KLINICKÉ CT A CONE-BEAM CT

CLINICAL CT AND CONE-BEAM CT

přehledový článek

Lucie Súkupová

Institut klinické a experimentální medicíny, Praha

Přijato: 15. 10. 2014.

Korespondenční adresa:

Ing. Lucie Súkupová, Ph.D.
Institut klinické a experimentální medicíny
Vídeňská 1958/9, 140 21 Praha 4
e-mail: lucie.sukupova@ikem.cz

Konflikt zájmů: žádný.

SOUHRN

Súkupová L. Klinické CT a cone-beam CT

Přehledové sdělení se zabývá porovnáním dvou zobrazovacích modalit – klinickým CT a cone-beam CT. Tyto modality jsou zde popsány z hlediska způsobu náběru dat, rekonstrukce obrazu a kvality obrazu společně se souvisejícími artefakty. Součástí sdělení je i detailní popis detekčních mechanismů.

Klíčová slova: artefakty, cone-beam CT, klinické CT, kvalita obrazu, rekonstrukce obrazu.

SUMMARY

Súkupová L. Clinical CT and cone-beam CT

The article deals with a comparison and assessment of imgaing performed by the clinical CT and cone-beam CT. These imaging modalities are desribed, mainly as reagrds image acquisition, image reconstruction, and image quality with related artifacts. A comprehensive description of detection mechanisms is a part of the article.

Key words: artefacts, clinical CT, cone-beam CT, image quality, image reconstruction.

ÚVOD

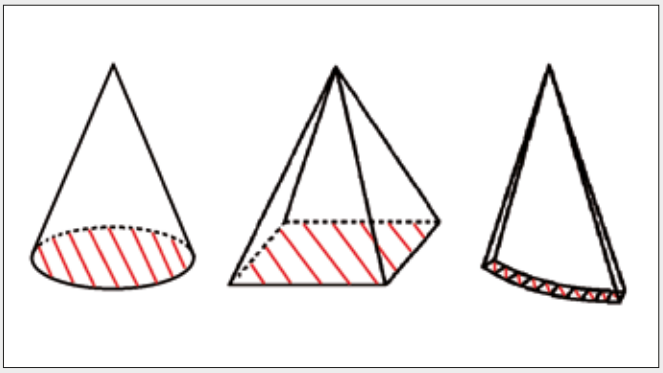
Pro intervenční výkony v radiologii i kardiologii jsou využívány angiografické rentgenové (rtg) systémy, popřípadě rtg systémy s C-rameny, které patří mezi dvojrozměrné (2D) zobrazovací techniky. Při zobrazení těmito technikami je vyšetřovaný trojrozměrný (3D) objekt projekován do 2D obrazu. To je i případ standardně používaných módů – skiaskopického, kino modu i digitální subtrakční angiografie (DSA). To představuje značnou nevýhodu těchto zobrazení, neboť manipulace s instrumentáriem v 3D strukturách pacienta je obtížnější. To se projevuje zejména u výkonů v cévním řečišti, mezi které patří například zavádění stentů nebo stentgraftů, embolizace a jiné (1), kdy může dojít ke komplikacím, jako je např. ruptura tepny při léčbě aneurysmatu.

V některých případech je proto pro lepší zhodnocení anatomie zájmových struktur provedeno před daným intervenčním výkonem vyšetření výpočetní tomografií (CT). Právě požadavek na lepší zobrazení 3D anatomických struktur, a to jak před výkonem, tak i v průběhu samotného výkonu, vedl k tomu, že byl u angiografických systémů zaveden nový mód zobrazení, a to tzv. cone-beam CT (CBCT). Někdy může být naopak při CT-intervenčních výkonech (intervenční výkony naváděné pod CT-kontrolou) požadováno real-timové zobrazení, které není na CT systémech běžně dostupné. CT přístroje je však možné i dodatečně vybavit tzv. módem CT-skiaskopie, který umožňuje real-timové sledování.

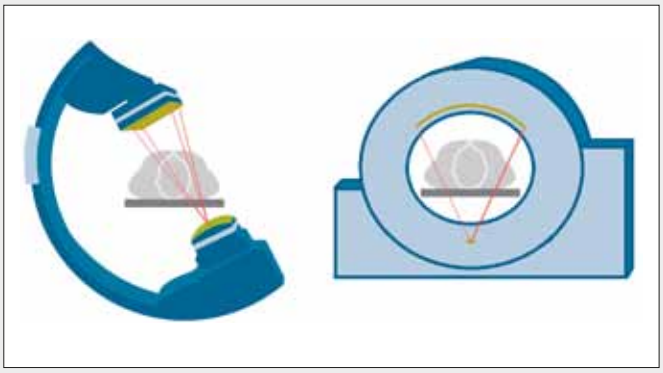
Jak vyplývá z názvu módu CBCT, jedná se o zobrazení, které je svým náběrem dat podobné náběru dat u CT, tj., primárně je prováděn náběr dat v axiální rovině stejně jako u sekvenčního módu na CT (1).

V literatuře se pro CBCT používá několik názvů, např. cone-beam volume CT, volume-CT, angiografické CT nebo flat panel detektor CT, někdy je možné se setkat také s názvem rotační angiografie. Všechny tyto názvy vyjadřují stejný typ zobrazovací modality, a to CBCT. V současné době jsou komerčně dostupné pouze CBCT s flat panel detektory (1).

První CBCT rekonstrukce dat představovala 3D DSA a byla získána přibližně před 20 lety. Krátce na to byla získána i 3D angiografie bez subtrakce, jejíž výhodou ve srovnání s DSA je absence artefaktů špatné registrace obrazu masky a obrazu s kontrastní látkou.



▲ Obr. 1



▲ Obr. 2

Obr. 1. ***Tvar rtg svazků pro zesilovač obrazu, flat panel detektor a CT-detektor***
Fig. 1. ***Shapes of the X-ray beam for image intensifier, flat panel detector and CT-detector***

Obr. 2. ***Pozice detektorů vzhledem k pacientovi pro CBCT a pro klinické CT (upraven dle www.medicalradiation.com – poskytovatelem je firma Siemens Healthcare)***
Fig. 2. ***Position of detectors regarding the patient position for CBCT and clinical CT (www.medicalradiation.com – Siemens Healthcare)***

První 3D rekonstrukce byly prováděny na systémech se zesilovačem obrazu (2). Distorze obrazu a velmi omezený dynamický rozsah zesilovače obrazu byly hlavními důvody, proč se 3D rekonstrukce používala pouze u vysokokontrastních objektů a nebyla použitelná pro rozlišení měkkých tkání (2). Zesilovače obrazu byly v průběhu vývoje CBCT nahrazeny digitálními detektory, konkrétně se jednalo o flat panel detektory. Právě pokrok v detekční technologii a velký rozvoj v post-processingu umožnil další rozvoj a zdokonalení CBCT.

CBCT je součástí novějších angiografických systémů umístěných na sálech intervenční radiologie nebo kardiologie. Standardně se jedná o angiografický systém s C-ramenem, na kterém jsou protilehle umístěny rentgenová lampa a flat panel detektor.

CBCT lze použít v neuroradiologii pro detekci intrakraniálních krvácení, intrakraniálních aneurysmat, pro zobrazení endoleaku po implantaci stentgraftu, při spinálních intervencích, ortopedických operacích, při radiofrekvenčních ablacích tumorů, při embolizacích tumorů atd. Jednoznačně největší použití CBCT v praxi je však spojeno hlavně s radioterapií, kdy se CBCT používá pro korekci pozice pacienta při radioterapeutickém ozařování, a dále pak se zobrazováním v dentální a maxilo-faciální chirurgii. Právě zobrazování v dentální chirurgii vedlo k instalaci stovek CBCT skenerů do ambulancí po celé Evropě, ačkoliv lepší kvality obrazu s nižší dávkou lze dosáhnout na klinickém CT (2).

TVAR RENTGENOVÉHO SVAZKU

Tvar rtg svazku závisí na prekolimaci svazku. V případě zesilovače obrazu má rtg svazek tvar kužele (cone-beam). Je-li detektor obdélníkový nebo čtvercový, což je případ flat panel detektorů používaných pro CBCT, pak je tvar svazku pyramidový. U klinického CT je svazek ve tvaru zkreslené pyramidy, protože detektory jsou poskládány do oblouku. CT-detektor lze považovat ve srovnání s flat panel detektorem za 1D detektor, protože plocha detekčních elementů je ve směru tloušťky řezu ve srovnání s flat panel detektorem velmi malá. Flat panel detektor je považován za 2D detektor. Ukázka tvarů rtg svazků pro zesilovač obrazu, flat panel detektor a klinický CT-detektor je uvedena na obrázku 1. Ukázka pozice detektorů vzhledem k pacientovi pro CBCT a pro klinické CT je uvedena na obrázku 2.

Jak je možné vidět na obrázku 1, tvar rtg svazku je kuželový pouze pro zesilovač obrazu. Přesto se názvosloví cone-beam vžilo i pro rtg svazek u flat panel detektorů. Mluví-li se v současné době o CBCT, pak je tím myšlen angiografický systém s flat panel detektorem, který umožňuje 3D rekonstrukci obrazu, podobně jako umožňuje klinické CT. Rtg svazek u CT se označuje jako vějířový (fan-beam), ačkoliv s narůstajícím počtem řad detektorů u nových CT se také začíná nazývat cone-beam.

NÁBĚR DAT A REKONSTRUKCE OBRAZU

Jednou z velkých odlišností CBCT a klinického CT je způsob náběru dat. Jak bylo zmíněno výše, je CBCT pojmenováno podle tvaru rtg svazku, který je téměř kuželový. CBCT umožňuje díky velké ploše detektoru volumetrický náběr dat, kdy nejsou nabírána data pro jednotlivé řezy jako u klinického CT, ale jsou nabírána data ve formě „špalku".

Náběr dat je u CBCT proveden v průběhu jedné, a to ještě neúplné rotace. Rotace je obvykle o něco více než 180°, často cca 200°. Podle toho, z jakého úhlu je proveden náběr dat, a tedy které orgány jsou v blízkosti vstupu rtg svazku do těla, se odvíjí i výsledná dávka pacientovi (např. při skenu lebky lze šetřit oči správnou volbou rotace). U CBCT je signál detekován relativně velkým 2D detektorem, tzv. flat panel detektorem. Na klinickém CT jsou data nabírána ve více rotacích a signál je detekován několika 1D detektory ve formě řezů.

U CBCT je signál detekován flat panel detektorem o rozměrech až 40 × 40 cm. Tento detektor umožňuje zrekonstruovat objem 25 × 25 × 18 cm, pro něhož jsou data nabrána v průběhu jedné neúplné rotace rentgenky. Náběr dat na CBCT trvá 3–20 s. Po tuto dobu musí pacient zadržet dech.

CT-detektory umožňují provést díky velkému počtu řad detektorů náběr dat až pro 320 řezů současně, a pokrýt tak

úsek těla o délce až 16 cm. Náběr dat je i pro větší oblast podstatně rychlejší a někdy je postačující i jedna rotace rentgenky (u moderních CT může být doba rotace pouze 0,3 s) (3). Přestože je u klinického CT náběr dat většinou proveden v průběhu více rotací rentgenky, je náběr všech dat podstatně kratší než je náběr dat u CBCT, což významně redukuje pohybové artefakty (1).

Pro rekonstrukci dat využívá klinické CT filtrovanou zpětnou projekci, popřípadě iterativní rekonstrukci. U CBCT se kvůli jinému způsobu náběru dat používá jiný typ filtrované zpětné projekce, a to Feldkamp rekonstrukce (1, 4). Feldkamp rekonstrukce představuje skutečnou volumetrickou filtrovanou zpětnou projekci ve směru původního rtg svazku, kdy je svazek projekován zpět do několika řezů a nikoliv pouze do jednoho, jako je tomu u klinického CT. Obecně platí, že rekonstrukční jádra (kernely) jsou kompromisem mezi prostorovým rozlišením a šumem v obraze (4).

U CBCT je kvalita rekonstrukce ovlivněna velikostí rozevření svazku, tj., jak velký objem je skenován ve směru osy Z. Úhel rozevření se u CBCT pohybuje v rozmezí 0–20°, zatímco u klinických CT s 64 řadami detektorů v rozmezí 2–4°. Čím dále je rekonstruovaná rovina od centrální roviny (vzdálenost od centrální roviny souvisí i s velikostí rozevření rtg svazku), tím více artefaktů vzniká v této rovině při rekonstrukci. Nejlepší kvalita obrazu tedy odpovídá centrální rovině ve směru osy Z, naopak nejhorší rovinám periferním. Kvalita obrazu pro danou rovinu je funkcí vzdálenosti této roviny od centrální roviny. (2)

POPIS DETEKTORŮ A ZPŮSOBU DETEKCE ZÁŘENÍ

Flat panel detektor je plochý detektor, někdy označovaný jako velkoformátový (5). Vyrábí se v rozměrech příslušných pro dané použití. Pro oblast miniinvazivní kardiologie má detektor čtvercový tvar o straně cca 22–25 cm, zatímco pro intervenční radiologii má detektor obdélníkový tvar o rozměrech 35 × 40 cm, případně taktéž čtvercový tvar o rozměrech 40 × 40 cm.

Velkou odlišností flat panel detektorů od CT-detektorů je velikost detekčního elementu. U flat panel detektorů se pohybuje velikost detekčního elementu mezi 0,1–0,2 mm (6). Pro klinické CT-detektory je velikost detekčního elementu ve směru podélné osy pacienta mezi 0,5–0,6 mm (7). CBCT poskytuje na rozdíl od CT izotropní rozlišení. Přestože je velikost detekčního elementu u flat panel detektorů menší, a měl by tedy poskytovat obraz s lepším prostorovým rozlišením, ve skutečnosti tomu tak není. Je to z důvodu použití scintilační vrstvy, která sama o sobě zhoršuje prostorové rozlišení, a velkého rozptylu interagujících fotonů. Tento rozptyl je u CBCT podstatně větší než u CT-detektorů. Rozdíl v rozptylu je způsoben rozdílnou stavbou detektorů. Rtg foton u CT--detektoru projde před dopadem na scintilační vrstvu přes lamely protirozptylové mřížky, která absorbuje rozptýlené fotony. U CT-detektorů jsou lamely protirozptylové mřížky umístěny v souladu s detekčními elementy, zatímco u flat detektorů s protirozptylovou mřížkou tomu tak není. U CT-detektorů jsou navíc mezi detekčními elementy odrazivé lamely, které zamezují průniku fotonů ze sousedních oblastí, tzv. cross-talk, kdy je signál z dané interakce rtg fotonu zaznamenán i v sousedních elementech. Existuje několik možností, jak korigovat degradaci obrazu rozptylem, např. různé protirozptylové techniky, popř. softwarové korekce. U flat panel detektoru omezuje cross-talk pouze jehlovitá struktura krystalů CsI, avšak velmi málo. Proto, i když mají flat panel detektory podstatně menší velikost detekčního elementu a zdálo by se, že budou mít lepší prostorové rozlišení, tak právě rozptyl fotonů ve scintilační vrstvě je faktor, který značně redukuje toto prostorové rozlišení (1, 4).

Flat panel detektory se dělí na detektory s nepřímou a přímou konverzí. Flat panel detektor s nepřímou konverzí využívá pro transformaci rtg fotonů na fotony viditelného světla scintilační médium. To znamená, že na detekční plochu dopadne rtg foton, který se absorbuje ve scintilační vrstvě. Energie původního fotonu je přeměněna na energii několika fotonů viditelného světla. Ty poté dopadají na fotodiodu, na které je jejich energie spotřebována na uvolnění elektronů. Tyto elektrony představují výsledný signál, který je úměrný absorbované energii dopadajících rtg fotonů. Jako scintilační médium se používají krystaly jodidu cesného CsI nebo gadolinium oxisulfid Gd_2O_2S. Scintilační materiál může být nestrukturovaný nebo strukturovaný. U nestrukturovaného scintilátoru dochází k velkému rozptylu fotonů viditelného světla, které jsou detekovány v místech odlišných od místa vzniku, čímž zhoršují prostorové rozlišení. Naopak u strukturovaného scintilátoru, který je tvořen dlouhými krystaly, jsou fotony viditelného světla přenášeny lépe, čímž se dosahuje lepšího prostorového rozlišení. CsI krystaly mohou být relativně dlouhé (až 400 μm), čímž roste účinnost absorpce energie při zachování relativně dobrého prostorového rozlišení. Avšak ani přenos světla podél krystalu není úplně ideální a stále se zde projevuje určitá degradace prostorového rozlišení (2, 5, 6).

Flat panel detektor s přímou konverzí nepoužívá žádné transformace rtg fotonů. Rtg fotony dopadají na polovodičový materiál, ve kterém se díky dodané energii od rtg fotonů uvolní elektrony, které se pohybují ke kladně nabité anodě, kde předají svou energii, a vytvoří tak výsledný signál. Celková energie elektronů je přitom úměrná energii původně interagujících rtg fotonů. Jako polovodičový materiál se pro své výborné absorpční vlastnosti a výborné přirozené prostorové rozlišení používá amorfní selen (a-Se) (5).

Klinické CT-detektory využívají nepřímé konverze, kdy se pro konverzi energie fotonů používá oxisulfid gadolinia Gd_2O_2S, známý pod označením UFC (ultrafast ceramics) (8). U rtg detektorů s nepřímou konverzí obecně platí, že je třeba mít co nejkratší dobu dosvitu, aby došlo co nejrychleji k vysvícení scintilační vrstvy a mohlo začít další měření signálu. Proces od absorpce rtg fotonů až po vysvícení by proto měl být co nejkratší. Řádově se jedná o mikrosekundy. Scintilátor Gd_2O_2S umožňuje rychlé vysvícení, zatímco CsI má dobu vysvícení delší. Obecně platí, že doba vysvícení u CT-detektorů je podstatně kratší než u flat panel detektorů, a proto lze za jednotku času provést na CT-detektorech více měření. Nicméně u flat panel detektorů není možné provést tolik měření jako u CT-detektorů ani technologicky. V dokumentu (9) výrobce uvádí, že detektor s Gd_2O_2S dokáže provést až 1000 měření za sub-sekundovou rotaci rentgenky, tedy přibližně až 5000 snímků/s (fr/s). Autor studie (4) uvádí, že u flat panel detektorů lze při plném rozlišení dosáhnout rychlosti 15 fr/s, při poloviční rozlišení pak až 30 fr/s. Poloviční rozlišení

je dosaženo využitím tzv. binning techniky, kdy jsou vždy dva detekční elementy načítány jako jeden, a je tak možné na úkor ztráty rozlišení dosáhnout vyšší snímkovací rychlosti (2, 4).

Účinnost absorpce energie je vlastnost detektoru, která popisuje, s jakou účinností se v detektoru absorbuje energie dopadajících rtg fotonů. Tato účinnost je ovlivněna tloušťkou zeslabující vrstvy, což pro detektory s nepřímou konverzí představuje především tloušťku scintilační vrstvy. Dále je účinnost ovlivněna součinitelem zeslabující vrstvy, tedy efektivním číslem materiálu scintilační vrstvy a energií dopadajících fotonů (10). Scintilátor Gd_2O_2S má hustotu 7,4 g · cm^{-3}, zatímco CsI pouze 4,5 g · cm^{-3}, proto má Gd_2O_2S vyšší absorpci. Navíc CsI je u flat panel detektorů vyráběn s menší tloušťkou, než je tloušťka scintilační vrstvy u CT-detektorů. Ve studii (4) autor uvádí, že tloušťka scintilační vrstvy u flat panel detektorů je pouze okolo 0,6 mm, zatímco u CT-detektorů 1,4 mm. Současně autor uvádí, že po průchodu rtg svazku o maximální energii 120 keV zeslabující vrstvou vody (20 cm) se ve flat panel detektoru (CsI) absorbuje pouze cca 50 % energie procházejících fotonů (vztaženo k absorpci v nekonečně tlustém detektoru), zatímco u CT-detektoru (Gd_2O_2S) se absorbuje více než 90 % energie. Výběr scintilačního materiálu a tloušťky scintilační vrstvy je kompromisem mezi účinností absorpce a prostorovým rozlišením. Stejně jako u dříve používaných zesilujících fólií platí, že čím je tloušťka scintilační vrstvy větší, tím horší je prostorové rozlišení, ale účinnost absorpce energie je vyšší.

Rozlišení kontrastu je ovlivněno schopností zobrazovacího systému přenést kontrast a taktéž dynamickým rozsahem. Jak bylo zmíněno dříve, u CBCT jsou data výrazně ovlivněna rozptylem fotonů, čímž dochází nejen ke zhoršení prostorového rozlišení, ale i ke zhoršení rozlišení kontrastu. Data pro klinické CT jsou v závislosti na stáří přístroje a množství řad detektorů CT skeneru nabírána pro několikacentimetrovou oblast (v rozmezí 4–16 cm). U CBCT jsou najednou nabírána data pro oblast o délce okolo 18 cm, proto je množství rozptýleného záření větší. Pro víceřadé CT je obvykle poměr rozptýleného záření ku primárnímu záření (scatter-to-primary ratio – SPR) rovno 0,2, přičemž pro CBCT vzroste tento poměr až na hodnotu okolo 3,0 (11). SPR velmi výrazně závisí na velikosti rozevření použitého rtg svazku, s větším rozevřením svazku výrazně narůstá i SPR. Experimentálně bylo zjištěno, že SPR pro svazek s krokem 0,5° byl roven 1,14, zatímco pro svazek větší než 7° došlo ke zvýšení poměru SPR na 2,20. Stejně tak SPR narůstá s rostoucím zobrazovaným objemem. Proto se doporučuje vhodná kolimace na oblast zájmu, kterou lze snížit dávku i množství rozptýleného záření (1).

Největší rozdíl v technologii mezi flat panel detektory a CT-detektory je v dynamickém rozsahu. Dynamický rozsah udává rozdíl mezi nejvyšším a nejnižším signálem, který je detektor schopný zaznamenat. To je důležité zejména pro rozlišitelnost nízkokontrastních objektů. Například léze lišící se od okolí o 5 HU (Hounsfieldovy jednotky) bude rozlišitelná na klinickém CT, ale nebude odlišitelná na obraze vytvořeném pomocí CBCT s flat panel detektorem. Flat panel detektor má dynamický rozsah řádově 10^3, zatímco CT-detektor má dynamický rozsah podstatně větší, a to až 10^7. Proto je CT jedna ze zobrazovacích modalit s nejlepším rozlišením kontrastu. Dokáže odlišit již 0,5% rozdíl v zeslabení sousedních tkání, zatímco např. planární rtg snímek dokáže odlišit až 3–5% rozdíl v denzitě sousedních tkání (12).

Kromě horšího prostorového rozlišení a rozlišení kontrastu má CBCT ještě další nevýhody. Jednou z nich je, že CT čísla stanovená z CBCT neodpovídají CT číslům získaným z klinického CT, avšak při intervenčních výkonech tento nesouhlas nehraje příliš velkou roli.

ARTEFAKTY

Artefakt je definován jako struktura viditelná v rekonstruovaném obraze, která však v zobrazovaném objektu ve skutečnosti neexistuje.

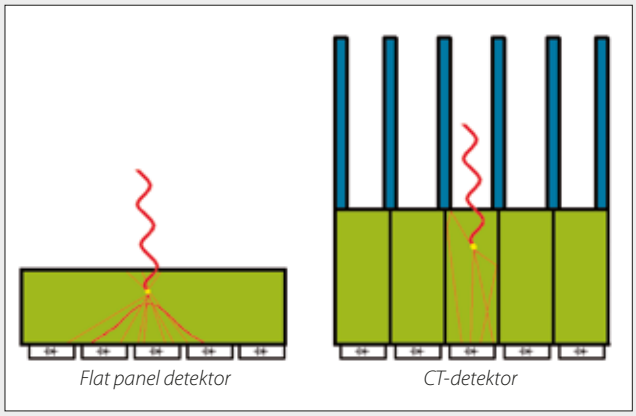
Mezi velké nevýhody CBCT patří artefakty. Ve srovnání s klinickým CT jsou u CBCT pozorovány jiné artefakty. Převážně se jedná o streak artefakty, čárové artefakty a různé stíny podél projekcí. Je třeba zdůraznit, že existuje několik příčin, kvůli kterým v obraze vznikají streak artefakty. Stručný popis vybraných artefaktů je dále v textu, podrobný přehled artefaktů lze získat z literatury (13, 14). Přestože kvalitu obrazu významně ovlivňují i šum a rozptyl, do skupiny artefaktů se neřadí.

Jedním z artefaktů objevujících se v obraze z CBCT je tzv. cupping artefakt, který vzniká v důsledku kombinace rozptýleného záření a tvrdnutí svazku (beam hardening). Cupping artefakt způsobuje pokles hodnot zeslabení jednotlivých pixelů ve směru ke středu fantomu. V důsledku toho má profil zeslabení tvar hrníčku, odtud pochází název cupping artefakt. Nejvýrazněji se tento artefakt projevuje právě uprostřed cylindrického objektu, přičemž tento artefakt je tím výraznější, čím větší je SPR. Pro redukci tohoto artefaktu je možné použít např. protirozptylovou mřížku, podstatně tím však narůstá dávka pacientovi. Do současnosti stále neexistuje jednoznačný názor na to, zda by se měla používat protirozptylová mřížka při intervenčních výkonech rutinně, či nikoliv. Podobně je tomu u CBCT, většinou se však protirozptylová mřížka používá. Pro menší zobrazované objekty se jako výhodnější pro redukci rozptýleného záření jeví air-gap technika. Různými výpočetními algoritmy, které jsou součástí rekonstrukčního algoritmu CBCT, lze obraz na rozptýlené záření a na cupping artefakty korigovat. Streak artefakty vzniklé v důsledku tvrdnutí svazku jsou relativně dobře potlačeny při zobrazení vysokokontrastních objektů. Původně bylo CBCT vyvíjeno právě pro zobrazení objektů s vysokým kontrastem, jako je např. céva po naplnění kontrastní látkou (2, 13, 15).

Je-li field of view zobrazovaného objektu menší než samotný objekt, pak se projeví truncation artefakty, které je možné korigovat použitím vhodného algoritmu. Podstatou tohoto typu artefaktu je to, že rtg svazek je v některých projekcích zeslabován i tkání, která je mimo rekonstruovaný objem, takže výpočet zeslabovacích koeficientů pro jednotlivé pixely není proveden správně.

Je-li odezva některého detekčního elementu značně odlišná od okolních, pak se v rekonstruovaném obraze objeví tzv. kruhové (ring) artefakty. Jedná se o soustředné kružnice, které jsou nejlépe viditelné na axiálním řezu (14). Odezvu detekčních elementů lze testovat homogenním ozářením plochy detektoru a po vyhodnocení získat matici korekčních koeficientů pro každý detekční element.

Další typ artefaktů způsobený podvzorkováním v důsledku divergence rtg svazku se v obraze z CBCT projevuje jako čárové linie v axiálním řezu. Tento artefakt je výraznější směrem k periferii zobrazovaného objemu (14).



▲ Obr. 3

Obr. 3. ***Detekce a rozptyl fotonu u flat panel detektoru a u CT-detektoru***
Fig. 3. ***Detection and scatter of X-ray photons of CBCT and clinical CT***

Další artefakty jsou způsobeny nepřesným pohybem C-ramene při náběru dat. Konstrukce gantry klinického CT je podstatně robustnější, stabilnější a pohyb preciznější, než je tomu u CBCT. V důsledku toho vzniklé artefakty se projeví jako dvojité kontury nebo mírné rozmazání kontur, kontury se nejeví tak ostře. Tento typ artefaktů lze opět korigovat pomocí korekčního algoritmu (2).

V neposlední řadě patří mezi významné artefakty CBCT pohybové artefakty, které jsou způsobeny pohybem pacienta. Tyto artefakty se u CBCT projevují v podstatně větší míře než u klinického CT, což je způsobeno dlouhou dobou náběru dat (3–20 s u CBCT vs. necelá sekunda u klinického CT).

Mezi profesionály v dentálním zobrazování se vžil názor, že CBCT dokáže redukovat streak artefakty z kovových materiálů více než klinické CT. Z matematického hlediska to však není možné a je to pouze důsledek použité geometrie nebo nastavení parametrů nebo nižší energetické citlivosti CBCT (14).

DALŠÍ ODLIŠNOSTI KLINICKÉHO CT A CBCT

Jak bylo již zmíněno, klinické CT a CBCT se od sebe odlišují hlavně v použitém detektoru, ve způsobu náběru dat a rekonstrukci. Existují však i další rozdíly. Klinické CT a CBCT se liší i ve velikosti ohniska. CBCT obvykle používá menší ohnisko než klinické CT. Současně CBCT pracuje s menšími proudy než klinické CT, proto ani nároky na výkon rentgenky nejsou tak velké (cca 100 kW pro klinické CT vs. 50 kW pro CBCT). Menší proudy u CBCT opět negativně přispívají ke kvalitě obrazu zvýšením šumu. Kvůli způsobu náběru dat není u CBCT možné použít tak vysokých napětí (s rostoucím napětím dochází ke ztrátě kontrastu) jako u klinického CT. Současně při náběru dat na CBCT není spuštěná expoziční automatika, protože by regulovala napětí a proud podle prozařované oblasti, což by vedlo k dalším artefaktům v rekonstrukci (koeficienty zeslabení pro jednotlivé pixely by nebyly stanoveny správně). Napětí je tedy fixní a je povolena pouze automatická modulace proudu, která reguluje proud tak, aby dávka na vstupu detektoru byla konstantní.

U klinického CT je standardně prováděn náběr dat při jedné hodnotě napětí a je provedena pouze automatická modulace proudu v závislosti na zeslabení záření pacientem v každé projekci, stejně jako je tomu u CBCT.

Velkou výhodou flat panel detektorů je jejich kompaktnost, kdy je možné detektor ihned po zakoupení použít. Naopak CT-detektory jsou značně nekompaktní, protože byly vyvíjeny pro instalaci v gantry CT skeneru.

PRAKTICKÁ UKÁZKA

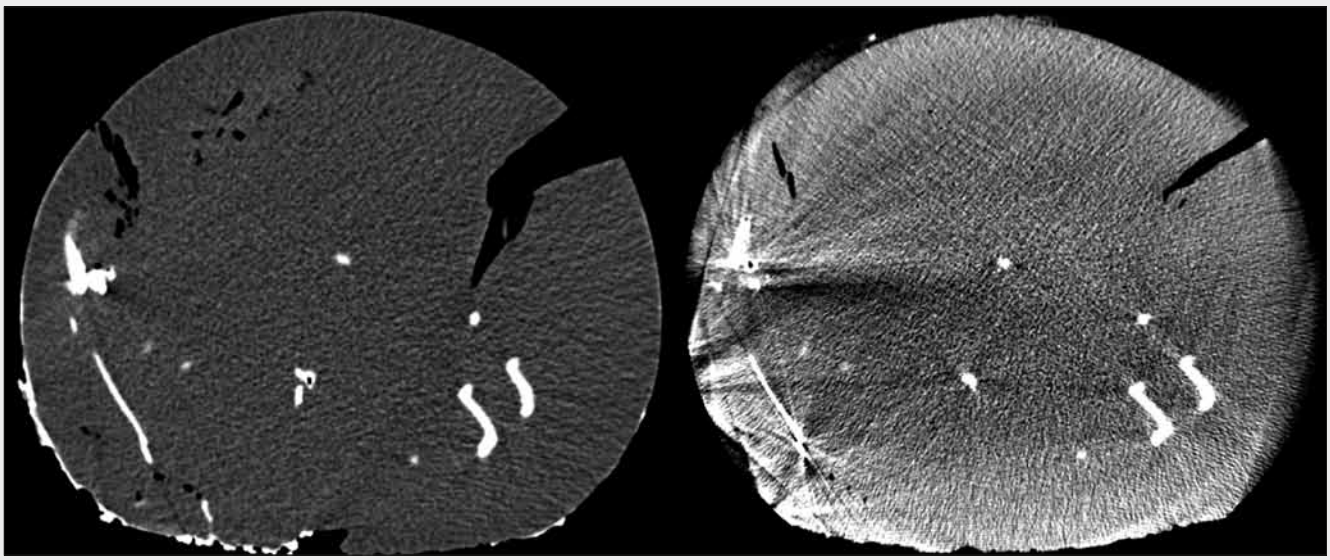
Ukázka jednoho řezu pro klinické CT a CBCT je uvedena na obrázku 4. Pro zobrazení byl použit želatinový fantom o průměru 23 cm a výšce 13 cm, do kterého byla pomocí jehly vstříknuta kontrastní látka. Velká vzduchová rýha v pravé horní části fantomu (prominující při zobrazení na klinickém CT) je způsobena mechanickou nesoudržností použitého fantomu.

Zobrazení na klinickém CT bylo provedeno na systému Somatom Definition Flash (2010) ve spirálním módu při 120 kV, 133 eff. mAs, pitch faktor 1,15, doba rotace rentgenky 0,5 s, velikost matice 512 × 512, tloušťka rekonstruovaného řezu 1,5 mm. Celková hodnota součinu kermy a délky P_{KL} (někdy uváděné jako DLP) na dané zobrazení (bez hodnoty 2 mGy · cm použité na topogram) byla rovna 161 mGy · cm. Tuto hodnotu lze převést na efektivní dávku pomocí převodního faktoru, který je pro oblast břicha roven 0,015 mSv/mGy · cm (stanoven v IKEM pomocí programu CT Expo). Výsledná efektivní dávka je rovna 2,4 mSv.

Zobrazení CBCT bylo provedeno na angiografickém systému Siemens Artis Zee Ceiling (2012) v módu DynaCT. Data byla nabírána při napětí 90 kV, 379 mA, délka framu 3,5 ms, rychlost 60 fr/s, celková doba náběru dat 6,6 s, velikost matice 512 × 512. Celkem byla nabrána data z 396 projekcí, úhel rotace 198°, krok při rotaci 0,5°. Celková hodnota součinu kermy a plochy P_{KA} byla rovna 26,1 Gy · cm^2. Tuto hodnotu lze převést na efektivní dávku pomocí převodního faktoru. Tento faktor byl převzat ze studie (16) a pro oblast břicha je roven 0,13–0,23 mSv/Gy · cm^2. Vezmeme-li průměrnou hodnotu, tj. 0,18 mSv/Gy · cm^2, je efektivní dávka rovna 4,7 mSv. V případě použití DSA módu by byl proveden náběr dat dvakrát, takže dávka by byla dvojnásobná.

Z obrázku 4 je zřejmé, že na CBCT převažují streak artefakty vznikající v důsledku tvrdnutí svazku, které se projevují jako zčernání ve směru rtg svazku po průchodu oblastí s velkým zeslabením, jako je např. průchod oblastí s kontrastní látkou. Na obrázku 4 je tento typ artefaktu viditelný na řezu z CBCT v blízkosti levého okraje. Další typ artefaktů viditelný v obraze z CBCT jsou čárové linie vznikající v důsledku podvzorkování, pozorovatelné v okrajových částech na řezu fantomu.

Na první pohled je v obraze z CBCT přítomno zřetelně více šumu, než je v obraze z klinického CT, což je způsobeno právě strukturou detektoru záření, jak bylo popsáno výše. Čím větší plocha detektoru, tím více šumu, proto je ho v obraze z CBCT přítomno tak mnoho. Kvůli většímu šumu je pak prakticky nemožné rozlišit léze s nízkým kontrastem. Kvantitativní hodnocení prostorového rozlišení a rozlišení kontrastu nebylo možné provést z důvodu nedostupnosti fantomu umožňujícího hodnocení kvality obrazu pro tomografické zobrazení



▲ Obr. 4

Obr. 4. ***Axiální řez z klinického CT a z CBCT***
Fig. 4. ***Axial slices of clinical CT and CBCT***

na našem pracovišti. S určením prostorového rozlišení je však v případě CBCT spojen problém, ve které rovině uvažovat prostorové rozlišení jako relevantní. Jak bylo dříve zmíněno, kvalita obrazu rekonstruované roviny závisí na vzdálenosti roviny od centrální roviny. Bude-li prostorové rozlišení stanoveno v centrální rovině, nebude to nic vypovídat o tom, jaké je prostorové rozlišení v jiných rovinách.

Nedílnou součástí porovnání obrazu z klinického CT a CBCT by mělo být i zhodnocení z hlediska dodané dávky. Nicméně z důvodu neznalosti prostorového rozlišení a rozlišení při nízkém kontrastu není takové porovnání relevantní. Kvalita obrazu i dávka se pro daný sken liší v závislosti na mnoha parametrech, např. na velikosti skenovaného objemu, na použitém rtg spektru a na dalších nastavených parametrech.

Tab. 1. ***Shrnutí parametrů pro klinické CT a CBCT***
Table 1. ***A summary of parameters of clinical CT and CBCT***

Parametr	Klinické CT	CBCT
typ scintilátoru	Gd_2O_2S	CsI
tloušťka scintilační vrstvy	1,4 mm	0,6 mm
účinnost absorpce energie	90 %	50 %
velikost detekčního elementu	0,5 mm	0,2 mm
velikost matice (rovina xy)	512–1024	512–2490
počet řad detekčních elementů	16–320	512–2490
šířka skenovaného objemu (osa Z)	2–160 mm	100–180 mm
velikost pole (FoV) (rovina XY)	500–700 mm	100–250 mm
velikost ohniska	0,6–1,2 mm	0,4–1,2 mm
napětí rentgenky	80–140 kV	60–125 kV
výkon	≈ 100 kW	≈ 50 kW
nejkratší rotační čas	≈ 0,3 s	≈ 3 s
časové rozlišení	≈ 0,07 s	≈ 3 s
snímkovací rychlost	≈ 5000 fr/s	≈ 30 fr/s
rozlišení kontrastu	≈ 3 HU	≈ 30 HU
dynamický rozsah	20 bitů	10–14 bitů

SHRNUTÍ ZÁKLADNÍCH PARAMETRŮ KLINICKÉHO CT A CBCT

Souhrn základních parametrů pro klinické CT a CBCT je uveden v tabulce 1. Hodnoty se mohou lišit pro různé CT skenery a angiografické systémy s módem CBCT.

ZÁVĚR

Flat panel detektory mají lepší prostorové rozlišení i rozlišení kontrastu než zesilovač obrazu. Ve srovnání se zesilovačem obrazu je možné na obrazu z CBCT s flat panel detektorem alespoň do určité míry rozlišit měkké tkáně. Rozlišení kontrastu ani prostorové rozlišení flat panel detektorů však stále nedosahuje takové úrovně jako klinické CT. Nicméně CBCT bylo vyvíjeno za účelem použití na intervenčním sále v okamžiku, kdy je již nežádoucí hýbat s pacientem, a není tedy vhodný jeho transport na CT.

V důsledku použití různých typů detektorů, různého způsobu náběru dat a různých použitých rekonstrukčních algoritmů u klinického CT a CBCT pozorujeme u těchto systémů různé artefakty obrazu, které podstatně více převažují v obraze z CBCT.

Zatím platí, že kvůli horší kvalitě obrazu CBCT určitě nenahradí klinická CT. Nicméně CBCT splňuje požadavky v případech, kdy je potřeba v průběhu intervenčního výkonu získat 3D obraz, avšak pouze s omezeným prostorovým rozlišením a rozlišením měkkých tkání.

Poděkování
Autorka děkuje Mgr. Filipovi Jírů, Ph.D. za podnětné připomínky.

LITERATURA

1. **Orth RC, Wallace MJ, Kuo MD.** C-arm cone-beam CT: General principles and technical considerations for use in interventional radiology. J Vasc Interv Radiol 2008; 19: 814–821.
2. **Kalender W, Kyriakou Y.** Flat-panel computed tomography (FD-CT). Eur Radiol, 2007; 17: 2767–2779.
3. SOMATOM Definition Flash. Application Guide. Siemens, 2012.
4. **Kachelriess M.** Fundamentals of cone-beam CT imaging. Přednáška na European Congress of Radiology 6.–10. 3. 2014, Vídeň, Rakousko.
5. **Lanca L, Silva A.** Digital imaging systems for plain radiography. New York: Springer Science + Business Media 2013.
6. **Bushberg JT, Seibert JA, Leidholdt EM, Boone JM.** The essential physics of medical imaging. Second edition. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins 2002.
7. **Hsiao EM, Rybicki FJ, Steigner M.** CT coronary angiography: 256-slice and 320-detector row scanners. Curr Cardiol Rep 2010; 12(1): 68–75.
8. Welcome to the CT Detector Center. Siemens Healthcare, 2009.
9. http://health.siemens.com/ct_applications/somatomsessions/index.php/stellar-detector-performance-in-computed-tomography-2/
10. **Beutel J, Kundel HL, van Metter RL.** Handbook of medical imaging: physics and psychophysics. USA: The Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers 2000.
11. **Ning R, Tang X, Conover D.** X-ray scatter correction algorithm for cone beam CT imaging. Medical Physics 2004; 31: 1195–1202.
12. http://www.uiowa.edu/hri/courses/physicsOfMedicalImagingReview/lectureTalk008.html
13. **Jaju PP, Jain M, Singh A, Gupta A.** Artefacts in cone beam CT. Open Journal of Stomatology 2013; 3: 292–297.
14. **Schulze R, Heil U, Gross D, Bruellmann DD, Dranischnikow E, Schwanecke U, Schoemer E.** Artefacts in CBCT: a review. Dentomaxillofacial Radiology 2011; 40: 265– 273.
15. **Akpek S, Brunner T, Benndorf G, Strother C.** Three-dimensional imaging and cone-beam volume CT in C-arm angiography with flat panel detector. Diagn Interv Radiol 2005; 11: 10–13.
16. **Kim S, Sopko D, Toncheva G, Enterline D, Keijzers B, Yoshizumi TT.** Radiation dose from 3D rotational X-ray imaging: Organ and effective dose with conversion factors. Radiation Protection Dosimetry 2012; 150(1): 50–54.