

přehledový článek

Zobrazení mozku pomocí photon-counting CT

Imaging of the brain with photon-counting CT

Jiří Ferda, Filip Heidenreich, Jan Pernický, Barbora Ferdová, Pavel Nedbal, Tomáš Vendiš, Jan Baxa

Klinika zobrazovacích metod LF UK a FN, Plzeň

Hlavní stanovisko práce

Photon-counting CT mozku je kvalitativním posunem v diagnostických možnostech zobrazení mozkové tkáně s možnostmi cíleného odlišení strukturálních změn tkání s vyšším prostorovým a kontrastním rozlišením.

SOUHRN

Ferda J, Heidenreich F, Pernický J, Ferdová B, Nedbal P, Vendiš T, Baxa J. Zobrazení mozku pomocí photon-counting CT

Photon-counting CT je nejvýznamnější inovací CT technologie od zavedení multidetektorové techniky skenování na konci 20. století. Dovoluje využít maximálního vysokého prostorového rozlišení s minimalizací šumu k identifikaci velmi jemných změn a možnosti lepšího interaktivního zobrazení rozdílů v chování mozkové tkáně při odlišení jednotlivých druhů mozkového edému a odlišení malatické tkáně. Významným využitím je rychlá identifikace sycení jodovou kontrastní látkou u kontrolních vyšetření následně po intraarteriálních intervencích. Ve srovnání s energií integrujícím CT je podstatným posunem možnost optimalizace zobrazení vzhledem k větší přesnosti odlišení struktur u rozdílných patologií při použití jednotného protokolu.

Klíčová slova: photon-counting CT, CT mozku, spektrální zobrazení, intracerebrální krvácení, mozkový edém.

Major statement

Photon-counting CT of the brain is the qualitative shift in diagnostic assessment of the brain tissue with targeted separation of the structural changes of tissues including the increased spatial and contrast resolution.

SUMMARY

Ferda J, Heidenreich F, Pernický J, Ferdová B, Nedbal P, Vendiš T, Baxa J. Imaging of the brain with photon-counting CT

Photon-counting CT is the most significant innovation in CT technology since the introduction of multidetector scanning techniques at the end of the last century. It allows the use of maximum high spatial resolution with noise minimization to identify very subtle changes and the possibility of a better interactive display of the difference in the behavior of brain tissue when differentiating individual types of brain edema and differentiating malatic tissue. A significant use is the rapid identification of saturation with iodine contrast material in control examinations following intra-arterial interventions. Compared to energy-integrating CT, a significant shift is the possibility of optimizing imaging due to the greater accuracy of distinguishing structures in different pathologies when using a standardized imaging protocol.

Key words: photon-counting CT, brain CT, spectral imaging, intracerebral bleeding, brain edema.

Přijato: 31. 8. 2025

Korespondenční adresa:

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

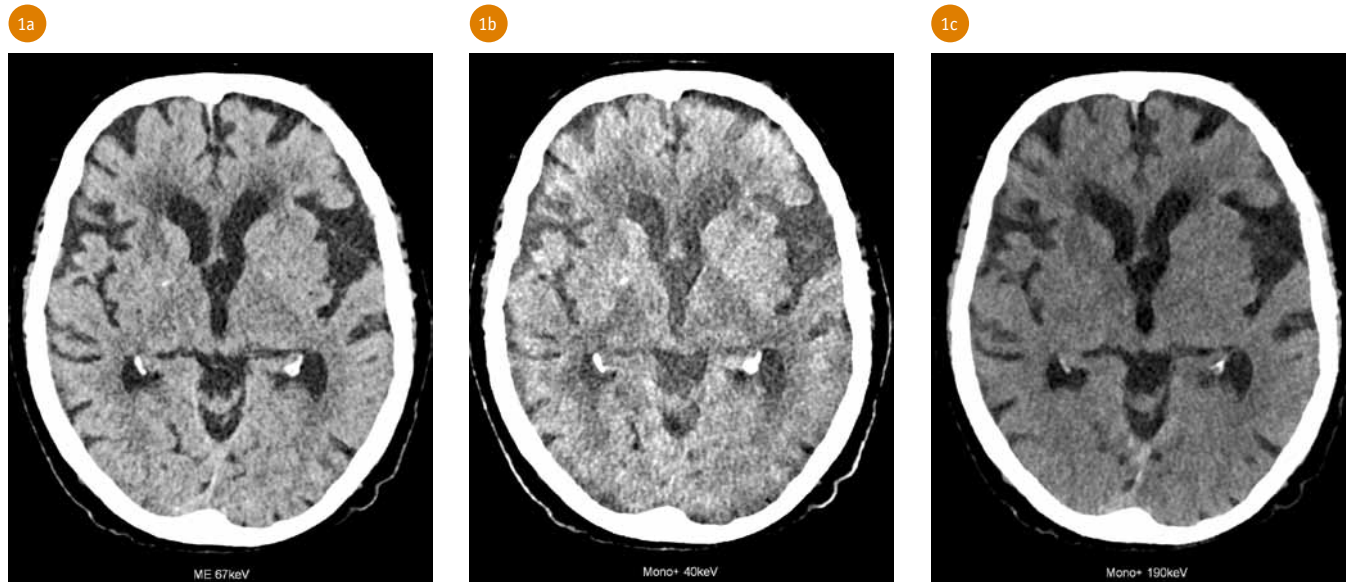
Podpořeno projektem MZ ČR Koncepční rozvoj
výzkumné instituce 00669806 – FN Plzeň
a projektem COOPERATIO, basic sciences
Univerzity Karlovy.

Konflikt zájmů: žádný.

ÚVOD

Zobrazení mozku je vůbec nejstarší aplikací výpočetní tomografie, představena byla již v roce 1973 sirem G. N. Hounsfieldem. Jedná se nejstarší a zřejmě dosud nejužívanější indikaci výpočetní tomografie. Metoda představovala revoluční posun v diagnostice intrakraniálních patologických procesů a i po více než 50 letech má svoje pevné místo v diagnostických algoritmech.

Nezbytné je vyšetření CT mozku zejména u akutních stavů, jakými jsou kraniocerebrální poranění nebo akutní cévní mozková příhoda. Jediné CT mozku spočívá ve značném rozdílu mezi denzitami mozkomíšního moku a mozkové tkáně, stejně jako mezi denzitami krvácení a mozkové tkáně, a to již bez použití jodové kontrastní látky. U kraniocerebrálních poranění má svoji velkou výhodou i snadné odlišení intrakraniální přítomnosti vzduchu



1 Základní možnosti zobrazení u mozku s minimálními nálezy – „tečkovité“ kalcifikace v bazálních gangliích, ve skutečnosti deposita hemosiderinu, a leukoaraióza v oblasti předního raménka capsula interna: (a) 1,0 mm základní zobrazení s energií 67 keV, nejvyšší kontrast mezi všemi strukturami; (b) 1,0 mm zobrazení s energií 40 keV zvýrazňuje vysoce myelinizované části bílé hmoty, především v čelních lalocích a také v oblasti zadních ramének capsula interna, kde jsou hlavní kortikospinální a thalamokortikální spojení; (c) 1,0 mm zobrazení s energií 190 keV zvýrazňuje oblasti leukoaraiózy v předním raménku capsula interna vpravo, mizí hypertenzní struktura v oblasti bazálních ganglií – spektrem tkání neodpovídá kalcii vázaném v molekule fosforečnanu nebo uhličitanu, ale spíše hemosiderinu, tedy komplexní organické molekule.

The basement images properties in brain with minimal changes – „spotty“ calcifications in basal ganglia, hemosiderin deposits in reality, and leukoaraiosis in the region of anterior crus of the internal capsula, where located the major corticospinal and thalamocortical connections: (a) 1.0 mm image with the energy of 67 keV, the highest contrast in between all structures; (b) 1.0 mm image with the energy of 40 keV, improved contrast between highly myelinated fibers of the white matter, and the other structures, the highest contrast is seen in the frontal lobes and within posterior crus of internal capsula; (c) 1.0 mm image with the energy of 190 keV improved the demargination of leukoaraiosis lesion in the anterior crus of the internal capsula, the hyperdense structure disappeared within basal ganglia – spectrum is not bound to the molecule containing calcium phosphate or calcium carbonate, but more related to the hemosiderine, the complex organic macromolecule.

a také zobrazení osifikovaného skeletu. Dlouhý vývoj zobrazení mozku dosud spíše kopíroval obecný vývoj zobrazovacích metod, tedy zkracování skenovacího času, zvýšení prostorového rozlišení, zatímco obecná kvalita zobrazení ve smyslu kontrastu mezi jednotlivými tkáněmi neprodělala za půl století prakticky žádný vývoj. Výjimkou snad byly jen možnosti používání nižších energií záření pro skenování mozku, avšak ani tyto techniky nepřinesly podstatné změny v celkovém rozlišení tkání. Ustálené zvyklosti zobrazování mozku představovaly konstantu, kdy hlavním nástrojem hodnocení tkání bylo pouhé volení nastavení intervalu zobrazených Hounsfieldových jednotek – tedy nastavení okna – windowing.

ZÁKLADNÍ ASPEKTY ZOBRAZENÍ MOZKOVÉ TKÁNĚ VÝPOČETNÍ TOMOGRAFIÍ

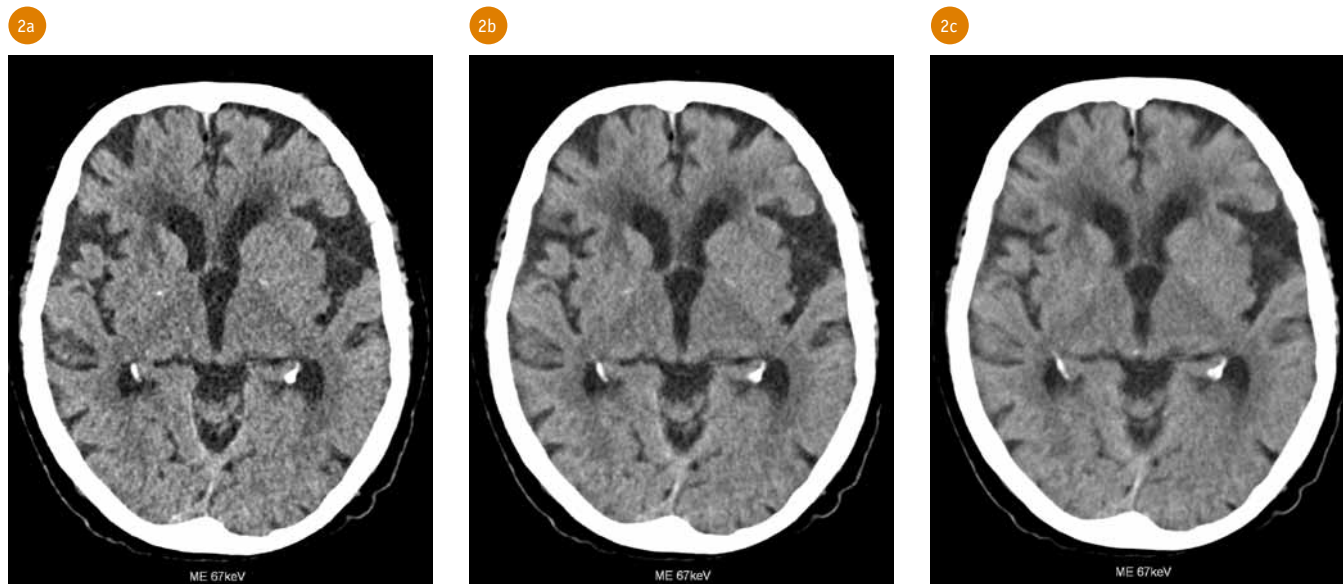
Mozková tkáň se skládá z odlišných anatomických struktur, ve kterých se mění podíl mezi tkáněmi bohatými

na lipoprotein myelin a na tkáň, kde je jeho zastoupení nižší. Dobře známý je rozdíl mezi šedou a bílou hmotou, kdy bílá hmota je tvořena více či méně uspořádanými myelinizovanými výběžky, převážně axony. Naproti tomu šedá hmota obsahuje větší podíl nemyelinizovaných somat neuronů a dále také větší podíl gliových buněk. V chemické struktuře se obecně od sebe šedá a bílá hmota liší tedy především zastoupením alifatických částí. Hlavní molekulou tukové povahy, která se podílí na tvorbě myelinu, je glykosfingolipid galaktosylceramid, ten je zastoupen jak v šedé, tak v bílé hmotě. U šedé hmoty tato molekula s dlouhým alifatickým řetězcem tvoří do 2 % objemu tkáně, avšak v hmotě bílé až 12 %. V hmotě šedé je tak větší podíl molekul, které mají vyšší obsah prvků s relativně vyšším atomovým číslem, jakými jsou zejména dusík a síra v proteinech, ale také obsahují relativně nižší podíl vodíků ve rovnání s dlouhými molekulami lipidové složky glykosfingolipidů. Tyto fyzikálně-chemické vlastnosti určují úroveň absorpce záření X v materiálech obecně. Vyšší je samozřejmě ve tkáni, kde je vyšší podíl prvků s vyššími atomovými čísly.

Avšak absorpci záření X v mozkové tkáni ovlivňuje také okolní prostředí. V oblasti supratentoriální, ale zejména infratentoriální je možné pozorovat přirozenou filtraci některých energií záření X osifikovaným skeletem. Tradičně se tento jev označuje jako efekt utvrzení paprsků – beam hardening effect (1). Tato prefiltrace nižších energií vyvolává problémy se zobrazováním mozkové tkáně, která přiléhá těsně pod kalvu, tedy zejména kortikální šedé hmoty a prostorů těsně pod kalvou. V oblasti zadní jámy lební se navíc projevuje vyšší mocnost kostní tkáně, někdy navíc přítomnost kovového materiálu v zubních výplních nebo protetických pomůckách, kterými se efekt násobí.

ZOBRAZENÍ MOZKU POMOCÍ PHOTON-COUNTING CT

Detektorová soustava běžného CT systému je vytvořena z krystalů gadolinium oxysulfidu, které odpovídají na dopad kvanta záření X emisí fotonů viditelného světla a ty jsou pak následně



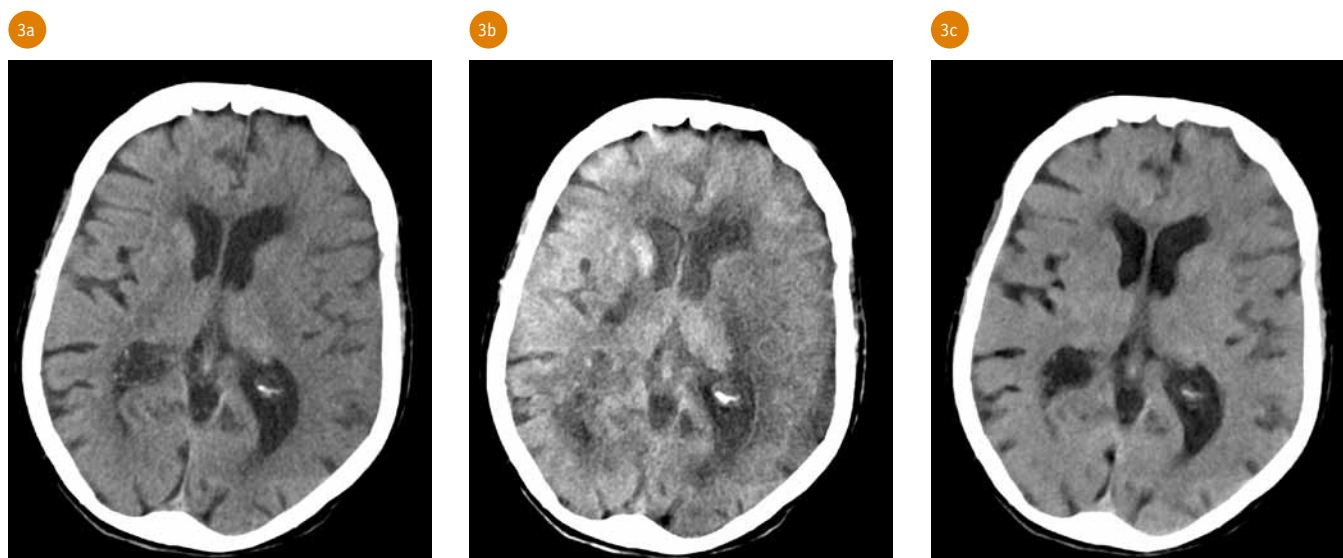
2 Porovnání kvality zobrazení v tenké vrstvě a rekonstrukcích v šíři obvykle pro mozkovou tkáň používaných, zobrazení 1,0 mm v obrázku 1: (a) 0,8 mm; (b) 3,0 mm; (c) 5,0 mm. Je zřetelné, jak je ve velmi tenké vrstvě možné identifikovat i velmi malé struktury a dobře odlišit i kortikální šedou hmotu v oblastech gyrů.

Comparison of the image quality in the thin layer and in the reconstruction in the thickness usually used in brain imaging, 1.0 mm images are demonstrated in the figure 1: (a) 0.8 mm; (b) 3.0 mm; (c) 5.0 mm. It is clear, like the smallest structures and differences between gyral cortical grey and white matter could be distinguished.

registrovány světločivným materiálem, nyní často přímou konverzí signálu na digitální informaci. Nicméně tato konverze signálu má za následek vznik šumu, takzvaného elektronického – electronic noise. Informace o absorpci záření X těmito detektory nenese v sobě informaci o energii dopadajícího záření. Odpověď detektoru na energii záření X není konstantní, vyšší odpověď je na vyšší energie kvanta záření X, na nižší menší. Současně nejmenší

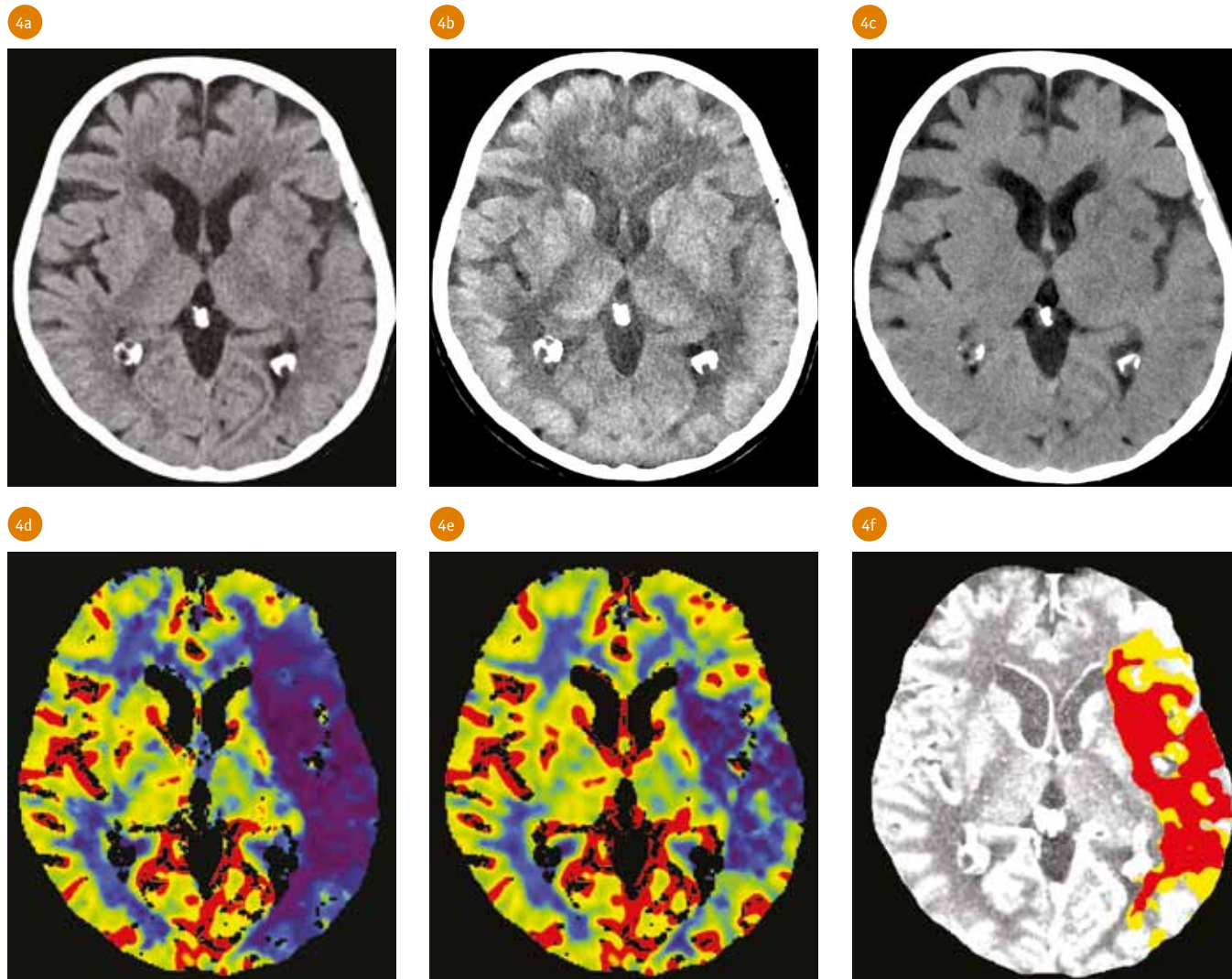
technicky možný detekční prostor se pohybuje kolem plochy $0,7 \times 0,7$ mm, neboť velikost detektorového elementu je dána fyzickou velikostí krystalového elementu a mocností interelementárních zrcadlících sept. Tento způsob detekce záření X, nazývaný energií integrující, má tedy své fyzikální limity, které nedovolovaly změnu zobrazování mozkové tkáně (2) a po několik desetiletí byla metodika zobrazování mozku v podstatě dost tradicionalistická.

Photon-counting detektor se vyznačuje v pásmu užitečných energií záření X při výpočetní tomografii, tedy v intervalu mezi 40 a 190 keV, prakticky konstantní odpovědí, tedy registrace nižších energií je stejně efektivní jako vyšších. Četnost registrací fotonů X je tedy stejná u nižších jako u vyšších energií. Navíc je odpověď paradoxně relevantní energií fotonu X (2, 3). V polovodičovém materiálu telluridu kademnatém se ekvivalentně energii vytváří amplituda



3 Rozsáhlý intracelulární edém celé levé hemisféry při akutním uzávěru a. carotis interna sinistra. Porovnání vzhledu u obrazů: (a) 67 keV; (b) 40 keV s maximálními změnami rozdílů denzit; (c) 190 keV – minimální změny v rozdílu denzit

Enormous intracelular edema extent within all left hemisphere in acute occlusion of left internal carotid: (a) 6 keV; (b) 40 keV with maximal changes in densities; (c) 190 keV with mimimla changes in densities of structures



4 Ischemie, vývoj při akutním uzávěru a. cerebri media sinistra. Porovnání vzhledu u obrazů před mechanickou trombektomií: (a) 67 keV; (b) 40 keV – beze změn; (c) 190 keV – fokální ložiskové změny; (d) perfuzní mapa průtoku krve; (e) perfuzní mapa objemu protékající krve; (f) mapa jádra ischemie (červeně) a penumbry (žlutě). Dále porovnání nálezů hodinu po rekanalizaci: (g) 67 keV s hypertenzní oblastí; (h) virtuální nativní obraz ukazuje, že hypertenzní oblast je jen nasycení podanou kontrastní látkou během intervence; (i) mapa distribuce jodu ukazuje rozsah tzv. stainingu. Porovnání obrazů o 24 hodin později: (j) 67 keV; (k) 40 keV – minimální změny včetně oblasti nekrózy; (l) zatímco na obraze 190 keV je vidět oblast extracelulárního edému v rozsahu malárie.

Ischemia, the evolution in acute occlusion of the left middle cerebral artery. Comparison of the image appearances before mechanical thrombectomy: (a) 67 keV; (b) 40 keV with no changes; (c) 190 keV with focal spotty hypodensities; (d) perfusion map of the blood flow; (e) perfusion map of the blood volume; (f) map of the core (red) and penumbra (yellow). Then comparison of the findings one hour after successful recanalization of the occlusion: (g) 67 keV with hyperdense region; (h) virtual non-contrast image shows, that the hyperdense region is related to the deposits of iodine only; (i) iodine distribution map shows the territory stained by the iodine. Comparison of the finding 24 hours delayed after recanalization: (j) 67 keV; (k) 40 keV minimal changes including the necrosis territory; (l) on the other side the 190 keV image shows the extent of the extracellular edema in the region of the necrosis.

odpovědi vzniku elektrického potenciálu. Vyšší energie fotonu X s sebou přináší vznik více děr a vyšší změnu vodivosti materiálu. Je tak možné získat spektrální informaci o energiích záření X procházejících materiálem. Kromě spektrální informace je podstatné, že u konstrukce detektoru jako kondenzátoru, ve kterém přímo vzniká digitální informace, odpadá problém elektronického šumu. Vzhledem k tomu, že detektorová soustava photon-counting CT neobsahuje jednotlivé detektorové elementy oddělené septy, ale členění

detektorů je dáno elektrickým potenciálem, je možné oddělit od sebe v detektorové soustavě elementy o hraně až $0,2 \times 0,2$ mm. Tato extrémně malá plocha dovoluje detektorové elementy sdružovat do klastrů 2×2 , a získávat tak informace o energiích na úrovni až čtyř intervalů energií dopadajícího záření X. Nejužší rekonstruovatelná vrstva se spektrální informací je pak 0,4 mm. U zobrazení mozkové tkáně se neuplatňuje vyšší rozlišení až k úrovni 0,2 mm, protože v intrakraniálním prostoru je v optimalizovaném toku fotonů záření X

pro mozek datová akvizice zatížena zvýšenou úrovní šumu (dána výše uvedenou prefiltrací utvrzením záření a také rozptylem Comptonovým efektem).

Mimořádné prostorové rozlišení pole dat dovoluje u mozkové tkáně využít izotropního submilimetrového rozlišení s maximálním potlačením šumu a s maximálním využitím detekovaných fotonů. Optimální velikost rekonstruované šíře obrazu je 0,8 mm, tedy dvojnásobná než je nejmenší rekonstruovatelná vrstva. Tato šíře kompenzuje výborně šum a dovoluje již hodnocení mozkové

4g



4h



4i



4j



4k



4l



tkáně z takto velmi tenkých obrazů se zobrazením jemných detailů. Na rozdíl od v minulosti používané širší rekonstruované vrstvy pro hodnocení 5 mm lze využívat zobrazení velmi tenká, a to od 0,8 do 1 mm pro posuzování detailních struktur, případně přehledná zobrazení ve vrstvě 2–3 mm s velmi nízkou úrovní šumu a vysokým kontrastem.

U PCCT jsou rovněž data rekonstruována v podobě energií integrujících obrazů s kvalitou optimalizovanou pro určitou energii. U zobrazení mozku je podstatné, že největší informace o rozdílné absorpci mezi šedou a bílou hmotou mozkovou nesou fotony o energiích mezi 60 a 70 keV s maximem odlišení struktur šedé a bílé hmoty u energie 67 keV. Tento poznatek je znám ze starších studií zobrazení mozku pomocí duální energie záření. Obrazy energie 67 keV kompenzují nejlépe úbytek fotonů absorpcí v kostěné tkáni kalvy (4). V datovém DICOM formátu mohou být spektrální integrálně uloženy v podobě SPP obrazů, které kromě absorpce nesou i informaci o absorpci ve vztahu

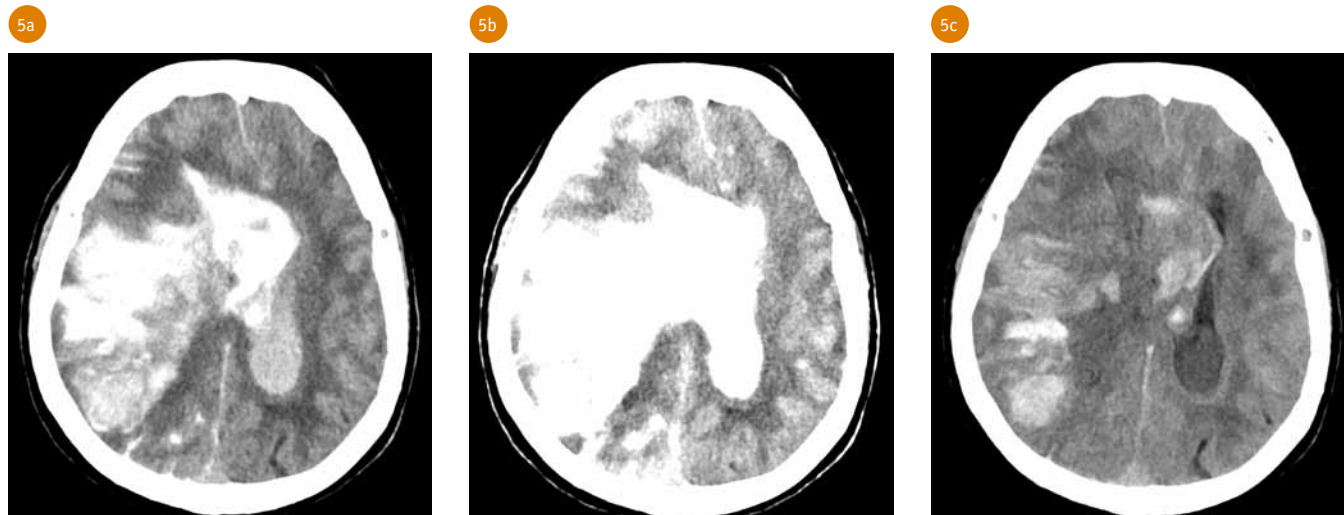
k energii procházejícího záření. A tyto obrazy lze pak využít v postprocesingu – monoenergetických zobrazení, eventuálně k analýze obsahu jodu.

Daný systém detekce záření má mimořádný efekt právě u zobrazení mozkové tkáně. Nese s sebou i jisté technické problémy, které musejí být režimově řešeny na úrovni denních kontrol kvality. Detektorová soustava, která obsahuje polovodičové detektory, vyžaduje přesnou provozní teplotu, aby odpověď detektorového materiálu byla optimální. Při rekonstrukci obrazů je pro zobrazení mozku zásadní přesná kalibrace detektorové soustavy, aby bylo možné předcházet nestejnoměrné odpovědi detektorových elementů v závislosti na jejich poloze. Jelikož některé části detektorové soustavy absorbují vyšší energie než druhé, mohou být během vyšetřování vysokým tokem fotonů odlišně tepelně zatíženy a mohou pak být příčinou nestejnoměrné odpovědi. Pochopitelně tento efekt je nejvíce vyjádřen v centrální část a soustředně se snižuje směrem do periferie. Nesprávná

kalibrace systému nebo její nižší frekvence může vést ke kruhovému artefaktu na rekonstruovaných obrazech. Photon-counting detektor je kalibrován v denních intervalech a po každém dlouhodobějším výpadku elektrické sítě. Správná kalibrace a kompenzace tohoto efektu byla jedním z nejdůležitějších cílů naší výzkumné práce při testování photon-counting CT v klinickém prostředí.

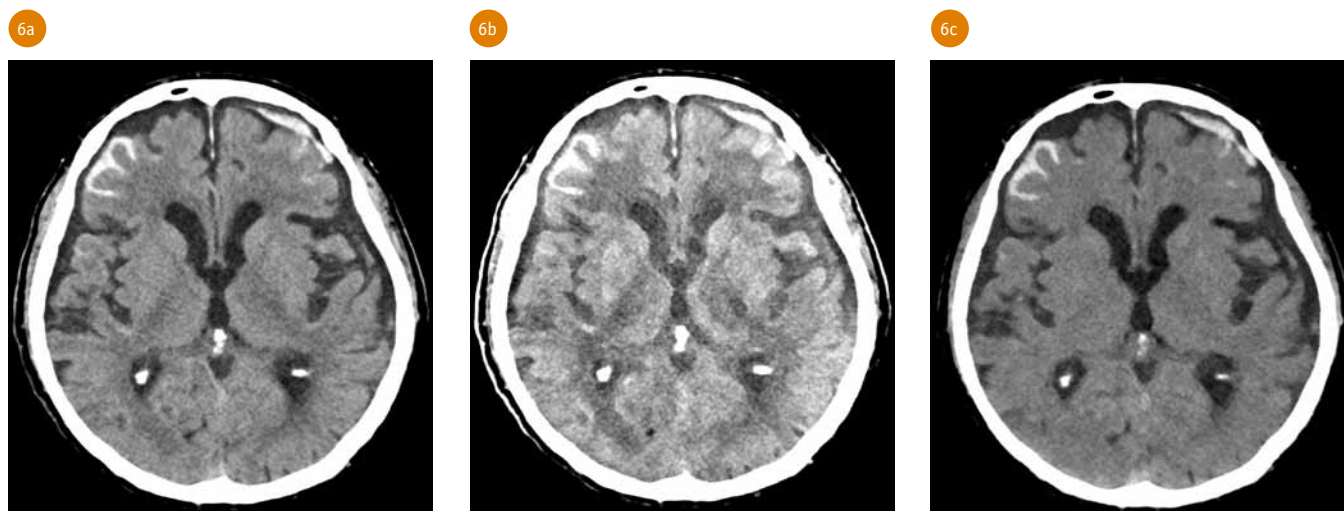
VYUŽITÍ SPEKTRÁLNÍHO ZOBRAZENÍ U CT MOZKU

Pro spektrální zobrazení je používána expozice 120 kV, 250 mAs s CTDIvol 42,2 mGy pro malý fantom 16 cm. Expozice je použita tedy tak, aby ve spektru vyzařovaných energií byly přítomny i nižší i vyšší energie a mohlo být využito výhod spektrálního zobrazení, eventuálně spektrální analýzy obrazu. Detektorové elementy jsou používány v integrační konfiguraci 2 × 2 – tedy



5 Krvácení následně po mechanické trombektomii z a. cerebri media dextra: (a) 67 keV s rozsáhlými hyperdenzními oblastmi a také s hyperdenzním obsahem komor; (b) 40 keV – slynutí hyperdenzních oblastí; (c) virtuální nativní obraz ukazuje rozsah hemoragie a také, že v komorové soustavě přítomna kromě krve i jodová kontrastní látka, která byla vymyta z nasycené mozkové tkáně.

Bleeding followed the mechanical thrombectomy from the right middle cerebral artery: (a) 67 keV with the large hyperdense area and the hyperdense content of the ventricles; (b) 40 keV with confluent hyperdense area; (c) virtual non-contrast image shows the bleeding extent, and also that inside the ventricular system is in blood content dissolved also iodine washed from the brain tissue.



6 Trauma: (a) 67 keV zobrazuje subdurální i subarachnoidální krvácení; (b) 40 keV se splnutím denzit krve a kortikální šedé hmoty; (c) 190 keV zobrazuje také tečkovitou hemoragii subkortikálně při střížném poranění typu difuzního axonálního poranění

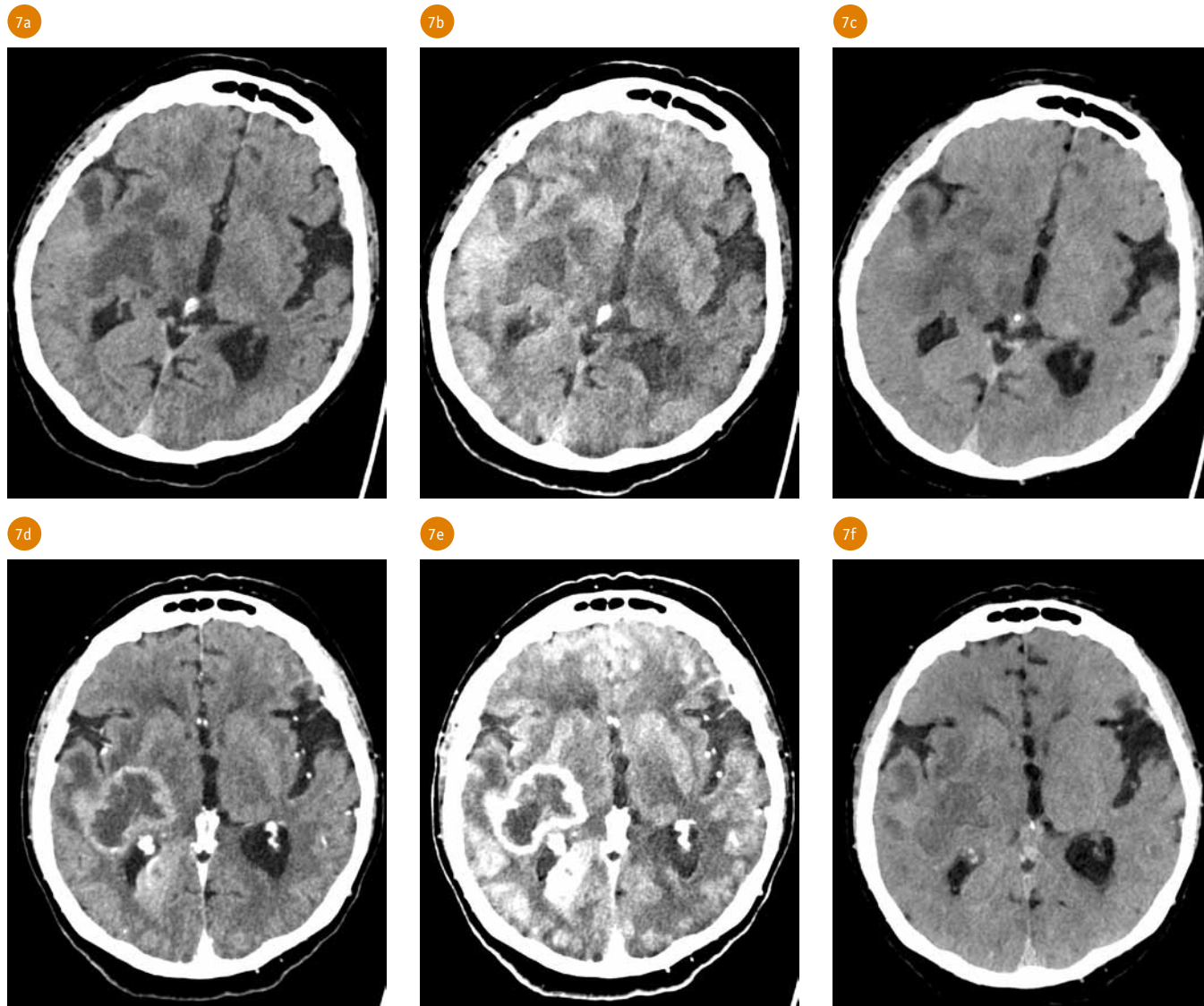
Trauma: (a) 67 keV shows subdural and subarachnoid bleeding; (b) 40 keV confluent densities of the cortical grey matter and the blood; (c) 190 keV shows additional important finding – point-like bleeding related to the diffuse axonal injury

velikost elementu, který dává jednu datovou stopu, je 0,4 mm. Data jsou rekonstruována v rekonstrukčním algoritmu pro mozek s kernelem Hr40 s iterativní rekonstrukcí s úrovní iterací Q2, jsou rekonstruována v malém poli v šíři vrstvy 0,8 mm s inkrementem 0,4 mm. Výsledné prostorové rozlišení je pak 0,4 mm v jakémkoliv směru. Používáme rekonstrukci spektrální SPP se zahrnutím informace o spektrálních odlišnostech absorpce.

Jak již bylo uvedeno, strukturálně se liší mozková tkáň obsahem lipoproteinu myelinu, dále makromolekul proteinů

neuronových somat a gliových buněk a také přítomnosti vody; nebo v případě krvácení přítomnosti krve, jejích součástí – především fibrinu, případně u některých patologických stavů, zejména meningeomů, také přítomnosti jiných fibrilárních proteinů. Z hlediska odlišnosti absorpce záření se od sebe odlišují následující jednotlivé materiály: lipoprotein myelin, proteiny, voda a fibrilární makromolekuly proteinové povahy. U fibrilárních molekul je zásadní vyšší přítomnost síry při vyšším podílu zastoupení aminokyselin vybavených hydrogensulfidovou skupinou, která

dovoluje vazbu difsulfidickými můstky v makromolekulách typu fibrinu. Pokud se použijí obrazy s různými energiemi, lze zvýraznit jednotlivé kvalitativně odlišené části mozkové tkáně nebo patologií. Z jediné akvizice tak zobrazujeme extracelulární edém, bílou hmotu, šedou hmotu, respektive optimální kontrast mezi oběma hmotami, anebo krev či intracelulární edém (5, 6).



7 Glioblastoma multiforme, komplexní zobrazení pomocí photon-counting CT, nativně: (a) 67 keV; (b) 40 keV; (c) 190 keV. Po podání jodové kontrastní látky intravenózně: (d) 67 keV; (e) 40 keV; (f) virtuální nativní obraz. Na virtuálním nativním obraze a obraze nativním v 190 keV nejsou podstatnější rozdíly – zobrazen je dobře extracelulární vazogenní edém, obraz 40 keV po podání kontrastní látky naproti tomu zobrazuje nejen vlastní geografický tvar hlavní části nádoru, ale také patologickou infiltraci se syčením na mediální ploše okcipitálního laloku.

Multiform glioblastoma, complex imaging using photon-counting CT, without contrast material: (a) 67 keV; (b) 40 keV; (c) 190 keV. After intravenous application of the iodinated contrast material: (d) 67 keV; (e) 40 keV; (f) 190 keV. The virtual both with true non-contrast images are without significant differences – the extracellular vasogenic edema is seen very well, 40 keV image fortifying the iodine enhancement of the geographic rim enhancement of the typical glioblastoma, but also the enhancement of the infiltrated medial aspect of the occipital lobe.

Zobrazení s nízkou energií 40–50 keV – cílené zobrazení intracelulárního edému a syčení jodem

Preference nízké energie záření má za následek výraznější rozdíly absorpce mezi myelin obsahujícími tkáněmi bez větší závislosti na jeho podílu v obsahu a mezi tkáněmi s vysokým obsahem extracelulární vody – tedy intracelulární edém a podobně. Naopak smazává se rozdíl mezi tkáněmi, kde je edém extracelulární včetně vazogenního a kde je struktura tkáně normální. U vyšetření po intravenózním podání jodové

kontrastní látky také zvýraznění efektu nasycení jódem.

V klinickém využití jde hlavně o využití v detekci intracelulárního edému a extracelulárního edému a zvýraznění struktur nasycených jódem – především cév (7).

Zobrazení se střední energií 60–70 keV – cílené zobrazení diferenciace mezi šedou a bílou hmotou

Jedná se o cílené zobrazení na odlišení šedé a bílé hmoty, dosahuje nejlepšího

odlišení zejména kortikální intaktní šedé hmoty od bílé hmoty a také zobrazení edému kortikální šedé hmoty. Jde o optimalizované strukturální zobrazení mozkové tkáně.

Zobrazení s vysokou energií 140–190 keV – zobrazení krve, extracelulárního edému a lakunárních infarktů, potlačení artefaktů z implantovaných materiálů

Vysoká energie záření nečiní rozdíly v absorpci mezi šedou a bílou hmotou,

8a



8b



8c



8 Psamomatózní menigenom: (a) 67 keV; (b) 40 keV; (c) 190 keV s přetrvávající vysokou densitou fibrilární tkáně i ve vysokých energiích
Psamomatous meningioma: (a) 67 keV; (b) 40 keV; (c) 190 keV with remained high density of the fibrous mater of the meningioma in highest energies

rozdíly v densitě se u nich prakticky neliší. Odlišuje se ale dobře extracelulární edém, lakunární změny ve tkáni, kde chybí myelin, a zvyšuje se také rozdíl mezi densitami fibrilárních makromolekul v krvácení (fibrin) a v nádorových procesech typu meningiomů (fibrily). Místa, která jsou nasycená jodovou kontrastní látkou, snižují rozdíl density vůči okolí.

Hlavní využití mají tyto obrazy při detekci krvácení s nižší densitou na obrazech se střední energií, tedy depozit malého množství krve v subarachnoidálních prostorech nebo při difúzním axonálním poranění. Dále zobrazení umožňuje identifikaci místa okluze arterie embolem s obsahem fibrinu – tedy místa okluze u kardioembolizační etiologie. Zvýšení kontrastu koagulované

krve dovoluje také identifikovat trombotický materiál v žilních strukturách. Vyšší podíl fibrilárního extracelulárního materiálu u většiny meningiomů vede také k vyšší densitě dané tkáně a tím lepšího odlišení od okolí.

Vysokoenergetické obrazy výrazně snižují densitu ischemické tkáně, pokud je přítomen extracelulární edém nebo již vytvořená malacie, lze je tak použít k lepšímu posouzení oblasti, která již nenávratně podlehlá ischemické nekróze v případech zobrazení akutní mozkové ischemie. Nebo lze takto zobrazit i malatické oblasti při kontuzi.

U vysokoenergetických obrazů také mizí minerální depozita v bazálních gangliích, která bývají konvenčně označována jako kalcifikace bazálních ganglií, naopak kalcifikace v oblasti

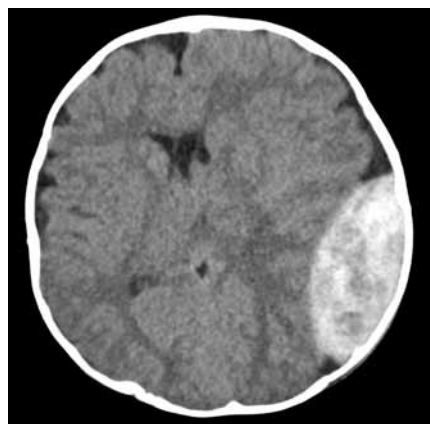
glandula pinealis – acervulus cerebri nebo v choroidálních plexech a cévách zůstávají.

Použitím vyšších energií záření k rekonstrukci obrazu dovoluje také potlačit artefakty, které zanáší do obrazu CT mozku implantovaný cizorodý materiál nebo cizí tělesa. Potlačení artefaktů je významné pochopitelně u svorek, platínových spirál, stentů nebo zavedených drenážních systémů, dále při potlačení artefaktů z kovových cizích těles typu projektilu (8).

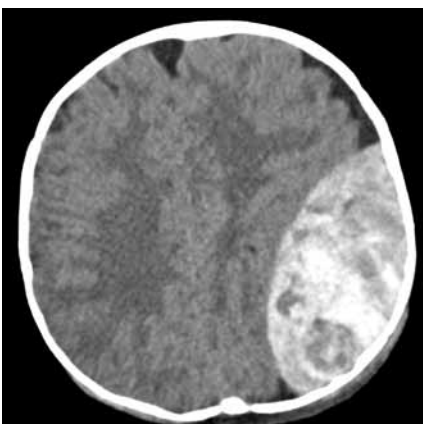
Zobrazení virtuálního nektrastního zobrazení a mapy distribuce jodu

Pokud byla použita kontrastní látka při vyšetření, je možné posoudit míru

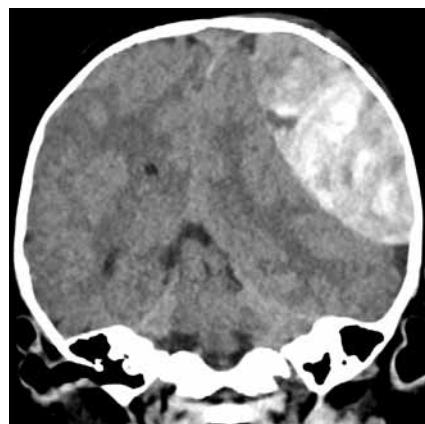
9a



9b



9c



9 Poranění mozku u kojence s epidurálním hematomem, protokol s napětím na rentgence 90 Kv: (a, b) axiální obrazy; (c) koronární obraz
Brain injury in suckling with epidural hematoma, protocol with the 90 kV tube setting: (a, b) axial; (c) coronary image

nasyacení jodovou kontrastní látkou na základě odlišné absorpce jodu a ostatních tkání. Mapy virtuálního nektrastního zobrazení (VNC) se podobají kontrastem mezi jednotlivými součástmi mozku vysokoenergetickým obrazům s hodnotou energie 190 keV, v praktickém použití může mapa VNC jednoduše vysokoenergetické obrazy nahradit, a u vyšetření bez podání kontrastní látky jsou obrazy VNC tedy vhodné k odlišení extracelulárního edému, demyelinizace, dysmyelinizace, ke zvýraznění depozit krvácení a podobně. Využití podobné analýzy je známé použitím metody dvojí energie záření, kde byly poprvé popsány možnosti odlišení krve a jodové kontrastní látky v zobrazení mozkových krvácení (9).

Opačnou mapou k virtuálnímu nativnímu zobrazení je mapa distribuce jodu, na které se zobrazují tkáně nasycené jodovou kontrastní látkou, a oblasti, kde se absorpční vlastnosti tkání jodu podobají, tedy tam, kde je obsažen hydroxyapatit nebo uhličitán vápenatý.

Obě mapy virtuálního nativního zobrazení i mapa jodu jsou vynikajícím nástrojem pro posouzení nasycení jodovou kontrastní látkou v případě následné imbibice po endovaskulární intervenci – k odlišení tzv. stainingu a krvácení, případně i odlišení krvácení v nasycení kontrastní látkou, tedy proniknutí kontrastní látky do mozkové

tkáně po opakovaných intraarteriálních aplikacích. Spektrální informace umožňují kvantitativní hodnocení přítomnosti jednotlivých chemických prvků či typů sloučenin, a proto odlišení příspěvku k denzitě ze stany jodu a ze strany krvácení (10).

CT MOZKU U DĚTSKÝCH PACIENTŮ

U dětských pacientů používáme akvizici dat s nastavením napětí na rentgence 90 kV z důvodu snížení efektivní dávky. Energetickému spektru záření vycházejícího z rentgenky chybí část vysokoenergetického spektra, není optimalizované pro spektrální zobrazení, obětováno je pro snížení dávky. Rekonstrukční parametry jsou shodné s vyšetřením spektrálním. Dětským protokolem vyšetřujeme mozek u dětí do přibližně 10 let věku. PCCT dovolu je zobrazit mozkovou tkáň s velmi vysokým kontrastem a prostorovým rozlišením.

SHRNUTÍ

Photon-counting CT je nejvýznamnější inovací CT technologie od zavedení multidetektorové techniky skenování na konci 20. století. Ve skutečnosti však

znamená kvantový skok v rozlišení zobrazených objektů, co se týče prostorového rozlišení i kontrastního rozlišení. CT mozku představuje jedno z nejčastěji prováděných zobrazovacích vyšetření vůbec. Přínos detailnějšího zobrazení vede k přesnější identifikaci méně zřetelných a velmi subtilních strukturálních změn. Příkladem využití vysokého prostorového rozlišení s minimalizací šumu je identifikace tečkovitých hemoragií u difuzního axonálního poranění, dále možnosti lepšího interaktivního zobrazení rozdílu v chování mozkové tkáně při odlišení jednotlivých druhů mozkového edému a odlišení malatické tkáně. Významným posunem je rychlá identifikace syčení jodovou kontrastní látkou u kontrolních vyšetření následně po endovaskulárních intervencích. Ve srovnání s energií integrujícím CT vede možnost optimalizace zobrazení k větší specifikaci u jednotlivých patologií, avšak při použití jednotného protokolu. Možnost rekonstruovat data s odlišnými parametry lze připodobnit k „magnetizací“ výpočetní tomografie – tedy zobrazit tkáně na základě odlišností ve fyzikálních a chemických vlastnostech tkání. Závěrem lze konstatovat, že nejen u zobrazování srdce nebo plicní tkáně, ale i u nejběžnější a nejstarší aplikace výpočetní tomografie znamená photon-counting CT mimořádnou změnu v klinickém využití. ●

LITERATURA

1. Pourmorteza A, Symons R, Reich DS, et al. Photon-Counting CT of the Brain: In Vivo Human Results and Image-Quality Assessment. *Am J Neuroradiol*. 2017; 38(12): 2257–2263.
2. Flohr T, Petersilka M, Henning A, Ulzheimer S, Ferda J, Schmidt B. Photon-counting CT review. *Phys Med*. 2020; 79: 126–136.
3. 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 [Epub 2021 Feb 24]. PMID: 33657475.
4. Stein T, Lang F, Rau S, et al. Photon-counting detector CT of the brain reduces variability of Hounsfield units and has a mean offset compared with energy-integrating detector CT. *Am J Neuroradiol*. 2025 Jul 1: ajnr.A8910. doi: 10.3174/ajnr.A8910 [Epub ahead of print]. PMID: 40592542.
5. Greffier J, Villani N, Defez D, Dabli D, Si-Mohamed S. Spectral CT imaging: Technical principles of dual-energy CT and multi-energy photon-counting CT. *Diagn Interv Imaging*. 2023; 104(4): 167–177.
6. Abel F, Schubert T, Winklhofer S. Advanced Neuroimaging With Photon-Counting Detector CT. *Invest Radiol*. 2023; 58(7): 472–481.
7. Madhavan AA, Bathla G, Benson JC, Diehn FE, Nagelschneider AA, Lehman VT. High yield clinical applications for photon counting CT in neurovascular imaging. *Br J Radiol*. 2024; 97(1157): 894–901.
8. 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. *Eur Radiol*. 2023; 33(2): 803–811.
9. Ferda J, Novák M, Mírka H, et al. The assessment of intracranial bleeding with virtual unenhanced imaging by means of dual-energy CT angiography. *Eur Radiol*. 2009; 19(10): 2518–2522.
10. Vrbaski S, Bache S, Rajagopal J, Samei E. Quantitative performance of photon-counting CT at low dose: Virtual monochromatic imaging and iodine quantification. *Med Phys*. 2023; 50(9): 5421–5433.