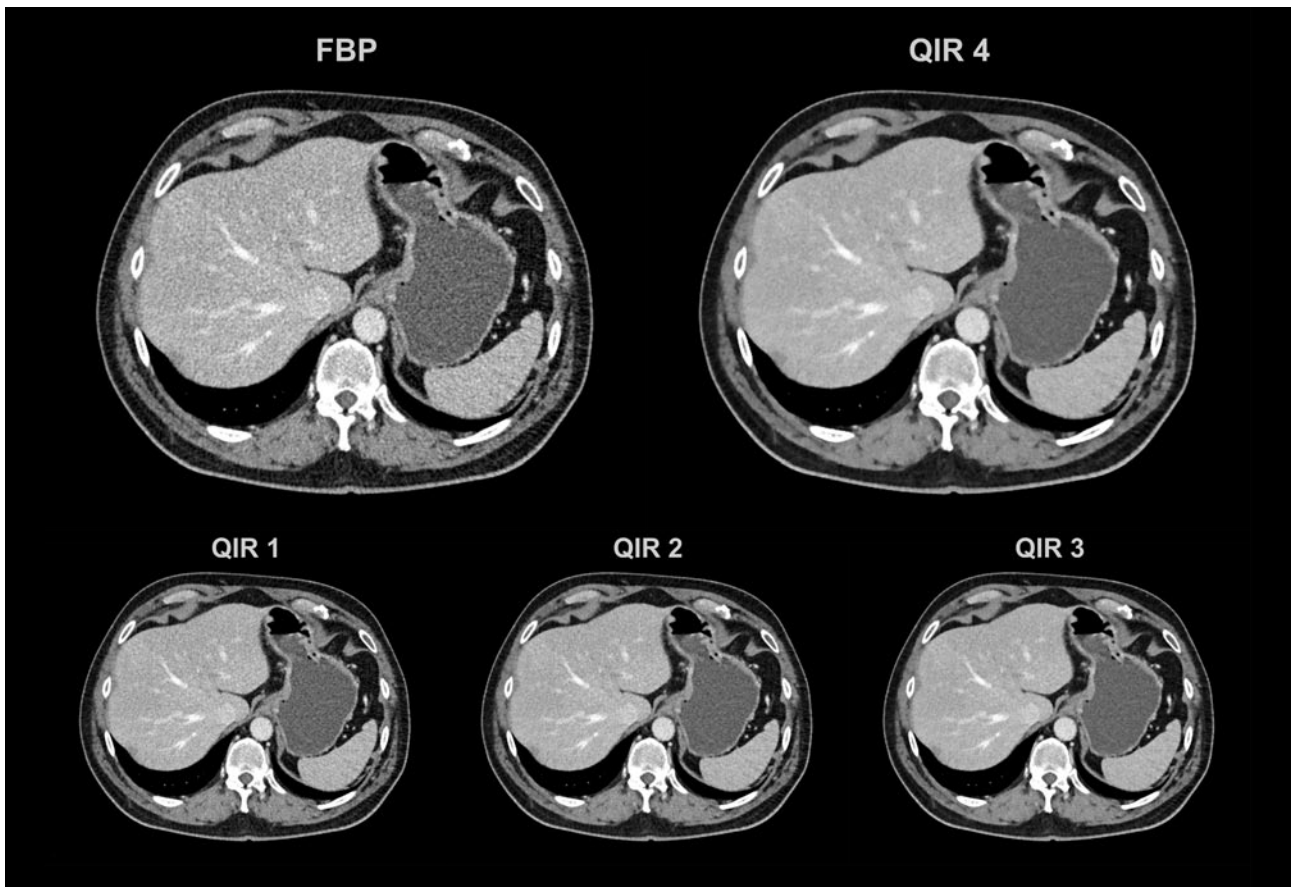
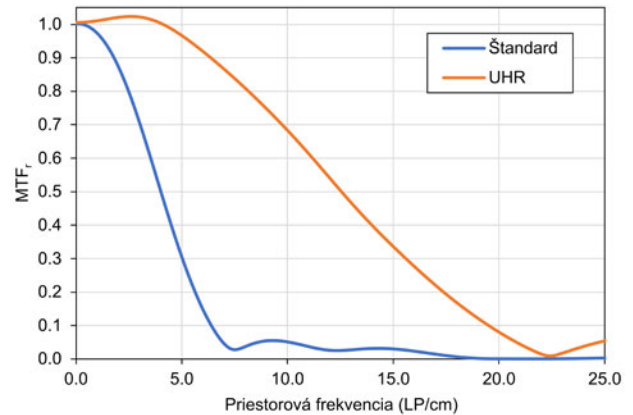


Obr. 3. Princíp eliminácie elektronického šumu a spektrálnej separácie u PCD. Započítané sú iba impulzy s amplitúdou väčšou než hladina T₀ (farebné píky). Signál s menšou amplitúdou (šedá krivka) je automaticky odfiltrovaný ako šum. Prerušované farebné čiary označené T₀ – T₃ znázorňujú prahy jednotlivých energetických pásiem (angl. bins). PCD, photon-counting detector; ns, nanosekunda; keV, kiloelektrónvolt.

Fig. 3. Elimination of electronic noise and spectral separation in a PCD. Only pulses with an amplitude higher than the T₀ threshold are counted (colored peaks). Any signal with a lower amplitude (grey curve) is automatically filtered out as noise. Dashed lines denoted T₀ – T₃ represent thresholds of the respective energy bins. PCD, photon-counting detector; ns, nanosecond; keV, kiloelectronvolt.

Obr. 4. Porovnanie priestorového rozlíšenia v štandardnom a UHR móde (NAEOTOM Alpha, Siemens Healthineers). V štandardnom móde (kolimácia 144 x 0,4 mm, hrúbka rezu 0,4 mm, kernel Br40) dosahuje priestorové rozlíšenie (10% MTF) hodnotu 6,4 LP/cm, zatiaľ čo v UHR režime (kolimácia 120 x 0,2 mm, hrúbka rezu 0,2 mm, kernel Br72) je možné dosiahnuť rozlíšenie až ~20 LP/cm. MTF, modulačná prenosová funkcia; LP, čiarové páry. Dáta: JESSENIUS – diagnostické centrum a. s.

Fig. 4. A comparison of spatial resolution in the standard and UHR modes (NAEOTOM Alpha, Siemens Healthineers). Spatial resolution (10% MTF) in the standard mode (144 x 0.4 mm collimation, 0.4 mm slice thickness, kernel Br40) reaches 6.4 LP/cm while in UHR mode (120 x 0.2 mm collimation, 0.2 slice thickness, kernel Br72), it is possible to achieve a resolution of ~20 LP/cm. MTF, modulation transfer function; LP, line pairs. Data source: JESSENIUS – diagnostické centrum a. s.



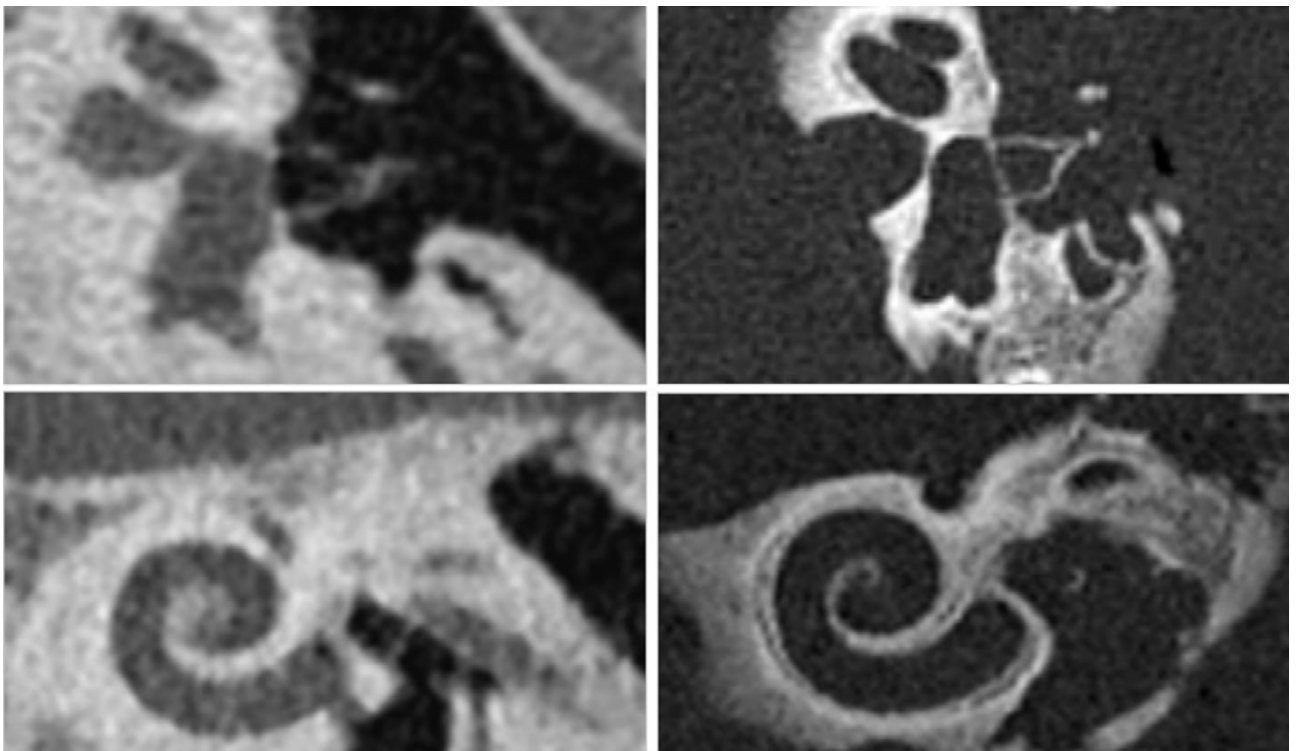
Obr. 5. Porovnanie filtrovanej spätnej projekcie (FBP) a novej iteratívnej rekonštrukčnej metódy (Quantum Iterative Reconstruction, QIR) na dátach získaných pomocou klinického PCD-CT (NAEOTOM Alpha, Siemens Healthineers). S rastúcou QIR úrovňou rastie aj pomer signál/šum, pričom ostáva zachovaný kontrast a jemné detaily obrazu. Snímky: JESSENIUS – diagnostické centrum a. s.

Fig. 5. A comparison of filtered back-projection (FBP) and a novel iterative reconstruction method (Quantum Iterative Reconstruction, QIR, Siemens Healthineers) on data acquired with a clinical PCD-CT (NAEOTOM Alpha, Siemens Healthineers). Signal-to-noise ratio increases with increasing QIR strength, while the contrast of the image and fine details are retained. Image source: JESSENIUS – diagnostické centrum a. s.



Obr. 6. Prvý PCD-CT skener schválený pre použitie v klinickej praxi (NAEOTOM Alpha, Siemens Healthineers). Snímka: JESSENIUS - diagnostické centrum a. s.

Fig. 6. The first PCD-CT system approved for clinical use (NAEOTOM Alpha, Siemens Healthineers). Image source: JESSENIUS – diagnostické centrum a. s.



Obr. 7. PCD-CT umožňuje lepšie zobrazenie stredného a vnútorného ucha. Drobné anatomické štruktúry stredného a vnútorného ucha (horný rad: stapes, dolný rad: cochlea): Naľavo sú snímky získané pomocou konvenčného CT; vpravo pomocou PCD-CT. Zdroj: Dr. A. Persson, Linköpingská Univerzita, Švédsko

Fig. 7. Improved visualization of the middle and inner ear enabled with photon-counting CT. Tiny anatomical structures of the middle and inner ear (upper row: stapes, lower row: cochlea): On the left, an image acquired with conventional CT technology; on the right, with a photon-counting CT. Source: Courtesy of Dr. A. Persson, Linköping University, Sweden.



Obr. 8. Príklad jódovej mapy a virtuálneho nekontrastného obrazu (VNC) pri abdominálnom PCD-CT vyšetrení (NAEOTOM Alpha, Siemens Healthineers). Snímky: JESSENIUS – diagnostické centrum a. s.

Fig. 8. Example of an iodine map and a virtual non-contrast image (VNC) in an abdominal PCD-CT scan (NAEOTOM Alpha, Siemens Healthineers). Image source: JESSENIUS – diagnostické centrum a. s.



Obr. 9. Virtuálne monoenergetické snímky (VMI) rekonštruované z rovnakých dát ako pri obr. 8. keV, kiloelektrónvolt. Snímky: JESSENIUS – diagnostické centrum a. s.

Fig. 9. Virtual monoenergetic images (VMI) reconstructed from the same data as in Fig. 8. keV, kiloelectronvolt. Image source: JESSENIUS – diagnostické centrum a. s.