

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

Fakulta jaderná a fyzikální inženýrská

Katedra dozimetrie a aplikace ionizujícího záření



## DIPLOMOVÁ PRÁCE

Přenos akvizičních parametrů mezi CT systémy se zachováním kvality obrazu – studie proveditelnosti

Autor: Bc. David Kozák  
Vedoucí: Ing. Jaroslav Ptáček, Ph.D.  
Akademický rok: 2019/2020



*Katedra:* KDAIZ

*Akademický rok:* 2019/2020

## ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

*Student:* Bc. David Kozák

*Studijní program:* Aplikace přírodních věd

*Obor:* Radiologická fyzika

*Název práce:* Přenos akvizičních parametrů mezi CT systémy se zachováním kvality  
*(česky)* obrazu – studie proveditelnosti

*Název práce:* Transfer of acquisition parameters between CTs maintaining image  
*(anglicky)* quality – feasibility study

*Pokyny pro vypracování:*

1. Seznámaní se s akvizičními parametry ovlivňujícími kvalitu obrazu CT zobrazení.
2. Seznámení se s technickými parametry, kterou způsobují rozdílnou kvalitu obrazu při použití stejných akvizičních parametrů u různých CT.
3. Příprava série měření, která by umožnila najít korekce rozdílů ve vlatnostech jednotlivých CT systémů.
4. Provedení měření a získání korekčních koeficientů.
5. Ověření možnosti nastavit expoziční parametry / kvalitu obrazu cílového systému podle referenčního systému – při použití FBP a antropomorfního fantomu.

*Doporučená literatura:*

- [1] CHERRY, Simon R., James A. SORENSON a Michael E. PHELPS. *Physics in nuclear medicine. 4th ed.* Philadelphia: Elsevier/Saunders, c2012. ISBN 1416051988.
- [2] KALENDER, Willi A. *Computed tomography: fundamentals, system technology, image quality. applications. 3rd rev. ed.* Erlangen: Publicis, 2011. ISBN 9783895783173.
- [3] MAHESH, Mahadevappa. *CT physics: the basics of multi-detector physics.* Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins, c2009. ISBN 078176811X.
- [4] BUSHBERG, Jerrold T. *The essential physics of medical imaging. 3rd ed.* Philadelphia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins, c2012. ISBN 9780781780575.
- [5] OPPELT A., *Imaging Systems for Medical Diagnostics.* Erlangen, GE: Publicis Corporate Publishing, c2005. ISBN 3895782262

*Jméno a pracoviště vedoucího diplomové práce:*

Ing. Jaroslav Ptáček, Ph.D.  
Fakultní nemocnice Olomouc  
Oddělení lékařské fyziky a radiační ochrany  
I. P. Pavlova 185/6  
779 00 Olomouc


*Jméno a pracoviště konzultanta diplomové práce:*

Mgr. Pavel Karhan  
Fakultní nemocnice Olomouc  
Oddělení lékařské fyziky a radiační ochrany  
I. P. Pavlova 185/6  
779 00 Olomouc

*Datum zadání diplomové práce:* 14. 10. 2019

*Termín odevzdání diplomové práce:* 4. 5. 2020

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

  
.....  
garant oboru

  
.....  
vedoucí katedry

  
.....  
děkan

V Praze dne 14.10.2019



## **Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem svoji diplomovou práci vypracoval samostatně a použil jsem pouze podklady uvedené v příloženém seznamu.

V Praze .....

.....  
Bc. David Kozák

## **Poděkování**

Děkuji panu Ing. Jaroslavu Ptáčkovi, PhD., za vedení a cenné rady při psaní práce. Dále bych chtěl poděkovat rodině za podporu během studia.

Bc. David Kozák

**Název práce:** Přenos akvizičních parametrů mezi CT systémy se zachováním kvality obrazu – studie proveditelnosti

*Autor:* Bc. David Kozák

*Obor:* Dozimetrie a aplikace ionizujícího záření

*Druh práce:* Diplomová práce

*Vedoucí práce:* Ing. Jaroslav Ptáček, Ph.D., Oddělení lékařské fyziky a radiační ochrany, Fakultní nemocnice Olomouc, I. P. Pavlova 6, 779 00 Olomouc

*Konzultant:* Mgr. Pavel Karhan, Oddělení lékařské fyziky a radiační ochrany, Fakultní nemocnice Olomouc, I. P. Pavlova 6, 779 00 Olomouc

*Abstrakt:* Diplomová práce je zaměřena problematikou přenosu akvizičních parametrů mezi různými CT systémy. Cílem práce bylo navrhnout metodu pro přenos akvizičních parametrů a provést potřebná experimentální měření k sestavení korekčních křivek. V úvodu práce byly zavedeny veličiny charakterizující kvalitu obrazu. Dále byly představeny některé akviziční parametry ovlivňující kvalitu obrazu a případné technické rozdíly, vedoucí k rozdílné kvalitě obrazu při použití stejných akvizičních parametrů. Důležitou částí práce byl popis některých plně referenčních metrik pro zhodnocení kvality obrazu. Pro výběr vhodných rekonstrukčních metod pro přenos akvizičních parametrů bylo naměřeno výkonové spektrum šumu. Za použití jednoduchého fantomu bylo provedeno několik měření pro určení korekčních křivek. Daná metoda pak byla zhodnocena měřením na antropomorfním fantomu.

*Klíčová slova:* Výpočetní tomografie, kvalita obrazu, přenos akvizičních parametrů, iterativní rekonstrukce, výkonové spektrum šumu

***Title:* Transfer of acquisition parameters between CTs maintaining image quality – feasibility study**

*Author:* Bc. David Kozák

*Abstract:* Master's thesis is focused on a possibility of acquisition parameters transfer between various CT systems. The goal of the work was to design a method for such a transfer and to carry out necessary experimental measurements for determination of these correction curves. In the introduction, measures to characterize image quality were defined. Next, acquisition parameters influencing image quality and possible technical differences leading to different image quality provided the same acquisition parameters were introduced. Important section of the thesis was a description of several full-reference image quality metrics. For determination of suitable reconstruction methods for acquisition parameters transfer, the noise power spectra were measured. Several measurements on a simple phantom were made and correction curves were obtained. Lastly, proposed method was evaluated on an anthropomorphic phantom.

*Key words:* Computed tomography, image quality, translation of acquisition parameters, iterative reconstruction, noise power spectrum

# Obsah

<b>1</b>	<b>Teoretický úvod</b>	<b>10</b>
1.1	Veličiny hodnocení kvality obrazu . . . . .	10
1.1.1	Modulační přenosová funkce . . . . .	10
1.1.2	Výkonové spektrum šumu . . . . .	12
1.2	Akviziční parametry ovlivňující kvalitu obrazu . . . . .	17
1.2.1	Volba napětí na rentgence . . . . .	17
1.2.2	Volba elektrického množství . . . . .	17
1.2.3	Volba pitch faktoru . . . . .	17
1.2.4	Volba tloušťky řezu . . . . .	18
1.2.5	Volba rekonstrukčního algoritmu . . . . .	18
1.3	Technické parametry způsobující rozdílný obraz . . . . .	19
1.3.1	Design rentgenové lampy . . . . .	19
1.3.2	Design detektorů obrazu . . . . .	20
1.4	Metriky porovnání podobnosti obrazů . . . . .	21
1.4.1	Mean squared error – MSE . . . . .	21
1.4.2	Structural similarity index measure – SSIM . . . . .	22
1.4.3	Feature similarity index – FSIM . . . . .	24
<b>2</b>	<b>Přenos akvizičních parametrů mezi CT systémy</b>	<b>26</b>
2.1	Přehled předchozích prací . . . . .	26
2.2	Experimentální měření . . . . .	30
2.2.1	NPS, šum a korekční křivky . . . . .	30
2.2.2	Zhodnocení metod přenosu akvizičních parametrů . . . . .	32
2.3	Srovnání šumu mezi systémy . . . . .	33
2.3.1	NPS rekonstrukcí . . . . .	33
2.3.2	Artefakt ve spektru GE . . . . .	38
2.4	Korekční křivky . . . . .	40
2.4.1	Obecné paradigma . . . . .	40
2.4.2	Korekční křivky jednotlivých rekonstrukcí . . . . .	41



2.5	Zhodnocení metody . . . . .	42
2.5.1	Segmentace orgánů . . . . .	42
2.5.2	Reprodukovatelnost a závislost metrik kvality obrazu na akvizčních parametrech . . . . .	44
2.5.3	Porovnání Siemens: FBP vs. IR . . . . .	50
2.5.4	Porovnání FBP: Siemens vs. GE . . . . .	56
2.6	Diskuze . . . . .	65

# Úvod

Kvalita obrazu je zcela jistě nezbytným zájmem radiologické fyziky. V souladu s principem ALARA je nutné hledat rovnováhu mezi diagnosticky přijatelnou kvalitou a mezi radiační zátěží. Optimalizace akvizičních protokolů je proto nedílnou součástí klinické praxe. Na pracovištích s mnoha CT přístroji vyvstává problematika, jak danou kvalitu obrazu, například z již optimalizovaného přístroje, reprodukovat na ostatních zařízeních, často jiných modelových řad.

Cílem práce je proto zhodnotit proveditelnost přenosu akvizičních parametrů z jednoho CT přístroje na jiný. Pro tyto účely je v úvodu práce definováno několik veličin pro hodnocení kvality obrazu, zejména pak výkonové spektrum šumu. To má zásadní vliv na celkovou charakteristiku obrazu. V dalších částech práce budou uvedeny různé akviziční parametry a jejich vliv na výslednou kvalitu obrazu, dále technické aspekty ovlivňující kvalitu obrazu při použití stejných akvizičních parametrů a dále budou představeny metriky zhodnocení kvality obrazu, které jsou plně referenční.

V experimentální části práce je cílem navrhnout metodiku pro přenos akvizičních parametrů, která by byla dostatečně jednoduchá na to, provést ji na libovolném pracovišti, ale zároveň dostatečně přesná, aby kvalitu obrazu skutečně alespoň do určité míry zachovala. Na základě předchozích prací je pro tyto účely naměřeno výkonové spektrum šumu, pomocí kterého jsou vybrány rekonstrukční metody s podobným charakterem šumu. Ten má zásadní vliv na vnímání podobnosti obrazů. Současně jsou určeny korekční křivky v závislosti na akvizičních parametrech referenčních rekonstrukcí. Pomocí těchto křivek je určena hodnota akvizičních parametrů cílové rekonstrukce.

Pomocí získaných referenčních křivek jsou pro dané referenční sady dat antropomorfního fantomu naměřeny snímky pořízené za použití přenesených akvizičních parametrů. Současně je zhodnocena závislost v úvodu definovaných metrik kvality na akvizičních parametrech a také reprodukovatelnost těchto metrik při stejných akvizičních parametrech. Pomocí těchto plně referenčních metrik kvality obrazu je následně zhodnocena použitelnost navrhované metody.

# Kapitola 1

## Teoretický úvod

### 1.1 Veličiny hodnocení kvality obrazu

Kvalita obrazu je zcela zřejmě jedním ze zásadních problematik medicínského zobrazování. Výsledný obraz by měl být tak kvalitní, aby umožnil rychlou a správnou diagnózu pacienta. Je však vždy nutné hledat kompromis, pokud jsou s pořízením obrazu spojena jakákoliv rizika pro pacienta nebo ostatní. Při zobrazování za použití ionizujícího záření je tvorba obrazu spojena s ozářením. V souladu s principem radiační ochrany ALARA je nutné hledat kompromis v kvalitě obrazu tak, aby byla zachována jeho diagnostická hodnota.

Je-li potřeba charakterizovat kvalitu nějakého konkrétního obrazu, nebo obecně obrazu z nějaké zobrazovací modaloty, je nutné definovat veličiny pro toto hodnocení. Mezi základní charakteristiky kvality obrazu patří prostorové rozlišení a šum přítomný v obraze. Tyto vlastnosti obrazu pak lze popsat různými způsoby. V následujícím textu proto budou představeny některé z nich.

#### 1.1.1 Modulační přenosová funkce

Existuje několik způsobů charakterizace prostorového rozlišení obrazu z dané zobrazovací modaloty. V praxi se pro pravidelné testování stálosti kvality obrazu standardně používají subjektivní metody hodnocení, při kterých je například hodnocena viditelnost malých objektů v kontrast-detailových fantomech [1], nebo rozlišitelnost objektů od sebe navzájem, například střídajících se kontrastních objektů ve tvaru čar [2]. Tyto metody vyhodnocují prostorové rozlišení subjektivně a výsledek může být závislý na pozorovateli.

Pro objektivní hodnocení prostorového rozlišení je zavedena modulační přenosová funkce (MTF). Tato veličina zjednodušeně popisuje, jaká ztráta kontrastu přísluší objektu o jisté velikosti při zobrazení daným systémem. Změna kontrastu pak udává ztrátu rozlišení [3]. Praktické určení MTF je obvykle prováděno zobrazením objektu z vysoce kontrastního materiálu. Takto je produkována buď hranová, čárová nebo bodová odezva. Výsledná MTF je nakonec určena pomocí Fourierovy transformace. Ta pak popisuje chování systému vůči celému rozsahu prostorových frekvencí. Užitečné je však charakterizovat limitní rozlišení pomocí jediné hodnoty. Vybrat

proto lze například tu prostorovou frekvenci, na které klesne MTF na 10 %, 5 %, nebo 1 % hodnoty vůči hodnotě pro nulovou prostorovou frekvenci [3].

Richard et al. (2012) se ve své práci zabývali možnostmi určení MTF pro různě kontrastní objekty. Podle autorů jsou běžné metody určení MTF klinicky atypické, neboť využívají materiály o vysoké hustotě (typicky wolframová vlákna) a výsledný obraz je pořizován s co nejnižším šumem. Autoři představili algoritmus určení MTF, vycházející z metody využívající kontrastní hranu. K určení hranové rozptylové funkce (ESF) lze využít válcové vložky fantomu, vyrobené z různých materiálů. Transformací obrazu do polárního systému souřadnic a převzorkováním na desetinu velikosti pixelu lze získat ESF a z té následně určit MTF. Tento postup lze provést pro několik řezů a výsledky zprůměrovat. [4].

Autoři tento postup využili ke zhodnocení prostorového rozlišení pro filtrovanou zpětnou projekci a iterativní rekonstrukci. Pro rekonstrukční algoritmy FBP, ASIR a MBIR určili MTF pro vložky z tří různých materiálů a také pro různé nastavení proudu při akvizici. Tím získali MTF pro různé situace kontrastu a šumu v obraze. Autoři popsali závislost MTF na úrovni kontrastu i šumu v obraze pro iterativní rekonstrukce ASIR i MBIR. Tuto závislost pro FBP nepozorovali [4].

Důležitým poznatkem tedy je, že při posuzování prostorového rozlišení v obraze je nutné uvažovat nejen zobrazovací řetězec, ale i zobrazovaný objekt. Je proto důležité mít co nejvíce informací o zobrazovaném objektu, popřípadě mít dobře definované požadavky na výslednou rekonstrukci, zejména pak v případech složitých rekonstrukčních algoritmů, jako jsou iterativní rekonstrukce nebo rekonstrukce pomocí umělé inteligence.

## 1.1.2 Výkonové spektrum šumu

Je zřejmé, že proces zahrnující genezi a detekci elektromagnetického záření, jmenovitě pak rentgenového, je zatížen statistickými fluktuacemi. Tento stochastický charakter má ve výpočetní tomografii, stejně jako v dalších modalitách lékařského zobrazování, za následek přítomnost šumu v procesu vzniku zobrazovaného signálu – jednorozměrných, obrazových i objemových dat. Šum je možné redukovat mnoha způsoby. V reálných podmínkách lékařského ozáření jsou možnosti velmi omezené radiační zátěží pacientů a určitá hladina šumu v získaném signálu je vždy nevyhnutelná. Šum má velmi významný vliv na diagnostickou jistotu a proto je žádoucí principům jeho vzniku, struktuře a z toho plynoucích možností jeho potlačení v nejvyšší možné míře porozumět.

Standardní způsoby hodnocení šumu v obraze závisejí na magnitudě šumu. Jde například o standardní odchylku měřeného signálu. Ta je snadno měřitelná, nicméně poskytuje jen základní informaci o vlastnostech šumu, neboť zcela ignoruje jakoukoliv prostorovou závislost. Již dlouhou dobu je zřejmé, že znalost prostorové závislosti šumu, tedy takzvaného výkonového spektra šumu (NPS), je velmi cenná. Toto spektrum šumu vyjadřuje určitou „sílu“ šumu v závislosti na různých prostorových frekvencích, které odpovídají velikosti objektů v reálném prostoru. [5].

Riederer et al. (1978) odvodili výkonové spektrum šumu ve spojitém tvaru z projekcí (za předpokladu nekorelovaného šumu v jednotlivých projekcích) při rekonstrukci filtrovanou zpětnou projekcí pro libovolný rekonstrukční filtr. Kromě toho autoři představili možnost odhadu daného rekonstrukčního filtru právě z naměřeného spektra šumu, přičemž taková metoda není zatížena efektem velikosti ohniska nebo detekčního elementu. Onu prostorovou korelaci šumu způsobuje ve větší míře právě rekonstrukční algoritmus. U filtrované zpětné projekce pak této korelaci dominuje především volba konkrétního rekonstrukčního filtru. Navíc lze odhadnout spektrum šumu z jiných zdrojů než z těch související bezprostředně se statistickým charakterem fotonů pomocí extrapolace NPS pro nekonečný proud při akvizici [5].

Kijewski et al. (1987) odvodili NPS v diskrétním případě, včetně interpolace a vzorkovacích operací, přičemž předpokládali šum v surových datech jako nekorelovaný a aditivní [6]. Jejich výsledky implikují možnost aliasingu šumu do nižších frekvencí vlivem vzorkování, zvýšení nízkofrekvenčního šumu z důvodu interpolace, či rotační asymetrie spektra. Detekovatelnost prostorově velkých nízkokонтрастních objektů je dána především právě nízkofrekvenční složkou NPS [7]. Kromě toho je NPS společně s MTF základem pro výpočet dalších veličin, jako je například detektivní kvantová účinnost (DQE – „Detective quantum efficiency“) nebo počet ekvivalentních kvant šumu (NEQ – „Noise-equivalent quanta“). Tyto veličiny se rovněž uplatňují v charakterizaci kvality obrazu [8].

## Praktické poznámky k měření, určení a interpretaci NPS

Siewerdsen et al. (2002) vytvořili pro experimentální analýzu výkonového spektra šumu pracovní postup, který je obecně  $n$ -rozměrný. Z plně  $n$ -dimenzionální analýzy je možné získat centrální řezy NPS, popřípadě lze analyzovat  $n$ -rozměrné spektrum jako celek. Postup není limitován na prostorové dimenze a lze jej použít i v dimenzi časové. Základním vztahem pro výpočet NPS je rovnice [8]:

$$S[f_{1:n}] = \frac{b_{1:n}}{N_{1:n}} \langle |DFT\{\Delta d[x_{1:n}]\}|^2 \rangle \quad (1.1)$$

kde  $S[f_{1:n}]$  označuje NPS pro prostorové frekvence  $f_1, \dots, f_n$ , DFT znamená diskrétní Fourierovu transformaci,  $b_1, \dots, b_n$  jsou vzorkovací intervaly (velikosti pixelů),  $N_1, \dots, N_n$  počet pixelů v dané dimenzi a  $\Delta d[x_{1:n}]$  je detrendovaný signál (s nulovou střední hodnotou) v  $n$ -rozměrném prostoru daném  $[x_{1:n}]$ , přičemž závorky  $\langle \rangle$  označují průměrování přes několik realizací.

Autoři rovněž uvádí, že výkonové spektrum šumu není bezrozměrnou veličinou. Představují proto pravidlo, dané rovnicí (1.2), pro určení rozměrových jednotek spektra. Pro signál s jednotkou rozměru  $[signal]$  má NPS rozměr dané jednotky na druhou krát součin rozměru jednotek všech dimenzí [8]:

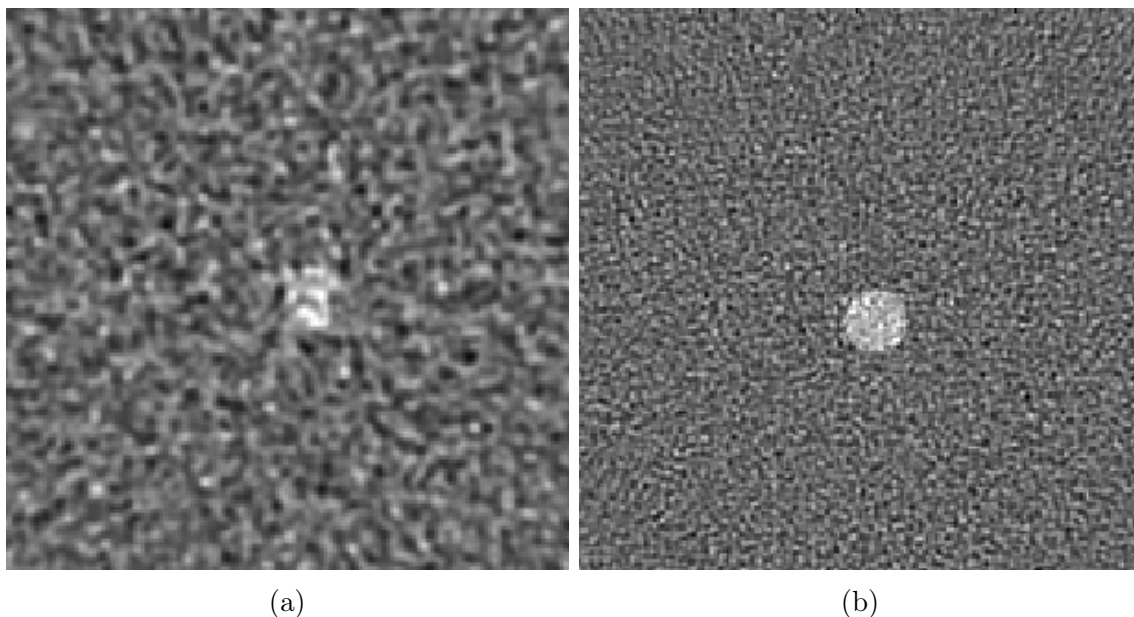
$$[NPS] = [signal]^2 \cdot \prod_{i=1}^n [dimenze] \quad (1.2)$$

Pro příklad uvažujme situaci objemových CT dat. Vzhledem ke skutečnosti, že hodnoty voxelů mají u CT jednotku  $HU$  a jedná se o objemová data, tedy trojrozměrná, má třidimenzionální spektrum jednotku  $HU^2 \cdot mm^3$ . V případě extrakce nebo syntézy centrálního řezu, tedy dvourozměrného spektra, je jednotkou takového NPS  $HU^2 mm^2$ . Budeme-li chtít analyzovat data takzvaného 4D CT, tedy objemových CT v čase, pak by plně dimenzionální spektrum mělo rozměr  $HU^2 \cdot mm^3 \cdot s$ , neboť spektrum není limitováno pouze na prostorovou dimenzi.

V některých případech není vhodné nebo možné analyzovat plněrozměrné spektrum a je potřeba získat pouze jeho část. Důvodem mohou být například výpočetní náročnost pro velmi rozměrné sady dat nebo i obtížnost grafické reprezentace více-rozměrných spekter. Autoři popisují možnost extrakce a syntézy centrálních řezů, přičemž odvozují vhodné normalizační faktory tak, aby bylo zamezeno podhodnocení nebo nadhodnocení spektra. Tyto faktory zahrnují vliv prostorové korelace ortogonálně k rovině extrahovaného centrálního řezu v případě extrakce, nebo tuto korelaci negují integrací ve směru syntézy spektra pro případ syntézy [8].

Ačkoliv teoretický základ pro analýzu spektra šumu byl položen již poměrně dávno, širší praktické uplatnění NPS na scéně diagnostických CT chybělo. Zavedení multidetektorové výpočetní tomografie a helikálních skenů do klinické praxe s sebou navíc přineslo řadu složitých operací vedoucích k finálnímu rekonstruovanému obrazu. Pro příklad uveďme různé interpolační techniky nebo rekonstrukční algoritmy, které mohou výsledné spektrum rovněž ovlivnit [9].

Ve své práci se Boedeker et al. (2007) zaměřili právě na moderní diagnostická multidetektorová CT a na praktické záležitosti ohledně NPS. Především porovnávali metody určení NPS v axiálním a helikálním módu. Dále porovnávali NPS v závislosti na použití metody subtrakce obrazů. Během výpočtu NPS je jednou z možností jako zdrojová data použít přímo rekonstruované obrazy homogenního prostředí, čímž je v NPS obsažena informace o kvantovém šumu, inherentně přítomném z rozptylu záření, ale i o strukturálním šumu, který vzniká například tvrdnutím svazku nebo je důsledkem nehomogenity zobrazovaného objektu. Druhou možností je naměřit dvě sady dat, které jsou od sebe následně odečteny. Takto je přímo odečteno strukturální pozadí, a signál není nutné ve výpočtu NPS detrendovat, tzn. transformovat tak, aby střední hodnota signálu byla nulová. výsledné spektrum obsahuje informaci pouze o kvantovém šumu. Jedním z důležitých poznatků v jejich práci je, že pro úspěšné odečtení strukturální informace je nutné odečítat od sebe obrazy pořízené stejnou detektorovou řadou. Tato podmínka je snadno docílena při axiálních řezech v případě, že startovní pozice rentgenky je při každém skenu stejná. Autoři v práci tvrdí, že není-li startovní pozice stejná, strukturální šum není zcela odstraněn. V případě helikálního skenu není možné takové situace dosáhnout z důvodu interpolace. Po odečtení obrazů nejsou výsledná data strukturálního šumu zcela zbavena. Lepších výsledků by bylo možné dosáhnout při subtrakci přímo dat projekcí. Zároveň poukazují na nestacionaritu CT přístroje a možnost závislosti naměřeného spektra v závislosti na poloze měřených ROI v prostoru. Nevylučují také možnost, že šum na detekčních elementech je korelovaný už před rekonstrukcí [9].



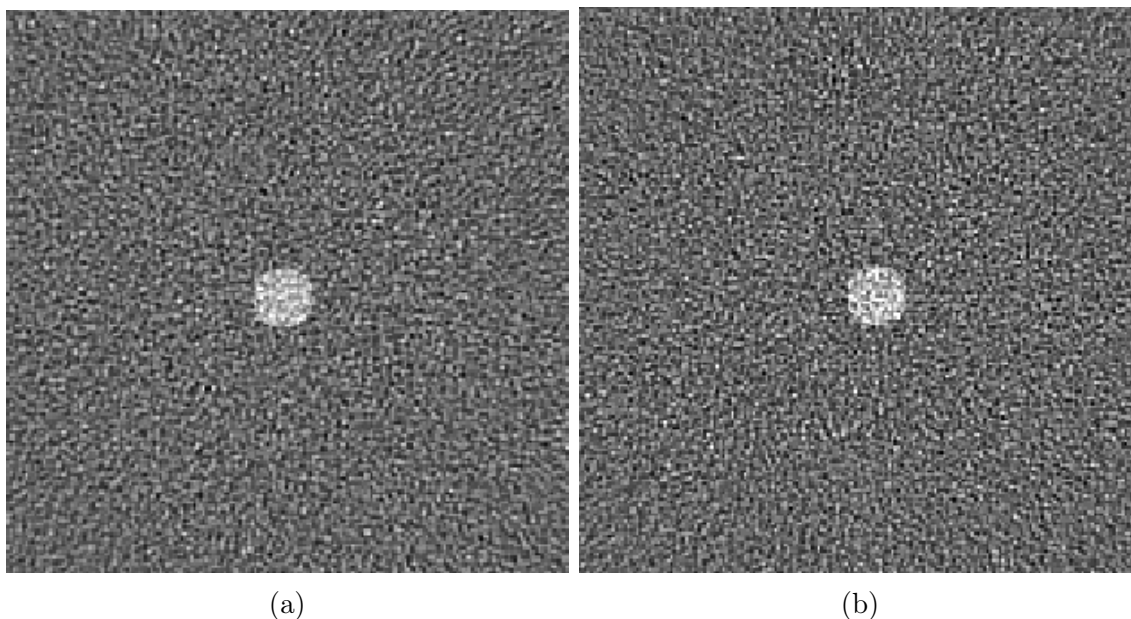
Obrázek 1: Obrázek (a) je rekonstruován vyhlazovacím filtrem B10, obrázek (b) pak ostrým filtrem B50. Velikost šumu je v obou případech stejná – 21,5 HU, nicméně detektabilita signálu se liší. Zdroj: Boedeker 2007

Neméně důležitým poznatkem je možnost verifikace závislosti NPS na rekonstrukčním algoritmu. Autoři zmiňují užitečnost NPS pro charakterizaci jednotlivých rekonstrukčních filtrů. Zároveň navrhují NPS jako jednu z veličin, jejichž informace povede k vytvoření jakéhosi standardizovaného protokolu [9]. Existence takového

protokolu by mohla mít možnost srovnání CT přístrojů nejen v rámci stejné modelové řady, ale i na úrovni zcela nezávislých přístrojů.

Boedeker et al. (2007) se v navazující práci zabývali metrikou SNR vycházející právě z NPS. Zkoumali především detekovatelnost daného signálu v různých podmínkách šumu. Těch bylo docíleno volbou různých rekonstrukčních filtrů a různým nastavením elektrického množství při akvizici, kterým kontrolovali magnitudu šumu na pozadí obrazu, danou směrodatnou odchylkou. Autoři například studovali situaci, kdy byla při použití různých rekonstrukčních filtrů zachována stejná směrodatná odchylka okolního šumu. Přesto však obrazy vykazovaly zcela zřejmý vizuální rozdíl a především byla rozdílná detekovatelnost signálu, vyjádřena metrikou poměru signálu k šumu (SNR). Tento příklad je zobrazen na Obr. 1. To podle autorů vede k tomu, že pokud by chtěl uživatel zachovat stejnou kvalitu obrazu (ve smyslu detekovatelnosti objektu) jako při rekonstrukci prvním z filtrů, nemusel by při rekonstrukci filtrem ostřejším nastavit elektrické množství tak vysoké, aby souhlasila směrodatná odchylka [10].

Další poznatek se týkal zvýrazňujících rekonstrukčních filtrů. Autoři porovnávali dva filtry, opět při stejné hladině šumu, vyjádřené směrodatnou odchylkou. Tento příklad je zobrazen na Obr. 2. Ačkoliv je směrodatná odchylka šumu na pozadí stejná a detektabilita vyjádřena SNR téměř stejná, dávkový rozdíl mezi filtry byl 82 %! To implikuje možnost pro detekci nízkofrekvenčních objektů použít z rodiny podobných ostrých filtrů takový, který při rekonstrukci vyžaduje nejnižší dávku [10].



Obrázek 2: Obrázek (a) je rekonstruován filtrem B60, obrázek (b) filtrem B70. Velikost šumu je v obou případech stejná – 26 HU, detektabilita podobná. Dávka pro pořízení takových obrazů se však liší. Zdroj: Boedeker 2007

Z příkladů uvedených výše vyplývá, že šumová charakteristika daného rekonstrukčního filtru významně ovlivňuje schopnost detekce přítomného signálu. NPS se zdá být velmi užitečným nástrojem pro popis této šumové charakteristiky a představuje jednu z možností, jak porovnat jednotlivé rekonstrukční algoritmy mezi sebou.



Charakterizace šumu pomocí měření NPS implicitně předpokládá takzvanou stacionaritu nebo alespoň slabou stacionaritu (wide-sense stationary). To znamená požadavek na konstantní střední hodnotu v celém obraze a aby autokorelační funkce závisela jen na relativní pozici obrazových bodů mezi sebou [11, 12, 13]. Pokud by byl tento předpoklad porušen, NPS není jednoznačnou charakteristikou šumu v obraze.

Pineda et al. (2008) ověřovali předpoklad stacionarity pro 3D cone beam CT. Stacionarita rekonstrukčního procesu předpokládá, že prostorové korelace šumu jsou nezávislé na poloze v obraze. Kovarianční matice popisuje korelaci mezi jednotlivými frekvencemi. Tato matice je v případě stacionárního procesu diagonální a hodnoty na diagonále určují právě NPS. NPS pak dává plnou charakteristiku korelace šumu v obraze, neboť elementy kovarianční matice mimo diagonálu jsou nulové. Autoři se v práci zabývali mimodiagonálními elementy kovarianční matice pro případ nestacionárního procesu. V této práci nepočítají celou kovarianční matici, ale zaměřují se na první mimodiagonální člen ve směru osy  $x$ . Tento člen popisuje korelaci s nejbližší frekvencí ve směru  $x$ , přičemž autoři v práci předpokládají, že tento člen přispívá k šumu nejvíce. Při porovnání axiální NPS s axiální reprezentací první mimodiagonální složky autoři dokládají podobný tvar spektra, nicméně rozdíl v magnitudě přibližně desetinásobný. Při porušení předpokladu o stacionaritě pak tedy k šumu malým ale nezanedbatelným dílem přispívají další faktory [14].

Autoři dále porovnávali závislost NPS na vzdálenosti od středu. Autoři uvažovali tři situace: vodní fantom, vodní fantom při použití bow-tie filtru, a nakonec prázdný snímek vzduchu. Z výsledků zjistili, že NPS směrem dále od středu rekonstruované oblasti klesá, což vysvětluje vyšší fluencí fotonů na detektorech z důvodu nižšího zeslabení válcovým vodním fantomem. Protivážným efektem je však vliv vzorkování projekcí, které se více uplatňuje při vyšších poloměrech a má tendenci NPS zvyšovat. S vyšší vzdáleností od středu se navíc ve spektru objevovaly změny, které porušovaly symetrii spektra [14]. Autoři na svou práci dále navázali a zaměřili se na mimodiagonální elementy vyšších řádů. Ačkoliv jsou tyto mimodiagonální elementy řádově nižší, než elementy diagonální (tedy NPS), magnituda těchto elementů zůstává přibližně stejná [15].

Výkonové spektrum šumu je velmi užitečným nástrojem pro určení charakteristiky šumu v obraze, přičemž vzhled obrazů je ovlivněn mimojiné právě texturou šumu. Volba rekonstrukčního procesu ovlivňuje šum v obraze zcela zásadním způsobem. Pokud by bylo cílem získat na dvou přístrojích stejné (nebo alespoň dostatečně podobné) snímky, zdá se přirozenou volbou volit takové rekonstrukční algoritmy, které vykazují podobný charakter šumu.

## 1.2 Akviziční parametry ovlivňující kvalitu obrazu

Před zahájením skenování jsou voleny akviziční parametry. Těmito parametry jsou ovlivněny charakteristiky rentgenového záření, které vystupuje z rentgenky, ale také průběh samotné akvizice. Tyto parametry zásadně ovlivňují výsledný obraz.

### 1.2.1 Volba napětí na rentgence

Napětím na rentgence je myšlen rozdíl potenciálů mezi anodou a katodou. Tohoto potenciálu je využito k urychlení elektronů směrem k anodě, kde interagují a produkuje brzdné a charakteristické záření. Maximální energie výsledného rentgenového záření je dána hodnotou maximálního napětí, právě která je uživatelem volena. Střední energie spektra je vlivem filtrace přibližně v jedné třetině až v jedné polovině maximální energie [16].

Volba napětí má na výsledné záření kvalitativní i kvantitativní efekt. Změnou maximálního napětí je ovlivněn tvar výsledného spektra, ale i celkový počet kvant záření a ovlivněna je tedy i dávka pacientovi [3]. Energie záření má vliv na kontrast v obraze – kontrast je vyšší pro nižší energie záření. Nízkoenergetické záření však není tak pronikavé a je snadněji absorbováno v pacientovi, čímž zvyšuje dávku, kterou obdrží. Pro vyšetření větších pacientů je proto potřeba pronikavější záření i za cenu snížení kontrastu v obraze. Běžný rozsah používaných napětí je od 70 kVp do 140 kVp, přičemž nejčastěji používané je napětí 120 kVp. To je dostatečné pro penetraci většiny anatomických částí, včetně oblasti ramen či pánve [16].

### 1.2.2 Volba elektrického množství

Volba proudu ovlivňuje množství záření, produkované v rentgence. Elektrickým množstvím se pak označuje součin proudu a doby záření. Volba elektrického množství má pak na výsledné spektrum kvantitativní efekt. Zvýšením elektrického množství je zvýšeno množství elektronů urychlovaných v rentgence, potažmo výsledná fluence záření. Dávka pacientovi závisí na volbě elektrického množství, je-li sníženo, je snížena i dávka a naopak. Zároveň je snížením elektrického množství docíleno vyššího šumu v obraze [3, 16].

### 1.2.3 Volba pitch faktoru

Při akvizici pomocí helikálního CT skenu je během rotace rentgenky kontinuálně posouváno stolem. Pitch faktor je pak definován jako poměr rychlosti posunu stolu vůči šířce svazku. Je-li pitch faktor roven jedné, posun stolu je stejný jak šířka svazku a nedochází tak k nedozáření ani přezáření objemu. V případě pitch faktoru menšího než jedna, je rotace rentgenky rychlejší než posun stolu a skenovaný objem je přezařován. Pro pitch faktor větší než jedna je rychlost stolu vyšší a objem je nedozařován. Pro kompenzaci tohoto efektu je některými výrobci zaveden koncept efektivního elektrického množství, v jehož definici je součin proudu a času vydělen pitch faktorem. Pro udržení efektivního elektrického množství je snížení pitch faktoru

vykompenzováno nižším proudem. Bez použití konceptu efektivního elektrického množství je pitch faktorem ovlivněn šum v obraze a zároveň i dávka pacientovi. V každém případě pak pitch faktor ovlivňuje rychlost akvizice [3, 16].

#### 1.2.4 Volba tloušťky řezu

Tloušťka řezu je dána velikostí detekčního elementu. Z naměřených dat lze rekonstruovat širší tloušťky řezů, než jaké byly získány při akvizici. Nižší tloušťky řezů se vyznačují vyšším šumem v obraze, proto mohou vyžadovat vyšší nastavení elektrického množství. Tenčí řezy vykazují vyšší rozlišení v longitudinální ose, zároveň je pro ně méně výrazný efekt částečného objemu a vykazují tak lepší kontrast. Je proto nutné zvážit, zda získané výhody převažují cenu zvýšení dávky pacientovi [3].

#### 1.2.5 Volba rekonstrukčního algoritmu

Při rekonstrukci pomocí filtrované zpětné projekce jsou surová data filtrována daným konvolučním jádrem. Volba tohoto jádra (též označovaného jako filtr nebo kernel) ovlivňuje prostorové rozlišení i charakter šumu v obraze. Filtry lze rozdělit podle ostrosti na škále od hladkých, přes ostré, až po ultra-ostře nebo hrany zvýrazňující. Volba filtru záleží na daném úkolu – jiný kernel bude vybrán pro detekci malých vysokokontrastních objektů, jiný pro zobrazení nízkokontrastních. Ostré kernely se vyznačují ostřejším obrazem, nicméně za cenu zvýšení šumu. Charakter šumu, například jeho textura, je volbou rekonstrukčního jádra rovněž ovlivněn. Kromě filtrované zpětné projekce lze využít i iterativní rekonstrukce, což má za následek další změnu v charakteru obrazu z hlediska struktury šumu či prostorového rozlišení [3, 16].

## 1.3 Technické parametry způsobující rozdílný obraz

Pokud bychom zvolili stejné akviziční parametry na dvou různých přístrojích, i přesto bychom nezískali z obou systémů stejný obraz. Je zřejmé, že technická realizace přístroje se budou lišit mezi různými výrobci. Ať už jde o různou volbu materiálů, či odlišný celkový design jednotlivých komponentů, každá změna v provedení bude mít za následek změnu v obraze.

### 1.3.1 Design rentgenové lampy

Rentgenka je srdcem CT skeneru – je zodpovědná za genezi záření. Typická rentgenka je tvořena katodou a rotační anodou. Anoda rotuje, čímž rozptyluje ohnisko na větší plochu a umožňuje tím lepší chlazení. Požadavky na výkon rentgenek zvyšují i nároky na chlazení. Proto, aby byla zvýšena jejich tepelná kapacita, byly anody vyráběny větší a tím pádem těžší [17]. Vzhledem ke snižujícím se dobám rotace a z ní se odvíjejícímu odstředivému zrychlení působícího na rentgenku představovalo každé zvýšení hmotnosti problémy. Jeden z výrobců představil nový design rentgenky. Ta nyní rotuje celá, což umožnilo efektivnější chlazení. Zároveň umožňovala fokusovat elektronový svazek magnetickým polem a docílit tak například metody létajícího ohniska (flying focal spot), které umožňuje dvojnásobné vzorkování [16, 17, 18]. Je pak zcela zřejmé, že takto rozdílný design základního komponentu CT přístroje bude mít vliv na výstupní spektrum záření a tím pádem i na výsledný obraz.

K produkci záření se váže i jeho filtrace. Kromě toho, že spektrum filtruje samotná rentgenka svým materiálem, jsou pro účely změny spektra přidávány další filtry. Základním účelem je odfiltrovat nízkoenergetické záření, které tolik nepřispívá k vytvoření výsledného obrazu a naopak způsobuje vyšší dávky pacientům [17]. Dále může jít kolimátory, vymezující šířku svazku nebo o tvarované filtry, které například kompenzují zeslabení na periferiích rekonstruované oblasti (tzv. bow-tie filtry). Tyto tvarované filtry snižují dávku pacientům bez vlivu na kvalitu obrazu, či zvyšují kontrast snížením množství rozptýleného záření a snižují nároky na dynamický rozsah detektorů [3, 16, 17]. Celková filtrace svazku má tedy vliv na spektrum záření na výstupu. Rozdílné spektrum záření pak bude hrát roli v rozdílném obrazu i při zvolení stejných akvizičních parametrů jako je napětí na rentgence nebo elektrické množství.

### 1.3.2 Design detektorů obrazu

Podobně jako rentgenka je kritickou komponentou i detekční systém CT. Detektor má za úkol převést dopadající záření na elektrický impuls a následně na digitální signál, který lze dále zpracovat. Kromě samotného detekčního elementu je přítomen systém zesilovačů a převodníků. Tato elektronika je zodpovědná za zpracování signálů, ale i za určitou hladinu elektronického šumu [17]. V současnosti jsou nejběžnějším typem detektorů ty scintilační [3].

Mezi základní požadavky na materiál detektoru patří vysoká absorpční účinnost, rychlá časová odezva, rychlý pokles detekovaného signálu, vysoká čistota materiálu a další. Rozdílné vlastnosti materiálu, ze kterého je detektor vyroben, budou mít vliv na výsledný obraz. Materiál, kterému nedostatečně rychle poklesne signál a ten pak ovlivňuje signál z dalších projekcí, může ve výsledném obrazu tvořit artefakty, jako například kometu připomínající artefakt kolem tenkého kontrastního objektu nebo směrovou závislost šumu v obraze [19]. Jiné materiály vykazují naopak vysokou rychlost detekce, vhodnou zejména pro Dual Energy CT s využitím rychlé změny napětí na rentgence, nicméně na úkor hustoty a tím pádem i efektivity absorpce [17].

## 1.4 Metriky porovnání podobnosti obrazů

V mnoha případech je užitečné, v některých snad dokonce nutné, porovnat mezi sebou různé obrazové signály. Takové obrazy mohou být v případě medicínských obrazů například snímky stejné anatomické oblasti z různých modalit nebo ze stejné modalit, ale při různém nastavení parametrů akvizice obrazu. Dále lze porovnávat obrazy v různých stupních degradace (v rámci libovolného post-processingu).

V případě, kdy je vyhodnocena kvalita „degradovaného“ signálu vůči nějakému „referenčnímu“, který je považován za nezkrácený, jde o takzvané plně referenční zhodnocení kvality obrazu. V principu však lze porovnávat daný obrazový signál vůči nějakému cílovému, přičemž oba mohou být degradovány v intuitivním smyslu různým zkrácením, typicky šumem o různé magnitudě – tedy ani jeden z obrazů není dokonalý v pravém významu, ale lze kvantifikovat míru podobnosti mezi těmito signály. Dále lze kvalitu obrazu vyhodnocovat metodami, které jsou zcela bezreferenční nebo částečně referenční [20].

Vzhledem k tématu práce budou bezreferenční a částečně referenční metody opomenuty a představeny budou pouze některé z plně referenčních metrik kvality obrazu. Cílem sekce je představit některé metriky vyhodnocující číselně shodu mezi dvěma obrazovými signály.

### 1.4.1 Mean squared error – MSE

Jednou ze základní metrikou porovnání obrazu je střední kvadratická chyba – MSE, jejíž definice je dána následujícím vzorcem [20]:

$$MSE = \frac{1}{M \cdot N} \sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N [x(i, j) - y(i, j)]^2 \quad (1.3)$$

kde  $x$  a  $y$  jsou porovnávané obrazy,  $i, j$  polohy jednotlivých pixelů a  $M$  a  $N$  rozměry obrazů. Metrika jako taková tedy pracuje přímo z rozdíly hodnot mezi konkrétními, navzájem si odpovídajícími pixely daných obrazů. Metoda je proto velmi náchylná na přesnou registraci obrazů na sebe – i misregistrace v řádech jednotek pixelů může způsobit velký nárůst hodnoty MSE, přičemž nižší hodnota znamená vyšší míru shody. Jednoduchost výpočtu, stejně jako intuitivní definice s jasným fyzikálním významem (energie chybového signálu) a další vlastnosti, jí však zaručují místo v mnoha aplikacích [21].

Na druhou stranu MSE nezvládá vyhodnotit takové případy degradace, kdy různé obrazy po deformaci vykazují stejnou hodnotu MSE, nicméně jsou dané obrazy vizuálně vnímány zcela odlišně. Příkladem může být jpg komprese a transformace jasu – lehce světlejší obraz nebude vnímán hůře, než obraz po kompresi, ačkoliv by hodnotu MSE měli stejnou [21]. Především tento nedostatek zapříčinil hledání alternativních způsobů plně referenční kvantifikace kvality obrazu a dal za vznik metrikám zohledňující lidský vizuální systém – tedy to, jakým způsobem vnímá určité rozdíly v obrazech člověk.

## 1.4.2 Structural similarity index measure – SSIM

Z předpokladu, že lidský vizuální systém je dobře adaptován na extrakci strukturální informace vychází metrika SSIM. Tato metrika je založena na posuzování degradace obrazu na základě strukturálního zkreslení [22].

Metrika SSIM pro plně referenční zhodnocení kvality obrazu je založena právě na strukturální podobnosti. Tato míra podobnosti dvou obrazových signálů  $x$  a  $y$  je rozdělena do tří složek, porovnávajících jas  $l(x, y)$ , kontrast  $c(x, y)$  a strukturu  $s(x, y)$ . Definice tohoto indexu podobnosti je představena níže [23]. Výpočet předpokládá nezáporné, vzájemně registrované obrazové signály  $x$  a  $y$ . V první fázi je vypočtena  $l(x, y)$  – jasová složka indexu, jež je funkcí středních hodnot  $\mu_x$  a  $\mu_y$ . Ty jsou v diskrétním případě definovány následovně:

$$\mu_x = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i \quad (1.4)$$

V dalším kroku je od obrazového signálu odečtena jeho střední hodnota a určena složka kontrastu –  $c(x, y)$ , která je funkcí směrodatné odchylky, definované vztahem

$$\sigma_x = \left( \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (x_i - \mu_x)^2 \right)^{\frac{1}{2}} \quad (1.5)$$

Ve třetím kroku je obrazový signál (po odečtení průměrné hodnoty) normalizován směrodatnou odchylkou. Takto zpracované signály jsou pak vstupem do výpočtu pro získání členu spojeného se strukturou –  $s(x, y)$ . Jednotlivé členy indexu strukturální podobnosti byly navrženy tak, aby splňovaly následující kritéria:

1. Symetrie:  $S(x, y) = S(y, x)$
2. Omezenost:  $S(x, y) \leq 1$
3. Jedinečnost maxima:  $S(x, y) = 1$  pouze tehdy, když  $x = y$ , nebo v diskrétním případě, je-li splněna podmínka  $x_i = y_i$  pro všechna  $i = 1, \dots, N$

Jasová složka indexu byla definována vztahem

$$l(x, y) = \frac{2\mu_x\mu_y + C_1}{\mu_x^2 + \mu_y^2 + C_1} \quad (1.6)$$

kde  $C_1$  je konstanta definována pro udržení stability v případě, kdy je člen  $\mu_x^2 + \mu_y^2$  blízký nule, přičemž platí

$$C_1 = (K_1L)^2 \quad (1.7)$$

pro dynamický rozsah  $L$  (255 v případě 8bitového obrazu v odstínech šedi) a malou konstantu  $K_1 \ll 1$ . Podobně pro kontrastovou složku indexu, definovanou podle rovnice

$$c(x, y) = \frac{2\sigma_x\sigma_y + C_2}{\sigma_x^2 + \sigma_y^2 + C_2} \quad (1.8)$$

a konstantu  $C_2 = (K_2L)^2$  pro dynamický rozsah  $L$  a malou konstantu  $K_2 \ll 1$ . Pro strukturní člen indexu platí vztah

$$s(x, y) = \frac{\sigma_{xy} + C_3}{\sigma_x \sigma_y + C_3} \quad (1.9)$$

přičemž platí, že  $C_3$  je opět stabilizační konstanta a

$$\sigma_{xy} = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (x_i - \mu_x)(y_i - \mu_y) \quad (1.10)$$

Nakonec jsou jednotlivé členy zkombinovány ve výsledný index SSIM podle následující definice:

$$SSIM(x, y) = [l(x, y)]^\alpha \cdot [c(x, y)]^\beta \cdot [s(x, y)]^\gamma \quad (1.11)$$

kde  $l(x, y)$ ,  $c(x, y)$ , resp.  $s(x, y)$  označují jasovou, kontrastní, resp. strukturní složku indexu a exponenty  $\alpha > 0$ ,  $\beta > 0$ , resp.  $\gamma > 0$  vyjadřují relativní důležitost jednotlivých členů pro výpočet SSIM. Autoři ve své práci používají jako výchozí hodnoty  $\alpha = \beta = \gamma = 1$  a  $C_3 = C_2/2$ , což výpočet indexu zjednodušuje na tvar

$$SSIM(x, y) = \frac{(2\mu_x\mu_y + C_1)(2\sigma_{xy} + C_2)}{(\mu_x^2 + \mu_y^2 + C_1)(\sigma_x^2 + \sigma_y^2 + C_2)} \quad (1.12)$$

Z různých důvodů je pro zhodnocení kvality obrazu výhodné použít SSIM lokálně, spíše než globálně. Především jde o prostorově závislý výskyt jednotlivých příznaků, ale také o skutečnost, že lidský vizuální systém dokáže z typických pozorovacích vzdáleností efektivně vnímat pouze relativně malou část celkového obrazu. Autoři používají kruhovou, symetrickou, gaussovskou váhovou funkci pro výpočet lokálních hodnot, přičemž adekvátně modifikují rovnice (1.4), (1.5) a (1.10). Výsledná hodnota indexu je pak neváženým průměrem ze všech lokálních hodnot [23].



### 1.4.3 Feature similarity index – FSIM

Metrika je založena na poznatku, že lidský vizuální systém rozpoznává v obraze především takzvané nízkoúrovňové příznaky, jmenovitě například hrany nebo průchody nulou [24, 25]. Ty tedy nesou zásadní informace pro vizuální interpretaci scény v obraze. Znatelné změny v obraze tedy vedou ke změně těchto příznaků. Na jejich základě pak lze referenční a porovnávaný obraz srovnávat [26].

Vizuálně rozeznatelné příznaky odpovídají v obraze místům, kde mají Fourierovy vlny různých frekvencí shodné fáze [24, 27, 28]. V místech vysoké fázové kongruence lze tedy extrahovat vhodné příznaky. Tyto poznatky vedly autory k volbě fázové kongruence jako primárnímu příznaku. Uvažujme rozvinutí signálu do Fourierovy řady ve tvaru

$$F(x) = \sum_n A_n \cos(n\omega x + \Phi_n) \quad (1.13)$$

kde  $\omega$  označuje konstantu (typicky  $2\pi$ ) a člen  $\Phi_n$  označuje fázový posun pro členy obsahující funkci sinus. Fázová kongruence je pak definována

$$PC(x) = \max_{\theta \in [0, 2\pi]} \frac{\sum_n A_n \cos(n\omega x + \Phi_n - \theta)}{\sum_n A_n} \quad (1.14)$$

přičemž hodnota  $\theta$ , maximalizující rovnici (1.14), je váženým průměrem fází všech Fourierových členů v uvažovaném bodě  $x$  [29]. Ve své práci Kovesi (1995) rozvíjí původní definici do dvourozměrného případu a představuje způsob výpočtu pomocí vlnkové transformace [29]. Ačkoliv je tento postup využit při výpočtu FSIM, jeho detailní popis je nad rámec této práce.

Složka fázové kongruence v FSIM je definována rovnicí (1.15), kde  $PC_i$  označuje fázovou kongruenci pro každý bod  $x$  obrazu  $i$  a  $T_1$  je kladná konstanta pro zvýšení stability [26].

$$S_{PC}(x) = \frac{2 \cdot PC_1(x) \cdot PC_2(x) + T_1}{PC_1^2(x) + PC_2^2(x) + T_1} \quad (1.15)$$

Vzhledem k invarianci fázové kongruence vůči kontrastu a skutečnosti, že lokálním kontrastem je lidský vizuální systém rovněž ovlivněn, vybrali autoři gradientní mapu obrazu za sekundární příznak. Mapa fázové kongruence a gradientní mapa obrazu jsou komplementární příznaky. Druhá složka je tedy definována rovnicí (1.16), kde  $G_i$  označuje velikost gradientu pro každý bod  $x$  obrazu  $i$  a  $T_2$  je kladná konstanta pro zvýšení stability [26].

$$S_G(x) = \frac{2 \cdot G_1(x) \cdot G_2(x) + T_2}{G_1^2(x) + G_2^2(x) + T_2} \quad (1.16)$$

Kombinací těchto příznaků je vytvořena podobnostní mapa obrazů podle rovnice (1.17), kde parametry  $\alpha$ , resp.  $\beta$  udávají relativní váhu příznaků fázové kongruence, resp. velikosti gradientu [26].

$$S_L(x) = [S_{PC}(x)]^\alpha \cdot [S_G(x)]^\beta \quad (1.17)$$

Z této podobnostní mapy je následně syntetizováno jediné skóre vážením opět pomocí fázové kongruence. Definicí

$$PC_m(x) = \max(PC_1(x), PC_2(x)) \quad (1.18)$$

jsou zohledněny body, ve kterých jsou v jednom nebo druhém porovnávaném obraze vysoké hodnoty fázové kongruence, díky čemuž lze přejít k finální definici FSIM podle rovnice (1.19), kde  $x \in \Omega$  označuje body z obrazového prostoru [26].

$$FSIM = \frac{\sum_{x \in \Omega} S_L(x) \cdot PC_m(x)}{\sum_{x \in \Omega} PC_m(x)} \quad (1.19)$$

## Kapitola 2

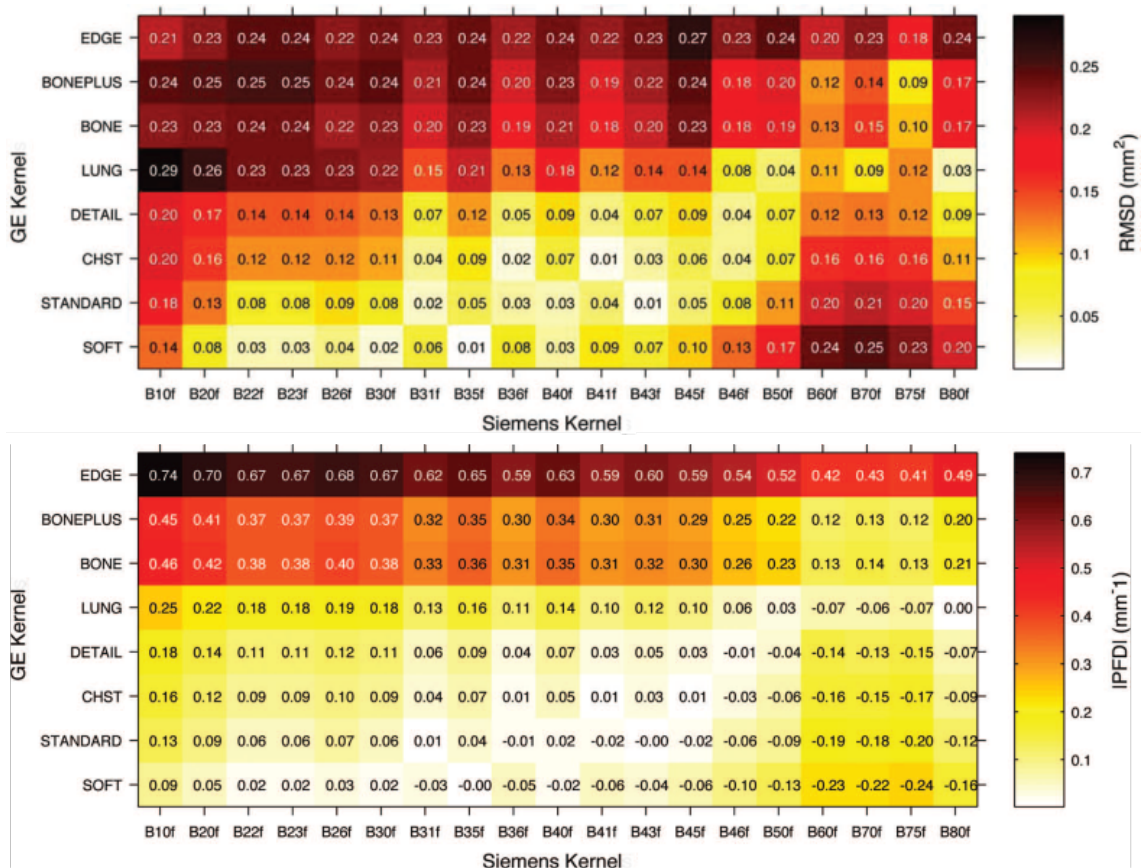
# Přenos akvizičních parametrů mezi CT systémy

### 2.1 Přehled předchozích prací

Solomon et al. (2012) se ve své práci zabývali srovnáním rekonstrukčních algoritmů různých výrobců na základě textury šumu. Toto srovnání prováděli právě pomocí NPS. Autoři srovnávali různé rekonstrukční kernely filtrované zpětné projekce z přístrojů od výrobců GE (model Discovery CT 750 HD) a Siemens (model SOMATOM Definition Flash). K dosažení tohoto cíle autoři zavedli tříkrokovou metodu, kdy nejdříve určili NPS z snímků uniformní oblasti, dále filtrovali naměřené spektrum s funkcí modelující lidské vizuální vnímání a nakonec kvantitativně srovnali filtrovaná spektra na základě peakové frekvence spektra a odmocniny středních kvadratických rozdílů.

Autoři počítali odhad NPS z obrazů uniformní části fantomu. Aby snížili vliv nízkofrekvenčního šumu nestochastické povahy, odečítali z těchto snímků fit dat dvourozměrnou polynomiální funkci druhého řádu. Tím tedy získali snímky s nulovou střední hodnotou, ze kterých bylo možné určit NPS Fourierovou transformací přímo ze snímků šumu. Radiálním průměrováním této NPS získali jednorozměrnou reprezentaci. NPS určovali z jednotlivých řezů, přičemž v každém řezu uvažovali čtyři oblasti zájmu, každou o velikosti  $128 \times 128$  pixelů. Pro zahrnutí odlišného vnímání šumu lidským pozorovatelem na různých prostorových frekvencích bylo naměřené spektrum filtrováno funkcí lidské vizuální odezvy, která v sobě zahrnuje pozorovací podmínky.

Autoři vypočítali NPS pro široký rozsah rekonstrukčních kernelů a určili jejich peakové frekvence. Jednotlivá spektra pak mezi sebou porovnali z hlediska rozdílu peakové frekvence spektra, označeno jako PFD, a také z hlediska RMSD, odmocniny ze střední kvadratické odchylky. PFD bylo definováno jako GE frekvence peaku minus Siemens frekvence peaku. Kladné hodnoty PFD znamenají ostřejší GE kernel a naopak záporné hodnoty označují, že ostřejší je Siemens kernel. Výsledné hodnoty PFD a RMSD jsou zobrazeny na Obr. 3. Podobnost spekter je dána nízkými hodnotami jak absolutní hodnoty PFD, tak i RMSD [30].



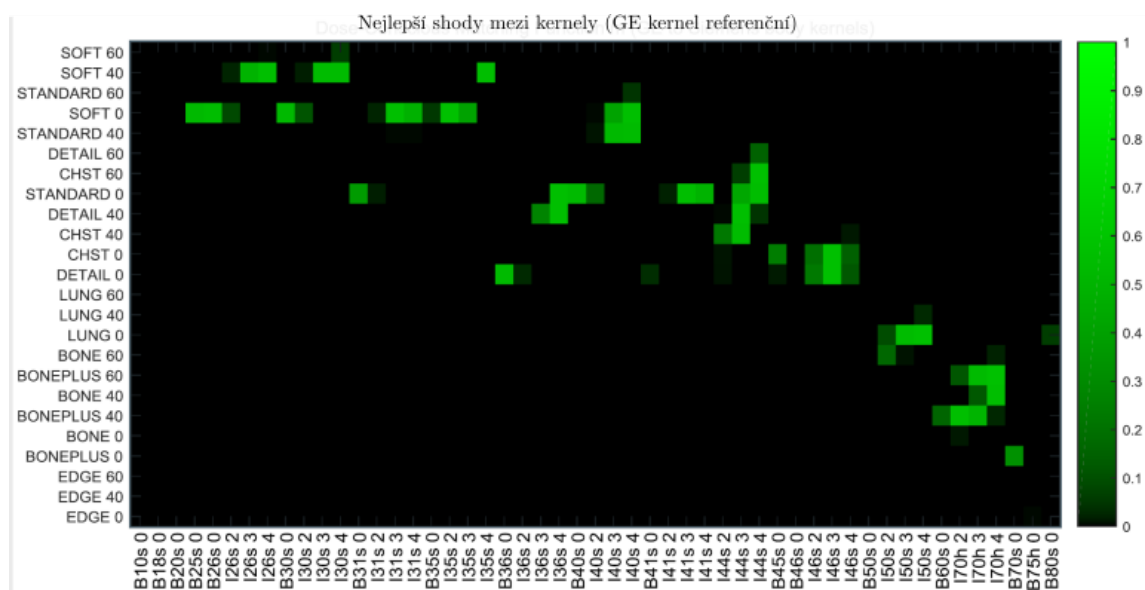
Obrázek 3: Hodnoty RMSD (nahore) a PFD (dole) pro ruzne kombinace GE a Siemens kernelu. Nizke hodnoty RMSD označuji celkovou podobnost spekter. Nizke hodnoty PFD označuji, že spektra vykazují podobnou peakovou frekvenci. Světlé body označuji podobné páry rekonstrukčních kernelu. Převzato z Solomon et al. [30]

Podle výsledků autorů nevykazují kernely různých výrobců zcela identickou charakteristiku šumu, ačkoliv lze identifikovat kernely, které jsou vzhledem k sobě z hlediska textury šumu nejvíce podobné. Je nicméně nutné volit jeden rekonstrukční kernel jako referenční a k němu hledat odpovídající kernel. K referenčním kernelům B30f, resp. B40f od výrobce Siemens odpovídali nejbližše kernely Soft, resp. Standard výrobce GE [30].

Winslow et al. (2017) opět hledali odpovídající si dvojice rekonstrukcí mezi CT skenery GE Discovery CT 750 HD a Siemens SOMATOM Definition Flash. Autoři se zaměřili nejen na strukturu šumu podle NPS, ale brali do úvahy i prostorové rozlišení ve smyslu MTF. Shodu mezi rekonstrukčními algoritmy neporovnávali navíc pouze pro případ filtrované zpětné projekce, ale i pro různé stupně iterativní rekonstrukce. Zároveň provedli srovnání mezi rekonstrukcemi jednak nezávisle na dávce, jednak i při uvážení požadavku na podobnou radiační zátěž. Autoři pro určení NPS postupovali podobně jako Solomon et al. [30], nicméně k charakterizaci spektra nevyužili peakovou frekvenci, nýbrž váženou střední frekvenci spektra. Pro odhad dávky pro danou akvizici zvolili hodnotu  $CTDI_{vol}$  odpovídající směrodatné odchylce rovné 10. Tuto referenční hodnotu  $CTDI$  získali ze vztahu

$$CTDI_{vol} = \frac{k}{\sigma^2} \quad (2.1)$$

kde  $k$  vyjadřuje parametr a  $\sigma$  směrodatnou odchylku. Magnitudu šumu ve smyslu hodnoty směrodatné odchylky a také NPS získali měřením ze čtyřech oblastí v uniformní části fantomu. MTF určili autoři pomocí hrany vzduchové vložky fantomu. Pro účely určení shody mezi rekonstrukcemi autoři využili sigmoidních váhových funkcí. Tyto váhové funkce byly nastaveny tak, aby penalizovaly rekonstrukce s poklesem hodnoty MTF o 5 % a více, a také rekonstrukce s odlišnou váženou střední frekvencí spektra lišící se o více než 5 %. V případě srovnání rekonstrukcí s uvážením i radiační zátěže byla zvolena váhová funkce penalizující zdvojnásobení dávky. Navzdory několika rozdílům uvádějí autoři podobné výsledky jako Solomon et al. [30]. Uvážení většího množství porovnávaných rekonstrukčních algoritmů dává širší výběr vhodných rekonstrukcí k navázání na požadovaný referenční rekonstrukční algoritmus. Podle autorů je navíc možné vhodným nastavením síly iterativní rekonstrukce získat lepší shodu s referenční rekonstrukcí a iterativní rekonstrukce tak nabízí více možností pro navázání k jiným rekonstrukcím [31].



Obrázek 4: Nejlepší shody Siemens kernelů (osa x) vzhledem k referenčním GE kernelům (osa y). Hodnota za názvem GE, resp. Siemens kernelu vyjadřuje procentuální sílu, resp. úroveň iterativní rekonstrukce. Převzato z Winslow et al. [31]

Na základě klinické zpětné vazby od radiologů na svém pracovišti porovnávali Bache et al. (2017) CT skenery různých modelových řad, avšak stejného výrobce. Jmenovitě šlo o pět přístrojů modelové řady GE LightSpeed VCT a pět přístrojů řady GE Discovery 750 HD. Autoři v práci identifikovali rozdíly ve velikosti šumu v obrazech mezi modelovými řadami pro dva různé protokoly, jeden daný doporučením výrobce, druhý byl vlastní dané instituci. Současně porovnávali nízkokontrastní detektabilitu (LCD) pro různé tloušťky rekonstruovaných řezů a různou velikost objektů. Nakonec zhodnotili velikost šumu i detektabilitu pro antropomorfní fantom. Autoři uvádějí konzistentně lepší výsledky z hlediska velikosti šumu i LCD pro modelovou řadu LightSpeed VCT. Autoři neshledali rozdíly ve výstupu z rentgenky, neboť ačkoliv využívají odlišné rentgenky, rozdíl ve výstupu mezi nimi nebyl patrný, stejně jako nebyl patrný rozdíl mezi kvalitami svazku. Autoři připisovali, nicméně ne s plnou jistotou, horší výsledky pro řadu Discovery 750 HD detektorům. Jedná

se totiž o jednozdrojové dual-energy CT (metoda rychlého přepínání napětí), které využívá detektory Gemstone. Ty jsou přizpůsobeny pro rychlé čtení signálu, což může mít za následek právě horší výsledek pro single-energy protokoly. Autoři tak zhodnotili rozdíly mezi modelovými řadami, nicméně se v této práci nepokoušeli o změnu protokolů tak, aby byly rozdíly eliminovány [32].

Einstein et al. (2020) se potýkali s problémem rozdílné kvality obrazu nového CT skeneru stejného výrobce. Autoři srovnávali nový přístroj GE Revolution HD s dosavadním přístrojem GE Revolution 750 HD GSI. Zpětnou vazbou od klinických radiologů na svém pracovišti zjistili rozdíl v obrazech v postkontrastních fázích při použití stejného rekonstrukčního kernelu Standard. Rozdíl ve vzhledu obrazů byl znatelný i přes skutečnosti, že se jednalo o přístroje stejného výrobce a bylo proto očekáváno, že budou vykazovat podobný obraz při stejných podmínkách. Při přejímacích zkouškách nového přístroje navíc nebyl pozorován významný rozdíl mezi jednotlivými přístroji. Autoři nepozorovali rozdíl mezi NPS rekonstrukčních kernelů Standard či Soft mezi danými přístroji. Při hodnocení snímků semi-antropomorfního fantomu a multi-energy CT fantomu pořízených na novém přístroji však pozorovali významnou závislost velikosti šumu na CT číslech daných materiálů ve fantomu při použití rekonstrukčního kernelu Standard. Při použití kernelu Soft nebyla tato závislost pozorována a celková velikost šumu byla nižší. Závěrem jejich práce byla změna rekonstrukce pomocí kernelu Standard u nového přístroje za kernel Soft. Tato změna s sebou nesla snížení velikosti šumu v obraze, přičemž zachovala dostatečné prostorové rozlišení. Autoři poukazují na nedostatečnost metody porovnání na základě vodních nebo voděekvivalentních fantomů, neboť nezachycují chování pro případy vyšších hodnot CT čísel [33].

Shafiq-ul-Hassan et al. (2017) studovali vliv rekonstrukčního kernelu na radiomika, což jsou kvantitativní příznaky, získané výpočtem různých veličin z obrazových dat. Těchto příznaků může být z obrazu určeno několik desítek i více. Tato sada příznaků pak může sloužit k poskytnutí diagnostických či prognostických informací [34]. Autoři porovnávali různé modely CT skenerů od různých výrobců. Některé příznaky jsou silně ovlivněny volbou rekonstrukčního algoritmu, zatímco vliv jiných akvizičních parametrů není tak významný. Autoři zavedli korekční faktory příznaků závislých na rekonstrukčních kernelech na základě peakové frekvence spektra a hodnoty maximální intenzity. Tyto veličiny se navíc ukázaly jako nezávislé na volbě proudu při akvizici. Takto korigované příznaky již nevykazovaly závislost na volbě rekonstrukčního procesu [35]. Závislost některých příznaků na volbě rekonstrukčního parametru uvádějí i autoři Meyer et al. (2019), ačkoliv v jejich práci neměla volba rekonstrukčního algoritmu takový vliv na reprodukovatelnost příznaků jako změna jiných akvizičních parametrů [36]. V jejich práci však volili zdrojová data z jediného přístroje a neporovnávala tak skenery od různých výrobců mezi sebou.

Kvalita obrazu je zřejmě významně ovlivněna volbou rekonstrukčního algoritmu i jinými akvizičními parametry. Změny v kvalitě obrazu lze pozorovat mezi jednotlivými výrobci CT přístrojů, mezi různými modelovými řadami jednoho výrobce i v rámci jedné modelové řady. Různá kvalita obrazu a jeho typické charakteristiky tak mohou mít vliv nejen na kvantitativní hodnocení jako v případě výpočtu příznaků radiomik, ale i pro subjektivní hodnocení v klinické praxi.

## 2.2 Experimentální měření

### 2.2.1 NPS, šum a korekční křivky

Na přístrojích SPECT/CT GE NMCT 670 (CT model BrightSpeed Elite) a PET/CT Siemens Biograph mCT40 (CT model SOMATOM Definition AS) byl pro různé kombinace akvizičních parametrů naskenován fantom Catphan 503. Tento fantom obsahuje moduly CTP404 – Sensitometrický a geometrický modul, CTP528 – modul vysokokontrastního rozlišení a CTP486 – uniformní modul.

Použité akviziční parametry jsou shrnuty v Tab. 1. Pitch faktor na přístroji GE nebylo možné nastavit na hodnotu 1, vybrána byla proto nejbližší možná zvolitelná hodnota. K tomuto pitch faktoru byla u přístroje Siemens vybrána nejbližší nastavitelná hodnota. U přístroje Siemens bylo možné nastavit přímo efektivní elektrické množství dané vztahem

$$Q_{eff} = \frac{Proud \cdot Doba\ rotace}{Pitch\ faktor} \quad (2.2)$$

nicméně u přístroje GE bylo pouze možné nastavit individuální hodnoty proudu, pitch faktoru a doby rotace. Přestože byla doba rotace nastavena jako 1 s, v dicomové hlavičce byla hodnota vyšší. Z tohoto důvodu bylo nutné přepočítat hodnoty proudu, které byly na přístroji GE nastaveny. Vzhledem k tomu, že proud na stanici GE bylo možné volit v kroku po 5 mA, jsou výsledné hodnoty efektivního elektrického množství nejbližší možné k hodnotám na stanici Siemens, jakých bylo možné dosáhnout. Rekonstruovaná tloušťka řezu na přístroji Siemens byla 0,6 mm.

CT přístroj	GE NMCT 670	Siemens Biograph mCT40
Rekonstrukční algoritmy	Soft, Standard	B30, I30s3, I30s5, B40, I40s3, I40s5
Pitch faktor	0,875	0,85
Napětí [kV]	80, 100, 120	80, 100, 120
Efektivní elektrické množství [mAs]	89, 106, 138, 154, 179, 195, 220	80, 100, 120, 140, 160, 180, 200
Tloušťka rekonstruované vrstvy [mm]	1,25	0,60
Velikost ohniska	0,7	1,2
Průměr rekonstruované oblasti [mm]	220	220

Tabulka 1: Akviziční parametry pro naměřené sady dat fantomu Catphan 503

Následně byly dva po sobě jdoucí řezy zprůměrovány, čímž bylo dosaženo tloušťek řezu 1,2 mm. Velikost ohniska byla inherentně volena samotným přístrojem a nebylo možné ji změnit. Pro každou kombinaci akvizčních parametrů byly naměřeny ihned po sobě dvě sady dat.

Pro určení NPS byly naměřené sady dat při stejných akvizčních parametrech od sebe odečteny. Tak byly získány „šumové snímky“. Z těchto snímků byl odečtením eliminován nízkofrekvenční šum nemající původ v náhodném charakteru rentgenového záření. Zároveň tak bylo docíleno nulové střední hodnoty snímků. Odečtením dvou snímků od sebe byla zvýšena variance šumu v obraze, proto byly výsledné odečtené snímky škálovány hodnotou  $1/\sqrt{2}$ . Na šumových snímcích uniformního modulu fantomu pak bylo spočítáno NPS následujícím způsobem:

1. Byla načtena objemová data šumových snímků uniformního modulu fantomu s celkovým počtem 40 řezů.
2. Ve vzdálenosti 115 pixelů (49 mm) od středu fantomu bylo umístěno 40 oblastí zájmu o velikosti  $64 \times 64$  ( $27,5 \times 27,5$  mm).
3. Pro každou z těchto oblastí zájmu byla spočtena trojrozměrná Fourierova transformace, její amplituda byla umocněna na druhou a byla určena průměrná hodnota ze všech 40 oblastí zájmu.
4. Bylo určeno trojrozměrné NPS vynásobením poměru velikostí voxelu a rozměru oblastí zájmu, ze kterých bylo NPS určeno.
5. Pro lepší vizualizaci byly z celkového trojrozměrného NPS určeny centrální transversální, koronární a sagitální řezy integrací spektra v příslušných osách v souladu s prací autorů Siewerdsen et al. [?]
6. Z centrálního transversálního řezu spektra byla radiálním průměrováním získána jednorozměrná reprezentace spektra, přičemž hodnota pro nulovou frekvenci byla lineárně extrapolována.
7. Jednorozměrné spektrum pak bylo interpolováno v krocích po  $\Delta f = 0,025 \text{ mm}^{-1}$  od nuly do Nyquistovy frekvence. Z tohoto spektra byla určena vážená střední frekvence, peaková frekvence a šířka peaku NPS v polovině maxima.

Souběžně s výpočtem NPS byla pro kontrolu určena i magnituda šumu ve smyslu směrodatné odchylky pro každou oblast zájmu a následně byly pro všechny ROI zprůměrovány. Integrací NPS přes všechny frekvence byla získána hodnota variance šumu, kterou lze po odmocnění porovnat se směrodatnou odchylkou určenou průměrem z jednotlivých oblastí zájmů. Sensitometrický modul fantomu obsahuje několik vložek z různých materiálů. Tyto vložky pokrývají široký rozsah hodnot CT čísel. Fantom obsahuje (seřazeno od nejnižšího CT čísla po nejvyšší) vzduchovou vložku, dále vložky z polymethylpentenu, polyethylenu s nízkou hustotou, polystyrenu, pleiskla, delrinu a teflonu.



Tento sensitometrický modul fantomu byl využit ke konstrukci kalibračních křivek pro přenos akvizčních parametrů mezi různými rekonstrukcemi.

1. Z obou naměřených sad dat byly načteny řezy senzimetrického i uniformního modulu a také modulu pro vysokokontrastní rozlišení. Data naměřená na přístroji Siemens byla opět sečtena tak, aby tvořila řezy o tloušťce 1,2 mm.
2. V uniformním modulu a modulu pro vysokokontrastního rozlišení bylo ve vzdálenosti 80 pixelů od středu fantomu definováno deset oblastí zájmu o velikosti  $20 \times 20 \times N_i$  pixelů, kde  $N_i$  udává počet řezů daných modulů. Z těchto oblastí byla určena směrodatná odchylka ve smyslu velikosti šumu v dané ROI.
3. V senzimetrickém modulu byly identifikovány jednotlivé vložky. Pomocí prahování a výpočtu těžiště byly nalezeny středy jednotlivých materiálových vložek. Do středu vložek byly vloženy kruhové ROI o poloměru 10 pixelů pro každý řez v daném modulu. Z těchto ROI byly určeny střední hodnoty CT čísel i směrodatná odchylka jako odhad šumu, které byly zprůměrovány přes všechny řezy i obě naměřené sady dat.
4. Byla určena závislost velikosti šumu jednotlivých vložek v závislosti na efektivním elektrickém množství při dané akvizici podle vztahu  $N = \frac{1}{\sqrt{A \cdot Q_{eff} + B}}$ , kde  $N$  označuje šum,  $Q_{eff}$  efektivní elektrické množství a  $A, B$  jsou parametry.

## 2.2.2 Zhodnocení metod přenosu akvizčních parametrů

Po získání korekčních křivek pro přenos akvizčních parametrů mezi jednotlivými rekonstrukcemi byla zhodnocena úspěšnost obou metod. Obě metody byly rovněž srovnány mezi sebou. Zhodnocení metod se řídilo následujícím postupem:

1. Pro vybrané rekonstrukční algoritmy byly naměřeny referenční sady dat antropomorfního fantomu Kyoto Kagaku PH-2B.
2. Byly vybrané cílové rekonstrukční metody, na které budou přeneseny akvizční parametry z referenčních sad dat. Na základě korekčních křivek pro dané páry rekonstrukčních metod byly určeny cílové akvizční parametry
3. Byly naměřeny sady dat antropomorfního fantomu při použití příslušných akvizčních parametrů. Při měření na jednotlivých CT přístrojích byla všechna měření provedena ihned za sebou k zajištění přesné vzájemné registrace obrazů.
4. K naměřeným sadám byla naměřena jedna navíc, s nejvyšším možným nastavením elektrického množství. Ta sloužila jako předloha k vytvoření segmentačních masek jednotlivých orgánů fantomu.
5. Jednotlivé orgány byly pro všechny rekonstrukce segmentovány a byla určena jejich střední hodnota CT čísla a směrodatná odchylka.
6. Pro oblasti obsahující jednotlivé orgány byly spočteny metriky kvality obrazu MSE, SSIM a FSIM.

## 2.3 Srovnání šumu mezi systémy

### 2.3.1 NPS rekonstrukcí

Jednorozměrná spektra byla charakterizována frekvencí  $f_{peak}$ , pro které spektrum nabývalo maxima, střední váženou frekvenci spektra  $f_w$  danou vztahem

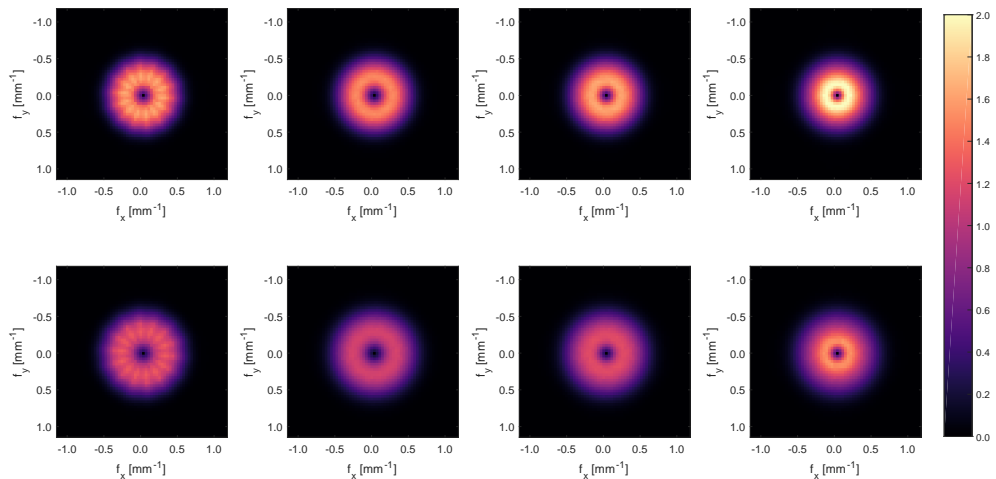
$$f_w = \frac{\sum_i w_i \cdot f_i}{\sum_i w_i} \quad (2.3)$$

kde  $w_i$  udává hodnotu NPS pro frekvenci  $f_i$  a nakonec šířkou v polovině maxima spektra  $FWHM$ . Tyto hodnoty jsou shrnuty v Tab. 2. Z těchto hodnot je jasně patrný trend snížení frekvence maxima spektra s rostoucí silou iterativní rekonstrukce. Stejný charakter vykazuje i vážená střední frekvence spektra. Zároveň je patrné, že rekonstrukce mající vyhlazovací charakter mají maximum spektra na nižších frekvencích.

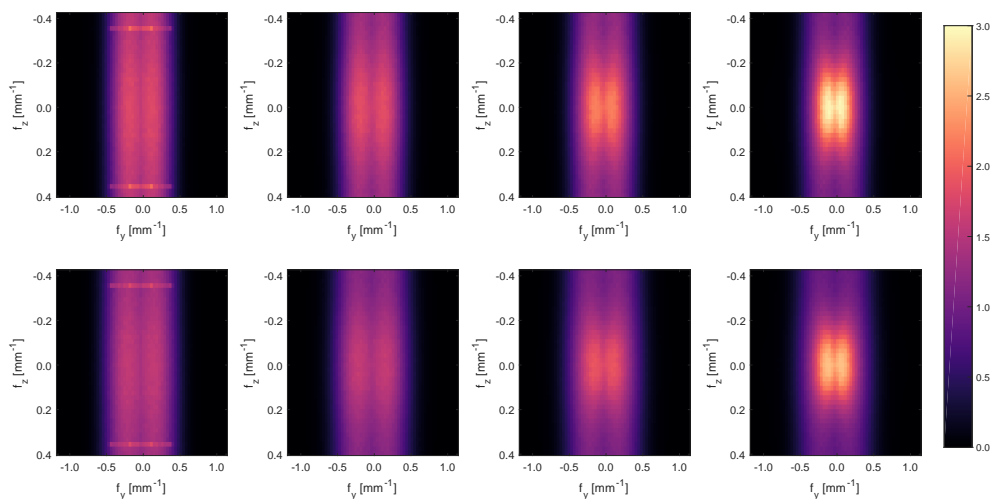
Centrální transversální, resp. koronární řezy spekter všech rekonstrukcí jsou zobrazeny na Obr. 5, resp. na Obr. 6. Ve spektrech iterativních rekonstrukcí je opět patrný posun maxima spektra směrem k nižším frekvencím.

	$f_{peak} [mm^{-1}]$	$f_w [mm^{-1}]$	$FWHM [mm^{-1}]$
B30	$0,2488 \pm 0,0055$	$0,2984 \pm 0,0017$	$0,3779 \pm 0,0042$
I303	$0,2202 \pm 0,0101$	$0,2791 \pm 0,0016$	$0,3805 \pm 0,0042$
I305	$0,1583 \pm 0,0121$	$0,2510 \pm 0,0067$	$0,3477 \pm 0,0059$
B40	$0,3012 \pm 0,0055$	$0,3428 \pm 0,0022$	$0,4190 \pm 0,0135$
I403	$0,2452 \pm 0,0101$	$0,3215 \pm 0,0021$	$0,4415 \pm 0,0220$
I405	$0,1750 \pm 0,0000$	$0,2873 \pm 0,0020$	$0,3646 \pm 0,0064$
Soft	$0,2512 \pm 0,0124$	$0,2875 \pm 0,0091$	$0,4122 \pm 0,0067$
Standard	$0,3036 \pm 0,0090$	$0,3263 \pm 0,0020$	$0,4413 \pm 0,0042$

Tabulka 2: Hodnoty peakové frekvence  $f_{peak}$ , vážené střední frekvence  $f_w$  a FWHM pro spektra jednotlivých rekonstrukčních algoritmů. Hodnoty jsou udány jako Střední hodnota  $\pm$  Směrodatná odchylka ze všech naměřených sad dat.



Obrázek 5: Transversální centrální řezy normalizovaného 3D NPS – integrál přes všechny frekvence je roven jedné. Nahoře zleva rekonstrukční algoritmy Soft, B30, I303, I305. Dole zleva algoritmy Standard, B40, I403, I405.



Obrázek 6: Koronární centrální řezy normalizovaného 3D NPS – integrál přes všechny frekvence je roven jedné. Nahoře zleva rekonstrukční algoritmy Soft, B30, I303, I305. Dole zleva algoritmy Standard, B40, I403, I405.

Volba rekonstrukčního algoritmu má na šum v obraze zásadní vliv. Změnou rekonstrukčního algoritmu se proto v obraze mění i charakter šumu. Pro vyjádření změny charakteru šumu v obraze při přechodu z jednoho rekonstrukčního algoritmu na jiný bylo provedeno srovnání naměřených NPS pro jednotlivé rekonstrukční metody. Naměřená spektra byla normalizována variancí šumu v původních obrazech. Takto normalizovaná spektra byla od sebe odečtena pixel po pixelu ve smyslu

$$NPS_{\text{rozdíl}} = NPS_{\text{cílová rekonstrukce}} - NPS_{\text{referenční rekonstrukce}} \quad (2.4)$$

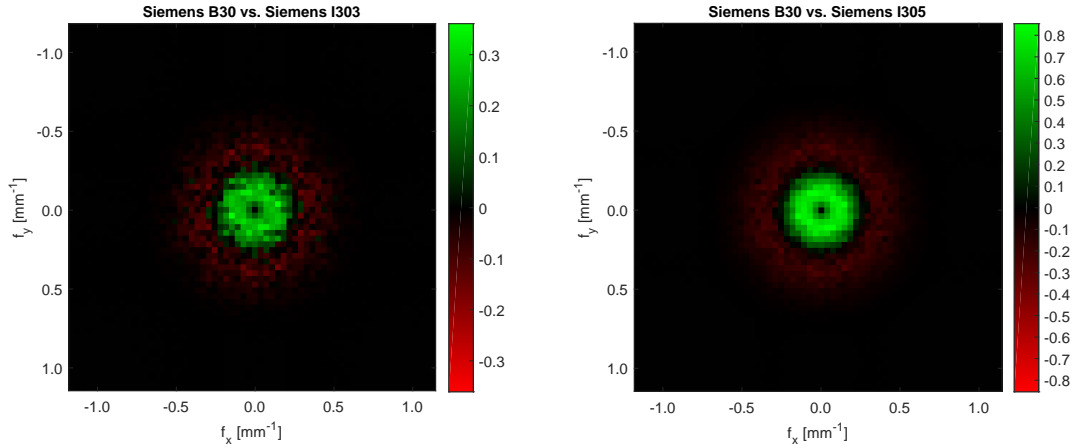
Díky této definici  $NPS_{\text{rozdíl}}$  vyjadřují kladné hodnoty rozdílového spektra frekvence, na kterých je při použití cílového algoritmu šum přítomen více, než při rekonstrukci referenčním algoritmem. Naopak záporných hodnot je dosaženo na frekvencích, na kterých je přítomna vyšší hodnota šumu při rekonstrukci referenčním algoritmem.

Při pohledu na spektra na Obr. 7 si lze všimnout podobnosti v rozdílových spektrech pro rekonstrukce B30 a I303 i rekonstrukce B30 a I305. Nápadné jsou především kladné hodnoty rozdílových spekter v oblasti nižších frekvencí. To odpovídá charakteru nízkofrekvenčního šumu ve spektrech iterativních rekonstrukcí. Vzhledem k obrazu rekonstruovanému pomocí filtrované zpětné projekce s kernelem B30 lze v obraze rekonstruovaném iterativní rekonstrukcí s jádrem I30 pozorovat více šumu v nízkofrekvenční oblasti do hodnoty  $f = 0,25 \text{ mm}^{-1}$ . Naopak v rozmezí frekvencí  $f = 0,25 \text{ mm}^{-1}$  až  $f = 0,55 \text{ mm}^{-1}$  vykazuje iterativní rekonstrukce I303 i I305 nižší šum než rekonstrukce filtrovanou zpětnou projekcí s jádrem B30. Za zmínku rovněž stojí rozsah barevné škály. Pro vyšší sílu iterativní rekonstrukce je relativní změna ve spektru výraznější oproti slabší síle.

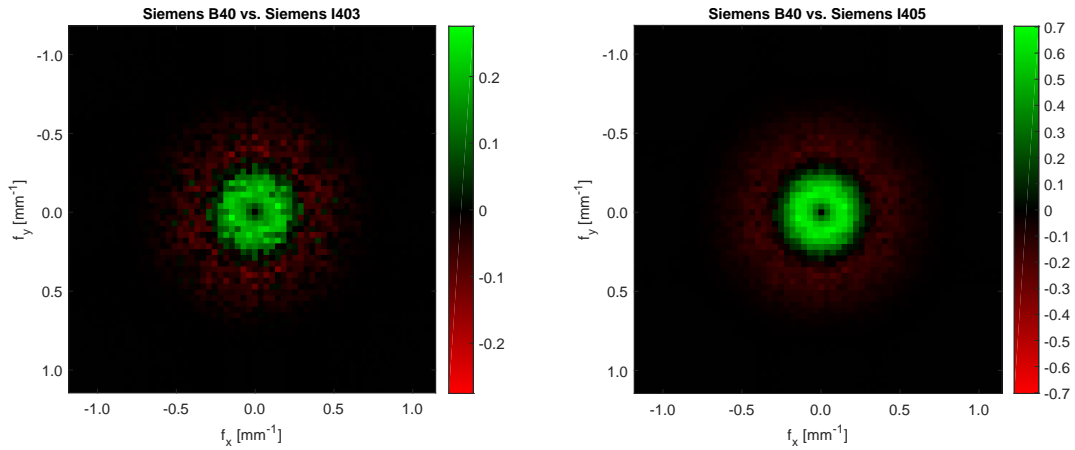
Prakticky stejné chování vykazují i rozdílová spektra mezi rekonstrukcemi pomocí kernelu B40 a iterativními rekonstrukcemi I40 se silami 3 a 5, zobrazena na grafech na Obr. 8. V nízkofrekvenční oblasti do hodnoty  $f = 0,30 \text{ mm}^{-1}$  vykazují spektra iterativních rekonstrukcí více šumu než při rekonstrukci filtrovanou zpětnou projekcí. V oblasti mezi frekvencemi  $f = 0,30 \text{ mm}^{-1}$  až  $f = 0,65 \text{ mm}^{-1}$  je pak hladina šumu nižší pro spektra iterativní rekonstrukce. Větší síla iterativní rekonstrukce má opět za následek vyšší relativní změnu spektra oproti volbě slabší síly iterativní rekonstrukce.

Na Obr. 9 jsou zobrazena rozdílová spektra mezi kernelem B30 a iterativními rekonstrukcemi I403 a I405. V rozdílovém spektru rekonstrukcí B30 a I405 je opět viditelný významný nízkofrekvenční peak, ohraničený hodnotou  $f = 0,22 \text{ mm}^{-1}$ . V oblasti do  $f = 0,47 \text{ mm}^{-1}$  je patrný pokles šumu pro iterativní rekonstrukci a následný lehký nárůst pro vyšší frekvence. Překvapivý je však případ iterativní rekonstrukce I40 se silou 3. Při přechodu z rekonstrukce pomocí B30 na tuto je patrný pokles šumu v oblasti nízkých frekvencí do  $f = 0,40 \text{ mm}^{-1}$ . Méně významným je pak nárůst zastoupení vysokofrekvenčního šumu v rozsahu  $f = 0,47 \text{ mm}^{-1}$  až  $f = 0,80 \text{ mm}^{-1}$ . Oproti případům na Obr. 7 a 8 a iterativní rekonstrukci I40 se silou 5 chybí pro iterativní rekonstrukci I40 o síle 3 typický kladný nárůst spektra v oblasti nižších frekvencí. Tento posun frekvence maxima spektra iterativní rekonstrukce je totiž pravděpodobně kompenzován výběrem jádra I40, které má spektrum posunuto inherentně do vyšších frekvencí.

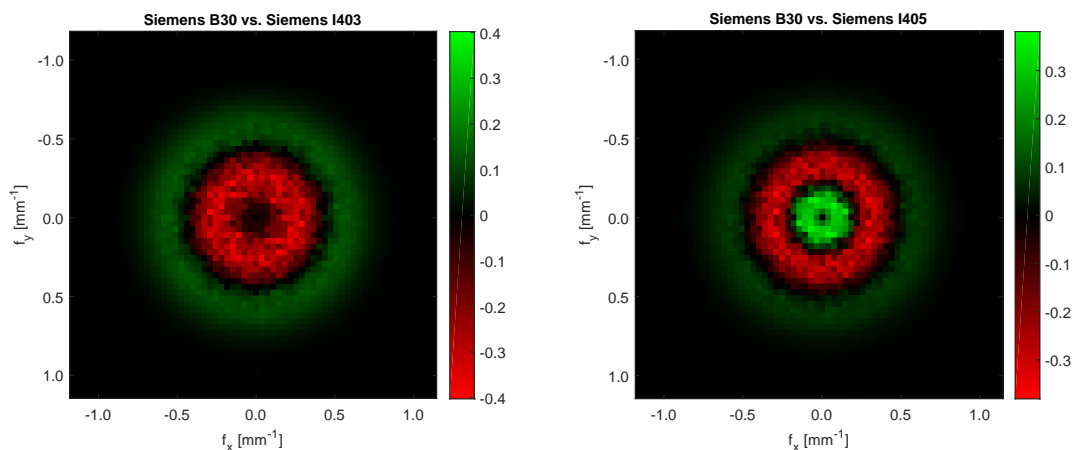
Rozdíly ve spektrech mezi skenery Siemens a GE jsou zobrazeny na Obr. 10. Pro přechod z kernelu B30 na kernel Soft je patrný nárůst nízkofrekvenčního šumu až do hodnoty  $f = 0,47 \text{ mm}^{-1}$ , následovaný méně výrazným poklesem vysokofrekvenčního šumu do hodnoty  $f = 0,70 \text{ mm}^{-1}$ . Podobný charakter vykazuje i rozdíl mezi spektry B40 a Standard, přičemž nárůst v nízkofrekvenční oblasti je patrný až do hodnoty  $f = 0,58 \text{ mm}^{-1}$  a pokles ve vysokofrekvenční oblasti až do hodnoty  $f = 0,83 \text{ mm}^{-1}$ . Rozsah barevné škály rozdílů spekter poukazuje na malé rozdíly mezi magnitudami spekter.



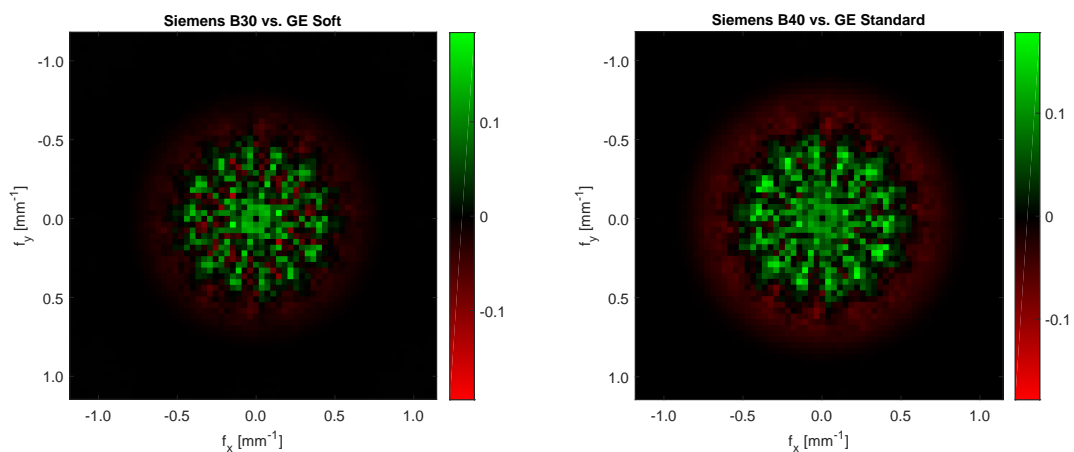
Obrázek 7: Rozdíl mezi NPS pro rekonstrukce pomocí filtrované zpětné projekce s kernelem B30 a iterativní rekonstrukcí I30 se silou 3 (vlevo) a 5 (vpravo).



Obrázek 8: Rozdíl mezi NPS pro rekonstrukce pomocí filtrované zpětné projekce s kernelem B40 a iterativní rekonstrukcí I40 se silou 3 (vlevo) a 5 (vpravo).



Obrázek 9: Rozdíl mezi NPS pro rekonstrukce pomocí filtrované zpětné projekce s kernelem B30 a iterativní rekonstrukcí I40 se silou 3 (vlevo) a 5 (vpravo).



Obrázek 10: Rozdíl mezi NPS skenerů od různých výrobců pro rekonstrukce pomocí filtrované zpětné projekce. Srovnání mezi kernely Siemens B30 a GE Soft kernelu (vlevo) a mezi kernely Siemens B40 a GE Standard (vpravo).

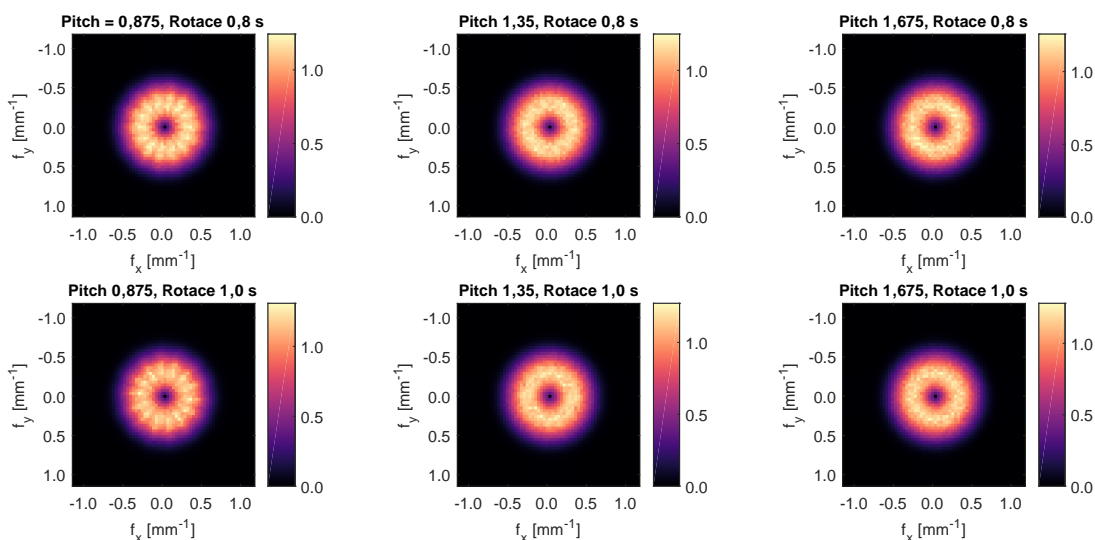
### 2.3.2 Artefakt ve spektru GE

Oproti spektrům z přístroje Siemens vykazovalo transversální spektrum šumu z přístroje GE radiální asymetrii. Z tohoto důvodu nebylo možné získat jednorozměrné spektrum radiálním průměrováním. Nesymetrie spektra poukazuje na směrovou závislost šumu v obraze. Původ této vlastnosti nebyl bohužel zcela objasněn, nicméně bylo provedeno několik měření ve snaze zjistit, které parametry mají na charakter spektra vliv.

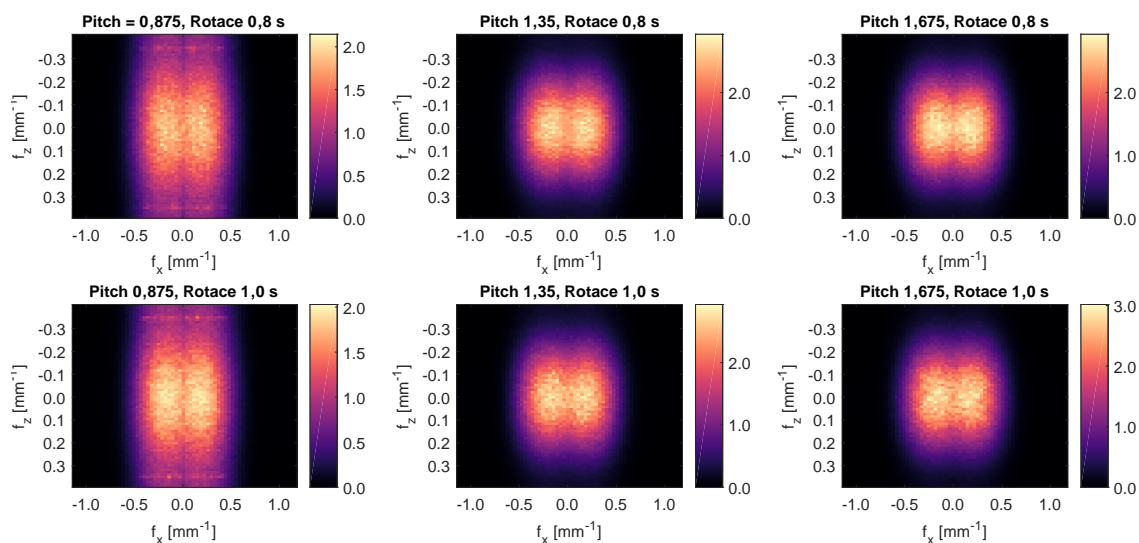
Na přístroji GE NM CT 670 byl naskenován fantom CatPhan 503. Byla provedena vždy dvě měření následována ihned po sobě pro přesnou registraci obrazů. Akviziční parametry byly voleny následovně: napětí na rentgence 100 kV, proud 120 mA, tloušťka řezu 1,25 mm, rekonstrukce FBP s kernelem Standard, průměr rekonstrukce 220 mm. Proměnné byly akviziční parametry pitch faktor (hodnoty 0,875, 1,35 a 1,675) a doba rotace rentgenky (0,8 s a 1,0 s). Tyto dvě naměřené sady dat byly od sebe odečteny a tak byly získány rozdílové snímky. Z těchto rozdílových snímků bylo vypočítané trojrozměrné NPS, z něhož byly získány transversální a koronární centrální řezy. Centrální řezy pak byly normalizovány variancí šumu tak, aby integrál spektra přes všechny frekvence byl roven jedné. Normalizované transversální, resp. koronární centrální řezy jsou zobrazeny na Obr. 11, resp. na Obr. 12.

Popisovaná asymetrie spektra v transversálním centrálním řezu byla pozorována pouze pro rekonstrukce s volbou parametru pitch faktor roven hodnotě 0,875. Ve spektru je patrné 14, pravidelně vzdálených, peaků. Pro rekonstrukce s pitch faktorem rovným 1,35 a 1,675 nebyl daný artefakt přítomen. Kromě toho spektrum pro hodnotu pitch faktoru 0,875 vykazovalo aliasing v longitudinální ose, který se manifestoval zvýšenou hodnotou NPS na frekvenci  $f = 0,35 \text{ mm}^{-1}$ . Tento charakter spektra se proto zdá být závislý na hodnotě pitch faktoru, volba doby rotace zdá se nemá na přítomnost asymetrie nebo aliasingu zásadní vliv.

Tento fenomén si jistě zaslouží větší pozornost, zejména z hlediska vlivu na kvalitu obrazu nebo na detektabilitu objektů v obraze. Pro zhodnocení klinického významu těchto artefaktů by bylo nutné charakterizovat závislost přítomnosti artefaktů na akvizičních parametrech, zejména tedy na volbě pitch faktoru, ale i dalších. Zásadní je ovšem objasnit příčinu vzniku tohoto artefaktu, zjistit, zda se jedná o inherentní vlastnost systému nebo o chybu a v případě chyby ji opravit.



Obrázek 11: Normalizované transversální centrální řezy trojrozměrného NPS pro nastavení pitch faktoru 0,875 (vlevo), 1,35 (uprostřed) a 1,675 (vpravo) a doby rotace rentgenky 0,8 s (nahore) a 1,0 s (dole).



Obrázek 12: Normalizované koronární centrální řezy trojrozměrného NPS pro nastavení pitch faktoru 0,875 (vlevo), 1,35 (uprostřed) a 1,675 (vpravo) a doby rotace rentgenky 0,8 s (nahore) a 1,0 s (dole).



## 2.4 Korekční křivky

### 2.4.1 Obecné paradigma

Základní rovnicí pro určení kalibrační křivky je vztah mezi velikostí šumu v obraze  $N$  a efektivním elektrickým množstvím  $Q$ . Ten je daný rovnicí:

$$N = \frac{1}{\sqrt{A \cdot Q + B}} \quad (2.5)$$

kde  $A$  a  $B$  jsou parametry.

Uvažujme snímek získaný referenčním protokolem s určitou hodnotou šumu  $N_{\text{referenční}}$ , jež byl pořízen s hodnotou elektrického množství  $Q_{\text{referenční}}$ . Budeme-li chtít dosáhnout stejné úrovně šumu pomocí jiného protokolu, lze tak učinit za předpokladu, že pro tento cílový protokol je znám vztah mezi šumem a elektrickým množstvím podle rovnice (2.5). Z rovnosti referenčního a cílového šumu platí

$$\frac{1}{\sqrt{A_{\text{referenční}} \cdot Q_{\text{referenční}} + B_{\text{referenční}}}} = \frac{1}{\sqrt{A_{\text{cílový}} \cdot Q_{\text{cílový}} + B_{\text{cílový}}}} \quad (2.6)$$

Tato rovnost je splněna, pokud jsou si rovny členy pod odmocninami ve jmenovatelích. Jednoduchými algebraickými úpravami lze dojít k následujícímu vztahu

$$Q_{\text{cílový}} = \frac{A_{\text{referenční}} \cdot Q_{\text{referenční}}}{A_{\text{cílový}}} + \frac{B_{\text{referenční}} - B_{\text{cílový}}}{A_{\text{cílový}}} \quad (2.7)$$

Jestliže kalibrační křivka udává faktor, kterým je nutné korigovat referenční hodnotu elektrického množství, abychom zjistili, jaké elektrické množství je nutno nastavit při akvizici za použití jiného protokolu, pak je ze vztahu

$$Q_{\text{cílový}} = CC_{\text{referenční,cílový}}(Q_{\text{referenční}}) \cdot Q_{\text{referenční}} \quad (2.8)$$

získána výsledná rovnice pro kalibrační křivku

$$CC_{\text{referenční,cílový}}(Q_{\text{referenční}}) = \frac{A_{\text{referenční}}}{A_{\text{cílový}}} + \frac{B_{\text{referenční}} - B_{\text{cílový}}}{A_{\text{cílový}} \cdot Q_{\text{referenční}}} \quad (2.9)$$

Korekční křivka je tedy obecně funkcí referenčního elektrického množství. Označme člen rovnice (2.9)  $\frac{A_{\text{referenční}}}{A_{\text{cílový}}}$  jako parametr  $a$ , člen  $\frac{B_{\text{referenční}} - B_{\text{cílový}}}{A_{\text{cílový}} \cdot Q_{\text{referenční}}}$  jako  $b$ . Pro přenos akvizičních parametrů mezi rekonstrukcemi byly zvoleny dvě metody. První z nich, označena jako „Metoda 1“, využívá ke konstrukci korekční křivky pouze hodnoty šumu ze dvou modulů fantomu neobsahující materiálové vložky. Korekční křivky podle rovnice (2.9) pro hodnoty šumu mezi dvěma rekonstrukcemi byly zprůměrovány, čímž byla určena výsledná korekční křivka pro Metodu 1. Parametry korekčních křivek pro různé referenční a cílové rekonstrukce jsou shrnuty v Tab. 3. Komplexnější metoda, označena jako „Metoda 2“ zahrnovala i dílčí korekční křivky pro jednotlivé materiálové vložky, ty byly zprůměrovány společně s korekčními křivkami z Metody 1. Parametry korekčních křivek pro Metodu 2 jsou shrnuty v Tab. 4.

## 2.4.2 Korekční křivky jednotlivých rekonstrukcí

		B30			B40		
		80 kV	100 kV	120 kV	80 kV	100 kV	120 kV
Soft	a	0,7442	0,8073	0,8274			
	b	-0,5433	-0,3133	-0,7340			
I303	a	0,4420	0,4358	0,4387			
	b	-0,2752	0,1411	-0,8207			
I305	a	0,1968	0,1956	0,1986			
	b	-0,0735	0,0239	-2,7368			
Standard	a				0,7180	0,7975	0,8131
	b				-0,3629	-0,1266	-0,1813
I403	a	0,6835	0,6725	0,6735	0,4265	0,4294	0,4303
	b	-0,4175	0,0514	-0,5690	-0,6025	-0,0649	-0,5049
I405	a	0,2934	0,2924	0,2961	0,1831	0,1867	0,1891
	b	-0,0549	0,0664	-2,1810	-0,1343	0,0158	-2,1537

Tabulka 3: Parametry korekčních křivek podle metody 1 pro přenos akvizčních parametrů mezi jednotlivými rekonstrukcemi. Ve sloupcích jsou vyneseny referenční rekonstrukce B30 a B40. Na řádcích jsou cílové rekonstrukční algoritmy.

		B30			B40		
		80 kV	100 kV	120 kV	80 kV	100 kV	120 kV
Soft	a	0,6908	0,7230	0,7568			
	b	-6,7793	-0,5491	-3,4942			
I303	a	0,4390	0,4610	0,4665			
	b	-0,5499	-7,6682	-8,1198			
I305	a	0,2016	0,2214	0,2409			
	b	-2,7635	-14,8582	-21,8446			
Standard	a				0,6774	0,7130	0,7453
	b				-7,1417	-0,4921	-2,6123
I403	a	0,6778	0,6863	0,6764	0,4314	0,4443	0,4468
	b	-0,9626	-3,7607	-1,9649	-1,2707	-4,8023	-4,0154
I405	a	0,2923	0,3130	0,3215	0,1861	0,2031	0,2133
	b	-1,5362	-10,1852	-10,6052	-1,6704	-10,7192	-11,7306

Tabulka 4: Parametry kalibračních křivek podle metody 2 pro přenos akvizčních parametrů mezi jednotlivými rekonstrukcemi. Ve sloupcích jsou vyneseny referenční rekonstrukce B30 a B40. Na řádcích jsou cílové rekonstrukční algoritmy.

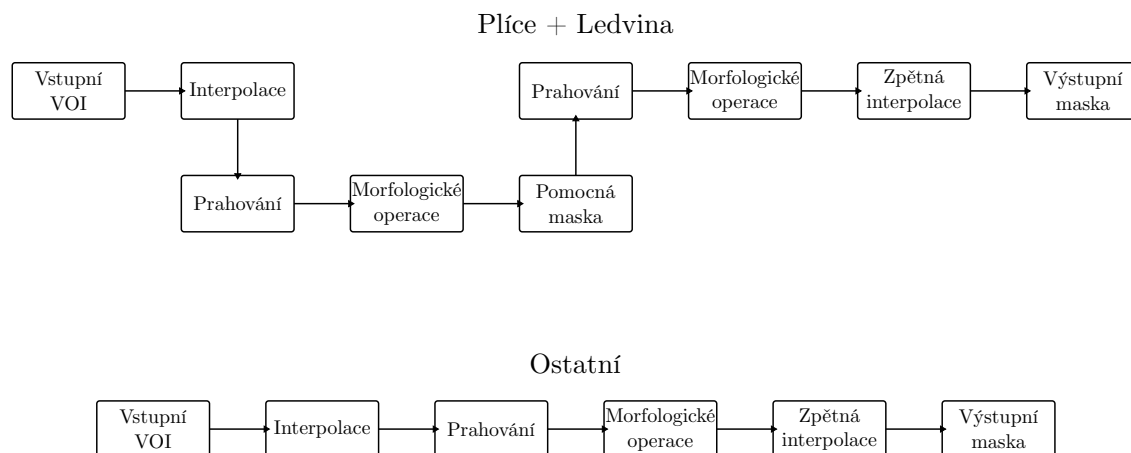
## 2.5 Zhodnocení metody

### 2.5.1 Segmentace orgánů

Jednou z možností, jak zhodnotit podobnost dvou různých sad CT dat je vybrat v jednotlivých řezech různé oblasti zájmu a porovnat jejich střední hodnoty CT čísla a směrodatné odchylky. Problémem je však reprodukovatelnost umístění oblasti zájmu v naměřených datech takovým způsobem, aby byly porovnávány skutečně stejné oblasti v různých sadách dat. Obzvláště pak, jsou-li data pořizována na různých přístrojích. Z tohoto důvodu byly pro porovnávání středních CT čísel a směrodatných odchylek vybrány celé orgány, které jsou k dispozici. Orgány určené k segmentaci byly vybrány plíce, srdce, játra, ledvina, slezina, slinivka, žlučník a prostata.

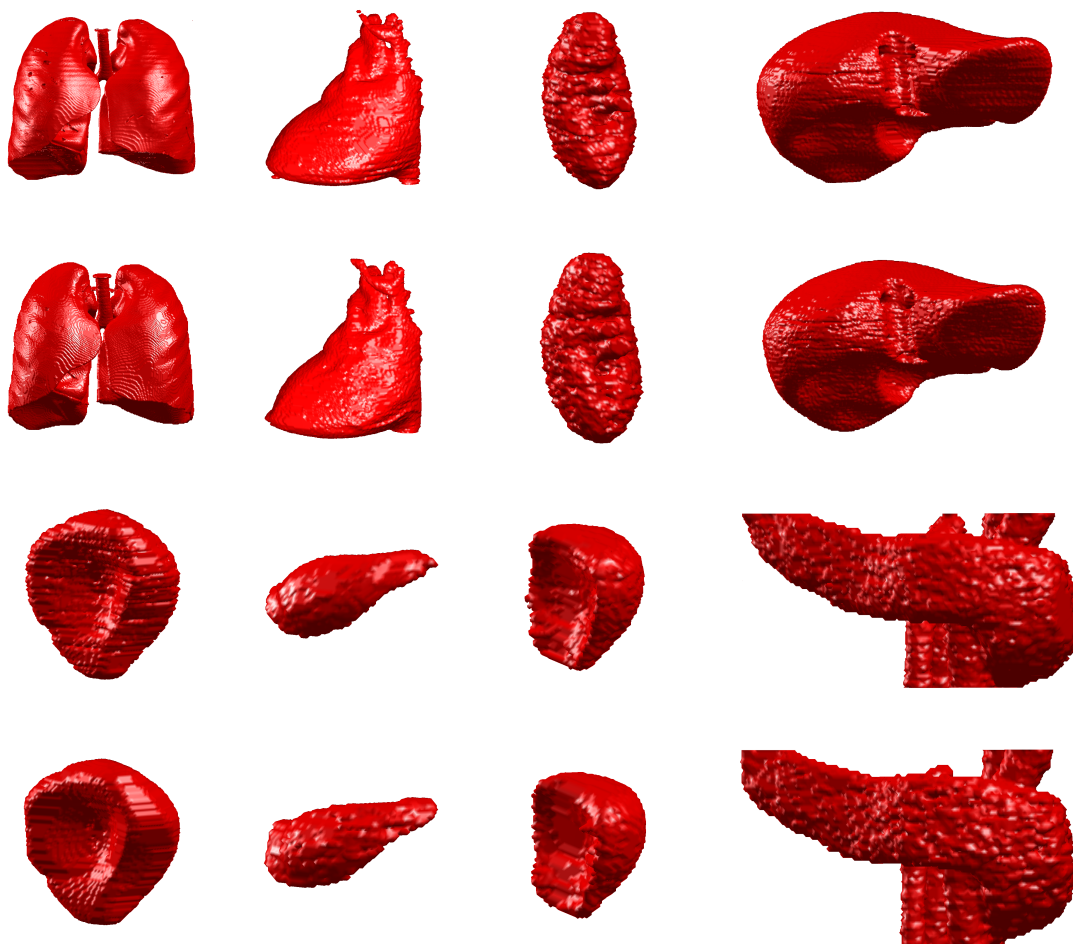
Během pořizování dat pro zhodnocení přesnosti metody translace akvizčních parametrů byla ve stejné geometrii pořízena i sada dat určena pro vytvoření segmentačních masek. Akvizice této segmentační sady dat proběhla s nejvyšším možným nastavením elektrického množství, aby byl šum v obraze co nejnižší. Získané segmentační masky pro jednotlivé orgány byly následně aplikovány na všechny zbylé sady dat. Vzhledem k identické geometrii měření byly sady dat pořízené na jednom přístroji navzájem dokonale registrovány. Této skutečnosti bylo plně využito především při zhodnocení metody translace akvizčních parametrů mezi filtrovanou zpětnou projekcí a iterativní rekonstrukcí.

Pro segmentaci jednotlivých orgánů byla zvolena metoda založená na prahování. Ze všeho nejdříve byl z celkové sady dat vybrán objem zájmu zahrnující celý orgán, který měl být segmentován. Následně byla provedena v každém řezu objemu dvourozměrná interpolace na jemnější mřížku. Interpolaci následovalo prahování podle empiricky zvoleného prahu. Ten byl volený v závislosti na segmentovaném orgánu. Morfologickými operacemi byly kompenzovány nedokonalosti masky vzniklé prahováním. Zjemnění pixelové mřížky umožnilo použití jemnějších jader těchto morfologických operací a vedlo k čistější obrazové masce. Tato maska byla zpětně interpolována na původní mřížku, čímž vznikla výsledná segmentační maska. Schéma tohoto postupu je zobrazeno na Obr. 13 dole.



Obrázek 13: Schéma vytvoření segmentační masky pro jednotlivé orgány.

Plíce a ledviny při vytváření segmentační masky vyžadovaly mezikrok. Pro odstranění oblastí s podobnými CT čísly byly vytvořeny pomocné masky. Mezi krokem interpolace a prahováním byla dalším prahováním a morfologickými operacemi vytvořena pomocná maska, která byla na obraz aplikována. Schéma tohoto postupu je zobrazeno na Obr. 13 nahoře. Výsledné segmentační masky jednotlivých orgánů jsou zobrazena na Obr. 14.



Obrázek 14: Segmentační masky pro GE (liché řádky) a Siemens (sudé řádky). První a druhý řádek zleva: plíce, srdce, ledvina, játra. Třetí a čtvrtý řádek zleva: slezina, žlučník, prostata, slinivka.

## 2.5.2 Reprodukovatelnost a závislost metrik kvality obrazu na akvizičních parametrech

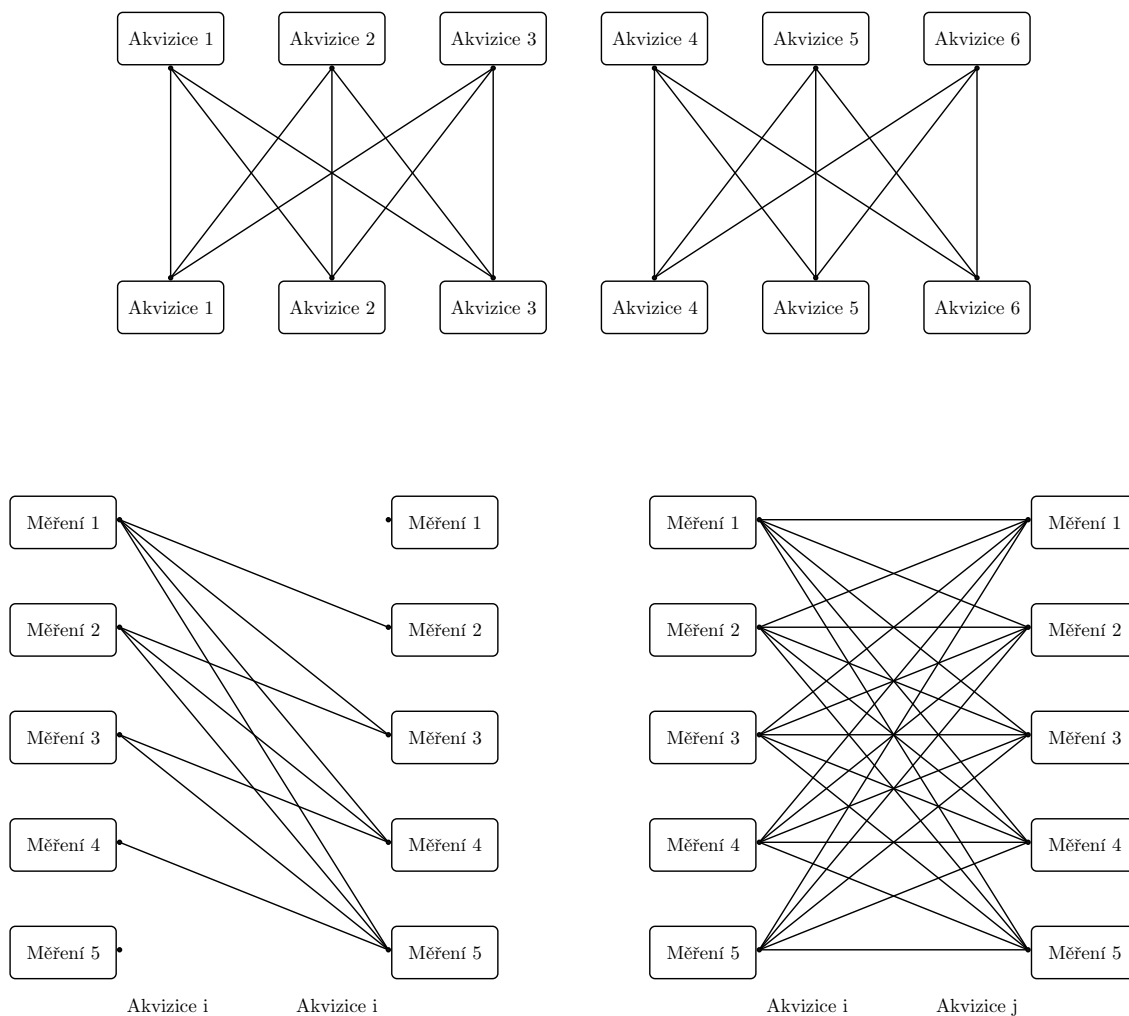
Při použití některé z veličin popisující kvalitu obrazu je vhodné porozumět jejímu chování v různých podmínkách. Zejména u reálných medicínských dat je nutné zjistit, jak je metrika ovlivněna vstupními daty. Pro tento účel byl proveden následující experiment:

Trup antropomorfního fantomu Kyoto Kagaku PH-2B byl naskenován CT přístrojem Siemens Biograph mCT 40 při několika kombinacích akvizičních parametrů urychlovacího napětí a elektrického množství. Napětí bylo voleno nízké a vysoké – 80 kV a 120 kV. Elektrické množství bylo voleno nízké, střední a vysoké – 30 mAs, 130 mAs a 200 mAs. Takto bylo dáno šest kombinací akvizičních parametrů, tzv. „akvizic“. Pro každou akvizici bylo realizováno pět jednotlivých „měření“.

Z důvodu dosažení nejlepší míry registrace obrazů byla tato měření realizována ihned po sobě, bez jakékoliv manipulace s objektem mezi měřeními. Vysoký počet jednotlivých skenů při daných hodnotách elektrického množství zapříčinil potřebu chlazení rentgenky. Klinický provoz bohužel neumožňoval vyčkat potřebný čas pro vychlazení, proto byl experiment rozdělen na tři plus tři akvizice. Ty byly rozděleny podle napětí a naměřeny ve dvou různých dnech. Akvizice jedna až tři byly tedy pro napětí nízké, akvizice čtyři až šest pro napětí vysoké. Tyto trojice akvizic si zachovaly geometrii experimentu a jednotlivá měření tak byla na sebe registrována. Schéma výběru akvizic je zobrazeno na Obr. 15 nahoře.

Aby byla určena míra reprodukovatelnosti vybrané metriky kvality obrazu, byla mezi sebou porovnávána měření z jedné akvizice. Z pěti měření byly vybrány všechny možné neopakující se dvojice. Takto tedy bylo získáno deset unikátních dvojic, tzv. „realizací“, pro které byla spočtena metrika kvality obrazu pro jednotlivé řezy naskenovaného fantomu. Schéma výběru jednotlivých realizací je vyobrazeno na Obr. 15 vlevo dole. Z těchto desíti realizací byla určena střední hodnota dané metriky. Tato hodnota udává teoretický strop, kterého lze dosáhnout při porovnávání sady dat pořízených při stejných akvizičních parametrech. Takové sady dat jsou z pohledu člověka stejné, liší se jen konkrétní realizací šumu. Tento šum však metriky kvality vyhodnotí jako rozdíl v obraze, čímž je způsobena rozdílná hodnota metriky od ideálního stavu.

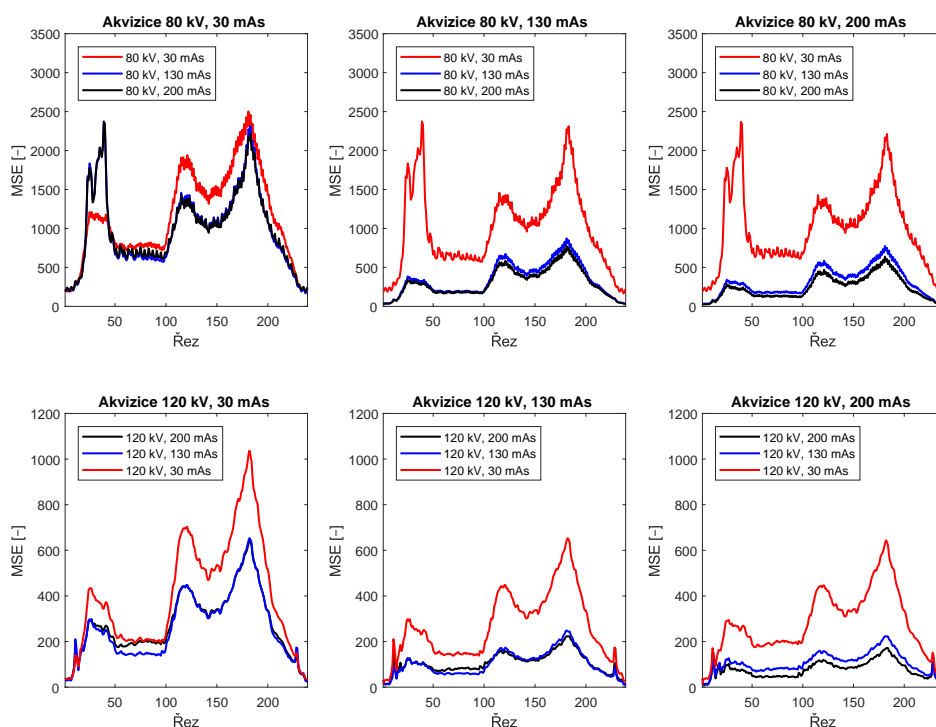
Pro zjištění chování vybraných metrik kvality obrazu v závislosti na akvizičních parametrech byly mezi sebou porovnávány měření z různých akvizic. V tomto případě byla pro všechna měření z jedné akvizice vybrána postupně všechna měření z akvizice druhé, čímž bylo získáno dvacetpět unikátních dvojic – realizací, pro které byla spočtena daná metrika kvality obrazu. Schéma výběru jednotlivých realizací je vyobrazeno na Obr. 15 vpravo dole. Z těchto dvacetipěti realizací byla následně určena střední hodnota vybrané metriky kvality obrazu pro jednotlivé řezy naskenovaného fantomu. Takto tedy byly porovnány dvě sady dat pořízené při různých akvizičních parametrech. Díky tomu lze sledovat chování metriky kvality obrazu právě v závislosti na těchto vstupních parametrech.



Obrázek 15: Kombinace v jakých jsou porovnávána jednotlivá měření pro výpočet indexu kvality obrazu. Nahoře: Vztahy pro porovnávání jednotlivých akvizic. Vlevo dole: Vztahy pro porovnání měření ve stejné akvizici pro určení reprodukovatelnosti indexu. Celkem je vybráno 10 realizací. Vpravo dole: Vztahy pro porovnání měření v různých akvizicích pro určení závislosti indexu na změně akvizičních parametrů. Celkem je vybráno 25 realizací.

## MSE

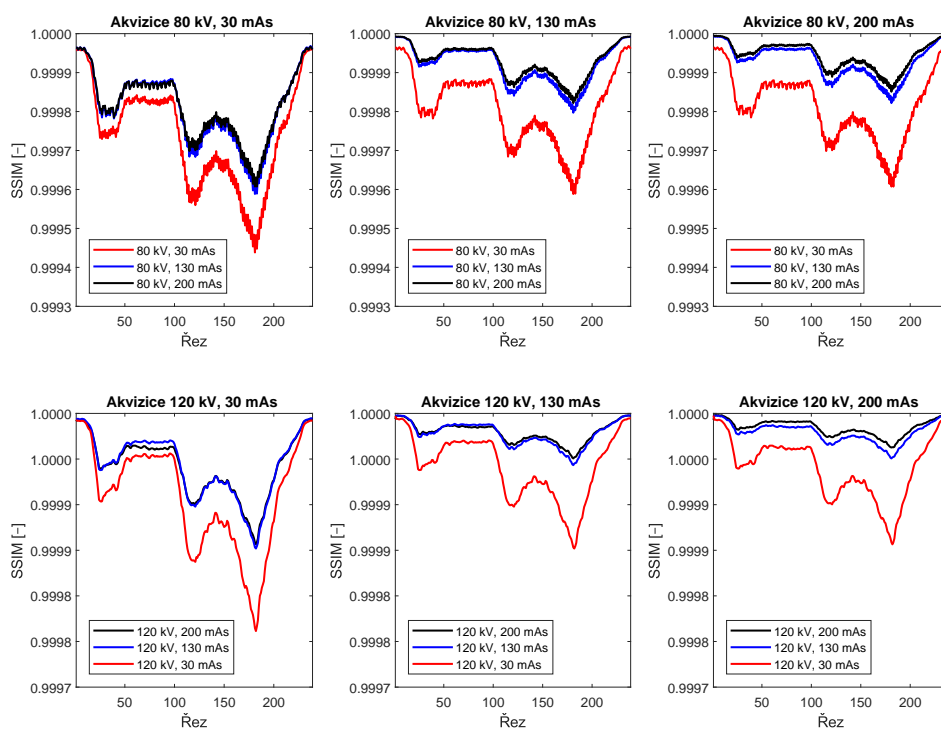
V grafu na Obr. 16 jsou hodnoty MSE pro jednotlivé řezy antropomorfního fantomu a pro různé akvizice. Na první pohled je velmi nápadný tvar průběhu MSE v závislosti na řezu fantomu, který je patrný pro všechny kombinace akvizic, nicméně liší se v absolutních hodnotách. Vzhledem k fixní hodnotě elektrického množství při akvizici a nepoužití modulace proudu je v získaných datech proměnná hodnota šumu v různých anatomických oblastech. Vyšší hodnota MSE odpovídá anatomicky oblastem s vyšším zeslabením a tedy šumem. Jde o oblast ramen, břicha a pánve, oproti tomu je v oblasti plic patrný pokles. Intuitivně by se dalo očekávat, že v případě porovnávání realizací ze stejných akvizic bude hodnota MSE nejnižší, neboť jsou porovnávána data pořízena při stejných akvizičních parametrech. Zároveň lze očekávat, že realizace z různých akvizic povedou k hodnotě MSE vyšší než v případě stejné akvizice, jelikož jsou data pořízena při různých akvizičních parametrech. Zajímavým poznatkem je proto fakt, že tomu tak není. Ve všech případech je hodnota MSE pro akvizici s nízkým elektrickým množstvím vyšší téměř v celém rozsahu fantomu. Neméně zajímavým zjištěním je rovněž skutečnost, že hodnoty MSE pro akvizice se středním a vysokým elektrickým množstvím jsou téměř shodné při srovnání s akvizicemi s nízkým a středním elektrickým množstvím.



Obrázek 16: Střední hodnota MSE v různých řezech trupu antropomorfního fantomu pro různé akvizice. Referenční akvizice jsou uspořádány v řádcích podle napětí a ve sloupcích podle elektrického množství. V rámci daného napětí jsou referenční akvizice porovnávány s akvizicemi s nízkým (červeně), středním (modře) a vysokým (černě) elektrickým množstvím.

## SSIM

Hodnoty SSIM v jednotlivých řezech fantomu pro různé akvizice jsou zobrazeny na grafu na Obr. 17. Zcela zřejmá je podobnost s grafy MSE na Obr. 16. Tvar křivek je až na detaily prakticky totožný, budeme-li na něj pohlížet jako na vzdálenost od jedničky, což je hodnota pro ideální případ. Stejně jako v předchozím případě je i zde patrný stejný tvar křivek pro různé akvizice, liší se především v absolutních číslech. Zároveň je opět pozorovatelný fenomén, kdy jsou hodnoty SSIM vždy nejnižší pro akvizice pořízené s nízkou hodnotou elektrického množství pro všechny referenční akvizice. Současně nejvyšších hodnot SSIM nabývají akvizice pořízené s nejvyšším elektrickým množstvím. Patrný je oproti MSE méně akcentovaný peak v oblasti kolem řezu 40 (anatomická oblast ramen).

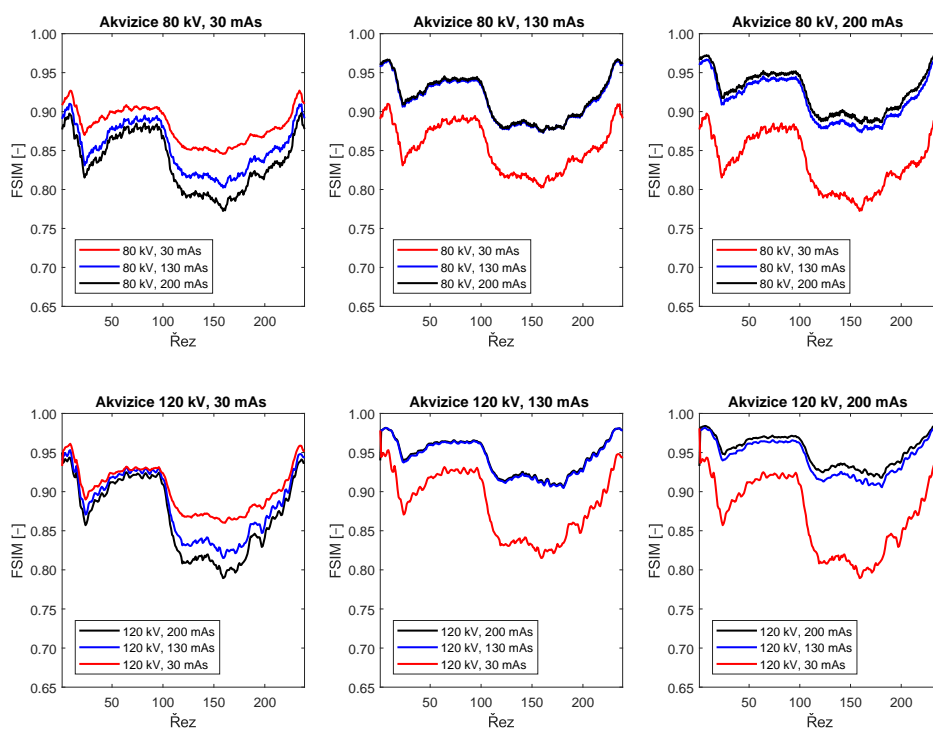


Obrázek 17: Střední hodnota SSIM v různých řezech trupu antropomorfního fantomu pro různé akvizice. Referenční akvizice jsou uspořádány v řádcích podle napětí a ve sloupcích podle elektrického množství. V rámci daného napětí jsou referenční akvizice porovnávány s akvizicemi s nízkým (červeně), středním (modře) a vysokým (černě) elektrickým množstvím.



## FSIM

Jak je patrné z grafů na Obr. 18, průběh hodnot FSIM se tvarem křivky od předchozích případů liší. Namísto dvou zřetelných peaků je daná oblast kolem řezů 110 a 180 o poznání vyrovnanější. Zásadním rozdílem je však chování metriky vzhledem k akvizičním parametrům. Zejména pro referenční akvizice s nízkou hodnotou elektrického množství (vlevo nahoře a vlevo dole) je pozorováno očekávané chování metriky FSIM – realizace pořízené stejnými akvizičními parametry dávají hodnotu FSIM vyšší, než realizace různých akvizičních parametrů. Pro tyto referenční akvizice má nejvyšší hodnotu FSIM právě ta stejná akvizice. To odpovídá intuitivní představě, že při použití stejných akvizičních parametrů bude hodnota metriky kvalita obrazu vyšší, než při použití jiných akvizičních parametrů. Zároveň je patrný větší odstup modré křivky od červené než černé křivky od modré, což odpovídá většímu rozdílu mezi nízkým a středním elektrickým množstvím, než je mezi středním a vysokým. Stejné chování je patrné i pro případ referenční akvizice s vysokým elektrickým množstvím (vpravo nahoře a vpravo dole). Metrika selhává pouze v případech referenčních akvizic se středním elektrickým množstvím. V těchto situacích metrika FSIM nabývá téměř totožných hodnot jak při srovnání s akvizicí se středním, tak i při srovnání s akvizicí s vysokým elektrickým množstvím.



Obrázek 18: Střední hodnota FSIM v různých řezech trupu antropomorfního fantomu pro různé akvizice. Referenční akvizice jsou uspořádány v řádcích podle napětí a ve sloupcích podle elektrického množství. V rámci daného napětí jsou referenční akvizice porovnávány s akvizicemi s nízkým (červeně), středním (modře) a vysokým (černě) elektrickým množstvím.

## Shrnutí

Z grafů na Obr. 16, 17 a 18 je zřejmé, že se jednotlivé metriky mezi sebou liší. V první řadě jsou metriky SSIM a FSIM relativní, maximální hodnota je z definice dána jako jednička a nastává pro ideální stav srovnání dvou stejných datových sad. Metrika MSE je absolutní a shora neomezená, přičemž ideální případ dává hodnotu rovnou nule.

MSE je metrikou srovnávající mezi sebou konkrétní voxely, proto je velmi citlivá na přesnou registraci obrazů. Ze stejného důvodu je citlivá i na konkrétní manifestaci šumu v obraze. Tato citlivost se tím významněji projeví, čím větší je velikost šumu v datech. Podobné chování jako MSE vykazovala i metrika SSIM. Tvarem křivky si byly obě metriky velmi podobné, zdály se být si navzájem zrcadlovým obrazem. V místech, kde MSE nabývala vyšších hodnot, byla hodnota SSIM nižší a naopak. Současně byl pozorovatelný stejný fenomén, kdy akvizice pořízeny s vysokým elektrickým množstvím dosahovaly lepšího výsledku než akvizice naměřené s nízkým elektrickým množstvím, nezávisle na referenční porovnávané akvizici. Metriky MSE a SSIM tak vyhodnotili, že sady dat naměřené s různými akvizičními parametry jsou si podobnější, než sady dat naměřené se stejnými akvizičními parametry.

Oproti oběma předchozím metrikám se průběh FSIM odlišoval absencí výrazných peaků v oblasti břicha a pánve. Zároveň vykazovala vyšších hodnot při srovnávání stejných akvizic oproti srovnání s různými akvizicemi. To dává metrice vyšší spolehlivost při zhodnocení podobnosti dvou sad dat. Přesto však nastal případ, kdy metrika vyhodnotila dvě různé akvizice téměř shodně.

Důležitým poznatkem je skutečnosti, že sady dat byly naměřeny s fixní hodnotou elektrického množství. Průběh všech křivek metrik kvality obrazu pak reflektují proměnnou hodnotu šumu v obraze v závislosti na anatomické oblasti fantomu. Bylo by rozumné předpokládat, že při použití automatické modulace proudu by byl průběh křivek vyrovnanější v celém rozsahu. Tato skutečnost navíc poukazuje na určitou citlivost všech metrik na šum přítomný v obraze. Metriky SSIM a FSIM jsou složeny z jednotlivých složek, přičemž každá z nich vyhodnocuje jiné příznaky v obraze. Relativní váhu těchto složek lze měnit volbou parametrů  $\alpha$ ,  $\beta$  a  $\gamma$  v rovnici (1.11) a volbou parametrů  $\alpha$  a  $\beta$  v rovnici (1.17). Optimalizací těchto parametrů by se pravděpodobně dalo docílit lepšího výkonu metrik pro použití porovnávání medicínských obrazů. Tato problematika je nicméně nad rámec této práce a veškeré parametry v daných metrikách byly ponechány na výchozích hodnotách.

### 2.5.3 Porovnání Siemens: FBP vs. IR

Pro výsledné zhodnocení úspěšnosti metody přenosu akvizičních parametrů byly porovnány směrodatné odchylky segmentovaných orgánů. Srovnání hodnot středních CT čísel a směrodatných odchylek pro referenční rekonstrukce B30, resp. B40 je shrnuto v Tab. 5, resp. Tab. 6. Srovnání hodnot metrik kvalit obrazu MSE, SSIM, resp. FSIM nabízí Tab. 7, Tab. 8, resp. Tab. 9.

Pro referenční rekonstrukce pomocí kernelu B30 jsou pro vyšší hodnoty elektrického množství úspěšnější rekonstrukce podle Metody 2. Pro nižší hodnoty elektrického množství je úspěšnější Metoda 1. Zároveň se ukazuje, že použití iterativní rekonstrukce s jádrem I40 předkládá slibné výsledky. Z hlediska metriky MSE je situace opačná a lepší výsledky dává zcela jasně Metoda 1, stejně jako v případě metriky SSIM. Pro případ metriky FSIM je úspěšnost obou metod zhruba podobná.

Referenční rekonstrukce pomocí kernelu B40 vykazují podobné chování. Z hlediska směrodatných odchylek je preferována Metoda 2, nicméně z hlediska metrik MSE a SSIM je suverénně označována za bližší k referenčním hodnotám rekonstrukce získána pomocí Metody 1. Metrika FSIM sice také častěji označuje rekonstrukce pomocí Metody 1 za přesnější, v případě referenční rekonstrukce 100 kV, 120 mAs upřednostňuje Metodu 2.

Porovnávání snímků rekonstruovaných pomocí filtrované zpětné projekce s těmi získanými iterativní rekonstrukcí mělo tu výhodu, že snímky byly na sebe přesně registrovány. Toho bylo dosaženo díky tomu, že všechny sady dat byly naměřeny ihned po sobě na stejném CT skeneru. Díky tomu jsou eliminovány nepřesnosti, které by mohly vzniknout digitální registrací obrazů.

Porovnávaná sada	Pľíce	Srdce	Játra	Slezina	Slinivka	Ledvina	Žlučník	Prostata								
100 kV 120 mAs B30	-946,40	178,94	31,89	16,14	70,67	32,74	45,99	29,94	22,92	31,12	19,00	32,05	7,61	27,81	45,49	21,84
100 kV 48 mAs I303	-947,69	179,85	32,50	<b>16,08</b>	71,27	<b>31,45</b>	46,11	<b>27,68</b>	24,06	<b>31,65</b>	18,66	<b>30,35</b>	8,32	<b>27,64</b>	46,13	22,21
100 kV 52 mAs I303	-947,78	<b>179,84</b>	32,72	15,41	71,08	30,55	46,09	26,88	23,12	30,50	18,44	29,43	8,45	26,87	46,31	<b>21,33</b>
120 kV 80 mAs B30	-946,34	180,04	35,57	15,37	68,45	30,20	46,64	27,66	27,47	29,08	23,68	29,89	14,14	26,01	47,08	20,60
120 kV 29 mAs I303	-947,37	181,21	36,08	16,45	69,14	31,63	46,96	<b>27,90</b>	27,88	31,86	23,84	31,24	14,81	27,97	47,65	22,29
120 kV 34 mAs I303	-947,54	<b>181,12</b>	36,06	<b>15,17</b>	69,09	<b>29,77</b>	47,05	26,49	27,49	<b>29,70</b>	23,62	<b>29,31</b>	15,03	<b>25,95</b>	47,53	<b>20,67</b>
120 kV 120 mAs B30	-946,61	180,00	35,42	12,70	68,15	24,83	46,29	22,67	27,06	23,88	23,62	24,54	13,68	20,97	46,93	16,89
120 kV 21 mAs I305	-947,91	<b>179,02</b>	36,25	10,79	68,64	22,96	46,69	20,21	26,52	22,90	23,32	22,95	14,46	18,49	47,96	15,63
120 kV 28 mAs I405	-949,30	183,86	35,69	<b>12,79</b>	68,74	<b>24,94</b>	46,68	<b>21,10</b>	27,38	25,68	23,56	<b>24,36</b>	14,65	<b>22,13</b>	47,16	17,95
120 kV 33 mAs I405	-949,37	183,66	35,21	11,58	68,81	23,24	46,75	19,92	27,01	<b>23,55</b>	24,11	22,82	14,29	19,78	46,73	<b>16,12</b>
120 kV 200 mAs B30	-947,16	179,85	35,04	10,01	68,26	19,32	46,51	17,37	27,06	18,74	23,35	18,87	13,72	16,14	46,50	13,02
120 kV 85 mAs I303	-947,83	180,33	35,56	<b>9,61</b>	68,45	<b>19,26</b>	46,50	<b>17,17</b>	26,35	<b>18,68</b>	23,21	<b>18,81</b>	13,85	<b>15,99</b>	46,91	12,60
120 kV 87 mAs I303	-947,91	<b>180,27</b>	35,39	9,52	68,46	19,14	46,59	17,07	26,45	18,47	23,22	18,57	13,70	15,85	46,84	<b>12,70</b>
120 kV 133 mAs I403	-948,18	182,01	35,50	9,38	68,02	18,54	45,86	16,39	26,16	17,89	22,94	18,03	13,60	15,32	46,74	12,31
120 kV 134 mAs I403	-948,24	182,06	35,33	9,40	68,10	18,53	46,01	16,35	26,09	17,95	22,89	17,99	13,57	15,38	46,81	12,38

Tabuľka 5: Průměrné hodnoty CT čísel (levý sloupec) a směrodatných odchylek (pravý sloupec) pro jednotlivé orgány (segmentované). Referenční sada je od cílových oddělena rozdělovníkem. Pro každou dvojici cílových rekonstrukcí odpovídá nižší hodnota elektrického množství Metodě 2. Parametry rekonstrukce I305 odpovídají Metodě 1. Lepší shoda je zvyrazněna tučně.

Porovnávaná sada	Pľíce	Srdce	Játra	Slezina	Slinivka	Ledvina	Žlučník	Prostata								
100 kV 120 mAs B40	-946,12	180,83	31,60	19,78	70,63	39,93	45,95	36,30	22,92	38,03	18,96	39,37	7,67	34,28	45,30	26,91
100 kV 48 mAs I403	-947,52	181,92	32,21	<b>19,66</b>	71,18	<b>37,81</b>	46,02	<b>33,07</b>	24,02	<b>38,26</b>	18,64	<b>36,61</b>	8,31	<b>33,87</b>	45,97	<b>27,22</b>
100 kV 52 mAs I403	-947,66	<b>181,91</b>	32,43	18,83	70,98	36,76	46,02	32,22	23,08	36,91	18,39	35,62	8,48	32,89	46,09	26,17
120 kV 80 mAs B40	-946,13	181,91	35,29	18,82	68,42	36,85	46,57	33,49	27,46	35,58	23,66	36,67	14,16	31,97	46,93	25,33
120 kV 32 mAs I403	-947,47	<b>183,06</b>	35,38	<b>18,96</b>	69,13	<b>36,50</b>	46,94	<b>32,12</b>	28,13	36,26	24,10	<b>36,17</b>	14,79	32,65	46,83	25,72
120 kV 34 mAs I403	-947,45	183,18	35,77	18,56	69,02	35,93	46,98	31,77	27,45	<b>36,01</b>	23,60	35,54	15,04	<b>31,80</b>	47,36	<b>25,39</b>
120 kV 120 mAs B40	-946,62	181,89	35,15	15,50	68,12	30,19	46,23	27,45	27,03	29,03	23,59	30,10	13,68	25,73	46,77	20,66
120 kV 14 mAs I405	-947,99	<b>181,26</b>	35,96	<b>15,80</b>	68,70	<b>31,38</b>	46,47	<b>27,20</b>	27,45	33,11	23,75	<b>30,77</b>	14,42	<b>27,05</b>	47,54	23,83
120 kV 21 mAs I405	-948,17	180,88	35,97	12,62	68,55	26,28	46,60	23,09	26,47	<b>26,42</b>	23,28	26,44	14,57	21,56	47,89	<b>18,52</b>
120 kV 200 mAs B40	-947,34	181,75	34,78	12,16	68,22	23,36	46,44	21,04	27,06	22,59	23,32	23,13	13,73	19,77	46,35	15,95
120 kV 85 mAs I403	-948,11	182,34	<b>35,30</b>	<b>11,66</b>	68,35	<b>23,18</b>	46,40	<b>20,67</b>	26,26	22,44	23,20	<b>22,89</b>	13,90	<b>19,58</b>	46,76	15,42
120 kV 86 mAs I403	-948,06	<b>182,28</b>	35,42	11,58	68,21	23,01	46,19	20,41	26,69	22,24	23,33	22,66	13,58	19,43	46,82	<b>15,51</b>

Tabulka 6: Průměrné hodnoty CT čísel (levý sloupec) a směrodatných odchylek (pravý sloupec) pro jednotlivé orgány (segmentované). Referenční sada je od cílových oddělena rozdělovníkem. Pro každou dvojici cílových rekonstrukcí odpovídá nižší hodnota elektrického množství Metodě 2. Lepší shoda je zvýrazněna tučně.

Referenční sada	Porovnávaná sada	Plíce	Srdce	Játra	Slezina	Slinivka	Ledvina	Žlučník	Prostata
100 kV 120 mAs B30	100 kV 48 mAs I303	880,69	517,89	1851,26	1578,06	1787,35	1959,37	1599,47	961,33
	100 kV 52 mAs I303	<b>836,22</b>	<b>487,23</b>	<b>1788,79</b>	<b>1531,79</b>	<b>1716,95</b>	<b>1908,19</b>	<b>1521,94</b>	<b>900,61</b>
100 kV 120 mAs B40	100 kV 48 mAs I403	1227,43	721,76	2722,45	2280,35	2679,53	2891,37	2393,18	1420,00
	100 kV 52 mAs I403	<b>1172,00</b>	<b>681,61</b>	<b>2639,27</b>	<b>2218,73</b>	<b>2575,05</b>	<b>2824,70</b>	<b>2281,68</b>	<b>1332,71</b>
120 kV 80 mAs B30	120 kV 29 mAs I303	761,99	423,07	1722,27	1458,33	1692,72	1847,39	1502,28	884,60
	120 kV 34 mAs I303	<b>717,17</b>	<b>399,45</b>	<b>1616,26</b>	<b>1380,95</b>	<b>1576,22</b>	<b>1746,11</b>	<b>1389,94</b>	<b>813,07</b>
120 kV 80 mAs B40	120 kV 32 mAs I403	1042,44	592,77	2433,64	2038,46	2401,58	2632,22	2108,40	1246,03
	120 kV 34 mAs I403	<b>1019,08</b>	<b>575,03</b>	<b>2389,87</b>	<b>2003,25</b>	<b>2366,05</b>	<b>2592,65</b>	<b>2083,99</b>	<b>1210,29</b>
120 kV 120 mAs B30	120 kV 21 mAs I305	<b>625,07</b>	<b>349,38</b>	<b>1107,13</b>	<b>920,60</b>	<b>974,16</b>	1151,47	<b>829,55</b>	<b>590,24</b>
	120 kV 28 mAs I405	792,31	565,56	1232,41	1055,69	1133,39	1227,71	963,54	729,34
	120 kV 33 mAs I405	724,04	514,65	1142,18	989,36	1032,93	<b>1148,70</b>	876,20	656,44
120 kV 120 mAs B40	120 kV 14 mAs I405	995,26	555,42	1849,98	1492,90	1736,56	1891,85	1457,25	1039,33
	120 kV 21 mAs I405	<b>828,71</b>	<b>464,01</b>	<b>1549,27</b>	<b>1271,71</b>	<b>1395,67</b>	<b>1622,87</b>	<b>1183,31</b>	<b>824,88</b>
120 kV 200 mAs B30	120 kV 85 mAs I303	<b>340,44</b>	<b>214,69</b>	650,91	572,94	605,52	715,52	527,71	<b>337,73</b>
	120 kV 87 mAs I303	344,23	221,73	<b>648,40</b>	<b>570,84</b>	601,82	699,88	533,40	338,97
	120 kV 133 mAs I403	415,73	309,13	649,76	578,48	<b>591,80</b>	<b>684,81</b>	506,14	370,19
	120 kV 134 mAs I403	420,04	317,98	652,22	578,52	594,64	687,31	<b>503,08</b>	369,39
120 kV 200 mAs B40	120 kV 85 mAs I403	477,72	291,84	963,19	829,81	907,98	1065,31	790,19	495,34
	120 kV 86 mAs I403	<b>474,60</b>	<b>287,45</b>	<b>957,06</b>	<b>823,09</b>	<b>902,56</b>	<b>1042,28</b>	<b>789,42</b>	<b>498,09</b>

Tabulka 7: Hodnoty MSE pro jednotlivé orgány (nesegmentované). Pro každou dvojici cílových rekonstrukcí odpovídá nižší hodnota elektrického množství Metodě 2. Parametry rekonstrukce I305 odpovídají Metodě 1. Nižší hodnota MSE (zvýrazněna tučně) označuje lepší shodu.

Referenční sada	Porovnávaná sada	Plíče	Srdce	Játra	Slezina	Šlínivka	Ledvina	Žlučník	Prostata
100 kV 120 mAs B30	100 kV 48 mAs I303	0,999785	0,999878	0,999530	0,999600	0,999545	0,999500	0,999592	0,999759
	100 kV 52 mAs I303	<b>0,999795</b>	<b>0,999885</b>	<b>0,999546</b>	<b>0,999612</b>	<b>0,999563</b>	<b>0,999513</b>	<b>0,999610</b>	<b>0,999774</b>
100 kV 120 mAs B40	100 kV 48 mAs I403	0,999697	0,999826	0,999306	0,999420	0,999315	0,999260	0,999387	0,999641
	100 kV 52 mAs I403	<b>0,999710</b>	<b>0,999836</b>	<b>0,999327</b>	<b>0,999435</b>	<b>0,999341</b>	<b>0,999277</b>	<b>0,999414</b>	<b>0,999663</b>
120 kV 80 mAs B30	120 kV 29 mAs I303	0,999810	0,999896	0,999562	0,999630	0,999568	0,999529	0,999617	0,999776
	120 kV 34 mAs I303	<b>0,999821</b>	<b>0,999902</b>	<b>0,999589</b>	<b>0,999649</b>	<b>0,999598</b>	<b>0,999554</b>	<b>0,999645</b>	<b>0,999794</b>
120 kV 80 mAs B40	120 kV 32 mAs I403	0,999739	0,999854	0,999379	0,999481	0,999386	0,999326	0,999460	0,999683
	120 kV 34 mAs I403	<b>0,999744</b>	<b>0,999858</b>	<b>0,999390</b>	<b>0,999489</b>	<b>0,999394</b>	<b>0,999336</b>	<b>0,999466</b>	<b>0,999692</b>
120 kV 120 mAs B30	120 kV 21 mAs I305	<b>0,999850</b>	<b>0,999920</b>	<b>0,999722</b>	<b>0,999769</b>	<b>0,999754</b>	<b>0,999709</b>	<b>0,999790</b>	<b>0,999855</b>
	120 kV 28 mAs I405	0,999810	0,999871	0,999690	0,999736	0,999714	0,999688	0,999755	0,999821
	120 kV 33 mAs I405	0,999826	0,999883	0,999712	0,999753	0,999739	0,999708	0,999777	0,999839
120 kV 120 mAs B40	120 kV 14 mAs I405	0,999757	0,999869	0,999533	0,999623	0,999559	0,999520	0,999629	0,999741
	120 kV 21 mAs I405	<b>0,999798</b>	<b>0,999891</b>	<b>0,999609</b>	<b>0,999679</b>	<b>0,999645</b>	<b>0,999587</b>	<b>0,999698</b>	<b>0,999795</b>
120 kV 200 mAs B30	120 kV 85 mAs I303	<b>0,999917</b>	<b>0,999951</b>	0,999835	0,999855	0,999846	0,999817	0,999865	0,999916
	120 kV 87 mAs I303	0,999916	0,999949	<b>0,999836</b>	<b>0,999856</b>	0,999847	0,999821	0,999863	<b>0,999916</b>
	120 kV 133 mAs I403	0,999900	0,999930	0,999835	0,999854	<b>0,999850</b>	<b>0,999825</b>	0,999870	0,999909
	120 kV 134 mAs I403	0,999899	0,999928	0,999835	0,999854	0,999849	0,999824	<b>0,999871</b>	0,999909
120 kV 200 mAs B40	120 kV 85 mAs I403	0,999882	0,999931	0,999754	0,999789	0,999768	0,999727	0,999797	<b>0,999876</b>
	120 kV 86 mAs I403	<b>0,999883</b>	<b>0,999932</b>	<b>0,999756</b>	<b>0,999791</b>	<b>0,999770</b>	<b>0,999733</b>	<b>0,999798</b>	0,999875

Tabulka 8: Hodnoty SSIM pro jednotlivé orgány (nesegmentované). Pro každou dvojici cílových rekonstrukcí odpovídá nižší hodnota elektrického množství Metodě 2. Parametry rekonstrukce I305 odpovídají Metodě 1. Hodnota SSIM blíže k 1 (zvýrazněna tučně) označuje lepší shodu.

Referenční sada	Porovnávaná sada	Příce	Srdce	Játra	Slezina	Slimivka	Ledvina	Žlučník	Prostata
100 kV 120 mAs B30	100 kV 48 mAs I303	0,8534	<b>0,9107</b>	<b>0,8778</b>	<b>0,8827</b>	0,8273	0,8018	0,7830	0,8463
	100 kV 52 mAs I303	<b>0,8541</b>	0,9099	0,8746	0,8764	<b>0,8349</b>	<b>0,8024</b>	<b>0,7902</b>	<b>0,8483</b>
100 kV 120 mAs B40	100 kV 48 mAs I403	0,8485	<b>0,9044</b>	<b>0,8724</b>	<b>0,8784</b>	0,8249	<b>0,7985</b>	0,7815	0,8442
	100 kV 52 mAs I403	<b>0,8494</b>	0,9036	0,8688	0,8726	<b>0,8269</b>	0,7971	<b>0,7868</b>	<b>0,8448</b>
120 kV 80 mAs B30	120 kV 29 mAs I303	0,8575	0,9135	0,8748	<b>0,8867</b>	0,8374	<b>0,8055</b>	0,7820	<b>0,8454</b>
	120 kV 34 mAs I303	<b>0,8601</b>	<b>0,9152</b>	<b>0,8789</b>	0,8856	0,8374	0,7906	<b>0,7886</b>	0,8425
120 kV 80 mAs B40	120 kV 32 mAs I403	0,8534	0,9074	0,8731	0,8805	0,8296	<b>0,7959</b>	0,7764	0,8351
	120 kV 34 mAs I403	<b>0,8543</b>	0,9074	<b>0,8735</b>	<b>0,8815</b>	<b>0,8324</b>	0,7837	<b>0,7831</b>	<b>0,8397</b>
120 kV 120 mAs B30	120 kV 21 mAs I305	0,8627	<b>0,9238</b>	<b>0,8832</b>	0,8806	0,8369	0,7954	0,8090	<b>0,8440</b>
	120 kV 28 mAs I405	0,8634	0,9146	0,8793	0,8761	0,8280	<b>0,8041</b>	<b>0,8095</b>	0,8419
	120 kV 33 mAs I405	<b>0,8672</b>	0,9179	0,8816	<b>0,8819</b>	<b>0,8370</b>	0,8027	0,8092	0,8425
120 kV 120 mAs B40	120 kV 14 mAs I405	0,8461	0,9090	0,8687	0,8745	<b>0,8338</b>	0,7863	0,7879	0,8353
	120 kV 21 mAs I405	<b>0,8566</b>	<b>0,9143</b>	<b>0,8765</b>	<b>0,8760</b>	0,8320	<b>0,7908</b>	<b>0,8025</b>	<b>0,8392</b>
120 kV 200 mAs B30	120 kV 85 mAs I303	0,8852	<b>0,9387</b>	<b>0,9017</b>	0,8949	0,8585	0,8273	0,8328	0,8649
	120 kV 87 mAs I303	0,8848	0,9362	0,8995	<b>0,8984</b>	<b>0,8701</b>	0,8190	0,8332	<b>0,8682</b>
	120 kV 133 mAs I403	<b>0,8861</b>	0,9332	0,8981	0,8868	0,8561	<b>0,8344</b>	<b>0,8539</b>	0,8654
	120 kV 134 mAs I403	0,8840	0,9338	0,8983	0,8920	0,8574	0,8289	0,8434	0,8626
120 kV 200 mAs B40	120 kV 85 mAs I403	0,8767	0,9313	<b>0,8936</b>	0,8886	<b>0,8516</b>	0,8174	0,8203	<b>0,8602</b>
	120 kV 86 mAs I403	<b>0,8781</b>	<b>0,9346</b>	0,8912	<b>0,8911</b>	0,8503	<b>0,8218</b>	<b>0,8240</b>	0,8554

Tabulka 9: Hodnoty FSIM pro jednotlivé orgány (nasegmentované). Pro každou dvojici cílových rekonstrukcí odpovídá nižší hodnota elektrického množství Metodě 2. Parametry rekonstrukce I305 odpovídají Metodě 1. Hodnota FSIM blíže k 1 (zvýrazněna tučně) označuje lepší shodu.



## 2.5.4 Porovnání FBP: Siemens vs. GE

Srovnání referenčních rekonstrukcí B30 s cílovými rekonstrukcemi s použitím jádra Soft pomocí rozdílu směrodatných odchylek a metrik MSE, SSIM, resp. FSIM je shrnuto v Tab. 10, Tab. 12, Tab. 14, resp. Tab. 16. Srovnání referenčních rekonstrukcí B40 s cílovými rekonstrukcemi Standard je pro směrodatné odchylky, metriku MSE, SSIM a FSIM shrnuto v Tab. 11, Tab. 13, Tab. 15, resp. Tab. 17.

Z hlediska směrodatných odchylek vykazuje pro referenční rekonstrukce pomocí algoritmu B30 ve srovnání s rekonstrukcemi Soft nejlepších výsledků Metoda 2. Nicméně i přesto, že jsou rekonstrukce získané pomocí Metody 2 přesnější, nejsou si tolik blízké s těmi referenčními. Metrika MSE vyhodnotila jako úspěšnější převážně ty rekonstrukce získané pomocí Metody 1, stejně jako i metrika SSIM. V přibližně polovině případů vyhodnotila metrika FSIM jako úspěšnější akvizice pomocí Metody 1, v druhé polovině pak ty akvizice, které byly dány Metodou 2.

Referenčním sadám s kernelem B40 byly z hlediska podobnosti směrodatných odchylek s cílovými rekonstrukcemi s jádrem Standard vyhodnoceny převážně ty akvizice, které byly určeny Metodou 2. Podobně jako i v předchozích případech, metriky MSE a SSIM preferovaly akvizice dané Metodou 1. Metrika FSIM opět rozhodla přibližně pro polovinu akvizic dané Metodou 1 a pro polovinu akvizic dané Metodou 2.

Porovnávaná sada	Pľíce	Srdce	Játra	Slezina	Slinivka	Ledvina	Žlučník	Prostata								
80 kV 80 mAs B30	-943,64	176,47	27,33	30,15	76,04	61,69	45,40	55,00	17,85	60,04	10,98	59,46	-1,52	54,12	44,92	41,68
80 kV 49 mAs SOFT	-938,29	<b>165,91</b>	24,66	<b>24,83</b>	82,74	<b>60,24</b>	48,25	66,64	16,72	<b>51,29</b>	18,01	<b>60,63</b>	-2,64	<b>43,26</b>	46,27	<b>35,15</b>
80 kV 57 mAs SOFT	-938,73	164,65	24,54	22,98	82,02	54,54	48,38	<b>61,15</b>	16,42	46,92	18,15	55,23	-2,26	39,83	46,28	32,57
80 kV 120 mAs B30	-944,97	176,32	26,89	24,50	75,47	52,49	44,94	47,55	16,21	49,19	11,15	50,79	-2,64	43,53	44,18	33,94
80 kV 73 mAs SOFT	-939,22	<b>163,43</b>	24,49	<b>20,22</b>	80,99	<b>46,42</b>	47,38	50,62	16,27	<b>40,57</b>	15,90	<b>45,78</b>	-2,09	<b>34,17</b>	46,38	<b>28,50</b>
80 kV 81 mAs SOFT	-939,37	163,03	24,03	19,23	80,67	43,31	47,32	<b>46,34</b>	16,12	38,72	15,45	42,60	-3,23	32,07	45,13	26,69
100 kV 120 mAs B30	-946,40	178,94	31,89	16,14	70,67	32,74	45,99	29,94	22,92	31,12	19,00	32,05	7,61	27,81	45,49	21,84
100 kV 81 mAs SOFT	-939,62	<b>164,45</b>	28,70	<b>13,26</b>	76,63	<b>26,28</b>	49,69	<b>25,24</b>	23,92	<b>26,01</b>	22,16	<b>26,09</b>	7,77	<b>21,15</b>	46,15	<b>18,19</b>
100 kV 89 mAs SOFT	-939,55	163,74	28,88	12,69	76,53	25,13	49,98	24,22	24,31	24,90	22,41	24,78	8,21	19,66	46,74	17,20
120 kV 80 mAs B30	-946,34	180,04	35,57	15,37	68,45	30,20	46,64	27,66	27,47	29,08	23,68	29,89	14,14	26,01	47,08	20,60
120 kV 57 mAs SOFT	-937,04	163,43	32,62	<b>12,42</b>	73,83	<b>23,80</b>	50,46	<b>22,42</b>	28,15	<b>23,94</b>	26,37	<b>23,50</b>	14,56	<b>18,96</b>	47,20	<b>16,79</b>
120 kV 65 mAs SOFT	-936,87	<b>163,85</b>	32,23	11,80	73,78	22,35	50,47	21,02	27,97	22,43	26,12	22,24	14,60	17,85	47,17	15,86
120 kV 120 mAs B30	-946,61	180,00	35,42	12,70	68,15	24,83	46,29	22,67	27,06	23,88	23,62	24,54	13,68	20,97	46,93	16,89
120 kV 81 mAs SOFT	-936,84	<b>164,43</b>	32,17	<b>10,61</b>	73,66	<b>20,17</b>	50,33	<b>18,76</b>	27,76	<b>20,46</b>	25,98	<b>19,87</b>	14,55	<b>16,03</b>	47,54	<b>14,22</b>
120 kV 97 mAs SOFT	-936,78	163,98	32,43	9,90	73,60	18,60	50,69	17,09	28,05	18,96	26,00	18,05	14,38	14,60	47,32	13,20
120 kV 200 mAs B30	-947,16	179,85	35,04	10,01	68,26	19,32	46,51	17,37	27,06	18,74	23,35	18,87	13,72	16,14	46,50	13,02
120 kV 138 mAs SOFT	-937,10	162,93	32,67	<b>8,71</b>	73,67	<b>15,95</b>	50,54	<b>14,34</b>	28,00	<b>16,52</b>	26,00	<b>15,33</b>	14,34	<b>12,60</b>	46,60	<b>11,15</b>
120 kV 155 mAs SOFT	-936,97	<b>163,34</b>	32,38	8,18	73,75	15,21	50,24	13,60	27,94	15,86	26,15	14,57	14,59	11,79	47,59	10,69

Tabuľka 10: Průměrné hodnoty CT čísel (levý sloupec) a směrodatných odchylek (pravý sloupec) pro jednotlivé orgány (segmentované). Referenční sada je od cílových oddělena rozdělovníkem. Pro každou dvojici cílových rekonstrukcí odpovídá nižší hodnota elektrického množství Metodě 2. Lepší shoda je zvýrazněna tučně.

Porovnávaná sada	Pľíce	Srdce	Játra	Slezina	Slinivka	Ledvina	Žlučník	Prostata								
80 kV 80 mAs B40	-942,03	178,31	27,03	37,14	76,18	75,11	45,34	66,43	17,83	73,67	10,95	72,54	-1,44	66,64	44,73	51,43
80 kV 49 mAs STD	-938,60	<b>169,24</b>	24,67	<b>31,54</b>	82,77	<b>78,22</b>	48,27	89,09	16,89	<b>64,68</b>	18,03	78,48	-2,57	<b>55,96</b>	46,28	<b>44,55</b>
80 kV 57 mAs STD	-939,21	167,84	24,55	29,12	82,05	70,60	48,43	<b>81,73</b>	16,58	59,14	18,18	<b>71,45</b>	-2,28	50,93	46,28	41,14
80 kV 120 mAs B40	-943,88	178,13	26,60	30,16	75,52	64,11	44,87	57,65	16,22	60,47	11,12	62,23	-2,60	53,74	43,97	41,86
80 kV 73 mAs STD	-939,94	<b>166,49</b>	24,49	<b>25,58</b>	81,02	<b>59,72</b>	47,42	67,50	16,46	<b>51,02</b>	15,89	<b>59,11</b>	-2,01	<b>43,56</b>	46,42	<b>36,12</b>
80 kV 81 mAs STD	-940,17	166,03	24,02	24,27	80,70	55,53	47,36	<b>61,32</b>	16,29	48,46	15,45	54,68	-3,18	40,80	45,15	33,79
100 kV 120 mAs B40	-946,12	180,83	31,60	19,78	70,63	39,93	45,95	36,30	22,92	38,03	18,96	39,37	7,67	34,28	45,30	26,91
100 kV 81 mAs STD	-940,72	<b>167,36</b>	28,68	<b>16,57</b>	76,65	<b>32,84</b>	49,72	<b>31,96</b>	24,07	<b>32,19</b>	22,16	<b>32,92</b>	7,78	<b>26,58</b>	46,14	<b>22,97</b>
100 kV 89 mAs STD	-940,69	166,60	28,89	15,83	76,55	31,34	50,01	30,60	24,46	30,74	22,43	31,24	8,24	24,70	46,75	21,76
120 kV 80 mAs B40	-946,13	181,91	35,29	18,82	68,42	36,85	46,57	33,49	27,46	35,58	23,66	36,67	14,16	31,97	46,93	25,33
120 kV 57 mAs STD	-938,25	166,21	32,62	<b>15,51</b>	73,85	<b>29,67</b>	50,49	<b>28,16</b>	28,31	<b>29,69</b>	26,38	<b>29,61</b>	14,59	<b>23,87</b>	47,29	<b>21,19</b>
120 kV 65 mAs STD	-938,08	<b>166,63</b>	32,24	14,70	73,81	27,79	50,50	26,30	28,08	27,79	26,11	28,00	14,59	22,34	47,23	20,04
120 kV 120 mAs B40	-946,62	181,89	35,15	15,50	68,12	30,19	46,23	27,45	27,03	29,03	23,59	30,10	13,68	25,73	46,77	20,66
120 kV 81 mAs STD	-938,05	<b>167,27</b>	32,19	<b>13,18</b>	73,68	<b>24,99</b>	50,36	<b>23,38</b>	27,92	<b>25,19</b>	25,98	<b>24,90</b>	14,54	<b>20,09</b>	47,61	<b>17,94</b>
120 kV 97 mAs STD	-938,02	166,76	32,41	12,25	73,63	22,93	50,72	21,29	28,16	23,22	26,01	22,62	14,42	18,33	47,40	16,69
120 kV 200 mAs B40	-947,34	181,75	34,78	12,16	68,22	23,36	46,44	21,04	27,06	22,59	23,32	23,13	13,73	19,77	46,35	15,95
120 kV 138 mAs STD	-938,37	165,62	32,68	<b>10,63</b>	73,70	<b>19,52</b>	50,58	<b>17,74</b>	28,20	<b>20,05</b>	26,05	<b>19,19</b>	14,41	<b>15,70</b>	46,69	<b>14,11</b>
120 kV 155 mAs STD	-938,24	<b>166,03</b>	32,40	10,01	73,79	18,55	50,28	16,80	28,13	19,13	26,15	18,18	14,66	14,70	47,59	13,49

Tabulka 11: Průměrné hodnoty CT čísel (levý sloupec) a směrodatných odchylek (pravý sloupec) pro jednotlivé orgány (segmentované). Referenční sada je od cílových oddělena rozdělovníkem. Pro každou dvojici cílových rekonstrukcí odpovídá nižší hodnota elektrického množství Metodě 2. Lepší shoda je zvýrazněna tučně.

Referenční sada	Porovnávaná sada	Příčec	Srdce	Játra	Slezina	Slinivka	Ledvina	Žlučník	Prostata
80 kV 120 mAs B30	80 kV 73 mAs SOFT	<b>14203,01</b>	<b>8940,48</b>	14122,36	10781,88	4530,78	6165,55	3533,00	<b>6255,36</b>
	80 kV 81 mAs SOFT	14214,46	9126,28	<b>13784,75</b>	<b>10455,49</b>	<b>4482,33</b>	<b>5726,90</b>	<b>3366,20</b>	6439,81
80 kV 80 mAs B30	80 kV 49 mAs SOFT	14942,92	<b>9105,44</b>	16457,04	13266,47	6533,21	8789,22	5341,98	<b>6659,74</b>
	80 kV 57 mAs SOFT	<b>14699,07</b>	9108,94	<b>15730,21</b>	<b>12566,88</b>	<b>6075,68</b>	<b>7994,63</b>	<b>4972,30</b>	6742,30
100 kV 120 mAs B30	100 kV 81 mAs SOFT	11733,08	8990,51	9177,76	<b>7222,27</b>	2473,83	2539,35	1426,79	5201,75
	100 kV 89 mAs SOFT	<b>11554,30</b>	<b>8939,49</b>	<b>8996,79</b>	7248,16	<b>2375,59</b>	<b>2424,92</b>	<b>1375,07</b>	<b>5142,57</b>
120 kV 80 mAs B30	120 kV 57 mAs SOFT	<b>10763,54</b>	<b>9291,50</b>	7673,43	6572,22	2393,65	1950,76	1207,83	<b>5273,60</b>
	120 kV 65 mAs SOFT	11042,90	9501,65	<b>7563,04</b>	<b>6543,01</b>	<b>2390,47</b>	<b>1868,65</b>	<b>1152,80</b>	5368,97
120 kV 120 mAs B30	120 kV 81 mAs SOFT	<b>10424,43</b>	<b>8920,54</b>	7291,83	<b>6216,41</b>	<b>1870,38</b>	1537,21	864,10	<b>4761,07</b>
	120 kV 97 mAs SOFT	10571,57	9085,91	<b>7182,32</b>	6253,31	1870,77	<b>1471,70</b>	<b>828,86</b>	4814,20
120 kV 200 mAs B30	120 kV 138 mAs SOFT	<b>10714,23</b>	<b>9438,03</b>	6834,64	5833,56	1730,98	1057,99	557,63	<b>5037,11</b>
	120 kV 155 mAs SOFT	10903,34	9546,12	<b>6801,24</b>	<b>5784,54</b>	<b>1690,68</b>	<b>1032,45</b>	<b>537,14</b>	5166,48

Tabulka 12: Hodnoty MSE pro jednotlivé orgány (nesegmentované). Pro každou dvojici cílových rekonstrukcí odpovídá nižší hodnota elektrického množství Metodě 2. Nižší hodnota MSE (zvýrazněna tučně) označuje lepší shodu.

Referenční sada	Porovnávaná sada	Plicce	Srdce	Játra	Slezina	Slinivka	Ledvina	Žlučník	Prostata
80 kV 120 mAs B40	80 kV 73 mAs STD	16272,79	<b>9987,00</b>	17123,00	14109,89	6650,12	9141,12	5383,93	<b>7651,75</b>
	80 kV 81 mAs STD	<b>16222,05</b>	10162,44	<b>16606,02</b>	<b>13526,46</b>	<b>6511,03</b>	<b>8466,61</b>	<b>5132,00</b>	7815,34
80 kV 80 mAs B40	80 kV 49 mAs STD	17510,29	10314,37	20792,80	18245,25	9815,99	13336,15	8297,00	<b>8494,80</b>
	80 kV 57 mAs STD	<b>17098,35</b>	<b>10287,15</b>	<b>19652,67</b>	<b>16975,71</b>	<b>9063,99</b>	<b>12017,33</b>	<b>7626,52</b>	8521,86
100 kV 120 mAs B40	100 kV 81 mAs STD	13027,98	9845,55	10427,17	<b>8613,04</b>	3320,09	3609,78	2103,79	6015,02
	100 kV 89 mAs STD	<b>12807,13</b>	<b>9782,61</b>	<b>10206,05</b>	8618,02	<b>3184,92</b>	<b>3449,42</b>	<b>2028,32</b>	<b>5936,49</b>
120 kV 80 mAs B40	120 kV 57 mAs STD	<b>11870,06</b>	10148,14	8688,00	7761,94	3146,79	2817,97	1791,28	<b>6017,21</b>
	120 kV 65 mAs STD	12158,90	<b>10372,75</b>	<b>8539,29</b>	<b>7697,37</b>	<b>3117,07</b>	<b>2684,93</b>	<b>1703,33</b>	6105,28
120 kV 120 mAs B40	120 kV 81 mAs STD	<b>11440,70</b>	<b>9706,33</b>	8095,05	<b>7215,18</b>	2389,43	2160,05	1253,67	<b>5381,32</b>
	120 kV 97 mAs STD	11587,67	9876,71	<b>7946,63</b>	7228,03	<b>2365,51</b>	<b>2055,23</b>	<b>1198,24</b>	5419,22
120 kV 200 mAs B40	120 kV 138 mAs STD	<b>11685,72</b>	10247,04	7440,01	6658,08	2085,71	1453,47	788,69	<b>5597,86</b>
	120 kV 155 mAs STD	11883,54	<b>10369,21</b>	<b>7395,44</b>	<b>6592,73</b>	<b>2028,56</b>	<b>1412,09</b>	<b>760,17</b>	5734,42

Tabulka 13: Hodnoty MSE pro jednotlivé orgány (nesegmentované). Pro každou dvojici cílových rekonstrukcí odpovídá nižší hodnota elektrického množství Metodě 2. Nižší hodnota MSE (zvýrazněna tučně) označuje lepší shodu.

Referenční sada	Porovnávaná sada	Příce	Srdce	Játra	Slezina	Slinivka	Ledvina	Žlučník	Prostata
80 kV 120 mAs B30	80 kV 73 mAs SOFT	0,997493	<b>0,998268</b>	0,997177	0,997752	0,998928	0,998511	0,999127	<b>0,998784</b>
	80 kV 81 mAs SOFT	<b>0,997503</b>	0,998243	<b>0,997250</b>	<b>0,997835</b>	<b>0,998948</b>	<b>0,998613</b>	<b>0,999168</b>	0,998761
80 kV 80 mAs B30	80 kV 49 mAs SOFT	0,997286	0,998211	0,996608	<b>0,997135</b>	<b>0,998412</b>	0,997858	0,998667	<b>0,998637</b>
	80 kV 57 mAs SOFT	<b>0,997351</b>	<b>0,998216</b>	<b>0,996774</b>	0,997307	0,998531	<b>0,998052</b>	<b>0,998759</b>	0,998635
100 kV 120 mAs B30	100 kV 81 mAs SOFT	0,997989	0,998295	0,998289	0,998623	0,999470	0,999398	0,999656	0,999069
	100 kV 89 mAs SOFT	<b>0,998023</b>	<b>0,998309</b>	<b>0,998321</b>	<b>0,998624</b>	<b>0,999491</b>	<b>0,999423</b>	<b>0,999670</b>	<b>0,999085</b>
120 kV 80 mAs B30	120 kV 57 mAs SOFT	<b>0,998161</b>	<b>0,998256</b>	0,998589	0,998767	0,999500	0,999530	0,999707	<b>0,999086</b>
	120 kV 65 mAs SOFT	0,998117	0,998223	<b>0,998611</b>	<b>0,998776</b>	<b>0,999506</b>	<b>0,999550</b>	<b>0,999721</b>	0,999077
120 kV 120 mAs B30	120 kV 81 mAs SOFT	<b>0,998228</b>	<b>0,998326</b>	0,998690	<b>0,998860</b>	0,999623	0,999638	0,999796	<b>0,999185</b>
	120 kV 97 mAs SOFT	0,998207	0,998301	<b>0,998713</b>	0,998859	<b>0,999627</b>	<b>0,999654</b>	<b>0,999804</b>	0,999184
120 kV 200 mAs B30	120 kV 138 mAs SOFT	<b>0,998201</b>	<b>0,998247</b>	0,998796	0,998954	0,999675	0,999756	0,999873	<b>0,999162</b>
	120 kV 155 mAs SOFT	0,998171	0,998229	<b>0,998803</b>	<b>0,998963</b>	<b>0,999687</b>	<b>0,999763</b>	<b>0,999878</b>	0,999141

Tabulka 14: Hodnoty SSIM pro jednotlivé orgány (nesegmentované). Pro každou dvojici cílových rekonstrukcí odpovídá nižší hodnota elektrického množství Metodě 2. Hodnota SSIM blíže k 1 (zvýrazněna tučně) označuje lepší shodu.

Referenční sada	Porovnávaná sada	Pľíce	Srdce	Játra	Slezina	Šlivořka	Ledvina	Žlučník	Prostata
80 kV 120 mAs B40	80 kV 73 mAs STD	0,996984	<b>0,998009</b>	0,996419	0,996918	0,998381	0,997751	0,998651	<b>0,998430</b>
	80 kV 81 mAs STD	<b>0,997010</b>	0,997986	<b>0,996537</b>	<b>0,997067</b>	<b>0,998424</b>	<b>0,997913</b>	<b>0,998714</b>	0,998413
80 kV 80 mAs B40	80 kV 49 mAs STD	0,996652	0,997910	0,995509	0,995882	0,997567	0,996696	0,997906	0,998169
	80 kV 57 mAs STD	<b>0,996758</b>	<b>0,997922</b>	<b>0,995780</b>	<b>0,996197</b>	<b>0,997760</b>	<b>0,997024</b>	<b>0,998075</b>	<b>0,998181</b>
100 kV 120 mAs B40	100 kV 81 mAs STD	0,997672	0,998085	0,997973	0,998281	0,999251	0,999125	0,999482	0,998865
	100 kV 89 mAs STD	<b>0,997716</b>	<b>0,998102</b>	<b>0,998015</b>	<b>0,998288</b>	<b>0,999281</b>	<b>0,999161</b>	<b>0,999502</b>	<b>0,998886</b>
120 kV 80 mAs B40	120 kV 57 mAs STD	<b>0,997887</b>	<b>0,998045</b>	0,998331	0,998475	0,999306	0,999307	0,999557	<b>0,998900</b>
	120 kV 65 mAs STD	0,997841	0,998009	<b>0,998362</b>	<b>0,998493</b>	<b>0,999318</b>	<b>0,999341</b>	<b>0,999579</b>	0,998893
120 kV 120 mAs B40	120 kV 81 mAs STD	<b>0,997977</b>	<b>0,998133</b>	0,998487	0,998618	0,999489	0,999479	0,999696	0,999030
	120 kV 97 mAs STD	0,997956	0,998106	<b>0,998519</b>	<b>0,998622</b>	<b>0,999499</b>	<b>0,999505</b>	<b>0,999709</b>	<b>0,999034</b>
120 kV 200 mAs B40	120 kV 138 mAs STD	<b>0,997963</b>	<b>0,998050</b>	0,998644	0,998756	0,999584	0,999655	0,999814	<b>0,999023</b>
	120 kV 155 mAs STD	0,997931	0,998028	<b>0,998654</b>	<b>0,998769</b>	<b>0,999600</b>	<b>0,999666</b>	<b>0,999821</b>	0,999001

Tabulka 15: Hodnoty SSIM pro jednotlivé orgány (nesegmentované). Pro každou dvojici cílových rekonstrukcí odpovídá nižší hodnota elektrického množství Metodě 2. Hodnota SSIM blíže k 1 (zvýrazněna tučně) označuje lepší shodu.

Referenční sada	Porovnávaná sada	Plíče	Srdce	Játra	Slezina	Slinivka	Ledvina	Žlučník	Prostata
80 kV 120 mAs B30	80 kV 73 mAs SOFT	<b>0,7726</b>	<b>0,8015</b>	0,7209	0,7320	<b>0,7577</b>	0,7519	0,7663	<b>0,7780</b>
	80 kV 81 mAs SOFT	0,7723	0,8001	<b>0,7210</b>	<b>0,7326</b>	0,7519	<b>0,7548</b>	<b>0,7664</b>	0,7726
80 kV 80 mAs B30	80 kV 49 mAs SOFT	0,7710	0,7989	0,7184	0,7266	<b>0,7565</b>	0,7474	<b>0,7620</b>	<b>0,7791</b>
	80 kV 57 mAs SOFT	<b>0,7720</b>	<b>0,7992</b>	<b>0,7204</b>	<b>0,7298</b>	0,7542	<b>0,7501</b>	0,7596	0,7756
100 kV 120 mAs B30	100 kV 81 mAs SOFT	0,7770	0,8046	0,7261	<b>0,7379</b>	<b>0,7618</b>	0,7650	<b>0,7760</b>	<b>0,7809</b>
	100 kV 89 mAs SOFT	<b>0,7781</b>	<b>0,8049</b>	<b>0,7265</b>	0,7365	0,7602	<b>0,7644</b>	0,7735	0,7795
120 kV 80 mAs B30	120 kV 57 mAs SOFT	<b>0,7790</b>	<b>0,8028</b>	<b>0,7308</b>	<b>0,7394</b>	<b>0,7603</b>	<b>0,7682</b>	<b>0,7758</b>	<b>0,7769</b>
	120 kV 65 mAs SOFT	0,7761	0,8005	0,7292	0,7388	0,7573	0,7663	0,7740	0,7731
120 kV 120 mAs B30	120 kV 81 mAs SOFT	<b>0,7835</b>	<b>0,8093</b>	<b>0,7337</b>	<b>0,7437</b>	<b>0,7698</b>	<b>0,7740</b>	<b>0,7804</b>	<b>0,7868</b>
	120 kV 97 mAs SOFT	0,7813	0,8076	0,7324	0,7414	0,7665	0,7713	0,7770	0,7834
120 kV 200 mAs B30	120 kV 138 mAs SOFT	<b>0,7853</b>	<b>0,8107</b>	<b>0,7423</b>	<b>0,7522</b>	<b>0,7794</b>	<b>0,7858</b>	<b>0,7924</b>	<b>0,7933</b>
	120 kV 155 mAs SOFT	0,7836	0,8097	0,7420	0,7510	<b>0,7794</b>	0,7853	0,7916	0,7913

Tabulka 16: Hodnoty FSIM pro jednotlivé orgány (nesegmentované). Pro každou dvojici cílových rekonstrukcí odpovídá nižší hodnota elektrického množství Metodě 2. Hodnota FSIM blíže k 1 (zvýrazněna tučně) označuje lepší shodu.



Referenční sada	Porovnávaná sada	Plíče	Srdce	Játra	Slezina	Slinivka	Ledvina	Žlučník	Prostata
80 kV 120 mAs B40	80 kV 73 mAs STD	0,7682	<b>0,7977</b>	0,7194	0,7269	<b>0,7571</b>	0,7497	<b>0,7649</b>	<b>0,7751</b>
	80 kV 81 mAs STD	<b>0,7683</b>	0,7968	<b>0,7202</b>	<b>0,7286</b>	0,7522	<b>0,7530</b>	0,7647	0,7706
80 kV 80 mAs B40	80 kV 49 mAs STD	0,7664	0,7954	0,7163	0,7201	<b>0,7562</b>	0,7432	<b>0,7607</b>	<b>0,7775</b>
	80 kV 57 mAs STD	<b>0,7681</b>	<b>0,7961</b>	<b>0,7194</b>	<b>0,7247</b>	0,7549	<b>0,7480</b>	0,7597	0,7746
100 kV 120 mAs B40	100 kV 81 mAs STD	0,7722	0,8006	0,7242	<b>0,7330</b>	<b>0,7588</b>	<b>0,7627</b>	<b>0,7738</b>	<b>0,7768</b>
	100 kV 89 mAs STD	<b>0,7737</b>	<b>0,8011</b>	<b>0,7249</b>	0,7321	0,7576	0,7624	0,7723	0,7759
120 kV 80 mAs B40	120 kV 57 mAs STD	<b>0,7744</b>	<b>0,7983</b>	<b>0,7287</b>	<b>0,7347</b>	<b>0,7576</b>	<b>0,7662</b>	<b>0,7739</b>	<b>0,7723</b>
	120 kV 65 mAs STD	0,7718	0,7965	0,7277	0,7343	0,7549	0,7640	0,7724	0,7694
120 kV 120 mAs B40	a 120 kV 81 mAs STD	<b>0,7783</b>	<b>0,8046</b>	<b>0,7305</b>	<b>0,7381</b>	<b>0,7654</b>	<b>0,7706</b>	<b>0,7774</b>	<b>0,7812</b>
	120 kV 97 mAs STD	0,7765	0,8033	0,7299	0,7366	0,7628	0,7684	0,7743	0,7789
120 kV 200 mAs B40	120 kV 138 mAs STD	<b>0,7797</b>	<b>0,8057</b>	<b>0,7379</b>	<b>0,7456</b>	0,7723	0,7806	<b>0,7880</b>	<b>0,7860</b>
	120 kV 155 mAs STD	0,7782	0,8047	<b>0,7379</b>	0,7449	<b>0,7730</b>	<b>0,7809</b>	0,7873	0,7849

Tabulka 17: Hodnoty FSIM pro jednotlivé orgány (nesegmentované). Pro každou dvojici cílových rekonstrukcí odpovídá nižší hodnota elektrického množství Metodě 2. Hodnota FSIM blíže k 1 (zvýrazněna tučně) označuje lepší shodu.

## 2.6 Diskuze

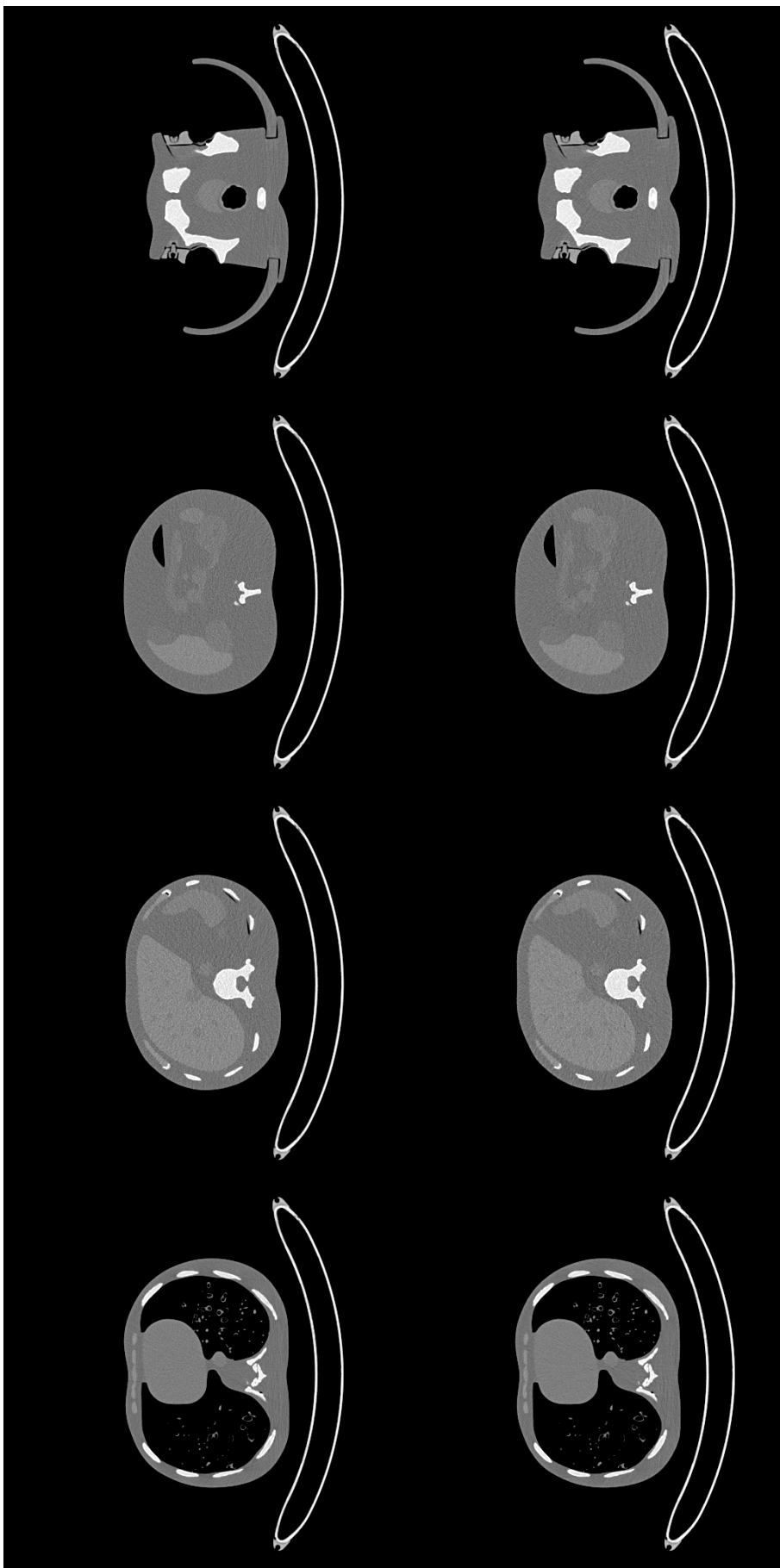
Cílem práce bylo zhodnotit proveditelnost přenosu akvizčních parametrů z jednoho přístroje na druhý tak, aby byla zachována kvalita obrazu. Navržené metody tento přenos parametrů do určité míry umožňují. Základním předpokladem bylo zvolení vhodných rekonstrukčních algoritmů tak, aby měly co nejbližší charakteristiky šumu. V takovém případě pak hladina šumu vyjádřena směrodatnou odchylkou dostatečně vhodně popisuje celkový šum v obraze. Na základě hladiny šumu pak lze vytvořit korekční křivky, které převádějí akvizční parametr elektrického množství mezi systémy. Navržené metody byly zcela záměrně designovány jako jednoduché, aby bylo možné provést přenos parametrů na libovolném pracovišti. Navrhovanou metodu lze totiž díky tomu provést za pomoci obyčejného vodního fantomu. Pak je ale nutné počítat s určitou nepřesností metody. Tato jednoduchost metody je také zároveň její největší limitací. Další limitací je malý rozsah, na kterém byla metoda provedena. Korekční křivky byly založeny na měřeních v rozsahu od 80 mAs do 200 mAs. Rozšířením tohoto rozsahu do limitních hodnot přístroje by bylo možné získat korekční křivky lépe odpovídající chování systémů v celém nabízeném rozsahu nastavení elektrického množství. Křivky by také bylo možno založit na jiných veličinách než na šumu, například na poměru kontrastu k šumu. Metoda je tedy velmi jednoduchá, ale nabízí možnost ke zdokonalení.

Pro zhodnocení úspěšnosti metod byly kromě vyhodnocení rozdílů směrodatných odchylek využity i některé plně referenční metriky pro posouzení kvality obrazu. Ačkoliv jde o metriky běžně využívané, ukazuje se jejich závislost na šumu v obraze. Tato skutečnost byla znázorněna určením reprodukovatelnosti metrik při posuzování snímků pořízených při stejných akvizčních parametrech. Pro použití ve smyslu zhodnocení podobnosti dvou obrazů proto bude pravděpodobně nutné optimalizovat tyto metriky vzhledem k jejich parametrům. Je možné, že potřeby zhodnocení kvality medicínských obrazů bude vyžadovat zavedení zcela nové metriky.

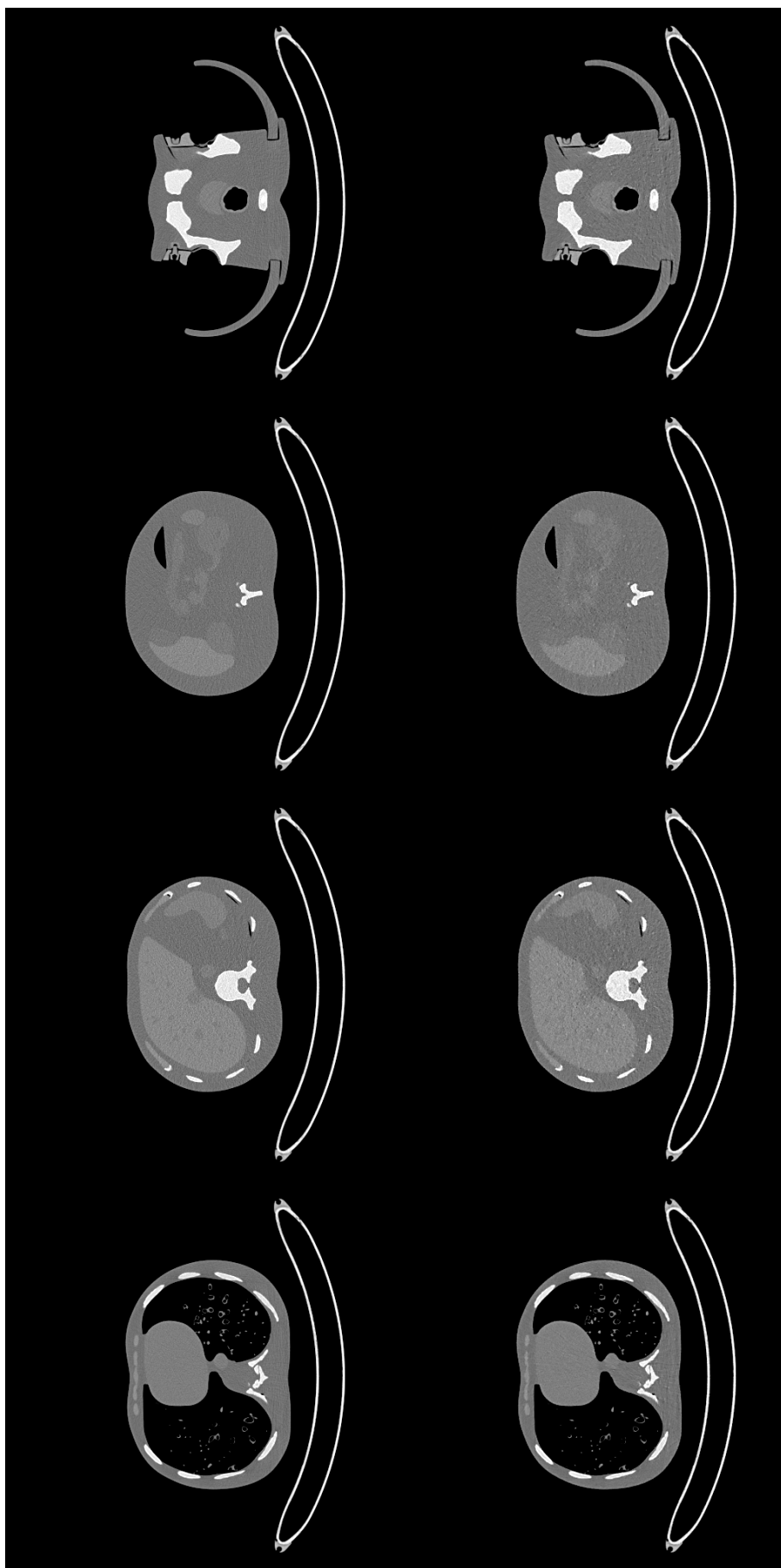
Potvrzuje se, že iterativní rekonstrukční algoritmy nabízejí větší prostor pro navázání dvou rekonstrukcí. Díky změnám ve spektru šumu v závislosti na síle iterativní rekonstrukce lze k dané referenční rekonstrukci najít podobnou cílovou iterativní rekonstrukci vhodným výběrem rekonstrukčního filtru a síly iterativní rekonstrukce. Zároveň je ale vhodné prostudovat další veličiny kvality obrazu.

Ukazuje se, že v případě zhodnocení podobnosti dvou rekonstrukčních metod je výkonové spektrum šumu vhodným nástrojem. Díky tomuto spektru byla objevena radiální asymetrie spektra šumu pro rekonstrukce GE. Ačkoliv nebyl objasněn původ tohoto artefaktu, jedná se o zcela jistě zajímavou problematiku.

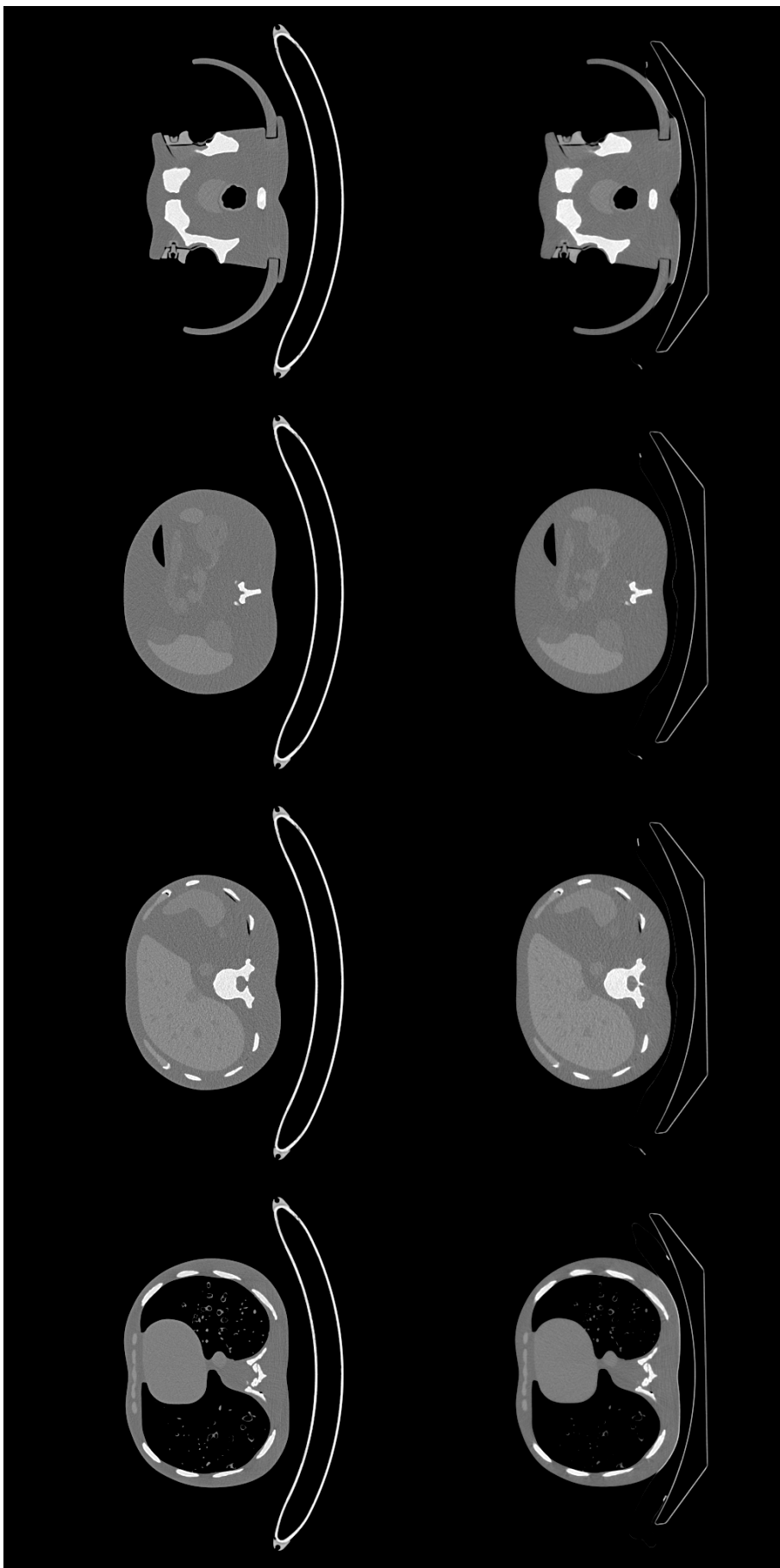
Na Obr. 19, Obr. 20, Obr. 21 a Obr. 22 jsou pro vizuální zhodnocení zobrazeny porovnání referenčních snímků se snímky po přenosu akvizčních parametrů.



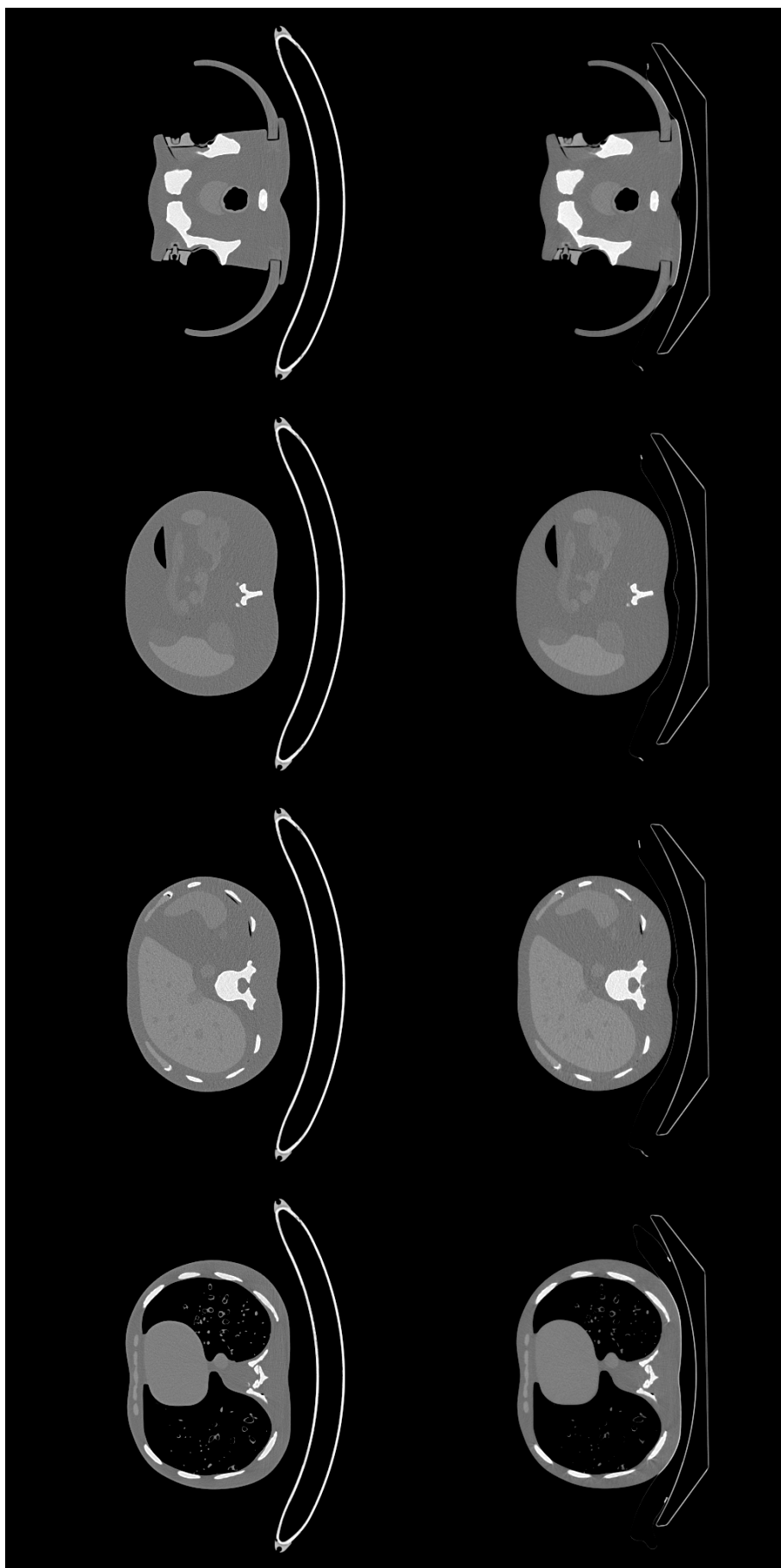
Obrázek 19: Porovnání snímků filtrované zpětné projekce (nahore) při parametrech 120 kV, 80 mAs, B30, se snímky z iterativní rekonstrukce (dole) při parametrech 120 kV, 34 mAs, I303.



Obrázek 20: Porovnání snímků filtrované zpětné projekce (nahore) při parametrech 120 kV, 120 mAs, B40, se snímků z iterativní rekonstrukce (dole) při parametrech 120 kV, 14 mAs, I405.



Obrázek 21: Porovnání snímků z přístroje Siemens (nahore) při parametrech 120 kV, 80 mAs, B30, se snímky z přístroje GE (dole) při parametrech 120 kV, 81 mAs, Soft.



Obrázek 22: Porovnání snímků z přístroje Siemens (nahore) při parametrech 120 kV, 200 mAs, B40, se snímky z přístroje GE (dole) při parametrech 120 kV, 138 mAs, Standard.

## Závěr

Cílem práce bylo navrhnout metodu pro přenos akvizčních parametrů mezi různými CT systémy. Navrhované metody byly založeny na závislosti šumu v obraze na akvizčním parametru efektivního elektrického množství. Jedna z metod využívala měření šumu v homogenních oblastech fantomu. Tuto metodu lze snadno modifikovat pro použití s vodním fantomem. Druhá z metod využívala závislost šumu ve vložkách fantomu o různém kontrastu. Stanovena byla analytická korekční křivka a také koeficienty těchto křivek pro různé dvojice rekonstrukčních metod.

Navrhovaná metoda byla verifikována na antropomorfním fantomu. Akvizční parametry byly pomocí navrhované metody přeneseny v rámci jednoho CT přístroje mezi rekonstrukcí filtrovanou zpětnou projekcí a iterativní rekonstrukcí. Zároveň také mezi dvěma různými CT přístroji a rekonstrukcemi filtrovanou zpětnou projekcí.

Ke zhodnocení úspěšnosti metody byly použity plně-referenční metriky zhodnocení kvality obrazu. Tyto metriky byly současně testovány z hlediska reprodukovatelnosti a závislosti na akvizčních parametrech porovnávaných sad dat. Určitá optimalizace těchto metrik je na místě, neboť ne všechny metriky dokázaly jako nejbližší sady dat určit ty, které byly pořízeny při stejných akvizčních parametrech.

Ve výkonovém spektru šumu v rekonstrukcích na přístroji GE byl identifikován artefakt, jehož původ se nepodařilo objasnit. Diskutována byla také možnost volby různých filtrů v iterativní rekonstrukci. Jelikož iterativní rekonstrukce spektrum šumu posouvá do oblastí nízkých prostorových frekvencí, lze vhodným výběrem filtru a síly rekonstrukce docílit dobré shody vůči referenčnímu rekonstrukčnímu algoritmu.

Metoda je limitována svou jednoduchostí, ačkoliv se jedná o její přednost. Podrobnější studium problematiky přenosu akvizčních parametrů je namístě. Přenést kvalitu obrazu z jednoho přístroje na druhý je velmi těžký úkol, nicméně za využití dalších veličin kvality obrazu by bylo možné na sebe navázat jednotlivé protokoly zaměřující se na jednotlivá vyšetření.

# Seznam použitých zdrojů

- [1] THOMAS, Jerry A., Kish CHAKRABARTI, Richard KACZMAREK a Alexander ROMANYUKHA. Contrast-detail phantom scoring methodology. *Medical Physics*. 2005, 32(3), 807-814. ISSN 00942405. Dostupné z: doi:10.1118/1.1862097
- [2] GOODSITT, Mitchell M., Heang-Ping CHAN a Bob LIU. Investigation of the line-pair pattern method for evaluating mammographic focal spot performance. *Medical Physics*. 1997, 24(1), 11-15. ISSN 00942405. Dostupné z: doi:10.1118/1.597921
- [3] BUSHBERG, Jerrold T. The essential physics of medical imaging. 3rd ed. Philadelphia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams and Wilkins, c2012. ISBN 978-0-7817-8057-5.
- [4] RICHARD, Samuel, Daniela B. HUSARIK, Girijesh YADAVA, Simon N. MURPHY a Ehsan SAMEI. Towards task-based assessment of CT performance: System and object MTF across different reconstruction algorithms. *Medical Physics*. 2012, 39(7Part1), 4115-4122. ISSN 00942405. Dostupné z: doi:10.1118/1.4725171
- [5] RIEDERER, S. J., N. J. PELC a D. A. CHESLER. The noise power spectrum in computed X-ray tomography. *Physics in Medicine and Biology*. 23(3), 446-454. ISSN 00319155. Dostupné z: doi:10.1088/0031-9155/23/3/008
- [6] KIJEWski, M. F. a P. F. JUDY. The noise power spectrum of CT images. *Physics in Medicine and Biology*. 1987, 32(5), 565-575. ISSN 0031-9155. Dostupné z: doi:10.1088/0031-9155/32/5/003
- [7] HANSON, Kenneth M. Detectability in computed tomographic images. *Medical Physics*. 1979, 6(5), 441-451. ISSN 00942405. Dostupné z: doi:10.1118/1.594534
- [8] SIEWERDSEN, J. H., I. A. CUNNINGHAM a D. A. JAFFRAY. A framework for noise-power spectrum analysis of multidimensional images. *Medical Physics*. 2002, 29(11), 2655-2671. ISSN 00942405. Dostupné z: doi:10.1118/1.1513158
- [9] BOEDEKER, K. L., V. N. COOPER a M. F. MCNITT-GRAY. Application of the noise power spectrum in modern diagnostic MDCT: part I. Measurement of noise power spectra and noise equivalent quanta. *Physics in Medicine and Biology*. 2007, 52(14), 4027-4046. ISSN 0031-9155. Dostupné z: doi:10.1088/0031-9155/52/14/002



- [10] BOEDEKER, K. L. a M. F. MCNITT-GRAY. Application of the noise power spectrum in modern diagnostic MDCT: part II. Noise power spectra and signal to noise. *Physics in Medicine and Biology*. 2007, 52(14), 4047-4061. ISSN 0031-9155. Dostupné z: doi:10.1088/0031-9155/52/14/003
- [11] JAN, Jiří. *Medical image processing, reconstruction, and restoration: concepts and methods*. Boca Raton, 2006. Signal processing and communications. ISBN 978-0-8247-5849-3.
- [12] BARRETT, Harrison H. a Kyle J. MYERS. *Foundations of image understanding*. Boston: Springer Science Business Media, [2013]. International series in engineering and computer science (Kluwer). ISBN 9781118772775.
- [13] DOLLY, Steven, Hsin-Chen CHEN, Mark ANASTASIO, Sasa MUTIC a Hua LI. Practical considerations for noise power spectra estimation for clinical CT scanners. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*. 2016, 17(3), 392-407. ISSN 15269914. Dostupné z: doi:10.1120/jacmp.v17i3.5841
- [14] PINEDA, Angel R., Jiang HSIEH, Ehsan SAMEI, Jeffrey H. SIEWERDSEN a Daniel J. TWARD. Analysis of image noise in 3D cone-beam CT: spatial and Fourier domain approaches under conditions of varying stationarity. 2008-3-6, , 69131Q-. Dostupné z: doi:10.1117/12.772966
- [15] PINEDA, Angel R., Daniel J. TWARD, Antonio GONZALEZ a Jeffrey H. SIEWERDSEN. Beyond noise power in 3D computed tomography: The local NPS and off-diagonal elements of the Fourier domain covariance matrix. *Medical Physics*. 2012, 39(6Part1), 3240-3252. ISSN 00942405. Dostupné z: doi:10.1118/1.4705354
- [16] MAHESH, Mahadevappa. *MDCT Physics: The Basics – Technology, image quality and radiation dose*. Philadelphia: Williams and Wilkins, 2009. ISBN 078176811X.
- [17] KALENDER, Willi A. *Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications*. 3rd. Erlangen: Publicis Publishing, 2011. ISBN 9783895783173.
- [18] SCHARDT, Peter, Josef DEURINGER, Jörg FREUDENBERGER, Erich HELL, Wolfgang KNÜPFER, Detlef MATTERN a Markus SCHILD. New x-ray tube performance in computed tomography by introducing the rotating envelope tube technology. *Medical Physics*. 2004, 31(9), 2699-2706. ISSN 00942405. Dostupné z: doi:10.1118/1.1783552
- [19] HSIEH, J., O.E. GURMEN a K.F. KING. Investigation of a solid-state detector for advanced computed tomography. *IEEE Transactions on Medical Imaging*. 19(9), 930-940. ISSN 02780062. Dostupné z: doi:10.1109/42.887840
- [20] THANKI, Rohit, Surekha BORRA, Nilanjan DEY a Amira S. ASHOUR. *Medical Imaging and Its Objective Quality Assessment: An Introduction*. DEY, Nilanjan, Amira S. ASHOUR a Surekha BORRA. Classification in BioApps:

Automation of Decision Making, Lecture Notes in Computational Vision and Biomechanics. Springer, Cham, 2018, s. 3-32. ISBN 978-3-319-65980-0.

- [21] ZHOU WANG, Zhou a A.C. BOVIK. Mean squared error: Love it or leave it? A new look at Signal Fidelity Measures. *IEEE Signal Processing Magazine*. 2009, 26(1), 98-117. ISSN 1053-5888. Dostupné z: doi:10.1109/MSP.2008.930649
- [22] WANG, Zhou, Alan C. BOVIK a Ligang LU. Why is image quality assessment so difficult? *IEEE International Conference on Acoustics Speech and Signal Processing*. Orlando, FL, USA: IEEE, 2002, IV-3313-IV-3316. ISBN 0-7803-7402-9. ISSN 1520-6149. Dostupné z: doi:10.1109/ICASSP.2002.5745362
- [23] WANG, Zhou, Alan C. BOVIK, H.R. SHEIKH a E.P. SIMONCELLI. Image Quality Assessment: From Error Visibility to Structural Similarity. *IEEE Transactions on Image Processing*. 2004, 13(4), 600-612. ISSN 1057-7149. Dostupné z: doi:10.1109/TIP.2003.819861
- [24] MORRONE, M. Concetta a David C. BURR. Feature detection in human vision: a phase-dependent energy model. *Proc. R. Soc. Lond. B*. 1988, (235), 221-245. Dostupné z: doi:https://doi.org/10.1098/rspb.1988.0073
- [25] MARR, D. a E. HILDRETH. Theory of edge detection. *Proc. R. Soc. Lond. B*. 1980, (207), 187-217. Dostupné z: doi:https://doi.org/10.1098/rspb.1980.0020
- [26] ZHANG, Lin, Lei ZHANG, Xuanqin MOU a D. ZHANG. FSIM: A Feature Similarity Index for Image Quality Assessment. *IEEE Transactions on Image Processing*. 2011, 20(8), 2378-2386. ISSN 1057-7149. Dostupné z: doi:10.1109/TIP.2011.2109730
- [27] MORRONE, M. Concetta a R.A. OWENS. Feature detection from local energy. *Pattern Recognition Letters*. 1987, (6), 303-313. Dostupné z: doi:https://doi.org/10.1016/0167-8655(87)90013-4
- [28] MORRONE, M. Concetta, John ROSS, David C. BURR a Robyn OWENS. Mach bands are phase dependent. *Nature*. 1986, 324(6094), 250-253. ISSN 0028-0836. Dostupné z: doi:10.1038/324250a0
- [29] KOVESI, Peter. Image Features from Phase Congruency. *Videre: Journal of Computer Vision Research*. 1999, 1(3), 1-26.
- [30] SOLOMON, Justin, Olav CHRISTIANSON a Ehsan SAMEI. Quantitative comparison of noise texture across CT scanners from different manufacturers. *Medical Physics*. 2012, 39(10), 6048-6055. Dostupné z: doi:https://doi.org/10.1118/1.4752209
- [31] WINSLOW, James, Yakun ZHANG, Yakun SAMEI a Ehsan. A method for characterizing and matching CT image quality across CT scanners from different manufacturers. *Medical Physics*. 2017, 44(17), 5705-5717. Dostupné z: doi:https://doi.org/10.1002/mp.12554

- [32] BACHE, Steven T., Paul J. STAUDUHAR, Xinming LIU, Evelyne M. LOYER a Rong X. JOHN. Quantitation of clinical feedback on image quality differences between two CT scanner models. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*. 2017, 18(2), 163-169. ISSN 15269914. Dostupné z: doi:10.1002/acm2.12050
- [33] EINSTEIN, Samuel A., Xiujiang John RONG, Corey T. JENSEN a Xinming LIU. Quantification and homogenization of image noise between two CT scanner models. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*. 2020, 21(1), 174-178. ISSN 1526-9914. Dostupné z: doi:10.1002/acm2.12798
- [34] KUMAR, Virendra, Yuhua GU, Satrajit BASU, et al. Radiomics: the process and the challenges. *Magnetic Resonance Imaging*. 2012, 30(9), 1234-1248. ISSN 0730725X. Dostupné z: doi:10.1016/j.mri.2012.06.010
- [35] SHAFIQ-UL-HASSAN, Muhammad, Geoffrey G. ZHANG, Dylan C. HUNT, Kujtim LATIFI, Ghanim ULLAH, Robert J. GILLIES a Eduardo G. MOROS. Accounting for reconstruction kernel-induced variability in CT radiomic features using noise power spectra. *Journal of Medical Imaging*. 2018, 5(01). ISSN 2329-4302. Dostupné z: doi:10.1117/1.JMI.5.1.011013
- [36] MEYER, Mathias, James RONALD, Federica VERNUCCIO, et al. Reproducibility of CT Radiomic Features within the Same Patient: Influence of Radiation Dose and CT Reconstruction Settings. *Radiology*. 2019, 293(3), 583-591. ISSN 0033-8419. Dostupné z: doi:10.1148/radiol.2019190928