

POROVNÁNÍ KVALITY OBRAZU ANGIOGRAFICKÝCH SYSTÉMŮ ČTYŘ VELKÝCH VÝROBCŮ

IMAGE QUALITY COMPARISON OF ANGIOGRAPHY SYSTEMS FROM FOUR MAJOR MANUFACTURERS

původní práce

Lucie Sūkupová¹
Jan Rydlo²
Ondřej Hlaváček²
Daniel Vedlich²
Antonín Krajina³
Karel Nedvěd⁴
Tomáš Vávra⁵
Jan Chaloupka⁶
Jan H. Peregrin²

¹Úsek ředitele, IKEM, Praha

²Pracoviště radiodiagnostiky a intervenční radiologie IKEM, Praha

³Radiologická klinika LF UK a FN, Hradec Králové

⁴Radiodiagnostické oddělení, Nemocnice Pardubického kraje, a.s., Orlickoústecká nemocnice, Ústí nad Orlicí

⁵Radiologická klinika FN a LF UP, Olomouc

⁶Klinika radiologie a nukleární medicíny FN, Brno

Přijato: 30. 3. 2017.

Korespondenční adresa:

Ing. Lucie Sūkupová, Ph.D.
Institut klinické a experimentální medicíny
Videňská 1958/9, 140 21 Praha 4
e-mail: lucie.sukupova@gmail.com

Konflikt zájmů: žádný.

Hlavní stanovisko práce

Obsahem tohoto článku je porovnání kvality obrazu angiografických systémů čtyř velkých výrobců používaných v intervenční radiologii za podmínek simulujících břicho těžce obézních pacientů.

SOUHRN

Sūkupová L, Rydlo J, Hlaváček O, Vedlich D, Krajina A, Nedvěd K, Vávra T, Chaloupka J, Peregrin JH. Porovnání kvality obrazu angiografických systémů čtyř velkých výrobců

Cíl: Cílem studie bylo nejprve vytvořit metodu pro porovnání kvality obrazu angiografických systémů za podmínek simulujících těžce obézního pacienta a poté samotné porovnání kvality obrazu čtyř angiografických systémů při běžně používaném klinickém nastavení angiografického systému.

Metodika: Těžce obézní pacient byl simulován 34 cm PMMA v kombinaci s dynamickým i statickým fantomem zahrnujícím objekty pro hodnocení rozlišení při nízkém a vysokém kontrastu. Pro porovnání byly získány akviziční i skiaskopické scény na čtyř angiografických systémech, které byly poté vyhodnoceny.

Výsledky: Simulací těžce obézního pacienta bylo dosaženo velkého zatížení rentgenky. Různé expoziční parametry v kombinaci s post-processingem vedly k získání obrazů rozdílné kvality. Z hodnocení bylo zřejmé, že obrazy ze systémů A a C jsou více zatíženy šumem než obrazy ze systémů B a D. Významný rozdíl byl zjištěn mezi kvalitou obrazu pro statický a dynamický fantom, zvláště u systému A, kde se uplatnila pohybová neostrost v důsledku dlouhého pulzu. U systému C byla zjištěna velmi nízká dávka

Major statement

The article provides a comparison of image quality of angiography systems from four major manufacturers used in interventional radiology under the conditions simulating the abdomen of patients with severe obesity.

SUMMARY

Sūkupová L, Rydlo J, Hlaváček O, Vedlich D, Krajina A, Nedvěd K, Vávra T, Chaloupka J, Peregrin JH. Image quality comparison of angiography systems from four major manufacturers

Objective: The aim of the study was to produce a methodology enabling comparison and assessment of images from four angiography systems with the clinical setup, under conditions simulating patients with severe obesity.

Methods: Patients with severe obesity were simulated by 34 cm of PMMA in combination with a dynamic and static phantom, which included objects used for low and high contrast resolution assessment. Images used for comparison were obtained from four angiography systems in cine and fluoro mode.

Results: Under conditions simulating patients with severe obesity, high tube loading was required. Various exposure parameters combined with post-processing produced images of different quality. Images of systems A and C suffered from noise more than images from systems B and D. All the systems provide images of significantly different image quality when obtained using a dynamic or static phantom. Mainly the system A, where motion blurring due to the pulse length was observed. Dose per image was quite low for system C, but unfortunately at the expense of higher noise. The system B pro-

na obraz, která nepříznivě ovlivnila kvalitu obrazu z hlediska šumu. U systému B bylo zjištěno výborné rozlišení při nízkém kontrastu a současně nízký šum v porovnání se všemi ostatními systémy.

Závěr: Vyhodnocení získaných obrazů ukázalo rozdílnou kvalitu obrazů, přičemž některé systémy se zdají být pro těžce obézní pacienty vhodnější. Výsledky však neříkají nic o kvalitě obrazu u malých a středních pacientů.

Klíčová slova: angiografie, dynamický fantom, kvalita obrazu, obézní pacient.

vides quite good low contrast resolution and low noise when compared with all the other systems.

Conclusion: The assessment of image quality of all the images showed different image quality. Some of the systems might be more useful for patients with severe obesity than others. But the results do not say anything about image quality for patients of small and normal size.

Key words: angiography, dynamic phantom, image quality, obese patient.

ÚVOD

V posledních letech narůstá podíl obézních až těžce nebo dokonce morbidně obézních pacientů, u kterých se provádějí intervenční výkony na angiografických systémech. U těchto pacientů je jejich tloušťka, zvláště v oblasti břicha, významným faktorem, který činí výkon obtížnějším z důvodu horší kvality obrazu. Kvalita obrazu, velmi odlišná od kvality obrazu u malých a středních pacientů, je zvláště limitována řízením (nastavením expozičních parametrů) samotného angiografického systému a taktéž jeho celkovým výkonem.

Současné angiografické systémy (myšleno digitální systémy s flat panel detektorem) jsou řízeny automaticky na základě zvoleného módu a velikosti zeslabení záření samotným prozařovaným objektem. Již nevyžadují (často ani neumožňují) manuální volbu expozičních parametrů, ale jsou přednastaveny tak, že se použitím expoziční automatiky snaží, aby dávka dopadající na flat panel detektor po průchodu pacientem byla vždy stejná, resp. aby odpovídala předvolené hodnotě (většinou nastavená v servisním módu firemním technikem dle požadavku pracoviště) potřebné pro získání obrazu dostatečné kvality. V závislosti na zeslabení záření samotným prozařovaným objektem si systém automaticky volí expoziční parametry, jako je napětí, proud, délka pulzu a přídavná (spektrální) filtrace. Kombinace jednotlivých expozičních parametrů je samozřejmě volena s ohledem na zvolený program pro určitou anatomickou oblast. Například při vyšetření koronárních tepen je preferována krátká doba pulzu pro minimalizaci pohybové neostrosti, zatímco v oblasti břicha je akceptovatelný i delší pulz.

Expoziční parametry jsou řízeny expoziční automatikou (automatic exposure control – AEC), popřípadě automatikou řízení dávkového příkonu (automatic dose rate control – ADRC). Expoziční automatika je tvořena systémem zabudovaných detektorů, které po tom, co při expozici obdrží dostatečnou dávku záření, ukončí probíhající expozici (1).

Řízení expozičních parametrů u angiografických systémů výrobce Siemens probíhá následujícím způsobem (mimo přídavnou filtraci je řízení stejné i pro systémy výrobců GE, Philips a Toshiba): Množství záření, které dopadne na detektor po tom, co projde pacientem, je v prvním kroku regulováno proudem rentgenky, který se s větším zeslabením prozařova-

ného objektu zvyšuje. Čím vyšší je proud rentgenky (počet elektronů produkovaných na katodě a urychlovaných elektrickým potenciálem na anodu), tím je produkováno více rtg fotonů a tím více fotonů dopadá na receptor obrazu. Současně s proudem se může zvyšovat i délka pulzu (doba, po kterou jsou produkovány rtg fotony, pro jeden snímek ze skiaskopické nebo akviziční smyčky). Není-li při nejvyšším proudu a nejdelsí době pulzu (přednastavené rozpětí možných délek pulzu závisí na nastavení zvoleného módu) ani tak množství fotonů dopadajících na flat panel detektor dostatečné, pak dochází ke zvýšení napětí, které je spojeno i se změnou filtrace. Se zvyšujícím se napětím rentgenky se snižuje přídavná filtrace. Vyšší napětí znamená větší produkci rtg fotonů na anodě, které jsou navíc energetičtější, pronikají snáze zeslabujícím objektem, ale nevýhodou je pokles kontrastu v obraze (klesá zastoupení fotoelektrického jevu a roste zastoupení Comptonova rozptylu). Přídavná filtrace se využívá k odfiltrování nízkoenergetických fotonů, které by byly pohlceny v pacientovi, ale nepřispěly by k tvorbě obrazu. Současně s těmito nízkoenergetickými fotony jsou mírně odfiltrovány i fotony vyšších energií a celkově tak klesá počet rtg fotonů ve spektru. Proto je při použití vyšší filtrace požadován větší výkon ohniska, aby množství rtg fotonů, které vycházejí z rentgenky, bylo dostatečné. Není-li ani při menší přídavné filtraci počet fotonů dopadajících na receptor obrazu dostatečný, pak dochází ke změně ohniska z malého na velké, případně z mikroohniska na malé a poté na velké. Větší ohnisko znamená více produkovaných fotonů, ale současně narůstá geometrická neostrost z důvodu větší velikosti ohniska (2–4).

Obecně platí, že za dávku pacientovi jsou nejvíce zodpovědné nízkoenergetické fotony, na druhou stranu však tvoří kontrast v obraze. S vyšší energií fotonů klesá dávka pacientovi, ale klesá i kontrast v obraze. Algoritmy používané při post-processingu jsou schopné zvýraznit kontrast v obraze pomocí různých matematických obrazových operací, proto nemusí být u vyššího napětí ztráta kontrastu výrazná.

Dávka pacientovi lineárně narůstá s vyšší hodnotou proudu, taktéž narůstá lineárně s větší délkou pulzu. S rostoucí hodnotou napětí dávka pacientům kvadraticky klesá. Dávka na kůži pacientů také výrazně klesá s vyšší použitou filtrací.

Protože však jsou všechny tyto parametry voleny automaticky, může je lékař při výkonu ovlivnit pouze velikostí prozařovaného objemu a šířností projekce. V některých případech (v servisním módu, omezený přístup) pak i přednastavením, kdy je např. nastaveno, že v daném módu neklesne filtrace pod hodnotu 0,1 mm Cu.

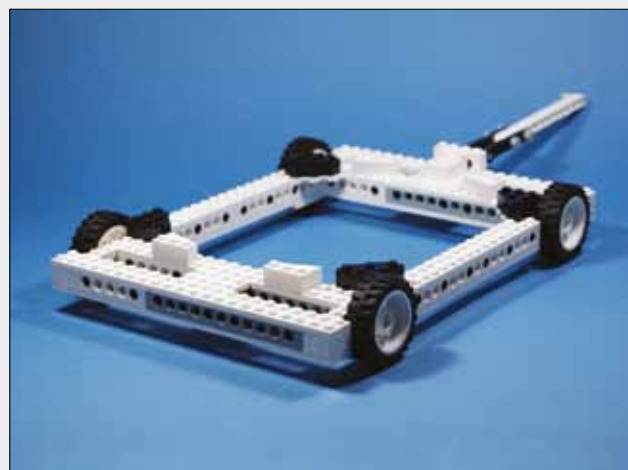
Kvalita obrazu u angiografických systémů je mimo konkrétní nastavení expozičních parametrů ovlivněna i post-processingem obrazu, jak bylo zmíněno výše. Při post-processingu jsou s obrazovými daty prováděny matematické operace, které zlepšují kvalitu obrazu. Mezi tyto operace patří zvýraznění hran, zvýraznění detailů (zvýšuje šum), vyhlazení obrazu (redukuje šum, ale i detaily), zvýraznění kontrastu, vážení (průměrování) několika obrazů přes sebe – rekurzivní filtrace a jiné. Rekurzivní filtrace pracuje velmi dobře v případech, kdy se následující obrazy od sebe liší pouze minimálně, jsou téměř statické, u pohybujících se objektů dochází k významnému zatížení obrazu artefakty – lagováním právě z důvodu rekurzivní filtrace. Některé moderní angiografické systémy již využívají algoritmy pro detekci pohybu, aby rekurzivní filtrace nevedla k lagování (5). Síla nebo intenzita každého kroku post-processingu je předvolena výrobcem pro každý mód a v některých případech může být pozměněna uživatelem (většinou pouze v servisním módu) tak, aby výsledný obraz splňoval požadavky pracoviště. Každý výrobce používá při post-processingu jiný software, např. algoritmus pro odstranění šumu Super noise reduction filter (Toshiba), zlepšení kvality obrazu s případným snížením dávky ClarityIQ (Philips) nebo CLEAR+CARE (Siemens) (6–8).

Porovnání poměru kvality obrazu a dávky pro různé angiografické systémy se na patientských datech provádí velmi obtížně, protože je každý pacient jiný. Jedná se spíše o kvalitativní porovnání, které je velmi subjektivní. Pro objektivní porovnání je vhodné provést kvantifikaci kvality obrazu. Pro kvantitativní hodnocení kvality obrazu se doporučuje použití standardizovaných fantomů obsahujících různé nízkokontrastní a vysokokontrastní objekty (9, 10), např. fantom TOR18, Pro-RTG Fluo 18, CIRS 903, LEEDS test objects a jiné. Tyto fantomy umožňují hodnocení kvality obrazu z hlediska parametrů důležitých i u pacientů, jako je rozlišení při vysokém a nízkém kontrastu a šum.

Cílem této práce bylo vytvořit metodiku a současně ji použít pro porovnání a objektivní hodnocení kvality obrazu angiografických systémů. Nejde však o hodnocení kvality obrazu obecně, ale pro specifickou skupinu pacientů, pro těžce obézní pacienty. Právě u takových pacientů již expoziční parametry často dosahují limitních hodnot, proto je možné lépe posoudit, jak efektivní je celý zobrazovací řetězec, tj., nejde pouze o hodnocení rentgenky nebo post-processingu, ale o hodnocení celého řetězce.

METODIKA

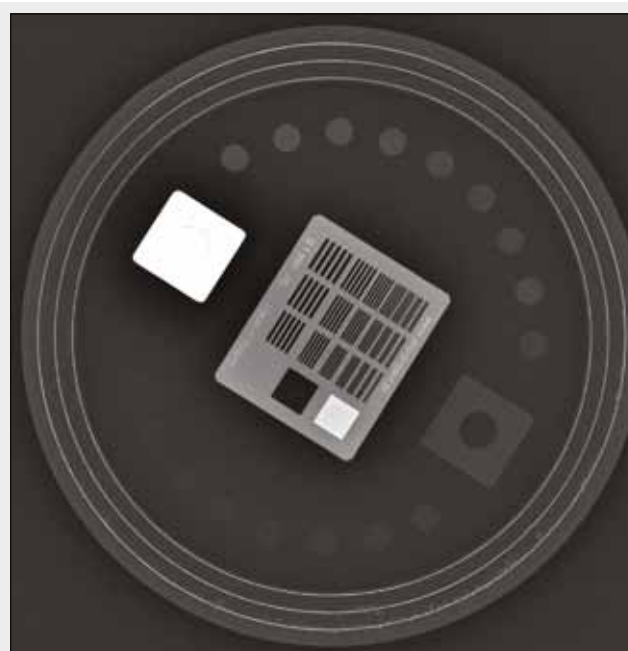
Angiografické systémy jsou optimalizovány pro práci při zeslabení v určitém rozsahu, který odpovídá rozpětí od málo zeslabujících objektů, např. končetin, až po významně zeslabující objekty, např. břicha obézních pacientů. U málo až středně zeslabujících objektů, kterým odpovídají malí až střední pacienti, je většinou produkce záření z rentgenky pro předvolené parametry, jako je např. délka pulzu, dostatečná,



▲ Obr. 1

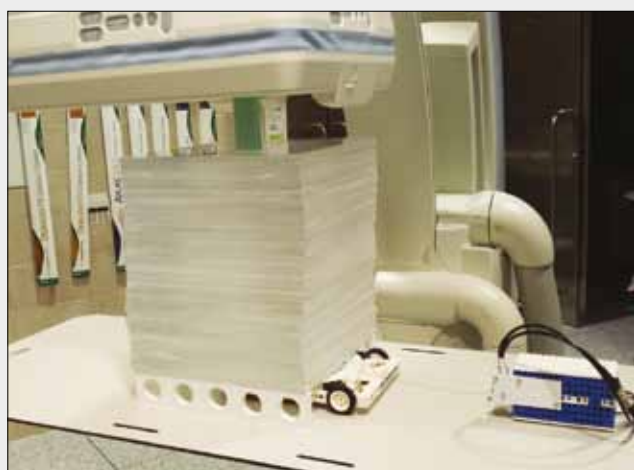
Obr. 1. Vozíček ze stavebnice LEGO
Fig. 1. The cart made of LEGO

a kvalita obrazu je velmi podobná pro většinu zobrazovacích systémů, obrazy se pouze mírně odlišují z důvodu rozdílného post-processingu. Větších rozdílů je však dosaženo při zobrazení více zeslabujících objektů, kterým právě odpovídá břicho těžce obézních pacientů. Rozměry břicha pacientů, resp. AP průměr, se u těžce obézních pacientů pohybuje okolo 40 cm i více, jedná se tedy o relativně velký objem tkáně, kterou je potřeba prozářit dostatečným množstvím rtg fotonů. V těchto případech již není při dostatečně krátkých pulzech dosaženo dostatečné produkce rtg fotonů při nižších napětích (cca



▲ Obr. 2

Obr. 2. Rtg obraz fantomu Pro-RTG Fluo 18 pro testování angiografických systémů
Fig. 2. An X-ray image of the phantom Pro-RTG Fluo 18 used for testing of angiography systems



▲ Obr. 3

Obr. 3. Ukázka geometrie při akvizici

Fig. 3. A photo of the geometry used by the acquisition

70–80 kV), proto se napětí zvyšuje, čímž se snižuje kontrast v obraze. Velmi nepříznivě zde pak může působit přídatná filtrace, která je u některých angiografických systémů nastavena fixně, u jiných systémů je její tloušťka modulována v určitém rozsahu právě podle zeslabení prozařovaného objektu. U statických objektů je však možné i tak získat dostatečnou kvalitu obrazu díky dobrému post-processingu. Velký problém však nastává u dynamických objektů, jako je právě pacient, u kterého není možné pohyb v břišní dutině úplně zastavit.

Pro porovnání angiografických systémů bylo nutné nasimulovat geometrii, která odpovídá geometrii při výkonech u těžce obézních pacientů, tj., je nutné dostatečné zeslabení a simulace pohybujících se tkání. Pro simulaci pohybu byl vyroben dynamický fantom, který simuluje pomalý pohyb tkání, ke kterému dochází v břišní dutině pacientů. Dynamický fantom se skládal z vozíčku ze stavebnice LEGO (obr. 1) s fantomem Pro-RTG Fluo 18 (obr. 2), který vykonával posuvný pohyb konstantní rychlostí 0,8 cm/s. Zeslabení bylo simulováno 34 cm polymethylmetakrylátu (PMMA), který se v radiodiagnostice standardně používá jako materiál ekvivalentní vodě, která se považuje za ekvivalentní měkké tkáni pacientů z hlediska zeslabení a rozptylu záření (11). Ekvivalentnost však neplatí úplně přesně, jsou zde malé rozdíly v zeslabení v závislosti na energii rtg záření. Efektivní energie angiografických svazků se pohybuje v rozsahu 30–50 keV, čemuž odpovídá 6% rozdíl mezi zeslabením PMMA a vody (PMMA zeslabuje více) (12). Rozdíl mezi zeslabením vody a měkké tkáně pro energie 30–50 keV je opět 6 % (13), celkově tedy PMMA zeslabuje o 12 % více než měkká tkáň. Tloušťka 34 cm PMMA tedy odpovídá 38 cm měkké tkáně, což přibližně odpovídá AP průměru břicha u těžce obézních pacientů. Fantom pro simulaci břišní dutiny těžce obézních pacientů se tedy skládal z dynamického fantomu v kombinaci s 34 cm PMMA a základní ukázka geometrie je uvedena na obrázku 3.

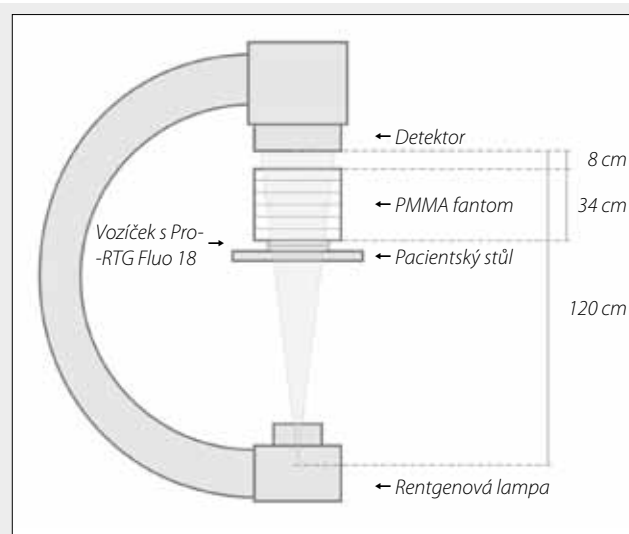
Rychlost vozíčku 0,8 cm/s byla zvolena tak, aby odpovídala pomalému pohybu některých tkání v břišní dutině. Použití statického fantomu neumožňovalo dostatečné hodnocení zobrazovacího řetězce z důvodu významného vlivu rekurzivní filtrace. Již při malém pohybu fantomu se vliv rekurzivní filtrace

redukuje a je tak možné posoudit, jaká je kvalita obrazu na dynamickém fantomu, který samozřejmě lépe simuluje pacienta.

Při akvizici byla standardně nastavena geometrie s rentgenkou pod vyšetřovacím stolem, jak je uvedeno na obrázku 3. Detektor byl umístěn do co největší vzdálenosti od rentgenky. Ve fixní vzdálenosti pod detektorem byl umístěn PMMA fantom, resp. jeho výstupní rovina. PMMA fantom ležel na vyšetřovacím stole na fixních podstavcích, mezi kterými se pohyboval vozíček s Pro-RTG Fluo 18 fantomem. Nastavená geometrie je i s jednotlivými vzdálenostmi uvedena na obrázku 4.

Akvizice dat pro porovnání a hodnocení kvality obrazu byla provedena na angiografických systémech čtyř velkých výrobců angiografických systémů. V případě firmy GE se jednalo o systém Innova IGS 540 (2013), v případě firmy Philips o systém Allura Clarity Xper FD20/20 (2012, vybavený softwarem ClarityIQ), v případě firmy Siemens o Artis Q (2016), v případě firmy Toshiba o Infinix-i 8000 (2015).

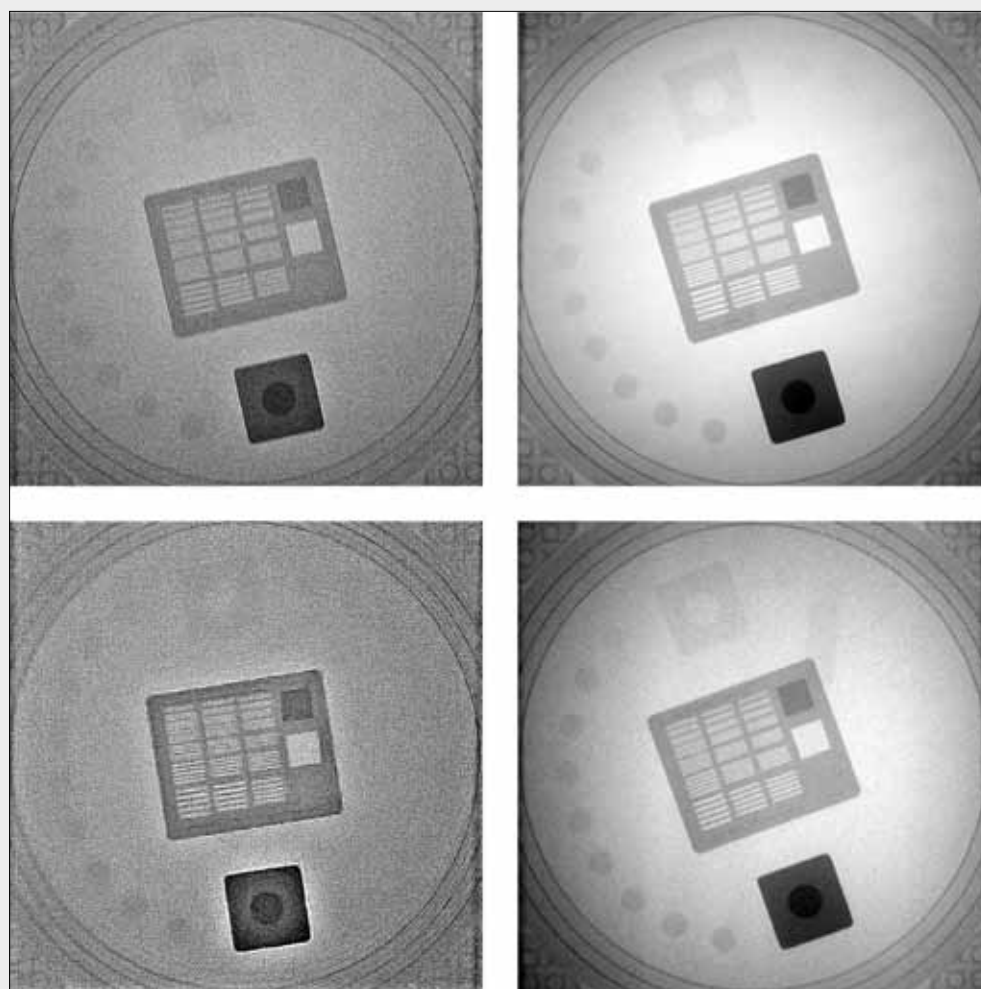
Nadále budou systémy jednotlivých výrobců z důvodu anonymizace označeny A, B, C a D, pořadí neodpovídá pořadí systémů v předešlém odstavci. Ve všech případech se jednalo o angiografické systémy pro intervenční radiologii, tj., byly vybaveny flat panel detektory o velikosti minimálně 30 × 30 cm. Každý ze systémů disponoval přednastaveným módem pro zobrazení břicha, který byl použit při měření. Jako ideální frekvence (frekvence, u které se předpokládalo, že jí disponuje každý systém a která se při akvizicích na pacientech používá) byla zvolena frekvence 3 obr/s, avšak u jednoho systému nebylo možné tuto frekvenci nastavit, proto byla akvizice provedena při frekvenci nejbližší možné, a to 4 obr/s. Akvizice byly provedeny na dynamickém i statickém fantomu (pohybující se vozíček a vozíček v klidu) v akvizičním i skiaskopickém módu (frekvence 10–15 pulzů/s, dle toho, co umožňoval systém). Ukázka akvizic pro dynamický fantom je pro všechny čtyři systémy uvedena na obrázku 5. Každému obrazu náležela určitá dávka, která je uvedena dále v tabulce 1 společně s dalšími expozičními parametry.



▲ Obr. 4

Obr. 4. Náčrt geometrie při akvizici

Fig. 4. A sketch of the geometry used by the acquisition



Obr. 5

Obr. 5. Ukázka obrazů akvizic na dynamickém fantomu pro systémy A (vlevo nahoře), B (vpravo nahoře), C (vlevo dole) a D (vpravo dole)

Fig. 5. X-ray images of the dynamic phantom for system A (upper left), system B (upper right), system C (bottom left), and system D (bottom right)

Dávka byla odvozena od dopadající kermy v intervenčním referenčním bodě pro všechny systémy přepočtením do vzdálenosti 70 cm od ohniska. Intervenční referenční bod (interventional reference point – IRP) je fiktivní bod představující vstupní rovinu pacienta, který je dle normy ČSN 60601-2-43 umístěn 15 cm od izocentra směrem k ohnisku.

Dávka v IRP na každý obraz byla zjištěna při akvizici na daném pracovišti. Nebyla však měřena přímo v primárním rtg svazku, ani nebyla získána ze strukturované zprávy o dávce, ale byla zjištěna jako rozdíl dávky v IRP před danou akvizicí a po ní, dělená počtem obrazů získaných v akvizici. Tímto způsobem odečítání dávek (rozdíl dvou hodnot dávek) je možné získat dostatečně přesnou hodnotu dávky i bez znalosti kalibračního koeficientu.

Data z jednotlivých angiografických systémů byla získána ve formátu DICOM a jejich zpracování bylo provedeno pomocí programu ImageJ. U nízkokонтрастních značek byla zjištěna průměrná hodnota prvních devíti nízkokонтрастních značek (jdoucích na obrázku 5 zezdola nahoru v levé části každého obrazu) společně s průměrnou hodnotou pozadí blízkého nízkokонтрастním značkám (ukázka pro druhou nízkokонтрастní značku je uvedena na obrázku 6 červenými kroužky). U rozlišení při vysokém kontrastu (jinak označované prostorové rozlišení) byly zjištěny profily pro jednotlivé skupiny párů čar (ukázka pro první pár čar je uvedena na obrázku 6 kratší červenou čarou). Pro lepší posouzení prostorového rozlišení byl zjištěn i profil odezvy

na hranu, která je na obrázku 6 znázorněna delší červenou čarou.

Z hlediska kvantitativního hodnocení bylo nejprve provedeno vyhodnocení rozlišení při nízkém kontrastu z nízkokонтрастních značek, poté při vysokém kontrastu z čárového fantomu.

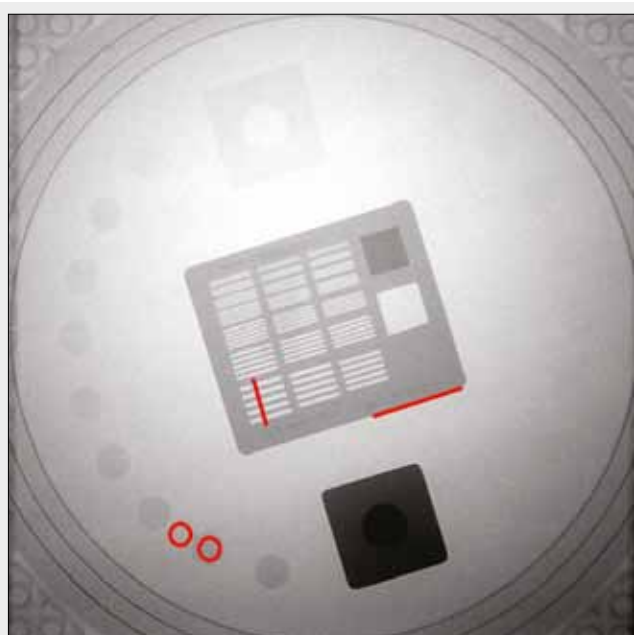
Hodnocení rozlišení při nízkém kontrastu bylo provedeno pomocí veličiny poměr kontrastu a šumu (contrast-to-noise ratio – CNR). CNR je veličina vhodná pro popis amplitudy signálu vzhledem k okolnímu šumu. Tato veličina je nezávislá na velikosti objektu, signál v určité oblasti zájmu (ROI) by měl být homogenní. CNR je pak rovno rozdílu průměrného signálu oblasti zájmu a průměrného signálu pozadí vzhledem ke směrodatné odchylce pozadí.

Hodnocení rozlišení při nízkém kontrastu bez vztahu k dávce nemá význam, při posuzování kvality je vždy nutné vzít v potaz dávku na daný obraz.

Pro hodnocení kvality obrazu se doporučuje použít poměr kvalitativního parametru a odmocniny z dávky, jako je tomu u CT a cone-beam CT (14). Jako vhodná se jeví CNR vzhledem k odmocnině z dávky:

$$\text{CNRD} = \frac{\text{CNR}}{\sqrt{D}}$$

Rozlišení při vysokém kontrastu (prostorové rozlišení) v prostorové doméně se popisuje ve veličině počet párů čar (line pairs, lp) na délkovou jednotku (mm), typicky lp/mm.

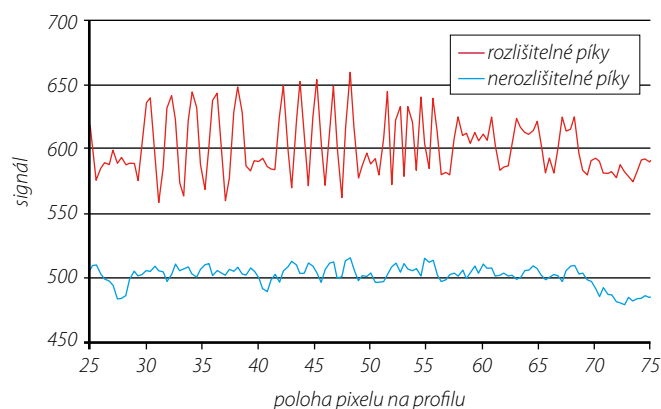


▲ Obr. 6

Obr. 6. Znáznornění oblastí pro vyhodnocení nízkého a vysokého kontrastu (červené kroužky – značka a její pozadí pro rozlišení při nízkém kontrastu, kratší červená čára – rozlišení při vysokém kontrastu, delší červená čára – odezva na hranu)

Fig. 6. A sketch of areas used for the evaluation of low and high contrast resolution (red circles – label and its background, shorter red line – high contrast resolution, longer red line – edge response)

Sousední čáry jsou tvořeny proužky vyrobenými ze dvou materiálů, jedním více zeslabujícím, druhým méně zeslabujícím. Dvě čáry vedle sebe pak tvoří jeden pár. Čím menší čáry, tím více se jich vejde na jednotku délky, tím lepší prostorové rozlišení je potřeba pro jejich zobrazení. Páry čar (obr. 6 uprostřed) jdou od největších po nejmenší, čím menší páry čar jsou na obraze z angiografického systému rozeznatelné, tím



Graf 1. Ukázka profilu přes několik párů čar (pro názornost se jedná o profil pro 1., 4., 7., 10., 13., 16. a 19. skupinu párů čar)

Graph 1. A profile over a few line pairs (1st, 4th, 7th, 10th, 13th, 16th and 19th line pair)

lepší je rozlišení při vysokém kontrastu. První skupina párů čar s největšími čarami odpovídá rozlišení 0,5 lp/mm, poslední skupina párů čar odpovídá rozlišení 5,0 lp/mm. Hodnocení viditelnosti párů čar se nejčastěji hodnotí pouze subjektivně, což však nebylo pro tuto studii dostatečné, bylo nutné hodnotit viditelnost párů čar objektivně, nejlépe kvantitativně.

Rozlišení při vysokém kontrastu pro jednotlivé páry čar bylo zjištěno z pěti profilů vedených kolmo na každou skupinu párů čar pro šest po sobě jdoucích obrazů (celkem 30 profilů). Páry čar dané skupiny byly považovány za viditelné, bylo-li v grafu rozlišitelné minimum a maximum i přes velký šum. Ukázka takové křivky je uvedena v grafu 1 červeně, modře je znázorněna křivka, u které nejsou rozlišitelná maxima a minima.

U prvních tří shluků vrcholů v grafu 1 znázorněných červeně lze jasně rozeznat pět maxim a čtyři minima, u čtvrtého shluku již nikoliv. U pěti maxim a čtyř minim byly zjištěny jejich hodnoty, stanovena průměrná hodnota maxima, průměrná hodnota minima a spočten jejich rozdíl, který vyjadřuje kontrast. Rozdíl pro danou skupinu byl normován k rozdílu první skupiny, čímž byla získána relativní hodnota kontrastu. Tento způsob vyhodnocení již odpovídá kvantitativnímu vyhodnocení. Relativní hodnota kontrastu nebyla normována na dávku, protože rozlišení při vysokém kontrastu, konkrétně viditelnost jednotlivých párů čar, není tak významně ovlivněna šumem, jako tomu je u rozlišení při nízkém kontrastu. Naopak je významně ovlivněna post-processingem.

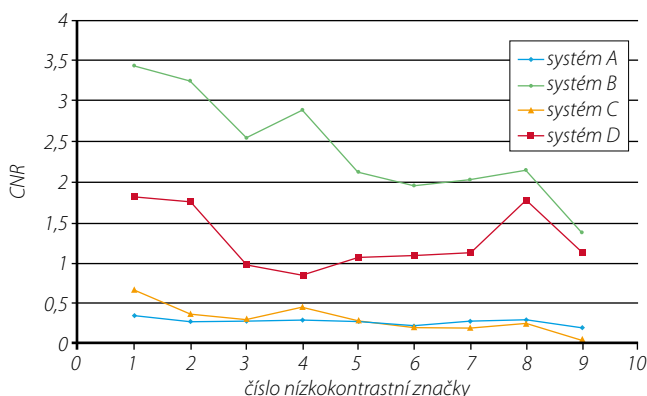
VÝSLEDKY

Na začátku byly zjištěny expoziční parametry pro akvizici a skiaskopické sekvence jednotlivých angiografických systémů. Jejich přehled je uveden v tabulce 1 společně s dávkou na jeden obraz nebo pulz.

Již z tabulky 1 je zřejmé, že filozofie každého výrobce je jiná. Pro získání dostatečného množství fotonů (elektrické-

Tab. 1. Přehled expozičních parametrů pro akvizici a skiaskopické módy
Table 1. A summary of exposure parameters used for cine and fluoro acquisitions

	Systém A	Systém B	Systém C	Systém D
akvizice				
Expoziční parametry	103 kV 61 mA 0,1 mm Cu + 1,0 mm Al	102 kV 615 mA 73 ms (≈ 45 mAs) 0,0 mm Cu	116 kV 745 mA 9 ms (≈ 7 mAs) –	98 kV 280 mA 106 ms (≈ 30 mAs) 0,1 mm Cu
Dávka na 1 obraz ve vzdálenosti 70 cm od ohniska (mGy)	10,29	10,89	0,75	3,84
Skiaskopie				
Expoziční parametry	120 kV 10 mA 0,4 mm Cu + 1,0 mm Al	93 kV 122 mA 23 ms 0,6 mm Cu	102 kV 156 mA 12 ms –	89 kV 22 mA 14 ms 0,3 mm Cu
Dávka na 1 pulz ve vzdálenosti 70 cm od ohniska (mGy)	0,187	0,109	0,152	0,077



Graf 2. CNR pro akvizici v dynamickém fantomu
Graph 2. CNR for the cine acquisition of the dynamic phantom

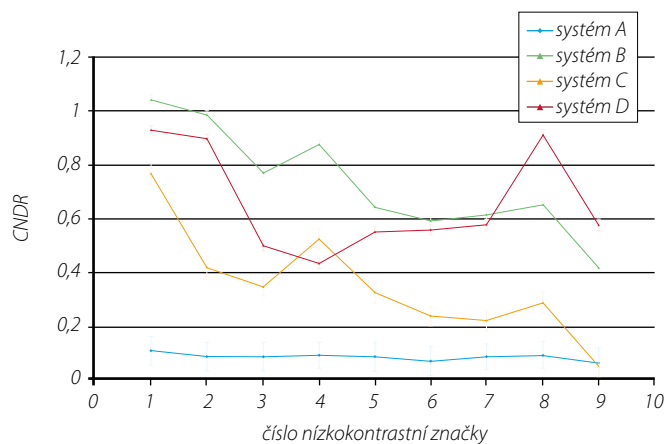
ho množství) je u systému D využita větší délka pulzu a nižší hodnota proudu (lze očekávat, že se to projeví na kvalitě obrazu dynamického fantomu), což nevyžaduje tak velké zatížení rentgenky, kterou je možné tím šetřit. Nebo to rentgenka dokonce nemusí umožňovat, z důvodu např. malého nominálního výkonu rentgenky. Naopak u systému C je filozofie opačná, kdy je minimalizována délka pulzu a elektrické množství je doháněno vyšším proudem, což bude pravděpodobně mít pozitivní vliv na kvalitu obrazu. Z nízkých hodnot elektrického množství, a tedy i dávky na jeden obraz u akvizice lze u systému C očekávat, že obraz bude významně trpět šumem. U systému A nebylo možné posoudit délku pulzu, protože tyto informace nebyly k dispozici. Délku pulzu lze posoudit pouze z pohybové neostrosti daných obrazů.

Již na první pohled je z obrázku 5 zřejmé, že systémy využívají odlišný post-processing, který je u systému A a C podobný, podobně u B a D. Systémy A a C mají relativně homogenní obraz, avšak s vyšším šumem. Naopak systémy B a D mají uprostřed obrazu zřejmě projasnění (větší množství rozptýleného záření), které není tak dobře korigováno. Na systému C je významně použito zvýraznění hran, které se projevuje „koronou“ okolo objektu pro rozlišení vysokého kontrastu (uprostřed obrázku) a taktéž okolo černého čtverce v dolní části obrázku.

Grafické znázornění CNR pro prvních devět nízkokontrastních značek pro obrazy získané na všech čtyřech angiografických systémech v akvizici v dynamickém fantomu je obsahem grafu 2.

Grafické znázornění CNRD společně s relativní směrodatnou odchylkou (variačním koeficientem – podílem směrodatné odchylky a průměru) je znázorněno v grafu 3.

Z grafu 2 a hlavně pak z grafu 3 je z průběhu křivek zřejmé, že nejlépe zobrazí kontrast systém B, o něco hůře systém C a D a nejhůře systém A, u kterého je kontrast všech devíti nízkokontrastních značek téměř stejný. CNRD pro systém A se pohybuje ve velmi nízkých hodnotách, pro prvních pět nejkontrastnějších značek pouze v rozsahu 0,08–0,11, zatímco pro systém B se CNRD pohybuje pro prvních pět značek mezi hodnotami 0,64–1,04. Tzn., že kontrast značek pro systém B je přibližně 8–10x vyšší než pro systém A.



Graf 3. CNRD s variačním koeficientem pro akvizici v dynamickém fantomu
Graph 3. CNRD with coefficients of variation for the cine acquisition of the dynamic phantom

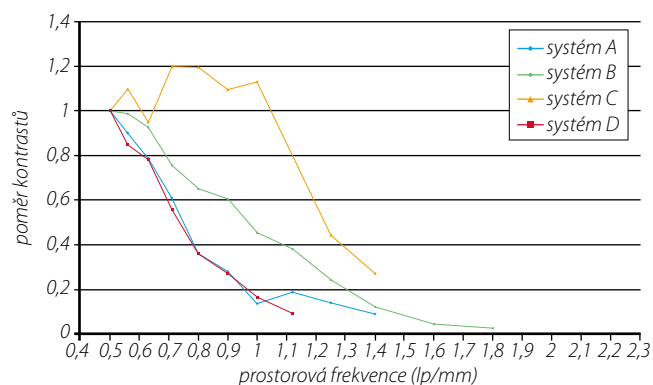
Z grafu 3 je z hlediska variačních koeficientů zřejmé, že nejvíce šumu je přítomno v obraze systému A (variační koeficient 4,7–5,6 %), méně v obraze systému C, ještě méně v obraze systému D a nejméně v obraze systému B (variační koeficient 1,2–1,6 %).

Grafické znázornění relativních hodnot kontrastu vysokokontrastních párů čar je pro všechny čtyři systémy v akvizici v dynamickém fantomu graficky znázorněno v grafu 4. Konečný bod každé křivky vpravo je posledním bodem, kde byla rozeznatelná maxima a minima (při vyšší frekvenci již splývala). U systému A bylo provedeno hodnocení vysokého kontrastu u akvizice s 6 obr/s místo 3 obr/s. U akvizice s 3 obr/s byla zjištěna významná pohybová neostrost způsobená příliš dlouhým pulzem a kvantitativní hodnocení obrazu nebylo možné.

Z grafu 4 je zřejmé, že nejlepší rozlišení při vysokém kontrastu vykazuje systém C a pak systém B. Systém D se dostává ke své limitní hodnotě při prostorovém rozlišení 1,12 lp/mm (za touto hodnotou již nebyly rozeznatelné píky maxim a minim), systémy A a C při rozlišení 1,40 lp/mm a systém B až při 1,80 lp/mm. U křivky systému C je však znatelný neočekávaný průběh. Tento průběh je způsoben post-processingem obrazu, pravděpodobně algoritmem pro zvýraznění detailů. Detailnější objasnění obrazových operací je popsáno v literatuře (5, 15, 16).

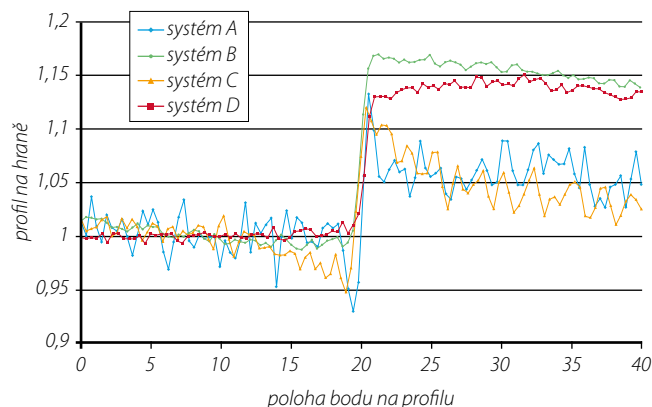
Pro lepší představu o prostorovém rozlišení bylo provedeno zjištění odezvy na hranu u dynamického fantomu, kterou tvořil okraj objektu s čarami pro prostorové rozlišení. Byla zjištěna odezva na hranu umístěnou téměř ve vodorovném směru (tato hrana trpí více pohybovou neostrostí, neboť je umístěna kolmo ke směru pohybu dynamického fantomu). Odezva na hranu byla zjištěna opět průměrováním 15 profilů. Ukázka odezvy na hranu (normované na průměrnou odezvu homogenního pole nacházejícího se před hranou) je zobrazena v grafu 5. V ideálním případě by signál před profilem měl mít konstantní hodnotu rovnou 1, v místě hrany stoupnout co možná nejrychleji a co nejvýše (co nejvíce svislý profil) a poté udržet tuto hodnotu zase dále, neklesat.

Z grafu 5 je patrné, že systémy A a C trpí výrazně šumem, což bylo zjištěno již dříve. U systému A i C je před hranou po-



Graf 4. Relativní kontrast (rozlišení při vysokém kontrastu) párů čar pro akviziční mód pro dynamický fantom
 Graph 4. The relative contrast of the line pairs for the cine acquisition of the dynamic phantom

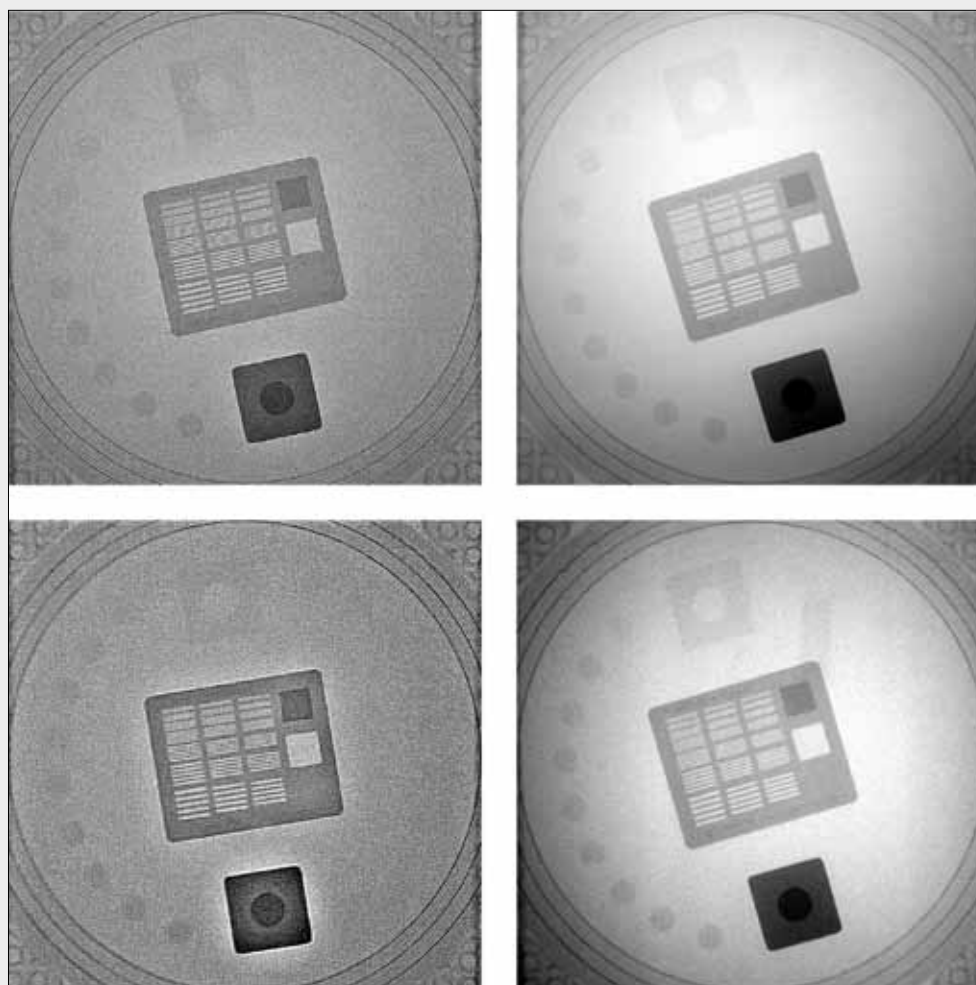
zorovatelný významný pokles, kdy průměrná hodnota signálu těsně před hranou významně klesne, těsně za hranou je pak pozorovatelný významný nárůst, přičemž hodnota poté opět významně klesne (zvýší se tím však rozdíl na hraně). To je efekt způsobený algoritmem pro zvýraznění hran. U systému A je efekt ještě výraznější než u systému C. U systémů B a D



Graf 5. Profil odezvy na hraně
 Graph 5. A profile of the edge response

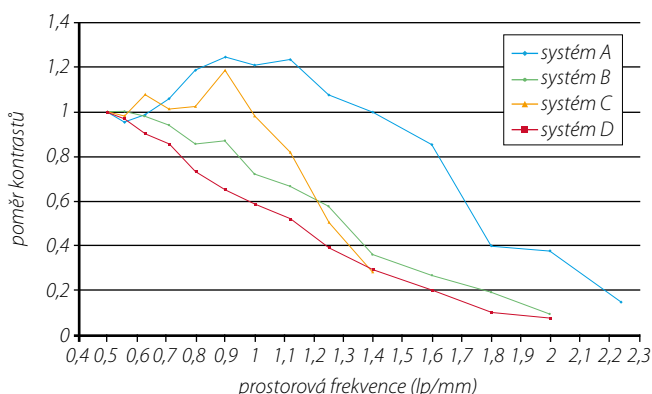
nejdou překmitu pozorovány, všechny body před hranou mají velmi vyrovnané hodnoty, stejně tak body za hranou.

Porovnání kvality obrazu při akvizici bylo provedeno nejen pro dynamický, ale i pro statický fantom. Ukázka pro vizuální porovnání je uvedena na obrázku 7, kvantitativní hodnocení je uvedeno v grafu 6.



◀ Obr. 7

Obr. 7. Ukázka akvizic na statickém fantomu pro systémy A (vlevo nahoře), B (vpravo nahoře), C (vlevo dole) a D (vpravo dole)
 Fig. 7. X-ray images of the static phantom for system A (upper left), system B (upper right), system C (bottom left), and system D (bottom right)



Graf 6. Relativní kontrast (rozišení při vysokém kontrastu) párů čar pro akvizici v statickém fantomu

Graph 6. Relative contrast of the line pairs for the cine acquisition of the static phantom

Výborného rozlišení při vysokém kontrastu bylo dosaženo pro statický fantom u systému A, avšak prostorové rozlišení bylo obecně lepší u všech systémů při použití statického fantomu.

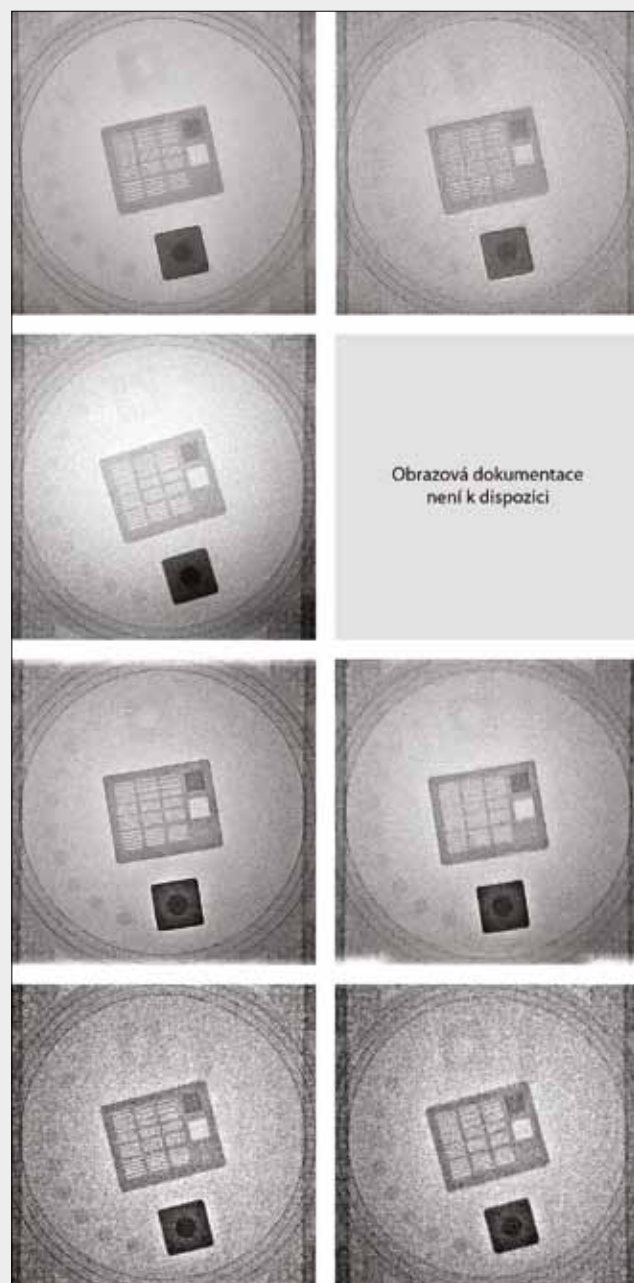
Při kvantitativním porovnání akvizic pro dynamický a statický fantom bylo zjištěno, že rozlišení při vysokém kontrastu vychází pro dynamický fantom výrazně horší, zvláště pro systém A, u kterého je délka pulzu (čas náběru každého obrazu) velmi dlouhá, proto to rozmazání způsobené pohybem, které se samozřejmě objevuje jen u dynamického fantomu, u statického nikoliv. U statického fantomu je u systému A a C významný vliv zvýraznění detailů, který způsobuje nárůst relativního kontrastu pro určitou prostorovou frekvenci. Tento efekt se u dynamického fantomu u systému A neprojevoval, protože systém nebyl schopen ve velkém šumu při dlouhých pulzech detekovat detaily. Avšak u systému C bylo zvýraznění detailů viditelné i na dynamickém fantomu díky velmi krátkému trvání pulzů.

Pro vizuální porovnání je na obrázku 8 uvedena ukázka skiaskopického obrazu opět pro všechny čtyři systémy pro statický (vlevo) a dynamický (vpravo) fantom. U těchto obrazů nebylo z důvodu špatné kvality obrazu provedeno kvantitativní hodnocení. Dávka je pro každý angiografický systém uvedena v tabulce 1.

DISKUSE

Při experimentu provedeném na dynamickém fantomu v kombinaci s 34 cm PMMA, který byl úspěšně vyroben a použit pro simulaci břicha obézních pacientů, se podařilo ukázat, že existuje způsob jak hodnotit kvalitu obrazu při těchto extrémních podmínkách. Současně se podařilo ukázat, že obrazy angiografických systémů čtyř velkých výrobců se mezi sebou liší. Cílem práce nebylo zhodnotit všechny schopnosti systému jako takového (tj. různá nastavení v servisním módu), ale porovnat používané klinické nastavení jednotlivých systémů a ukázat, je-li mezi nimi rozdíl.

Při porovnání bylo zjištěno, že kvalita obrazu systému A a C je nepříznivě ovlivněna vysokým šumem, který zhoršuje detekovatelnost nízkokонтрастных objektů. U systému C lze velký šum zdůvodnit extrémně nízkou dávkou, u systému A nikoliv. U systému B bylo zjištěno excelentní rozlišení při nízkém kontrastu, několikanásobně lepší než u systému A.



▲ Obr. 8

Obr. 8. Ukázka skiaskopického obrazu na statickém (vlevo – systém A, B, C, D) a dynamickém (vpravo – systém A, B, C, D) fantomu pro všechny čtyři systémy

Fig. 8. X-ray images of the static (left column – systems A, B, C, D) and dynamic (right column – systems A, B, C, D) phantom

Rozlišení při vysokém kontrastu pro dynamický fantom bylo jednoznačně nejlepší pro systém C i za cenu významného uplatnění zvýraznění detailů. Pro statický obraz bylo nejlepší rozlišení při vysokém kontrastu zjištěno u systému A. Avšak obraz systému A dynamického fantomu je u akvizice a skiaskopie nepříznivě ovlivněn příliš dlouhým pulzem, což vede k významnému zhoršení kvality obrazu. Díky dostatečné rekurzivní filtraci však tímto nedostatkem netrpí právě obraz statického fantomu.

Z hlediska kvality obrazu pro dynamický i statický fantom se jako nejlepší jeví systém B, který vykazuje velmi dobré hodnoty rozlišení při nízkém kontrastu dostatečné hodnoty rozli-

šení při vysokém kontrastu, dobrou odezvu na hranu, malou pohybovou neostrost a malý šum.

Z hlediska velikosti dávky se jako nejvýhodnější jeví systém C, avšak kvalita obrazu tím významně trpí.

ZÁVĚR

V tomto článku byl představen možný způsob hodnocení kvality obrazu angiografických systémů při simulaci bři-

cha těžce obézních pacientů. Dle tohoto hodnocení vychází jako systém nejvhodnější pro výkony u těžce obézních pacientů systém B. Avšak jako vhodný se jeví i systém C, u kterého by bylo vhodné zvýšit předvolenou dávku na detektor, aby došlo ke zlepšení kvality obrazu z hlediska šumu.

Tato studie se zabývala pouze porovnáním kvality obrazu pro těžce obézní pacienty, neříká však nic o kvalitě obrazu angiografických systémů u menších a středních pacientů, proto nelze tyto výsledky vztahovat na systémy obecně.

LITERATURA

1. **American Association of Physicist in Medicine.** Functionality and operation of fluoroscopic automatic brightness control/automatic dose rate control logic in modern cardiovascular and interventional angiography systems. Report of AAPM Task Group 125. American Association of Physicists in Medicine 2012.
2. **Súkupová L.** Možnosti snížení dávek rentgenového záření pacientům a lékařům v intervenční kardiologii. Interv Akut Kardiol 2015; 14(4): 158–163.
3. **Lin PJP.** The operation logic of automatic dose control of fluoroscopy systém in conjunction with spectral shaping filters. Med Phys 2007; 34(8): 3169–3172.
4. **Súkupová L.** Expoziční parametry pro skiografický a skiaskopický mód angiografického systému. Ces Radiol 2013; 67(3): 232–237.
5. **Dance DR, Christofides S, Maidment ADA, McLean ID, Ng KH.** Diagnostic radiology physics: A handbook for teachers and students. International Atomic Energy Agency. Vídeň 2014.
6. Toshiba's newest advanced image processing technology brings clinical advantages to interventional imaging. Dostupné z: goo.gl/l4Tx8M
7. Philips AlluraClarity: Enhancing image quality and reducing dose. Dostupné z: <http://www.mdbuyline.com/philips-alluraclarity-enhancing-image-quality-reducing-dose/>
8. CARE+CLEAR. Improving image quality and optimizing dose in every Artis systém. Dostupné z: <https://www.healthcare.siemens.cz/angio/innovations-technologies/care-clear>
9. **International Atomic Energy Agency.** Image quality in cardiac angiography. Training material on radiation protection. L 8.1.
10. **Tapiovaara M.** Objective measurement of image quality in fluoroscopic X-ray equipment: FluoroQuality. STUK-A196, 2003.
11. **Aichinger H, Dierker J, Joite-Barfuss S, Säbel M.** Radiation exposure and image quality in X-ray diagnostic radiology: Physical principles and clinical applications. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag 2012.
12. **Anderson JA, Wang J, Clarke GD.** Choice of phantom material and test protocols to determine radiation exposure rates for fluoroscopy. RadioGraphics 2000; 20: 1033–1042.
13. X-ray mass attenuation coefficients. NIST Physical Measurement Laboratory. Dostupné z: <http://www.nist.gov/pml/data/xraycoef/index.cfm>
14. **Kachelriess M.** Understanding image quality and radiation dose in MDCT and CBCT. European Congress of Radiology, Vídeň 4.–8. 3. 2015.
15. **Lanca L, Silva A.** Digital imaging systems for plain radiography. New York, Heidelberg, Dordrecht, London: Springer 2013.
16. **Davidson RA.** Current post-processing methods in digital radiography. Chapter 5. PhD thesis Radiographic contrast-enhancement masks in digital radiography. The University of Sydney 2006.