

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Brno, 2020

Anna Doležalová



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

SOFTWAREVÝ NÁSTROJ PRO VÝUKU RENTGENOVÝCH SYSTÉMŮ

SOFTWARE TOOL FOR EDUCATION OF THE COMPUTED TOMOGRAPHY

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Anna Doležalová

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Martin Mézl, Ph.D.

BRNO 2020

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Studentka: Anna Doležalová

ID: 201157

Ročník: 3

Akademický rok: 2019/20

NÁZEV TÉMATU:

Softwarový nástroj pro výuku rentgenových systémů

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se se základními principy zobrazování pomocí klasických rentgenových systémů. 2) Provedte rešerši celého procesu zobrazení zejména po stránce fyzikální. 3) V programovém prostředí Matlab simulujte proces zobrazení pomocí klasických systémů – rentgenka, interakce záření s pacientem, detekce. 4) Práci rozšiřte o další aspekty procesu zobrazení a proveďte základní simulaci zobrazování výpočetní tomografií (CT) - rekonstrukci obrazu z projekcí. Výstupem bude grafické uživatelské rozhraní pro práci s navrženými algoritmy. 5) Provedte praktické měření na RTG komorách firmy Leybold a srovnajte získaná data se simulacemi. 6) Diskutujte získané výsledky s ohledem na běžně hodnocená kritéria kvality obrazu.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] BUSHBERG, Jerrold T. The essential physics of medical imaging. Třetí vydání. Philadelphia, 2012. ISBN 978-0781780575

[2] RUSSO, Paolo. Handbook of X-ray imaging: physics and technology. Boca Raton, 2017. ISBN 978-149-87-1-521.

Termín zadání: 3.2.2020

Termín odevzdání: 5.6.2020

Vedoucí práce: Ing. Martin Mézl, Ph.D.

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.
předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

ABSTRAKT

Tato bakalářské práce nejprve vysvětluje základní funkce rentgenových systémů a zabývá se především různými možnostmi jejich zobrazování. Následně je pomocí programu MATLAB vytvořen software simulace rentgenu. Ten umožňuje simulovat základní procesy klasických systémů: rentgenku, interakci záření s pacientem a následnou detekci. Po zvolení parametrů dojde k zobrazení efektů zvolených parametrů a rentgenového spektra. Práce také popisuje a následně simuluje jak funguje rekonstrukce obrazu výpočetní tomografie.

KLÍČOVÁ SLOVA

RTG přístroj, simulace, útlum, rentgenka, výpočetní tomografie

ABSTRACT

This semestral thesis is focusing on the process of displaying X-ray scanning and it's simulation. There is described X-ray radiation and it's possible interactions and changes. It's also focused on the origin and detection of this radiation. In the practical part of the thesis, there is simulated the origin and attenuation of spectrum while coming through material. Then simulation software is created using MATLAB program. The simulation software allows to simulate basic processes of classical systems: X-ray tube, the interaction of radiation with the patient and subsequent detection. After selecting parametr of simulation, the effects of the selected parametr and X-ray spectrum will be displayed. The thesis also describes and subsequently simulates how image reconstruction of computed tomography works.

KEYWORDS

RTG device, simulation, attenuation, X-ray tube, computed tomography

DOLEŽALOVÁ, Anna. *Softwarový nástroj pro výuku rentgenových systémů*. Brno, Rok, 46 s. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce: Ing. Martin Mézl, Ph.D.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma „Softwarový nástroj pro výuku rentgenových systémů“ jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autorka uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědoma následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

Brno

.....

podpis autorky

PODĚKOVÁNÍ

Ráda bych poděkovala vedoucímu bakalářské práce panu Ing. Martinu Mězlovi, Ph.D. za odborné vedení, konzultace, trpělivost a podnětné návrhy k práci.

Obsah

Úvod	9
1 Rentgenové systémy	10
1.1 Rentgenka	10
1.1.1 Katoda	10
1.1.2 Anoda	11
1.2 Filtry a clony	11
1.3 Detektory	12
2 Rentgenové záření	13
2.1 Brzdné záření	14
2.2 Charakteristické záření	14
2.3 Rayleighův rozptyl	15
2.4 Comptonův rozptyl	15
2.5 Fotoelektrický jev	16
2.6 Spektrum	17
3 Útlum rentgenového záření	18
3.1 Lineární součinitel útlumu	18
3.2 Hmotnostní součinitel útlumu	19
3.3 Tloušťka polovrstvy	20
3.4 Kerma	21
3.5 Kontrast	21
3.6 Rentgenový snímek	22
4 Výpočetní tomografie	23
4.1 Analytické rekonstrukční techniky	23
4.2 Iterativní rekonstrukční techniky	24
5 Rešerše známých programů	26
6 Vlastní simulace	29
6.1 Rentgen	29
6.2 Výpočetní tomografie	32
7 Použití softwaru	35
8 Měření	38

Závěr	41
Literatura	42
Seznam příloh	44
A Popis odevzdaných souborů	45
B Návrh počítačového cvičení	45
C Rekonstrukce řezu	46

Seznam obrázků

2.1	Spektrum rentgenového záření	15
2.2	Spektrum o různé intenzitě	17
4.1	Soustava rentgenka-detektor 3. generace	23
4.2	Sinogram	24
5.1	SPEKTR 3.0	26
5.2	Imasim vývojový diagram	27
5.3	SpekCalc uživatelské prostředí	28
6.1	Simulované spektrum záření	29
6.2	Útlum záření vrstvou hliníku	30
6.3	Porovnání snímků pro různá napětí	32
6.4	Charakteristika filtru Ram-Lak, Hamming a Hann	33
6.5	Výsledný obraz SBP a FBP při 30 a 60 projekcích	33
6.6	Srovnání metod pro 5 a 100 iterací	34
7.1	Uživatelské prostředí RTG simulace	35
7.2	Vzhled CT simulace pro FBP rekonstrukci	37
8.1	RTG komora s tomografickým modulem	38
8.2	Srovnání rekonstrukcí SBP a FBP	39
8.3	Rekonstrukce řezu panáčka s různým počtem projekcí	40
C.1	Rekonstrukce řezu lebky s různým počtem projekcí	46
C.2	Rekonstrukce řezu mandarinky s různým počtem projekcí	46

Úvod

Koncem 19. století byly objeveny "paprsky X", když W. C. Röntgen zobrazil kosti ruky jeho manželky za pomoci neviditelného záření. Objevem tohoto záhadného záření, které je schopné prostoupit i neprůhlednými materiály, se otevřely dveře mnoha dalším pokusům a poznatkům. V dnešní době se rentgenové záření využívá v mnoha odvětvích, nejen v lékařské diagnostice, ale i ve strojírenství pro kontrolu kvality materiálů, nebo při kontrole kvality sváru. Od doby prvního využití docházelo k vylepšování technologií jak na generování, tak detekci záření. Díky tomu jsou v dnešní době dostupné přístroje, u kterých se mnohonásobně snížila dávka ozáření a zlepšila kvalita získaného obrazu.

Klasické rentgenové zobrazení je superpozicí útlumu všech látek, přes které paprsek záření projde, a dochází ke ztrátě prostorové informace ve směru průchodu. Z tohoto důvodu je pro některé vyšetření nutné využít jiný princip vyšetření, například výpočetní tomografii (CT). Tato metoda využívá taktéž rentgenové záření, ale projekce jsou snímány z různých úhlu a výsledný obraz je následně rekonstruován. Výstupem této metody jsou tomografické řezy.

Představit si princip rentgenového záření a jeho útlum bývá většinou složité, pro lepší představu a pochopení vznikají různé simulace. Tato práce se zaměřuje na vznik takovéto simulace, ve které je možno zobrazit změnu spektra záření po průchodu materiály o různé hustotě a tloušťce. Je možné také simulovat vznik obrazu, jehož vlastnosti se mění v závislosti nastavených parametrů. Dále se zabývá i rekonstrukcí obrazu pro výpočetní tomografii. Ve výsledné simulaci je možné porovnávat vlastnosti obrazu v závislosti na zvolené metodě a počtu projekcí.

1 Rentgenové systémy

Rentgen patří k nejstarším a nejpoužívanějším přístrojům v zobrazování pomocí ionizujícího záření. Využívá se jak v lékařství, tak v technice. Záření objevil v roce 1895 Wilhelm C. Röntgen a tyto paprsky označil jako "paprsky X". [3] K objevu došlo ve chvíli, kdy v temné komoře sledoval světélkování vyvolané katodovými paprsky na luminiscenčním stínítku. Katodu zakrýval nejdřív papírem, poté i knihou, ale vždy se záření objevilo na stínítku, teprve až zakrytím pomocí kovového předmětu došlo ke vzniku stínu. Když před katodu přiložil dlaň zjistil, že je možné vidět kosti. První snímek, který vznikl, byl dlaně jeho manželky. [4] Již o dva roky později byl sestrojen první komerční rentgenový přístroj.[3]

1.1 Rentgenka

Zdrojem záření pro rentgenové zobrazení (dále RTG) je speciální vakuová elektronka, rentgenka. Skládá se z katody, anody, rotoru/statoru a její obal je skleněný nebo kovový, dále je součástí výstupní okno, konektory a kryt.[4] Zdroj napětí musí poskytovat dostatečně velké stabilní napětí. Pro běžnou diagnostiku se používá napětí v rozmezí 40 - 150 kV a pro mamografii 25 - 40 keV. Proud dosahuje hodnot v miliamperech (mA) a je úměrný množství elektronů proudících z katody na anodu za sekundu. Toto množství odpovídá $1 \text{ mA} = 6,24 \times 10^{15}$ elektronů/s. Pro skiografii se využívá proud v rozsahu 50 - 1200 mA s krátkým expozičním časem a pro skiaskopii proud v rozmezí 1 - 5 mA. Mezi parametry, které je možné měnit patří právě keV, mA a doba expozice. Na tomto nastavení závisí kvalita obrazu.[1]

Při dopadu elektronů na anodu dochází k přeměně pouze malé části jejich energie na rentgenové záření, převážná část jejich kinetické energie je přeměněna na teplo. Anoda je tedy ve velké míře zahřívána, proto je nutné ji ochlazovat tekoucím médiem, nebo využít rotující anodu. [4]

1.1.1 Katoda

Katoda je negativní elektroda. Nejčastěji je tvořena wolframovým vláknem, které je umístěno ve výbrusu kovu. Proud vláknem se pohybuje okolo 7 A a napětí je zhruba 10 V. Vlivem proudu dochází k zahřívání vlákna a termické emisi elektronů z povrchu. Ty se poté pohybují směrem k anodě a jsou urychlovány. U moderních systémů se využívají dvě různé délky vlákna, vždy je aktivní pouze jedno. Právě délka vlákna ovlivní průřez tokem elektronů dopadajících na anodu, tím je ovlivněna velikost ohniska rentgenového záření a následně i prostorové rozlišení obrazu.

Fokusace elektronů závisí na rozdílu napětí mezi katodou a anodou, pokud má katoda napětí 0 V a anoda vysoké kladné, elektrony nejsou fokusovány. V případě, kdy je použito malé záporné napětí, například -100 V, dochází k fokusaci elektronů, to má za následek zmenšení plochy ohniska a tím dojde k lepší prostorové rozlišení. Pokud je použito záporné napětí v hodnotách kV, může dojít k zastavení toku elektronů. Toho je možné využít u pulzních systémů. [1]

1.1.2 Anoda

Anoda je kladná elektroda, která slouží jako terč pro elektrony generované ze žhavené katody. Je zhotovena z těžkého kovu, který má vysokou elektronovou hustotu, aby byly dopadající elektrony rychle brzděny velkou odpudivou silou a docházelo ke vzniku rentgenového záření. Pouze 1 % energie dopadajících elektronů je přeměněno na fotony záření, zbylé množství je přeměněno na teplo. [4] Z tohoto důvodu je důležitá dobrá tepelná kapacita a vodivost materiálu. Wolfram má dobrou odolnost vůči vysokým teplotám, nedochází k narušení povrchu. Při využití slitiny, která je složená z 10 % rhenia a 90 % wolframu se tato odolnost ještě zvyšuje. U rentgenek pro mamografii se jako materiál pro anodu využívá molybden a rhodium, jelikož poskytují více charakteristického záření, které je žádoucí pro tento druh vyšetření. [1]

Rentgenky můžeme rozdělit do dvou skupin podle použitého typu anody. A to na rentgenky se stacionární nebo rotační anodou. Stacionární anoda se dnes využívá u dentálních rentgenů a mobilních systémů. Tělo bývá vyrobeno z mědi, kvůli lepšímu odvodu tepla. Na těle je umístěn terč pro dopadající elektrony, většinou je vyroben z wolframu. Malá velikost ohniska nevládně ovlivňuje výstupní obraz. U rotační anody dochází ke zvětšení plochy, na kterou dopadají elektrony, a tím je umožněno lepší ochlazování. Taková anoda má tvar disku a počet otáček může být až 10 000 za minutu. K ochlazování dochází emisí tepelné energie do okolí, proto je nutné dobré stínění, nebo je nutné chladit pomocí chladicího média, pro které se využívá voda nebo olej. Rotor, který umožňuje pohyb rentgenky, musí být kvůli tepelnému poškození oddělen od samotné anody molybdenovou vložkou. [1]

1.2 Filtry a clony

Vzniklé záření v rentgence se šíří přes její skleněný obal dál do prostoru. Fotony o nízké energii, které by nebyly přínosem ke vzniku kvalitního obrazu a byly by ve velké míře absorbovány materiálem, jsou tlumeny pomocí kovového filtru. Většinou je tvořen hliníkovým nebo měděným plechem. Pokud je naopak potřeba utlumit fotony o vysoké energii, například při mamografii, je filtr vyroben z těžkých kovů.

Další součástí jsou posuvné clony, které vymezují paprsek. Nejčastěji se jedná o sadu dvou pohyblivých lamel, které jsou umístěny v kolmém směru. Nejčastěji jsou vyrobené z olova a jejich tloušťka je stanovena vzhledem k maximálnímu anodovému napětí. [5]

Poté paprsek prochází zkoumaným materiálem či pacientem. Před dopadem na detektor je filtrován sekundární clonou. Ta slouží k odstranění rozptýlených fotonů, které by snižovaly kvalitu snímku. Clona je tvořena paralelními destičkami, nejčastěji z olova, které jsou vyfrézované ve směru šíření paprsku. Mezi destičkami je slabě absorbující materiál. Tyto mezery umožní projít k detektoru pouze fotonům pohybujících se v původním směru svazku. Dochází k útlumu i nerozptýlených fotonů, proto je nutné volit větší dávku záření. Sekundární clona je dvojího typu, fixní nebo pohyblivá. V případě fixní je tloušťka destiček natolik malá, že nejsou ve vzniklém obraze viditelné. Pohyblivá, neboli Buckyho clona, musí být během expozice v pohybu, aby docházelo k rozmazání mřížky v obraze. [5] [4]

1.3 Detektory

V minulosti se k detekci rentgenového záření využíval fotografický film, měl ale nízkou účinnost. V dnešní době jsou nejvíce používány flat panely, ve kterých jsou detekční prvky uspořádány do mřížky. Využívají se tranzistory umístěné na skleněném podkladu, snímané informace jsou převáděny AD převodníkem na digitální signál. Dělí se na dva typy a to s přímou a nepřímou detekcí. Při přímé detekci se používají polovodičové materiály, ve kterých dochází při dopadu záření k vytvoření páru elektron - díra, po přiložení napětí protéká elektrický proud. Flat panely s nepřímou detekcí využívají přeměny na viditelné záření pomocí scintilátorů a následné detekci záblesků světla pomocí fotodiody, která převádí viditelné světlo na elektrický signál. Většinou se používají krystaly CsI, kvůli vzniku lepší prostorové rozlišovací schopnosti.[4]

2 Rentgenové záření

Rentgenové záření je forma elektromagnetického záření o velmi vysoké frekvenci v rozmezí 10^{16} až 10^{19} Hz. Záření lze popsat pomocí vlnové délky λ , frekvence f a energie fotonu E . Tomu odpovídá vztah [3]:

$$E = hf = \frac{hc}{\lambda}, \quad (2.1)$$

kde h je Planckova konstanta ($h = 6,63 \cdot 10^{-34}$ J·s). Protože rentgenové záření má velmi vysokou frekvenci, vyplývá z tohoto vztahu, že jeho vlnová délka je velice malá (v řádech nm - pm) a energie naopak obrovská. V radiologii se energie tohoto záření pohybuje v rozmezí 10 - 200 keV [3].

Při zobrazování se využívá jeho pronikavosti i přes materiály neprůhledné pro viditelné světlo. Při průchodu materiálem se část energie absorbuje v závislosti na hustotě a tloušťce tkáně, zbylé fotony jsou detekovány a zobrazovány.

Zdrojem rentgenového záření je rentgenka, více v kapitole 1.1. Elektron, který emituje žhavená katoda, jsou přitahovány k anodě s vysokým kladným napětím a současně jsou urychlovány vlivem silného elektrického pole na energii [4]:

$$E = Ue, \quad (2.2)$$

kde U je napětí mezi anodou a katodou a e je náboj elektronu. Před dopadem na anodu získá elektron vysokou rychlost dle [4]:

$$v = \sqrt{\frac{2eU}{m_e}}, \quad (2.3)$$

kde m_e je hmotnost elektronu. Pro představu, pro napětí 60 kV bude kinetická energie elektronů 60 keV a rychlost při dopadu na anodu je polovinou rychlosti světla (150 000 000 m/s). Dopadem na anodu jsou elektrony prudce bržděny, část jejich kinetické energie je přeměněna na elektromagnetické záření - rentgenové brzdné a charakteristické záření. Toto záření se šíří z trubice a dále interaguje s prostředím. [4]

2.1 Brzdné záření

Brzdné záření se řadí mezi neelastické interakce. Vzniká jako důsledek interakce rychlých elektronů s kladně nabitým jádrem, v důsledku čehož dochází ke změně jeho trajektorie. Tato změna se projeví ztrátou kinetické energie a zpomalením elektronů. Rozdíl energií je vyzářen ve formě elektromagnetického brzdného záření. [3] Vzniklé elektromagnetické záření je tím intenzivnější a tvrdší, čím je právě toto brzdění prudší. Pouze malé množství (cca 1 %) původní kinetické energie elektronů je přeměněno na brzdné záření. Účinnost produkce brzdného záření je větší pro vysoké atomové číslo (Z) materiálu terčiku anody, jelikož v okolí jader působí velké elektrické síly, které způsobí rychlé změny trajektorie a zpomalení dopadajících elektronů. Tato účinnost roste i se zvyšující se energií dopadajících elektronů. Protože čím vyšší je energie elektronů, tím vyšší je pravděpodobnost, že proniknou hlouběji do atomu anody, kde působí nejsilnější elektrické síly a dochází k prudkému brzdění. [4]

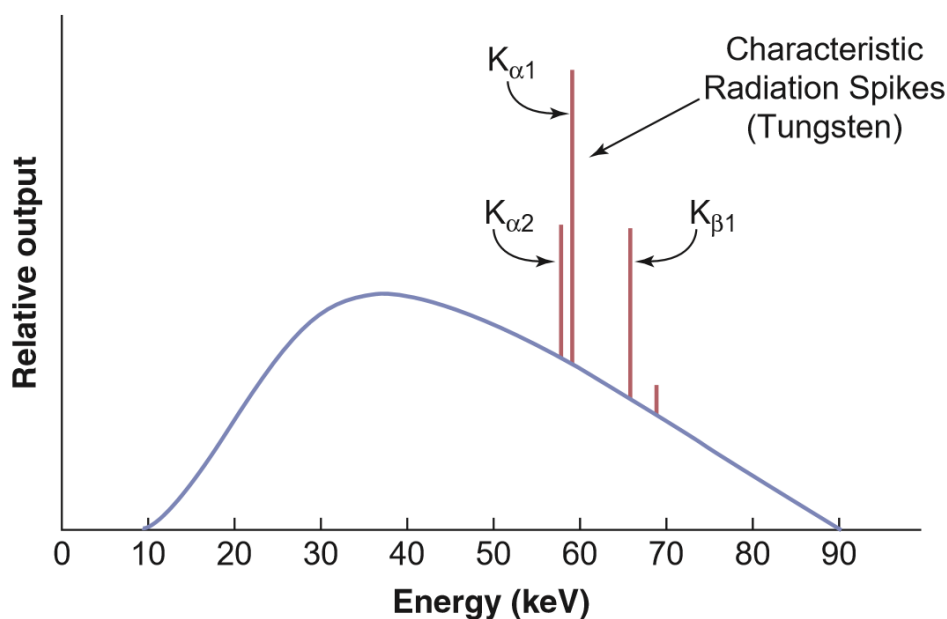
Energetické spektrum je spojité, jelikož vzájemné působení letícího elektronu s polem jádra závisí na vzdálenosti. Energie elektronů určují nejmenší možnou vlnovou délku. V rentgence tuto energii udává potenciální rozdíl U mezi žhavenou katodou a anodou. [1]

2.2 Charakteristické záření

Bohrův model atomu udává, že elektrony se ve slupce atomu pohybují po kruhovitých drahách tzv. hladinách. Energie může být vyzářena či přijata pouze přechodem elektronu na jinou hladinu. Každá hladina je charakteristická počtem elektronů. V případě, kdy mají elektrony letící na anodu větší energii než je vazebná energie v atomech anody, mohou být elektrony z atomu vystřeleny. Vzniká volná díra, která bývá zaplněna většinou elektronem z vyšší energetické hladiny, nebo volným elektronem. Jelikož má každá hladina svoji energii, vzniká přechodem rozdíl energií, který je vyzářen ve formě fotonu. V závislosti na energetickém rozdílu hladin může vzniklé elektromagnetické záření odpovídat viditelné, UV nebo rentgenové části spektra. [1]

Pokud je energie elektronů nižší než vazebná energie, vzniká pouze brzdné záření. Při překročení prahové hodnoty obsahuje spektrum brzdné i charakteristické rentgenové záření. Spektrum charakteristického záření je čárové. Většinou mu odpovídá dvojice píků K_α a K_β , jejich energie je dána materiálem anody.

Zastoupení charakteristického záření v celkovém spektru rentgenky závisí, jak již bylo zmíněno, na materiálu anody a jejím napětí. Při využití anody z wolframu pro napětí 100 kV odpovídá přibližně 30 %, pro napětí 20 kV pouze 3 % charakteristickému záření. [4]



Obr. 2.1: Spektrum rentgenového záření s píky charakteristického záření[1]

2.3 Rayleighův rozptyl

Rayleighův rozptyl je následek interakce záření s celým atomem a jeho excitací. Důvodem jsou většinou nízké energie rentgenového záření. Excitace se projeví oscilací elektronů v atomu a následným uvolněním energie o stejné vlnové délce, ale odlišném směru. Jelikož nedochází k uvolnění žádných elektronů z obalu, nedochází k ionizaci. [1] Rozptyl má negativní vliv na výslednou kvalitu obrazu. Při běžném diagnostickém vyšetření není vliv tohoto rozptylu významný, jelikož pro 70 keV je méně než 5 % interakcí touto formou. Ale v případě mamografického vyšetření, u kterého se využívá nižších energií, má vliv podstatný, pro 30 keV je zhruba 10 % interakcí formou tohoto rozptylu. [1]

2.4 Comptonův rozptyl

Comptonův rozptyl je častou interakcí rentgenových a gama fotonů. Jedná se o nepružný rozptyl, který převládá hlavně v energetické oblasti pro měkké tkáně (26 keV). [1] K této interakci nejčastěji dochází mezi primárním fotonem a vnějším valenčním elektronem. Dopadající foton způsobí ionizaci atomu a rozdělení energií mezi rozptýlený foton a vypuzený elektron. Energie dopadajícího fotonu tedy

odpovídá součtu energie rozptýleného fotonu a kinetické energii vypuzeného elektronu. Jeho vazebná energie je tak nízká, že v tomto případě může být zanedbána. Vyražený elektron ztrácí svojí kinetickou energii excitací a ionizací atomů v okolí materiálu, rozptýlený foton může procházet materiálem beze změny nebo může opět interagovat pomocí Comptonova rozptylu, fotoelektrickou absorpcí nebo Rayleighovým rozptylem. [2] Energii rozptýleného fotonu je možné dopočítat pomocí energie dopadajícího fotonu a úhlu rozptylu [1] :

$$E_{sc} = \frac{E_0}{1 + \frac{E_0}{511keV}(1 - \cos\Theta)}, \quad (2.4)$$

kde E_{sc} je energie rozptýleného fotonu, E_0 je energie dopadajícího fotonu a Θ je úhel rozptylu.

S rostoucí energií jsou elektrony a fotony rozptýlené více do dopředného směru. Tyto dopředné fotony jsou mnohem lépe detekovány. Pro daný úhel klesá množství energie přidělené rozptýlenému fotonu s rostoucí energií dopadajícího fotonu. Při vyšších hodnotách energie dopadajícího fotonu je větší část přeměněna na kinetickou energii elektronu. Z toho plyne, že když dojde k rozptylu na nízkých energiích rentgenového záření pro diagnostické zobrazení (15 – 150 keV), většina energie bude předána rozptýlenému elektronu. Jako příklad je možné uvést Comptonův rozptyl v důsledku dopadajícího fotonu s energií 80 keV, nejmenší možná energie rozptýleného fotonu je v tomto případě 61 keV. To znamená, že i při velkých ztrátách energie bude mít foton stále dostatečně velkou energii a tím pádem dobrou propustnost tkání. [1]

Během Comptonovy interakce dochází ke změně vlnové délky záření [2]:

$$\Delta\lambda = 0,000243(1 - \cos\Theta), \quad (2.5)$$

kde Θ je úhel rozptylu fotonu. A vlnová délka rozptýleného fotonu je [2]:

$$\lambda' = \lambda + \Delta\lambda, \quad (2.6)$$

kde λ je vlnová délka dopadajícího fotonu. [2]

2.5 Fotoelektrický jev

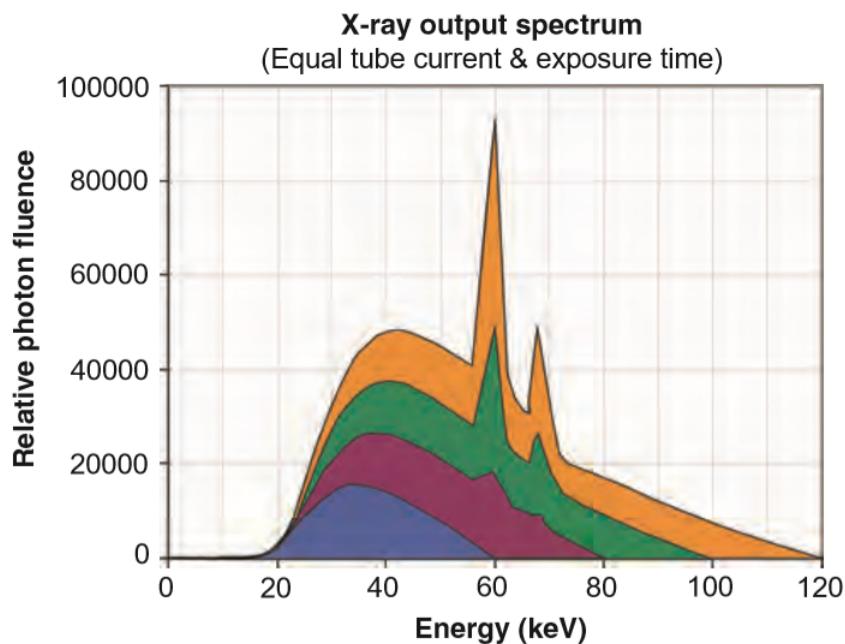
Při fotoelektrickém jevu je veškerá energie primárního fotonu předána některému elektronu z obalu jádra.[3] Kinetická energie vypuzeného elektronu je rovna rozdílu energie primárního fotonu a vazebné energie elektronu. Při této interakci dojde k zániku primárního elektronu, jeho energie musí být větší nebo stejná jako vazebná energie daného elektronu. Nejpravděpodobněji dochází k interakci s elektronem, jehož vazebná energie je velmi blízká energii fotonu, která musí být vždy o něco vyšší. Vypuzený elektron dále ionizuje okolí. V atomu vznikne elektronová díra, která musí

být zaplněna elektronem z vrstvy s menší vazebnou energií. Dojde ke kaskádě posunů elektronů z vnější do vnitřní vrstvy. Rozdíly vazebných energií jsou vyzářeny v podobě charakteristického rentgenového záření nebo jako Augerovy elektrony.

Pravděpodobnost charakteristického záření se snižuje s klesajícím atomovým číslem, tudíž se nepodílí na interakcích s měkkými tkáněmi. [1] K pohlcení primárního fotonu dochází s pravděpodobností přímo úměrné čtvrté mocnině atomového čísla absorbátoru a nepřímo úměrně třetí mocnině energie záření. Tudíž k absorpci fotoefektem dochází nejvíce v absorbátorech s vysokým atomovým číslem a u fotonů s nižší energií. Při energii nad 1 MeV dochází většinou k jiným mechanismům absorpce.[3]

2.6 Spektrum

Výsledné spektrum je tvořené superpozicí brzdného a charakteristického rentgenového záření. Má spojitý charakter s výraznými píky odpovídajícími jednotlivým energiím charakteristického záření, které je diskrétní. Spektrum je pro zobrazování ovlivněno filtrací, aby byl umožněn vznik co nejlepšího obrazu. Anodové napětí ovlivňuje jeho tvar.



Obr. 2.2: Spektrum rentgenového záření o různé intenzitě[1]

3 Útlum rentgenového záření

Vlivem materiálu může být rentgenové záření při dopadu rozptýleno, pohlceno nebo projít skrz. V případě rozptýlení či absorpci dochází k útlumu. Tyto procesy mohou být velice komplikované. Například může dojít pouze k částečné absorpci, kdy je předána jenom část energie absorbátoru. Rozptylem pod malým úhlem nemusí dojít k úplnému vybočení fotonu z paprsku a to hlavně v případě, kdy je paprsek široký. [2] Míra útlumu závisí na atomovém čísle materiálu, jeho hustotě a energii záření. Pokud veškeré fotony mají stejnou energii (jedná-li se o monoenergetické záření) a jsou tlumeny za vhodných podmínek (paprsek záření je úzký a neobsahuje rozptýlené fotony) pak počet I fotonů prošlých látkou o tloušťce x je [1]:

$$I = I_0 e^{-\mu x}, \quad (3.1)$$

kde μ , většinou v cm^{-1} , je součinitel útlumu a I_0 udává počet fotonů dopadajícího na materiál. Množství utlumených fotonů I_{at} vlivem rozptylu či absorpce je možné odvodit pomocí vztahu [1]:

$$I_{at} = I_0 - I = I_0 - I_0 e^{-\mu x} = I_0 (1 - e^{-\mu x}). \quad (3.2)$$

Součinitel útlumu, který má jednotky $1/\text{cm}$ se nazývá lineární koeficient útlumu. [2]

3.1 Lineární součinitel útlumu

Frakce fotonů z paprsku rentgenového záření na jednotku tloušťky (x) se nazývá lineární součinitel útlumu μ , většinou je vyjádřen v jednotkách cm^{-1} . Počet fotonů, o které je paprsek při průchodu látkou o malé tloušťce zeslaben, můžeme vyjádřit vztahem [1]:

$$n = \mu N \Delta x, \quad (3.3)$$

kde n je počet fotonů, které byly vychýleny či absorbovány, N je množství primárních fotonů dopadajících na absorpční látku. Například fotonů o energii 100 keV procházející měkkou tkání, která má koeficient útlumu $\mu = 0,016 \text{ mm}^{-1}$ a tloušťku 1 mm, by bylo z každých 1000 elektronů 16 utlumeny. Se zvyšujícím se x není vztah lineární. Například pro tkáň o tloušťce 6 cm, by podle vzorce 3.3 došlo k útlumu 960 primárních fotonů (96 %). Pro přesný výsledek útlumu o takové tloušťce by bylo zapotřebí provést více výpočtů s malou tloušťkou x . Současně lze také použít exponenciální vztah mezi počtem dopadajících fotonů N_0 a fotonů prošlých látkou o malé či velké tloušťce bez útlumu [1]:

$$N = N_0 e^{-\mu x}. \quad (3.4)$$

Pokud vezmeme v potaz energii 100 keV procházejících skrz 6 cm měkké tkáně (o koeficientu útlumu $\mu = 0,016 \text{ mm}^{-1}$), dostaneme pak následující výsledek ze vztahu [1]:

$$N/N_0 = e^{-(0,16 \text{ cm}^{-1})(6 \text{ cm})} = 0,38. \quad (3.5)$$

Tato hodnota udává, že by z 1000 fotonů prošlo přes vrstvu látky o šířce 6 cm průměrně 380 fotonů bez interakce. Útlum by odpovídal 62 % (1 - 0,38), což je mnohem méně, než se očekávalo u rovnice 3.3. Jelikož k celkovému útlumu záření přispívá více typů interakce, je lineární součinitel jejich součtem [1]:

$$\mu = \mu_{\text{Rayleigh}} + \mu_{\text{photoelectric effect}} + \mu_{\text{Compton scatter}} + \mu_{\text{pair production}}, \quad (3.6)$$

kde μ_{Rayleigh} je lineární součinitel útlumu Rayleighova záření, $\mu_{\text{photoelectric effect}}$ fotoelektrického jevu, $\mu_{\text{Compton scatter}}$ Comptonova roztylu a $\mu_{\text{pair production}}$ je pro tvorbu elektronových párů.

V rozsahu energií využívaných v diagnostice se lineární součinitel útlumu snižuje se zvyšující energií s výjimkou absorpčních hran (na rozhraní vrstev). Například pro fotony o energii mezi 30 až 100 keV nabývá lineární absorpční koeficient útlumu měkké tkáně přibližně hodnot 0,35 až $0,16 \text{ cm}^{-1}$.

Pravděpodobnost interakce v dané tloušťce materiálu závisí na počtu atomů, se kterými se rentgenové záření střetne na jednotku délky. To závisí na hustotě materiálu ρ , u materiálu s dvojnásobnou hustotou narazí fotony na dvakrát tolik atomů na jednotku délky. Koeficient lineárního útlumu je úměrný hustotě materiálu, experimentálně lze ověřit [1]:

$$\mu_{\text{voda}} > \mu_{\text{led}} > \mu_{\text{pára}}. \quad (3.7)$$

3.2 Hmotnostní součinitel útlumu

Lineární součinitel útlumu je závislý na energii atomů, atomovém čísle absorbujícího materiálu a na jeho hustotě. Dělením tohoto koeficientu hustou ρ dané látky získáme hmotnostní součinitel útlumu. Hmotnostní součinitel útlumu (μ/ρ) se udává v jednotkách [cm^2/g]. Není závislý na hustotě materiálu, pro danou energii fotonů tedy platí [1]:

$$\mu_{\text{voda}}/\rho_{\text{voda}} = \mu_{\text{led}}/\rho_{\text{led}} = \mu_{\text{pára}}/\rho_{\text{pára}}. \quad (3.8)$$

V radiologii se většinou neporovnávají stejné hmotnosti hmoty, ale oblasti, které odpovídají stejnému ozáření okolní hmoty. Proto je velice důležitá hustota a hmotnost daného objemu látky. Z důvodu rozdílné hustoty ledu a vody je možné například zobrazit pomocí rentgenu led ve skleničce vody.

Pro výpočet lineárního koeficientu útlumu o jiné hustotě než je 1 g/cm^3 je zapotřebí vynásobit hustotu materiálu ρ hmotnostním součinitelem útlumu. Například hmotnostní součinitel útlumu vzduchu pro fotony o energii 60 keV je $0,186 \text{ cm}^2/\text{g}$ a běžná koncentrace vzduchu v běžné místnosti je $0,00129 \text{ g/cm}^3$. Výpočet lineárního součinitele útlumu lze tedy provést následovně [1]:

$$\mu = (\mu/\rho_o)\rho = (0,0186 \text{ cm}^2/\text{g})(0,00129 \text{ g/cm}^3) = 0,000240 \text{ cm}^{-1}. \quad (3.9)$$

Výpočet útlumu rentgenového záření pomocí hmotnostního součinitele útlumu je možné dosazením do rovnice 3.4:

$$N = N_o e^{-\left(\frac{\mu}{\rho_o}\right)\rho x}. \quad (3.10)$$

3.3 Tloušťka polovrstvy

Tloušťka polovrstvy (dále HVL) udává takovou tloušťku materiálu, která utlumí množství fotonů na polovinu. Většinou se měří pomocí tenké vrstvy hliníku, mědi nebo olova. HVL popisuje kvalitu či pronikavost paprsku. [2] Rozptýlené paprsky z úzkého paprsku nedopadají na detektor. U širokého paprsku zůstává větší část rozptýlených fotonů uvnitř paprsku právě vlivem tloušťky. Tyto znehodnocené fotony dopadají na detektor a snižují kvalitu získaného obrazu. V diagnostice se využívá právě širokého paprsku. TVL (tenth-value layer) udává takovou šířku látky, která utlumí počáteční počet fotonů na desetinu hodnoty. Toho se využívá k výpočtu potřebného stínění v rentgenových místnostech.

U monoenergetických fotonů platí, že v úzkém paprsku záření je pravděpodobnost útlumu s každou přidanou vrstvou HVL stále stejná. Snížení intenzity paprsku je možné vyjádřit jako $(1/2)^n$, kde n je počet vrstev [1]. Například při použití třech polovrstev pro utlumené paprsku, by se jeho intenzita snížila na osminu původní intenzity. Tloušťku polovrstvy jakéhokoliv materiálu je možné dopočítat pomocí vztahu [1]:

$$HVL = \frac{\ln 2}{\mu}, \quad (3.11)$$

kde μ je celkový lineární součinitel útlumu pro daný materiál. [2]

3.4 Kerma

Kerma je daná energií, která je předaná nepřímo ionizujícím zářením, fotony a přímo ionizujícímu záření, elektronům. Jednotka je gray (Gy), odpovídá množství $1Gy = 1Jkg^{-1}$ [1]. Kerma je možno vypočítat [1]:

$$K = \Psi \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho_0} \right)_E, \quad (3.12)$$

kde Ψ je energetický tok a $\left(\frac{\mu_{tr}}{\rho_0} \right)$ je koeficient přenosu energie pro absorbovanou energii. Energetický tok bývá většinou vyjádřen v jednotkách Jm^{-2} . Pro polyenergetické záření se vyjadřuje násobkem toku, který je podílem počtu fotonů a úseku média, a každou energií fotonů.

3.5 Kontrast

Kontrast je rozdíl mezi jasy nebo intenzitami sousedních ploch. Závisí na energii záření a na absorpci materiálu, kterým záření prochází. Víceenergetické záření bývá méně utlumeno a kontrast vzniklého obrazu je menší. Například měkká tkáň absorbuje rentgenové záření mnohem méně než kost. Právě tato rozdílnost v absorpci udává kontrast výsledného obrazu při zobrazování pacienta. Obvykle je možno definovat kontrast jako přirozený logaritmus s podílem intenzity I_1 záření dopadajícího na určitou plochu a intenzity I_2 dopadající na okolí. Kontrast plochy C_r je tedy určen vztahem [3]:

$$C_r = \ln \frac{I_1}{I_2}. \quad (3.13)$$

Při interakci svazku záření s materiálem dochází ke Comptonově rozptylu, který přímo nesnižuje kontrast, ale jelikož dochází ke vzniku sekundárního rozptýleného záření, může dojít ke snížení kontrastu v případě, kdy tyto fotony dopadnou na detektor v jiném místě, než došlo k interakci.

Budeme uvažovat, že svazek záření prochází objektem, který je složen ze dvou materiálů. Například materiálu o tloušťce x s koeficientem μ a vnořený materiálem o tloušťce Δx a koeficientu μ_0 . Lze odvodit za předpokladu, že objekt je prozařován monoenergetickým zářením, vztah pro výpočet výsledné intenzity prošlého svazku těmito materiály zároveň [3]:

$$I = I_0 e^{-[\mu(x-\Delta x) + \mu_0 \Delta x]}. \quad (3.14)$$

V případě vrstvy pouze jednoho druhu materiálu by byl vztah následovný:

$$I = I_0 e^{-\mu x}. \quad (3.15)$$

Kontrast plochy za rozdílným materiálem vůči okolí je možné odvodit ze vztahu 3.13 jako:

$$C_r = \ln \left(\frac{I_2}{I_1} \right) = \ln \frac{I_0 e^{-\mu x} e^{-\mu \Delta x} e^{-\mu \Delta x}}{I_0 e^{-\mu x}} = \ln e^{-(\mu_0 - \mu) \Delta x} = -(\mu_0 - \mu) \Delta x. \quad (3.16)$$

Výsledný kontrast je přímo úměrný absolutní hodnotě rozdílu absorpcí. Závisí hlavně na tloušťce Δx . Například kost má vyšší absorpční koeficient, tudíž kontrast detailů v kosti bude větší než detaily měkkých tkání.[3] Jak bylo již dříve zmíněno sekundární rozptýlené záření, které pronikne na detektor, snižuje kontrast, tudíž se kvalita obrazu odvíjí i od množství tukové a měkké tkáně pacienta. Dále závisí kontrast výsledného obrazu také na nastavení rentgenky, jelikož se se zvyšující energií absorpční koeficient snižuje, dochází ke snižování kontrastu při zvyšujícím se napětím na rentgence. [1]

3.6 Rentgenový snímek

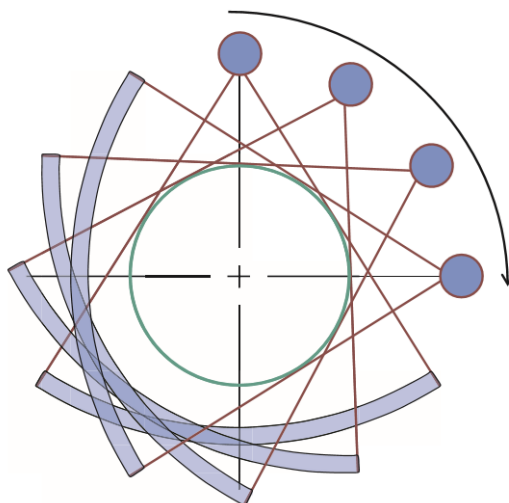
Obraz vzniká detekcí fotonů, které pronikly přes objekt na detektor. Dochází k sumaci (superpozici) vlivu/útlumu všech látek, přes které paprsek projde. U digitálního obrazu odpovídá každý bod v obraze pixelu, který odpovídá součtu všech koeficientů útlumu prozářené tkáně. Dochází tedy k částečné ztrátě anatomické informace, jelikož chybí prostorové rozmístění ve směru paprsku, tudíž tato metoda není vhodná pro každé vyšetření.[1] Pro získání jednotlivých řezu tkání se využívá výpočetní tomografie (dále CT). Klasické rentgenové systémy se dělí na dva druhy, skiaskopie a skiagrafie.

Skiagrafie je metoda vhodná pro zobrazování hlavně tvrdých a měkkých tkání. Má dobrý kontrast, je možno rozpoznat i malé odlišnosti, ale je využitelná pouze pro vyšetření statických vad. Právě pro kontinuální snímání se využívá skiaskopie, která je vhodná pro snímání dynamických dějů v lidském těle, ve většině případů je nutné použít kontrastní látku. [3]

Detekce záření je u obou typů v dnešní době nejčastěji realizována pomocí flat panelu. Stejně tak akviziční geometrie je pro obě metody stejná, proto je dále nebudeme rozlišovat.

4 Výpočetní tomografie

Výpočetní tomografie využívá rentgenového záření k trojrozměrnému zobrazení vnitřních struktur. Sledovaná oblast je snímána pod různými úhly a je nutné získané projekce dále rekonstruovat. Narozdíl od klasického rentgenového zobrazení lze vytvořit anatomický řez tělem pacienta. [13]



Obr. 4.1: Rotace soustavy rentgenka-detektor 3.generace [1]

Metody tomografické rekonstrukce mohou být rozděleny na analytické a iterativní. Analytické metody využívají Fourierovy analýzy, jejich výhodou je krátký výpočetní čas. Iterativní metody jsou založeny na lineární algebře. Touto metodou může být získán kvalitnější výstupní obraz i při nižší dávce ionizujícího záření, ale s delším výpočetním časem.[14]

4.1 Analytické rekonstrukční techniky

Základem analytické rekonstrukce je Radonova transformace, která vychází z paralelních projekcí. Na Obr. 4.1 je náčrt CT 3. generace, která využívá vějířové projekce, ty je možné pro použití těchto metod přepočítat. Paralelní projekce byly snímány například u 1.generace CT systémů.

Jednotlivé projekce jsou postupně snímány pod určitými úhly. Z těchto projekcí vzniká sinogram. Jedná se o obraz, kde na jedné z os jsou jednotlivé úhly natočení a druhá osa znázorňuje posun soustavy rentgenka-detektor. Sinogramem bodu je průběhem funkce sinus. V případě, kdy se v sinogramu objeví nějaké nespojitosti, je zřejmé, že došlo k chybě při snímání dat, například pohybem snímaného objektu, v tom případě by kvalita a přesnost výsledného obrazu byla zhoršená artefakty. [14]



Obr. 4.2: Sinogram simulován v matlabu

Prostá zpětná projekce (SBP, simple back projection) je základní metoda analytických metod. Jejím principem je promítnutí jednotlivých projekcí zpět do obrazového prostoru pod úhly měření. Výstupem této metody není přesná rekonstrukce vstupního obrazu, jelikož dochází k výraznému rozmazání. Další nevýhodou je vznik artefaktů, například hvězdicového, jejich vliv lze zmírnit zvýšením počtů projekcí nebo filtrací. [14]

Filtrovaná zpětná projekce (FBP, filtered back projection) vychází z SBP. Každá projekce je před zpětným promítnutím do obrazového prostoru nejprve filtrována. [1] K filtraci je možné použít Ram-Lak filtr, u kterého ale dochází ke zvýraznění vysokofrekvenčního šumu. [14] Z tohoto důvodu se využívají funkce, u kterých dochází k zeslabení na vyšších frekvencích, například Hammingovo nebo Hann okno.

Filtrovaná zpětná projekce je výpočetně nenáročná metoda, která poskytuje velmi dobré výsledky. Dnes však již byla nahrazena iterativními postupy, které i přes vysokou výpočetní náročnost umožňují získání srovnatelně kvalitního výstupního obrazu při nižší dávce ionizujícího záření.

4.2 Iterativní rekonstrukční techniky

Iterativní rekonstrukce (dále IR) jsou oproti analytickým náročnější na čas i na výkon výpočetní techniky. Postupem času s rozvojem techniky bylo možné rozvíjet tento typ rekonstrukce a výrazně zkrátit rekonstrukční čas. [13] Výhodou těchto metod je jejich kvalita rekonstruovaného obrazu i při nižší dávce ionizujícího záření. Proces iterace je zahájen stanovením počátečního odhadu, který může být získán například pomocí FBP, nebo to může být pouze nulová matice. Veškeré iterativní

rekonstrukční techniky se skládají ze tří hlavních kroků. Nejprve je prováděna dopředná projekce, která je porovnávána s hrubými daty, a je stanoven korekční krok. V posledním kroku je korekce promítnuta do dat dopředné projekce. Proces je ukončen v případě dosažení stanoveného počtu iterací nebo je možné ho ukončit v případě, kdy je splněno stanovené kritérium kvality. Potíž je v tom, že toto kritérium je obtížné stanovit tak, aby opravdu nedocházelo ke zbytečným výpočtům. [11]

Nejjednodušším typem je algebraická rekonstrukce (ART), která se využívala již v začátcích výpočetní tomografie. Tato rekonstrukce je založena na Kaczmarzově metodě, která je řešena pomocí soustavy lineárních rovnic [18]:

$$A\vec{x} = \vec{b}, \quad (4.1)$$

kde \vec{x} reprezentuje vektor rekonstruovaného obrazu, A je matice popisující akvizici geometrii a \vec{b} představuje sinogram. Další metodou je SIRT (Simultaneous Iterative Reconstruction Techniques), která provádí modifikaci pro celé projekce najednou, tím dochází ke zkrácení rekonstrukčního času. [11] K těmto metodám patří například SART (Simultaneous Algebraic Reconstruction Technique neboli Technika simultánní algebraické rekonstrukce), CAV (Component Averaging method neboli Metoda průměrování komponent) a DROP (Diagonally Relaxed Orthogonal Projections method neboli Metoda diagonálně ustálené ortogonální projekce). [16]

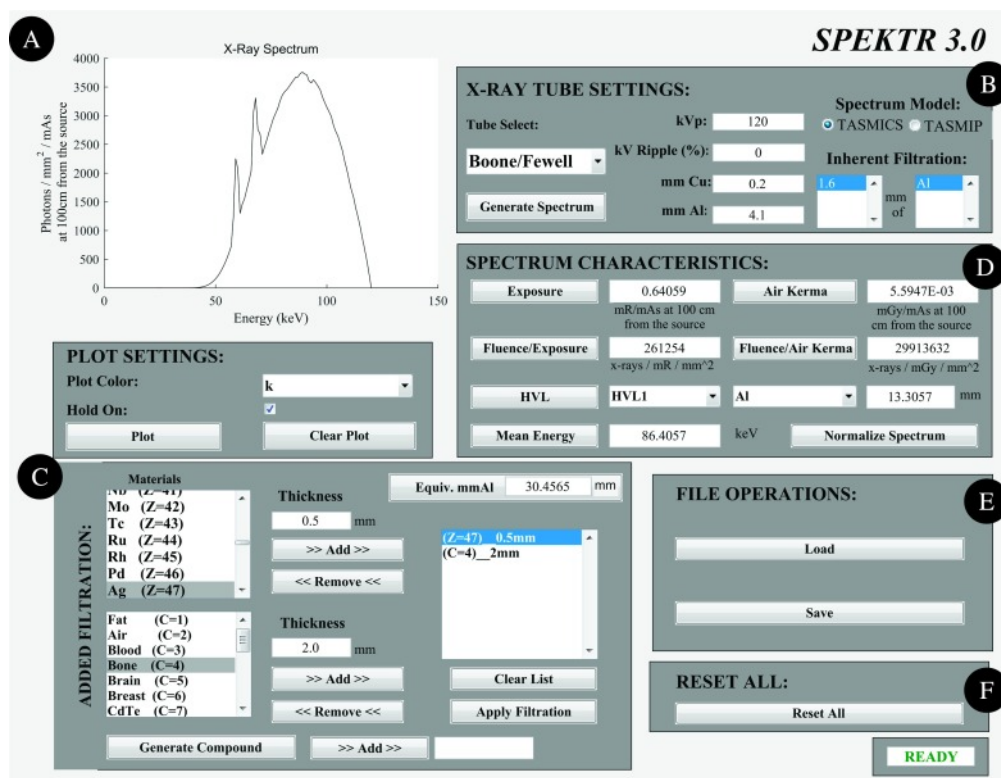
5 Rešerše známých programů

Tato kapitola je zaměřená na vybrané programy, které se zabývají podobnou problematikou.

SPEKTR 3.0

Tento program slouží k modelování a analýze rentgenového spektra. Je založen na základě modelu wolframové anody pomocí algoritmu TASMICS, který vychází z předešlé verze modelu TASMIP, určené metodou Monte Carlo.

Je generován rentgenový paprsek $fotony/mm^2/mA$ ve vzdálenosti 100 cm od zdroje, využitím dat Hermanze a Boone. Spektrum je v rozmezí 1-150 keV, s rozestupem 1 keV. Hodnoty koeficientu útlumu jsou získány z databáze NIST [10] a jsou dopočítávány hodnoty pro chybějící energie.



Obr. 5.1: Uživatelské rozhraní SPEKTR 3.0 [6]

Náhled uživatelského rozhraní SPEKTR 3.0 je na Obr.5.1. V části A je umístěno grafické zobrazení spektra. Uživatelské rozhraní v části označené B obsahuje možnost vybrat typ rentgenové trubice, jak již bylo zmíněno, mezi TASMICS a TASMIP. V části označené C je možné zvolit přidání materiálů, lze vybírat podle

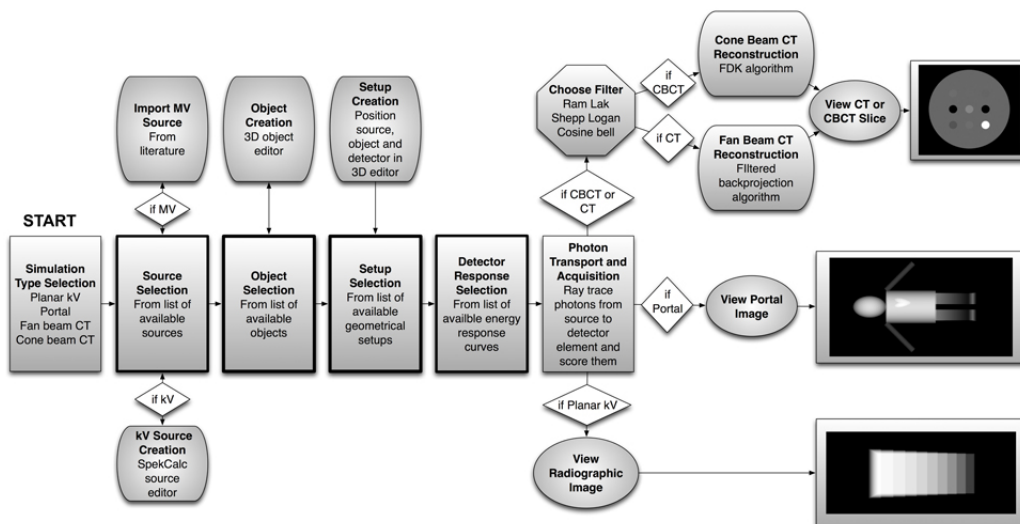
chemické značky nebo i atomového čísla, dále je možné zvolit tloušťku vrstvičky. V části D se nachází základní metriky daného spektra, které jsou dopočteny pomocí algoritmu. Jedná se například o expozici (mR / mA ve vzdálenosti 100 cm od ohniska), vzduchovou Kermu (mGy / mA) nebo střední energii (keV).

V části E je možno načíst již dříve vypočtené spektra nebo uložit nově vytvořené. [6]

ImaSim

Imasim umožňuje simulaci tvorby obrazu pomocí rentgenového záření. Je možná simulace planárního rentgenové zobrazení, CT nebo CBCT (paprsek ve tvaru kužele) zobrazení. Tento program nebere v potaz rozptýlené fotony kvůli výpočetní rychlosti. Grafické uživatelské rozhraní je rozděleno do několika částí, nejprve si uživatel vybírá, se kterým typem zobrazování chce pracovat, zdroj, objekt a detektor. Software využívá dva typy zdrojů rentgenového záření, oba v MV. Imasim je možné rozšířit i o spektra v kV pomocí SpekCalc, ale o tom je zmínka níže.

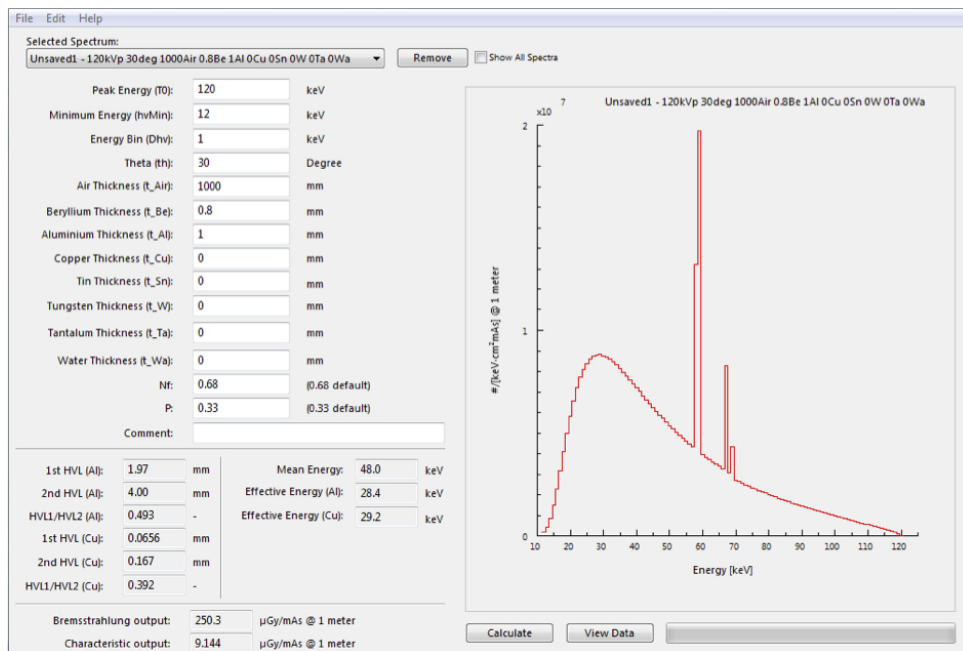
Objekty je možné skládat až ze 124 různých kompozic. Jejich lineární koeficienty útlumu jsou získány z databáze XCOM. V editoru je možno umístit zdroj, objekt a detektor v různých vzdálenostech do souřadnicového systému. Pomocí technik Monte Carlo byly dopočteny energetické křivky v závislosti na počtu dopadajících fotonů pro různé typy detektorů. Pro rekonstrukci obrazu u CT je použito zpětné promítání. [7]



Obr. 5.2: Vývojový diagram programu ImaSim [7]

SpekCalc

SpekCalc je program, kterým je možné vypočítat spektrum rentgenové záření generované využitím rentgenových trubice s wolframovou anodou. Paprsek je možno filtrovat skrze 7 možných materiálů (vzduch, voda, beryllium, hliník, měď, cín a wolfram). Prostřednictvím uživatelského prostředí je možné volit energii elektronů (keV), úhel anody, u kterého je doporučeno rozmezí 6 – 30°, a typ filtrace. Je uváděna informace o HVL záření, střední a efektivní energii. Modelované spektrum může nabývat rozsahu 40 - 300 kV.[8]



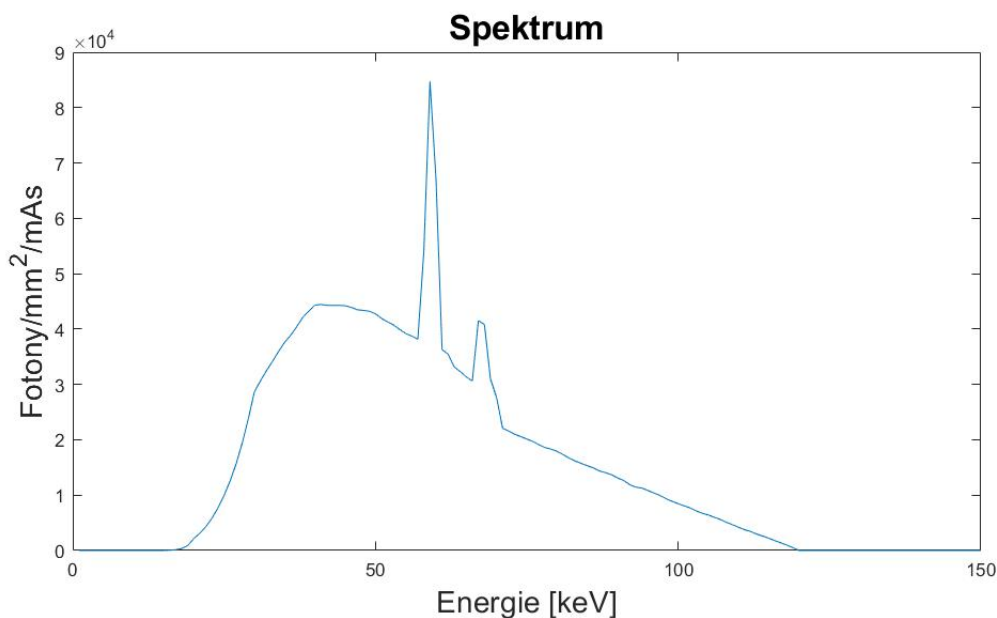
Obr. 5.3: Uživatelské prostředí SpekCalc [8]

6 Vlastní simulace

6.1 Rentgen

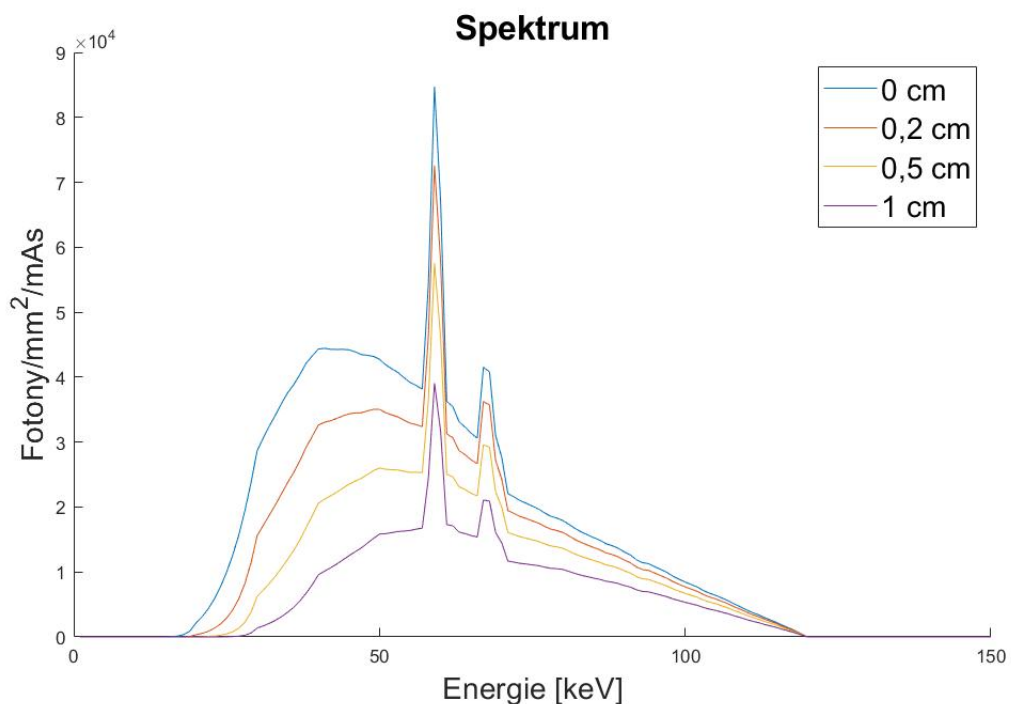
Simulace spektra

Simulace, která byla provedena v programu MATLAB verze R2019a, umožňuje generovat spektrum rentgenky typu TASMICS v rozsahu 60 - 120 keV se základní filtrací vrstvou hliníku o tloušťce 1.6 mm. Pro získání počtu fotonů byla využita funkce již zmiňovaného programu SPEKTR 3.0 [6]. Byly vytvořeny matice počtu fotonů/ mAs/mm^2 , které vždy odpovídaly určité energii v rozsahu 1 - 150 keV s krokem 1 keV.



Obr. 6.1: Vzniklé spektrum s napětím 120 keV.

Záření je možné tlumit přes řadu vybraných materiálů (hliník, měď, tkáň, kost, vzduch, voda) o různé tloušťce. S využitím vztahu 3.10. Pro výpočet je nutné znát hmotnostní součinitel útlumu, který má odlišné hodnoty pro každý materiál a závisí na energii záření. Hodnoty tohoto součinitele byly získány z databáze NIST [10]. Jelikož neodpovídaly energiím, které jsou využity v této simulaci, bylo nutné potřebné hodnoty dopočítat. Pomocí dvou nejbližších známých energií a jejich součinitelů útlumu byla zjištěna rovnice přímky, do které byla dosazena hodnota hledané energie a dopočten potřebný součinitel útlumu.



Obr. 6.2: Útlum záření různě tlustou vrstvou hliníku

Na obrázku 6.2 je znázorněné spektrum výsledného paprsku, který prošel vrstvou hliníku o různé tloušťce (0 cm, 0,2 cm, 0,5 cm, 1 cm).

V následující tabulce jsou zobrazeny počty fotonů, které prošly přes různé typy materiálu a odpovídající hodnota kermy. Jelikož napětí rentgenky má velký vliv na vzniklé spektrum a v diagnostice se využívají častěji nižší hodnoty (40 - 80 keV), jsou zde uvedeny hodnoty 60, 80 a 120 keV. Pro největší napětí vzniká v rentgence nejvíce fotonů, mají vysokou energii a jsou méně pohlcovány prostředím.

Tab. 6.1: Počet fotonů po průchodu materiálem pro různé napětí rentgenky

Druh filtrace	60 [keV]		80 [keV]		120 [keV]	
	fotony [-]	Kerma [mGy]	fotony [-]	Kerma [mGy]	fotony [-]	Kerma [mGy]
bez filtrace	6,65E+05	0,0196	1,39E+06	0,0403	3,41E+06	0,0982
1 cm Al	8,24E+04	12,40%	2,90E+05	20,82%	1,08E+06	31,70%
5 cm měkké	1,03E+05	15,53%	2,84E+05	20,43%	8,89E+05	26,09%
2 kost 3 měkká	1,52E+04	2,28%	7,31E+04	5,26%	3,45E+05	10,11%
1 cm Al 4 cm voda	2,91E+04	4,38%	1,14E+05	8,22%	4,67E+05	13,70%

Výpočet kermy

Kerma byla více popsána v kapitole 3.4. Výpočet, který je využíván v kódu vychází z rovnice 3.12.

Funkce $\xi^{-1}(E)$ udává expozici na jednotku fotonového toku [15]:

$$\xi^{-1}(E) = \frac{E(\frac{\mu_{en}(E)}{\rho})}{5,43 \cdot 10^5}, \quad (6.1)$$

kde $(\frac{\mu_{en}}{\rho})$ je hmotnostní součinitel útlumu a E energie v keV. Z toho je možné odvodit vztah pro výpočet expozice [mR/mAs] [6] :

$$expozice = \sum_{E=0}^{E_{max}} \frac{E(\frac{\mu_{en}(E)}{\rho})}{5,43 \cdot 10^5}. \quad (6.2)$$

Jelikož je kerma dána množstvím předané energie a $1 \text{ mGy} = 114,15 \text{ mR}$ [15], je možné její hodnotu přepočítat pomocí vztahu:

$$kerma = \frac{expozice}{114,15}. \quad (6.3)$$

Takto dopočtené hodnoty kermy korespondují se softwarem SPEKTR 3.0 [6]

Simulace detekce

Pokud by byl brán v potaz ideální detektor záření, který by zachytil dopadající fotony o jakékoliv energii ve stejné míře, bylo by možné tyto hodnoty využít k vytvoření obrazu. Ideální detektor neexistuje a není možné ho vytvořit. Reálné detektory mají různou citlivost, vyšší energie fotonů způsobí větší odezvu detektoru, což je nutné zohlednit při výpočtu. Dále nejsou schopné zachytit veškeré dopadající záření a tím se snižuje jejich přesnost. Je možné provést dopočet, který přiblíží simulované hodnoty k reálným. Nejprve je nutné dopočítat hodnotu kermy, poté je možné využít známých funkcí a konstant získaných pomocí měření reálnými detektory k následnému odhadu jasu ve výsledném obraze. [9]

K nahrazení reálného detektoru pro tuto simulaci bylo využito vztahu systému DX-S [9]:

$$y = 588x + 76,1, \quad (6.4)$$

kde x je hodnota kermy měřená v jednotkách mGy a y hodnota jasu [9]. Pomocí tohoto přepočtu je možné odhadnout jas výsledného obrazu. Na následujícím obrázku jsou vidět rozdíly mezi vzniklými snímky s různými hodnotami napětí rentgenky.



Obr. 6.3: Srovnání vzniklého obrazu pro napětí rentgenky 60,80 a 120 keV

6.2 Výpočetní tomografie

Pomocí této simulace je možné rekonstruovat obraz pomocí analytických a iterativních metod.

Analytické metody

K analytickým rekonstrukcím patří prostorová zpětná projekce (dále SBP) a filtrovaná zpětná projekce (dále FBP). Jednotlivé projekce jsou získány otočením vstupního obrazu pomocí vestavěné funkce *imrotate* o zvolený úhel v závislosti na počtu projekcí. Seřazením těchto projekcí vzniká sinogram. Získané projekce jsou vloženy do výsledného obrazu pod jejich odpovídajícím úhlem, dále je vzniklý obraz váhován odečtením sumy projekcí.

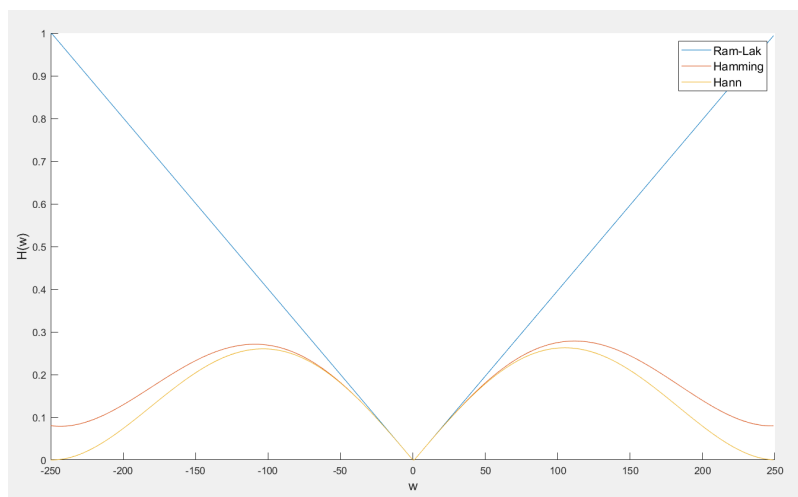
Filtrovaná zpětná projekce funguje na podobném principu s tím rozdílem, že jsou jednotlivé projekce filtrovány. Jako základní je využit Ram-Lak filtr, pomocí funkce *hamming* a *hann* byly vytvořeny z tohoto filtru i Hammingův a Hannův filtr.

Aby rekonstruovaný obraz odpovídal co nejvíce reálné situaci je možné k projekcím přidat šum a sledovat jak bude výsledný obraz ovlivněn v závislosti na jeho hodnotě. Kvalita výsledného obrazu je hodnocena výpočtem RMS (Root Mean Square neboli střední kvadratická hodnota) [19]:

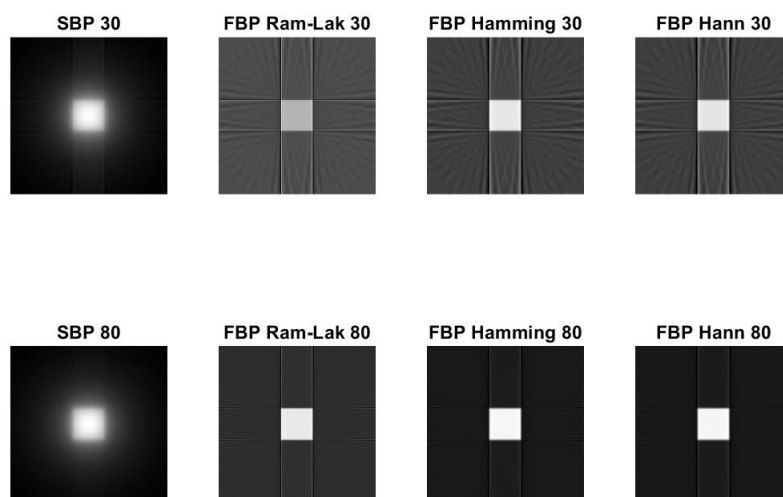
$$x_{RMS} = \sqrt{\frac{x_1^2 + x_2^2 + \dots + x_n^2}{n}}. \quad (6.5)$$

S růstem počtu projekcí a tím kvalitnějším obrazem, hodnota RMS klesá.

Na obrázku 6.5 je srovnání rekonstruovaných obrazů pro 30 a 80 projekcí s různými typy filtrů.



Obr. 6.4: Charakteristika filtru Ram-Lak, Hamming a Hann



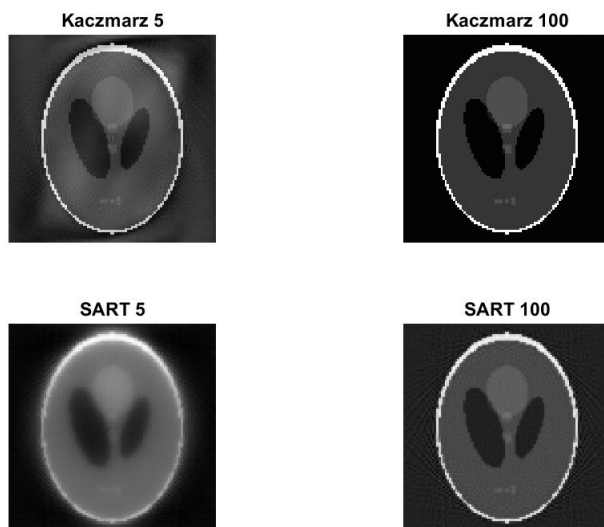
Obr. 6.5: Výsledný obraz SBP a FBP při 30 a 60 projekcích

Iterativní metody

Pro simulaci iterativních rekonstrukčních metod bylo využito funkcí z toolboxu AIR Tools [16]. Byla použita funkce *paralleltomo* a *myphantom* pro získání matice, která vyjadřuje proces sběru dat, a sinogramu.

Původní funkce sloužila pouze k rekonstrukci fantomu, proto byla modifikována, aby se dala využít i pro rekonstrukci jiných vstupních obrazů. Takto získaná data

bylo možné rekonstruovat pomocí funkcí *sart* a *kaczmarz*. Kvalita výsledného obrazu závisí na zvoleném počtu projekcí a iterací. U příliš vysokého počtu iterací dojde ke zhoršení kvality obrazu.



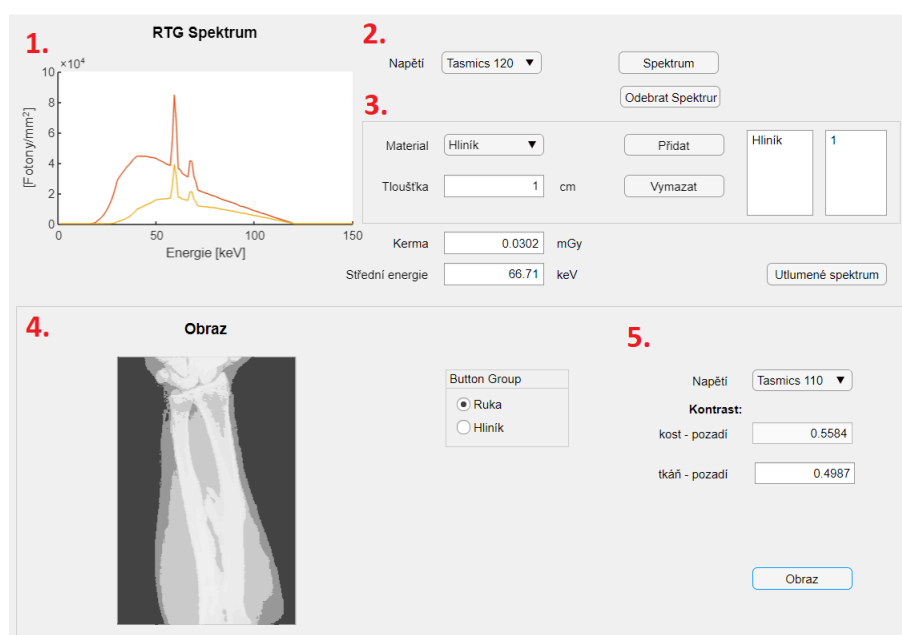
Obr. 6.6: Srovnání metod pro 5 a 100 iterací

7 Použití softwaru

Grafické uživatelské rozhraní (dále GUI) bylo vytvořeno prostřednictvím MATLAB App Designer. Práce je rozdělena na dvě části, jedno GUI je zaměřeno na spektrum RTG a vznik obrazu, druhé na rekonstrukci CT obrazu.

RTG

GUI se dělí na dvě sekce, jedna slouží k zobrazení spektra záření a pomocí druhé je možné zobrazit vzniklý obraz.



Obr. 7.1: Uživatelské prostředí RTG simulace

Obr. 7.1 obsahuje náhled GUI, jednotlivé části jsou očíslované pro lepší názornost. V části č. 2 je nutné vybrat napětí rentgenky v rozsahu 60 - 120 keV, tlačítko *Spektrum* následně vykreslí (v části č.1) spektrum o námi zadané energii. Je možné vykreslit více spekter s různým napětím najednou.

Po vybrání napětí rentgenky je možné v části č.3 zvolit materiál, kterým bude záření tlumeno. Byly zvoleny základní materiály zmiňované již v popisu vlastní simulace 6.1. Tloušťku vrstvy materiálu je možné změnit vepsáním číslice do připraveného pole, v základu je nastavena na 0,01 cm. Je možné přidat více vrstev, pomocí tlačítka *Utlumené spektrum* je v části č.1 přikresleno tlumené spektrum. Při každém vykreslení je vypočítána hodnota kermy a střední energie (průměr počtu fotonů pro všechny energie).

Spodní sekce je zaměřená simulaci RTG obrazu. V části č.5 je výběr mezi dvěma obrázky, ruka slouží k znázornění snímku předloktí, hliník reprezentuje zobrazení koleček hliníku o různé tloušťce. Před vykreslením je nutné vybrat napětí rentgenky, opět v rozmezí 60 - 120 keV. Tlačítkem *Obraz* je zobrazen snímek v části č.4 a vypočten kontrast pro jednotlivé části. Při vykreslení obrázků s různými hodnotami napětí rentgenky jde vizuálně, ale i pomocí hodnoty kontrastu, zhodnotit rozdíly ve výsledku.

Při výuce je možné toto využít pro lepší pochopení spektra rentgenového záření a jeho útlumu. Při vykreslení spekter s různým napětí rentgenky je vidět změna tvaru a neúměrně se snižující vliv charakteristického záření. Lze názorně ukázat, že i při stejné tloušťce dochází k odlišnému útlumu a že například kovy tlumí mnohem více než části lidského těla. Rozdíl v množství útlumu lze pozorovat i pro odlišné napětí rentgenky. U zobrazování snímku je možné ukázat, že kontrast a kvalita obrazu roste se zvyšujícím se napětím.

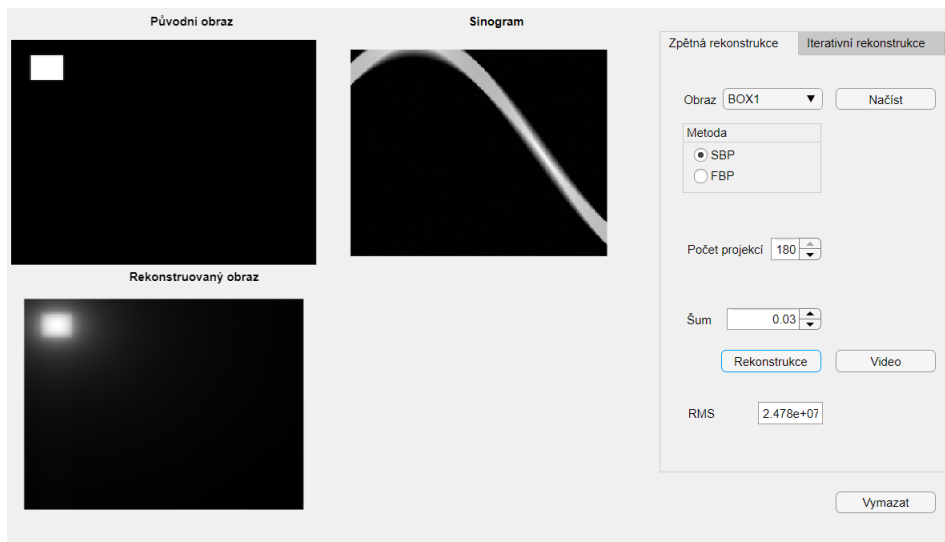
CT

Toto GUI je rozděleno na dvě části podle typu rekonstrukce na analytickou zpětnou rekonstrukci a iterativní rekonstrukci. V levé části je zobrazován originální obraz, sinogram a také rekonstruovaný obraz. Při výběru panelu *Zpětná rekonstrukce* je nutné vybrat vstupní obraz pro rekonstrukci, tlačítkem *Načíst* je možné ho zobrazit v levé části. Vstupní obrazy byly volené i s ohledem na vznikající sinogram, aby bylo možné názorně ukázat jeho sinusový průběh. Dále je možné přepínat mezi metodami, jako výchozí je nastavena SBP. Při výběru FBP se zobrazí panel pro výběr typu filtru (Ram-Lak, Hamming, Hann). Dále je možné přidat hodnotu šumu k obrazu. Po proběhnutí rekonstrukce je zobrazen sinogram s výsledným obrazem a také je vypočítána hodnota RMS podle vzorce 6.5. Na následujícím obrázku (Obr. 7.2) je vzhled GUI při FBP rekonstrukci.

V případě stisknutí tlačítka *Video* se začne v levé části postupně vykreslovat rekonstruovaný obraz, je tedy možné sledovat krok po kroku, jak dochází k přidávání projekcí a výsledný obraz se mění.

Panel *Iterativní rekonstrukce* je velice podobný, výběr vstupního obrazu funguje stejně, jen je k předešlým obrázkům přidán fantom. Dále je možné vybrat mezi metodami SART a Kaczmarz. Počet projekcí je možné měnit v rozmezí 2 - 180 a do obrazu je možné přidat šum. Stisknutím tlačítka *Rekonstrukce* se zobrazí dialogové okno s informací, že probíhá rekonstrukce, a poté se zobrazí sinogram s rekonstruovaným obrazem. Je vypočtena hodnota RMS podle vzorce 6.5.

Při výuce je GUI vhodné k porovnání hlavních rozdílů mezi analytickou a iterativní metodou. Je možné ukázat změny obrazu v závislosti na zvolených parametrech



Obr. 7.2: Vzhled CT simulace pro FBP rekonstrukci

a sledovat hodnotu RMS, která by se měla s větší kvalitou obrazu snižovat. U iterativních metod je možné demonstrovat, že s příliš vysokým počtem iterací dojde ke snížení kvality obrazu a zvyšování hodnoty RMS.

8 Měření

Měření bylo provedeno pomocí výukové rentgenové komory firmy Leybold, kterou je možné využít i při akvizici tomografických dat. Skládá se z rentgenky, která je vyrobena z molybdenu, goniometru a scintilačního stínítka. Vzniklé rentgenové záření je nejvýše o energii 35 keV, jedná se tedy o málo pronikavé měkké záření, maximální anodový proud má velikost do 1 mA. Vzorkem je možné otáčet pomocí goniometru v rozsahu 0 – 360° s minimálním úhlovým krokem 0,5°, tudíž je možné získat maximálně 720 projekcí. Pomocí tomografického modulu jsou zaznamenávány 2D projekce, které jsou vizualizovány a následně rekonstruovány. Po naskenování je k dispozici 3D objekt [17].

Pomocí komory je možné měřit také intenzitu rentgenového záření, které dopadá na luminiscenční stínítko, a hodnotit změny po utlumení materiálem, to ale nebylo cílem této práce.



Obr. 8.1: RTG komora s tomografickým modulem

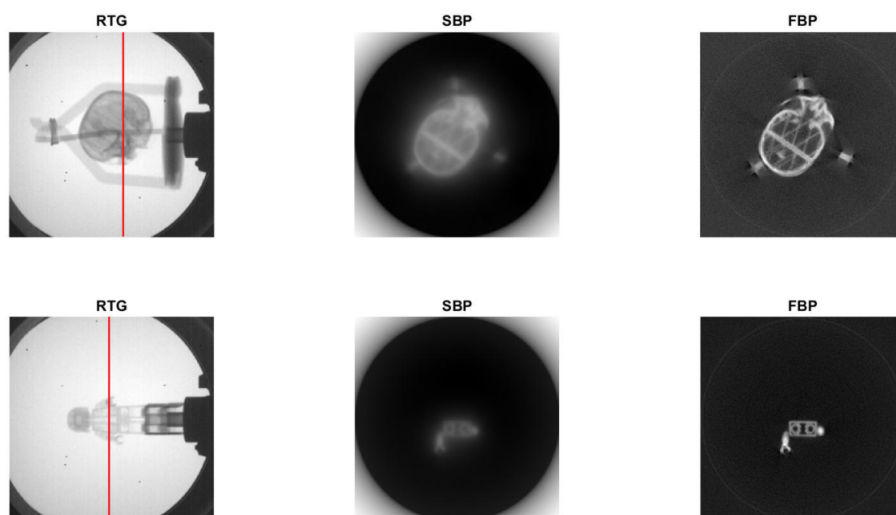
Pro tuto práci (a vybraný objekt) bylo pořízeno vždy 360 projekcí s úhlovým krokem 1°. Rozlišení každé projekce bylo 450x450 pixelů. Pro rekonstrukci byl zvolen vždy jeden řez. K rekonstrukci tomografického řezu z projekcí byly využity uzpůsobené algoritmy pro SBP a FBP, které jsou více popsány v části 6.2.

Rekonstruovaná data podle algoritmu pro metodu SBP a FBP nelze porovnat se získanými řezy pomocí systému, jelikož jsou k rekonstrukci použity odlišné metody a odlišná akvizice dat. Ve vlastní simulaci je směr paprsků záření uvažován paralelně.

Z těchto důvodů budou rekonstruovaná data hodnocena pouze vizuálně. Na následujícím obrázku (Obr. 8.2) můžeme vidět RTG snímky objektů, kde červená čára

značí rekonstruovaný řez, a jejich výsledné zobrazení. V horní části je zobrazena plastová napodobenina lebky a ve spodní LEGO figurka.

Pro obě metody bylo v tomto případě využito všech 360 projekcí. U metody SBP je snímáný objekt poměrně rozmazán a hrany jsou velice neostré, což je ale pro tento typ rekonstrukce typické. V porovnání s tímto je řez získaný filtrovanou zpětnou projekcí viditelně kvalitnější. Zobrazené řezy jsou filtrované Ram-Lak filtrem, jelikož výstupy s použitím Hammingova a Hann filtru byly velmi obdobné, nebyl důvod, je zde přidávat.

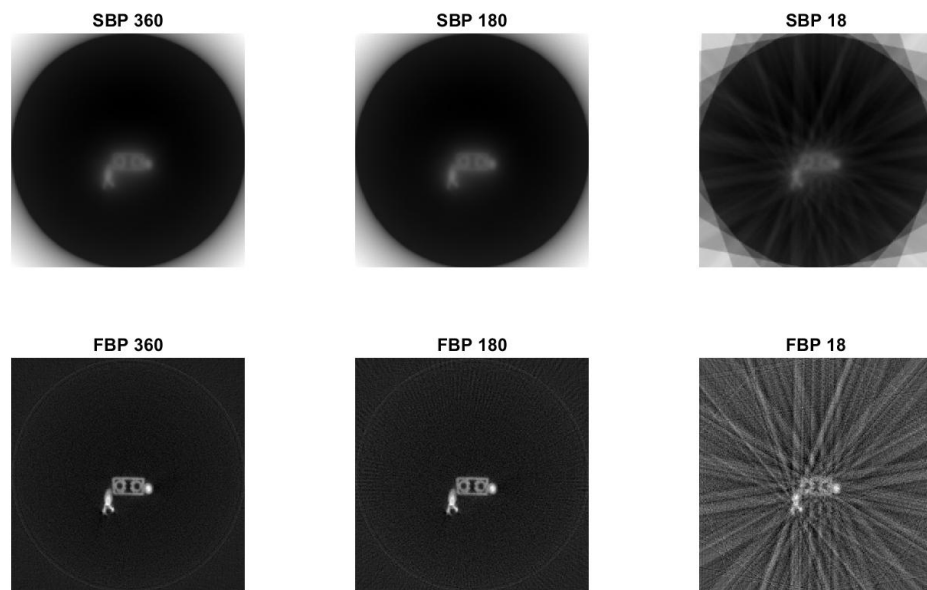


Obr. 8.2: Srovnání rekonstrukcí SBP a FBP

Na obrázku 8.3 je zobrazen totožný řez, který byl rekonstruován pomocí obou metod s počtem projekcí 360 (úhlový krok 1°), 180 (2°) a 18 (20°). U metody SBP pro 360 a 180 projekcí není patrný žádný rozdíl. U rekonstrukce s použitím pouze 18 projekcí, jsou viditelné hrany obrazu pod určitými úhly, které jsou způsobeny zpětným promítnutím projekcí a které by byly potlačeny použitím menšího úhlového kroku.

Jelikož je v lékařství nutné, aby při zobrazování pomocí rentgenového záření byla dávka co nejmenší, je důležité, aby získaný obraz byl v co největší kvalitě i s malým počtem projekcí. Při srovnání FBP s počtem 360 a 180 projekcí je v tomto případě viditelný pouze zanedbatelný rozdíl v kvalitě obrazu, je tedy možné uvažovat, že zvolený krok 1° je zbytečný. S polovičním počtem projekcí je nižší, jak dávka (v tomto případě nehraje roli, jelikož se nejedná o živý organismus), tak i čas snímání a poté i potřebný čas na rekonstrukci. U rekonstrukce z 18 projekcí jsou stejně jako u SBP viditelné hrany zpětného promítání. Dále došlo ke zhoršení barvy pozadí,

hrany nejsou příliš ostré a tvar průřezu tělem panáčka zcela neodpovídá realitě. Další rekonstruované snímky jsou v příloze C.



Obr. 8.3: Rekonstrukce řezu panáčka s různým počtem projekcí

Závěr

První část této bakalářské práce jsem věnovala rentgenovým systémům a jejich jednotlivým částem, které jsou stěžejní pro pochopení zobrazovacího procesu. Následoval rozbor záření, jeho vlastností a druhů interakcí. Dále jsem se zaměřila na průchod záření látkou a následné změny záření. Všechny tyto části jsou zde pro nastínění využití rentgenového záření k zobrazování. V rešerši známých programů byl udán stručný přehled již používaných simulačních programů podobného typu.

V praktické části byl nejprve sestrojen algoritmus, pomocí kterého bylo umožněno generované spektrum záření tlumit vybranými materiály o různých tloušťkách. Pro jeho detekci bylo nutné dopočítat hodnoty kermy, aby bylo možné využít převodní vztah reálného detektoru. Díky tomuto bylo umožněno vytvořit simulovaný rentgenový snímek ruky, jež mění vlastnosti v závislosti k nastavenému napětí rentgenky.

V další části práce bylo vytvořeno grafické uživatelské prostředí, které vychází právě z těchto algoritmů. GUI bylo uzpůsobeno k využití pro výuku, a je tedy možné názorně simulovat celý proces zobrazování. Z mého pohledu je využitelné především k lepšímu pochopení změny tvaru spektra pro různá napětí. Je nutné zmínit, že u celého procesu je uvažováno paralelního šíření paprsků, což je u reálných systémů v dnešní době nahrazeno svazkem ve tvaru vějíře.

Dále byla práce zaměřena na rekonstrukci obrazu pro výpočetní tomografii. Byly navrženy algoritmy pro tvorbu sinogramu, využití prosté zpětné projekce a filtrované zpětné projekce, u které je možno využít více filtrů. K rekonstrukci pomocí iterativních metod byly využity některé funkce z toolboxu Air Tools [16]. Následně bylo vytvořeno GUI, ve kterém je možné především ukázat rozdíl mezi vstupním a výstupním rekonstruovaným obrazem v závislosti na zvolených parametrech. Za velice užitečné pro výuku považuji možnost spuštění postupného vytváření obrazu s přibýváním projekcí. A díky tomu jsou programy velmi názorné a pomáhají k pochopení procesu zobrazování.

Úkolem také bylo provést měření na RTG komorách firmy Leybold. Získaná data byla rekonstruována pomocí upravených algoritmů navržených pro SBP a FBP a následně vizuálně zhodnocena.

Zadané body bakalářské práce byly z mého pohledu splněny, výstupem jsou dva funkční výukové softwary, které by měly usnadnit práci na cvičeních.

Literatura

- [1] BUSHBERG, Jerrold T. *The essential physics of medical imaging*. 3rd ed. Philadelphia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins, c2012. ISBN 978-0781780575.
- [2] HENDEE, William R. a E. Russell RITENOUR. *Medical imaging physics*. 4th ed. New York: Wiley-Liss, c2002. ISBN 0-471-38226-4.
- [3] BENEŠ, Jiří, Daniel JIRÁK a František VÍTEK. *Základy lékařské fyziky*. 4. vydání. V Praze: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum, 2015. ISBN 978-80-246-2645-1.
- [4] AstroNuklFyzika, [online], [cit. 2019-12-29]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.sweb.cz/JadRadMetody.htm2>
- [5] MORNSTEIN, Vojtěch. *Lékařská fyzika a biofyzika*. Brno: Masarykova univerzita, 2018. ISBN 978-80-210-8984-6.
- [6] PUNNOOSE, J., J. XU, A. SISNIEGA, W. ZBIJEWSKI a J. H. SIEWERDSEN. *Technical Note: spektr 3.0-A computational tool for x-ray spectrum modeling and analysis*. *Medical Physics* [online]. 2016, 43(8Part1), 4711-4717 [cit. 2019-12-29]. DOI: 10.1118/1.4955438. ISSN 00942405. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1118/1.4955438>
- [7] LANDRY, Guillaume, François DEBLOIS a Frank VERHAEGEN. *ImaSim, a software tool for basic education of medical x-ray imaging in radiotherapy and radiology*. *Frontiers in Physics* [online]. 2013, 1 [cit. 2019-12-29]. DOI: 10.3389/fphy.2013.00022. ISSN 2296-424X. Dostupné z: <http://journal.frontiersin.org/article/10.3389/fphy.2013.00022/abstract>
- [8] POLUDNIOWSKI, G, G LANDRY, F DEBLOIS, P M EVANS a F VERHAEGEN. *SpekCalc: a program to calculate photon spectra from tungsten anode x-ray tubes*. *Physics in Medicine and Biology* [online]. 2009, 54(19), N433-N438 [cit. 2019-12-29]. DOI: 10.1088/0031-9155/54/19/N01. ISSN 0031-9155. Dostupné z: <http://stacks.iop.org/0031-9155/54/i=19/a=N01?key=crossref.8ebd6d2bcf93ed5bcaf5586b1de91dfc>
- [9] RIVETTI, Stefano, Nico LANCONELLI, Marco BERTOLINI, Andrea NITROSI, Aldo BURANI a Domenico ACCHIAPPATI. *Comparison of different computed radiography systems: Physical characterization and contrast detail analysis*. *Medical Physics* [online]. 2010, 37(2), 440-448

- [cit. 2020-01-02]. DOI: 10.1118/1.3284539. ISSN 00942405. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1118/1.3284539>
- [10] Berger M. J., Hubbell J. H., Seltzer S. M., Chang J., Coursey J. S., Sukumar R., Zucker D. S., and Olsen K., *NIST XCom Database (National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg, MD, 2009)*. Dostupné z: <https://www.nist.gov/pml/x-ray-mass-attenuation-coefficients>
- [11] BEISTER, Marcel, Daniel KOLDITZ a Willi A. KALENDER. *Iterative reconstruction methods in X-ray CT. Physica Medica [online]. 2012, 28(2), 94-108 [cit. 2020-06-01]. DOI: 10.1016/j.ejmp.2012.01.003. ISSN 11201797. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S112017971200004X>*
- [12] DRASTICH, Aleš. *Tomografické zobrazovací systémy. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a informatiky, Ústav biomedicínského inženýrství, 2004. ISBN 80-214-2788-4.*
- [13] *Česká radiologie: ITERATIVNÍ REKONSTRUKCE CT OBRAZU – REVOLUČNÍ KROK VE VÝVOJI VÝPOČETNÍ TOMOGRAFIE?. 2011, 65(3). ISSN 1210-7883.*
- [14] FESSLER, J.A. *Fundamentals of CT Reconstruction in 2D and 3D. In: Comprehensive Biomedical Physics. Spojené království: Elsevier, 2014, (2), str. 263-295. DOI: 10.1016/B978-0-444-53632-7.00212-4. ISBN 9780444536334.*
- [15] BEUTEL, Jacob. *Handbook of Medical Imaging: Physics and psychophysics. 1. Bellingham (Washington): SPIE Press, 2000. ISBN 9780819477729*
- [16] HANSEN, Per Christian a Maria SAXILD-HANSEN. *AIR Tools - A MATLAB package of algebraic iterative reconstruction methods. Journal of Computational and Applied Mathematics. 2012, 2012(236), 2167-2178*
- [17] Leybold-shop [online]. [cit. 2020-06-1]. Dostupné z URL: <https://www.leybold-shop.com/x-ray-apparatus-mo-complete-554801.html>.
- [18] BANNORE, Vivek. *Iterative-Interpolation Super-Resolution Image Reconstruction: A Computationally Efficient Technique. Studies in Computational Intelligence (Book 195). South Australia, SA 5095: Springer, 2009. ISBN 3642003850, 9783642003851.*
- [19] WolframMathWorld [online]. [cit. 2020-05-35]. Dostupné z URL: <https://mathworld.wolfram.com/Root-Mean-Square.html>.

Seznam příloh

A	Popis odevzdaných souborů	45
B	Návrh počítačového cvičení	45
C	Rekonstrukce řezu	46

A Popis odevzdaných souborů

Přiložené soubory jsou členěny do tří částí simulace RTG, simulace CT rekonstrukce a zpracování měřených dat. Pro správnou funkčnost je nutné využít MATLAB verze R2019a.

V části simulace RTG je mnoho funkcí a matic, které musí být společně v jedné složce. Uživatelské prostředí je možné spustit v příkazovém řádku pomocí: *simulaceRTG*. Nebo pomocí souboru *simulaceRTG.mlapp*.

Část pro simulaci CT obsahuje mnou napsané funkce a funkci *paralleltomo_obrazek*, která je modifikací funkce toolboxu Air Tools verze 1.3 [16]. Pro funkčnost GUI je nutné přidat tyto funkce z již zmiňovaného toolboxu: *myphantom*, *sart*, *kaczmarz*. Uživatelské prostředí je možné spustit v příkazovém řádku pomocí: *simulaceCT*. Nebo pomocí souboru *simulaceCT.mlapp*.

Část věnovaná měřeným datům obsahuje skript pro načtení projekcí ve formátu jpg. Složku s naměřenými daty. A dále skripty pro rekonstrukci SBP a FBP.

B Návrh počítačového cvičení

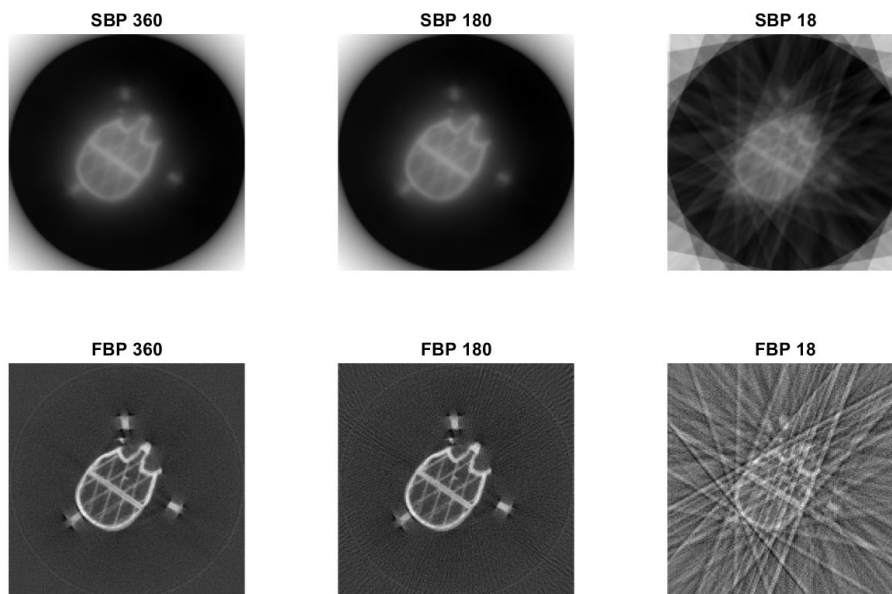
Simulace RTG

- Rozdíl útlumu spektra v závislosti na použitém materiálu
- Srovnání vzniklých snímků pro různé napětí rentgenky

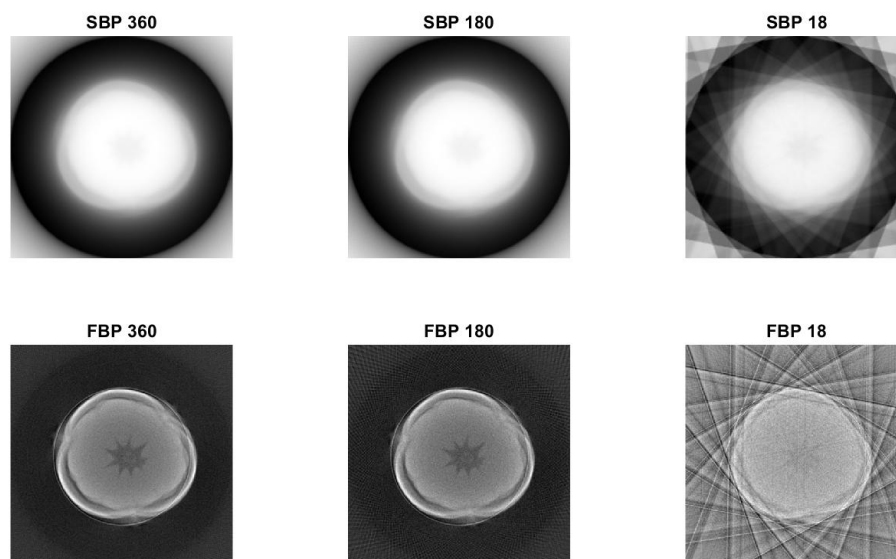
Simulace rekonstrukce CT

- Srovnání rekonstruovaného obrazu pro různé metody
- Vliv počtu projekcí na kvalitu obrazu
- Vliv počtu iterací na kvalitu obrazu
- Porovnání rekonstruovaných obrazů s různými hodnotami šumu

C Rekonstrukce řezu



Obr. C.1: Rekonstrukce řezu lebky s různým počtem projekcí



Obr. C.2: Rekonstrukce řezu mandarinky s různým počtem projekcí