

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA JADERNÁ A FYZIKÁLNĚ INŽENÝRSKÁ

KATEDRA DOZIMETRIE A APLIKACE IONIZUJÍCÍHO ZÁŘENÍ



## BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

### Optimalizace zobrazovacího procesu na angiografickém systému

Autor: Dagmar Bártíková

Vedoucí práce: Ing. Jana Tamášová

Praha, 2020



*Katedra:* KDAIZ

*Akademický rok:* 2018/2019

## ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

*Student:* Dagmar Bártíková

*Studijní program:* Aplikace přírodních věd

*Obor:* Radiologická technika

*Název práce:* Optimalizace zobrazovacího procesu na angiografickém systému  
(česky)

*Název práce:* Optimization of the imaging process on the angiographic system  
(anglicky)

*Pokyny pro vypracování:*

1. Teoretický základ se zaměřením na skiaskopické zobrazování.
2. Popis použitého vybavení – fantom kontrast-detail.
3. Praktické provedení kontroly obrazových vlastností na několika angiografických systémech.
4. Zhodnocení pořízené obrazové informace.
5. Porovnání výsledků.
6. Návrh nových parametrů zobrazení pro nejhorší systém(-y).
7. Zhodnocení účinnosti nově navržených expozičních parametrů a podmínek zobrazení.

*Doporučená literatura:*

- [1] BUSHBERG, Jerrold T. *The essential physics of medical imaging*. 3rd ed. Philadelphia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins, c2012. ISBN 9780781780575.
- [2] DANCE, David R., Stelios CHRISTOFIDES, Andrew D.A. MAIDMENT, et al. *Diagnostic Radiology Physics: a Handbook for Teachers and Students*. International Energy Agency, 2014. ISBN 9789201310101.
- [4] SÚKUPOVÁ, Lucie. *Radiační ochrana při rentgenových výkonech - to nejdůležitější pro praxi*. Praha: Grada Publishing, 2018. ISBN 9788027107094.

*Jméno a pracoviště vedoucího bakalářské práce:*

Ing. Jana Tamášová  
Nemocnice Na Homolce  
Roentgenova 2  
150 00 Praha 5

*Jméno a pracoviště konzultanta bakalářské práce:*

---

*Datum zadání bakalářské práce:* 25. 10. 2018

*Termín odevzdání bakalářské práce:* 8. 7. 2019

*Doba platnosti zadání je dva roky od data zadání.*

  
.....  
garant oboru

  
.....  
vedoucí katedry

  
.....  
děkan

*V Praze dne 25.10.2018*



## **Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem svou bakalářskou práci vypracovala samostatně a použila jsem pouze podklady uvedené v příloženém seznamu.

V Praze dne 3. 8. 2020

---

Dagmar Bártíková

## **Poděkování**

Děkuji Ing. Janě Tamášové za vedení mé bakalářské práce, za cenné rady a připomínky, které tuto práci obohatily.

*Název práce:* **Optimalizace zobrazovacího procesu na angiografickém systému**

*Autor:* Dagmar Bártíková

*Obor:* Radiologická technika

*Druh práce:* Bakalářská práce

*Vedoucí práce:* Ing. Jana Tamášová  
Nemocnice Na Homolce

*Abstrakt:* Tato práce se zabývá optimalizací zobrazovacího procesu na angiografickém systému. Cílem bylo zhodnotit kvalitu obrazu na třech angiografických systémech. Pro nejhorší z nich byly navrženy nové parametry vedoucí ke zlepšení kvality obrazu. K měření byl použit kontrast-detail fantom. Vyhodnocením rentgenových snímků vznikly kontrast-detail křivky jednotlivých systémů, ty pak byly navzájem porovnávány, v závislosti na tloušťce prozařovaného materiálu, volbě zobrazovacího módu a vyšetřovacího režimu. Pro systém poskytující nejméně kontrastní snímky byly navrženy nové parametry, které byly následně otestovány. Skutečně došlo k výrazné změně kvality obrazu, výsledkem byl daleko kontrastnější snímek. Důležité však je udržet vhodný kompromis mezi kvalitou obrazu a radiační zátěží pacienta. Další krok by proto vedl k změření radiační zátěže spjaté se změnou expozičních parametrů.

*Klíčová slova:* angiografický systém, kontrast-detail fantom, kontrast-detail křivky, kvalita obrazu, optimalizace zobrazovacího procesu

*Title:* **Optimization of the imaging process on the angiographic system**

*Author:* Dagmar Bártíková

*Abstract:* This bachelor thesis deals with optimization of the imaging process on the angiographic system. The purpose was to evaluate quality of image on three angiographic systems and to devise new parameters for the worst system. A contrast-detail phantom was used for measurements. The formed contrast-detail curves of systems were mutually compared. New parameters were devised for system which provided least contrasting images. Then this setting was tested. The quality of image has really improved, the images were more contrasting. Compromise between quality of image and patient's radiation dose must be maintained. The next step of research should be to measure of patient's radiation dose connected with the change of exposure parameters.

*Key words:* angiographic system, contrast-detail phantom, contrast-detail curves, quality of image, optimization of the imaging process

# Obsah

Úvod.....	10
1 Charakteristika a využití skiaskopického zařízení.....	11
1.1 Typy skiaskopických zařízení .....	13
1.2 Zobrazovací módy .....	14
1.3 Automatické řízení dávkového příkonu .....	16
2 Komponenty skiaskopického systému.....	17
2.1 Receptory obrazu.....	18
2.1.1 Zesilovač obrazu .....	18
2.1.2 Flat-panel detektory .....	19
2.1.3 Detekční kvantová účinnost .....	20
3 Kvalita obrazu.....	22
3.1 Kontrast .....	22
3.1.1 Rozlišení při vysokém kontrastu.....	22
3.1.2 Rozlišení při nízkém kontrastu.....	24
3.2 Šum.....	25
3.3 Artefakty.....	26
3.4 Parametry ovlivňující kvalitu obrazu .....	26
4 Rentgenový fantom kontrast-detail model 1151.....	28
4.1 Popis .....	28
4.2 Technické parametry .....	28
4.3 Simulace pacienta.....	29
5 Praktická část .....	30
5.1 Systém A .....	32
5.1.1 Zhodnocení kontrast-detail křivek systému A .....	36
5.2 Systém B.....	37
5.2.1 Zhodnocení kontrast-detail křivek systému B.....	41



5.3	Systém C.....	42
5.3.1	Zhodnocení kontrast-detail křivek systému C.....	45
5.4	Srovnání jednotlivých systémů.....	45
5.4.1	Zhodnocení kontrast-detail křivek jednotlivých systémů .....	50
5.5	Návrh nových parametrů .....	51
5.6	Zhodnocení nově navržených parametrů.....	53
	Závěr .....	54
	Bibliografie .....	57

## Úvod

Skioskopie je metoda, která slouží k zobrazení dynamických procesů reálně v čase za užití rentgenového záření. Tato technika našla uplatnění jak v rentgenové diagnostice, tak i v rentgenové terapii. Můžeme se s ní setkat na řadě lékařských oddělení, kde slouží k odhalení diagnózy, při podezření na záněty, funkční a nádorová onemocnění, nebo při lokalizaci cizích těles. V případě intervenčních výkonů slouží jako navigace lékařských úkonů prováděných v těle pacienta, jako je zavádění sond, stentů, katetrů nebo také implantátů atd. Aby toto vše probíhalo bez komplikací, je nutné zajistit dostatečnou kvalitu radiodiagnostického obrazu.

Kvalita obrazu je jedním z nejdůležitějších aspektů rentgenové diagnostiky, lze díky ní získat požadovanou klinickou informaci. Proto jsou z hlediska kvality obrazu na jednotlivá skioskopická zařízení kladeny vysoké nároky. Právě problematikou kvality zobrazení se zabývá tato práce. Kontrola kvality obrazu probíhá během zkoušek přejímacích, zkoušek dlouhodobé stability a zkoušek provozní stálosti za použití různých typů fantomů, my k tomuto účelu zvolíme kontrast-detail fantom.

Cílem této práce je návrh nových parametrů zobrazení vedoucí ke zlepšení kvality obrazu. Kontrola obrazových vlastností bude provedena na několika angiografických systémech za pomoci kontrast-detail fantomu. Vyhodnocením rentgenových snímků vzniknou kontrast-detail křivky jednotlivých systémů, které budou navzájem porovnány, a to v závislosti na použitém zobrazovacím módu, vyšetřovacím režimu a tloušťce prozařovaného materiálu. Z výsledků pak bude určen systém poskytující nejméně kontrastní obraz. Pro toto zařízení budou následně navrženy nové parametry zobrazení, které by měly vést ke zlepšení kvality obrazu.

# 1 Charakteristika a využití skiaskopického zařízení

Skiaskopie je metoda sloužící k zobrazování dynamických procesů v reálném čase za pomoci rentgenového záření. Tato zobrazovací modalita našla širokou škálu využití, jak v rentgenové diagnostice, tak v terapii, lze se s ní setkat na odděleních obecné radiologie, intervenční radiologie, či kardiologie, ale i na oddělení chirurgie a interny. Skiaskopie se využívá na gastroenterologickém pracovišti při vyšetření gastrointersticiálního traktu, respektive hltanu, jícnu, žaludku, tenkého a tlustého střeva, např. při podezření na záněty, funkční a nádorová onemocnění či při lokalizaci cizích těles. Dále se se skiaskopickým zařízením lze setkat i na urologii při vyšetření močového ústrojí, mezi typické úkony patří intravenózní vylučovací urografie, mikční cystourethrografie, nástřík nefrostomie. V případě intervenčních výkonů slouží jako navigace lékařských úkonů prováděných v těle pacienta, jako je zavádění sond, stentů a katetrů nebo implantace stimulátorů. V rámci intervenčních výkonů je prováděna angiografie, angioplastika, embolizace, biopsie a další. Mezi chirurgické zákroky, při nichž je zapotřebí skiaskopické kontroly, lze zařadit ortopedickou chirurgii, při níž dochází k nápravě zlomenin a k případnému umístění kovů. Výše zmíněný výčet využití rentgenového záření při skiaskopických výkonech je však jen zlomkem veškerých prováděných procedur [2, 3, 4, 5, 6].

Některá vyšetření jsou prováděna i za podání tzv. kontrastních látek, ty zajišťují vyšší kontrast, tedy lepší rozlišení kontrastem naplněných a nenaplněných struktur. Do těla pacienta jsou vpravovány buď injekčně, či ingescí. Rozlišujeme kontrastní látky pozitivní, ty jsou na bázi bária či jódu, a negativní, mezi které lze řadit plynné sloučeniny, jako je oxid uhličitý, kyslík nebo vzduch. Mezi typická vyšetření využívající kontrastní látky patří digitální subtrakční angiografie (DSA), tato zobrazovací metoda slouží k zobrazování cév. Při DSA jsou prováděny dva snímky dané oblasti, jeden před nástříkem kontrastní látky, tento snímek se jednoduše označuje jako maska, druhý je vytvořen po nasycení požadované oblasti kontrastem. Maska je od druhého snímku odečtena a výsledný obraz představuje cévy nasycené kontrastní látkou, ukázka takového snímku je na Obr. 1 [2, 7].



Obr. 1: Demonstrativní obraz digitální subtrakční angiografie. Vpravo rentgenový snímek s kontrastní látkou, vlevo snímek po odečtení masky (IKEM) [7]

Skioskopické systémy jsou vybaveny rentgenkou a protilehlým receptorem obrazu na tzv. C-ramenu, popřípadě U-ramenu. Pohyblivost ramene (rotace a náklon) zaručuje vytvoření v podstatě jakékoliv projekce pod libovolným úhlem a umožní tak provést zobrazení požadovaných anatomických struktur [2, 7].

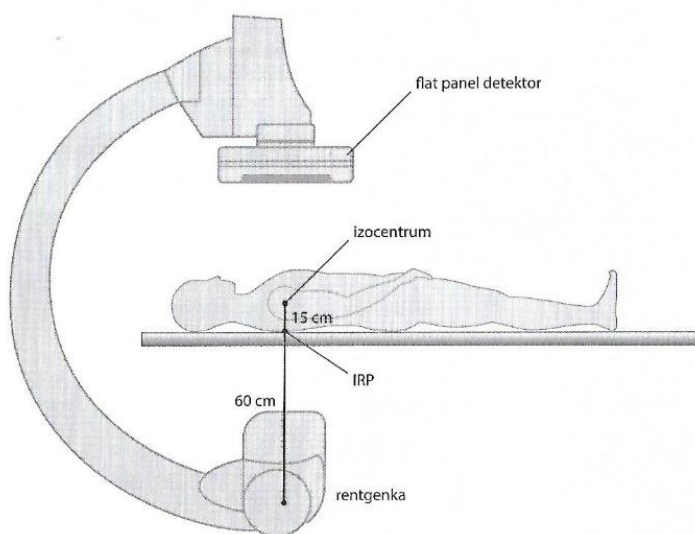
V případě stacionárních rentgenů je rentgenka napájena vysokofrekvenčním generátorem, který je z praktických důvodů, jako je velká hlučnost, nutnost chlazení i hygienických důvodů umístěn mimo vyšetřovnu v technické místnosti [7].

Kromě zdroje rentgenového záření a receptoru obrazu je součástí skioskopických systémů i ovládací konzole, která je umístěna jak v ovladovně, tak i na vyšetřovně. Na bezpečném a úspěšném průběhu vyšetření má samozřejmě vliv i monitor poskytující kvalitní obraz při sledování pohybu v oblasti zájmu v reálném čase. Používané monitory mohou být pojízdné nebo závěsné a nacházejí se ve vyšetřovně i v ovladovně [7].

Další důležitou částí těchto přístrojů je pohyblivý patientský stůl, ten je vyroben z uhlíkových vláken. Je koncipován i na velmi těžké pacienty a zároveň musí splňovat požadavky na nízké zeslabení rentgenového záření. Jako na všechna zdravotnická zařízení jsou i na tato zařízení kladeny vysoké hygienické nároky, tedy je potřeba dostatečná a snadná dezinfekce. V případě pojízdných skioskopických přístrojů je kladen požadavek i na snadnou manipulaci a prostorovou nenáročnost daného přístroje [1, 7].

Nejběžnější konfigurace skioskopického systému při vyšetření je následující. Zdroj rentgenového záření se nachází pod patientským stolem a receptor obrazu je nad pacientem. Díky této geometrii došlo ke snížení radiační zátěže především na horní část těla zdravotnického personálu přítomného při vyšetření, a to vlivem redukce neúčinného záření

vycházejícího z rentgenky. Základní poloha C-ramene je zobrazena na Obr. 2 [7, 8]. Receptor obrazu je v tomto případě flat-panel detektor, jako receptor lze využívat i zesilovač obrazu, více v kapitole Receptory obrazu.



Obr. 2: Základní poloha C-ramene. Rentgenka pod pacientem, receptor obrazu nad pacientem (v tomto případě se jedná o flat-panel detektor), IRP je intervenční referenční bod (místo vstupu záření do pacienta) [7]

## 1.1 Typy skiaskopických zařízení

Na radiodiagnostických pracovištích se lze setkat se skiaskopickými zařízeními stacionárními či s mobilními C-rameny. Pojízdny systémy jsou pořizovány na oddělení, kde například není možné pořídit klasický stacionární zobrazovací systém, a to buď z finančních důvodů, nebo nedostatečného prostoru. Jednotlivá skiaskopická zařízení se pak mohou lišit v závislosti na tom, k jakému účelu jsou užívány. Disponují odlišnými velikostmi receptorů obrazu či generátory o různých výkonech [1, 8].

Při vyšetřování trávicí trubice za požití baryové kontrastní látky se používá tzv. sklopná stěna, rentgenka se v tomto případě nachází nad patientským stolem. Funkce tohoto systému jsou ovládány na dálku z vyšetřovny, výhodou tedy je významné snížení radiační zátěže na přítomný personál. Vyšetřovací stůl lze natáčet, což umožňuje provést projekce z požadovaných úhlů, a navíc dojde k distribuci kontrastní látky v rámci trávicího ústrojí. Sklopné stěny disponují generátorem o výkonu desítky kW (respektive 65-80 kW), rozměry receptoru obrazu jsou maximálně  $43 \times 43 \text{ cm}^2$  [8, 9].

Cévní a intervenční procedury jsou obvykle prováděny na C-ramenech. Systémy jsou vybaveny výkonnějším generátorem o výkonech až 100 kW s vyšší tepelnou kapacitou. Typické rozměry používaných receptorů obrazu při těchto vyšetřeních jsou 28 až 40 cm [7, 8].

C-ramena jsou využívána i při kardiologických vyšetření, receptory obrazu pak ale mají menší rozměry, než tomu bylo v případě cévní a intervenční radiologie, a to kvůli menším rozměrům vyšetřovaného objemu. Běžná velikost detektoru je 23 cm. Některé systémy však mohou provádět i doplňková vyšetření, jako je zobrazení odtoku, a proto disponují receptory obrazu o velikostech až  $30 \times 40 \text{ cm}^2$  [8].

V souvislosti s kardiologickými systémy můžeme mluvit i o tzv. biplanárních systémech, ty mají k dispozici dvě samostatná C-ramena a díky tomu lze získat obraz ve dvou na sebe kolmých projekcích při jednom nástřiku kontrastní látky. Tyto přístroje jsou hojně využívány v dětské kardiologii [1, 7, 10].

Skioskopické systémy našly využití i v neuroradiologii a svým provedením, technickými požadavky, velikostí receptoru obrazu jsou tato zařízení podobná těm, jež se využívají při kardiologických vyšetření, které byly zmíněny výše. Během neuroradiologických výkonů, např. při zobrazení vinutých cév, je v hojně míře využíváno i tzv. cone-beam CT, které umožňuje vytvoření tomografického obrazu, který běžně vytváří CT zařízení. C-rameno se otočí o  $220^\circ$  okolo pacienta, to umožňuje získat řadu dvojrozměrných projekcí z různých úhlů. Takto získaný obraz má však oproti klasickému CT horší kontrast a horší časové rozlišení [1, 7, 8].

## 1.2 Zobrazovací módy

K dispozici jsou zobrazovací módy lišící se velikostí dávkového příkonu, ty pak označujeme jako klasický a nízkodávkový, nebo také jako nízký, střední a vysoký, to již závisí na výrobcu. Díky nízkodávkovému módu je dávka minimálně o 50 % nižší. Běžně je doporučeno využívat pro zobrazování režim nízkodávkový. Pokud ale kvalita obrazu v tomto případě není dostatečná a nelze z obrazu vyčíst potřebnou diagnostickou informaci, je možné použít režim klasický za předpokladu zvýšení dávky pacientovi, ale obraz bude kvalitnější než při použití režimu s nízkou dávkou [7].

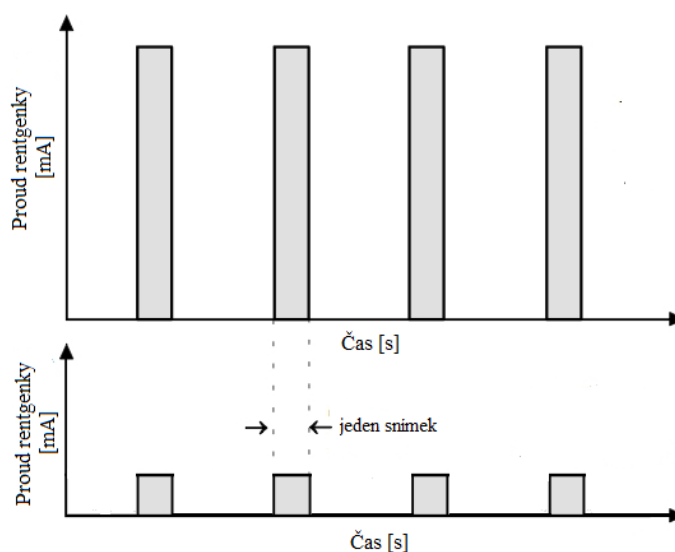
Dále můžeme provádět buď skioskopii nebo akvizici, tyto dva zobrazovací režimy se liší v kvalitě obrazu, kterou poskytují a v účelu, ke kterému jsou určeny. V případě skioskopického módu je frekvence udávána v pulzech za sekundu (p/s) zatímco u akvizičního módu v tzv. framech za sekundu (fr/s) [7].

Skioskopie je technika sloužící ke kontinuálnímu sledování pohybu vyšetřovaného oblasti v těle pacienta po delší dobu (desítky sekund až minut) a je volena v případě, kdy není vyžadován tak kontrastní a detailní obraz. V současné době je prováděna pomocí tzv. pulzního režimu, který nahrazuje režim kontinuální, a to především za účelem snížení

doručené dávky do těla vyšetřovaného. Pulzní skiaskopie se vyznačuje proudy o velikosti desítky mA. Při pulzní skiaskopii jsou produkovány pulzy o délce v rozmezí od 3 do 10 ms a s četností až 30 p/s. Čím více pulzů je produkováno, tím více se sníží rozmazanost obrazu vlivem pohybu pacienta a dojde ke zlepšení časové rozlišovací schopnosti. Frekvence volí operátor na základě svých potřeb, především v závislosti na rychlosti pohybu orgánu. Většina výrobců má maximální frekvenci 30 p/s, běžně se však používají hodnoty do 15 p/s, dojde tak k výraznému snížení radiační zátěže pacienta. Např. při intervenční kardiologii je využívána frekvence 10-15 p/s, v intervenční radiologii 4-8 p/s. V některých případech se pulzní režim značně podobá režimu kontinuálnímu, a to v případě kdy má pulzní režim 30 p/s, této frekvence se využívá u rychle pohybujících se orgánů, např. v dětské kardiologii [1, 7].

Druhým zobrazovacím módem je akvizice, označována také jako kino mód či skiagrafický mód. Při akvizici je snímán dynamický pohyb dané anatomické oblasti po kratší dobu (jednotky až desítky sekund). Jsou zde využívány vyšší hodnoty proudu, než tomu bylo u módu skiaskopického. Využívá se zde opět pulzního režimu. Frekvence v tomto případě opět závisí na oblasti využití, v intervenční kardiologii je to 15 fr/s, v intervenční radiologii 2-4 fr/s. Obraz vytvořený při tomto režimu je kvalitnější, má lepší kontrast i prostorové rozlišení, ovšem radiační zátěž pacienta je 10-100krát vyšší než u předchozího zmíněného režimu [7].

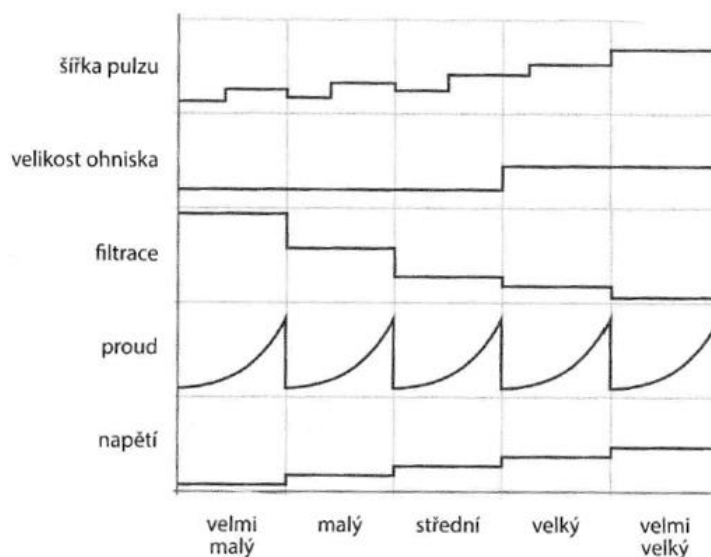
Rozdíl v průběhu proudu rentgenky u akvizičního a skiaskopického režimu je zobrazen na Obr. 3.



Obr. 3: Schéma průběhu proudu rentgenky pro akviziční a skiaskopický režim (seshora) [11]

### 1.3 Automatické řízení dávkového příkonu

Skioskopická zařízení disponují speciální expoziční automatikou – automatickým řízením dávkového příkonu ADRC<sup>1</sup>. Manuální nastavení expozičních parametrů v tomto případě není možné, parametry jsou přednastaveny tak, aby dávka dopadající na receptor obrazu odpovídala předvolené hodnotě potřebné pro získání obrazu dostatečné kvality. ADRC tedy ovlivňuje velikost dávky či dávkového příkonu na detektoru v závislosti na prozařovaném objemu prostřednictvím změny proudu, šířky pulzu, napětí, přídavné filtrace a velikosti ohniska. Princip expoziční automatiky může být odlišný pro přístroje různých výrobců, ukázka pro přístroje značky Siemens je znázorněna na Obr. 4 [7].



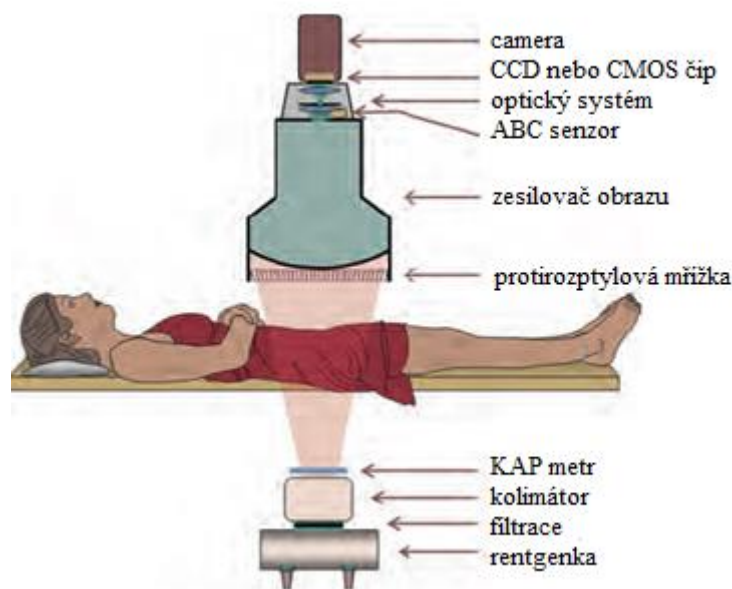
Obr. 4: Ukázka principu automatického řízení dávkového příkonu pro předozadní projekci v závislosti na tloušťce pacienta pro přístroj značky Siemens [7]

<sup>1</sup> Automatic Dose Rate Control



## 2 Komponenty skiaskopického systému

Skiaskopický systém se skládá z několika nezbytných částí, které dohromady umožňují vytvoření a sledování rentgenového obrazu zobrazované anatomické struktury v reálném čase. Schéma běžného skiaskopického řetězce je znázorněno na Obr. 5, receptorem je zde zesilovač obrazu [1].



Obr. 5: Schéma skiaskopického zobrazovacího řetězce [1]

Základním prvkem každého skiaskopického zobrazovacího systému je rentgenka a receptor obrazu, ten bude podrobněji popsán níže. Dalšími částmi jsou filtrace a clony. V případě zesilovače obrazu mají clony formu kruhové diafragmy, ta vytváří kruhové rentgenové pole, zatímco u flat-panel detektorů vytvářejí clony pole pravoúhlá. Mimo jiné některé systémy disponují nastavitelnými zeslabovacími klíny, které umožňují další zeslabení na požadovaných místech. Použití klínu způsobuje vyrovnání dopadu fotonů rentgenového záření na receptor obrazu a snižuje radiační zátěž. Dle normy ČSN EN 60601-2-43 také musí být k dispozici zařízení určené k měření radiační zátěže pacienta, tomuto zařízení se říká KAP<sup>2</sup>-metr. Jedná se o transparentní ionizační komoru, která je umístěna na výstupu z rentgenky a udává součin dopadající kermy ve vzduchu, tedy kermy bez zpětného rozptylu, a příslušné plochy rentgenového svazku, jednotkou je pak Gy·cm<sup>2</sup>. Hodnota součinu kermy a plochy je invariantní se vzdáleností od ohniska rentgenky [1, 7].

<sup>2</sup> Kerma-Area Product

Skioskopická zařízení mimoto disponují i několika nezbytnými funkcemi, které vedou ke snížení dávky, jak na pacienta, tak i na vyšetřující. Mezi jednu z nich patří tzv. last image hold, ta umožňuje i po dobu neprobíhajícího záření uložení posledního snímku či sady snímků do paměti systému a následné zobrazení na displeji tak dlouho, jak je to nutné, aniž by došlo k dalšímu záření a zvyšování radiační zátěže [1, 7].

Další funkcí je virtuální kolimace, během které lékař může měnit velikost a umístění rentgenového pole pomocí manipulace se clonami. Na displeji se zobrazuje aktuální kolimované rentgenové pole bez nutnosti záření [7].

Norma ČSN EN 60601-2-43 dále říká, že skioskopická zařízení musí být opatřené zvukovou signalizací oznamující pět minut nepřetržitě trvající skioskopie. Po každém provedeném výkonu musí být známa hodnota celkové dávky, kterou během výkonu pacient obdržel, zároveň při každém záření během zákroku je zobrazena hodnota aktuálního dávkového příkonu [7].

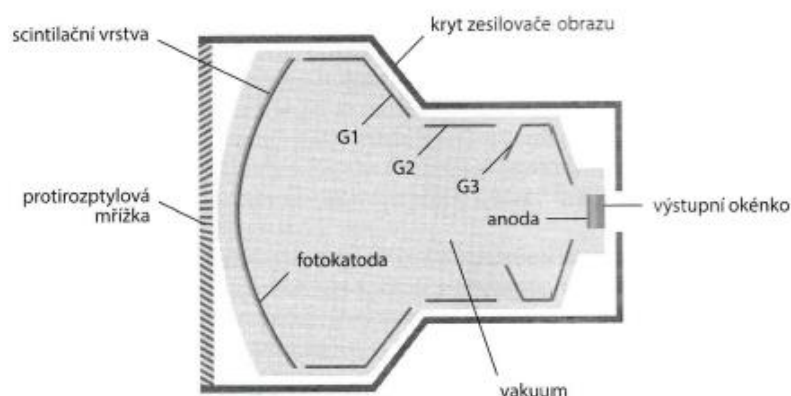
## **2.1 Receptory obrazu**

Základem vzniku rentgenového obrazu je detekce rentgenového záření, jež interagovalo v těle vyšetřovaného, pomocí receptoru obrazu. Skioskopický přístroj disponuje buď zesilovačem obrazu, nebo flat-panel detektorem [7].

Zesilovač obrazu patří mezi analogové receptory obrazu, ty jsou v dnešní době již zastaralé a jsou nahrazovány digitálními flat-panel detektory. Vzhledem ke skutečnosti, že všechny systémy, u kterých byla prováděna kontrola kvality obrazu, disponovaly pouze flat-panel detektory, tak bude pozornost věnována převážně flat-panel detektorům a zesilovače obrazu nebudou probrány tak detailně.

### **2.1.1 Zesilovač obrazu**

Zesilovač obrazu je tvořen čtyřmi významnými částmi, vakuovou baňkou v krytu, vstupní obrazovkou, fokusačními elektrodami a výstupní obrazovkou. Před vstupní obrazovkou může být umístěna i protirozptylová mřížka. Schéma zesilovače obrazu je na Obr. 6 [7].



Obr. 6: Nákres konstrukce zesilovače obrazu [7]

Princip vzniku obrazu v případě zesilovače obrazu je následující. Fotony rentgenového záření dopadají na vstupní obrazovku, tam interagují ve fluorescenční vrstvě za vzniku fotonů viditelného světla. Tyto fotony pokračují na fotokatodu, kde fotoefektem dojde k emisi elektronů. Ty jsou urychlovány a usměřovány fokuzními elektrodami směrem k výstupní obrazovce. Ta se skládá z fluorescenční vrstvy, kde dochází k přeměně elektronů na fotony viditelného světla. Tyto fotony jsou pak zaznamenány pomocí videokamery či CCD detektorů. Vzniklý obraz je následně zobrazen na obrazovce [12].

### 2.1.2 Flat-panel detektory

Flat-panel detektory se skládají z velkého počtu detekčních elementů (pixelů) uspořádaných do matice. Velikost pixelů se pohybuje v rozmezí 50-100  $\mu\text{m}$  a právě rozměr detekčních elementů určuje prostorové rozlišení systému. Tyto detekční elementy se skládají z citlivé plochy a elektroniky a slouží k zachycení elektronů vytvořených expozicí světlem, případně přímo rentgenovým zářením [1].

Flat-panel detektory se řadí mezi detekční systémy využívající tzv. přímou digitalizaci (Digital Radiology - DR), ta se následně dělí na detektory s přímou či nepřímou konverzí signálu detekovaných fotonů rentgenového záření na elektrický signál [7].

Detektory s přímou konverzí umožňují převod energie detekovaných fotonů rentgenového záření přímo na elektrický náboj. Jako vodivostní vrstva je v tomto případě volen amorfni selen (a-Se), ten má dobré absorpční schopnosti a dokáže zachovat dobré prostorové rozlišení. V polovodičové vrstvě amorfního selenu dojde po ozáření rentgenovým zářením ke vzniku párů elektron díra. Následně jsou elektrony přitahovány kladnou elektrodou, kde dojde k přeměně energie elektronů na elektrický náboj, ten je

uchován na thin-film tranzistorové matici (TFT) do okamžiku načtení signálu, který je dále zesílen a digitalizován [7].

V případě detektorů s nepřímou konverzí dochází k dopadu fotonů rentgenového záření na detekční fólii, ze které je emitován světelný signál, ten je převeden na fotodiodu, která zajišťuje jeho přeměnu na elektrický náboj. Detektory s nepřímou konverzí mohou mít konverzní vrstvu z nestrukturálního, nebo strukturálního scintilátoru. U prvního zmíněného je horší prostorového rozlišení způsobené velkým rozptylem fotonů viditelného světla. Strukturální scintilátor je tvořen krystalky jehlovitého tvaru, to omezuje rozptyl fotonů a díky tomu je lepší prostorové rozlišení. Jako vodivostní materiál flat-panel detektorů s nepřímou konverzí je používán jodid cesný či oxysulfid gadolinia. Jodid cesný má ve srovnání s oxysulfidem gadolinia lepší prostorové rozlišení a vyšší detekční účinnost, ale je podstatně dražší [7].

Při používání flat-panelů s přímou konverzí se snižuje radiační zátěž pacienta oproti používání flat-panel detektorů s nepřímou konverzí. K tomuto dochází díky přítomnosti amorfního selenu, tento materiál udržuje dobré prostorové rozlišení a ke zhoršení prostorového rozlišení nedochází ani při zvětšení tloušťky selenové vrstvy vedoucí k lepší detekční účinnosti, díky vyšší detekční účinnosti bude snížena dávka na pacienta [7].

### 2.1.3 Detekční kvantová účinnost

Detekční kvantová účinnost (detection quantum efficiency – DQE) popisuje funkci jak analogových, tak i digitálních receptorů obrazu, v tomto případě zesilovače obrazu a flat-panel detektoru. DQE udává množství fotonů, které je skutečně detekováno receptorem obrazu a přispívají k tvorbě obrazu. Veličina je definována dle vzorce

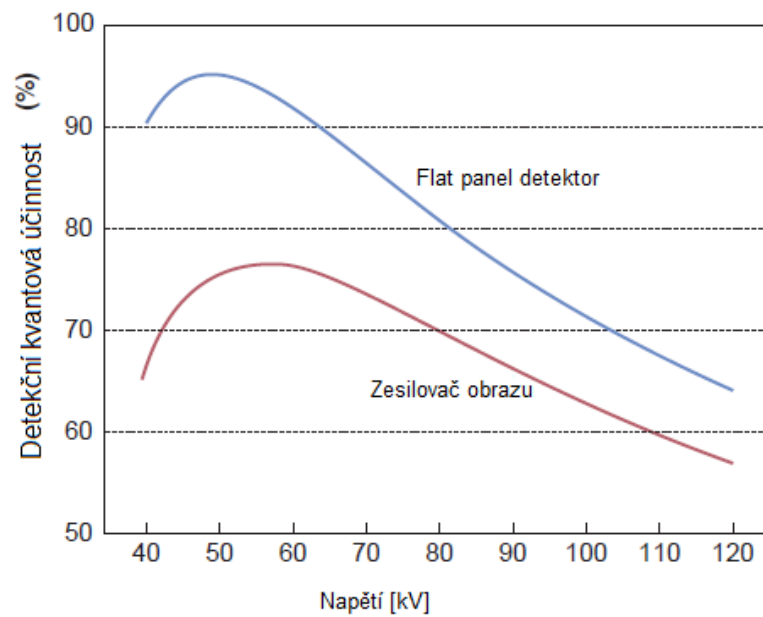
$$DQE = \left( \frac{SNR_{out}}{SNR_{in}} \right)^2, \quad (1)$$

kde  $SNR_{out}$  je  $SNR^3$  na výstupu a  $SNR_{in}$  je SNR na vstupu. Detekční kvantová účinnost pak nabývá hodnot 0 až 1. V případě, že všechny fotony byly využity pro tvorbu obrazu je hodnota DQE rovna 1. Velikost této veličiny je závislá na velikosti dávky, prostorové frekvenci, modulační přenosové funkci či typu detektoru. Proto díky detekční kvantové účinnosti můžeme porovnávat mezi sebou jednotlivé detektory, nikoliv však celý zobrazovací systém. V případě zesilovače obrazu je hodnota nižší kvůli skutečnosti, že dojde k zeslabení části fotonů vlivem jejich průchodu skrze vstupní okénko a podpurnou vrstvu o celkové tloušťce 1,5 mm hliníku. Flat-panel detektor má detekční kvantovou

---

<sup>3</sup> Signal-to-noise ratio/poměr signálu a šumu

účinnost vyšší, fotony procházejí pouze plastovou vrstvou, která je zeslabuje méně. Závislost detekční kvantové účinnosti na napětí pro oba detekční systémy je znázorněna na následujícím obrázku [1, 2, 7].



Obr. 7: Závislost detekční kvantové účinnosti na napětí pro flat panel detektor a zesilovač obrazu u pacienta o tloušťce 20 cm [1]

## 3 Kvalita obrazu

Právě na kvalitu obrazu je v rentgenové diagnostice brán velký zřetel. V této kapitole jsou rozebrány parametry pomocí, kterých je kvalita obrazu popisována a parametry, které kvalitu obrazu ovlivňují.

Mezi parametry, které charakterizují kvalitu obrazu patří kontrast, vysoký a nízký, šum a artefakty [7].

### 3.1 Kontrast

Nejdůležitějším parametrem obrazu je kontrast, ten lze vyjádřit jako rozdíl v signálu dvou sousedících oblastí ve výsledném obrazu, díky němu je možné na snímku rozlišit jednotlivé zobrazované struktury. Rozlišujeme kontrast vysoký a nízký [1, 7].

#### 3.1.1 Rozlišení při vysokém kontrastu

Rozlišení při vysokém kontrastu nebo také prostorové rozlišení vyjadřuje schopnost zobrazovacího systému zobrazit dva objekty ve výsledném obrazu odděleně. V případě digitálních receptorů obrazu je nejlepší rozlišení při vysokém kontrastu dáno velikostí nejmenšího detekčního elementu, objekty menší, než je velikost elementu, systém nedokáže zaznamenat [1, 7].

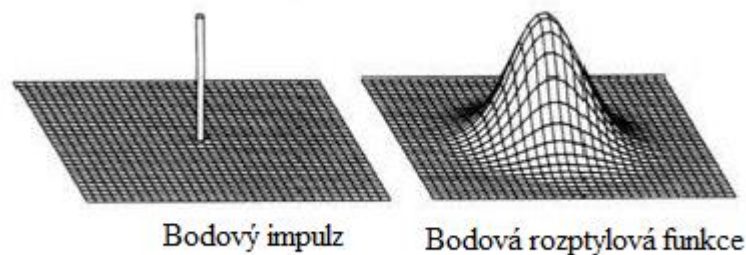
Prostorové rozlišení lze určit buď v prostoru obrazovém nebo frekvenčním. Rozlišení při vysokém kontrastu v případě obrazového prostoru lze určit pomocí odezvy na bodový impuls, jedná se o tzv. bodovou rozptylovou funkci PSF<sup>4</sup> a prostorové rozlišení se určí jako FWHM<sup>5</sup>, tedy jako šířka profilu měřená v polovině maxima výšky píku [1, 7].

Bodový impuls se realizuje pomocí dírkové kamery. Do zeslabujícího materiálu je vyvrtán otvor o průměru 10  $\mu\text{m}$ . Samotné měření PSF je velmi náročné, deska s otvorem musí být přesně pod ohniskem rentgenky ve vzdálenosti jeden metr, kolmo na centrální osu svazku a rovnoběžně s receptorem obrazu. Při expozici dírky se používají vysoké dávky, aby se eliminoval vliv šumu a bylo detekováno dostatečné množství záření. Ukázka bodové rozptylové funkce je na Obr. 8 [1, 7].

---

<sup>4</sup> Point Spread Function

<sup>5</sup> Full Width at Half Maximum



Obr. 8: Schéma bodového impulzu a vzniklé bodové rozptylové funkce [1]

Ve frekvenčním prostoru je prostorové rozlišení vyjádřeno objekty, které jsou v závislosti na své velikosti zobrazeny na jednotku délky, tedy např. páry čar. Pár čar je dvojice proužků, jeden je ze silně zeslabujícího materiálu, např. z olova, druhý ze slabě zeslabujícího materiálu, např. z hliníku. Šířka tohoto páru pak určuje prostorovou frekvenci  $F$ , ta se udává v počtu párů čar na mm (lp/mm). Závislost mezi velikostí objektu  $\Delta$  a prostorovou frekvencí  $F$  je dána vztahem

$$F = \frac{1}{2 \cdot \Delta} \quad (2)$$

Ze vztahu (2) je zřejmé, že objekty o malých rozměrech jsou popisovány pomocí vysoké prostorové frekvence, zatímco velké objekty mají prostorovou frekvenci nízkou [1, 7].

Prostorová frekvence se v klinické praxi určuje pomocí čárových či hvězdicových fantomů, ze kterých se přímo odečítá počet párů čar na mm. Vyhodnocení je však velmi závislé na pozorovateli a výsledek pak může být nepřesný, proto se pro hodnocení prostorového rozlišení používá tzv. modulační přenosová funkce MTF<sup>6</sup> [1, 7]. Tento způsob hodnocení prostorové frekvence je nejrozšířenějším způsobem určení prostorového rozlišení, my jsme však zvolily hodnocení za pomoci kontrast-detail fantomu.

Modulační přenosová funkce určuje, jak dokáže používaný zobrazovací systém zobrazit objekty se zmenšující se velikostí, přímo určuje, s jakým kontrastem je zobrazen objekt o dané velikosti, resp. dané prostorové frekvenci. MTF je závislost modulačního přenosového faktoru, ten je dán jako poměr kontrastu obrazu a kontrastu objektu, na prostorové frekvenci. Hodnota MTF se pohybuje v rozmezí 0-100 %, v ideálním případě je MTF 100 % pro všechny přenosové frekvence, reálně se ale se zmenšující velikostí objektu velikost MTF snižuje [1, 7].

<sup>6</sup> Modulation Transfer Function

MTF nejlépe charakterizuje rozlišení při vysokém kontrastu zobrazovacího systému. Je-li zobrazovací systém složen z více komponent, tak je hodnota MTF rovna součinu MTF jednotlivých částí, čím více částí systém obsahuje, tím horší modulační přenosová funkce bude. Díky znalosti modulační přenosové funkce jednotlivých zobrazovacích systémů můžeme tyto systémy mezi sebou srovnávat [1].

### 3.1.2 Rozlišení při nízkém kontrastu

Rozlišení při nízkém kontrastu lze označit také jako rozlišení kontrastu, jedná se o schopnost zobrazovacího systému odlišit od sebe dva objekty s podobným zeslabením [7, 13].

Kontrast, jak již bylo zmíněno výše, je rozdíl v intenzitě signálu různých oblastí vzhledem k pozadí. To, zda bude objekt s nízkým kontrastem zaznamenán, závisí na jeho velikosti a šumu v obraze. Především šum je nežádoucí a způsobuje výraznou ztrátu rozlišení nízkého kontrastu. Zavádějí se proto veličiny popisující kvalitu obrazu z hlediska šumu, jimiž jsou poměr kontrastu a šumu a poměr signálu a šumu [1, 7].

Poměr kontrastu a šumu  $CNR^7$  je dán poměrem rozdílu průměrného signálu v oblasti zájmu  $\bar{x}_s$  a průměrného signálu pozadí v oblasti zájmu  $\bar{x}_{bg}$  ku směrodatné odchylce homogenního pozadí  $\sigma_{bg}$ , tedy

$$CNR = \frac{\bar{x}_s - \bar{x}_{bg}}{\sigma_{bg}}. \quad (3)$$

Tato veličina se používá pro popis amplitudy signálu vzhledem k šumu v okolí. Předpokládá se, že signál v oblasti zájmu je homogenní, proto se  $CNR$  často používá při popisu zobrazovacích systémů, které vytvářejí homogenní obraz, např. při expozici fantomu [7].

Poměr signálu a šumu  $SNR$  je definován jako poměr integrálu signálu přes celou oblast zájmu a šumu v obraze, tedy

$$SNR = \frac{\sum_i (x_i - \bar{x}_{bg})}{\sigma_{bg}}, \quad (4)$$

kde  $x_i - \bar{x}_{bg}$  je rozdíl signálu v oblasti zájmu v každém pixelu  $x_i$  a průměrného signálu  $\bar{x}_{bg}$ ,  $\sigma_{bg}$  je směrodatná odchylka homogenního pozadí.  $SNR$  na rozdíl od  $CNR$  nevyžaduje, aby byl v oblasti zájmu homogenní signál, místo toho požaduje homogenní signál pozadí. Díky

---

<sup>7</sup> Contrast-to-Noise Ratio



poměru signálu a šumu lze určit, jak bude při pozorování obrazu vidět daný objekt. Viditelnost objektu popisuje tzv. Roseovo kritérium, podle kterého je objekt viditelný v případě, je-li  $SNR \geq 5$ . V některých případech je SNR velmi malé, kontrast objektu je nízký a objekt nelze v obrazu rozeznat od pozadí. Proto je žádoucí buď zvýšit kontrast objektu, nebo snížit šum. Zvýšení kontrastu lze docílit snížením napětí. Šum lze minimalizovat zvýšením elektrického množství [1, 7].

Samotné veličiny CNR a SNR nedávají žádnou informaci o dávce, proto se častěji používají veličiny normalizované k dávce CNRD a SNRD

$$CNRD = \frac{\textit{kontrast}}{\textit{šum} \cdot \sqrt{\textit{dávka}}} = \frac{CNR}{\sqrt{\textit{dávka}}} \quad (5)$$

$$SNRD = \frac{\textit{signál}}{\textit{šum} \cdot \sqrt{\textit{dávka}}} = \frac{SNR}{\sqrt{\textit{dávka}}} \quad (6)$$

Tyto vztahy se využívají při porovnání jednotlivých zobrazovacích systémů. Vždy je důležité dodržovat kompromis mezi kvalitním obrazem a dávkou na pacienta. Platí, že se zvyšující se hodnotou energie rentgenového záření klesá kontrast obrazu, proto je vhodné volit energii co nejnižší. Nízká energie je však spjata s velkou radiační zátěží pacienta. Nastavitelné expoziční parametry by proto měly být optimalizovány tak, aby obraz měl dobrý kontrast, šum v toleranci a zároveň, aby dávka na pacienta byla co nejmenší možná [7].

## 3.2 Šum

Šum negativně ovlivňuje kvalitu obrazu a to tak, že vnáší do obrazu náhodnou složku, která nemá nic společného se zobrazovaným objektem. Náhodně snižuje či zvyšuje detekovatelný signál. Šum má několik podob, patří mezi ně šum elektronický, anatomický, strukturální a kvantový [1, 7].

Elektronický šum vzniká v okamžiku, kdy jsou k elektronům vzniklým při detekci přidány i elektrony, které s detekovatelným signálem nesouvisí, tyto elektrony vznikly například zahřátím elektroniky. Při nízké hodnotě zaznamenaného signálu může elektronický šum i převažovat nad samotným signálem [7].

Jednotlivé anatomické struktury v lidském těle se navzájem překrývají. Anatomický šum je pak způsobený přítomností anatomických objektů, které nejsou důležité pro určení diagnózy. Jako příklad lze jmenovat přítomnost žeber při snímkování srdce a plic, přítomnost střevního plynu a páteře při angiografii břicha a řada dalších. Anatomický šum

lze eliminovat například prováděním tzv. digitální subtrakční angiografie při intervenčních výkonech [1, 13].

Strukturální šum vzniká vlivem různé citlivosti jednotlivých detekčních elementů, na snímku pak vznikají nežádoucí artefakty. Odlišná citlivost je korigována pomocí tzv. flat field algoritmu [13].

Kvantový šum je vyvolán fluktuacemi počtu detekovaných fotonů receptorem obrazu. Každý detekční element detekuje různé množství fotonů. Kvantový šum je dán odmocninou z počtu detekovatelných fotonů  $N$  v detekčním elementu, jeho hodnota pak vlastně určuje poměr signálu a šumu SNR. Čím více fotonů je detekováno, tím vyšší bude hodnota tohoto šumu [1, 7].

### **3.3 Artefakty**

Artefakty jsou efekty, které lze najít v obraze, neodpovídající skutečnosti. Mohou vzniknout kdekoliv v zobrazovacím řetězci. Existuje široká škála artefaktů, lze je rozdělit podle místa svého vzniku. Rozlišujeme akviziční artefakty, artefakty způsobené zpětným rozptylem, protirozptylovou mřížkou, podexponováním a přexponováním, artefakty vznikající při detekci, při zpracování signálu a při špatném zobrazení na diagnostické stanici. I samotný pacient může být zdrojem artefaktů, ty bývají způsobeny pohybem pacienta nebo přítomností nežádoucích objektů, jako je např. implantát, zubní výplň nebo šperk [2, 7].

### **3.4 Parametry ovlivňující kvalitu obrazu**

Parametry popisující kvalitu obrazu jsou ovlivňovány nastavenými expoziční parametry, jako je napětí rentgenky, anodový proud, expoziční čas a použitá filtrace, zobrazovaným objektem, velikostí ohniska, použitou geometrií při snímkování a používaným detektorem obrazu (zesilovač obrazu či flat-panel detektor, viz kapitola Receptory obrazu) [7].

Napětí rentgenky je napětí mezi anodou a katodou, kterým jsou urychlovány elektrony produkované katodovým vláknem. Zároveň jeho hodnota určuje maximální energii fotonů v rentgenovém svazku. Volené napětí má vliv na střední energii spektra, která dále ovlivňuje lineární součinitele zeslabení, tedy absorpci fotonů rentgenového záření v jednotlivých materiálech. Platí, že s rostoucí hodnotou napětí začne převládat Comptonův rozptyl v materiálu nad fotoelektrickým jevem a toto následně vede ke zhoršení kontrastu, naopak při nižší hodnotách napětí převládá fotoefekt a kontrast obrazu je lepší. S narůstajícím napětím se zvyšuje i množství produkovaných fotonů rentgenového záření, receptor obrazu

detekuje více signálu, poměr signálu k šumu SNR se tak sníží. Platí tedy, že s narůstajícím napětím klesá množství šumu, ale klesá kontrast obrazu [7, 14].

Anodový proud neboli proud rentgenky je proud protékající mezi katodou a anodou. Určuje intenzitu rentgenového záření, které je emitováno rentgenkou. Anodový proud je úzce spjatý s expozičním časem, ten udává informaci o tom, jak dlouho trvá expozice. Součin těchto expozičních parametrů je označován jako elektrické množství, jeho jednotkou je mAs. Množství fotonů rentgenového záření pak úměrně roste s rostoucí hodnotou proudu a expozičního času. Velikost šumu je pak nepřímo úměrná druhé odmocnině počtu fotonů. Obecně však platí, že je buď třeba produkovat malé množství fotonů po delší dobu, nebo velké množství fotonů po dobu kratší. Běžně se užívá druhá zmíněná kombinace proudu rentgenky a expozičního času, ta vede k většímu množství produkovaných fotonů, snižuje se tak šum v obrazu a zlepšuje se prostorové rozlišení. Volbou krátkého expozičního času se snižuje riziko rozmazání snímku případným pohybem vyšetřovaného objektu [2, 7].

Filtrace, základní i přídavná, má za úkol odstranit nízkoenergetické fotony z rentgenového spektra, tyto fotony nikterak nepřispívají ke kvalitě obrazu, jsou pohlceny již ve vrchních částech zobrazovaného obrazu, způsobují tedy akorát tak nežádoucí radiační zátěž vyšetřovaného. Při použití filtrace dochází k tvrdnutí svazku rentgenového záření, a tedy k nárůstu efektivní energie spektra [7, 15].

Kvalitu obrazu ovlivňuje i tloušťka prozařovaného objektu. Při expozici objektu o větší tloušťce vzniká větší množství rozptýleného záření, které je pak detekováno receptorem obrazu. Se zvětšující se tloušťkou prozařovaného objektu tedy dochází ke zhoršování kontrastu [7, 14].

Vlivem nenulové velikosti ohniska rentgenky dochází ke vzniku tzv. geometrické neostrosti, ta má za následek zhoršení prostorového rozlišení. Geometrická neostrost je popisována pomocí tzv. polostínu. Aby byl polostín, respektive geometrická neostrost, co nejmenší a nedocházelo ke zhoršování prostorového rozlišení, tak je žádoucí volit co nejmenší velikost ohniska, co největší vzdálenost mezi ohniskem rentgenky a prozařovaným objektem v kombinaci s co nejmenší vzdáleností mezi prozařovaným objektem a receptorem obrazu [1, 7].

## 4 Rentgenový fantom kontrast-detail model 1151

Během provedených měření na skiaskopických systémech byl využíván rentgenový fantom kontrast-detail model 1151, Gammex RMI Ltd., Nottigham, UK. Tento fantom má široké spektrum užití. Lze ho využít ke kontrole kvality obrazu daného systému, ke sledování stálosti kvality zobrazení daného přístroje v čase, optimalizaci nastavení monitorů, k porovnávání jednotlivých zařízení navzájem mezi sebou aj. [16, 17].

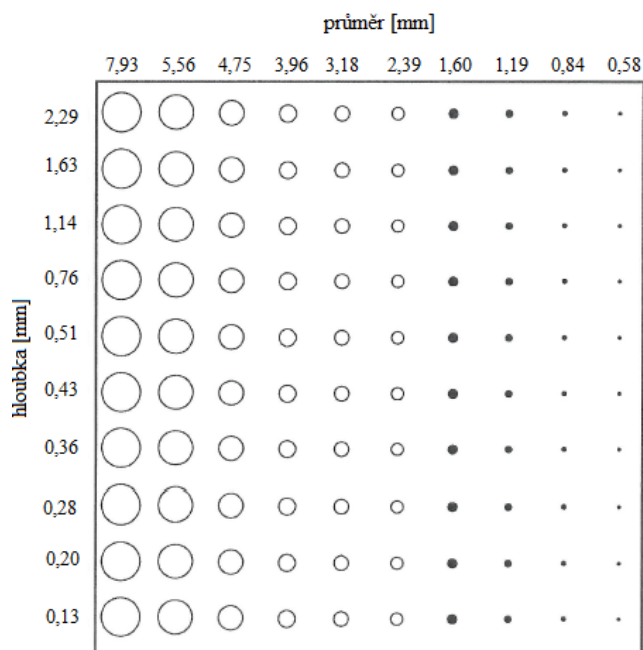
### 4.1 Popis

Schopnost zobrazovacího systému zobrazit objekty malých rozměrů s malým rozdílem kontrastu vzhledem k pozadí patří mezi jednu z technik užívaných při ověření celkové kvality zobrazení skiaskopického přístroje. Díky tomuto fantomu lze pak stanovit prahovou hodnotu konkrétního systému, ta by v ideálním případě měla být dána pouze expozičními parametry užitými při vyšetření a charakterem zobrazovaného objektu. Reálně je však ovlivněna i aspekty jako je detekční účinnost detektoru, šum, geometrická neostrost, zobrazovací schopností samotného monitoru a nelze opomenout ani vizuální subjektivitu pozorovatele [16].

Rentgenový fantom je tvořen hliníkovou deskou s maticí  $10 \times 10$  přesně vrtaných kruhových prohlubní, ty se od sebe liší svým průměrem a hloubkou. V daném sloupci mají prohlubně stejný průměr a v daném řádku stejnou hloubku. Vyhodnocením rentgenového snímku kontrast-detail fantomu vznikne kontrast-detail křivka. Tato křivka charakterizuje rozlišovací schopnost zobrazovacího systému a vzniká spojením nejmělkých prohlubní, které lze ještě detekovat v každém sloupci pro každý průměr prohlubně [16, 17].

### 4.2 Technické parametry

materiál	hliník 6061
rozměry fantomu	$17,8 \times 17,8 \times 1,3$ cm
hmotnost	2,2 kg
hloubka prohlubní	0,13 až 2,29 mm
průměr prohlubní	0,58 až 7,93 mm



Obr. 9: Schéma rentgenového fantomu kontrast-detail model 1151 [13]

### 4.3 Simulace pacienta

Aby bylo měření co nejvíce reálné a podobalo se běžné praxi, je nutné nasimulovat klinické podmínky, respektive je potřeba nasimulovat tělo vyšetřovaného. K tomuto účelu je možno použít fantomy, které se svými vlastnostmi podobají lidskému tělu, tedy zeslabení a rozptyl rentgenového záření je v tomto materiálu srovnatelný se zeslabením a rozptylem v lidském těle. Jako tkáni ekvivalentní materiál se může užívat voda či polymethylmethakrylát (PMMA). Tloušťka průměrného člověka v transverzální rovině v oblasti břicha je cca 20 cm. Této hodnotě pak odpovídá 1-1,5 mm mědi, 2,5 cm hliníku či 20 cm vody/PMMA. Pak tedy tloušťce 2,5 cm hliníku odpovídá 20 cm vody/PMMA. Z této skutečnosti vyplývá, že kontrast-detail fantom, který má tloušťku 1,3 cm hliníku, je ekvivalentní cca 10 cm vody/PMMA.

## 5 Praktická část

Cílem praktické části byla kontrola kvality zobrazení na jednotlivých skiaskopických systémech, k tomuto účelu byl užíván kontrast-detail fantom. Kvalita zobrazení se testovala v závislosti na měnící se tloušťce prozařovaného materiálu, a to jak pro skiaskopický zobrazovací mód, tak i pro akviziční. Testování skiaskopického systému bylo prováděno pro dva vyšetřovací režimy, ty byly voleny tak, aby byly dostupné na všech zvolených přístrojích, případně jim podobné režimy, a navíc aby byly na daném přístroji běžně užívány.

Abychom docílili tlouštěk materiálu odpovídající běžnému pacientovi, bylo potřeba tyto tloušťky nasimulovat přidáním vhodného materiálu ke kontrast-detail fantomu vyrobeného z hliníku o tloušťce 1,3 cm, což odpovídá, jak již bylo zmíněno výše, cca 10 cm vody/PMMA. K tomuto účelu posloužily buď PMMA desky, každá o tloušťce 1 cm, nebo fantom plněný vodou o tloušťce 5 a 10 cm, případně kombinace obou zmíněných materiálů v závislosti na technických možnostech. První snímání probíhalo pouze za přítomnosti kontrast-detail fantomu, chtěli jsme tak zjistit schopnost konkrétního přístroje zobrazovat. Postupně byla navyšována tloušťka prozařovaného materiálu, resp. vyšetřovaného pacienta. Zjišťovali jsme tak, jak se mění kvalita obrazu se zvětšujícím se prozařovaným objemem. Nejtenčí pacient byl nasimulován pomocí materiálu o tloušťce 16 cm, ten vznikl kombinací 6 desek PMMA a kontrast-detail fantomu. Fantom byl umístěn mezi PMMA desky, konkrétní geometrie byla následující, 3 desky z PMMA, fantom, 3 desky z PMMA. Fantom byl tímto způsobem umístěn záměrně, a to z důvodu větší věrohodnosti, lépe tak simuloval anatomické struktury, které jsou během běžných výkonů zobrazovány a nacházejí se právě uprostřed lidského těla. Dále následoval materiál o tloušťce 20 cm reprezentovaný 5 deskami z PMMA, kontrast-detail fantomem a fantomem plněným vodou o tloušťce 5 cm. Nejtlustší pacient měl pak průměr 25 cm. Byl simulován pomocí 5 cm PMMA, kontrast-detail fantomu a fantomu plněného vodou o tloušťce 10 cm, tato geometrie tak odpovídala tvaru těla silnějších pacientů.

Geometrie používána při jednotlivých expozicích byla následující, vzdálenost ohniska rentgenky a receptoru obrazu 100 cm, vzdálenost ohniska rentgenky a vstupní roviny materiálu simulujícího pacienta 75 cm. Vše bylo prováděno ve svislé geometrii s rentgenkou umístěnou pod patientským stolem.

Celkově bylo provedeno pro jeden zvolený režim 8 expozic, konkrétně tedy pro 4 různé tloušťky pacienta a pro 2 zobrazovací módy, skiaskopický a akviziční. Pro všechny snímky

jsem si taktéž zaznamenala potřebné expoziční parametry, při kterých byla expozice provedena.

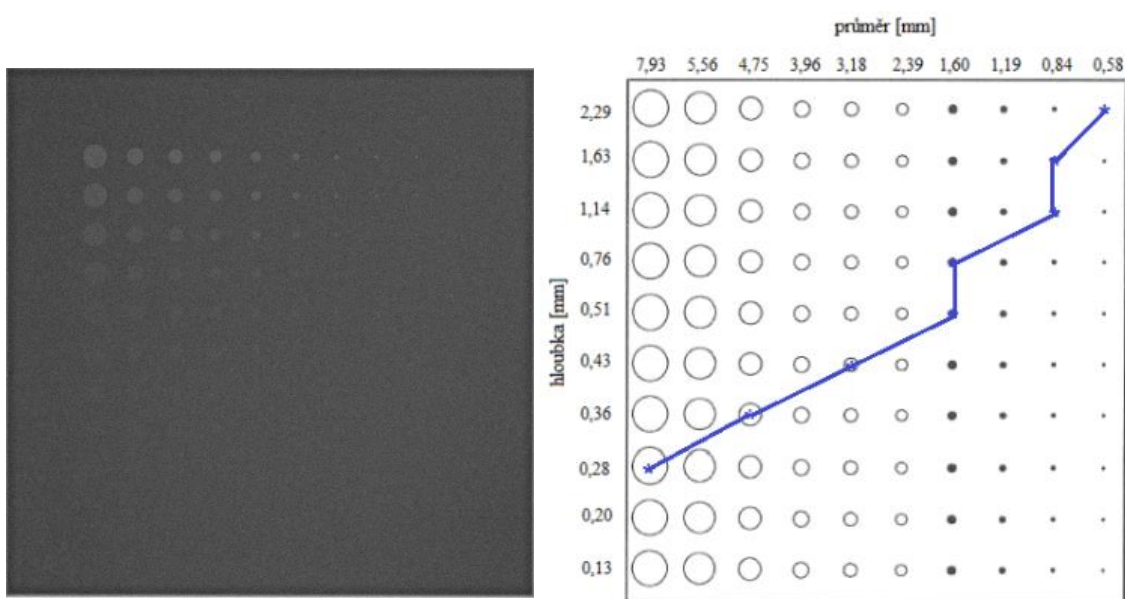
Jednotlivé výsledné snímky kontrast-detail fantomu jsem následně zpracovávala na základě doporučení výrobce kontrast-detail fantomu shrnutých v uživatelské příručce [16] k fantomu přiložené. Snímky jsem vyhodnocovala v zatemněné místnosti na diagnostickém monitoru. Jak již bylo zmíněno, tak fantom je tvořen maticí prohlubní o různém průměru a různé hloubce, já jsem pro každý řádek zobrazení hledala nejmenší možný otvor, který byl pro mě ještě rozlišitelný od pozadí. Body jsem samozřejmě zkoumala popořadě, tedy nebyli například následující otvor viditelný, ale další ano, tak ten již započítán nebyl. Kontrast-detail křivku jsem pak získala jako graf závislosti zmenšujících se objektů na kontrastu. Tímto postupem jsem pokračovala u všech snímků, získala jsem tak 8 kontrast-detail křivek pro každý režim vyšetření, které jsem pak porovnávala navzájem, a to na základě tloušťky pacienta a zobrazovacího módu. Dále jsem porovnávala mezi sebou oba zvolené vyšetřovací režimy.

Kontrola kvality obrazu za pomoci kontrast-detail fantomu byla prováděna konkrétně na dvou angiografických systémech značky Siemens a jednom zařízení značky Philips. V případě systémů firmy Siemens byl pro snímání zvolen vyšetřovací režim DSA abdomen, břišní aorta při 15 p/s a 3 fr/s a DSA neuro při 15 p/s a 3 fr/s, u přístroje firmy Philips byl zvolen režim Vascular abdomen 3D frontal 3 fr/s a Vascular head cerebral 3 fr/s.

## 5.1 Systém A

Prvním testovaným skiaskopickým zařízením byl systém A firmy Siemens. Tento přístroj disponuje flat-panel detektorem o velikosti  $34 \times 34 \text{ cm}^2$ . Snímky byly pořízeny pro dva vyšetřovací režimy. První DSA abdomen, břišní aorta 15 p/s a 3 fr/s, druhý DSA neuro 15 p/s a 3 fr/s.

Jako příklad způsobu zpracování je uvedeno zpracování snímků pouze pro samotný fantom. Na Obr.10 je originální rentgenový snímek při užití skiaskopického zobrazovacího módu, pro režim břišní aorta, na Obr. 11 je vzniklá kontrast-detail křivka, v Tab. 1 jsou uvedeny expoziční parametry daného snímku.



Obr. 10: Rentgenový snímek samotného kontrast-detail fantomu pro skiaskopický zobrazovací mód, při režimu břišní aorta, systém A

Obr. 11: Kontrast-detail křivka samotného kontrast-detail fantomu pro skiaskopický zobrazovací mód, při režimu břišní aorta, systém A

Tab. 1: Expoziční parametry samotného kontrast-detail fantomu pro skiaskopický zobrazovací mód, při režimu břišní aorta, systém A

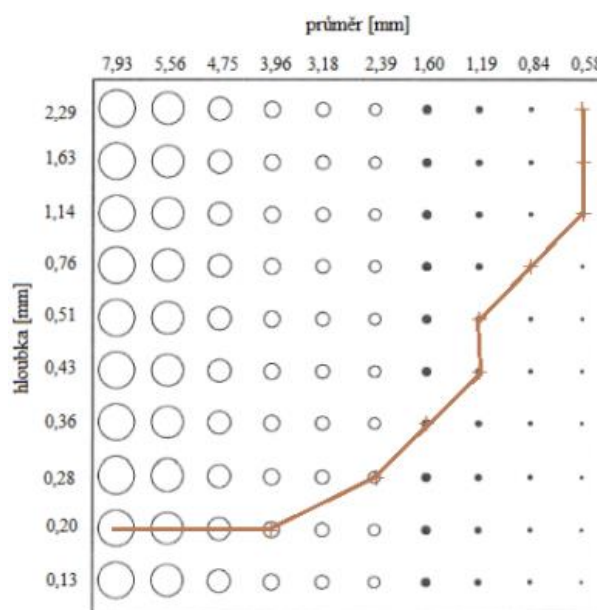
<b>napětí rentgenky [kV]</b>	58
<b>anodový proud [mA]</b>	16,3
<b>expoziční čas [ms]</b>	3,5
<b>přídavná filtrace [mm Cu]</b>	0,3



Na snímku Obr. 12 je originální rentgenový snímek při užití akvizčního zobrazovacího módu, pro režim břišní aorta, na Obr. 13 je vzniklá kontrast-detail křivka. V Tab. 2 jsou uvedeny expoziční parametry daného snímku.



Obr. 12: Rentgenový snímek samotného kontrast-detail fantomu pro akvizční zobrazovací mód, při režimu břišní aorta

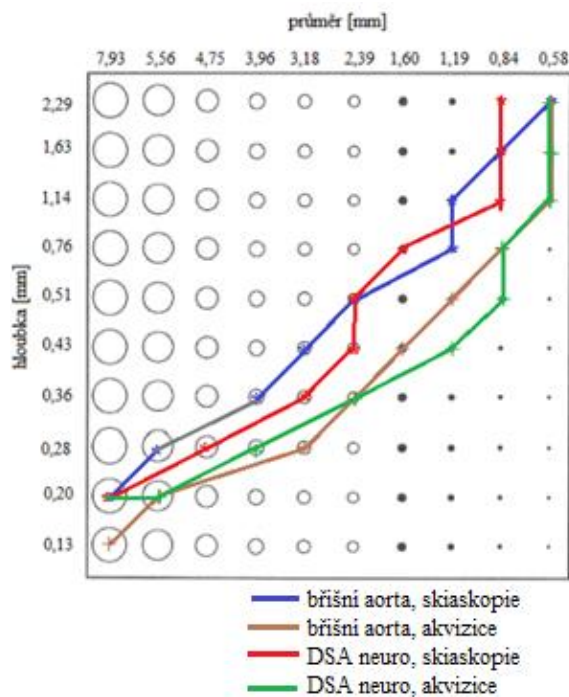


Obr. 13: Rentgenový snímek samotného kontrast-detail fantomu pro akvizční zobrazovací mód, při režimu břišní aorta

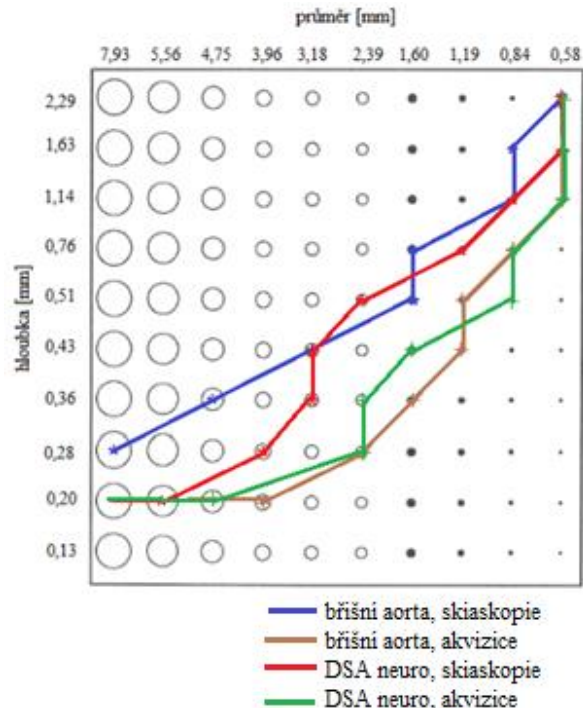
Tab. 2: Expoziční parametry samotného kontrast-detail fantomu pro akvizční zobrazovací mód, při režimu břišní aorta, systém A

<b>napětí rentgenky [kV]</b>	67,4
<b>anodový proud [mA]</b>	160
<b>expoziční čas [ms]</b>	33,7
<b>přídavná filtrace [mm Cu]</b>	0,9

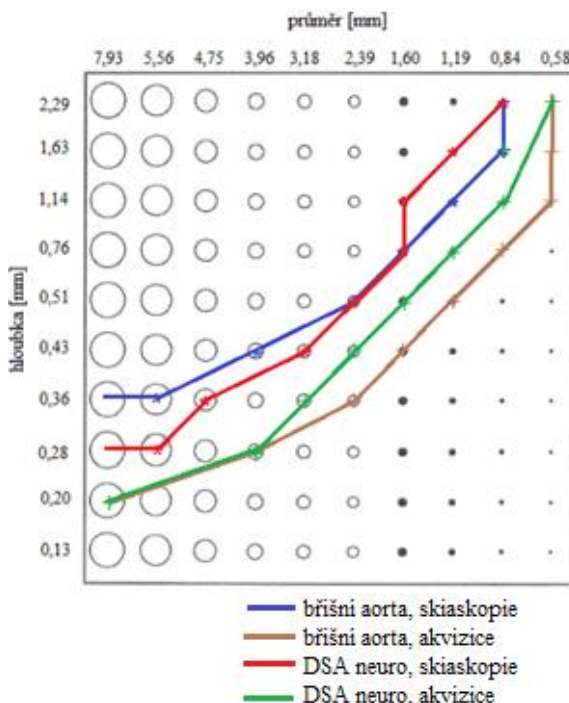
Na Obr. 14-17 jsou znázorněny kontrast-detail křivky porovnávající kvalitu zobrazení při skiaskopickém a akvizčním zobrazovacím módu pro vyšetřovací režimy břišní aorta a DSA neuro pro jednotlivé tloušťky prozařovaného materiálu.



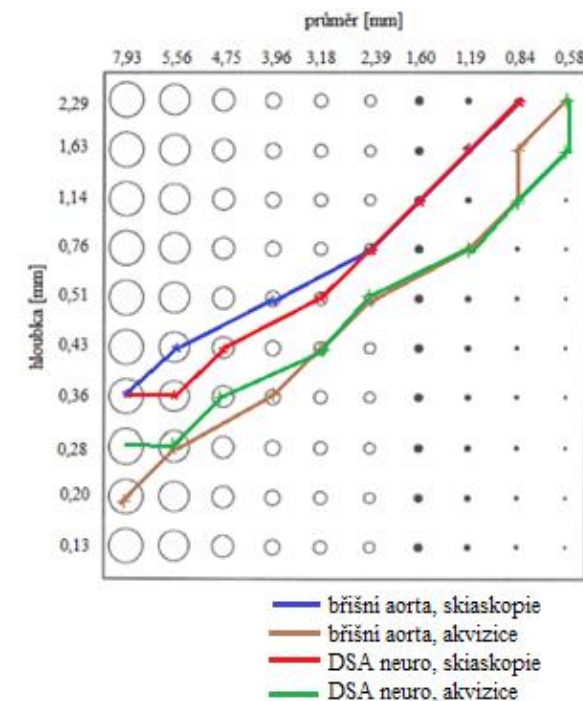
Obr. 14: Kontrast-detail křivky samotného kontrast-detail fantomu pro skioskopický i akviziční mód režimu břišní aorta i DSA neuro, systém A



Obr. 15: Kontrast-detail křivky materiálu o tloušťce 16 cm pro skioskopický i akviziční mód režimu břišní aorta i DSA neuro, systém A

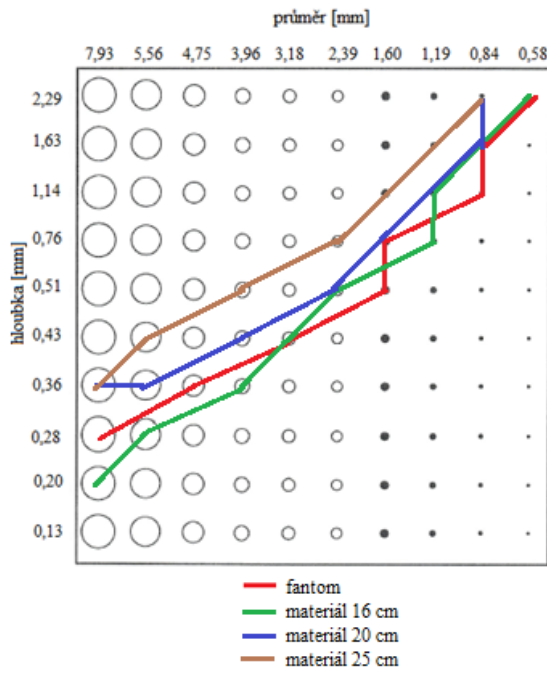


Obr. 16: Kontrast-detail křivky tloušťky materiálu 20 cm pro skioskopický i akviziční mód režimu břišní aorta i DSA neuro, systém A

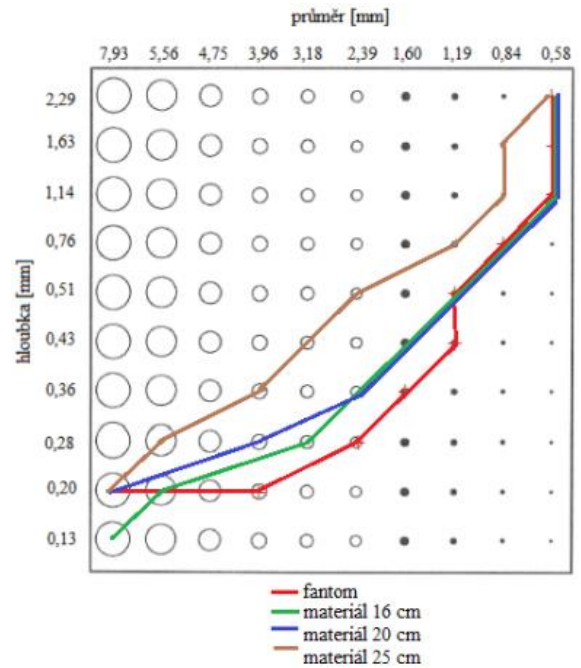


Obr. 17: Kontrast-detail křivky tloušťky materiálu 25 cm pro skioskopický i akviziční mód režimu břišní aorta i DSA neuro, systém A

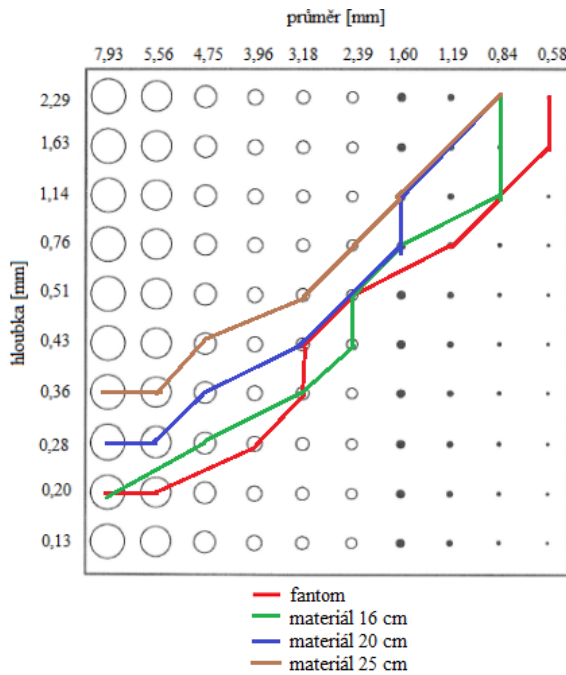
Na Obr. 18-21 jsou zobrazeny kontrast-detail křivky porovnávající kvalitu obrazu konkrétního zobrazovacího módu (skiaskopický/akviziční) a vyšetřovacího režimu (břišní aorta/DSA neuro) v závislosti na měnící se tloušťce prozařovaného materiálu.



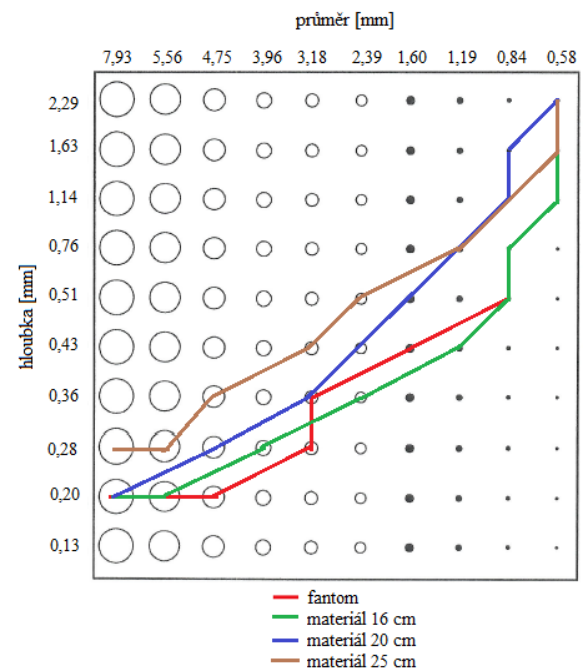
Obr. 18: Kontrast-detail křivky režimu břišní aorta, skiaskopický mód pro všechny užití tloušťky pacienta, systém A



Obr. 19: Kontrast-detail křivky režimu břišní aorta, akviziční mód pro všechny užití tloušťky pacienta, systém A



Obr. 20: Kontrast-detail křivky režimu DSA neuro, skiaskopický mód pro všechny užití tloušťky pacienta, systém A



Obr. 21: Kontrast-detail křivky režimu DSA neuro, akviziční mód pro všechny užití tloušťky pacienta, systém A

V Tab. 3, resp. Tab. 4 jsou uvedeny veškeré expoziční parametry (napětí rentgenky, anodový proud, šířka pulzu, filtrace) snímků prováděných na systému A v závislosti na tloušťce prozařovaného materiálu a zobrazovacím módu pro vyšetřovací režim břišní aorta, resp. DSA neuro.

Tab. 3: Expoziční parametry pro různé tloušťky prozařovaného materiálu v závislosti na zobrazovacím módu pro režim břišní aorta systému A

tloušťka materiálu [cm]	zobrazovací režim	napětí rentgenky [kV]	anodový proud [mA]	šířka pulzu [ms]	filtrace [mm Cu]
10	skiaskopie	58	16,3	3,5	0,3
10	akvizice	67,4	160	33,7	0,9
16	skiaskopie	68,3	16,3	3,4	0,3
16	akvizice	67,4	295,8	63,1	0,9
20	skiaskopie	76	16,3	3,5	0,3
20	akvizice	67,4	457,1	98,4	0,9
25	skiaskopie	80	24,7	4,5	0,3
25	akvizice	69,4	465,6	97,3	0,6

Tab. 4: Expoziční parametry pro různé tloušťky prozařovaného materiálu v závislosti na zobrazovacím módu pro režim DSA neuro systému A

tloušťka materiálu [cm]	zobrazovací režim	napětí rentgenky [kV]	anodový proud [mA]	šířka pulzu [ms]	filtrace [mm Cu]
10	skiaskopie	58,1	16,3	3,4	0,3
10	akvizice	78	98,6	19,5	0,9
16	skiaskopie	68,7	16,3	3,5	0,3
16	akvizice	78	177	34,7	0,9
20	skiaskopie	76,4	16,3	3,2	0,3
20	akvizice	78	248,3	48,6	0,9
25	skiaskopie	80	29,9	4,6	0,3
25	akvizice	78	417,8	81,5	0,9

### 5.1.1 Zhodnocení kontrast-detail křivek systému A

Jak již bylo řečeno rozdíl mezi skiaskopickým a akvizičním zobrazovacím módem je především v hodnotách užívaných expozičních parametrů a v jejich uplatnění v klinické praxi. Akviziční režim je užíván v případě, je-li cílem získat kontrastnější snímek. Toto lze ověřit srovnáním průběhů kontrast-detail křivek na Obr. 14-17 obou zobrazovacích módů, skiaskopického a akvizičního jak pro vyšetřovací režim břišní aorta, tak i DSA neuro.

V Tab. 3 a 4 je vidět rozdíl v expozičních parametrech mezi jednotlivými zobrazovacími módy. Akviziční mód užívá přídavnou filtraci o velikosti 0,9 mm Cu, zatímco skiaskopický režim o velikosti 0,3 mm Cu. Dále je znatelný rozdíl v hodnotě anodového proudu a expozičního času, ty při užití akvizičního módu nabývají daleko vyšších hodnot, než je tomu v případě módu skiaskopického. Skiaskopický režim užívá proudy o velikosti desítek mA, zatímco akviziční o velikosti stovek mA. Stejně tak se i expoziční čas pohybuje v jiných řádech, skiaskopie disponuje expozičním časem o jednotkách ms, akvizice o desítkách ms. V kapitole Kvalita obrazu již bylo zmíněno, že se zvětšující se hodnotou anodového proudu a expozičního času roste množství produkovaných fotonů, s nárůstem proudu a expozičního času klesá tedy šum, který ovlivňuje rozlišení při nízkém kontrastu. Z Obr. 14-17 je viditelné, že pro akviziční mód jak pro režim břišní aorta, tak i DSA neuro je rozlišení při nízkém kontrastu daleko lepší než při skiaskopickém režimu.

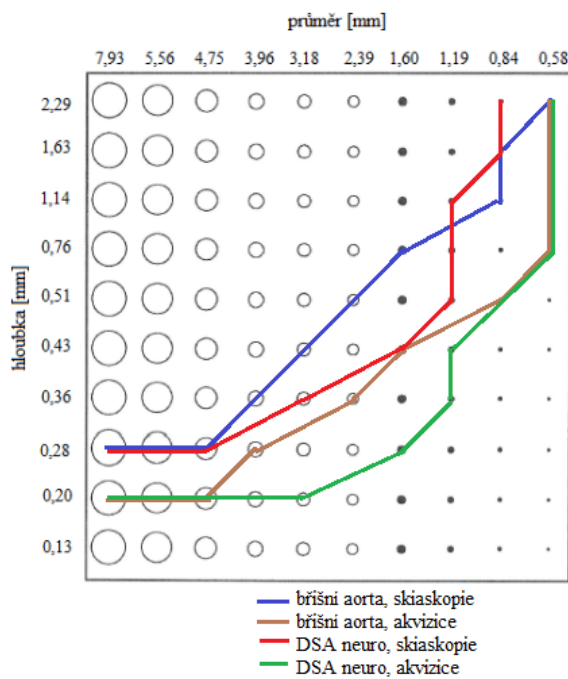
Na kontrast obrazu má vliv i tloušťka prozařovaného objektu, platí, že se zvyšující se tloušťkou materiálu kontrast klesá vlivem většího množství rozptýleného záření. Tento fakt si opět můžeme ověřit na Obr. 18-21. Na každém snímku jsou znázorněny 4 kontrast-detail křivky pro všechny použité tloušťky prozařovaného materiálu. Z průběhu jednotlivých kontrast-detail křivek je patrné, že nejlepší kontrast je v případě nejmenší prozařované tloušťky, naopak nejhorší pro největší prozařovanou tloušťku.

Rozdíl průběhů kontrast-detail křivek obou testovaných vyšetřovacích režimů, břišní aorta a DSA neuro, je možné pozorovat na Obr. 14-17. Z průběhů křivek lze zjistit, že při užití režimu DSA neuro jsou snímky kontrastnější především při užití skiaskopického módu. V případě akvizičního módu jsou však průběhy kontrast-detail křivek obou vyšetřovacích režimů srovnatelné. Porovnáním jednotlivých expozičních parametrů v Tab. 3 a Tab. 4 lze zjistit, že systém A pro režim DSA neuro v případě akvizice užívá cca o 10 kV vyšší hodnoty napětí, než je tomu u režimu břišní aorta. Ostatní expoziční parametry jsou pak pro oba režimy srovnatelné.

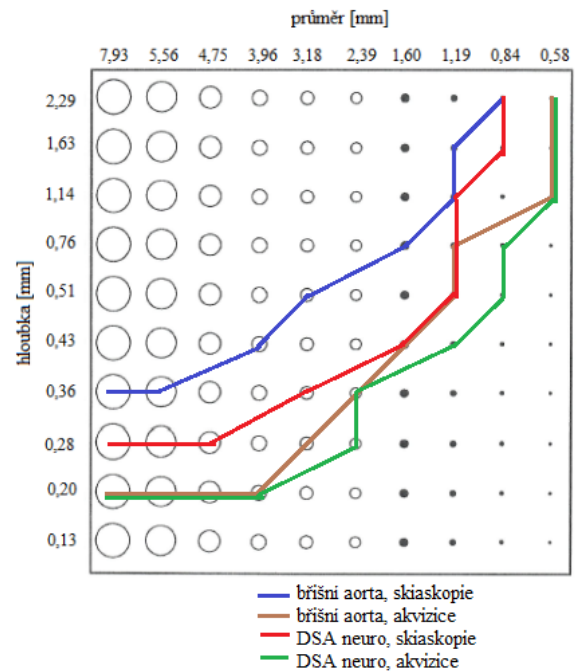
## 5.2 Systém B

Dalším testovaným angiografickým zařízením byl systém B firmy Siemens, který disponuje flat-panel detektorem o velikosti 34 × 34 cm. Snímky byly pořízeny pro dva vyšetřovací režimy, stejné jako v případě systému A, tedy DSA abdomen, břišní aorta 15 p/s a 3 fr/s, DSA neuro 15 p/s a 3 fr/s.

Na Obr. 22-25 jsou znázorněny kontrast-detail křivky porovnávající kvalitu zobrazení při skiaskopickém a akvizičním zobrazovacím módu pro vyšetřovací režimy břišní aorta a DSA neuro pro jednotlivé prozařované tloušťky materiálu.

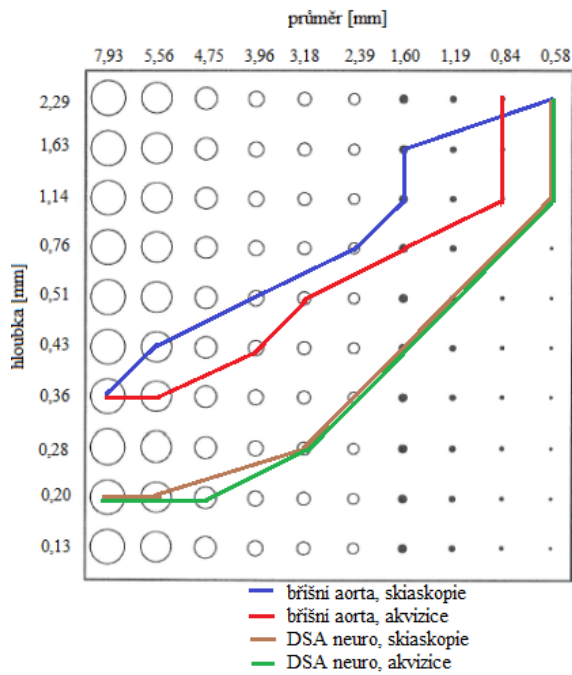


Obr. 22: Kontrast-detail křivky samotného kontrast-detail fantomu pro skiaskopický i akviziční mód režimu břišní aorta i DSA neuro, systém B

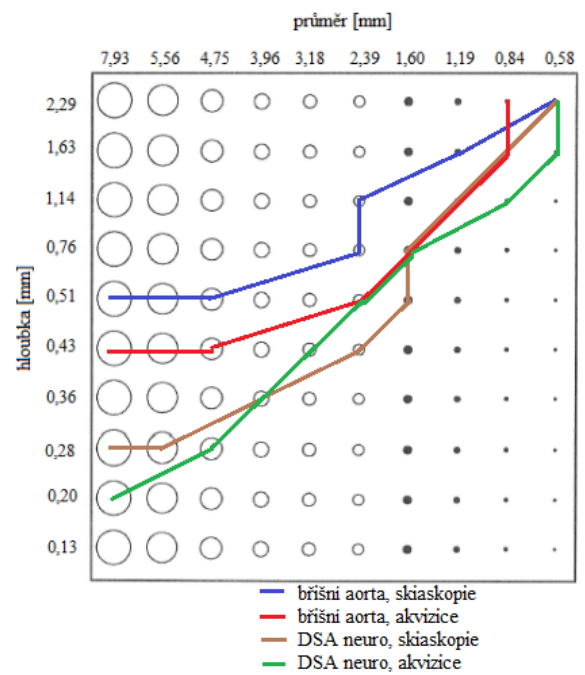


Obr. 23: Kontrast-detail křivky tloušťky materiálu 16 cm pro skiaskopický i akviziční mód režimu břišní aorta i DSA neuro, systém B



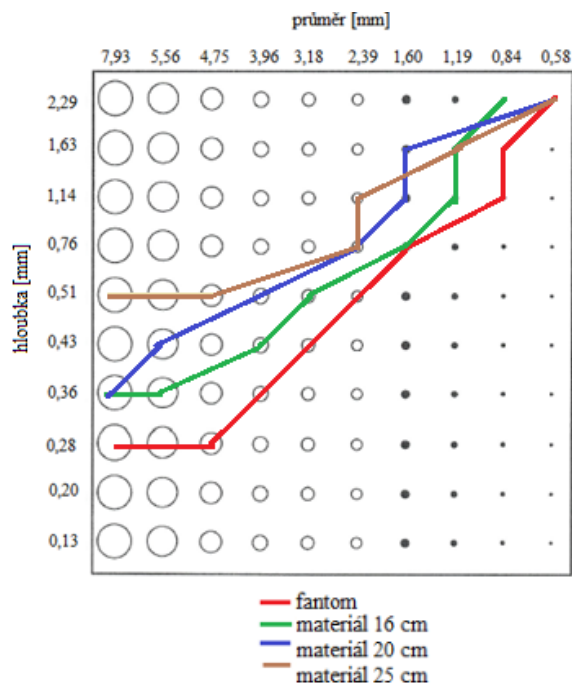


Obr. 24: Kontrast-detail křivky tloušťky materiálu 20 cm pro skioskopický i akviziční mód režimu břišní aorta i DSA neuro, systém B

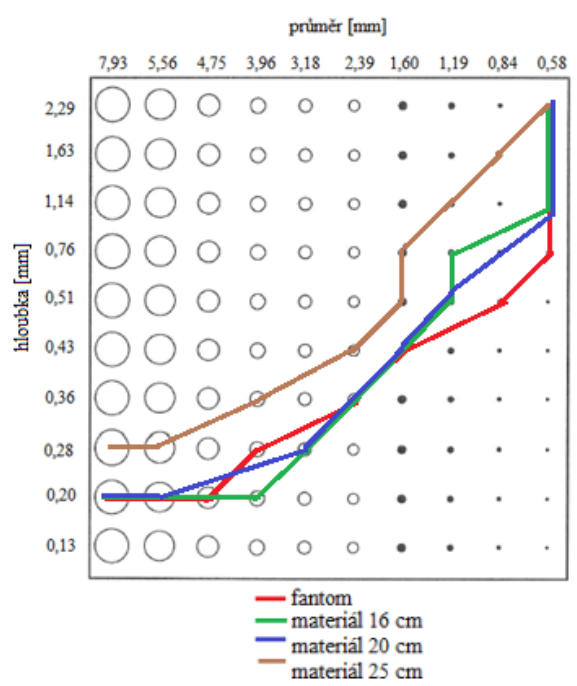


Obr. 25: Kontrast-detail křivky tloušťky materiálu 25 cm pro skioskopický i akviziční mód režimu břišní aorta i DSA neuro, systém B

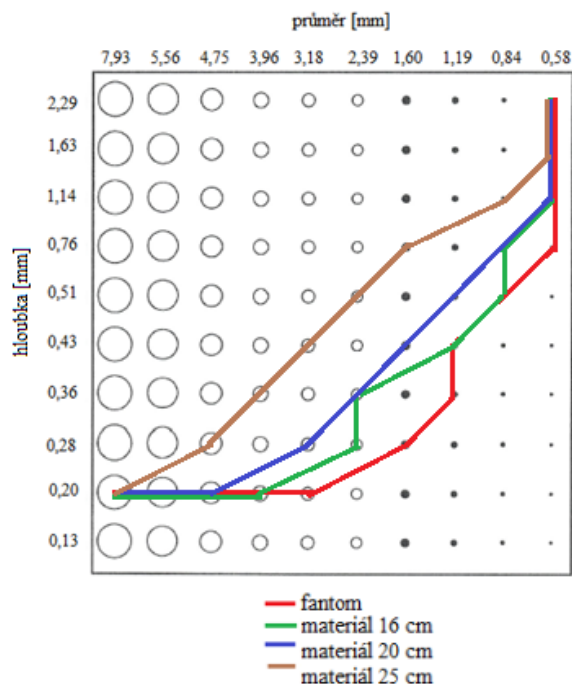
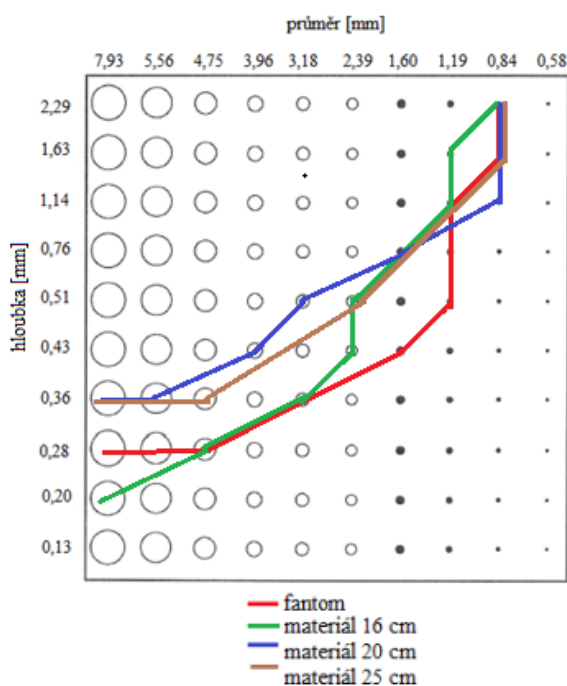
Na Obr. 26-29 jsou zobrazeny kontrast-detail křivky porovnávající kvalitu obrazu konkrétního zobrazovacího módu (skioskopický/akviziční) a vyšetřovacího režimu (břišní aorta/DSA neuro) v závislosti na měnící se tloušťce prozařovaného materiálu.



Obr. 26: Kontrast-detail křivky režimu břišní aorta, skioskopický mód pro všechny užitě tloušťky pacienta, systém B



Obr. 27: Kontrast-detail křivky režimu břišní aorta, akviziční mód pro všechny užitě tloušťky pacienta, systém B



Obr. 28: Kontrast-detail křivky režimu DSA neuro, skiaskopický mód pro všechny užitě tloušťky pacienta, systém B

Obr. 29: Kontrast-detail křivky režimu DSA neuro, akviziciční mód pro všechny užitě tloušťky pacienta, systém B

V Tab. 5, resp. Tab. 6 jsou uvedeny veškeré expoziční parametry (napětí rentgenky, anodový proud, expoziční čas, filtrace) snímků prováděných na systému A v závislosti na tloušťce prozařovaného materiálu a zobrazovacím módu pro vyšetřovací režim břišní aorta, resp. DSA neuro.

Tab. 5: Expoziční parametry pro různé tloušťky prozařovaného materiálu v závislosti na zobrazovacím módu pro režim břišní aorty systému B

tloušťka materiálu [cm]	zobrazovací režim	napětí rentgenky [kV]	anodový proud [mA]	šířka pulzu [ms]	filtrace [mm Cu]
10	skiaskopie	69,5	14	3,4	0,9
10	akvizice	63,8	296,7	4,8	0,3
16	skiaskopie	74,2	28,6	3,4	0,9
16	akvizice	63,8	315,2	16,7	0,3
20	skiaskopie	74,2	60	3,5	0,9
20	akvizice	63,8	343,2	32,9	0,3
25	skiaskopie	74,2	96,9	5,3	0,9
25	akvizice	65,4	380,2	52,8	0,2



Tab. 6: Expoziční parametry pro různé tloušťky prozařovaného materiálu v závislosti na zobrazovacím módu pro režim DSA neuro systému B

tloušťka materiálu [cm]	zobrazovací režim	napětí rentgenky [kV]	anodový proud [mA]	šířka pulzu [ms]	filtrace [mm Cu]
10	skiaskopie	70,6	13,9	3,4	0,6
10	akvizice	66,3	326,6	4,1	0,3
16	skiaskopie	76,8	24,9	3,4	0,6
16	akvizice	66,3	359,4	20,8	0,3
20	skiaskopie	76,8	33,2	3,5	0,6
20	akvizice	66,3	369	27,5	0,3
25	skiaskopie	81	33,3	3,4	0,6
25	akvizice	66,3	390	57,3	0,3

### 5.2.1 Zhodnocení kontrast-detail křivek systému B

Obdobný průběh kontrast-detail křivek jako u systému A je pozorovatelný i u systému B. Obr. 22-25 znázorňuje kontrast-detail křivky jak pro skiaskopický zobrazovací mód, tak i akviziční pro oba vyšetřovací režimy, břišní aortu i DSA neuro. Opět je vidět, že v případě akvizice křivky vykazují lepší nízký i vysoký kontrast než při skiaskopii. Expoziční parametry uvedené v Tab. 5 a 6 mají obdobný charakter jako u systému A. Anodový proud i šířka pulzu pro akvizici dosahuje výrazně vyšších hodnot než při skiaskopii. Přídavná filtrace v tomto případě má však opačnou povahu, nízké hodnoty filtrace jsou užívány při akvizici, zatímco vysoké při skiaskopii.

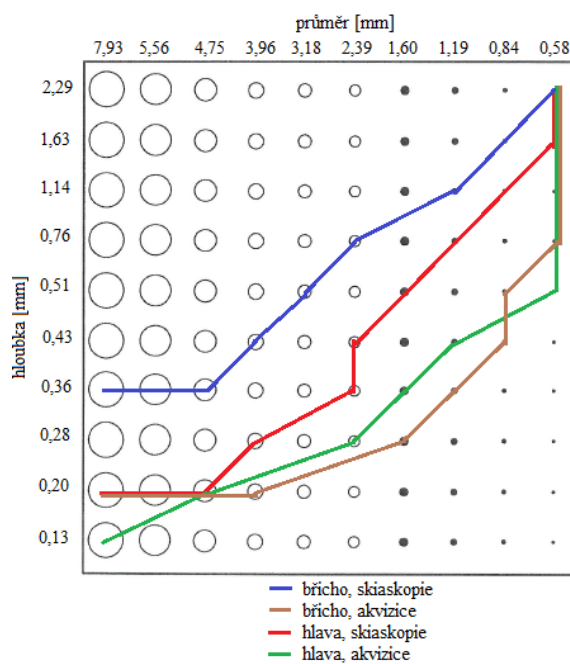
Závislosti jednotlivých kontrast-detail křivek na různé tloušťce prozařovaného materiálu pro jednotlivé vyšetřovací režimy a zobrazovací módy jsou zobrazeny na Obr. 26-29. Opět je vidět, že s rostoucí tloušťkou pacienta klesá kontrast.

Rozdíl mezi vyšetřovacími režimy je viditelný i zde. Z Obr. 22-25 je zřejmé, že v případě skiaskopického módu je kontrast snímku lepší pro DSA neuro než pro břišní aortu. V případě akvizice je lepší kontrast pro DSA neuro u tenčích pacientů, zatímco u silnějších, čemuž v našem případě odpovídá tloušťka materiálu 20 a 25 cm, vykazují oba režimy přibližně obdobný průběh kontrast-detail křivek.

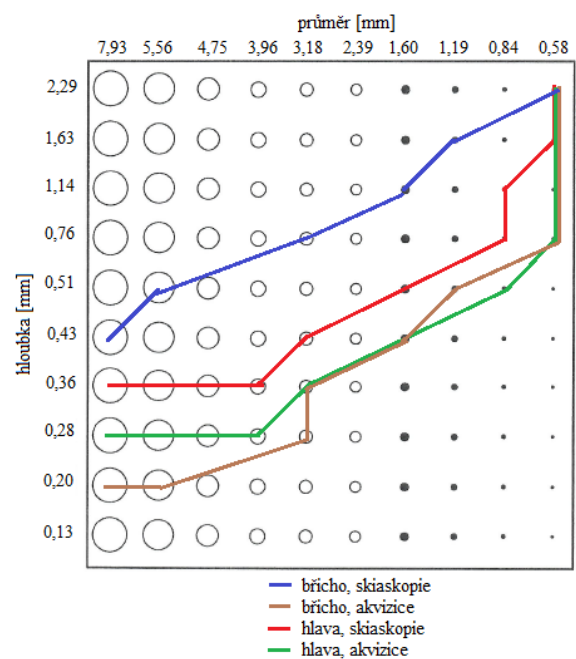
### 5.3 Systém C

Posledním testovaným zařízením byl systém C, hybridní zařízení firmy Philips. Tento přístroj disponuje flat-panel detektorem o velikosti 34 × 34 cm. Snímky byly pořízeny pro dva vyšetřovací režimy. První vascular abdomen frontal 3 fr/s jsem pro usnadnění nazvala jako břicho. Druhý vascular head cerebral 3 fr/s je pojmenován jako hlava.

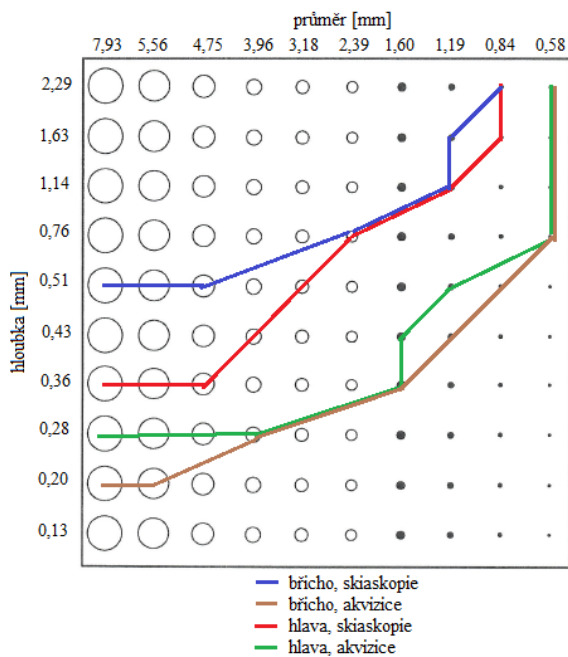
Na Obr. 30-33 jsou znázorněny kontrast-detail křivky porovnávající kvalitu zobrazení při skiaskopickém a akvizičním zobrazovacím módu pro vyšetřovací režimy břicho a hlava pro jednotlivé tloušťky materiálu.



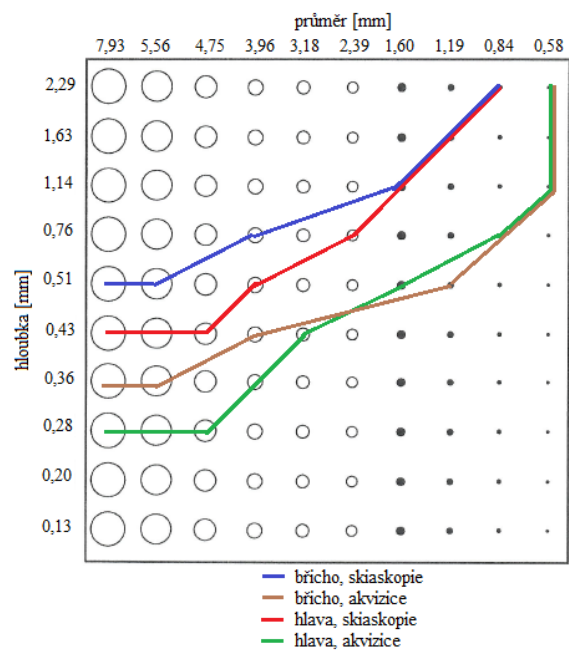
Obr. 30: Kontrast-detail křivky samotného kontrast-detail fantomu pro skiaskopický i akviziční mód režimu břicho i hlava, systém C



Obr. 31: Kontrast-detail křivky tloušťky materiálu 16 cm pro skiaskopický i akviziční mód režimu břicho i hlava, systém C

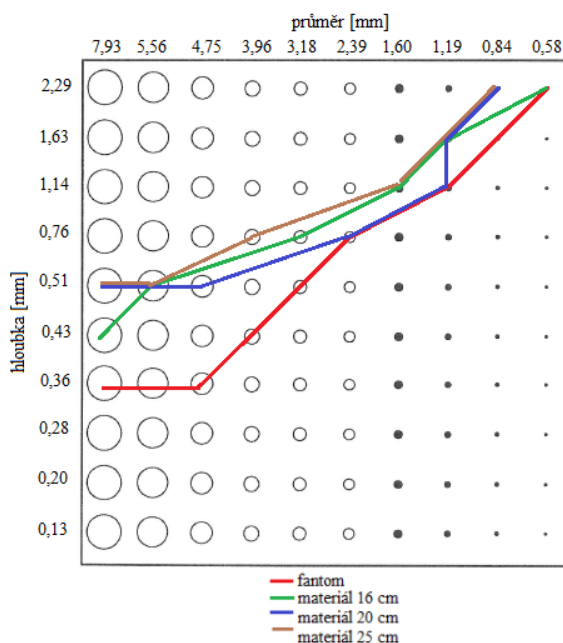


Obr. 32: Kontrast-detail křivky tloušťky materiálu 20 cm pro skiaskopický i akviziční mód režimu cévy břicha i cévy hlavy, systém C

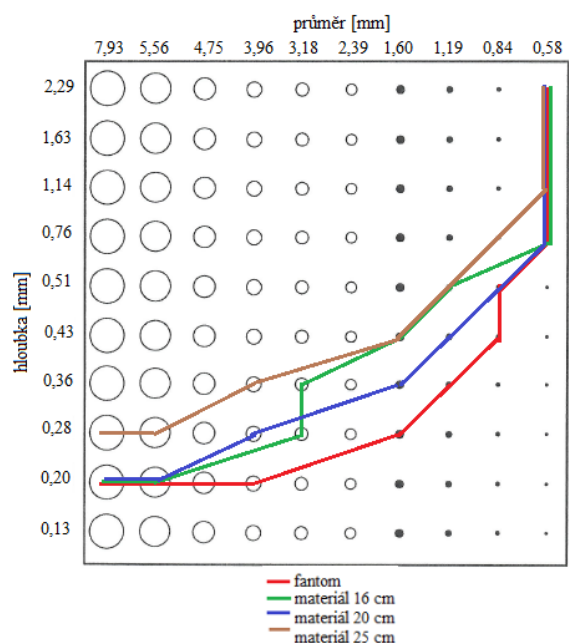


Obr. 33: Kontrast-detail křivky tloušťky materiálu 25 cm pro skiaskopický i akviziční mód režimu cévy břicha i cévy hlavy, systém C

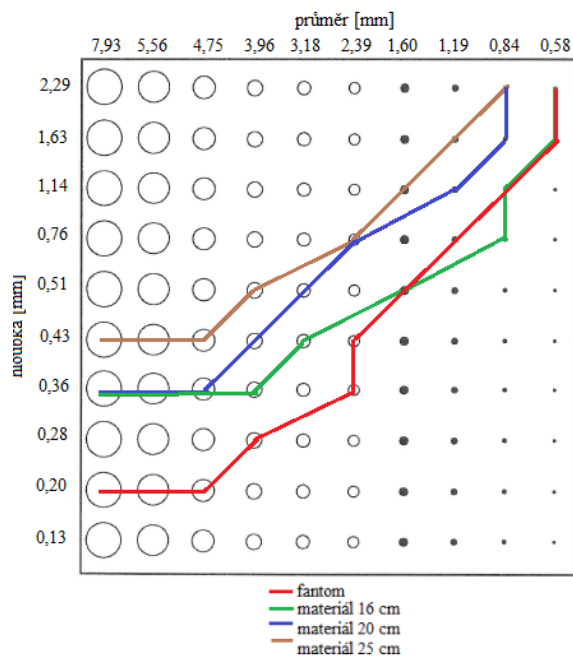
Na Obr. 34-37 jsou zobrazeny kontrast-detail křivky porovnávající kvalitu obrazu konkrétního zobrazovacího módu (skiaskopický/akviziční) a vyšetřovacího režimu (břicho/hlava) v závislosti na měnící se tloušťce prozařovaného materiálu.



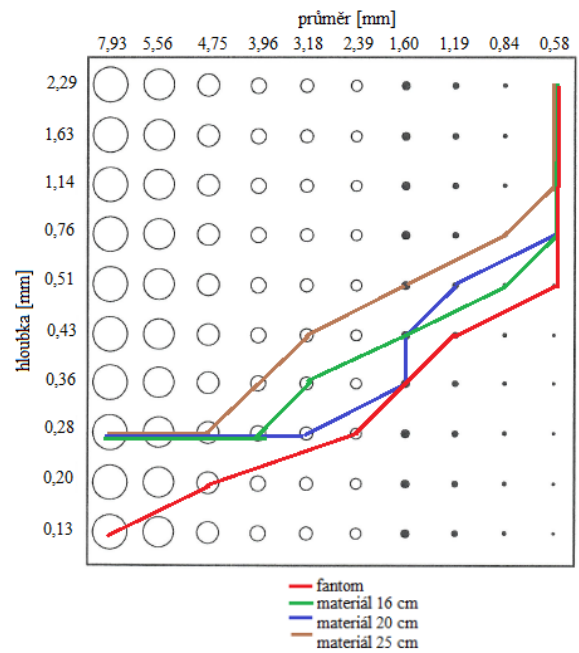
Obr. 34: Kontrast-detail křivky režimu břicho, skiaskopický mód pro všechny užití tloušťky pacienta, systém C



Obr. 35: Kontrast-detail křivky režimu břicho, akviziční mód pro všechny užití tloušťky pacienta, systém C



Obr. 36: Kontrast-detail křivky režimu hlava, skiaskopický mód pro všechny užitě tloušťky pacienta, systém C



Obr. 37: Kontrast-detail křivky režimu hlava, akviziciční mód pro všechny užitě tloušťky pacienta, systém C

V Tab. 7, resp. Tab. 8 jsou uvedeny veškeré expoziční parametry (napětí rentgenky, anodový proud, elektrické množství) snímků prováděných na systému C v závislosti na tloušťce prozařovaného materiálu a zobrazovacím módu pro vyšetřovací režim břicho a hlava.

Tab. 7: Expoziční parametry pro různé tloušťky prozařovaného materiálu v závislosti na zobrazovacím módu pro režim břicho systému C

tloušťka materiálu [cm]	zobrazovací režim	napětí rentgenky [kV]	anodový proud [mA]	elektrické množství [mAs]
10	skiaskopie	64	2,7	
10	akvizice	73		1
16	skiaskopie	68	5	
16	akvizice	80		2
20	skiaskopie	72	7	
20	akvizice	80		5
25	skiaskopie	78	10	
25	akvizice	80		13

Tab. 8: Expoziční parametry pro různé tloušťky prozařovaného materiálu v závislosti na zobrazovacím módu pro režim hlava systému C

tloušťka materiálu [cm]	zobrazovací režim	napětí rentgenky [kV]	anodový proud [mA]	elektrické množství [mAs]
10	skiaskopie	53	4,6	
10	akvizice	80		1
16	skiaskopie	60	7,2	
16	akvizice	80		5
20	skiaskopie	64	9,8	
20	akvizice	80		10
25	skiaskopie	71	11,6	
25	akvizice	80		26

### 5.3.1 Zhodnocení kontrast-detail křivek systému C

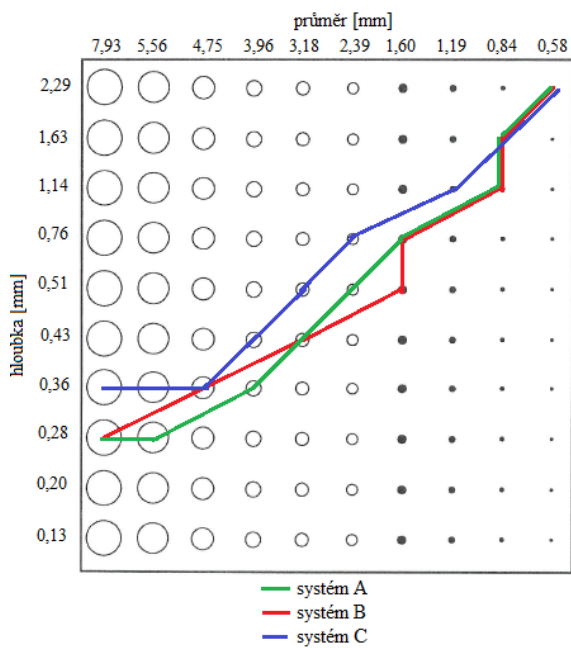
Stejně jako u předchozích testovaných systému i tento systém vykazuje stejný průběh kontrast-detail křivek v případě jednotlivých zobrazovacích módů, tedy kontrastnější snímek vzniká v případě akvizice. Z průběhů křivek na Obr. 30-33 je to patrné.

To, jak se s měnící se tloušťkou pacienta mění kvalita obrazu, si lze zjistit díky průběhům kontrast-detail křivek na Obr. 34-37. Opět je vidět, že s narůstající tloušťkou prozařovaného materiálu klesá kvalita obrazu, a to pro oba zobrazovací módy i oba vyšetřovací režimy.

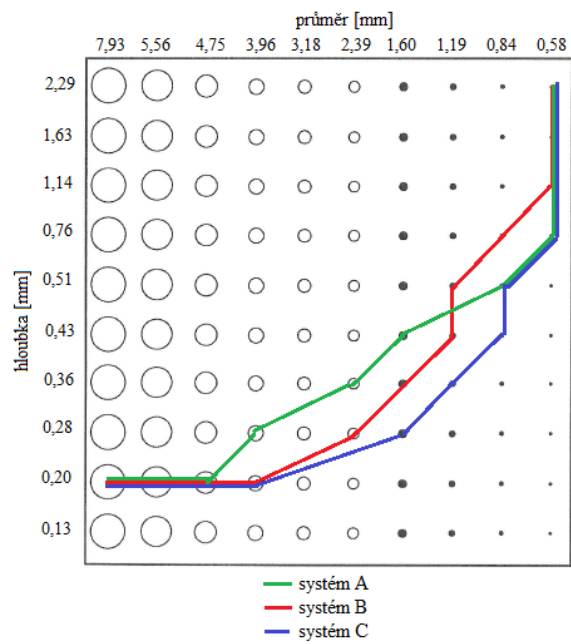
Obr. 30-33 znázorňují rozdíl v charakteru kontrast-detail křivek pro oba vyšetřovací režimy. Je zřejmé, že kontrastnější snímek vznikne v případě skiaskopického zobrazovacího módu při užití vyšetřovacího režimu hlava. Zatímco při užití akvizice jsou průběhy kontrast-detail křivek pro oba vyšetřovací režimy srovnatelné.

## 5.4 Srovnání jednotlivých systémů

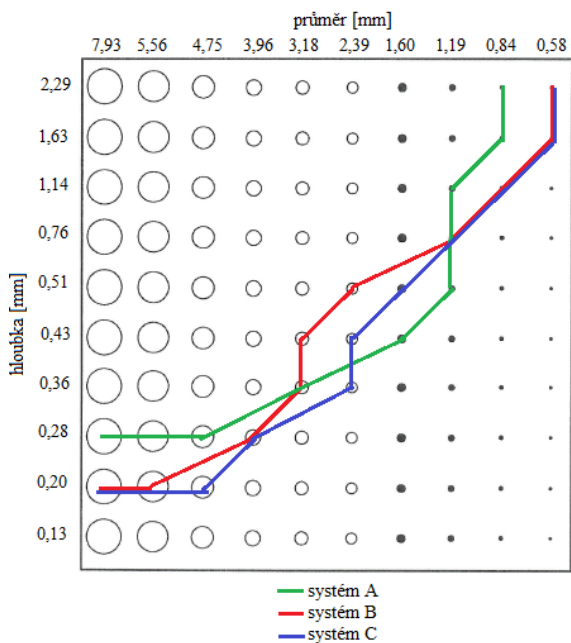
Testované systémy byly porovnávány vždy v rámci každého vyšetřovacího režimu pro každý zobrazovací mód, akviziční i skiaskopický, pro všechny užití tloušťky prozařovaného materiálu. Průběhy jednotlivých kontrast-detail křivek jsou zobrazeny na Obr. 38-53.



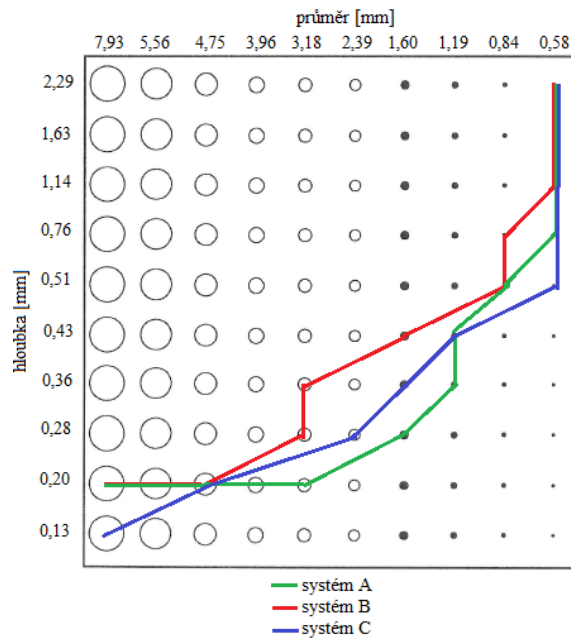
Obr. 38: Kontrast-detail křivky všech testovaných systémů pro skiaskopický mód režimu břišní aorta/břícho pro samotný fantom



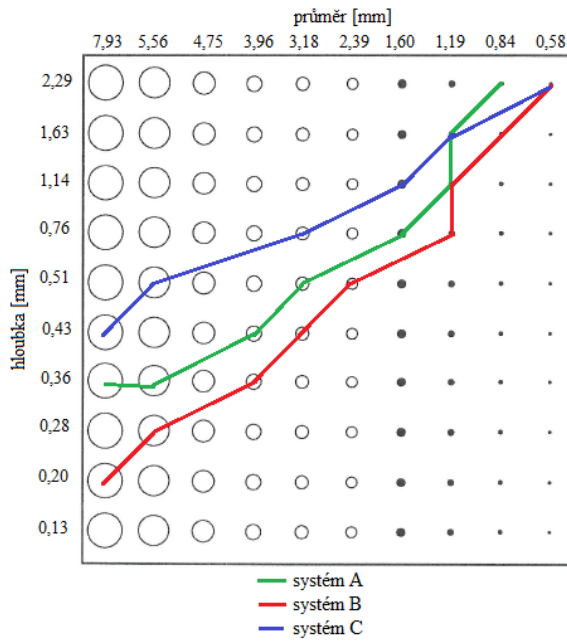
Obr. 39: Kontrast-detail křivky všech testovaných systémů pro akviziciční mód režimu břišní aorta/břícho pro samotný fantom



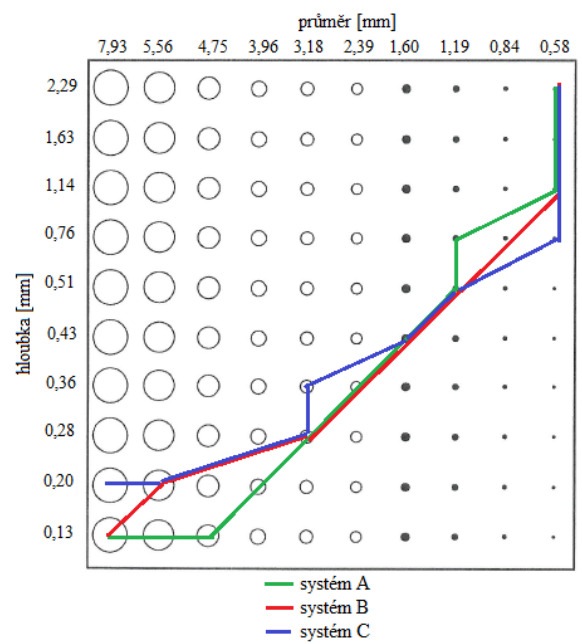
Obr. 40: Kontrast-detail křivky všech testovaných systémů pro skiaskopický mód režimu DSA neuro/hlava pro samotný fantom



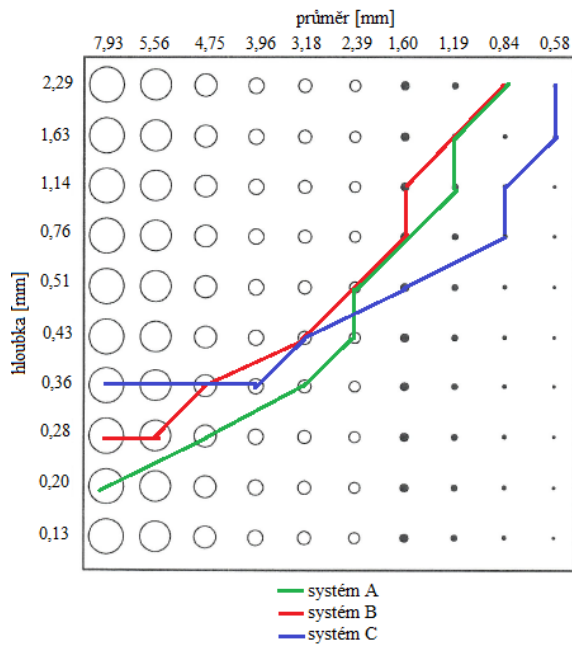
Obr. 41: Kontrast-detail křivky všech testovaných systémů pro akviziciční mód režimu DSA neuro/hlava pro samotný fantom



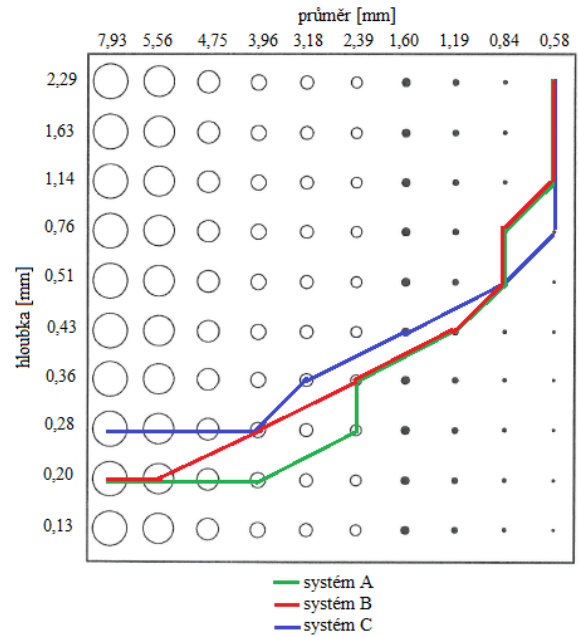
Obr. 42: Kontrast-detail křivky všech testovaných systému pro skiaskopický mód režimu břišní aorta/břicho pro materiál o tloušťce 16 cm



Obr. 43: Kontrast-detail křivky všech testovaných systému pro akviziciční mód režimu břišní aorta/břicho pro materiál o tloušťce 16 cm

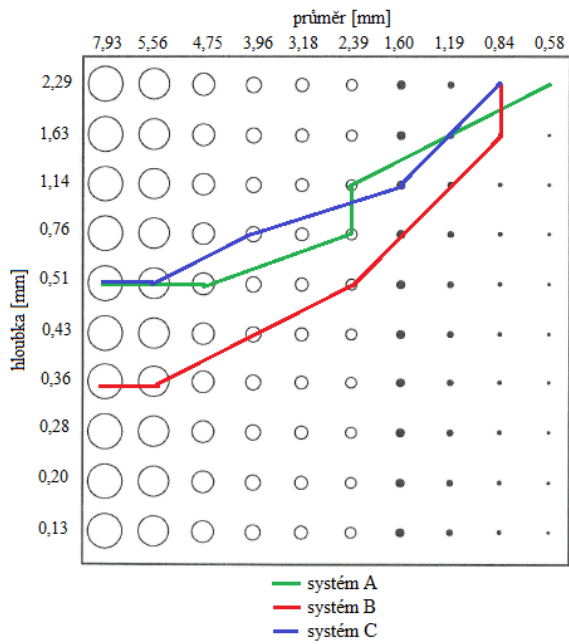


Obr. 44: Kontrast-detail křivky všech testovaných systému pro skiaskopický mód režimu DSA neuro/hlava pro materiál o tloušťce 16 cm

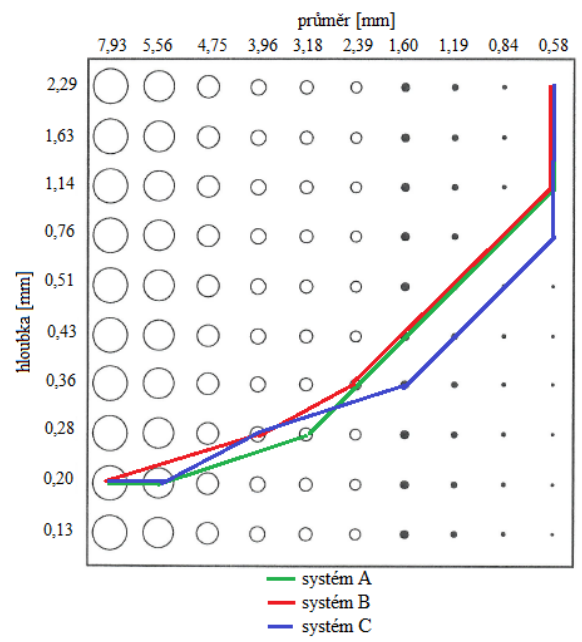


Obr. 45: Kontrast-detail křivky všech testovaných systému pro akviziciční mód režimu DSA neuro/hlava pro materiál o tloušťce 16 cm

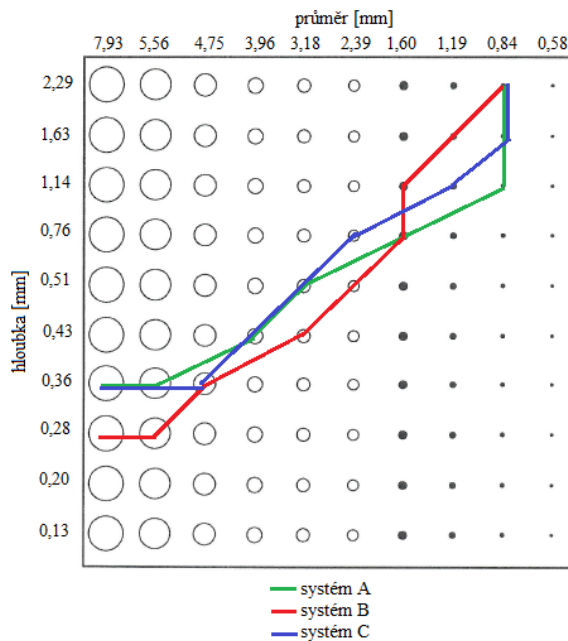




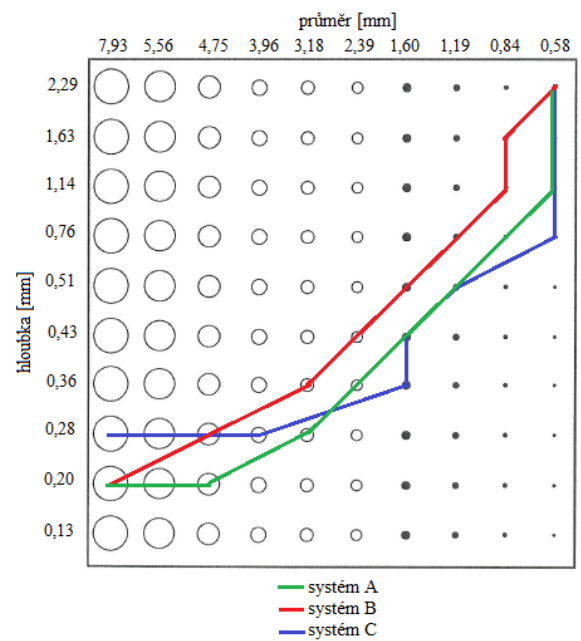
Obr. 46: Kontrast-detail křivky všech testovaných systému pro skiaskopický mód režimu břišní aorta/břicho pro materiál o tloušťce 20 cm



Obr. 47: Kontrast-detail křivky všech testovaných systému pro akviziční mód režimu břišní aorta/břicho pro materiál o tloušťce 20 cm

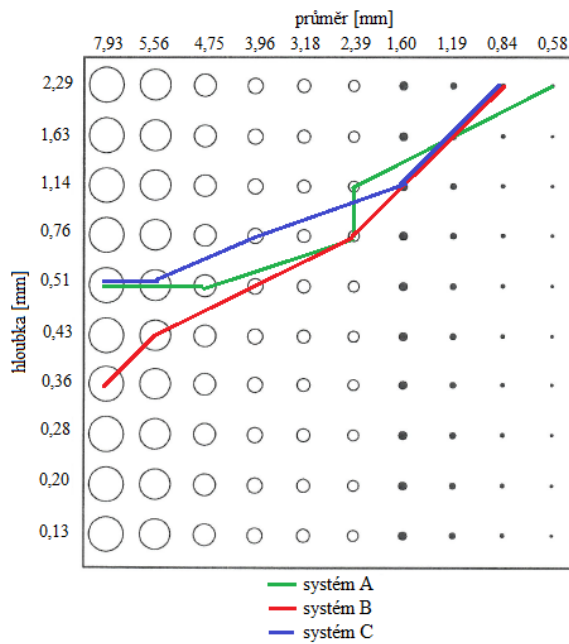


Obr. 48: Kontrast-detail křivky všech testovaných systému pro skiaskopický mód režimu DSA neuro/hlava pro materiál o tloušťce 20 cm

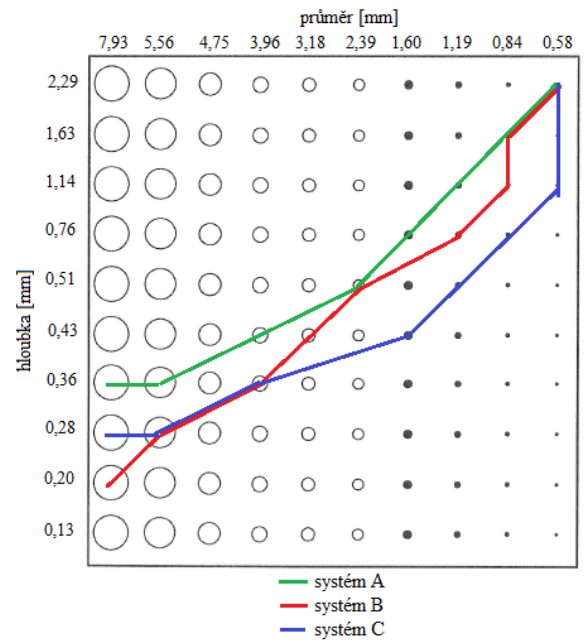


Obr. 49: Kontrast-detail křivky všech testovaných systému pro akviziční mód režimu DSA neuro/hlava pro materiál o tloušťce 20 cm

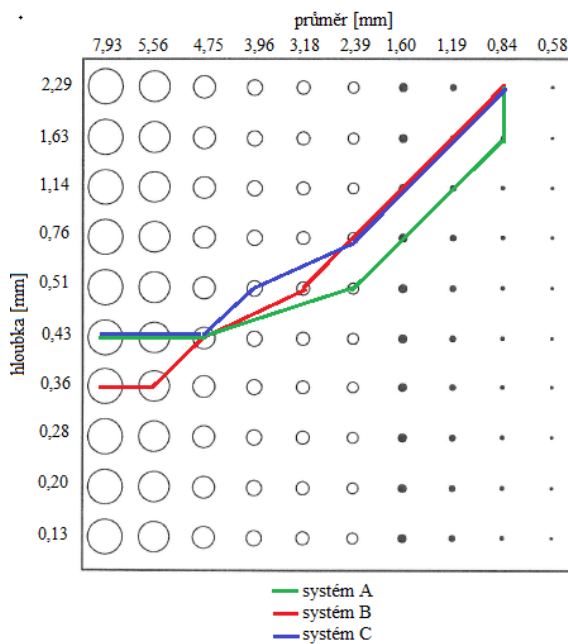




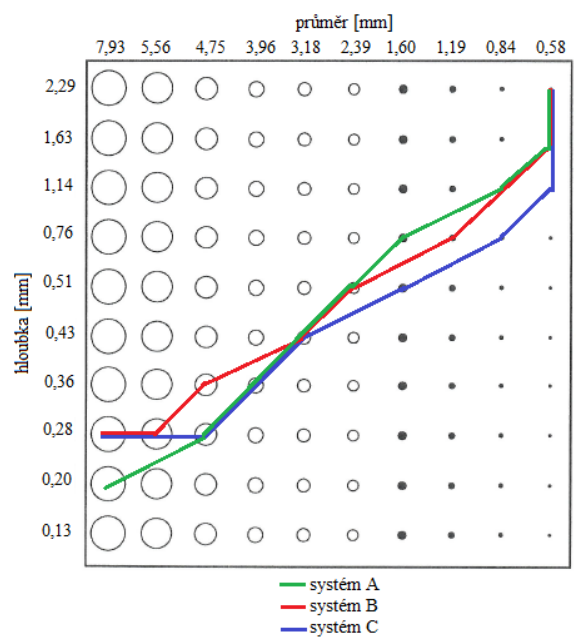
Obr. 50: Kontrast-detail křivky všech testovaných systému pro skiastopický mód režimu břišní aorta/břicho pro materiál o tloušťce 25 cm



Obr. 51: Kontrast-detail křivky všech testovaných systému pro akviziční mód režimu břišní aorta/břicho pro materiál o tloušťce 25 cm



Obr. 52: Kontrast-detail křivky všech testovaných systému pro skiastopický mód režimu DSA neuro/hlava pro materiál o tloušťce 25 cm



Obr. 53: Kontrast-detail křivky všech testovaných systému pro akviziční mód režimu DSA neuro/hlava pro materiál o tloušťce 25 cm

### 5.4.1 Zhodnocení kontrast-detail křivek jednotlivých systémů

Kontrola kvality obrazu na jednotlivých systémech probíhala za stejných podmínek. Byla vždy zvolena stejná geometrie, radiační pole bylo vycloněno přesně na velikost kontrast-detail fantomu a testované vyšetřovací režimy byly voleny tak, aby si co nejvíce odpovídaly. Kontrast-detail křivky systémů A, B i C pak byly porovnávány vždy v rámci každého vyšetřovacího režimu (břišní aorta/břicho a DSA neuro/hlava) pro oba zobrazovací módy (skiaskopický a akviziční) pro všechny tloušťky prozařovaného materiálu.

V případě prvního testovaného vyšetřovacího režimu (břišní aorta/břicho) při skiaskopickém snímání dává nejméně kontrastní snímek systém C. Naopak systém B zobrazuje nejlépe, a to jak nízký, tak i vysoký kontrast. To si lze ověřit průběhem kontrast-detail křivek na Obr. 38, 42, 46, 50. Při užití stejného vyšetřovacího režimu ale za akvizice naopak nejvíce kontrastní snímky poskytuje systém C, viz. Obr. 39, 43, 47 a 51. Průběh kontrast-detail křivek systému A a B je téměř srovnatelný.

Druhým vyšetřovacím režimem, který jsme ověřovali, byl režim DSA neuro/hlava. Průběhy kontrast-detail křivek tohoto režimu při skiaskopii jsou znázorněny na Obr. 40, 44, 48 a 52. Z těchto schémat je možné zjistit, že v případě tenčích prozařovaných materiálu jsou snímky nejkontrastnější pro systém C. Zatímco systém B naopak zobrazuje nejhůře. S narůstající prozařovanou tloušťkou materiálu se kontrast snímků systémů C horší, snímky mají špatný nízký i vysoký kontrast. Při testování kvality obrazu pro tloušťky materiálu 20 a 25 cm přenáší dobře vysoký kontrast systém A, nízký kontrast naopak systém B. Z těchto trendů nelze jednoznačně určit, který ze systémů zobrazuje nejlépe, resp. nejhůře. Je-li pro stejný vyšetřovací režim použit akviziční mód, výsledky jsou již jednoznačnější. Z průběhů kontrast-detail křivek na Obr. 41, 45, 49 a 53 je zřejmé, že snímky pořízené systémem A budou nejkontrastnější, a to z hlediska vysokého i nízkého kontrastu, nejméně kontrastní snímky jsou pak dány systémem B.

Rozdíl mezi jednotlivými systémy je i v užitých expozičních parametrech. Systémy A i B byly vyrobeny stejnou firmou, a to firmou Siemens, proto vykazují obdobný průběh hodnot jednotlivých expozičních parametrů. Liší se pouze v užití přídavné filtraci, kdy systém A používá filtraci nižší, konkrétně 0,3 mm Cu, v případě skiaskopie a vyšší, konkrétně 0,9 mm Cu, při akvizici. Systém B přídavnou filtraci užívá přesně obráceně, vyšší hodnoty pro skiaskopii, nižší při akvizičním módu. Systém C pochází od jiného výrobce, konkrétně od firmy Philips. Porovnáním jednotlivých hodnot v Tab. 3-8 je možné zjistit, že snímky pořízené na systému C při skiaskopii vznikly při mnohem nižších hodnotách

anodového proudu, než tomu bylo v případě systémů A a B. Společnost Philips také primárně pro snímky vzniklé při akvizici namísto hodnot anodového proudu a expozičního času udává hodnotu elektrického množství.

Shrneme-li výše zmíněné poznatky, dojdeme k závěru, že v případě vyšetřovacího režimu břišní aorta/břicho poskytuje jak při skiaskopickém módu nejkontrastnější snímky systém B, zatímco výrazně méně kontrastní snímky systém C. Ten naopak dává nejkontrastnější snímky za užití stejného zobrazovacího režimu ale při užití akviziční zobrazovacího módu. Průběh kontrast-detail křivek druhého testovaného vyšetřovacího režimu, DSA neuro/hlava, při skiaskopii je nejednoznačný. Nejvíce kontrastní snímky pro štíhlé pacienty poskytuje systém C, s narůstající tloušťkou jsou kontrastnější snímky systému B. V případě akvizice stejného režimu jsou nejkontrastnější snímky pocházejí ze systému A, nejméně kontrastní pak ze systému B.

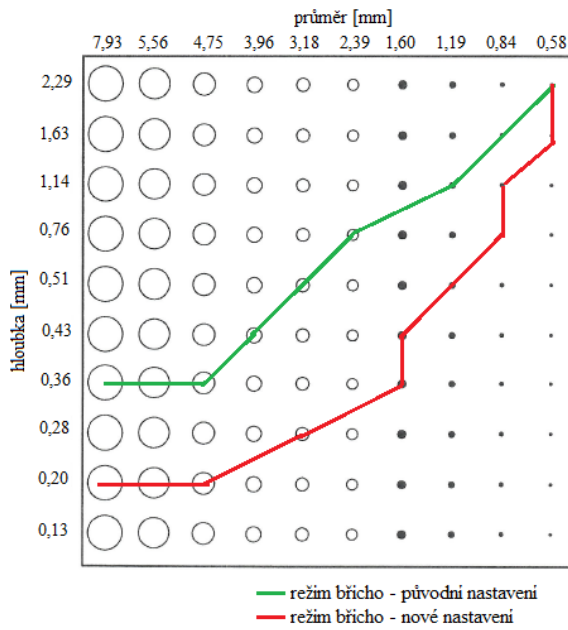
Nejrozdílnější výsledky v průběhu kontrast-detail křivek jsme zaznamenali v případě vyšetřovacího režimu břišní aorta/břicho při skiaskopickém zobrazovacím módu. Systém C poskytoval méně kontrastní snímky než zbývající dva systémy. Proto pro tento systém, daný vyšetřovací režim a zobrazovací mód budou dále navrženy nové expoziční parametry, které by měly vést ke zlepšení kvality obrazu.

## 5.5 Návrh nových parametrů

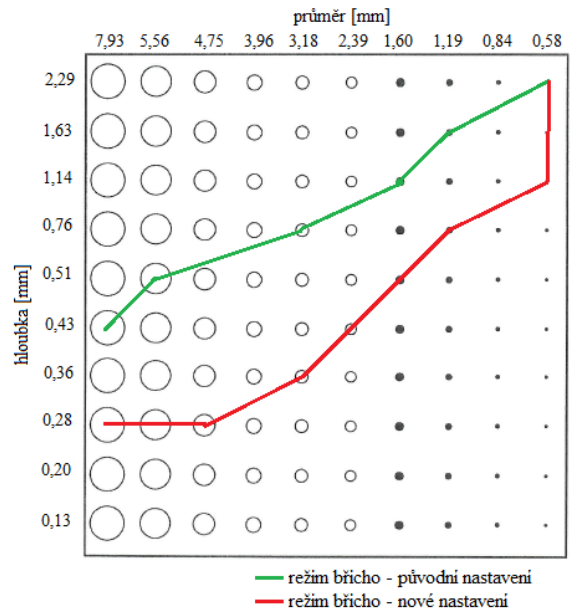
Systém C firmy Philips poskytoval nejméně kontrastní snímky v případě vyšetřovacího režimu Vascular Abdomen frontal 3D 3fr/s při zobrazovacím skiaskopickém módu. Rozhodli jsme se proto změnit stávající expoziční parametry a navrhnout nové s cílem zlepšit kvalitu obrazu.

Zmíněný vyšetřovací režim označovaný také jako režim břicho užíval frekvenci 7,5 p/s, zatímco jemu ekvivalentní režim DSA abdomen břišní aorta používaný na systémech A i B disponoval frekvencí 15 p/s. Proto prvním krokem bylo zvětšení frekvence ze 7,5 p/s na 15 p/s. Se zvětšujícím se počtem pulzů za sekundu ovšem vzrůstá i radiační zátěž pacienta, s rostoucí hodnotou filtrace naopak radiační zátěž pacienta klesá. Na základě této skutečnosti jsme zvýšili přídavnou filtraci, a to následujícím způsobem. Původní filtrace byla 0,4 mm Cu, my jsme ji zvětšili o 1 mm Al, výsledná filtrace je pak 0,4 mm Cu + 1 mm Al.

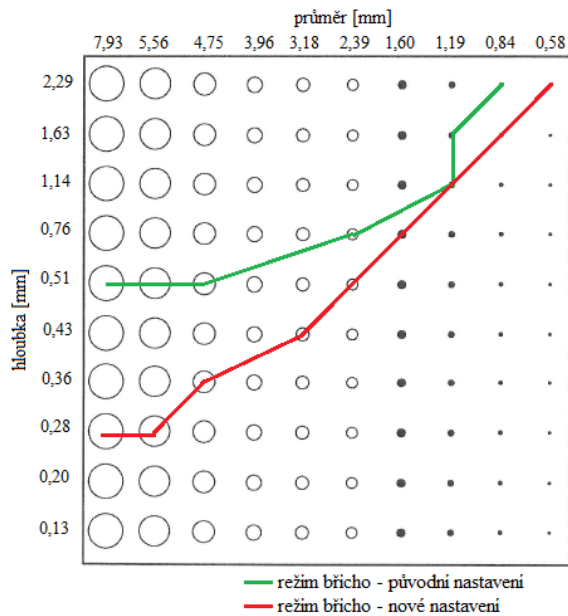
Průběhy kontrast-detail křivek snímků pořízených při nově navolených expozičních parametrech ve srovnání s kontrast-detail křivkami snímků s původními parametry pro různé tloušťky prozařovaného materiálu jsou zobrazeny na Obr. 54-57.



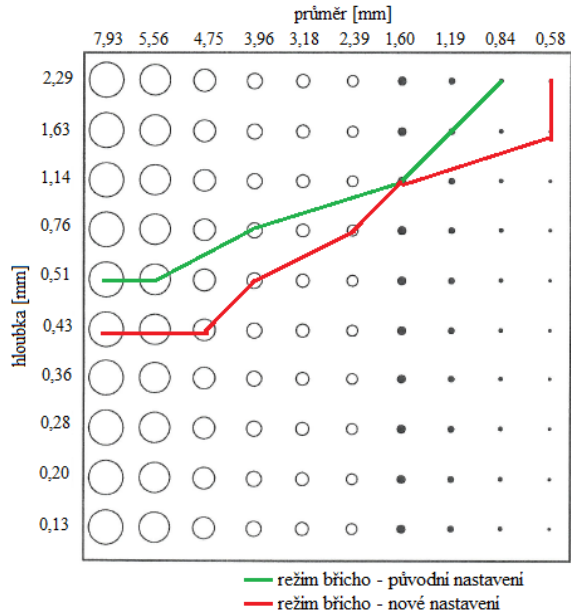
Obr. 54: Kontrast-detail křivky pro původní a nové nastavené expoziční parametry režimu břicha pro samotný fantom



Obr. 55: Kontrast-detail křivky pro původní a nové nastavené expoziční parametry režimu břichu pro materiál 16 cm



Obr. 56: Kontrast-detail křivky pro původní a nové nastavené expoziční parametry režimu břichu pro materiál 20 cm



Obr. 57: Kontrast-detail křivky pro původní a nové nastavené expoziční parametry režimu břichu pro materiál 25 cm

V Tab. 9 jsou uvedeny expoziční parametry expoziční parametry snímků prováděných na systému C v závislosti na tloušťce prozařovaného materiálu pro skiaskopický zobrazovací mód a vyšetřovací režim břicho.

Tab. 9: Expoziční parametry snímku pro různé tloušťky prozařovaného materiálu pro skiaskopický mód režim břicho po optimalizaci systému C

<b>tloušťka materiálu [cm]</b>	<b>zobrazovací režim</b>	<b>napětí rentgenky [kV]</b>	<b>anodový proud [mA]</b>
10	skiaskopie	63	1,1
16	skiaskopie	68	2,3
20	skiaskopie	72	3,4
25	skiaskopie	77	5,1

## 5.6 Zhodnocení nově navržených parametrů

Z průběhů kontrast-detail křivek na Obr. 54-57 je patrné, že návrh nových parametrů, konkrétně zvětšení počtu pulzů za sekundu ze 7,5 na 15 a zvětšení filtrace z 0,4 mm Cu na 0,4 mm Cu + 1 mm Al, skutečně vedl k výrazné změně kvality obrazu. Snímky jsou kontrastnější, a to jak v případě nízkého, tak i vysokého kontrastu.

Porovnáním expozičních parametrů udaných v Tab. 7 a Tab. 9 zjistíme, že při užití nově nastavených parametrů došlo k poklesu anodového proudu.

Dalším krokem vedoucím ke zlepšení kvality obrazu by byla změna hodnoty napětí rentgenky a citlivosti detektoru. Stále však musí být zachován kompromis mezi kvalitou obrazu a radiační zátěží pacienta. Toto však již přesahuje rámeček této práce.

## Závěr

Tématem mé bakalářské práce byla Optimalizace zobrazovacího procesu na angiografickém systému. V teoretické části jsem se zaměřila na problematiku skiaskopických zařízení, konkrétně na charakteristiku a využití. Zmínila jsem, při jakých typech vyšetření se s těmito systémy lze setkat, a to jak za podání kontrastní látky do těla vyšetřovaného, tak bez ní. Popsala jsem jednotlivé typy skiaskopických zařízení v závislosti na oblasti jejich využití.

Dále jsem charakterizovala skiaskopický i akviziční zobrazovací mód. Mód skiaskopický je využíván v případech, není-li požadován tak detailní a kontrastní snímek, to je však spjato s vyšší radiační zátěží pacienta.

Následně jsem se zaměřila na stavbu skiaskopického systému. Zmínila jsem nezbytné části a funkce skiaskopických zařízení. Detailně jsem pak popsala receptory obrazu, zesilovač obrazu a flat-panel detektor.

Kvalitu obrazu lze popisovat pomocí vysokého kontrastu (prostorové rozlišení), nízkého kontrastu, šumu a artefaktů. Kvalitu obrazu pak lze ovlivňovat napětím rentgenky, anodovým proudem, expozičním časem, filtrací, tloušťkou prozařovaného objektu, velikostí ohniska a užitou geometrií. Se snižující se hodnotou napětí se zlepšuje kontrast, roste však množství šumu v obraze. Dalším parametrem je expoziční čas, ten je spjat s anodovým proudem a jejich součin je označován jako elektrické množství. Množství produkovaných fotonů je přímo úměrné elektrickému množství, proto s rostoucí hodnotou proudu a času klesá šum. Dlouhé expoziční časy se však mohou projevit pohybovou neostrotí v obraze. Je proto doporučováno volit krátké expoziční časy v kombinaci s vysokými proudy, sníží se tím riziko rozmazání snímků vlivem pohybu vyšetřovaného objektu. Díky filtraci dochází ke snížení radiační zátěže pacienta vlivem odstranění nízkoenergetických fotonů ze spektra. Se zvětšující se tloušťkou se zvyšuje množství rozptýleného záření a kontrast obrazu klesá. Aby bylo prostorové rozlišení co nejlepší je nutno volit co nejmenší velikost ohniska a objekt umístit co nejdále od ohniska rentgenky, zatímco receptor obrazu co nejbližší k objektu.

V posledním oddílu teoretické části je popsán kontrast-detail fantom, který byl při testování jednotlivých systémů používán. Uvedla jsem i jakým způsobem byl nasimulován pacient za pomoci desek z PMMA, popřípadě fantomů naplněných vodou.

Praktická část spočívala v kontrole kvality obrazu jednotlivých angiografických systémů za pomoci kontrast-detail fantomu. Po zhodnocení byl vybrán systém, který poskytoval

nejméně kontrastní snímky a pro tento systém byly navrženy nové expoziční parametry vedoucí ke zlepšení kvality obrazu daného systému.

Navzájem byla testována 3 zařízení označená jako A, B, C. Byly testovány dva vyšetřovací režimy, ty byly voleny tak, aby byly přítomny na všech systémech, popřípadě jim podobné režimy a byly běžně užívány v klinické praxi. V případě systému A a B byl prvním testovaným režimem DSA abdomen břišní aorta 15 p/s a 3 fr/s (dále břišní aorta), v případě C to byl režim Vascular abdomen frontal 3D 3fr/s (dále břicho), druhým zvoleným režimem byl DSA neuro 15 p/s a 3 fr/s (dále DSA neuro), resp. Vascular head cerebral 3 fr/s (dále hlava). Expozice probíhaly při měnící se tloušťce prozařovaného materiálu, konkrétně se jednalo o tloušťky ekvivalentní 10 (odpovídá samotnému kontrast-detail fantomu), 16, 20 a 25 cm vody/PMMA, pro oba zobrazovací módy, skiaskopický i akviziční. Zpracováním rentgenových snímků vznikly kontrast-detail křivky, které byly navzájem porovnávány.

Z průběhů kontrast-detail křivek při porovnání obou zobrazovacích režimů jsem zjistila, že skutečně snímky vytvořené při skiaskopickém módu jsou méně kontrastní než snímky vytvořené při akvizičním zobrazovacím módu.

Průběh kontrast-detail křivek se měnil i v závislosti na měnící se tloušťce prozařovaného materiálu. Se zvětšující se tloušťkou kontrast snímků klesal.

Rozdíl mezi jednotlivými vyšetřovacími režimy má u všech testovaných zařízení stejný trend. Z průběhů kontrast-detail křivek bylo patrné, že režim DSA neuro/hlava vykazoval v případě skiaskopie kontrastnější snímky než režim břišní aorta/břicho. Zatímco v případě akvizice byl průběh kontrast-detail křivek obou vyšetřovacích režimů obdobný.

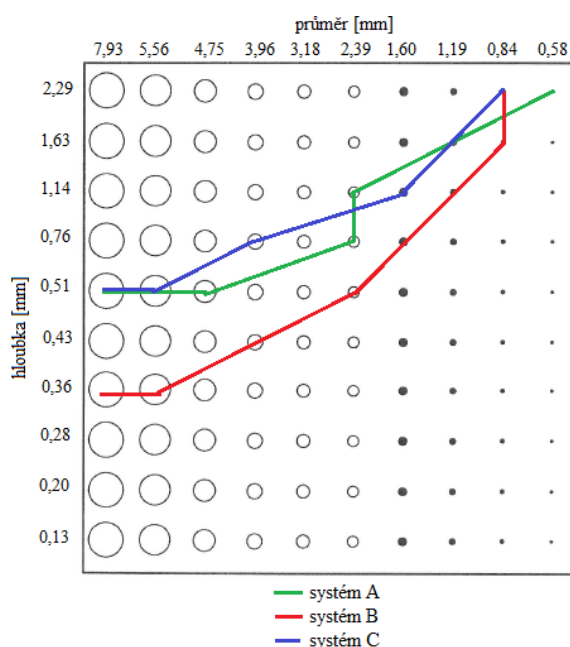
Srovnáním kontrast-detail křivek systémů A, B a C bylo zjištěno, že největší rozdíl je v případě režimu břicho/břišní aorta při skiaskopickém módu. Systém C poskytoval výrazně méně kontrastní snímky než zbývající systémy. Proto byl tento systém vybrán k následnému procesu optimalizace.

Rozdíl mezi jednotlivými systémy byl i v expozičních parametrech. Jak systém A, tak i systém B jsou přístroje od stejného výrobce. Použité expoziční parametry pro stejné zobrazovací protokoly byly velmi podobné. Podařilo se odhalit nesrovnalost v hodnotách přídatné filtrace, která bude dále diskutována s dodavatelem. Systém C pochází od jiného dodavatele, to se projevilo nejen v odlišných expozičních parametrech, ale už v samotném zaznamenávání jednotlivých parametrů (systém např. nezobrazuje použitou přídatnou filtraci), tato skutečnost velmi komplikovala finální porovnání jednotlivých systémů.

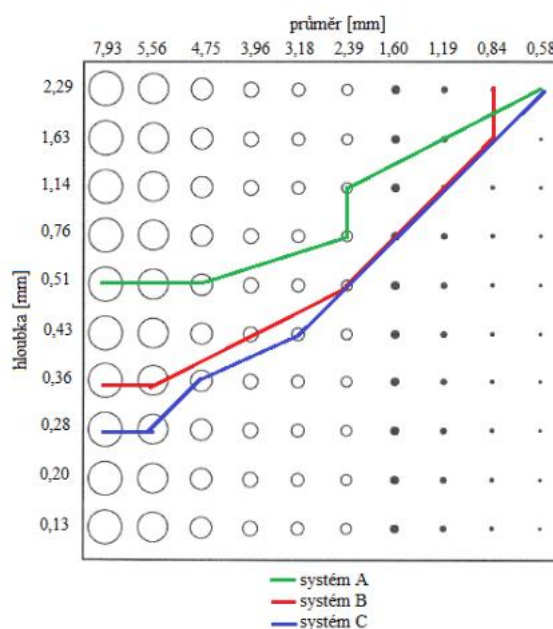
Závěrečným úkolem mé práce bylo navrhnout optimalizované parametry z hlediska lepšího zobrazení jednoho vybraného zobrazovacího módu, tím byl skiaskopický mód, režim

břicho, systému C. Byla upravena jak frekvence, tak i přídavná filtrace, ze 7,5 p/s na 15 p/s, resp. z 0,4 mm Cu na 0,4 mm Cu + 1 mm Al. Opět byly provedeny expozice pro nově nastavené parametry pro všechny 4 různé tloušťky pacienta. Porovnáním průběhů kontrast-detail křivek snímků vzniklých při nově navržených parametrech s průběhy křivek snímků původních bylo zjištěno, že skutečně došlo k výrazné změně kvality obrazu, jak na úrovni vysokého, tak i nízkého kontrastu.

Závěrem přikládám průběhy kontrast-detail křivek pro vyšetřovací režim břišní aorta/břicho pro skiaskopický zobrazovací mód systému A, B a systému C před optimalizací a po optimalizaci pro materiál o tloušťce 20 cm. Z průběhů křivek na Obr. 58 a 59 je patrné, že změna kvality obrazu je opravdu viditelná. Systém C po úpravě expozičních parametrů poskytuje kontrastnější snímky oproti systému A a B.



Obr. 58: Průběh kontrast-detail křivek všech testovaných systémů pro režim břišní aorta/břicho, skiaskopický zobrazovací mód pro materiál o tloušťce 20 cm před optimalizací



Obr. 59: Průběh kontrast-detail křivek všech testovaných systémů pro režim břišní aorta/břicho, skiaskopický zobrazovací mód pro materiál o tloušťce 20 cm po optimalizaci

Další krok vedoucí ke zlepšení kvality obrazu by byla změna napětí na rentgence spojená se změnou citlivosti receptoru. Je třeba mít stále na paměti udržení vhodného kompromisu mezi kvalitou obrazu a radiační zátěží pacienta. Proto je potřeba zjišťovat hodnoty dávek, které by pacient obdržel. Jedná se však o další obsáhlé bádání, které nebylo předmětem této bakalářské práce.



## Bibliografie

- [1] BUSHBERG, J. T., SEIBERT, J. A., LEIDHOLDT, E. M. a BOONE, J. M. *Essential Physics of Medical Imaging*. 3rd ed. Philadelphia: Wolters Kluwer Health, 2011. ISBN 978–0-7817-8057-5.
- [2] ULLMANN, V. *Astro Nukl Fyzika* [online]. [cit. 2020-06-04]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/index.htm>
- [3] ROSINA, J., KOLÁŘOVÁ, H. a STANEK, J. *Biofyzika pro studenty zdravotnických oborů*. Praha: Grada, 2006. ISBN 80-247-1383-7.
- [4] DOHNALOVÁ, L. Princip skiografie, skiaskopie, CT a angiografie. *Informační systém Masarykovy univerzity: Studijní materiály* [online]. Fakultní nemocnice Brno, 2012 [cit. 2020-06-28]. Dostupné z: [https://is.muni.cz/el/fsps/jaro2012/bp1193/32522183/Princip\\_skiografie\\_\\_skiaskopie\\_\\_CT\\_a\\_angiografie.pdf](https://is.muni.cz/el/fsps/jaro2012/bp1193/32522183/Princip_skiografie__skiaskopie__CT_a_angiografie.pdf)
- [5] Fluoroscopy. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2001- [cit. 2020-06-28]. Dostupné z: <https://en.wikipedia.org/wiki/Fluoroscopy>
- [6] Fluoroscopy Procedure. *Johns Hopkins Medicine* [online]. Baltimore [cit. 2020–06-28]. Dostupné z: <https://www.hopkinsmedicine.org/health/treatment-tests-and-therapies/fluoroscopy-procedure>
- [7] SÚKUPOVÁ, L. *Radiační ochrana při rentgenových výkonech - to nejdůležitější pro praxi*. Praha: Grada Publishing, 2018. ISBN 978-80-271-0709-4.
- [8] DANCE, D. R., CHRISTOFIDES, S., MAIDMENT, A. D. A., MCLEAN, I. D. a NG, K. H. *Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. Vienna: International Atomic Energy Agency, 2014. ISBN 978–92–131010–1.
- [9] Luminos dRF Max - Fluoroscopy Machine. *Siemens Healthineers* [online]. [cit. 2020-06-28]. Dostupné z: <https://www.siemens-healthineers.com/cz/fluoroscopy/over-table-systems/luminos-drf-max>
- [10] Ministerstvo zdravotnictví České republiky. *Věstník MZ ČR*. MZ ČR, 2017; částka 13.
- [11] Basic Physics of Digital Radiography/The Image Receptor. *Wikibooks: Open books for an open world* [online]. [cit. 2020-06-28]. Dostupné z: [https://en.wikibooks.org/wiki/Basic\\_Physics\\_of\\_Digital\\_Radiography/The\\_Image\\_Receptor](https://en.wikibooks.org/wiki/Basic_Physics_of_Digital_Radiography/The_Image_Receptor)

- [12] SEIDL, Z. *Radiologie pro studium i praxi*. Praha: Grada, 2012. ISBN 978–80–247–4108-6.
- [13] SÚKUPOVÁ, L. *Něco málo o zobrazování a dávkách v radiodiagnostice, ale i mimo ni, aneb co by Vás mohlo zajímat* [online]. [cit. 2020-07-02]. Dostupné z: <http://www.sukupova.cz>
- [14] BUSHONG, S. C. *Radiologic Science for Technologists - E-Book: Physics, Biology, and Protection*. 10. Elsevier Health Sciences, 2013. ISBN 978-0-323-29207-0.
- [15] SÚKUPOVÁ, L. Expoziční parametry pro skiagrafický a skiaskopický mód angiografického systému. *Česká radiologie*. 2013, **67**(3), 232-237.
- [16] *Rentgenový fantom Kontrast-detail Model 1151: Uživatelská příručka*. Praha 9: VMK - RTG.
- [17] VMK: *Vše pro RTG* [online]. Praha [cit. 2020-06-28]. Dostupné z: <http://www.vmk-rtg.cz/>