



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

SOFTWAROVÝ NÁSTROJ PRO SIMULACI PET ZOBRAZOVÁNÍ

SOFTWARE TOOL FOR SIMULATION OF PET IMAGING

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Katarína Maláňová

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Martin Mézl, Ph.D.

BRNO 2024

Bakalářská práce

bakalářský studijní program **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Studentka: Katarína Maláňová

ID: 240533

Ročník: 3

Akademický rok: 2023/24

NÁZEV TÉMATU:

Softwarový nástroj pro simulaci PET zobrazování

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Proveďte rešerši zobrazovacích metod nukleární medicíny se zaměřením na pozitronovou emisní tomografii (PET). 2) Detailně se věnujte používaným technikám zpracování dat, které vedou k rekonstrukci tomografického snímku. 3) Navrhněte simulátor tohoto zobrazování s uvažováním kruhového rozmístění detektorů, vyhodnocením času time-of-flight (TOF) a mechanismům útlumu a rozptylu. 4) Proveďte základní simulaci procesu zobrazení pro PET systémy s uvažováním pouze linií anihilace. 5) Simulátor rozšířte o další body z předchozího návrhu simulátoru. 6) Proveďte testování a diskuzi výstupů simulátoru při různě nastavených parametrech simulace. 7) Vytvořte laboratorní úlohy pro demonstraci PET zobrazování.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] BUSHBERG, Jerrold T., Anthony J. SEIBERT, Edwin Marion LEIDHOLDT a John M. BOONE. The Essential Physics of Medical Imaging. Fourth Edition. Mexiko: Wolters Kluwer, 2021. ISBN 197510322x.
- [2] VANDENBERGHE, S., E. MIKHAYLOVA, E. D'HOE, P. MOLLET a J. S. KARP. Recent developments in time-of-flight PET. EJNMMI Physics. 2016, 3(1). ISSN 2197-7364. Dostupné z: doi:10.1186/s40658-016-0138-3

Termín zadání: 5.2.2024

Termín odevzdání: 29.5.2024

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

doc. Ing. Jana Kolářová, Ph.D.
předseda rady studijního programu

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

Táto bakalárska práca sa zaoberá zobrazovacími systémami v nukleárnej medicíne, zvlášť detailne PET zobrazovaním. Ďalej je zhrnutých niekoľko softwarov pre simuláciu tohto zobrazovania a v praktickej časti vytvorená základná simulácia v programe Python. Jej výstupom je sinogram, ktorý je následne použitý v jednotlivých rekonštrukčných algoritmoch. Simulácia je doplnená o zahrnutie útlmovej a TOF korekcie. Pre demonštráciu vplyvov rôznych parametrov je vytvorený samostatný program.

KĽÚČOVÉ SLOVÁ

PET zobrazovanie, nukleárna medicína, simulácia, softwarový nástroj

ABSTRACT

This bachelor's thesis is focusing on imaging systems in nuclear medicine, with a detailed emphasis on PET imaging. Additionally, several software tools for simulation of this imaging process are summarized. In the practical part, a basic simulation is created using Python programming. The output of the simulation is a sinogram, which is subsequently used in various reconstruction algorithms. The simulation includes attenuation and TOF correction. A separate program has been created to demonstrate the effects of different parameters.

KEYWORDS

PET Imaging, nuclear medicine, simulation, software tool

MALÁŇOVÁ, Katarína. *Softwarový nástroj pro simulaci PET zobrazování*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství, 2024, 86 s. Bakalárska práca. Vedúci práce: Ing. Martin Mézl, PhD.

Vyhlásenie autora o pôvodnosti diela

Meno a priezvisko autora: Katarína Maláňová
VUT ID autora: 240533
Typ práce: Bakalárska práca
Akademický rok: 2023/24
Téma záverečnej práce: Softwarový nástroj pro simulaci PET zobrazování

Vyhlasujem, že svoju záverečnú prácu som vypracovala samostatne pod vedením vedúcej/cého záverečnej práce, s využitím odbornej literatúry a ďalších informačných zdrojov, ktoré sú všetky citované v práci a uvedené v zozname literatúry na konci práce.

Ako autorka uvedenej záverečnej práce ďalej vyhlasujem, že v súvislosti s vytvorením tejto záverečnej práce som neporušila autorské práva tretích osôb, najmä som nezasiahla nedovoleným spôsobom do cudzích autorských práv osobnostných a/alebo majetkových a som si plne vedomá následkov porušenia ustanovenia § 11 a nasledujúcich autorského zákona Českej republiky č. 121/2000 Sb., o práve autorskom, o právach súvisiacich s právom autorským a o zmene niektorých zákonov (autorský zákon), v znení neskorších predpisov, vrátane možných trestnoprávných dôsledkov vyplývajúcich z ustanovenia časti druhej, hlavy VI. diel 4 Trestného zákonníka Českej republiky č. 40/2009 Sb.

Brno

.....

podpis autorky*

*Autor podpisuje iba v tlačenej verzii.

POĎAKOVANIE

Rada by som poďakovala vedúcemu bakalárskej práce pánovi Ing. Martinovi Mészlovi, Ph.D. za odborné vedenie, ústretovosť, pravidelné konzultácie, trpezlivosť a podnetné návrhy k práci.

Obsah

Úvod	12
1 Zobrazovanie v nukleárnej medicíne	13
1.1 Úvod do zobrazovacích systémov	13
1.2 Základná fyzika a rádiológia	13
1.3 Modality	22
2 PET zobrazovanie	23
2.1 Fyzikálny princíp PET	23
2.2 Detekcia PET zobrazovania	23
2.3 Parametre zobrazovania	27
2.4 Rekonštrukčné techniky	28
2.5 Dátové korekcie	30
2.6 Time of flight	33
2.7 Rádiofarmaká pre PET	35
2.8 Hybridné zobrazovacie metódy	35
3 Existujúce softwarové nástroje pre simuláciu PET zobrazovania	39
3.1 Monte Carlo - GATE	39
3.2 easy-PET	40
3.3 SMART PET	41
3.4 ASIM	42
4 Základná simulácia PET zobrazovania	44
4.1 Vlastná programová implementácia	44
5 Rekonštrukčné algoritmy	53
5.1 Analytická rekonštrukcia - spätná projekcia	53
5.2 Filtrovaná spätná projekcia	55
5.3 Iterovaná rekonštrukcia	57
6 Možné korekcie pre skvalitnenie rekonštrukcie	61
6.1 Korekcia útlmu	61
6.2 TOF	63
7 Výsledky programového riešenia	66
7.1 Výstupný súbor	66
7.2 Porovnanie výsledkov	68

8	Laboratórne cvičenia pre demonštráciu PET zobrazovania	72
	Záver	74
	Literatúra	75
	Zoznam symbolov a skratiek	79
	Zoznam príloh	80
A	Výsledky simulácie pre rôzne nastavené parametre	81
B	Obsah elektronickej prílohy	86

Zoznam obrázkov

1.1	Označenie elektrónových hladín	15
1.2	Brzdné žiarenie	17
1.3	Fotoelektrický jav	18
1.4	Comptonov a Rayleighov rozptyl	19
1.5	Rádioaktívna premena	20
2.1	Anihilácia páru elektrón - pozitron	24
2.2	Typy koincidií	24
2.3	Geometria PET detektorov	25
2.4	2D vs. 3D PET detektory	27
2.5	Snímanie projekcií a sinogram	29
2.6	Porovnanie jednoduchej a filtrovanej spätnej projekcie	29
2.7	Iterovaná spätná rekonštrukcia	30
2.8	Korekcia náhodných koincidií	31
2.9	Porovnanie konvenčného a TOF PET	34
2.10	PET/CT	36
2.11	PET/MRI	37
2.12	Celotelové PET	38
3.1	Monte Carlo simulátor	39
3.2	Radónová transformácia	41
3.3	SMART PET	42
3.4	ASIM PET snímky	43
4.1	Vývojový diagram algoritmu základnej simulácie	44
4.2	Podkladový obrázok pre simuláciu	45
4.3	Vygenerované LOR	46
4.4	Simulácia rozmiestnenia detektorov	47
4.5	Rovnica čiary	47
4.6	Priesečníky LOR s detektormi	48
4.7	Uhol snímania	49
4.8	Vzdialenosť LOR od centra	50
4.9	Sinogram podkladového fantómu	52
5.1	Bodový zdroj	53
5.2	Radónová transformácia, inverzná Radónová transformácia	54
5.3	Frekvenčná charakteristika filtrov	57
5.4	Prostá a filtrovaná spätná projekcia	58
5.5	Časový vývoj chyby - iterovaná rekonštrukcia	59
5.6	Výsledky iterovanej rekonštrukcie	60
6.1	Rekonštrukcia s korekciou útlmu	62

6.2	Sinogram s korekciou útlmu	62
6.3	Vygenerované LOR bez TOF korekcie	64
6.4	Vygenerované LOR s TOF korekciou	65
7.1	Sinogram - faktor intenzity 100	69
7.2	Spätne projekcie fantómového obrázku	69
7.3	Výsledky iterovanej rekonštrukcie (2000 iterácií)	71
A.1	Sinogram fantómu (faktor intenzity 10)	81
A.2	Spätne projekcie fantómu (faktor intenzity 500)	81
A.3	Spätne projekcie fantómu (faktor intenzity 10)	82
A.4	Spätne projekcie fantómu (8 detektorov)	82
A.5	Spätne projekcie fantómu (64 detektorov)	82
A.6	Spätne projekcie fantómu (šírka filtru 10)	83
A.7	Výsledky iterovanej rekonštrukcie (500 iterácií)	83
A.8	Výsledky iterovanej rekonštrukcie (1000 iterácií)	84
A.9	Sinogram s korekciou útlmu (32 detektorov)	84
A.10	Rekonštrukcia fantómu s korekciou útlmu	85
A.11	Korekcia útlmu pre fantóm	85

Zoznam tabuliek

7.1	Predvolené parametre simulácie	66
7.2	Stredné kvadratické odchýlky medzi spôsobmi rekonštrukcií	70
7.3	Porovnanie fantómu so spätnými projekciami	70

Úvod

V poslednej dobe čoraz viac vystupujú do popredia v oblasti medicíny zobrazovacie systémy. Tvoria časť diagnostických prístrojov, ktoré umožňujú vizualizáciu rôznych poškodení, lézií, patológií a iných ďalších anomálií vnútri tela pacienta. Niektoré sledujú a odhaľujú poruchy anatomickej stavby telesných štruktúr, iné sú zamerané na funkčné zobrazenie, tzn. hodnotenie metabolizmu tkanív záujmu, sledovanie perfúzie a pod. Medzi takéto funkčné zobrazovacie systémy patria aj technológie nukleárnej medicíny.

Jej dvomi základnými metódami sú PET a SPECT, ktoré sa líšia najmä princípom vzniku detekovaného žiarenia. SPECT využíva žiarenie γ z rádioaktívneho rozpadu podanej látky v tele pacienta. Na druhej strane PET využíva pozitróny, ktoré sú emitované po rozpade danej látky. Táto práca je zameraná práve na PET zobrazovanie, konkrétne jeho simuláciu. Niekoľkými výhodami metódy PET oproti SPECT sú napr. lepšie priestorové rozlíšenie a tým pádom presnejšia lokalizácia zdroja pozitronovej emisie, vyššia citlivosť, tzn. odhalenie aj menších patologických zmien, a v neposlednom rade aj menej invazívne podávané látky.

Simulátory PET zobrazovania sa využívajú najmä na zdokonaľovanie tejto techniky, zlepšovanie a optimalizáciu parametrov, vzdelávanie, výskum, overovanie algoritmov atď. Účelom tejto práce je vyvinúť software pre simuláciu PET zobrazovania zameraný práve na spomínané možnosti využitia.

Teoretický základ a rešerš nukleárnej medicíny so zameraním na PET zobrazovanie tvoria prvé dve kapitoly práce. V prvej kapitole je popísaný princíp rôznych interakcií vlnenia a častíc, základné veličiny používané v nukleárnej medicíne a jej jednotlivé metódy zobrazovania. Druhá kapitola je detailnejšie venovaná PET zobrazovaniu, jeho princípu, detekcii, stavbe systému a geometrii usporiadania, parametrom, rekonštrukčným technikám a korekciám pre získanie čo najkvalitnejšieho výsledného obrazu. Ďalej je popísaná metóda korekcie TOF a nakoniec sú spomenuté podávané látky a rôzne klinické využitie. Tretia kapitola sa venuje zhrnutiu niektorých už existujúcich simulačných nástrojov.

Nasleduje praktická časť tvorená zvyšnými kapitolami. V štvrtej kapitole je predstavená základná simulácia, ktorej výstupom je sinogram. Piata kapitola opisuje implementáciu rôznych rekonštrukčných techník. Pre možné skvalitnenie výsledného snímku sa využívajú korekcie, o ktorých pojednáva kapitola 6. Posledné dve kapitoly sú venované výsledkom simulácie, porovnaniam jednotlivých rekonštrukcií a vplyvom zmeny parametrov PET zobrazovania a nakoniec využitiu tohto nástroja pre výuku a vzdelávanie.

1 Zobrazovanie v nukleárnej medicíne

Zobrazovanie v nukleárnej medicíne patrí medzi zobrazovacie systémy v lekárstve. Obrazy, ktoré sú týmto spôsobom generované, nesú informáciu o rozložení nuklidov emitujúcich energiu v podobe vlnenia v tele pacienta.

1.1 Úvod do zobrazovacích systémov

Zobrazovacie systémy v lekárstve predstavujú technologické odvetvie medicíny, ktorého modality sú využívané predovšetkým na diagnostiku napr. nádorových ochorení, zmien fyziologického stavu pacienta atď., a v posledných rokoch sa taktiež rozmáha ich význam v terapii. Na svoje fungovanie potrebujú určitú formu energie. Táto energia nielenže prechádza telom pacienta, ale aj interaguje s jeho jednotlivými tkanivami. Na základe typu a intenzity interakcie je na výstupe možné zhodnotiť, akým typom tkaniva energia prešla, resp. kde sa aké tkanivo nachádza. Výstupom je teda buď anatomická stavba tela pacienta, poprípade časti tela pacienta, alebo jeho funkčné zobrazenie.

Nukleárna medicína je odvetvím rádiológie, kedy je na ciele zobrazenie do tela pacienta vpravovaný rádioaktívny izotop. Ten sa v tele pacienta rozloží podľa aktivity jednotlivých orgánov a na základe interakcie s daným tkanivom emituje energiu vo forme gama alebo X lúčov, čo predstavuje energie v rozsahu 60 až 600 keV. Energia emitovaná z tela pacienta alebo samotné interakcie sú potom detekované detektormi. Nasnímaných je viacero projekcií z rôznych uhlov voči telu pacienta, z ktorých každá nesie informáciu o priestorovej distribúcii nuklidov. Metódou emisnej počítačovej tomografie sú pri metódach SPECT a PET tieto projekcie rekonštruované matematickými algoritmi do výsledného obrazu. Dosahuje sa tak oveľa lepšieho kontrastu vo výslednom obraze, ktorý by bol pri konvenčnom zobrazovaní (v nukleárnej medicíne planárna gamagrafia) znižovaný viacerými faktormi. Medzi ne patrí napríklad superpozícia signálu z rôznych vrstiev tkanív v blízkosti záujmovej oblasti, obmedzená priestorová rozlišovacia schopnosť, zoslabenie žiarivého toku pri prechode tkanivami, detekcia rozptýleného žiarenia a pod. [1] Vyšetreniami pomocou nukleárnej medicíny poväčšine získame funkčné zobrazenia, tzn. informáciu o fyziologickom stave tela pacienta, poprípade jeho vadách a aktivite jednotlivých tkanív.

1.2 Základná fyzika a rádiológia

Radiácia je presun energie skrz určitý priestor alebo hmotu. Uskutočňuje sa na základe interakcií žiarení s hmotou alebo interakcií častíc či už nabitých alebo nenabi-

tých s hmotou. Hmotou sa v tomto kontexte rozumie štruktúra atómov jednotlivých tkanív. [2]

Atóm a jeho štruktúra

Atóm je základná stavebná častica všetkých látok, ktorá sa skladá z kladne nabitého jadra s protónmi a nenabitými neutrónmi a záporne nabitého elektrónového obalu. Obal sa skladá z elektrónov, ktorých počet je v základnom stave atómu rovný počtu protónov v jadre. V tomto stave je atóm navonok elektricky neutrálny. Štruktúra atómu, tzn. počet a rozloženie (konfigurácia) elektrónov, presnejšie elektrónov na valenčnej (vonkajšej) vrstve, udáva chemické vlastnosti a stabilitu atómu. Rozmery atómu sú veľmi malé, jeho polomer je približne 10^{-10} m a väčšinu jeho hmotnosti predstavuje samotné jadro.

Protónové číslo Z udáva počet protónov v jadre, neutrónové číslo N počet neutrónov a číslo A počet nukleónov, teda protónov a neutrónov dohromady ($A = Z + N$). Štandardné označenie atómu je A_ZX , kde X je symbol pre daný atóm. Náboj každého protónu je rovný $e = +1,6 \cdot 10^{-19}$ C, presný protiklad náboju každého elektrónu. Neutróny sú elektricky neutrálné častice, tzn. majú nulový náboj. Vnútri jadra sú stabilné, avšak mimo neho sa vedľa deliť na protóny, elektróny a antineutrína. Na základe protónových a nukleónových čísel rozlišujeme niektoré látky, ktoré ich majú rovnaké alebo podobné. Nuklid je látka, ktorá má rovnaké protónové aj neutrónové číslo: $A = 2Z$. Izotopy majú v jadre rovnaký počet protónov, ale rôzny počet neutrónov, no väčšinou majú identické chemické i fyzikálne vlastnosti. Izobary majú rovnaké nukleónové čísla, ale rôzne protónové, čiže sú aj vlastnosťami odlišné. Izoméry majú rovnaký počet protónov i neutrónov, ale odlišné energie jadra. Vznikajú metastabilné prvky, ktoré sú energeticky chudobnejšie ako pôvodné.

Elektróny sú okolo jadra usporiadané v energetických hladinách ako na obr. 1.1. Na každej je určený maximálny počet elektrónov, ktoré ju môžu zapíňať. Pre prvú hladinu sú to 2 elektróny, pre druhú 8, a postupne pre všetky hladiny podľa vzorca $2n^2$, kde n je číslo danej hladiny. Jednotlivé hladiny vyjadrujú aj istý energetický level v elektrónovom obale atómu. Majú označenia písmenami K, L, M, N, \dots , pričom K je najvnútornejšia hladina s najmenšou energiou. Presnejšia pozícia každého elektrónu je popísaná kvantovými číslami.

Hladiny sú taktiež označované hlavnými kvantovými číslami $n = 1, 2, 3, \dots$, kedy $n = 1$ je vnútorná K hladina. Hlavné kvantové číslo teda popisuje aj energetický level daného elektrónu. Jeho orbitálny moment vyjadruje vedľajšie kvantové číslo l , ktoré nadobúda hodnôt $l = 0, 1, 2, \dots, n-1$. Orientáciu magnetického momentu elektrónu v magnetickom poli udáva magnetické kvantové číslo $m_l = -l, -l+1, \dots, l-1, l$ a smer elektrónového spinu spinové kvantové číslo $m_s = +1/2, -1/2$. Na to, aby sa elektrón

vrátenou hodnotou ($1/\tau$). Rýchlosť vlnenia c je daná vzťahom 1.1:

$$c = \frac{\lambda}{f}. \quad (1.1)$$

Elektromagnetické žiarenie vo forme častíc je prúd fotónov, z ktorých každý má energiu vyjadrenú ako 1.2

$$E = h \cdot f = \frac{h \cdot c}{\lambda}, \quad (1.2)$$

kde $h = 6,626 \cdot 10^{-34} \text{ J}\cdot\text{s}$ je Planckova konštanta.

Elektromagnetické žiarenie má široké spektrum vlnových dĺžok, podľa ktorých definujeme charakter žiarenia:

- rádiové vlny - $\lambda = 1 - 10^3 \text{ m}$
- mikrovlny - $\lambda = 10^{-3} - 1 \text{ m}$
- infračervené žiarenie - $\lambda = 1 \text{ mm} - 780 \text{ nm}$
- oblasť viditeľného žiarenia - $\lambda = 380 - 780 \text{ nm}$
- ultrafialové žiarenie (UV) - $\lambda = 10 - 380 \text{ nm}$
- RTG žiarenie - $\lambda = 0,1 - 10 \text{ nm}$
- γ žiarenie - $\lambda < 0,1 \text{ nm}$

Žiarenia s vlnovými dĺžkami $\lambda < 200 \text{ nm}$, tzn. za UV oblasťou, sú ionizujúce žiarenia. Pri ich interakcii s hmotou dochádza k odovzdaniu energie atómu, ktorá je dostatočná na to, aby uvoľnila elektrón z obalu. Pre medicínu je najdôležitejšia oblasť RTG a γ žiarenia (energia rádovo 10^{-1} až 10^2 keV), infračervené žiarenie využívané v termokamerách, rádiové vlny v rozmedzí $10 - 100 \text{ MHz}$ pre MRI zobrazovanie a viditeľné spektrum využívané v endoskopii, mikroskopii, atď. Pre zobrazovanie v nukleárnej medicíne je kľúčové γ žiarenie, ktoré je emitované rádionuklidom vpraveným do tela pacienta. [2]

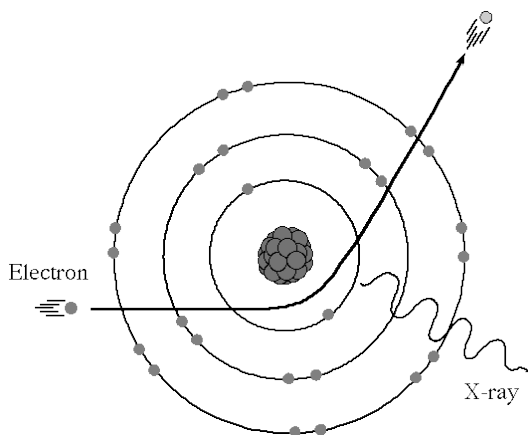
Časticové žiarenie

Časticové žiarenia sú popísané ako kvantá určitého typu častíc, často ide o častice emitované z rádioaktívneho prvku, teda vznikajú pri rádioaktívnej premene. Elektróny, ktoré sú emitované jadrom rádioaktívneho prvku sú označované ako β častice. Presnejšie sú to β^+ častice, inak nazývané pozitrony. Obdobné častice emitované však z orbitálov elektrónového obalu alebo takisto vznikajúce pri premene atómových jadier sú zasa β^- častice (negatrony). Tieto dve protičastice nevydržia dlho vo voľnom stave a za krátky čas spolu anihilujú, pričom vzniknú dva fotóny γ , ktoré sa pohybujú presne opačným smerom. Neutrony vznikajú ako voľné častice pri fúzii jadier a sú dôležité pri výrobe rádionuklidov. Častice α pozostávajú z dvoch protónov a dvoch neutrónov a podobajú sa atómu hélia ${}^4\text{He}^{2+}$. Tiež však k stabilnému stavu potrebujú dva elektróny z okolia, čím vytvoria navonok elektricky neutrálne častice. [2]

Interakcie žiarenia s hmotou

Pri interakciách žiarenia s hmotou dochádza v tomto systéme k zmene alebo zachovaniu určitých veličín. Pre tie, ktoré ostávajú nemenné, platia zákony zachovania v rádiológii a sú to veličiny: celková energia systému, jeho hybnosť, celkový náboj a počet častíc. Spomedzi všetkých si spomenieme tie najzákladnejšie, ktoré sú aj pre nukleárnu medicínu najdôležitejšie.

Ionizácia je dej, pri ktorom sa atómu dodá energia potrebná na uvoľnenie elektrónu z obalu. Pokiaľ je daná energia menšia, nastáva excitácia - elektrón prestupuje do vyššej energetickej hladiny, ale neopúšťa elektrónový obal. Opačným dejom je deexcitácia, kedy sa excitovaný elektrón znova presunie do pôvodnej hladiny. Vyžiari sa pritom energia vo forme buď elektromagnetického žiarenia alebo Augerovho elektrónu. LET (linear energy transfer) je veličina, ktorá udáva množstvo energie absorbovanej na jednotku dĺžky. Udáva sa v $\text{keV}/\mu\text{m}$. Rozptyl je interakcia, kedy je vychýlená trajektória jednotlivých častíc. Pokiaľ sa kinetická energia častíc nemení, rozptyl je pružný. Ak však dodaná energia systému je oveľa väčšia ako výsledná kinetická energia častíc, interakcia je nepružná. V tomto prípade je trajektória elektrónu vychýlená pozitívnym nábojom jadra a spôsobuje stratu jeho kinetickej energie, ktorá sa premení na energiu elektromagnetického žiarenia. Názov Bremsstrahlung označuje emisiu tohto žiarenia, tiež označovaného ako brzdné žiarenie, vyobrazené na obr. 1.2.



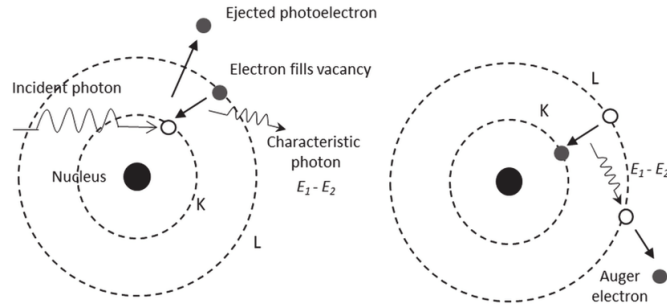
Obr. 1.2: Brzdné žiarenie, ktoré vznikne vychýlením trajektórie elektrónu jadrom[6]

Nepružnými zrážkami taktiež interagujú ťažké a nabité častice s elektrónmi hmoty absorbujúcej žiarenie. Medzi tieto častice patrí napr. α - častica, protóny alebo deuteróny (atóm, v ktorého jadre je 1 protón a 1 neutrón). Ich interakcia s hmotou je sprostredkovaná pôsobením elektrického poľa. Pri nej strácajú veľkú časť

svojej kinetickej energie, ktorú predávajú elektrónom vo forme excitačnej a kinetickej energie.

Neutróny ako nenabité častice môžu reagovať s hmotou pružnými aj nepružnými interakciami. Nemôžu priamo spôsobiť excitáciu alebo ionizáciu, môžu však reagovať s atómovým jadrom alebo inými voľnými časticami, ktoré tieto javy sekundárne spôsobia. Pri interakciách pružnými zrážkami je vymieňaná energia najvyššia, pokiaľ neutrón interaguje s hmotnostne podobnou časticou (väčšinou atóm vodíka). Takto reagujú neutróny s kinetickou energiou nižšou ako 10 MeV. Pre kinetické energie vyššie ako táto hodnota nastáva nepružná zrážka.

Pri prechode RTG alebo γ žiarenia s hmotou môže dôjsť k absorpcii, rozptylu alebo žiarenie nemusí s hmotou vôbec interagovať. Na obr. 1.3 je vyobrazený fotoelektrický jav - dej, pri ktorom je elektrónu odovzdaná všetka energia prechádzajúceho fotónu. Kinetická energia uvoľneného elektrónu je daná rozdielom odovzdanej a väzbovej energie. Uvoľnenie elektrónu z obalu sprevádza jav, kedy elektróny z vyšších hladín postupne zaplňajú prázdne miesto po uvoľnenom elektróne tak, aby boli zaplnené hladiny najbližšie k jadrú. Pri tomto prechode nastáva deexcitácia a uvoľnená energia sa vyžiari vo forme charakteristického RTG žiarenia alebo ako Augerov elektrón.



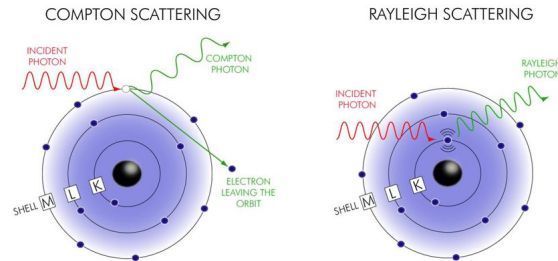
Obr. 1.3: Fotoelektrický jav so súčasným vyžiarovaním charakteristického žiarenia a Augerovho elektrónu[7]

Comptonov rozptyl (obr. 1.4) je interakcia prevládajúca medzi fotónom a elektrónom z valenčnej vrstvy. Fotón prechádzajúceho žiarenia dodá časť svojej energie valenčnému elektrónu a jeho trajektória sa vychýli v dôsledku odovzdania tejto energie. Výsledná energia fotónu závisí od uhlu rozptylu vzťahom 1.3

$$E_f = \frac{E_0}{1 + \frac{E_0}{511\text{keV}}(1 - \cos(\theta))}, \quad (1.3)$$

kde E_f je energia rozptýleného fotónu, E_0 je počiatočná energia fotónu a θ je uhol rozptylu.

Rayleighov rozptyl (obr. 1.4) prevláda pri veľmi nízkych energiách RTG žiarenia. V tejto interakcii fotón energiou svojho elektrického poľa spôsobí osciláciu atómu, s ktorým interaguje. Atóm touto energiou emituje fotón s rovnakou vlnovou dĺžkou ako fotón prechádzajúceho žiarenia, ale s pomerne malým smerovým vychýlením.



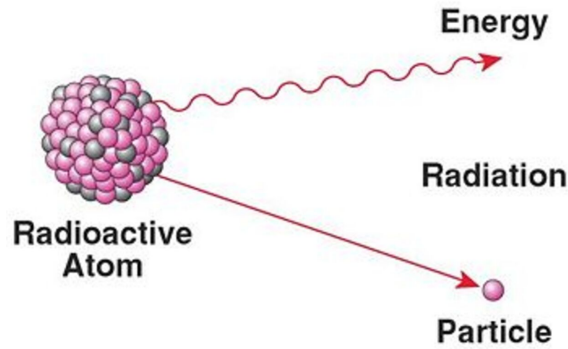
Obr. 1.4: Comptonov (vľavo) a Rayleighov (vpravo) rozptyl[8]

Poslednou dôležitou interakciou, najmä pri PET zobrazovaní, je tvorba páru elektrón - pozitron. Pri vysokých energiách prichádzajúceho fotónu a jeho interakcii s elektrickým poľom jadra atómu dochádza k odštiepeniu elektrónu a pozitronu. Energia fotónu sa predá týmto dvom časticiam vo forme ich kinetickej energie. Keďže pozitron je ako voľná častica nestabilný, v krátkej dobe anihiluje s voľným elektrónom a dochádza k vzniku dvoch fotónov γ žiarenia s rovnakou energiou 511 keV, ktorých trajektórie majú opačný smer. Energia prichádzajúceho fotónu musí byť teda vyššia ako $2 \cdot 511$ keV.

[2] [4]

Rádioaktivita a základné veličiny

Rádioaktivita (tiež rádioaktívny rozpad) je spontánny proces premeny jadier. Podstata spočíva vo vyžiarení častice alebo elektromagnetického žiarenia nestabilným jadrom (obr. 1.5), ktoré sa následne premení na dcérske jadro. To môže byť stabilné alebo nestabilné. Pokiaľ je nestabilné, podlieha ďalšej kaskáde procesov tejto premeny až nadobudne stabilitu. Častice v jadre (protóny a neutróny) sú viazané oveľa väčšou energiou ako elektróny v obale, preto energia uvoľnená pri tomto procese bude omnoho väčšia. Pokiaľ je rádioaktivita zapríčinená presunom neutrónu v jadre medzi neutrónovými energetickými hladinami alebo obdobne protónu medzi protónovými hladinami, nazýva sa táto premena izomerická, nakoľko sa zachováva protónové číslo Z a neutrónové číslo N . Príklad takejto premeny je γ rozpad, kedy je emitované kvantum fotónov. V prípade, že neutrón spadne do protónovej hladiny alebo protón do neutrónovej, daná premena je označovaná ako β rozpad. Ťažké jadrá atómov nadobúdajú stabilitu vyžiarovaním ťažkej častice α , ktorá pozostáva z dvoch protónov a dvoch neutrónov. [4]



Obr. 1.5: Rádioaktívna premena[9]

Hlavnou veličinou, ktorá charakterizuje rádioaktívnu látku (rádionuklid), je aktivita A . Udáva počet rádioaktívnych premien, ktoré v nej prebehnú za jednotku času (1.4):

$$A = -\frac{dN}{dt}, \quad (1.4)$$

kde dN je počet rádioaktívnych premien v časovom intervale dt . Rovnica má záporné znamienko kvôli vyjadreniu úbytku jadier za daný čas. Jednotkou aktivity je Bq (becquerel). Staršou jednotkou je Ci (curie), ktorá predstavuje $1\text{Ci} = 1,6 \cdot 10^{-16} \text{GBq}$. Aktivita je tiež priamo úmerná počtu ešte nepremených jadier (1.5):

$$A = \lambda \cdot N, \quad (1.5)$$

kde λ vyjadruje rozpadovú konštantu, jej jednotkou je s^{-1} . Aktivitu ako funkciu času je možné potom vyjadriť ako 1.6

$$A(t) = A(0) \cdot e^{-\lambda t}. \quad (1.6)$$

[10]

Čas, za ktorý pôvodná aktivita rádionuklidu klesne na polovicu svojej pôvodnej hodnoty, sa nazýva poločas premeny a je vyjadrený ako 1.7

$$T_{1/2} = \frac{\ln 2}{\lambda}. \quad (1.7)$$

V nukleárnej medicíne je dôležitý taktiež biologický poločas premeny T_b , ktorý je definovaný ako čas, za ktorý sa vylúči polovica pôvodného množstva rádionuklidu z organizmu. Reálnu situáciu, a teda kombináciu oboch týchto časových veličín, vyjadruje parameter efektívny poločas premeny (1.8):

$$\frac{1}{T_{ef}} = \frac{1}{T_{1/2}} + \frac{1}{T_b}. \quad (1.8)$$

[5]

Pri vystavení pacienta rádioaktívnym prvkom a žiareniam je treba vziať do úvahy aj veličiny, ktoré popisujú ich účinky na ľudský organizmus. Expozícia predstavuje množstvo celkového elektrického náboja Q vzniknutého ionizáciou elektromagnetického žiarenia na jednotku hmotnosti m a jej jednotkou je teda $C.kg^{-1}$ (skôr používaná jednotka R - rentgen) (1.9):

$$X = \frac{Q}{m}. \quad (1.9)$$

Absorbovaná dávka je veličina, ktorá je vyjadrená ako energia E prenesená ionizujúcim žiarením na jednotku hmotnosti ožiareného tkaniva m 1.10:

$$D = \frac{E}{m}. \quad (1.10)$$

Jednotkou absorbovanej dávky je Gy (gray), pričom $1Gy = 1 J.kg^{-1}$.

Veličinou, ktorá popisuje biologický účinok žiarení v tkanivách je dávkový ekvivalent H daný vzťahom 1.11

$$H = D.Q_F(L), \quad (1.11)$$

kde D je absorbovaná dávka a $Q_F(L)$ je akostný faktor, ktorý je lineárne závislý od prenosu energie LET a typu nabitých častíc v tkanive. Základnou jednotkou je Sv (sievert).

Stochastické (náhodné) účinky v tkanive T popisuje ekvivalentná dávka $H_{T,R}$ vyvolaná žiarením R . Je odvodená nasledovným vzorcom 1.12:

$$H_{T,R} = D_{T,R}.w_{T,R}, \quad (1.12)$$

kde $w_{T,R}$ je radiačný váhový faktor pre dané žiarenie. Určuje relatívnu efektivitu daného typu žiarenia pri vytváraní škodlivých účinkov na organizmus. Jednotkou ekvivalentnej dávky je takisto ako pre dávkový ekvivalent Sv, nakoľko radiačný váhový faktor je obdobou pre akostný faktor.

Celková ekvivalentná dávka sa dá vyjadriť aj ako suma príspevkov od jednotlivých tkanív ožiarených daným žiarením H_T a váhovaných tkanivovým váhovým faktorom w_T pre každé tkanivo alebo orgán.

$$E = \sum_T w_T.H_T. \quad (1.13)$$

Vzťahom 1.13 je určená efektívna dávka, ktorá je najlepšou aproximáciou stochastických biologických účinkov. Je preto aj najdôležitejšou veličinou v oblasti radiačnej ochrany.

[2] [5]

1.3 Modality

Jednotlivé typy zobrazovania sa líšia akvizíčnými technológiami a typom energie, ktorá je využitá. Na základe toho na diagnostiku rôznych ochorení je používaná modalita, ktorá by mala najpresnejšie zobrazit daný problém. Z nukleárnej medicíny sú to najmä planárna gamagrafia, SPECT a PET.

Planárna gamagrafia

Planárna gamagrafia alebo planárne zobrazovanie poskytuje 2D projekcie. Výsledný obraz vzniká sumáciou fotónov pri detekcii. Tieto fotóny vznikajú na základe interakcie rádiofarmaka s cieľným tkanivom tela pacienta. Žiarenie, ktoré vzniká je všesmerové, preto sa využívajú kolimátory na usmernenie a výber požadovaného zväzku vzniknutých fotónov. Žiarenie fotónov - γ žiarenie je zachytené gamakamerou, ktorá prevedie žiarenie γ na žiarenie viditeľného svetla a to je následne zosilnené fotonásobičom. Pri detekcii je vyhodnocovaná informácia o pozičnej súradnici, teda o mieste vzniku fotónu, a jeho energia. Nevýhodou planárnej gamagrafie je sumačné zobrazenie, tzn. že výsledný obraz je ovplyvnený aj tkanivami v blízkosti oblasti záujmu, teda signál je utlmovaný týmito vrstvami. [1][2]

Emisná tomografia

Týmto problémom sa predišlo emisnou tomografiou, kedy sa z nasnímaných projekcií spätne rekonštruuje matematickými algoritmi výsledný 3D obraz. SPECT (Single Photon Emission Tomography) je metóda, ktorá zachytáva snímky z viacerých uhlov pomocou jednej až troch hlavíc γ (Angerovej) kamery. Sníma sa takisto ako pri planárnej gamagrafii pozícia a množstvo fotónov vyžiarených z tela pacienta po interakcii rádiofarmaka s tkanivom záujmu. Využíva absorpčnú kolimáciu, ktorá vymedzí smer zväzku dopadajúcich fotónov. Zo snímok sa následne rekonštruje obraz danej časti tela, čím je odstranený problém sumačného zobrazenia. Projekcie sa snímajú v 180° rozpätí pre kardiologické vyšetrenia, pre ostatné v rozpätí 360° . [1] [2]

Metódou PET (Positron Emission Tomography) zachytávame anihilácie elektrónu a pozitronu po interakcii rádiofarmaka s tkanivom, ku ktorému má príslušnú afinitu. Pri anihilácii týchto dvoch antičastíc vznikajú dva fotóny γ s rovnakou energiou, ktoré sa pohybujú presne opačným smerom. Vyhodnocujú sa dolety fotónov na dva proti sebe ležiace detektory. Na základe toho vieme následne určiť miesto vzniku anihilácie a takisto sa následne aplikujú rekonštrukčné algoritmy, bez ktorých by bolo dosiahnuté veľmi zlé priestorové rozlíšenie. [1]

2 PET zobrazovanie

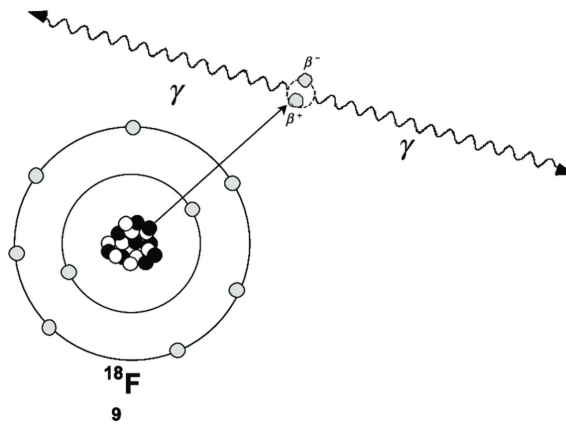
PET zobrazovanie alebo tiež Pozitrónová Emisná Tomografia je odvetvím nukleárnej medicíny. Obrazy, ktoré generuje, sú založené na distribúcii nuklidov emitujúcich pozitrony v tele pacienta.

2.1 Fyzikálny princíp PET

Ako už bolo spomenuté vyššie, princíp PET zobrazovania spočíva v detekcii jednotlivých anihilácií elektrónu a pozitronu za súčasného vyžiarenia dvoch fotónov γ šíriacich sa protichodne. Pozitrony sú emitované z jadier atómov rádionuklidu, ktorý sa vpraví do tela pacienta. Tieto jadrá sa dostávajú do nižšej energetickej hladiny a stávajú sa stabilnými premenou protónu na neutrón. Jadrá atómov majú hladiny takisto ako obal pre neutróny aj protóny. Konverzia protónu na neutrón nastane, keď protón spadne do neutrónovej hladiny. Stane sa tak z neho neutrón a vyžiari sa častica s jedným kladným nábojom - pozitron a neutríno (častica s malou hmotnosťou, nepôsobí takmer žiadnou elektrostatickou silou). Jadro sa po tejto premene stáva stabilnejším. Pozitrony sú z jadra emitované s rôznymi energiami, ktoré majú spojité spektrum a sú charakteristické pre daný rádionuklid. Voľný pozitron následne podlieha v tkanive interakciám a po krátkej dobe stratí svoju kinetickú energiu a anihiluje s voľným elektrónom okolitej hmoty (obr. 2.1). Oba fotóny, ktoré vzniknú pri vytvorení páru elektrón - pozitron majú energiu 511 keV. Je to z dôvodu, že kludová hmotnosť elektrónu a pozitronu zodpovedá 511 keV. Anihilačné žiarenie, ktoré odpovedá dvom vyžiareným fotónom γ , vzniká vždy súbežne a pod uhlom 180° . Pokiaľ fotóny nepodľahnú žiadnym rozptylovým interakciám, sú detekované v jednej línii detektormi, ktoré sa nachádzajú v kruhu okolo pacienta. Vzdialenosť, ktorú pozitron prejde v ľudskom organizme je len niekoľko mm, preto fotóny γ žiarenia vznikajú len krátko po premene jadier rádionuklidu. [10] [11]

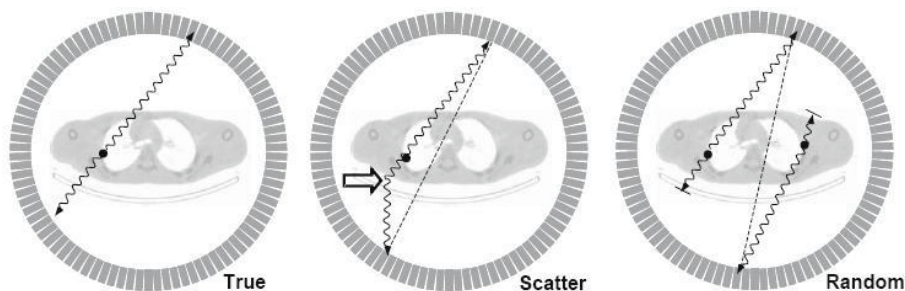
2.2 Detekcia PET zobrazovania

Základom každej detekcie PET zobrazovania je vyhodnotiť každú jednu anihiláciu ako samostatný dej. Snímače po stranách pacienta zaznamenávajú každý jeden γ lúč a na základe časovej zhody v blízkom časovom intervale na protilahlých detektoroch sú vyhodnotené vzájomné koincidencie. Tie môžu nastať trojakého typu, vyobrazené sú na obr. 2.2. Buď sú to koincidencie v jednej línii, kedy nedošlo k žiadnej ďalšej interakcii γ lúčov pred detekciou a žiadnej zmene ich smeru. Môže sa však stať, že γ lúče sa v priebehu svojho doletu vychýlia oba alebo len jeden z nich. To má za následok zachytenie γ lúču na inom detektore, a preto sa vo výslednom obraze



Obr. 2.1: Anihilácia páru elektrón - pozitron za súčasného vyžiarovania dvoch fotónov γ [12]

objaví šum. Posledným typom koincidencie je náhodná, kedy nastanú detekcie dvoch γ lúčov vzniknutých odlišnou anihiláciou v blízkej dobe a systém ich vyhodnotí ako jeden. [2] [11]



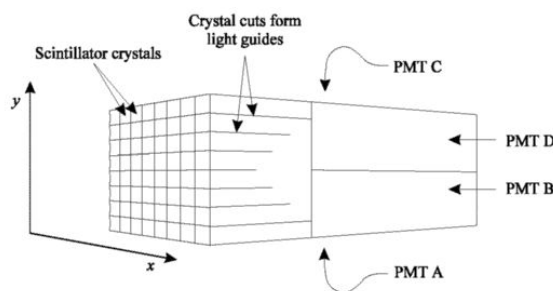
Obr. 2.2: Typy koincidencií a výsledné línie anihilácie[13]

Čas, kedy sa detekujú dva fotóny ako fotóny z jednej anihilácie elektrón - pozitron, musí byť čo najkratší, aby bola redukovaná detekcia náhodných koincidencií. Označuje sa ako 2τ a obvykle býva jeho hodnota okolo 12 ns. Koincidencie sa detekujú na základe toho, že čas medzi zaznamenaniami daných dvoch fotónov nepresiahne časový interval τ . Môže to byť pred alebo po koincidencii jedného fotónu s rozdielom τ , preto sa používa časové okno 2τ . Niekedy sa udáva vzťahom: $\frac{2d}{c}$, kde d je vzdialenosť medzi danými dvoma detektormi a c je rýchlosť svetla. [10] [11]

Na zostrojenie systémov detekcie PET zobrazovania existuje viacero spôsobov a kombinácií. V dnešnej dobe takmer všetky PET systémy využívajú ako detektory scintilátory spojené s fotonásobičom. V scintilačnom kryštáli sa časť γ žiarenia pretransformuje na fotóny viditeľného svetla. Zvyšná časť v samotnom detektore podstupuje interakciám ako sú fotoelektrický jav, Comptonov rozptyl alebo z daného detektora vyjdú bez interakcií. Najviac používaný materiál na výrobu scintilačných

kryštálov je momentálne BGO (bizmut germanát oxid). Svetlo je ale z BGO vysielané pomalšie, preto je v poslednej dobe nahradzovaný inými materiálmi. Sú nimi najmä LSO (lutecium oxyorthosilikát), LYSO (lutecium-yttrium oxyorthosilikát), GSO (gadolinium oxyorthosilikát). Majú podobné absorpčné schopnosti ako BGO, avšak svetlo emitujú oveľa rýchlejšie. Redukujú tak mŕtvu dobu detektoru, po ktorú nie je schopný zaznamenať ďalšiu koincidenziu (4,5 ns oproti 12 ns u BGO) a tiež lepšie rozoznávajú pravé a náhodné koincidence. Nevýhodou týchto materiálov je však to, že sú v menšej miere rádioaktívne. Geometria blokového detektoru pozostáva zo scintilátorov, ktoré sú následne rozdelené do matice menších kryštálových elementov. [1] [2] [10] [11]

Fotóny viditeľného svetla emitované zo scintilačných kryštálov sú následne premenené na prúdový či napäťový signál a ďalej hodnotiteľné. Tento dej nastáva vo fotonásobiči, kedy sa vstupný zväzok fotónov privedený na fotokatódu zmnohásobí pomocou systému dynód (elektródy vnútri fotonásobiča) bez degradácie časovej informácie, čo je dôležité pre elektronickú kolimáciu. Následne sú znásobené fotóny pomocou zbernej elektródy (anódy) premenené na signál. Fotonásobiče sú rozmiestnené tak, že zbierajú signál z jednotlivých matíc scintilačných kryštálov (obr. 2.3). Pozícia (x, y) sa vyhodnocuje na základe výstupov z fotonásobičov váhovaných algoritmom stredového bodu. Odpoveď potom nie je lineárna v rámci detektorového bloku kvôli rozdielnej lokácii jednotlivých kryštálov vzhľadom k fotonásobiču. Preto pri spätnej rekonštrukcii je prevedená okrem iného aj lineárna korekcia. V signáloch z fotonásobičov je obsiahnutá informácia o pozícií anihilácie, čase a tiež energiách jednotlivých fotónov. Sú následne posielané do počítačového vybavenia systému, ktorý vždy vyhodnotí detekciu fotónov na jednej línii a počet týchto detekcií na každej línii uloží a následne z toho spätne rekonštruje obraz. [2] [10]



Obr. 2.3: Geometria detektorov PET zobrazovania[14]

V detektore je taktiež možná detekcia vo fotopíku, kedy sa vyhodnotí energia jednotlivých fotónov interagujúcich s detektorom a vyberie sa najvyššia, ktorá odpovedá minimálnemu vplyvu rozptylov a interakciám v tele pacienta po anihilácií. Realizuje sa prahovaním výstupných hodnôt fotonásobiča - amplitúda je úmerná

energii fotónu, ktorý bude prepustený ďalej na vyhodnotenie a výsledné zobrazenie. Prahuje sa tiež pomocou energetického okna, ktoré prijíma energie väčšinou v rozmedzí 350 - 650 keV. Týmto spôsobom sa zredukujú rozptýlené fotóny, avšak nedôjde k úplnej eliminácii. Na to sú potrebné ďalšie korekcie. [10]

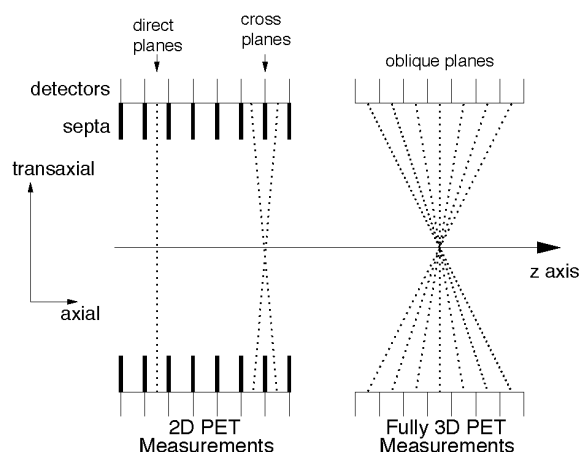
Keďže uvažujeme o prilete γ fotónov s energiou 511 keV, detektor pre PET zobrazovanie by mal mať vysokú silu na zastavenie daného žiarenia. Takisto by mal mať ideálne veľké energetické rozlíšenie, aby bolo možné rozoznať priamy a rozptýlený fotón dopadajúceho žiarenia. Pokiaľ uvažujeme, že dva fotóny vzniknuté odlišnou anihiláciou môžu priletieť na detektor po sebe v krátkom časovom intervale, na ich detekciu ako dvoch odlišných fotónov je potrebné vyššie časové rozlíšenie. Pre presnú lokalizáciu jednotlivých anihilácií je nutné dosiahnuť vysoké priestorové rozlíšenie. [11]

Rozloženie detektorov okolo pacienta môže byť rôzne, najčastejšie je pacient plne obklopený prstencom detektorov v jednej rovine. Táto rovina sa označuje ako transverzálna a smer kolmý na ňu je smer osi z . Väčšinou sú detektory usporiadané v cylindrickej geometrii, aby mohli byť koincidencie snímané súčasne pod rôznymi uhlami. V axiálnom smere sú rozmery detektorov (ich priemer) rôzne pre rozličné vyšetrenia - napr. na vyšetrenie mozgu je to okolo 47 cm, na snímanie celého tela až 90 cm. Nižšie rozmery majú výhodu vo zvýšenej senzitivite (väčší uhol prijatia) a tiež v lepšom priestorovom rozlíšení (znížený počet nekolineárnych fotónových interakcií). U PET detektorov sú pridané aj na ich koncoch štíty, ktoré sú určené na redukciiu fotónov, ktoré nepatria koincidenčnému FOV (field of view). Je to záber detektoru na danú časť tela pacienta, kde ku koincidenčiam môže dôjsť. Ostatné fotóny môžu byť detekované ako náhodné koincidencie a tiež môžu zvyšovať mŕtvu dobu detektoru. Preto tieto štíty znižujú ich prilet a detekciu, nevedia ich však úplne eliminovať. [10]

2D vs. 3D detektory

Pri snímaní 2D obrazu je použitá geometria detektorov taká, že medzi jednotlivé prstence je vložený delič, ktorý je väčšinou tvorený wolfrámom (obr. 2.4). Ich úloha spočíva v absorpcii fotónov a prepúšťaní iba tých, ktoré dopadajú kolmo na detektor. Na základe toho u PET zobrazovania nie je nutná kolimácia, zároveň sa zníži počet náhodných koincidiencií a tiež mŕtva doba detektoru. Podobne sa redukuje aj počet detekovaných rozptýlených fotónov, pretože tie budú absorbované v deličoch (septách).

U 3D PET zobrazovania sú tieto septá odstránené (obr. 2.4), takže nie je prítomný žiaden spôsob kolimácie. Koincidencie môžu byť detekované rôznymi prstencami detektorov a takisto rôznou kombináciou prstencov. Právě koincidencie sú



Obr. 2.4: Geometria zobrazovania pre 2D a 3D PET systémy[15]

snímané iba prvým prstencom detektorov. Posúvaním zdroja smerom k centrálnemu rezu dochádza k zvyšovaniu počtu kombinácií prstencov detektorov, ktorými môže byť koincidencia zaznamenaná. To má za následok zvýšenie senzitivity, ale aj počtu detekovaných náhodných koincidií a tiež mŕtvej doby detektoru. U 3D detektorov je pomer počtu rozptýlených koincidií k počtu skutočných koincidií (približne 50%) rozhodne vyšší oproti 2D detektorom, u ktorých tento pomer tvorí 15%. [2] [10]

2.3 Parametre zobrazovania

Dôležitým parametrom, pomocou ktorého hodnotíme kvalitu výsledného obrazu je priestorová rozlišovacia schopnosť. Tá je definovaná v troch smeroch: radiálnom, axiálnom a tangenciálnom. Faktory, ktoré limitujú dobré priestorové rozlíšenie u PET systémov sú najmä vnútorné priestorové rozlíšenie detektorov, vzdialenosti, ktoré pozitrony prejdú pred anihiláciou a to, že fotóny nie sú emitované navzájom presne opačným smerom. Priestorové rozlíšenie je najlepšie v centre zorného poľa a mierne sa zhoršuje so zvyšujúcou sa vzdialenosťou od stredu. Je to zapríčinené tým, že fotóny emitované z centra pod detektorom ho vedia zasiahnuť iba kolmo, avšak fotóny z ostatných miest zasahujú detektor šikmo. Kvôli určitej hrúbke detektoru zapríčiňuje neistota v hĺbke interakcie aj neistotu v LOR (line of response) pre tieto šikmo emitované fotóny. Vzdialenosť, ktorú prejdú pozitrony po ich vyžiarení je daná energiou, ktorú vyžiarení získajú a takisto hustotou tkaniva, v ktorom sa pohybujú. Pokiaľ je energia nižšia, priestorové rozlíšenie bude lepšie. To isté platí aj pri vyššej denzite daného tkaniva. Najlepšie dosahované priestorové rozlíšenie je 2 až 3 mm, u komerčných systémov 5 až 6 mm a je určené práve strednou voľnou dráhou pozitronu po jeho vyžiarení. Jeden z požiadaviek na čo najlepšie priestorové

rozlíšenie je čo najväčší počet kryštálov umiestnených na gántry. [1] [2] [10]

Spolu s priestorovou rozlišovacou schopnosťou je aj energetická rozlišovacia schopnosť (odlíšenie kontrastu vo výslednom obraze) daná materiálom scintilátoru. Najpoužívanejší materiál v dnešnej dobe BGO so svojou vysokou hustotou a atómovým číslom spôsobuje menší vplyv rozptýleného žiarenia na okolité detektory. To má za následok lepšie energetické rozlíšenie (užší fotopík detekčného spektra) a taktiež priestorové. [1]

Pomer skutočných koincidií detektoru je daný vzťahom 2.1

$$R_T = 2AG\epsilon^2, \quad (2.1)$$

kde R_T je daná miera, A je miera pozitronových emisií zo zdroja, G je geometrická účinnosť detektoru a ϵ je vlastná účinnosť (senzitivita) oboch detektorov. [2]

Podobným parametrom je $NECR$ (noise equivalent count rate) (2.2), ktorý vyhodnocuje celkový podiel koincidií u PET zobrazovania:

$$NECR = \frac{T^2}{T + S + KR}, \quad (2.2)$$

kde T je miera koincidií skutočných (true), S je miera rozptýlených (scattered), R je miera náhodných (random) a K je faktor, ktorý závisí od typu korekcie použitej na odstránenie náhodných koincidií pri spätnej rekonštrukcii. [11]

Časovú rozlišovaciu schopnosť limituje scintilačná doba kryštálu. Je to doba, po ktorú materiál použitý v scintilačnom kryštáli reaguje na fotón a emituje viditeľné svetlo. Rýchle kryštály môžu spracovávať vysoké početnosti, a teda môžu prevádzať rôzne dynamické štúdie. Taktiež sa u nich znižuje počet registrovaných náhodných koincidií. Takéto kryštály majú ale nižšiu hustotu, čo znižuje ich detekčnú účinnosť. Vplyv na časové rozlíšenie má taktiež mŕtva doba detektoru, ktorá je spomínaná vyššie. Detekcia nenáhodných koincidií s čo najväčšou účinnosťou je vyjadrená citlivosťou systému. Tá je ovplyvnená účinnosťou detekcie, tienením detektorov, mŕtvou dobou a kolimáciou. [1] [10]

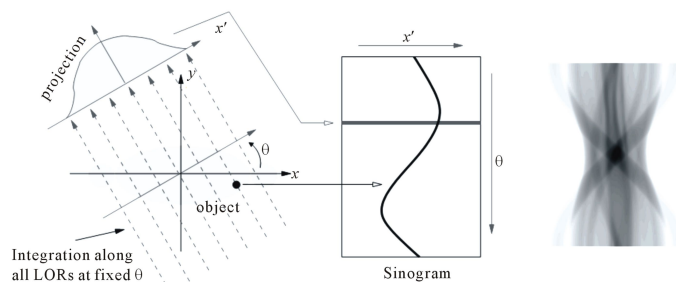
Ako už bolo spomenuté v predošlej sekcii, dôležitým parametrom je takisto priemer kruhu detektorov. Určuje pomer SNR na základe podielu rozptýlenej radiácie a nepravých koincidií, ktorý je nepriamo úmerný kvadrátu polomeru kruhu. Pri menšom priemere je dosiahnutá lepšia citlivosť. [10]

2.4 Rekonštrukčné techniky

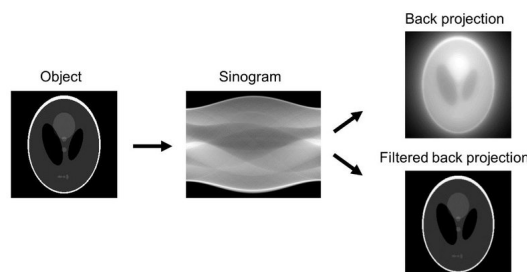
Dáta, ktoré detektor zaznamená ako udalosť - koincidiu oboch fotónov z jednej anihilácie, sú uložené a ešte predtým sa zaznamená pozícia danej udalosti v rámci detektorového bloku a prevedú sa možné korekcie. Ako úložisko môžu slúžiť viaceré

reprezentácie. Jednou z nich je sinogram, ktorý zaznamenáva jednotlivé LOR. Dôležitými parametrami, ktoré vytvárajú dvojrozmerný sinogram je vzdialenosť línie odozvy od centra gántry a uhol, ktorý zvierá kolmice k LOR s osou x . U PET systémov sa môže zaznamenať až okolo 10^6 LOR kvôli počtu koincidií medzi všetkými možnými kombináciami detektorov z rôznych vrstiev. Následkom toho sa dá získať viac obrazových nasnímaných rovín ako vrstiev detektorov. Väčšinou je závislosť medzi týmito počtami $2n - 1$ možných obrazových rovín s uvažovaním n detektorových kruhov. Vďaka väčšiemu počtu nasnímaných rovín pri 3D spätnej rekonštrukcii oproti 2D sa zvyšuje aj priestorové rozlíšenie spolu so senzitivitou, nakoľko je možné vzorkovanie na jednotlivých osiach na $2n - 1$ vzorkov oproti n vzorkom.

Základnou rekonštrukčnou technikou je filtrovaná spätná projekcia, zobrazená na obr. 2.5. Dáta sú naberané pod rôznymi uhlami ako projekcie. Sinogram predstavuje premietnutie týchto dát do 2D priestoru, kde jeden rozmer predstavuje vzdialenosť LOR od centra detektoru ako os x a druhý je uhol, ktorý zvierá normála k LOR s osou x ako os y . Každý riadok v sinograme predstavuje práve jednu projekciu nasnímanú pod určitým uhlom. Projekcia je tvorená prvkami, z ktorých každý nesie informáciu o počte koincidií zaznamenaných pozdĺž jednotlivých LOR. Po nasnímaní všetkých projekcií je možná spätná rekonštrukcia (obr. 2.6) každej hodnoty každej projekcie do výsledného poľa, čo predstavuje pozíciu objektu vo výslednom obraze.

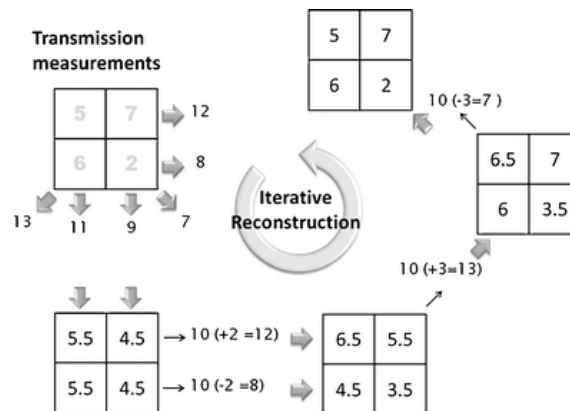


Obr. 2.5: Ilustrácia snímania projekcie (vľavo), jej sinogramu(v strede) a sinogramu všetkých projekcií (vpravo)[16]



Obr. 2.6: Porovnanie jednoduchaj a filtrovanej spätnej projekcie[17]

Existujú takisto algoritmy, ktoré berú do úvahy aj štatistické kvality projekcie dát. Prvotný obraz pri iterovanej spätnej rekonštrukcii (obr. 2.7) je vytvorený podľa toho, ako by daná emisia v ňom mala vyzeráť alebo je vygenerovaný uniformne pre každý objekt. V momente, keď sú generované prvotné dáta, sú porovnané s dátami reálnymi. Výsledná korekcia je prenesená do obrazu a dáta sú aktualizované. Tento proces je opakovaný niekoľkokrát podľa toho, aká veľká je odchýlka reálnych dát od aktuálnych. Tento algoritmus sa nazýva MLEM (Maximum Likelihood Expectation Maximization). Výpočetnú náročnosť je možné optimalizovať viacerými spôsobmi. Jedným z nich je rozdelenie na subsety projekcií a prevedenie tohto algoritmu na každý subset až pokiaľ nie je kvalita obrazu čo najlepšia. [2] [10] [11]



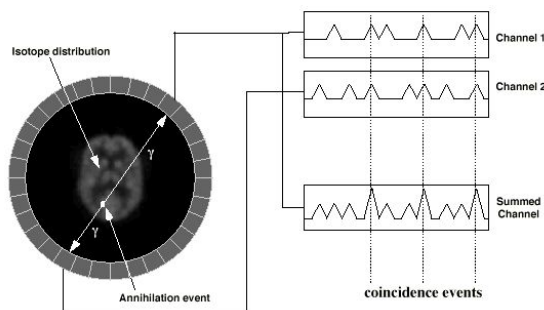
Obr. 2.7: Iterovaná spätná rekonštrukcia: v každom kroku sa porovnávajú nasnímané projekcie v rôznych smeroch a prevedie sa korekcia pomocou odchýlky od nasnímaných dát[18]

2.5 Dátové korekcie

Na odstránenie nežiadúcich prvkov a faktorov, ktoré znižujú kvalitu výsledného obrazu sa používajú rôzne korekcie. Upravujú sa nimi odlišnosti v uniformite dát a artefakty, ktoré vznikajú v centre výsledného obrazu (hviezdicový artefakt, ...) atď. Tieto odlišnosti môžu byť spôsobené samotnými detektormi, ich rozličným usporiadaním fotonásobičov, pozíciou kryštálu v rámci detektorového bloku alebo rozdielom v účinnosti medzi detektormi. Ďalším faktorom, ktorý znižuje kvalitu dát je geometria usporiadania a detekcie. Ide o to, že vyžiarené fotóny prechádzajú každý inou hrúbkou detektoru v závislosti od pozície od centra. Fotóny, ktoré prichádzajú na detektor kolmo, prejdú oveľa menšou hrúbkou ako tie, ktoré dopadajú pod určitým uhlom. Ako kompenzácia sa používa normalizácia. [10]

Korekcia náhodných koincidií

Náhodných koincidií je v rámci jednej detekcie zaznamenaných mnoho a takisto nežiadúco ovplyvňujú kvalitu dát. Jedným zo spôsobov tejto korekcie je odhad miery náhodných koincidií na základe ich príspevku k celkovému počtu koincidií. Korekcia sa realizuje zapojením sekundárneho obvodu (obr. 2.8), ktorý je citlivý iba na náhodné koincidence. Je to dosiahnuté oneskorením pulzu jedného z detektorov, čo spôsobuje, že sa nemôže vytvoriť pravá koincidencia. Buď sa okamžite odpočíta od základného obvodu počet náhodných udalostí z pridaného obvodu, alebo sú obe dáta uchovávané vo forme sinogramov. Inou metódou tejto korekcie je odhad náhodných koincidií z počtu jednotlivých fotónov na každý odpovedajúci detektor zvlášť. Odhad ich miery je $2\tau N_1 N_2$, kde 2τ je scintilačná doba, N_1 a N_2 je počet detekovaných fotónov na odpovedajúcich si detektoroch. [10]



Obr. 2.8: Ukážka korekcie náhodných koincidií pomocou zapojenia sekundárneho obvodu[14]

Korekcia rozptylových koincidií

Rozptýlené fotóny sú buď eliminované pri výstupe fotonásobiča alebo sa dostanú ďalej a vo výslednom obraze znižujú energetické rozlíšenie. Pri 2D zobrazovaní tento šum potláča kolimácia, pri 3D zobrazovaní sú to rôzne algoritmy založené na dekonvolúcii. Distribúcia rozptýlených fotónov nie je uniformná v danej oblasti, preto sa môžu namerať vo vodných fantómoch alebo odhadnúť na základe ich štúdií u rôznych pacientov. Inou možnosťou na korekciu rozptylov je analýza tail fitting. Používa sa pri štúdiách mozgu, kde LOR, ktoré nepreniknú do hlavy možno modelovať Gaussovskou funkciou na konce každej projekcie. Táto funkcia je interpolovaná ku každej projekcii, ktorá do hlavy preniká. Na základe toho je možné odhadnúť príspevok rozptylov k celkovému množstvu koincidií. Existuje takisto metóda, ktorá na základe určenia pravdepodobnosti výskytu rozptylu na danej pozícii vie korigovať tento nežiadúci element. [10] [11]

Korekcia útlmu

Počas doletu fotónu na detektor z miesta anihilácie fotón podstupuje množstvo interakcií, ktoré znižujú jeho energiu. Medzi ne patrí najmä Comptonov rozptyl, ktorého pôsobením sa pri každom tomto jave fotónu zníži energia až natolko, že nakoniec nie je vôbec zaznamenaný detektorom. To spôsobuje množstvo nezaznamenaných pravých koincidií, čo sa prejavuje ako celkový útlm registrovaného žiarenia. Nastáva situácia, kedy je vyhodnocovaná pravdepodobnosť, že oba fotóny vyžiarené z tela pacienta nepodľahnú žiadnym interakciám do ich priletu na detektor. Táto pravdepodobnosť je daná súčtom pravdepodobností od jednotlivých fotónov. Pravdepodobnosť opustenia objektu prvým fotónom bez interakcie je 2.3

$$p_1 = \frac{I(x)}{I(0)} = e^{-\mu x}, \quad (2.3)$$

kde $I(x)$ je intenzita fotónu po priechode určitým materiálom s hrúbkou x , $I(0)$ je intenzita bez útlmu a μ je koeficient útlmu charakteristický pre daný materiál. Pravdepodobnosť opustenia objektu odpovedajúcim druhým fotónom bez interakcie je potom 2.4

$$p_2 = \frac{I(D-x)}{I(0)} = e^{-\mu(D-x)}, \quad (2.4)$$

kde D je dĺžka tela pacienta (daného objektu). Celková pravdepodobnosť je daná súčtinom 2.5

$$p_1 \cdot p_2 = e^{-\mu x} \cdot e^{-\mu(D-x)} = e^{-\mu D}. \quad (2.5)$$

Ako korekcia útlmu sa využíva zistenie útlmového korekčného faktora. Tento faktor sa hľadá na základe rozdielov medzi transmisími dátami pacienta zo skenov a podobne získaným prázdny skenom a následne je aplikovaný na výsledné dáta pacienta. [2] [10] [11]

Korekcia mŕtvej doby detektoru

Mŕtva doba detektoru zapríčiňuje takisto pokles senzitivity pacienta. Buď sa jedná o detekciu viacerých koincidií v rámci jedného časového okna detektoru alebo o detekciu iba jedného fotónu kvôli prekročeniu rozsahu energetického okna. Korekcie tohto typu sú založené najmä na experimentálnych meraniach, v ktorých sa zaznamenáva odpoveď skeneru na klesajúcu aktivitu zdroja. Môžu byť potom použité globálne pre všetky detektory, nakoľko mŕtve doby sú väčšinou podobné, alebo môžu byť aplikované na každý detektor v inej miere. [10] [11]

Kalibrácie

Ku korekciám detektorov patria aj energetická a geometrická kalibrácia. Zaisťujú rovnakú energiu a šírku fotopíku na každom detektore a dopredné odmietnutie niektorých líní odozvy z nežiadúcich príliš šikmých uhlov, ktoré sú informačne neobohacujúce. Nakoniec sa prevádza tzv. kalibrácia obrazu, kedy je obraz ako vyjadrenie počtu koincidií na objemovú jednotku prekonvertovaný na informáciu o aktivite daného rádiofarmaka na určitý objem. [10] [11]

2.6 Time of flight

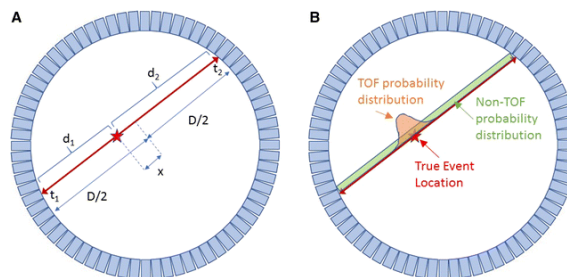
TOF (time of flight) technika je rozšírenie konvenčného PET, kedy je pozícia každej anihilácie vyhodnotená meraním časového rozdielu priletov fotónov vzniknutých danou anihiláciou (obr. 2.9). Na to je potrebná kombinácia rýchleho scintilátoru a rýchleho fotonásobiča. Materiály, ktoré sa začali používať spolu s touto metódou boli začiatkom tohto storočia LSO a LYSO, tiež spomínané vyššie. Scintilátory z týchto materiálov ponúkajú lepšie časové rozlíšenie (500-600ps), energetické rozlíšenie, vysokú silu zastavenia a vysoký svetelný výstup. Nové ukazujúce sa materiály pre scintilátory ako lanthano-bromid ($LaBr_2$) alebo silikónové fotonásobiče (SiPMs) by mohli byť sľubné pre časové rozlíšenie menšie ako 400 ps. Výhodou TOF PET oproti konvenčnému PET je taktiež väčší FOV - 85 cm oproti bežným 70 cm.

Chyba nameranej pozície Δx je daná vzťahom 2.6

$$\Delta x = \frac{c}{2} \Delta t, \quad (2.6)$$

kde c je rýchlosť svetla a Δt je chyba nameraného času. Na minimalizáciu tejto pozičnej chyby je potrebné minimalizovať tiež časové rozlíšenie. Pri bežnom PET zobrazovaní sa ale dosahuje na základe daného časového rozlíšenia nie požadované priestorové rozlíšenie, ale dochádza k redukcii šumu. Vďaka tomu dochádza k zvýšeniu pomeru signál - šum (SNR) a tým pádom aj k lepšej senzitivite. Pri určovaní samotnej pozície hrá veľkú rolu toto časové a priestorové rozlíšenie. Dva voxely sa budú považovať za samostatné, pokiaľ je vzdialenosť medzi nimi väčšia ako vzdialenosť Δx , a tak dosiahneme jasnejší výsledný obraz a presnejšie určenú pozíciu anihilácie.

Časové rozlíšenie závisí od počtu doletujúcich fotónov za jednotku času. Počiatočná frekvencia fotónov býva tak vysoká, že sa jednotlivé impulzné odozvy fotónov prekrývajú a časové rozlíšenie sa mení nepriamo úmerne v závislosti od druhej mocniny počiatočnej frekvencie fotónov. Pri vysokej miere sú fotóny nerozlišiteľné a je prítomný šum kvôli fluktuáciám v čase príchodu jednotlivých fotónov. Časová presnosť je priamo úmerná času, kedy miera doletujúcich fotónov rastie, a nepriamo



Obr. 2.9: Porovnanie konvenčného a TOF PET zobrazovania[19]

úmerná ich počiatocnej miere. Preto sú na čo najpresnejšie časové rozlíšenie požadované krátke časové intervaly vzostupu počtu fotónov a veľké počiatocné frekvencie fotónov. Analógový signál z fotonásobiča je prevedený na digitálny, ktorého predná hrana je ekvivalentná času priletu. [11] [20] [21]

TOF rekonštrukčné techniky

Rekonštrukcia tejto techniky pozostáva z uloženia nazbieraných dát do obrazovej matice na pozíciu, ktorú nameria TOF (najviac pravdepodobná pozícia - most likely positions MLP). Iný spôsob je spätná projekcia váhovaná spoľahlivosťou (Confidence-weighted back-projection), kedy je koincencia spätne projektovaná pozdĺž línie odozvy a váhovaná Gaussovskou funkciou, ktorá má centrum v MLP a úplnú šírku na polovici maxima. Najpresnejšou metódou pri 2D rekonštrukcii je List-mode (v režime zoznamu) iteratívna rekonštrukcia. Snímané sú dva anihilačné fotóny s ich energiami v rozdieloch času priletov. Následne sa prevádza dopredná a spätná projekcia, do ktorých je zahrnutá aj doba priletu a ďalšie rôzne korekcie (útlm, normalizácia, rozptyly a náhodné koincencie). List-mode metóda je ale časovo náročná, nakoľko je potrebné snímať jednotlivé udalosti zvlášť a pri 3D rekonštrukcii zaberá veľké množstvo pamäťového priestoru.

Pre 3D dáta sa používajú rekonštrukčné techniky ako napr. analytická rekonštrukcia. Zakladá sa na princípe spätnej projekcie. Projekcie namerané z každého uhla sú najskôr filtrované a výsledný obraz je tvorený sumáciou príspevkov projekcií z jednotlivých uhlov. Tieto príspevky majú formu histo-projekcií, v ktorých najvyšší pík je na pozícii, kde by pravdepodobne mala nastať anihilácia, ktorej fotóny vytvárajú danú líniu odozvy. Táto analytická metóda má výhodu v rýchлом spracovaní a tiež v konzistencii (sú nezávislé od počtu iterácií alebo distribúcie). Ďalšou rekonštrukčnou metódou je obdobne ako u konvenčného PET iteratívna TOF rekonštrukcia. Môže byť zrýchlená použitím na subsety projekcií a je najlepšia, čo sa týka dosahovania pomeru SNR. Rýchlejší proces rekonštrukcie so zachovaním kvality výsledného snímku vyžaduje menší počet projekcií na spracovanie, čo je možné

dosiahnuť technikou redukcie uhlového vzorkovania. Podobne ako pri konvenčnom PET zobrazovaní aj pri TOF je dáta možné uložiť vo forme sinogramu s rozmermi radiálna vzdialenosť, transverzálny uhol a axiálna pozícia s uhlom. Na rozdiel od konvenčného PET je tu pridaný tretí parameter, čo spôsobuje síce stratu presnosti, ale výhodou je fixná veľkosť ukladaných dát každej štúdie. [11] [20] [21]

2.7 Rádiofarmaká pre PET

Rádiofarmakum (rádionuklid, rádioizotop) je látka používaná v nukleárnej medicíne, ktorá je vpravovaná do tela pacienta a ktorej aktivita je predmetom výsledného obrazu celého zobrazovania. Ako emisné zdroje pozitronov pre PET zobrazovanie sa v medicíne používajú organické prvky stráviteľné systémom ako je ľudské telo. Tieto rádioizotopy sú zložené zo základných prvkov organickej chémie - uhlík, dusík a kyslík. Majú však krátky poločas rozpadu a sú vyrábané v cyklotrónoch, ktoré musia byť umiestnené hneď blízko snímacieho systému. Preto sa u PET systémov začala využívať fluórom značená glukóza (F-18-fluoro-deoxy-glukóza) F18FDG. Podobne ako glukóza podstupuje difúziu v bunkách ľudského tela a je vychytávaná v miestach s vyššou metabolickou aktivitou (nádory). F18FDG však nemôže prejsť celým metabolizmom glukózy, a preto sa hromadí v bunkách. Jej poločas rozpadu je 110 min., čo nie je pre pacienta veľkou záťažou. Aktivita F18FDG 370 MBq predstavuje pre dospelého človeka efektívnu dávku 7 mSV.

Ďalšími rádionuklidmi používané v PET zobrazovaní sú napr. meď, gálium alebo rubídium. Organické prvky spomenuté vyššie majú fyziologický potenciál na základe toho, že sú metabolicky nevyhnutné a dokážu byť prirodzene stráviteľné. [2] [4]

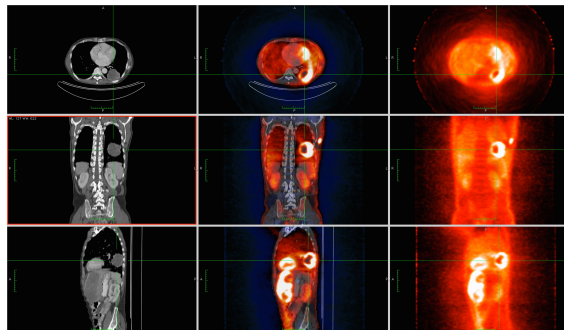
2.8 Hybridné zobrazovacie metódy

Zobrazovacie systémy nukleárnej medicíny ponúkajú zobrazenie funkčné, tzn. zobrazenie zdravotného stavu pacienta. Nie je z nich však možné určiť a získať anatomickú štruktúru oblasti záujmu. Pre lepšiu lokalizáciu daného tkaniva alebo orgánu, ktorého funkčné vyšetrenie sa prevádza, podstúpi pacient aj vyšetrenie s obrazovou informáciou práve o anatomickej štruktúre. Jedná sa buď o CT alebo MRI vyšetrenie. Obrazy z funkčného a anatomického vyšetrenia sa sčítajú a vznikne výsledný obraz s obomi informáciami. Pokiaľ však pacient podstupuje tieto vyšetrenia za sebou, vznikajú nepresné obrazy, pretože vyšetrenia nie sú už úplne rovnaké. Preto sa postupom času vyvinuli technológie, ktoré zabezpečujú jedno vyšetrenie naraz. Ide o stavbu oboch systémov v jednom gántry alebo v dvoch spojených gántry. V

dnešnej dobe je už väčšina PET systémov používaná v spojení s CT alebo MRI, málokedy sa vyskytujú samostatne.

PET/CT

Technicky výhodnou kombináciou je PET/CT (obr. 2.10), kde PET dosahuje lepšie priestorové rozlíšenie a kvalitu obrazu na základe použitia nových druhov materiálov a postupov rekonštrukcií. Takisto je umožnená aj korekcia útlmu, pretože CT dáta plne reprezentujú priestorové rozloženie lineárneho súčiniteľa útlmu v jednotlivých častiach tela. Na druhej strane CT v tomto systéme je schopné rýchlejšej akvizície vďaka špirálovému skenovaniu pomocou multidetektorových technológií. PET/CT systém môže pozostávať buď zo subsystémov alebo môže byť oddelený prepážkou, čo umožňuje lepší prienik do tela pacienta počas akvizície. Väčšinou sa nechávajú ako separátne časti a v databázach sú uložené snímky aj z CT aj z PET. Hlavnou výhodou PET/CT je rýchlosť získavania dát, pri celotelovom snímaní multidetektorovým CT dosahuje len niekoľko sekúnd. Vede to k obmedzeniu pohybov pacienta počas akvizície a tiež útlmu a zlepšenej kvalite obrazu. Napriek tomu, PET systém vyžaduje čas akvizície niekoľko minút, počas ktorých nie je možné sa vyhnúť pohybovým artefaktom. Môže to spôsobiť nepresné zarovnanie obrazov z PET a CT alebo horšie časové rozlíšenie. [2] [10]

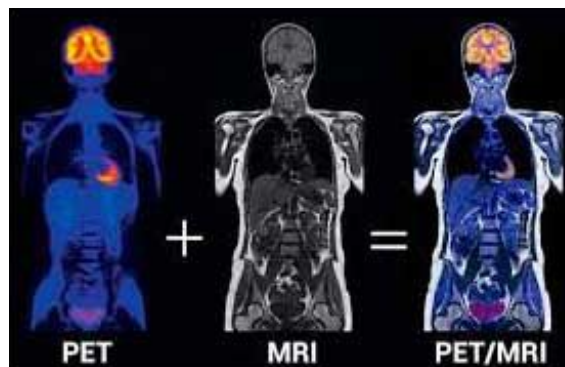


Obr. 2.10: Ukážky snímok z vyšetrení CT (vľavo), PET (v strede) a PET/CT (vpravo)[22]

PET/MRI

Obdobne ako pri PET/CT aj pri PET/MRI (obr. 2.11) zabezpečuje systém MRI detailnú anatomickú štruktúru zobrazovanej oblasti a PET následne jej funkčné zobrazenie priestorovo situované pomocou MRI informácie. Ako je možné aj pri predchádzajúcej metóde, MRI slúži takisto k odhadu koeficientu útlmu, ktorý je

zúžitkovaný ako korekcia v PET. Pokiaľ sú obe snímacie technológie v jednom gántry, je treba brať do úvahy vplyv magnetického poľa na PET detektory (konkrétne fotonásobiče). Prispôsobenie tomuto faktoru je realizované tak, že tieto detektory sú vnútri MRI gántry a ich scintilačné kryštály sú opticky spojené s fotodiódami neovplyvnenými magnetickým poľom. Pokiaľ sú PET a MRI oddelené, každé je na jednej strane lôžka pacienta, vzdialené od seba približne 2 m. Pri tomto usporiadaní sú PET detektory tvorené scintilačnými kryštálmi napojenými na fotonásobiče. Separátna geometria však poskytuje iba sekvenciu obrazov na rozdiel od prvého súčasného snímania obomi modalitami. [2] [10]



Obr. 2.11: Snímky z vyšetrení PET, MRI a PET/MRI[23]

Klinické využitie PET

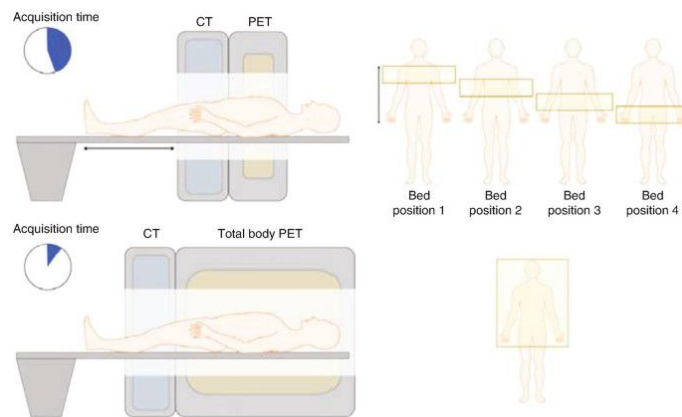
Klinické využitie PET systémov, či už samotných alebo spojených v hybridných technológiach, sa využíva najmä na onkologické vyšetrenia (mozog) alebo vyšetrenia srdca. Dynamické alebo statické vyšetrenia sa prevádzajú podľa toho, aký dlhý poločas rozpadu má podaný rádionuklid. Od toho potom aj závisí energetické rozlíšenie snímku na základe aktivity rádionuklidu. [1]

Celotelové PET

Snaha výrobcov o dosiahnutie čo najväčšieho FOV viedla v predchádzajúcich rokoch k vyvinutiu určitých prototypov, ktoré však nebolo možné využiť v klinickej praxi. Hlavným z dôvodov bolo v tom čase nedostatočné energetické a časové rozlíšenie používaných detektorov. Výhodou dlhého axiálneho FOV je predovšetkým značné zvýšenie senzitivity. Celotelové snímanie zabezpečuje oveľa kratší akvizitívny čas potrebný na skenovanie pacienta. Predstavuje teda veľký posun oproti postupným náberom dát u PET (v dnešnej dobe väčšinou PET/CT) systémov a následným

skenovaniam rôznych častí tela v rozličnom čase, kedy aktivita podaného rádiofarmaka môže znateľne klesnúť.

Koncept celotelového PET spočíva v obklopení pacienta viac detektormi v axiálnom smere, a tak zvýšení senzitivity. Tým, že viacero orgánov je nasnímaných v kratšom časovom intervale, je možné do pacienta vpraviť oveľa menšiu dávku rádiofarmaka. Takisto sa pred každý celotelový PET systém zaraďujú CT detektory na korekciu útlmu, ako je spomínané vyššie. Dĺžka systému v axiálnom smere dosahuje rôzne hodnoty (70cm, 100cm, 140cm, 200cm) podľa účelu použitia. V klinickom využití má väčší význam kratšia dĺžka (70cm) kvôli zvýšenej rýchlosti snímania a zníženej dávky pre pacienta. Dlhšie systémy sa používajú skôr na experimentálne štúdie. V klinickej praxi sa však tieto systémy zatiaľ nevyužívajú pre ich vysoké náklady. Tie môžu byť znížené napr. menšou hrúbkou kryštálov kompenzovanou lepším TOF, zámenou L(Y)SO materiálu za BGO alebo plast, nevyplnením každého axiálneho detektorového úseku, redukovaným počtom kanálov, použitím hlbokého strojového učenia na rekonštrukciu obrazu a odhad TOF, atď. [24]



Obr. 2.12: Porovnanie snímania celého tela konvenčným a celotelovým PET[25]

3 Existujúce softwarové nástroje pre simuláciu PET zobrazovania

PET simulátory sú nástroje, ktoré sú vyvíjané za účelom zdokonaľovania medicínskej PET techniky, zobrazovania, kvality výsledných obrazov. Zahŕňajú v sebe optimalizáciu akvizície, rekonštrukčné algoritmy a množstvo spôsobov korekcie.

3.1 Monte Carlo - GATE

V poslednej dobe asi najrozšírenejším nástrojom pre emisnú počítačovú tomografiu je Monte Carlo. Ponúka množstvo balíčkov pre PET aj SPECT simuláciu. Jedným z nich, ktorý spĺňa požiadavky pre užívateľsky prívetivé prostredie so zachovaním komplexnosti fyzikálneho modelovania, je nástroj Geant4 vytvorený v spolupráci OpenGATE (GATE - Geant4 Application for Tomographic Emission). Jeho najväčšou prednosťou je presný popis časovo závislých faktorov, ako je napr. zdroj pohybu detektoru a pod. Architektúra softwaru pozostáva z dvoch vrstiev - základnej a aplikačnej, ktorých kód je napísaný v jazyku C++. Základná vrstva (core layer) obsahuje triedy (classes), ktoré sú medzi sebou prepojené a môžu interagovať s virtuálnymi hodinami v GATE simulácii. Tieto interakcie sú základom všetkých časovo závislých procesov. Mechanizmy, ktoré sú zabezpečované základnou vrstvou, sú definovanie geometrie a zdroja, časová závislosť, digitalizácia a výstup. Aplikačná vrstva (application layer) poskytuje modelovanie objektov alebo procesov na základe tried zo základnej vrstvy. Následne potom užívateľská vrstva (user layer) umožňuje spustenie simulácií buď interaktívne alebo pomocou užívateľom vytvoreného skriptu.

```
<?xml version="1.0"?>
<materials>

  <default_xs>70c</default_xs>

  <material id="1">
    <density value="18.644" units="g/cm3" />
    <nuclide name="U-233" ao="4.7312e-2" />
    <nuclide name="U-234" ao="5.2770e-4" />
    <nuclide name="U-238" ao="3.3015e-4" />
  </material>

  <material id="2">
    <density value="18.80" units="g/cm3" />
    <nuclide name="U-235" ao="4.4892e-2" />
    <nuclide name="U-238" ao="3.2340e-3" />
  </material>
</materials>
```

Obr. 3.1: Ilustračný obrázok kódu v simulátore Monte Carlo[26]

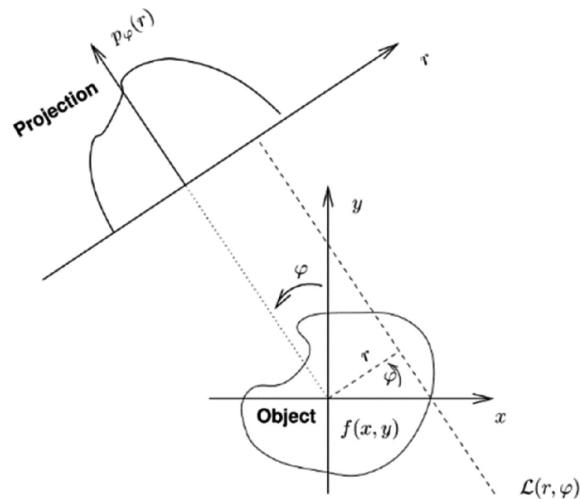
Pri vytváraní simulácií je nutné zadať ako vstupné parametre geometriu kamery,

geometriu fantómu, akvizičný systém, časové parametre, požadovaný výstupný dátový formát, fyzikálne procesy, rádioaktívny zdroj a úroveň zložitosti (obr. 3.1). V databáze materiálov nájdeme zložky *prvky* a *materiály*. Každý materiál alebo prvok je charakterizovaný v súbore určitými vlastnosťami, ktoré sú potrebné pre Geant4 na počítanie prierezov interakcií. Ako systém geometrie je možné si vybrať jednu z piatich možností: *scanner*, *SPECThead*, *cylindricalPET*, *ECAT*, *CPET*, z čoho posledné tri sú používané pre PET. Geometria je automaticky nastavená po zadaní formátu výstupných dát - interfile, zoznam (ClearPET), sinogram (ECAT7) alebo ASCII a ROOT formát. Systém *scanner* je univerzálny a ponúka iba základné funkcie. Časová synchronizácia je dosiahnutá rozdelením časových rámcov na menšie časové kroky. V každom kroku je geometria aktualizovaná podľa požadovaných pohybov, simulácia však ďalej pokračuje. Zdroj je charakterizovaný časticou, pozíciou, smerom, energiou a aktivitou. Časovú konštantu určuje buď používateľ alebo je daná v databáze zdrojov. V rámci GATE sú definované dva typy citlivých detektorov. Kryštálové (*crystalSD*) generujú signál z interakcií, ktoré nastanú vnútri skeneru. Dáta získané z týchto signálov nesú informácie o energii častice, pozícii interakcie, typu interakcie atď. Fantómové detektory (*phantomSD*) detekujú prítomnosť a mieru Comptonovho a Rayleighovho rozptylu v danom FOV. [27]

3.2 easy-PET

Jedným z ďalších nástrojov pre simuláciu a následnú rekonštrukciu a korekcie obrazov je easyPET scanner, ktorý vznikol najmä pre edukatívne účely na Univerzite Aveiro. Jeho prednosťou je nízko nákladná stavba pozostávajúca z menšieho počtu detektorov. Pred spustením je treba nastaviť určité parametre akvizície, ktorými sa zdefiniuje rozsah energií, uhlový krok detektorov, časový manažment atď. Výstupným formátom dát je zoznam (list-mode) ako súbor s príponou .txt, kde sú uložené počty detekovaných fotónov, a ku každému priradené časové značenie a určenie detektoru. Dáta sú prevedené do jednotlivých línií odozvy (LOR) na základe časov zaznamenania - ak sú zaznamenané v relatívne krátkom časovom intervale, sú detekované ako fotóny z jednej anihilácie. Zobrazené môžu byť napr. vo forme sinogramu, ktorý je možné získať Radónovou transformáciou (obr. 3.2). Následne sú uložené do matice pixelov, kde jednotlivé súradnice odpovedajú priesečníkom LOR s osami x a y . Rekonštrukčná technika používaná pri tomto algoritme je MLEM (filtrovaná spätná projekcia), ktorej princíp je spomínaný vyššie.

Užívateľské rozhranie je tvorené rozhraním GUIDE (Graphical User Interface Development Environment) z programu Matlab. Pri načítaní vstupných dát sa automaticky vykreslia snímky a vyplnia parametre vyčítané z metadát vstupných súborov. Pri vytváraní systémovej matice musí používateľ zadať, či vstupné dáta majú



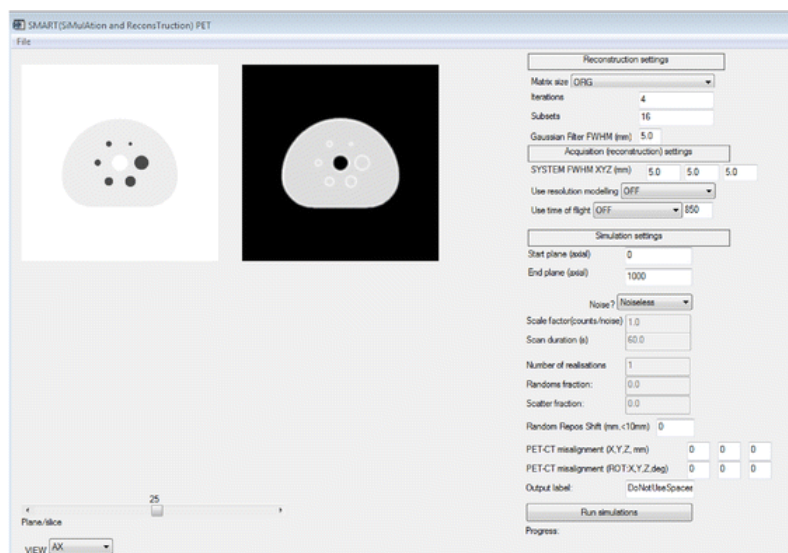
Obr. 3.2: Radónova transformácia: snímanie projekcií objektu pod rozličnými uhlami[28]

akvizičný alebo simulačný pôvod. Pri aplikovaní rekonštrukčnej techniky MLEM je nutné zadať počet iterácií a počet dát, ktoré chce zrekonštruovať, možný je takisto výber korekcií pre výsledné obrazy. [29]

3.3 SMART PET

SMART (SiMulAtion and ReconsTruction) PET simulátor v sebe zahŕňa aj TOF problematiku aj rekonštrukčné modelovanie. Na vstup je potreba nahráť dva snímky - jeden, ktorý nesie informáciu o distribúcii aktivity, a druhý predstavujúci CT mapu útľmu. SMART PET je samostatný program napísaný v IDL (interactive data language). Užívateľ si prostredníctvom grafického rozhrania (obr. 3.3) môže navoliť rôzne parametre a akvizície, s ktorými bude simulácia prevádzaná.

Tento nástroj slúži na zdokonaľovanie rekonštrukčných techník a korekcií, nie na vývoj detektorov a stavby PET systémov. Pri pozorovaní vplyvu šumu na výsledný obraz sa vytvoria viaceré sinogramy, každý s iným vplyvom šumu. Následne je prevádzaná väčšinou OSEM (ordered subset expectation maximization) rekonštrukčná technika s korekciou útľmu. TOF technika môže a nemusí byť aplikovaná. V rámci kalibrácie sa po prvej simulácii výsledný obraz porovná s fantómom a na základe úrovne senzitivity je nastavovaný faktor citlivosti až pokiaľ sa úrovne šumu v oboch obrazoch nezhodujú. Takisto veľkosť matice výsledného obrazu je nastavená podľa veľkosti matice reálneho snímku. V závislosti od rozmerov potom závisí aj čas generovania PET simulovaného snímku, zvyčajne v rozmedzí 3-15 min. [30]

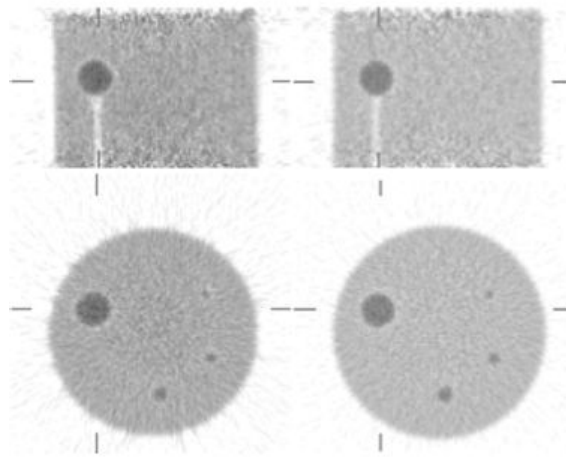


Obr. 3.3: Náhľad GUI softwaru SMART PET[31]

3.4 ASIM

ASIM (Analytic PET Simulator) je ďalším analytickým simulačným nástrojom pre štúdiu PET zobrazovania (obr. 3.4). To znamená, že všetky vplyvy na výsledný obraz sú vypočítané, avšak bez náhodných a rozptýlených koincidií, nakoľko pohyby fotónov nie sú sledované. Samotná stavba softwaru napísaného v jazyku C predstavuje programový nástrojový balíček, ktorý je schopný vykonať možné korekcie u PET zobrazovania, pridať rôzne úrovne šumu, vytvoriť 2D alebo 3D snímky atď. Ako výstup sa uložia dva súbory - ASCII hlavička (prípona .yhdr), ktorá obsahuje informácie o druhom súbore. Tým je sinogram (prípona .yaff), ktorý je komprimovanou verziou štvorrozmerných projekcií.

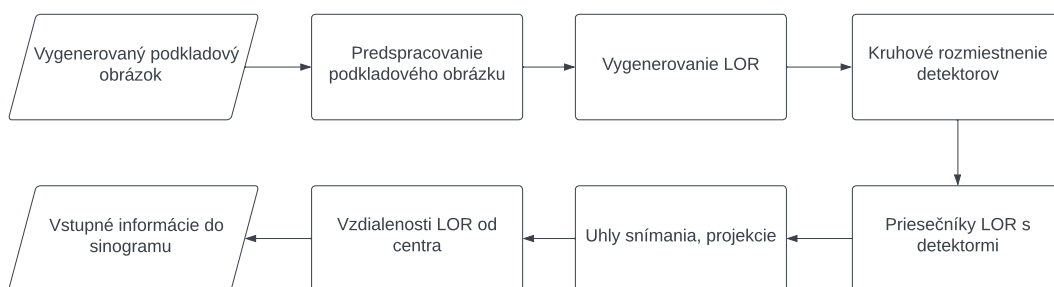
V algoritmickej štruktúre sa vyskytujú tri základné moduly - **Simul()**, ktorý generuje nešumové PET sinogramy, **Noise()**, ktorý na sinogramy aplikuje šum Poissonovho rozloženia a **Normalize()**, pomocou ktorého sa na dáta aplikujú korekcie. Ako rekonštrukčnú techniku je možné si vybrať takisto z viacerých možností. Hlavnou výhodou tohto analytického simulátora je jeho rýchlosť a nízka časová náročnosť. [32]



Obr. 3.4: Snímky namerané pomocou prístroja Siemens/CTI ECAT HR+ (vľavo) a vytvorené pomocou simulátora ASIM PET (vpravo)[33]

4 Základná simulácia PET zobrazovania

Implementácia základnej simulácie PET zobrazovania pozostáva z vytvorenia softwaru v programe Python. Jednotlivé kroky algoritmu sú znázornené na obr. 4.1. Záhŕňa vytvorenie podkladového obrázku, vygenerovanie jednotlivých anihilačných línií a simuláciu detektorov okolo objektu s uvažovaním ich kruhového rozmiestnenia v tvare n-uholníku. Následne je treba získať priesečník línie a detektorov a vytvoriť jednoduchú koncepciu sinogramu. Na všetky tieto kroky sú vytvorené v programe funkcie, ktoré na seba nadväzujú.



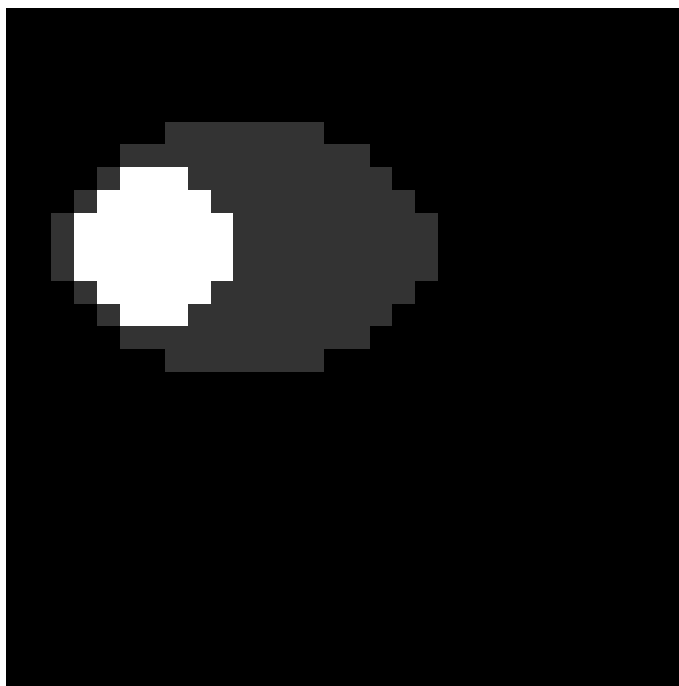
Obr. 4.1: Vývojový diagram algoritmu základnej simulácie pre PET zobrazovanie

4.1 Vlastná programová implementácia

Simulácia snímaného objektu a vygenerovanie línií

Začiatočná simulácia obsahuje podkladový obrázok s oblasťami s rôznou intenzitou (obr. 4.2). Najvyššiu intenzitu predstavujú tkanivá, ktorých aktivita je najväčšia, tým pádom sa v nich rádiofarmakum vychytáva najviac. Najnižšia intenzita je zasa na miestach, ktoré rádiofarmakum nevychytávajú vôbec. V tomto jednoduchom prípade je priradená pre normalizované hodnoty pixelov intenzita s hodnotou 1 pre pixely, ktoré predstavujú oblasť záujmu, intenzita s hodnotou 0,2 pre pixely, ktoré čiastočne vychytávajú danú látku a intenzita s hodnotou 0 pre oblasti, v ktorých sa rádiofarmakum neviaže. Rozmery tohto obrázku musia byť zhodné - šírka a výška. Je to kvôli následnej iterovanej rekonštrukcii, ktorá pozostáva zo série matematických výpočtov násobenia rôznych matíc, ktorých rozmery sú odvodené práve z rozmerov podkladového obrázku. Podrobnejšie vysvetlenie je v kapitole 5.3.

Pri uvažovaní takéhoto obrázku program generuje línie anihilácie (čiary v náhodnom smere) pomocou funkcie `generate_random_lines` - obr. 4.3, v každej oblasti taký počet, ktorý odpovedá jej intenzite vynásobenej určitou konštantou (v tomto



Obr. 4.2: Podkladový obrázok vygenerovaný pre simuláciu PET zobrazovania

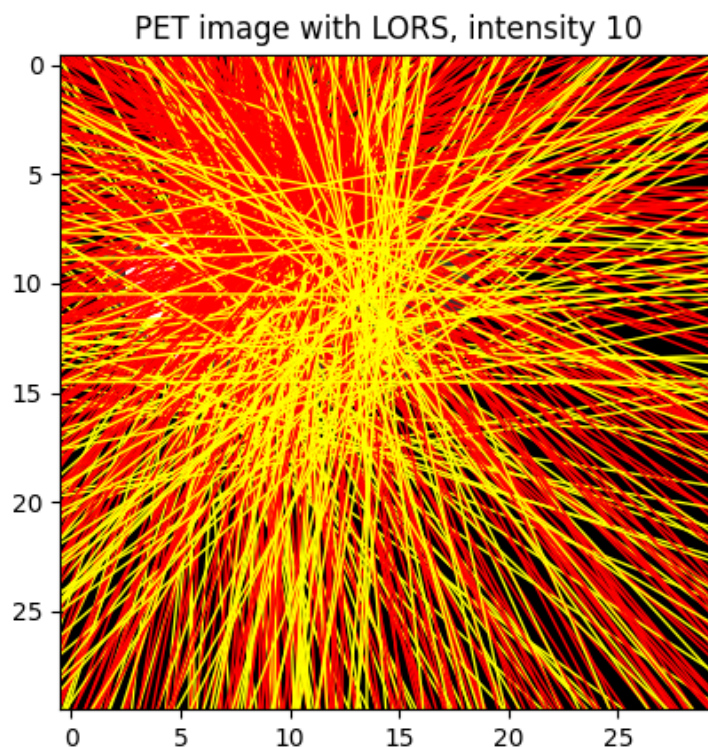
prípade 5 - počet LOR z pixelu v oblasti záujmu bude $1 \cdot 5 = 5$). Tieto línie anihilácie sú zachytené detektormi, z ktorých sa informácia posunie ďalej na spätnú rekonštrukciu obrazu.

Medzikrokom pred vygenerovaním anihilačných línií ostáva ešte predspracovanie podkladového obrázku prostredníctvom funkcie `processing_image`. To zahŕňa jeho načítanie zo súboru, prevedenie na šedotónový obraz a normalizáciu hodnôt pixelov v rozmedzí 0-1. Takéto predspracovanie by simulácia vyžadovala aj vo chvíli, kedy by bola použitá reálna snímka či iný podkladový obrázok.

Simulácia rozmiestnenia detektorov

Pri PET zobrazovaní (v tomto prípade 2D) je dobré uvažovať kruhové rozmiestnenie detektorov okolo snímaného objektu, tzn. vygenerovaného podkladového obrázku. Pre jednoduchú implementáciu funkcia `simulate_detectors_circular` vygeneruje 8 detektorov po obvode kruhu okolo podkladového obrázku (obr. 4.4). V rámci tejto simulácie nebude mať stred detektorového segmentu súradnice $[0, 0]$. Jeho stredovými súradnicami bude stred podkladového obrázka, tak, aby bol tento fantóm v centre detektorového n-uholníka. Pre názornejšie vykreslenie a lepšie pochopenie ďalších výpočtov je v tejto kapitole ale uvažovaný stred $[0, 0]$.

Detektory sú uvažované ako segmenty, z ktorých každý je určený počiatočnými súradnicami x_1, y_1 . Koncové súradnice je možné ľahko odvodiť ako počiatočné súrad-



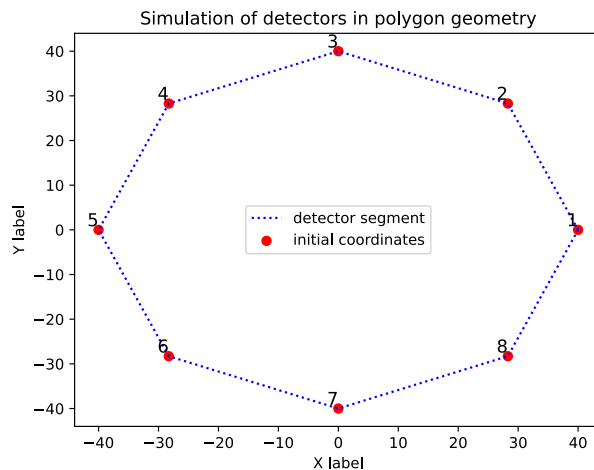
Obr. 4.3: Podkladový obrázok s vygenerovanými LOR: farba línie udáva intenzitu pixelu, z ktorého vychádza - červená (1), žltá (0,2)

nice nasledujúceho detektoru, ktoré sú chápané ako x_2, y_2 . Pri vytváraní a simulácii tejto geometrie je však nutné dbať na rozmery detektorového systému. Všeobecne by mal obsiahnuť celý objem zobrazovaného objektu, v tomto prípade to znamená, aby bol parameter vzdialenosti detektorového kruhu od stredu väčší ako polovica rozmeru podkladového fantómu.

Priesečníky línie s detektormi

Každá LOR pretne dva detektory na svojich protilahlých koncoch. Jej súradnice je teda možné chápať takisto ako x_1, y_1, x_2, y_2 a sú získané už pri vlastnom generovaní ako začiatok a koniec čiary. Následne je potrebné pre každú dvojicu otestovať, či oba detektory daná LOR pretína. Pri počítaní priesečníku sú detektorové segmenty brané ako úsečky takisto ako LOR s počiatočnými a koncovými súradnicami $d1x1, d1y1, d1x2, d1y2, d2x1, d2y1, d2x2, d2y2$.

Následne program pomocou matematických metód vypočíta pomocou funkcie `calculate_line_equation` rovnicu LOR aj oboch detektorov, pre ktoré je testovaný



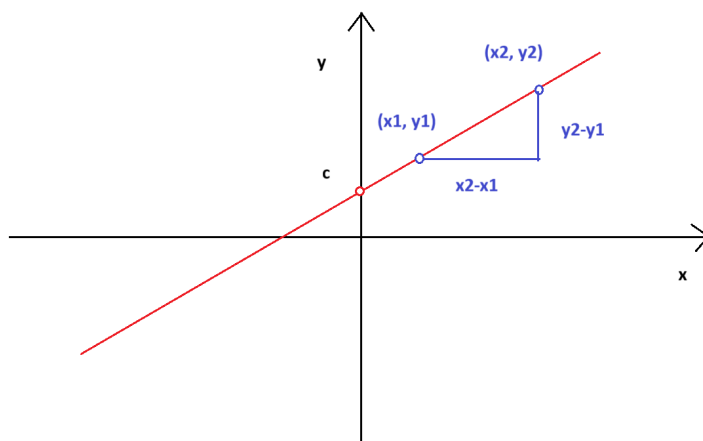
Obr. 4.4: Simulácia rozmiestnenia detektorov okolo podkladového obrázku

súčasný priesečník. Z vyššie uvedených súradníc je možné všeobecne odvodiť rovnicu priamky (obr. 4.5) pomocou smernice m a posunu na osi y b . Smernica priamky je určená vzťahom 4.1 za predpokladu, že x -ové súradnice nie sú identické:

$$m = \frac{y_2 - y_1}{x_2 - x_1}. \quad (4.1)$$

Posun b je potom možné odvodiť ako 4.2:

$$b = y_1 - m \cdot x_1. \quad (4.2)$$



Obr. 4.5: Odvodenie rovnice čiar: smernica z jej súradníc a posun na osi y (na obr. bod C)[34]

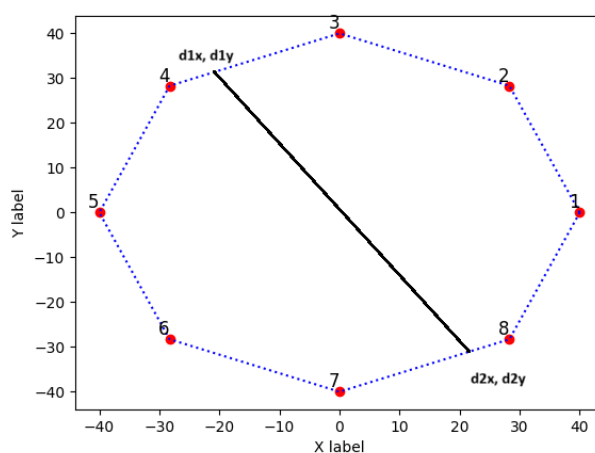
Smernica a posun sú vypočítané pre oba detektory aj LOR. Z týchto hodnôt funkcia `calculate_intersection` určí x, y súradnice, na ktorých sa pretína priamka

s každým z detektorov (obr. 4.6). Výpočet súradníc je daný vzťahmi 4.3 a 4.4:

$$x = \frac{b2 - b1}{m1 - m2}, \quad (4.3)$$

$$y = m1 \cdot x + b1, \quad (4.4)$$

kde $m1, b1$ sú smernica a posun pre každý z detektorov a $m2, b2$ pre LOR. Súradnica y je dopočítaná pomocou súradnice x v danom bode a smernice a posunu buď pre LOR alebo detektor.



Obr. 4.6: Priesečníky LOR s detektormi: súradnice $d1x, d1y, d2x, d2y$

Posledným krokom v tomto bode je zistiť, či súradnice priesečníku ležia v detektorovom kruhu, resp. na danom detektorovom segmente a nie mimo neho. To je možné ošetriť zloženou podmienkou vo vnútri funkcie `lors_information`, kedy jednotlivé súradnice x, y pre oba priesečníky musia ležať v intervale súradníc príslušných detektorov. To znamená, že súradnica x prvého detektoru s LOR bude v intervale medzi $d1x1$ a $d1x2$. Obdobne to platí aj pre zvyšné súradnice priesečníkov. Pokiaľ je táto podmienka splnená, ukladá sa informácia o číslach detektorov, ktoré pretla LOR a o súradniciach priesečníkov.

Uhol snímania

Sinogram predstavuje dvojrozmerný obraz projekcií nasnímaných pod jednotlivými uhlami. Jeho dvomi rozmermi sú uhol snímania na osi y , väčšinou v rozmedzí -90° až 90° . Na druhej osi, osi x , sú uložené jednotlivé projekcie nasnímané pod danými uhlami, resp. zoznam vzdialeností jednotlivých LOR od centra gántry nasnímaných

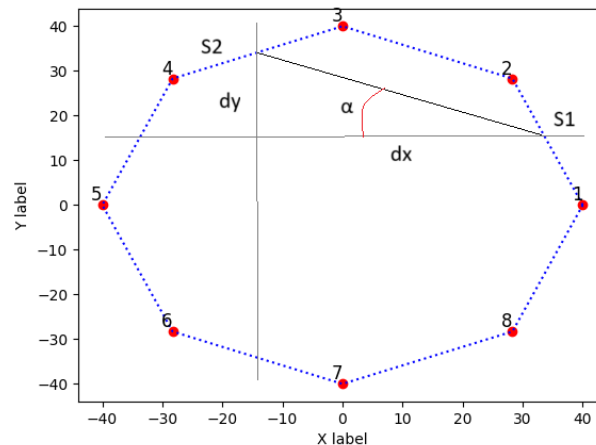
pod týmito uhlami (funkcia `generate_angle_scans`). Uhly snímania sú určené pomocou toho, ktorá dvojica detektorov bola pretnutá danou LOR, resp. na ktorú dvojicu sa zameriava pri hľadaní všetkých LOR, ktoré pretínajú práve tieto dva detektory. Pre každú takúto dvojicu je to teda uhol určený funkciou `calculating_angles`, ktorý zviaza spojnicu daných dvoch detektorov (ich stredových bodov) s osou x .

Na začiatok je teda potrebné určiť stredové body každého detektoru. Spôsob nájdenia stredu je v podstate rovnaký ako hľadanie stredu úsečky. Preto opäť v tomto prípade pri uvažovaní počiatočných súradníc detektoru x_1, y_1 a jeho koncových súradníc x_2, y_2 sa hľadaný stred vypočíta vzťahmi 4.5, 4.6:

$$x_{center} = (x_1 + x_2)/2, \quad (4.5)$$

$$y_{center} = (y_1 + y_2)/2. \quad (4.6)$$

Z daných súradníc oboch stredov je už pomerne jednoduché pomocou goniometrických funkcií dopočítať daný uhol snímania. Program určí premenné dx, dy ako rozdiely jednotlivých súradníc x, y daných stredov.



Obr. 4.7: Uhol snímania, ktorý zviaza spojnicu detektorov 1 a 3 (ich stredov S1 a S2) s osou x

Ako je vidno na obrázku 4.7, na určenie uhlu snímania, a teda uhlu spojnice detektorov s osou x je žiadúce použiť funkciu $\arctan(d)$, keďže k nemu inverzná funkcia $\tan(\alpha)$ je definovaná ako pomer dĺžok protilahlej odvesny k odvesne príľahlej tomuto uhlu v pravouhlom trojuholníku. Ten je vytvorený pomocou spojnice ako prepony a dĺžok dx, dy ako odvesien. Uhol α je odvodený zo vzťahov 4.7, 4.8:

$$\tan(\alpha) = \frac{dy}{dx}, \quad (4.7)$$

$$\alpha = \arctan\left(\frac{dy}{dx}\right). \quad (4.8)$$

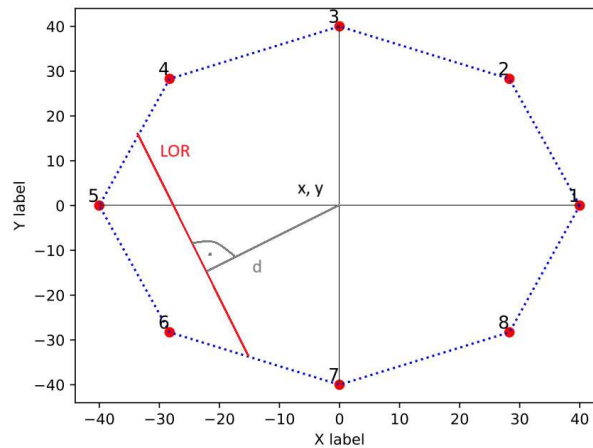
Týmto algoritmom zostaveným z matematických funkcií určí program uhly snímania pre každú dvojicu detektorov. Pokiaľ sú dvojice uvažované bez opakovania, aby sa predišlo výpočetnej náročnosti, pre jednoduchú geometriu ôsmich detektorov je výstupom 28 dvojíc, a teda 28 uhlov snímania.

Projekcie

Jednotlivé projekcie sú implementované vo forme slovníku, kedy kľúče predstavujú uhly snímania a hodnoty pod každým kľúčom vzdialenosti LOR, ktoré sú pod daným uhlom nasnímané, od centra gántry. Táto vzdialenosť je počítaná ako vzdialenosť bodu od priamky, v tomto prípade centra gántry ako bodu od LOR ako priamky (obr. 4.8). Je daná vzťahom 4.9:

$$d = \frac{ax_0 + by_0 + c}{\sqrt{a^2 + b^2}}, \quad (4.9)$$

kde rovnica danej LOR je vyjadrená ako $ax + by + c = 0$, tzn. a je záporne vzatá smernica LOR, b bude vychádzať vždy 1 a c je záporne vzatý posun LOR na osi y . Pre tento konkrétny prípad teda rovnica bude mať tvar: $-mx + y - b = 0$.



Obr. 4.8: Vzdialenosť LOR od centra gántry (x, y sú súradnice stredu, d je daná vzdialenosť)

Pre lepšiu prácu pri rekonštrukčných algoritmoch je však treba projekcie previesť na určitý signál, ktorý má rovnakú dĺžku pri každom uhle. Znamená to, že každá

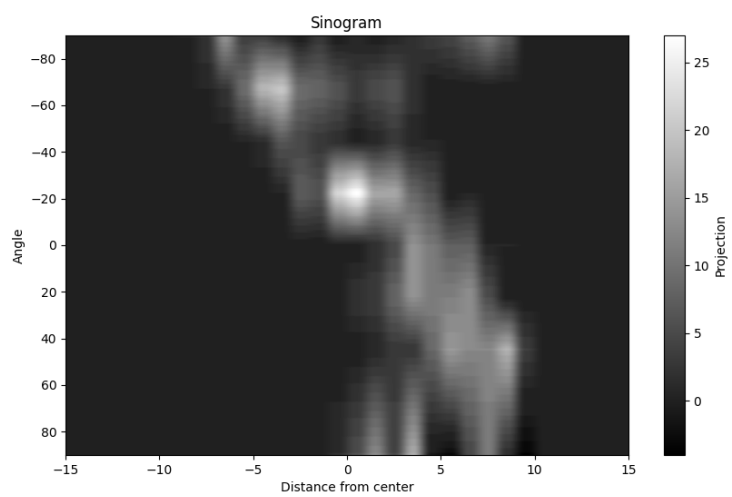
projekcia musí vytvárať navzorkované pole do segmentov, do ktorých je pripočítaná hodnota 1, pokiaľ je v danom rozsahu vzdialenosti od centra detekovaná LOR pod daným uhlom. Funkcia `generate_projections`, ktorá vytvára takéto projekcie má na vstupe aj počet segmentov ako voliteľný parameter. Tento počet segmentov by však nemal presahovať menší z rozmerov podkladového, resp. následne rekonštruovaného obrazu, aby sa predišlo kolíziám pri spätnnej projekcii. Toto vzorkovanie má však aj nevýhody, najmä v tom, že výsledný obraz nebude mať už tak presné rozlíšenie, poprípade rozloženie rekonštruovaných bodov ako pôvodný. Výhoda však spočíva v rovnakej dĺžke dát pri vstupe hodnôt do sinogramu a tiež, ako bolo vyššie spomenuté, pri spätnnej projekcii.

Pri voľbe počtu segmentov je opäť pre následnú iterovanú rekonštrukciu a lineárnu algebru v nej obsiahnutú nutné voľiť dĺžku projekcií, a teda počet segmentov zhodný s rozmermi obrázka. V opačnom prípade by vznikali kolízie pri maticovom násobení vysvetlenom v kapitole 5.3.

Nepresnosti pri spätných rekonštrukciách však v tomto prípade môžu nastať aj kvôli nedostatočnému počtu uhlov. Bude tak vznikať vo výslednom obraze väčší hviezdicový artefakt, tzn. jednotlivé čiary vkladajúcich projekcií budú viac viditeľné. Všeobecne, sa pri tzv. podvzorkovaní uhlového rozsahu prejavuje strata rozlíšenia, ktorá je najmenšia v centre FOV a maximum dosahuje na okrajoch.[35] Z tohto dôvodu je vhodné interpolovať uložené projekcie. Interpolácia prebehne na princípe vytvárania ďalších projekcií pre uhly, ktoré nie sú v predošlých krokoch zaznamenané. Znamená to, že pokiaľ bude detektorov iba napr. osem, rekonštrukcia nebude natoľko znehodnotená, pretože sa dopočítajú projekcie pre všetky uhly v rozmedzí -90° až $+90^\circ$. Pre uhly mimo rozsahu 180° interpoláciu a zobrazovanie v sinograme zmysel nemá. Je to preto, že tieto ďalšie uhly sú zaznamenané tými istými detektormi ako uhly zahrnuté v sinograme, akurát sú opačne smerované. Výpočetná náročnosť programu by tak bola dvakrát vyššia a zložitosť by bola zbytočne vysoká. Môže vzniknúť aj tzv. radiálne podvzorkovanie - podvzorkovanie rozsahu možných vzdialeností od centra, ktoré vedie k zreteľnejším artefaktom, avšak je veľmi zriedkavé.[35]

Z obr. 4.9 je možné pozorovať interpoláciu jednotlivých projekcií. Na osi x je zobrazená vzdialenosť od centra, vzorkovaná v projekciách a na osi y sú jednotlivé uhly, pod ktorými sú dané projekcie nasnímané. Výsledný útvar je približne zhodný so sinusoidou, resp. je zložený zo sinusoid jednotlivých bodov na fantómovom obrázku, ktoré predstavujú zdroje anihilácií a vyžiarených fotónov.

Výstupom funkcie `interpolate_sinogram` je slovník, v ktorom jednotlivé kľúče predstavujú uhly snímania v celom rozsahu od -90° po $+90^\circ$ a hodnoty sú zasa nasnímané projekcie pod danými uhlami v tvare jednorozmerného poľa rovnakej dĺžky. V tomto formáte sú parametre sinogramu poslané ako vstup do viacerých typov spätných rekonštrukcií.

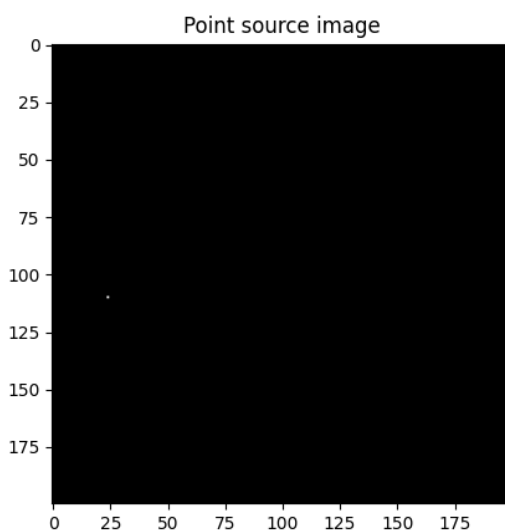


Obr. 4.9: Sinogram podkladového fantómu

5 Rekonštrukčné algoritmy

Výsledný obraz vzniká vďaka rekonštrukčným technikám a algoritmom používaným v emisnej tomografii. Existuje viacero takýchto postupov, niektoré sú menej presné, avšak výpočetne nenáročné, inými je zasa možné získať lepšie rozlíšenie a lepší celkový dojem. Analytické metódy umožňujú rýchly výpočet, avšak ich presnosť klesá oproti iteračným metódam, ktoré v dnešnej dobe prevládajú.

Pri každej rekonštrukcii program vygeneruje fantóm s bodovým zdrojom (obr. 5.1). Takýto obraz je vhodné použiť pri testovaní a pozorovaní jednotlivých typov rekonštrukčných techník. Bodový obraz je možné interpretovať ako dokonalý žiarič, tzn. rádiofarmakum je vychytávané iba v tomto bode a nie je zaznamenaný žiaden rozptyl.



Obr. 5.1: Bodový zdroj, ktorý reprezentuje dokonalý žiarič

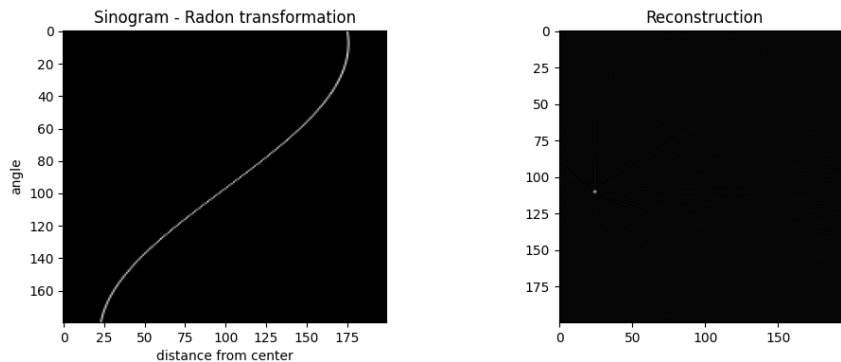
5.1 Analytická rekonštrukcia - spätná projekcia

Analytické metódy pracujú na jednoduchom princípe pridávania projekcií zo sinogramu do výsledného obrazu. Rekonštruovaný obraz je inicializovaný nulami, postupne je zapĺňaný rotovanými projekciami podľa uhlu snímania.

Pri CT zobrazovaní je možné na rekonštrukciu výsledného snímku využiť Radónovú a spätnú Radónovú transformáciu. Samotná Radónová transformácia prevádza originálny obraz na sinogram, resp. pri reálnom zobrazovaní ukladá projekciu nasnímanú pod daným uhlom do sinogramu na danú pozíciu na osi y . Snímané sú všetky

uhly, rovnako ako pri interpolácii sinogramu z kapitoly 4.1. Preto sú na sinograme pozorovateľné sinusoidy jednotlivých bodových zdrojov. Na vykreslenie sinogramu pomocou Radónovej transformácie je použitá funkcia `radon` z balíčku `scikit-image`. Táto funkcia vracia sinogram, kde na osi x sa nachádzajú jednotlivé uhly snímania v rozmedzí 0° až 180° a na osi y je zachytená pozícia v rámci nasnímaných projekcií pod daným uhlom. Pri Radónovej transformácii vznikajú projekcie ako integrálne hodnoty intenzít dopadnutých rovnobežných lúčov pod daným uhlom pri priechode tkanivami. Inverzná Radónová transformácia sa zasa prevádza nasledovným spôsobom - jednotlivé projekcie uložené v sinograme pod príslušným uhlom snímania sú postupne pričítavané k rekonštruovanému obrazu inicializovanému nulami. Týmto postupom vznikne výsledný rekonštruovaný obraz, ktorý zachytáva štruktúru nameňovaných projekcií. Proces inverznej transformácie, ktorý je ekvivalentný s filtrovanou spätnou projekciou, je prevedený pomocou funkcie `iradon` z rovnakého balíčku.

[36]



Obr. 5.2: Sinogram vytvorený Radónovou transformáciou a rekonštrukcia pôvodného obrázku pomocou inverznej Radónovej transformácie

Výsledky z Radónovej transformácie a jej inverznej rekonštrukcie (obr. 5.2) je možné v tomto prípade využiť ako vzor pri vytváraní spätnej projekcie. V princípe je táto transformácia rovnaká ako algoritmus používaný pri PET analytickej rekonštrukcii. Rozdiel je akurát v mechanizme snímania projekcií. Pri CT zobrazovaní projekcie vznikajú ako sumy intenzít dopadnutých lúčov v danom smere snímania. Naopak, pri PET zobrazovaní projekcie vznikajú ako počty zaznamenaných koincidií v danej vzdialenosti od centra snímaných pod jednotlivými uhlami. Výstupom z predošlej časti simulácie je sinogram, kde sú na osi x vzdialenosti od centra gáňtry a na osi y zasa uhly snímania v rozmedzí -90° až $+90^\circ$. Tento sinogram je interpolovaný, čo znamená, že v rekonštrukčnom obraze by nemali vznikáť artefakty spôsobené uhlovým podvzorkovaním.

Na začiatku spätnej rekonštrukcie je vygenerovaný počiatočný rekonštruovaný

obraz. Inicializovaný je nulovými hodnotami a rozmery má zhodné s rozmermi originálneho obrázku. Následne program prechádza jednotlivé projekcie pod danými uhlami a vygeneruje rozšírenú projekciu. Táto rozšírená projekcia predstavuje pôvodnú projekciu v 1D vektore, ktorá má počet stĺpcov rovný dĺžke projekcie, avšak počet riadkov je rozšírený na zhodný počet s rozmermi rekonštruovaného obrázku. V tomto prípade má projekcia dĺžku rovnú druhému rozmeru obrázku, čiže počtu stĺpcov. Keďže je obrázok štvorcový (vysvetlenie v kapitole 4.1), rozšírená projekcia bude mať rozmer rovnaký. Vo výsledku to bude štvorec so zhodnými hodnotami v danom stĺpci. Takto upravená projekcia je v nasledujúcom kroku rotovaná pod príslušným uhlom snímania a v tomto formáte pričítaná k rekonštruovanému obrázku. Pričítanie je prevedené centrálne, tzn. centrá obrázkov sa prekrývajú a centrálny bod rekonštruovaného obrázku je stredom aj rotovanej projekcie. Po pridaní všetkých projekcií z interpolovaného sinogramu dostaneme rekonštruovaný obraz, kde by jednotlivé body mali mať približne rovnakú intenzitu a rovnaké súradnice ako body z pôvodného fantómu. Poslednou úpravou pri prostej spätnej rekonštrukcii je normalizácia obrazu, tzn. prevedenie škálovania, teda vydelenie každej hodnoty v obrázku maximom, čo umožní prevedenie hodnôt do rozmedzia 0-1.

Kvalita a presnosť výsledného obrazu sú dané viacerými parametrami, medzi ktoré patrí napr. počet detektorov, a teda kvalita interpolácie sinogramu, rozmery obrázku, resp. jeho priestorové rozlíšenie, aktivita bodových zdrojov ako žiaričov (počet LOR vygenerovaných z dokonalého žiariča) a v neposlednom rade filtre, ktorými je možné potlačiť šum, zvýšiť kontrast alebo celkovo vyhladiť obraz.

5.2 Filtrovaná spätná projekcia

Filtrovaná spätná projekcia je štandardnou technikou rekonštrukcie v tomografii. Filter je vygenerovaný ako kernel vo frekvenčnej oblasti, ktorý sa aplikuje na jednotlivé projekcie z interpolovaného sinogramu. Pri spracovávaní obrazových dát kernel predstavuje maticu dát používanú na zostrenie, vyhladenie, odstránenie šumu, detekciu hrán atď. Prevádza sa násobenie frekvenčnej charakteristiky filtru a 1D Fourierovského spektra aktuálnej projekcie. Táto možnosť predstavuje alternatívne riešenie, takisto sa môže jednať o konvolúciu projekcie a impulznej charakteristiky filtru. Z takto filtrovaných projekcií je algoritmom podobným jednoduchej spätnej rekonštrukcii vytvorený výsledný obraz.

Najpoužívanejšími filtermi pre emisnú tomografiu je Ram-Lak filter, ktorý je diskretnou formou ideálneho ramp filtru a Shepp-Logan filter. Frekvenčná charakteristika ramp filtru je rovná $|\omega|$, v prípade šumu dochádza k jeho zvýrazneniu. V praxi využívame jeho aproximácie s váhovaním vhodným oknom pre zníženie zastúpenia vyšších frekvencií.

Samotná filtrovaná projekcia prebieha nasledovne: daný vygenerovaný filter je aplikovaný ako kernel na všetky projekcie z interpolovaného sinogramu, teda sú ním vynásobené ich spektrá. Ako posledný krok je prevedená spätná 1D Fourierova transformácia. Dĺžka filtru by mala odpovedať dĺžke jednotlivých projekcií, čo odpovedá rozmerom fantómového obrázku. Takto filtrované projekcie sú následne rozšírené ako v časti 5.1 a rotované pod daným uhlom snímania sú pričítané do aktuálneho rekonštruovaného obrazu. Nakoniec prebieha normalizácia vo forme škálovania obrázku do rozmedzia hodnôt 0-1, aby bolo zabezpečené jednotné merítko pre vykreslenie a následné porovnávanie výsledných obrazov.

Ako bolo spomenuté vyššie, na filtrovanie sa najčastejšie používajú filtre Ram-Lak a Shepp-Logan. Ram-Lak filter je odvodený od ideálneho ramp filtru. Jeho impulzná charakteristika je daná vzťahom 5.1:

$$h_{RL} = \begin{cases} 0.25 & n = 0 \\ 0 & n \text{ párne} \neq 0 \\ -\frac{1}{(n\pi)^2} & n \text{ nepárne} \end{cases} \quad (5.1)$$

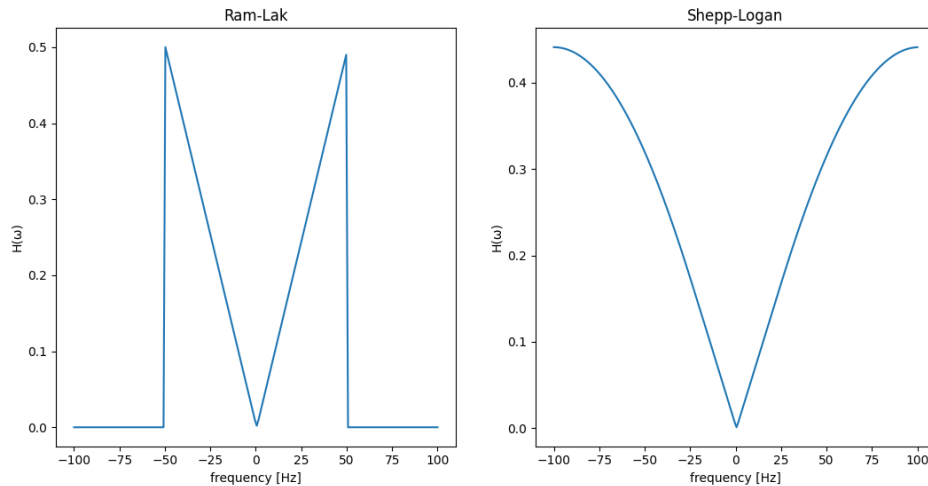
Shepp-Logan filter je vynásobením Ram-Lak filtru vo frekvenčnej doméne funkciou sinc. Tým je dosiahnuté isté zjemnenie výsledného obrazu ako prevencia proti zosilneniu šumu. Jeho impulzná charakteristika je teda vyjadrená ako 5.2

$$h_{SL} = -\frac{2}{\pi^2(4n^2 - 1)}. \quad (5.2)$$

Implementácia pozostáva z vynásobenia každého vzorku impulznej charakteristiky funkciou sinc.

Takto vytvorené impulzné charakteristiky filtrov sú pomocou Fourierovej transformácie prevedené na charakteristiky frekvenčné. Tie predstavujú samotné kernely aplikované na projekcie. Oba filtre je možné vylepšiť, resp. zdokonaľiť ich vlastnosti a vplyv na celkovú kvalitu obrazu použitím parametru šírky w (obr. 5.3). Táto šírka slúži u Ram-Lak filtru k obmedzeniu vyšších frekvencií. Ohraničuje jeho charakteristiku z oboch strán - využité sú frekvencie v rozmedzí od $-w$ do w . Pokiaľ sa šírka nastaví na vyššiu hodnotu, znamená to väčšiu šírku pásmovej priepustnosti, prechod viacerých nízkofrekvenčných zložiek signálu, vyhladenie, potlačenie šumu, ale zároveň stratu detailov. Nižšia šírka zasa spôsobí ostrejší obraz, čo však so sebou prináša viac šumu a artefaktov.

U filtru typu Shepp-Logan je parameter w použitý pri aplikácii funkcie sinc na impulznú charakteristiku. V tomto kroku šírka vymedzuje šírku oscilácií, a tým aj využitie iných frekvencií. Vyššie hodnoty w zapríčiňujú pomalšie oscilácie funkcie sinc, prepúšťanie širšieho spektra frekvencií, tzn. vyhladenie a potlačenie šumu. Menšie hodnoty w zabezpečujú lepšie rozlíšenie a zároveň minimalizáciu artefaktov. [35]

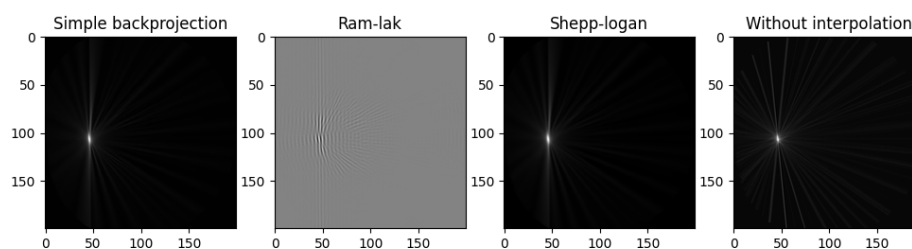


Obr. 5.3: Frekvenčná charakteristika filtrov Ram-Lak a Shepp-Logan s parametrom $w = 50$ (prenos H závislý of frekvencie)

Na obr. 5.4 je možné porovnanie prostej a filtrovanej spätnej projekcie. V tomto prípade išlo o filtre s parametrom $w = 50$, čo sa odrazilo na kvalite rekonštruovaných obrazov z filtrovaných projekcií. U filtru typu Ram-Lak sa to prejavilo zvýšením ostrosti obrazu oproti jednoduchej spätnej rekonštrukcii, naopak pri zvyšovaní tohto parametru bol filtrovaný obraz čoraz viac vyhladený. U rekonštruovaného obrazu s použitím filtru Shepp-Logan je možné pozorovať vyššiu podobnosť s obrazom rekonštruovaným bez filtrovania. Je to dané pravdepodobne tým, že táto šírka oscilácií prepúšťa na danej dĺžke filtru 100 väčšinu frekvencií, a teda toto obmedzenie nemá veľkú šancu sa objaviť. Posledný obrázok znázorňuje rekonštrukciu bez predošlej interpolácie sinogramu. Na ňom je viditeľný rozdiel vo hviezdicovom artefakte, ktorý je v tomto prípade výraznejší a celková kvalita obrazu je tak nižšia. Bod sa vo všetkých prípadoch zobrazil do približne rovnakých súradníc ako pôvodne, spätne projekcie teda prebehli úspešne.

5.3 Iterovaná rekonštrukcia

Filtrované spätne projekcie sú u CT systémov približne od roku 2008, u systémov emisnej tomografie už skôr, nahradzované algoritmom iterovanej rekonštrukcie. Tá je založená na algebraickom vyjadrení a štatistickom odhade. Prvým krokom je vytvorenie počiatočného odhadu výsledného obrazu, väčšinou iniciovaného nulami. Následne je prevedená dopredná projekcia aktuálneho riešenia a porovnanie počiatočného odhadu s touto projekciou. Na základe rozdielu medzi vypočítanými a nameranými dátami je rekonštruovaný obraz, tj. počiatočný odhad upravený. Tento



Obr. 5.4: Výsledky prostej a filtrovanej projekcie, zľava prostá spätná projekcia, filtrovaná projekcia pomocou filtru typu Ram-Lak, filtrovaná projekcia pomocou filtru typu Shepp-Logan, prostá spätná projekcia bez interpolácie sinogramu

proces prebieha cyklicky až pokiaľ je dosiahnutá prípustná výsledná chyba medzi rekonštruovaným obrazom a projekciami.

U PET zobrazovania je asi najpoužívanjšou technikou iterovanej rekonštrukcie metóda SART (Simultaneous Algebraic Reconstruction Technique). Medzi dôvody jej využitia patrí jej rýchlosť konvergencie k optimálnej rekonštrukcii, tzn. dosiahnutie dobrých výsledkov s menším počtom iterácií. Takisto je pri tomto zobrazovaní vhodná kvôli zachovávaní detailov vo výslednom obraze a nepatrí medzi metódy, ktoré zanechávajú výrazné artefakty a nepresnosti. Môže byť prispôsobená pre rôzne dáta a podmienky a takisto má dobrý matematický základ pre možnú optimalizáciu a teoretickú analýzu.

V každej iterácii je prevedený výpočet nového vylepšeného rekonštruovaného obrazu, ktorý by sa mal čoraz viac podobať pôvodnému fantómu. Prebieha výpočet na základe lineárnej algebry, prostredníctvom ktorého by mal výsledný obraz x vyjsť vyriešením rovnice $Ax = b$. Matica A má rozmery rovné dĺžke jednotlivých projekcií umocnenej na druhú a dĺžke projekcií vynásobenej ich počtom. V tomto prípade to teda znamená rozmer obrázka umocnený na druhú a rozmer obrázka násobený 180, pokiaľ je uvažovaný interpolovaný sinogram. Dĺžka projekcie je zhodná s rozmerom obrázka kvôli následnému maticovému násobeniu, ktoré potrebujeme, aby prebehlo medzi maticou A a vektorom x , ktorý má dĺžku rozmeru obrázka umocnenú na druhú a ktorý bude na konci iterovanej rekonštrukcie pretvorený na štvorcový obraz rozmerovo zhodný s fantómom. Pred začiatkom samotných iterácií je tento vektor inicializovaný nulami. Vektor b je výsledkom predošlého maticového násobenia a obsahuje jednotlivé projekcie uložené za sebou do jedného vektoru. Má teda rozmer zhodný s druhým rozmerom matice A . Matica A je vyplnená číselnými hodnotami 1 nachádzajúcich sa v jednotlivých stĺpcoch podľa indexu v projekciách a uhlu sní-

mania. Na všetkých ostatných pozíciách sú 0. Na základe týchto dvoch hodnôt je jednotkový stĺpec natočený a pridaný do jednotlivých submatíc.

Ako porovnávanie dvoch strán tejto rovnice je vypočítaná v jednotlivých iteráciách daná odchýlka od rovnosti ako rozdiel $\delta = b - Ax$. Ten je následne zahrnutý do korekcie vypočítanej podľa vzťahu 5.3

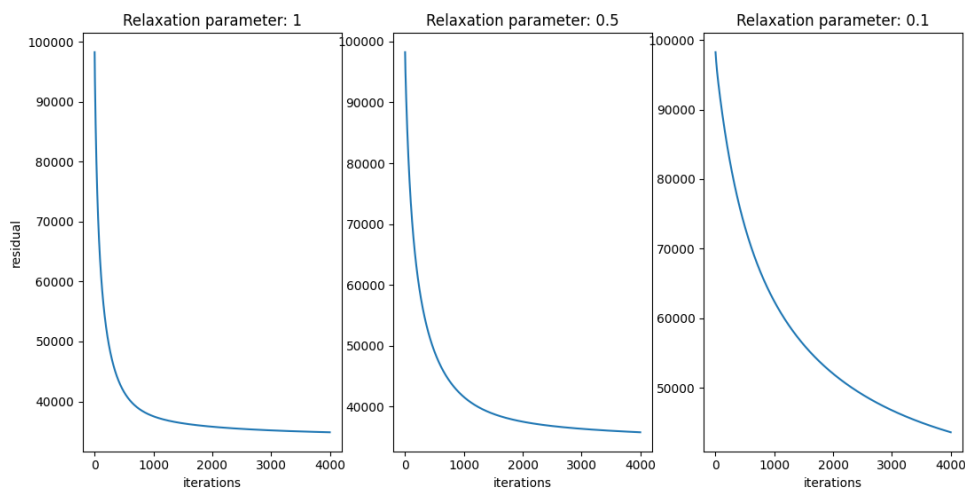
$$kor = V \cdot A^T \cdot W \cdot \delta, \quad (5.3)$$

kde $V = \text{diag}(\|a^i\|_1)$ a $W = \text{diag}(\|a^j\|_1)$. Matice V a W sú diagonálne a sú počítané ako L1 norma matice A , tzn. ako prevrátená hodnota maxima súm absolútnych hodnôt v jednotlivých riadkoch, resp. stĺpcoch. Nakoniec je táto daná korekcia násobená relaxačným parametrom λ a pričítaná k vektoru rekonštruovaného obrazu x ako je uvedené vo vzťahu 5.4:

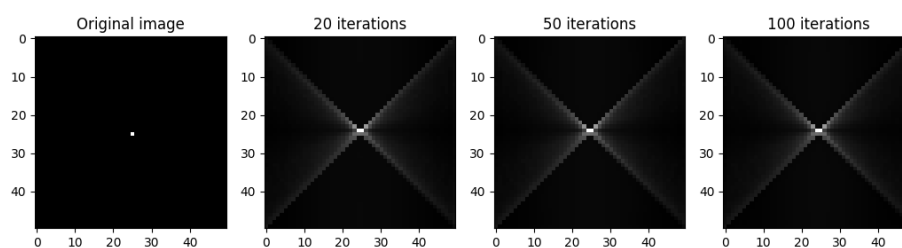
$$x_{i+1} = x_i + \lambda \cdot kor. \quad (5.4)$$

Relaxačný parameter je hodnota, ktorá ovplyvňuje konvergenciu iterovanej rekonštrukcie, teda jej rýchlosť dosiahnutia pomerne presných výsledkov. Jeho hodnota by mala byť v rozmedzí 0 až 2 pri metóde SART. Pre nízky relaxačný parameter je konvergencia pomalšia, ale zato presnejšia. Naopak pre vyššie hodnoty je možné dosiahnuť relatívne dobré výsledky aj pri menšom počte iterácií. Táto konvergencia a jej rýchlosť môže byť pozorovateľná pri vývoji chyby v jednotlivých iteráciách na obr. 5.5. Odchýlka by mala približne exponenciálne klesať, pri vyššom relaxačnom parametri je tento pokles strmší.

[37] [38]



Obr. 5.5: Časový vývoj chyby v jednotlivých iteráciách pre relaxačné parametre 1, 0.5 a 0.1



Obr. 5.6: Originálny obraz s výsledkami iterovanej rekonštrukcie pre počet iterácií 20, 50 a 100

Na obr. 5.6 sú výsledky iterovanej rekonštrukcie pre rôzny počet iterácií, konkrétne 20, 50 a 100. Výsledný obraz by mal pri zvýšenom počte konvergovať k zmenšeniu šumu v obraze a k zvýrazneniu bodového zdroja.

6 Možné korekcie pre skvalitnenie rekonštrukcie

Pre skvalitnenie alebo reálnejšiu podobu výsledného rekonštruovaného obrazu sa využíva viacero typov korekcií. Sú to najmä spôsoby spomínané v kapitole 2.5. Jedná sa o korekcie náhodných alebo rozptýlených koincidií, korekciu útlmu, mŕtvej doby detektoru alebo zavedenie TOF korekčného člena do spracovania nameraných dát. Táto simulácia zahŕňa možnú korekciu útlmu a vykreslenie dát s uvažovaním TOF faktoru.

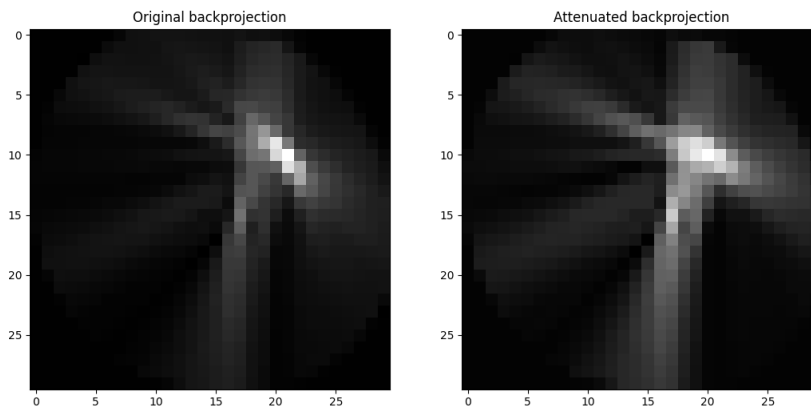
6.1 Korekcia útlmu

Korekcia útlmu je podrobnejšie popísaná vyššie, v kapitole 2.5. Ide o typ korekcie, ktorý berie do úvahy pravdepodobnosť útlmu oboch fotónov vygenerovanej LOR pri ich prechode jednotlivými tkanivami zo zdroja emisie. Táto pravdepodobnosť je daná ako exponenciála zo súčinu $-\mu \cdot d$, kde μ je koeficient útlmu a d je vzdialenosť, ktorú by daný fotón prešiel z miesta emisie po detektor. V tomto prípade je možné uvažovať μ ako strednú hodnotu koeficientu útlmu pre všetky tkanivá, keďže simulácia nezobrazuje konkrétny orgán, ale všeobecné rozmiestnenie rádiofarmaka v tele pacienta vo forme jednoduchého fantómu. Jeho konkrétna hodnota je teda zvolená pre energiu 511keV 0.093cm^{-1} . [39]

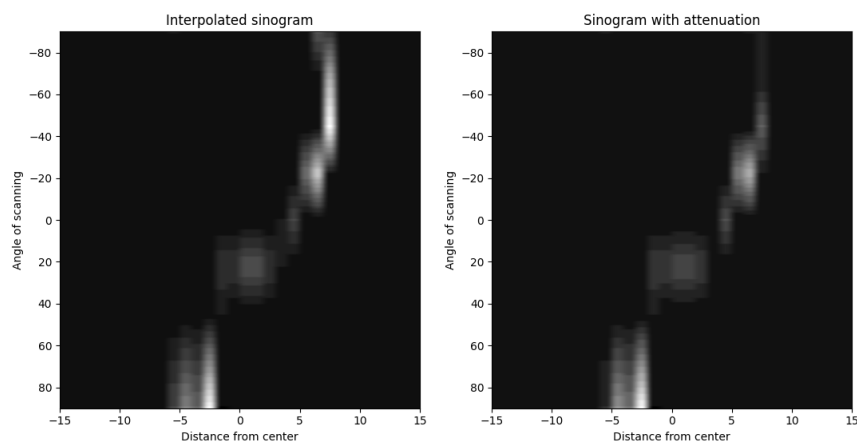
Implementácia tohto typu korekcie pozostáva z výpočtu pravdepodobnosti útlmu pre každý pixel, ktorý je zdrojom určitého množstva fotónov v závislosti od jeho vzdialenosti od detektoru, ktorý LOR vychádzajúca z daného bodu pretne. Preto je v prvej časti skriptu, ktorý sa venuje zohľadneniu útlmu pri rekonštruovaní dát, vygenerovaný zoznam matíc, z ktorých každá jedna predstavuje pravdepodobnosť, že fotón z daného pixelu v obraze nebude tlmený. Vnútorne matice majú teda rozmery zhodné s pôvodným fantómom a ich počet je rovný počtu detektorov. Ide teda o zohľadnenie útlmu v každom pixeli obrázku v závislosti od práve daného detektoru, resp. vzdialenosti tohto detektoru od každého bodu snímaného objektu.

Jednotlivé pravdepodobnosti uložené v týchto maticiach sú určené ako exponenciála zo záporne vzatého súčinu koeficientu útlmu a vzdialenosti daného bodu od detektoru. Rozsah hodnôt pravdepodobností je rozmedzie čísel od 0 do 1. Preto na zohľadnenie útlmu pri generovaní LOR, resp. vytváraní projekcií z nich je v druhej časti tohto skriptu vygenerovaný náhodný faktor ako číslo od 0 do 1, ktorý predstavuje pravdepodobnosť, že daná LOR bude utlmená. Toto číslo je následne porovnané s pravdepodobnosťami, ktoré sa v maticiach útlmu vyskytujú na mieste východzieho pixelu tejto LOR a čísla matíc, v ktorých sú hodnoty hľadané, zodpovedajú číslam

detektorových segmentov pretnutých LOR. Pokiaľ je náhodne vygenerovaný faktor väčší ako menšia z hodnôt týchto pravdepodobností, LOR je ponechaná a zahrnutá do vytvárania projekcií. Minimum z pravdepodobností totiž vyjadruje pravdepodobnosť, že tento fotón danej LOR nebude utlmený, a tým pádom ani druhý. Preto takto generovaný faktor ale často nedochádza k zohľadneniu útlmu kvôli príliš nízkemu prahu pravdepodobnosti, s ktorým je porovnávaný. Preto bude takmer vždy útlm zanedbaný. Kvôli vizualizácii a demonštrácii je hodnota náhodného faktoru generovaná v rozmedzí 0 až maximálna hodnota z oboch pravdepodobností útlmov zväčšená o hodnotu 0.01.



Obr. 6.1: Porovnanie rekonštruovaných obrazov bodového zdroja bez (vľavo) a s (vpravo) použitím korekcie útlmu



Obr. 6.2: Porovnanie sinogramov bodového zdroja bez (vľavo) a s (vpravo) korekciou útlmu

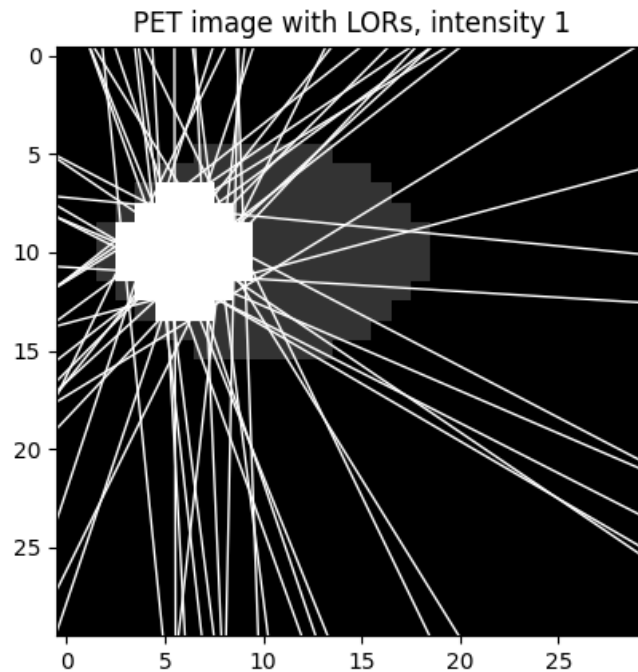
Na základe uvažovanie korekcie útlmu je možné na obr. 6.1 porovnať výsledný obraz bez a s jej zohľadnením. Rovnako však ako aj pri porovnaní sinogramov na obr. 6.2 je rozdiel takmer nepozorovateľný. Je možné ho vyčíslieť, v tomto prípade ide o strednú kvadratickú odchýlku 0.0045 medzi rekonštruovaným obrazom pomocou späťnej projekcie a obrazom upraveným korekciou útlmu. Takisto je možné porovnanie kvantitatívne určiť ako percento utlmených LOR z ich pôvodného počtu, v prípade týchto dvoch obrazov sa jedná celkovo o 35 LOR. Keďže ide o bodový zdroj a zadaná aktivita tohto zdroja bola 100, z celkového počtu 100 vygenerovaných LOR zostalo 65, tzn. faktor tlmenia bol 35%. Vplyv útlmu pre 32 detektorov je v prílohách na obr. A.9 a A.10 možno pozorovať lepšie priestorové rozlíšenie ako vo vyššie uvedených výsledkoch pre 8 detektorov. Výsledok korekcie útlmu pre fantóm je uvedený v prílohách na obr. A.11.

V dnešnej dobe je algoritmus tejto korekcie nahrádzaný v hybridných zobrazeniach PET-CT alebo PET/MRI, kedy dáta nasnímané CT časťou alebo z algoritmu z MR dát poskytujú hotové mapy útlmu pre všetky časti snímaného objektu [40]. V tomto prípade ide však skôr o simuláciu vplyvu útlmu do dát s následným prevedením rekonštrukcie.

6.2 TOF

TOF (Time Of Flight) korekcia je jednou z v dnešnej dobe najviac sledovaných a vyvíjaných algoritmov. Ide o snahu vytvoriť pravdepodobnostný profil pozdĺž každej LOR. Táto podoba by mala odpovedať normálnemu rozloženiu, v ktorom je stredná hodnota určená východným pixelom LOR, tzn. v tomto bode bude intenzita LOR najvyššia. Postupne sa bude jas pixelov, ktorými LOR prechádza, znižovať smerom od daného bodového zdroja. Ide tým pádom o vytvorenie Gaussovskej funkcie pozdĺž každej LOR, ktorej smerodajná odchýlka σ je voliteľným parametrom simulácie a určuje ako rýchlo, resp. na akú vzdialenosť sa bude jas postupne znižovať smerom k okrajom obrázku.

Táto korekcia vyjadruje zaznamenanie ideálne protichodných fotónov vzniknutých anihiláciou detektormi, ktoré takisto vyhodnotia čas medzi dopadmi týchto dvoch fotónov γ žiarenia. Na základe tohto časového posunu a omeškania sa určí práve spomínaný pravdepodobnostný profil intenzít pozdĺž LOR. Na priamke, ktorú dva protichodné fotóny tvoria, je vypočítaný pixel predstavujúci najpravdepodobnejšiu pozíciu bodového zdroja, kde nastala anihilácia. Ide o prepočítanie vzdialeností medzi priesečníkmi LOR s detektormi a daným zdrojom odvodených od časového omeškania jedného z fotónov. Napr. pokiaľ by nastala situácia, kedy by boli vyhodnotené časy doletu oboch fotónov ako rovnaké, bodový zdroj by sa nachádzal práve v strede tejto priamky.

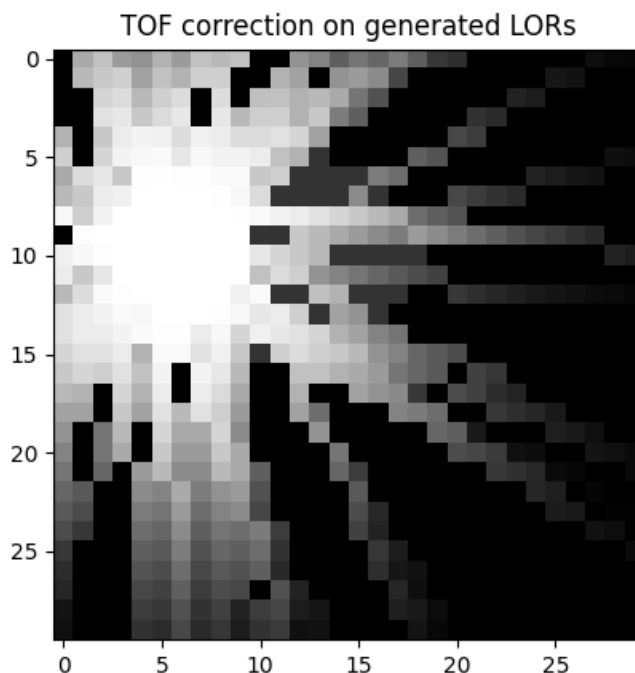


Obr. 6.3: Podkladový fantóm s vygenerovanými LOR s uvažovanou hodnotou aktivity 1

Simulácia zohľadňuje a znázorňuje tento typ korekcie ako vizuálnu úlohu. Na začiatku kapitoly 4.1 je spomínané a vykreslené generovanie jednotlivých LOR ako náhodného faktora, vďaka ktorému simulácia po každom spustení predkladá iné výsledky. Náhodnou zložkou v tomto prípade je smer a dĺžka vygenerovaných línií, ktoré reprezentujú LOR. Tieto LOR majú po celej dĺžke hodnotu intenzity 1, pokiaľ sa jedná o normalizovaný obrázok (resp. v danej kapitole sú odlišené farebne podľa charakteru zdroja, z ktorého vychádzajú). Na obr. 6.3 sú LOR vygenerované iba z oblasti fantómu, ktoré majú najvyššiu intenzitu kvôli zadanému faktoru intenzity rovnému 1. To znamená, že z každého pixelu normalizovaného obrázku, ktorý má hodnotu 1 bude vygenerovaná práve 1 LOR. TOF korekcia sa v tomto bode prejaví nasledovne: pre všetky LOR sa vytvorí pravdepodobnostný profil v podobe Gaussovskej funkcie (normálneho rozloženia), v ktorej strednú hodnotu tvorí východzí pixel LOR (jej stred) a smerodajná odchýlka určujúca šírku tejto funkcie je voliteľným parametrom zadaným užívateľom. Jej hodnota nemusí byť nijak obmedzená, v tomto prípade netreba dosiahnutie nuly na okrajoch obrázku ani zohľadnenie podobných situácií. Pokiaľ však presiahne dĺžku dlhšej strany LOR (tzn. dlhšiu časť LOR od zdroja po kraj obrázku), korekcia nebude zohľadnená, resp. sa prejaví len veľmi málo. Ak by dosahovala hodnôt, pri ktorých by celá LOR mala hodnotu 1,

výsledok by bol presne rovnaký ako bez tejto korekcie.

Na obr. 6.4, ktorý je výstupom časti simulácie zohľadňujúcej TOF korekciu je možné porovnať vygenerované LOR zo základnej simulácie a LOR so zahrnutou TOF korekciou. Pri tomto porovnaní je vidno, že pri LOR upravených touto korekciou bol vytvorený pravdepodobnostný profil podľa normálneho rozloženia so smerodajnou odchýlkou 10, a teda intenzita častí LOR pri okrajoch obrázka je nulová. Najvyššia je v miestach, odkiaľ boli línie vygenerované.



Obr. 6.4: Vygenerované LOR z podkladového fantómu so zohľadnením TOF korekcie

Pozícia neistoty x daného bodu s najvyššiou pravdepodobnosťou vzniku anihilácie je daná vzťahom 6.1:

$$x = \frac{c\Delta t}{2}, \quad (6.1)$$

kde c je rýchlosť svetla, Δt je časová konštanta detektoru (TOF rozlíšenie). Pre najpresnejšiu hodnotu 10 ps, bude táto chyba, v prípade simulácie smerodajná odchýlka normálneho rozloženia σ rovná $\frac{3 \cdot 10^8 \cdot 10 \cdot 10^{-12}}{2} = 1.5 \cdot 10^{-3}$ m. [41]

Tento postup je však stále aj v dnešnej dobe vyvíjaný. Problém nastáva v konštrukčnom riešení PET systémov, ktoré nemajú dostatočné rozlíšenie (v tomto prípade najmä časové) na zohľadnenie TOF korekcie a následnej rekonštrukcie. Fotóny, ktoré na jednotlivé detektory dopadajú dosahujú totižto rýchlosť svetla, preto omeškania medzi dvoma protichodnými fotónmi z jednej anihilácie nedokážu byť presne zaznamenané. [40]

7 Výsledky programového riešenia

Výsledky simulácie zahŕňajú porovnanie jednotlivých typov rekonštrukcií, poprípade s použitím filtrov a korekcií, a ako druhý výstup je uvedený súbor na demonštráciu simulácie PET zobrazovania.

7.1 Výstupný súbor

Súbor *demo.py* je celkovým výstupom zo všetkých dielčích súborov poskladaných dohromady. Jedná sa o spojenie základnej simulácie s koncovým vykreslením interpolovaného sinogramu s jednotlivými projekciami, spätných projekcií (prostej a filtrovanej), iterovanej rekonštrukcie a možných korekcií (útlmu a TOF).

Tento skript je riadený užívateľom, tzn. jednotlivé vstupy a výber medzi možnosťami si zadáva užívateľ sám. Jednotlivé kroky sú ošetrené podmienkami, aby nenastala kolízia pri nesprávne zadanom dátovom type alebo formáte vstupov. Pokiaľ tento problém nastane, užívateľovi je zobrazené varovné hlásenie s predvolenou hodnotou daného parametru, ktorý je naopak zadaný programom a uplatní sa v prípade kolízie. Hodnoty jednotlivých parametrov sú uvedené v tabuľke 7.1.

Tab. 7.1: Tabuľka predvolených parametrov, ktoré sú použité v prípade kolízie so zadanými vstupmi

Parameter	Predvolená hodnota
počet bodových zdrojov	1
rozmer generovaného fantómu	100
faktor intenzity	100
smerodajná odchýlka	10
počet detektorov	16
polomer detektorového kruhu	3/4 rozmeru fantómu
šírka filtru	100
počet iterácií	20
relaxačný parameter	1

V prvom kroku je užívateľovi predkladaná na výber možnosť vykreslenia výsledkov jednotlivých krokov, aby mohol vidieť dielčie výsledky. Odpovedá slovami *áno/nie* (angl. *yes/no*). Ďalej si vyberá možnosť vygenerovania alebo načítania obrázku z určitého súboru (*read/generate*). Ak si vyberie možnosť *generate*, podkladovým fantómom je obrázok bodového zdroja, resp. bodových zdrojov, ich množstvo závisí od voľby užívateľa. Takisto sa v tomto prípade volí rozmer obrázka, z predošlých

kapitol je zrejmé, že obrázok musí byť štvorcový, aby sa predišlo problémom a možným chybám pri rekonštrukciách. Pokiaľ si však užívateľ vyberie druhú možnosť, a síce načítanie podkladového obrázku zo súboru, musí zadať cestu k tomuto obrázku. Program následne ošetrí, či táto cesta existuje a tiež, či rozmer obrázka spĺňa podmienku štvorcového tvaru. Ak daná cesta nie je reálna alebo načítaný fantóm nespĺňa danú podmienku, užívateľ je nútený vybrať nový obrázok.

Po výbere podkladového fantómu dochádza k vygenerovaniu jednotlivých LOR v závislosti od teoretického rozloženia rádiofarmaka, ktoré tento fantóm vyjadruje. V tomto kroku užívateľ zadáva iba faktor intenzity alebo aktivitu jednotlivých bodových zdrojov, t.j. počet LOR, ktoré sú generované z dokonalého žiariča. Pokiaľ intenzita pixelu, z ktorého sú generované, nie je 1, počet čiar je výsledkom celočíselného súčinu danej intenzity a faktoru aktivity.

Pri generovaní LOR je voliteľným parametrom ešte zohľadnenie TOF korekcie a jej následné vykreslenie. Užívateľ znova odpovedá *áno/nie* (angl. *yes/no*) na otázku, či chce zohľadniť tento typ korekcie. Pri voľbe zohľadnenia zadáva takisto veľkosť smerodajnej odchýlky normálneho rozloženia vytvoreného pozdĺž každej LOR. Prejavenie tohto parametru závisí ale aj od dĺžky čiary, a teda aj rozmeru fantómu.

Ďalší postup zahŕňa simuláciu detektorov a vykreslenie sinogramu. Zadávané vstupné hodnoty užívateľom sú počet detektorov a polomer detektorového segmentu, ktorý musí spĺňať požiadavky uvedené vyššie, najmä aby v ňom bol fantóm celý obsiahnutý. Po zadaní týchto parametrov sú vytvorené všetky projekcie, následne interpolované a z nich je, v prípade, že si užívateľ prial vykresliť dielčie kroky, zobrazený sinogram. Ten je možný porovnať so sinogramom ako výstupom radónovej transformácie, z ktorej je následne aj vytvorený rekonštruovaný obraz (pomocou inverznej radónovej transformácie).

Nasleduje vytvorenie rekonštruovaného obrazu prostredníctvom spätných projekcií. Užívateľ si vyberá typ filtru použitý na filtrovanú spätnú projekciu, a to z možností *ram-lak/shepp-logan*. Takisto je zadávaná aj hodnota parametru šírky *width*. Užívateľ by tu mal však zohľadniť samotnú dĺžku filtru, tzn. dĺžku projekcie, aby tento parameter mal zmysel. Vykreslený je rekonštruovaný obraz pomocou prostej a filtrovanej spätnej projekcie, poprípade frekvenčná charakteristika použitého filtru. Pri vytváraní spätnej projekcie je voliteľným parametrom takisto zohľadnenie korekcie útlmu. Užívateľ zadáva možnosť tohto zohľadnenia pomocou odpovede *áno* (ang. *yes*). Keďže ide o jednoduchú simuláciu s uvažovaním všeobecných fantómov, súčiniteľ útlmu je vždy použitý ako stredná hodnota v tkanivách ľudského tela. Program užívateľovi vypíše výsledok z tejto korekcie ako percento netlmených LOR z ich pôvodného počtu a ako strednú kvadratickú odchýlku medzi obrazom z prostej spätnej rekonštrukcie a obrazom s korekciou útlmu. Taktiež je možné vykreslenie utlmeného sinogramu a výsledného obrazu.

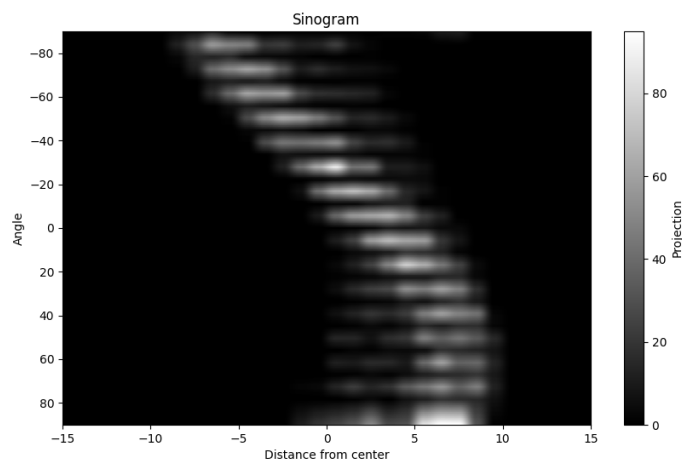
Poslednou časťou je demonštrácie iterovanej spätnej rekonštrukcie (SART). Užívateľom zadávané hodnoty sú v tomto prípade počet iterácií a hodnota relaxačného parametru, ktorá musí byť nižšia ako 2. V každej iterácii je vypísané jej číslo, aby užívateľ vedel, ako rýchlo, poprípade ako ďaleko rekonštrukcia pokročila. Po dosiahnutí zadaného počtu iterácií je zobrazená hláška o poslednej dosiahnutej odchýlke medzi pôvodnými projekciami a rekonštruovaným obrazom. Ak bola na začiatku demonštrácie zvolená možnosť vykreslenia jednotlivých krokov, užívateľovi sa zobrazí výsledný obraz a vývoj spomínanej odchýlky (sumy druhých mocnín pre všetky pixely) počas iterácií.

Program postupne vypisuje prevádzané kroky (ako napr. CREATING SINOGRAM, BACKPROJECTIONS, atď.) a po nich zobrazí príslušné výstupy. S užívateľom prebieha komunikácia po anglicky z dôvodu univerzálnosti pre rôzne využitia programu simulácie.

7.2 Porovnanie výsledkov

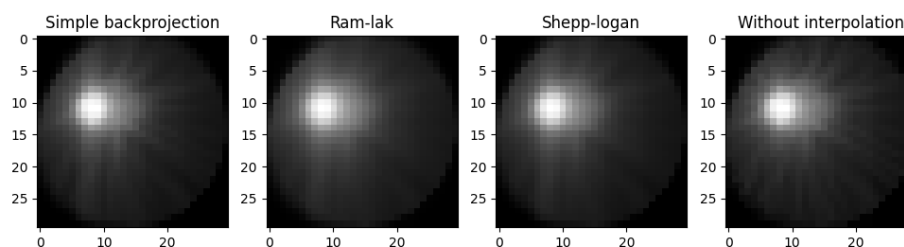
Jednotlivé kroky simulácie boli takisto skúšané na podkladovom fantóme uvedenom hneď na začiatku kapitoly 4.1. Fantóm reprezentuje jednoduché rozloženie rádiofarmaka s tromi možnými typmi oblastí vychytávania. Tie sú reprezentované intenzitami v normovanom obrázku 0, 0,2 a 1. Jeho rozmery neodpovedajú skutočným možným, fantóm je zjednodušený pre nižšiu výpočetnú náročnosť simulácie. V popise základnej simulácie je uvedený takisto sinogram tohto fantómu z jeho interpolovaných projekcií a tiež sú vykreslené LOR vygenerované podľa daného faktoru intenzity. V porovnaní so sinogramom na obr. 7.1 pri faktore intenzity 100 a takisto pri vyššom počte detektorov (32 v porovnaní s 8 zo základnej simulácie), je možné pozorovať rozmazanie sinogramu, vyššiu nejasnosť v porovnaní s vyšším počtom LOR z jednotlivých pixelov. Takisto sú tieto faktory jasne viditeľné pri porovnaní daného sinogramu so sinogramom v prílohách na obr. A.1, ktorý je vygenerovaný s faktorom intenzity 10. Pre nižší faktor intenzity je takisto výpočetný čas programu kratší, a to konkrétne 19.47 s pre faktor intenzity 10 a 119.51 s pre faktor intenzity 100.

Tento fantómový obrázok, resp. jeho sinogram je možné použiť ako vstup do jednotlivých typov rekonštrukcií. Výsledky zo spätných projekcií sú znázornené na obr. 7.2. Pri obrazoch z filtrovaných rekonštrukcií s použitou šírkou 20 je možné vidieť znížený hviezdicový artefakt, menší šum, resp. vyhladenie celkového obrázku. Porovnanie s nižšou hodnotou parametru šírky je znázornené v prílohách na obr. A.6. Rozdiel medzi rekonštrukciami z interpolovaných a neinterpolovaných projekcií nie je na prvý pohľad patrný, avšak určitá odchýlka sa tu vyskytuje. Viditeľnejšie vplyvy jednotlivých typov spätných projekcií sú vidieť na obr. A.3 a A.2 v prílohách.



Obr. 7.1: Sinogram podkladového fantómu pre faktor intenzity 100 a počet detektorov 32

Tabuľka 7.2 udáva stredné kvadratické chyby medzi jednotlivými obrazmi z týchto rekonštrukcií. Na základe nej je možné usúdiť, že pri vyššom počte vygenerovaných LOR sú odchýlky medzi obrazmi nižšie, a teda takáto rekonštrukcia je presnejšia. Naopak pri nižších hodnotách faktoru intenzity sa dané obrazy od seba líšia viac. Kvantitatívne je možné kvalitu jednotlivých typov rekonštrukcií a ich mieru úspechu porovnať s fantómovým obrázkom, nakoľko v rámci simulácie je k dispozícii na rozdiel od reálnej situácie. Toto porovnanie je takisto určené strednou kvadratickou odchýlkou medzi podkladovým fantómom a obrazom z daného typu rekonštrukcie uvedené v tabuľke 7.3. V tomto prípade majú filtrované spätné projekcie strednú kvadratickú odchýlku s fantómom najvyššiu, pravdepodobne kvôli vyhladeniu celkového obrazu, čo však so sebou prináša zlepšenie subjektívneho dojmu.



Obr. 7.2: Spätné projekcie fantómového obrázku pre faktor intenzity 100 (jednoduchá, ram-lak filtrovaná, shepp-logan filtrovaná, neinterpolovaná)

Tab. 7.2: Tabuľka stredných kvadratických odchýlok medzi obrazmi z jednotlivých typov rekonštrukcií pre faktory intenzity 100 a 10

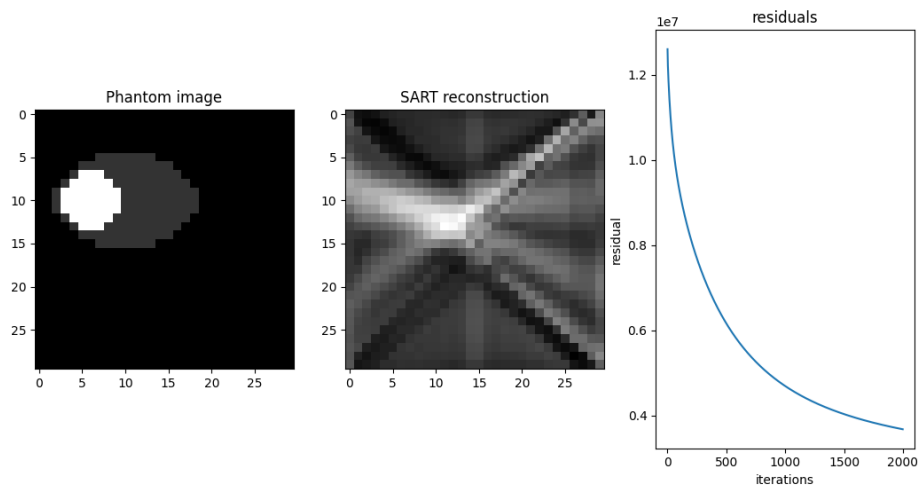
Porovnávané rekonštrukcie	Stredná kvadratická odchýlka (faktor intenzity 100)	Stredná kvadratická odchýlka (faktor intenzity 10)
prostá vs. ram-lak	0.000584	0.00161
prostá vs. shepp-logan	0.000035	0.000492
ram-lak vs. shepp-logan	0.000388	0.000398
prostá vs. neinterpolovaná	0.000161	0.000623

Tab. 7.3: Tabuľka porovnania fantómového obrázku s rekonštruovanými typmi jednotlivými spätnými projekciami

Porovnávaný typ rekonštrukcie	Stredná kvadratická odchýlka (faktor intenzity 100)	Stredná kvadratická odchýlka (faktor intenzity 10)
prostá	0.03325	0.02862
ram-lak filtrovaná	0.03819	0.03302
shepp-logan filtrovaná	0.03373	0.02921
neinterpolovaná	0.03241	0.03160

Výsledky iterovanej rekonštrukcie nie sú do veľkej miery podobné s podkladovým obrázkom. Ide pravdepodobne o faktor počtu iterácií, ktorých by muselo byť omnoho viac, aby bol výsledný snímok v presnejšej zhode s reálnym rozložením rádiofarmaka. Na obr. 7.3 je znázornená iterovaná rekonštrukcia fantómu pre 2000 iterácií. Vedľa podkladového a rekonštruovaného obrázku sa nachádza vývoj chyby, resp. odchýlky v priebehu iterácií. Rekonštrukcia prebiehala s hodnotou relaxačného parametru 1, tzn. konvergencia k výsledku nebola príliš rýchla ani pomalá, kedy by bol vyžadovaný vyšší počet iterácií na dosiahnutie rovnakého výsledku. Výsledná chyba daná ako súčet druhých mocnín odchýlok, t.j. rozdielu spomínanom v kapitole 5.3 sa asymptoticky blíži k ustálenému stavu s čo najnižšou hodnotou (ideálne 0). Výsledky a vývoj tohto typu rekonštrukcie možno nájsť v prílohách na obr. A.7 a A.8. Počet detektorov bol v tomto prípade 8 kvôli zníženiu výpočetného času programu.

V rámci porovnania výsledkov a určenie vplyvu rôznych parametrov simulácie je možné ich hodnoty obmieňať a použiť pri rôznych typoch rekonštrukcií, či korekcií. Patrí medzi ne napr. počet LOR generovaných z jednotlivých pixelov (faktor intenzity), počet detektorov, polomer detektorového kruhu, priestorové rozlíšenie fantómu (jeho rozmery), smerodajná odchýlka normálneho rozloženia generovaného pozdĺž LOR pri TOF korekcií a pri rekonštrukčných algoritmoch sú to šírka filtrov, počet iterácií a relaxačný parameter. Väčšina z nich bola spomenutá a demonštrovaná rôznymi spôsobmi v predošlých kapitolách. Výsledky rekonštrukcií pre rôzne



Obr. 7.3: Výsledky iterovanej rekonštrukcie (SART) pre 2000 iterácií (vľavo - fantóm, uprostred - rekonštruovaný obraz, vpravo - vývoj odchýlky počas iterácií)

počty detektorov a vygenerovaných LOR sú uvedené v prílohách na obr. A.3, A.2, A.4 a A.5. Všeobecne v súlade s teoretickými predpokladmi sa pri vyššom počte detektorov zlepšuje subjektívny dojem a kvalita výsledného obrazu, resp. jeho presnosť. To isté platí aj o počte vygenerovaných LOR. V oboch týchto prípadoch však dochádza k zvýšeniu časovej náročnosti programu.

8 Laboratórne cvičenia pre demonštráciu PET zobrazovania

Jedným z možných využití všeobecne simulácií a simulátorov je výuka a vzdelávanie. V tejto oblasti dochádza vďaka nim k lepšiemu pochopeniu fungovania modelovaných systémov, ich štruktúr a prvkov, ale takisto k experimentom s podmienkami inak náročnými v reálnych prevedeniach. K jednotlivým úlohám slúži práca, poprípade elektronická príloha ako možná predloha (matematické rovnice, teoretický základ).

Základná simulácia

Zadanie úlohy pozostáva z matematického vyjadrenia základnej simulácie PET zobrazovania. Úlohou je v programovom prostredí vytvoriť funkcie, ktoré zohľadnia náhodný faktor generovania LOR pri danom rozložení nuklidu a následne získajú informáciu o priesečníkoch LOR s danými detektormi.

Ide o vypracovanie jednotlivých krokov úlohy:

1. Načítajte fantóm, ktorý reprezentuje jednoduché rozloženie nuklidu v tele pacienta. Môže byť použitý podkladový obrázok *pet_phantom.png* zahrnutý v elektronickej prílohe.
2. Určite vhodný faktor intenzity a prevedte generovanie LOR na podkladovom fantóme (každý LOR je priradený náhodný smer a dĺžka).
3. Pre simuláciu rozloženia detektorov použite funkciu `simulate_detectors_circular` s vhodným počtom a polomerom kruhu.
4. Vytvorte funkciu, ktorá vypočíta priesečník LOR s detektormi a určí uhol snímania.

Korekcie

U úloh zameraných na zohľadnenie korekcií vo výslednom obraze ide hlavne o zlepšenie subjektívneho dojmu výsledného obrazu a ich vizuálnu interpretáciu.

Zadanie pre zohľadnenie korekcie:

1. Po vygenerovaní LOR z predchádzajúcej úlohy ich zobrazte na podkladovom obrázku.
2. Podlíz každej LOR vygenerujte funkciu normálneho rozloženia, ktorej stredná hodnota bude vo východzom pixeli LOR (hodnota bude v tomto bode maximálna, 1).
3. Podľa vlastného uváženia nastavte hodnotu smerodajnej odchýlky normálneho rozloženia a sledujte vplyv jej zmeny na výsledný obraz s váhovanými LOR.

4. Diskutujte možné vplyvy TOF korekcie na samotné PET zobrazovanie.

Rekonštrukčné techniky

Pri jednotlivých typoch rekonštrukčných techník je zámerom skôr ich porovnanie, zhodnotenie kvality výsledného obrazu, pomeru medzi vplyvom rôznych artefaktov, kontrastom a vyhladením šumu.

Zadanie porovnania jednotlivých typov rekonštrukčných techník:

1. Spustite skript *demo.py* z elektronickej prílohy.
2. Pri vyzvaní k zadaniu jednotlivých parametrov voľte parametre podľa vlastného uváženia alebo použite predvolené hodnoty z tabuľky 7.1.
3. Výstupmi skriptu sú rekonštruované obrazy pomocou rôznych typov algoritmov. Navrhnite spôsoby, akými by sa dali porovnať rekonštruované obrazy, popřípade kvantifikovať ich kvalita.
4. Skript vhodne doplňte o tieto porovnávacie metriky a zaistite ich vypísanie na konci programu.
5. Vyhodnoťte výsledky pre meniace sa parametre simulácie a ich vplyvy na výsledné obrazy.

Záver

Táto bakalárska práca sa venuje pochopeniu zobrazovania v nukleárnej medicíne a samotnému PET zobrazovaniu v teoretickej rovine. Teoretická časť je tvorená rešeršou interakcií a veličín využívaných v nukleárnej medicíne a technike PET - jej princípu, detekcii a rekonštrukčným technikám s korekciami. Zahŕňa takisto porovnanie stavby 2D a 3D systémov, rekonštrukciu s využitím TOF, zoznam rádiofarmák a v neposlednej rade sa venuje hybridným zobrazovacím metódam (PET/CT, PET/MRI) a samotnému klinickému využitiu.

V tretej kapitole sú predstavené niektoré už existujúce softwarové nástroje pre simuláciu PET zobrazovania, konkrétne Monte Carlo - GATE, easy-PET, SMART PET a ASIM.

Samotná praktická časť pozostáva zo základnej simulácie. Zahŕňa vytvorenie podkladového modelového obrázku s vygenerovaním jednotlivých línií anihilácií, simuláciu kruhového rozmiestnenia detektorov a vypočítanie priesečníkov každej línie s detektormi. Informáciou pre následnú rekonštrukciu je sinogram. Implementované sú rekonštrukčné algoritmy prostej a filtrovanej spätnej projekcie a iterovanej rekonštrukcie (SART). V rámci skvalitnenia rekonštrukcie sa môže využiť korekcia útlmu, ktorá dodáva výsledkom realistickejšiu podobu. V dnešnej dobe stále vyvíjaná a vylepšovaná TOF korekcia je v rámci simulácie vyjadrená vizuálne vyhodnotením najpravdepodobnejšej pozície anihilácie pri vykresľovaní LOR.

Výsledky z jednotlivých typov rekonštrukcií ukázali na menšiu časovú náročnosť spätných projekcií, vyhladenie celkového obrazu pomocou filtrovaných rekonštrukcií, ale konvergenciu k presnejším výsledkom algoritmom SART. Z hľadiska subjektívneho dojmu dáva lepšie výsledky algoritmus spätnej rekonštrukcie. V porovnaní rekonštruovaných obrazov s fantómom je najmenší rozdiel v prostej spätnej rekonštrukcii. Pri SART algoritme v priebehu iterácií výsledná odchýlka klesá, avšak obraz sa celkovým dojmom neponáša tak dobre na pôvodný. Pre demonštráciu PET zobrazovania bol vytvorený samostatný súbor pre možné sledovanie vplyvu parametrov simulácie. Súčasťou práce je aj návrh laboratórnych cvičení na vysvetlenie problematiky PET zobrazovania uvedený v poslednej kapitole.

Literatúra

- [1] DRASTICH, Aleš, 1990. *Zobrazovací systémy v lékařství*. Praha: Mezinárodní organizace novinářů. ISBN 80-214-0220-2.
- [2] BUSHBERG, Jerrold T.; SEIBERT, J. Anthony; LEIDHOLDT, Edwin M.; BOONE, John M., 2011. *The essential physics of medical imaging*. 3. vyd. Philadelphia: Wolters Kluwer. ISBN 978-0-7817-8057-5.
- [3] NAGWA: Lesson explainer: Electrons and energy levels. <https://www.nagwa.com/en/explainers/876161937430/>, [cit. 2023-11-28].
- [4] HENDEE, William R.; RUSSELL RITENOUR, E.: *Medical imaging physics*. Nashville, TN: John Wiley & Sons, 4. vyd., máj 2002, ISBN 0-471-38226-4.
- [5] KUBINYI, Jozef; SABOL, Jozef; VONDRÁK, Andrej: *Principy radiační ochrany v nukleární medicíně a dalších oblastech práce s otevřenými radioaktivními látkami*. Praha: Grada Publishing, október 2018, ISBN 978-80-271-0168-9.
- [6] CT Physics. https://web2.uwindsor.ca/courses/physics/high_schools/2006/Medical_Imaging/ctphysics.html, [cit. 2023-11-28].
- [7] Photoelectric Effect. https://www.researchgate.net/figure/Schematic-representation-of-the-photoelectric-effect-and-forming-of-an-Auger-electron_fig1_298709741, [cit. 2023-12-25].
- [8] Compton and Rayleigh Scattering. https://www.researchgate.net/figure/diagram-illustrating-the-difference-between-Compton-and-Rayleigh-scattering_fig13_233135686, [cit. 2023-11-28].
- [9] Radioactive decay. https://creationwiki.org/Radioactive_decay, [cit. 2023-11-28].
- [10] *Nuclear Medicine Physics*. Non-serial Publications, Vienna: INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, december 2014, ISBN 978-92-0-143810-2.
- [11] *Comprehensive Biomedical Physics*. Elsevier, november 2014, ISBN 978-0-444-53632-7.
- [12] Positron annihilation. https://www.researchgate.net/figure/Schematic-diagram-of-positron-annihilation_fig3_226811300, [cit. 2023-11-28].

- [13] Types of Coincidences. https://www.researchgate.net/figure/Three-types-of-coincidences-in-a-PET-detector-True-Scatter-and-Random_fig4_267838184, [cit. 2023-11-29].
- [14] Introduction to PET Physics: Detection systems in PET. https://depts.washington.edu/imreslab/from%20old%20SITE/pet_intro/intro_src/section5.html, [cit. 2023-12-05].
- [15] ALESSIO, Adam M.; KINAHAN, Paul: PET Image Reconstruction. 2005. <https://api.semanticscholar.org/CorpusID:15423985>.
- [16] ASL, Mahsa Noori; SADREMOMTAZ, Alireza: Analytical image reconstruction methods in emission tomography. *J. Biomed. Sci. Eng.*, ročník 06, č. 01, január 2013, s. 100-107.
- [17] Sinogram and Backprojection. https://www.researchgate.net/figure/The-sinogram-of-an-object-phantom-image-is-created-by-calculating-the-radon-transform_fig90_321936226, [cit. 2023-11-29].
- [18] FLEISCHMANN, Dominik; BOAS, F. Edward: Computed tomography—old ideas and new technology. *Eur. Radiol.*, ročník 21, č. 3, marec 2011: s. 510-517.
- [19] WELLS, R Glenn; deKEMP, Robert A.: Does time-of-flight improve image quality in the heart?. *J. Nucl. Cardiol.*, ročník 26, č. 2, apríl 2019: s. 413-416.
- [20] VANDENBERGHE, S.; MIKHAYLOVA, E.; D'HOE, E.; a i.: Recent developments in time-of-flight PET. *EJNMMI Phys.*, ročník 3, č. 1, december 2016: str. 3, doi: <https://doi.org/10.1186/s40658-016-0138-3>.
- [21] SURTI, Suleman; KARP, Joel S.: Update on latest advances in time-of-flight PET. *Physica Medica*, ročník 80, 2020: s. 251-258, ISSN 1120-1797, doi: <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2020.10.031>.
- [22] MEADOWS, Angela; ALLIE, Rayjanah: The growth and progression of PET-CT. <https://society-of-radiographers.shorthandstories.com/the-growth-and-progression-of-pet-ct/index.html>, [cit. 2023-11-28].
- [23] BARANWAL, Medha Baranwal: Current scenario of hybrid PET-MRI of the heart. <https://speciality.medicaldialogues.in/current-scenario-of-hybrid-pet-mri-of-the-heart/>, august 2018, [cit. 2023-11-29].
- [24] VANDENBERGHE, Stefaan; MOSKAL, Pawel; KARP, Joel S.: State of the art in total body PET. *EJNMMI Phys.*, ročník 7, č. 1, máj 2020, str. 35.

- [25] THYSSEN, Charlotte; VANDENBERGHE, Stefaan: *PET and SPECT of Neurobiological Systems: Total-Body PET*. Cham: Springer International Publishing, 2021, s. 93-103.
- [26] ROMANO, Paul K.; FORGET, Benoit: The OpenMC Monte Carlo particle transport code. *Annals of Nuclear Energy*, ročník 51, 2013: s. 274-281, ISSN 0306-4549, doi: <https://doi.org/10.1016/j.anucene.2012.06.040>.
- [27] JAN, S.; SANTIN, G.; STRUL, D.; a i.: GATE: a simulation toolkit for PET and SPECT. *Phys. Med. Biol.*, ročník 49, č. 19, október 2004: s. 4543-4561.
- [28] AI, Teh Chia; binti WAN SAID, Wan Zailah; SAHAR, Norsuzlin Mohd; a i.: *Technological Advancement in Instrumentation & Human Engineering: Image Reconstruction Technique Using Radon Transform*. editácia M. H. A. Hassan, M. H. Zohari, K. Kadirgama, N. A. N. Mohamed, A. Aziz, Singapore: Springer Nature Singapore, 2023, ISBN 978-981-19-1577-2, s. 735-754.
- [29] de SOUSA e Sá, Pedro Miguel Martins: *Image Reconstruction Algorithm Implementation for the easyPET: a didactic and pre-clinical PET system*. Phd thesis, Universidade de Lisboa, Faculdade de ciencias, Departamento de física, 2017, https://repositorio.ul.pt/bitstream/10451/31700/1/ulfc124076_tm_Pedro_S%C3%A1.pdf.
- [30] PFAEHLER, Elisabeth; De JONG, Johan R.; DIERCKX, Rudi A. J. O.; a i.: SMART (SiMulAtion and ReconsTruction) PET: an efficient PET simulation-reconstruction tool. *EJNMMI Phys.*, ročník 5, č. 1, september 2018: str. 16.
- [31] SMART PET. https://www.researchgate.net/figure/The-SMART-PET-GUI-On-the-upper-left-the-parameters-of-the-reconstruction-can-be-set_fig5_327729774, [cit. 2023-12-05].
- [32] ELSTON, Brian; COMTAT, Claude; HARRISON, R.L.; a i.: ASIM: An analytic PET simulator. *Monte Carlo Calculations in Nuclear Medicine: Applications in Diagnostic Imaging*, september 2017: s. 201-220, doi: 10.1201/b13073-12.
- [33] ASIM PET Simulator. <https://depts.washington.edu/asimuw/>, [cit. 2023-12-10].
- [34] Numeracy, Maths and Statistics - Academic Skills Kit — ncl.ac.uk. <https://www.ncl.ac.uk/webtemplate/ask-assets/external/maths-resources/core-mathematics/geometry/equation-of-a-straight-line.html>, [cit. 2023-12-25].

- [35] DEFRISE, Michel; KINAHAN, Paul E.; MICHEL, Christian J.: Image Reconstruction Algorithms in PET. <https://eknygos.lsmu.lt/springer/370/63-91.pdf>, [cit. 2024-04-26].
- [36] Radon transform — skimage 0.23.2 documentation. https://scikit-image.org/docs/stable/auto_examples/transform/plot_radon_transform.html. [cit. 2024-05-10].
- [37] HANSEN, Per Christian; JØRGENSEN, Jakob Sauer: AIR Tools II: algebraic iterative reconstruction methods, improved implementation. *Numer. Algorithms*, november 2017.
- [38] Hansen, Per Christian; SAXILD-HANSEN, Maria: *AIR Tools: A MATLAB Package of Algebraic Iterative Reconstruction Techniques*. Department of Applied Mathematics and Computer Science, Technical University of Denmark, Building 324, DK-2800 Lyngby, Denmark, júl 2015.
- [39] Attenuation coefficients. https://www.researchgate.net/figure/e-Linear-attenuation-coefficient-m-mass-attenuation-coefficient-m-r-and-mass-energy_tbl1_274321946, [cit. 2024-05-19].
- [40] TONG, Shan; ALESSIO, Adam M.; KINAHAN, Paul E.: Image reconstruction for PET/CT scanners: past achievements and future challenges. *Imaging Med.*, ročník 2, č. 5, október 2010: s. 529-545.
- [41] WU, Yibao; IATROU, Maria: Cartesian Prime PET/CT: Time-of-Flight Technology. Canon Medical Systems USA, 2023, Medical Affairs Manager: Yibao Wu, PhD; Medical Affairs Leader: Maria Iatrou, PhD, MBA.

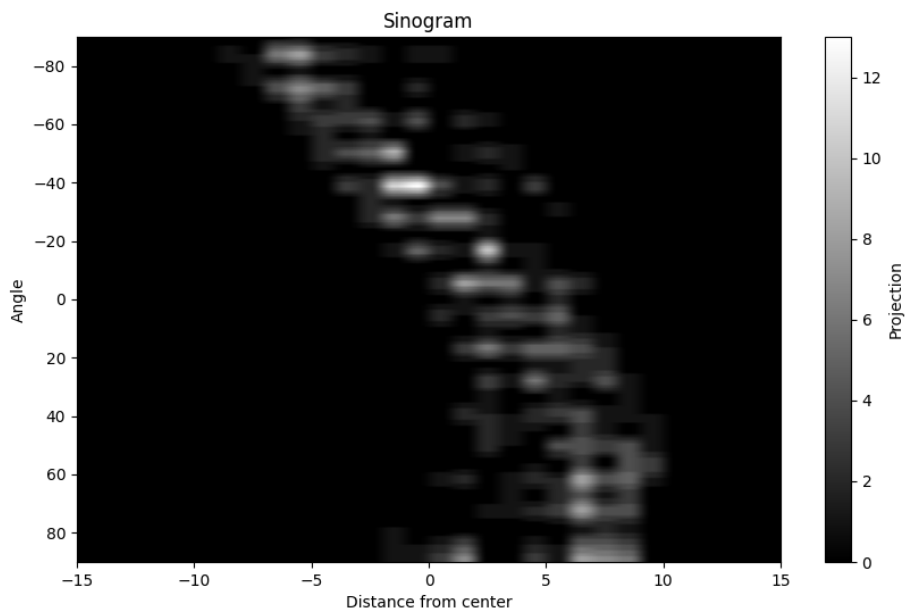
Zoznam symbolov a skratiek

BGO	bizmut germanát oxid
CT	počítačová tomografia – Computed Tomography
F18FDG	F-18-fluoro-deoxy-glukóza
FOV	zorné pole – Field Of View
GATE	Geant4 Application for Tomographic Emission
GSO	gadolínium oxyorthosilikát
GUIDE	Graphical User Interface Development Environment
LET	lineárny prenos energie – Linear Energy Transfer
LOR	lína odozvy – Line Of Response
LSO	lutecium oxyorthosilicate
LYSO	lutecium-yttrium oxyorthosilikát
MLEM	Maximum Likelihood Expectation Maximization
MLP	Most Likely Position
MRI	magnetická rezonančná tomografia – Magnetic Resonance Imaging
PET	pozitrónová emisná tomografia – Positron Emission Tomography
RTG	röntgen, röntgenové žiarenie
SART	Simultaneous Algebraic Reconstruction Technique
SNR	pomer signál/šum – Signal to Noise Ratio
SPECT	jednofotónová emisná tomografia – Single Photon Emission Tomography
TOF	čas priletu fotónov – Time Of Flight

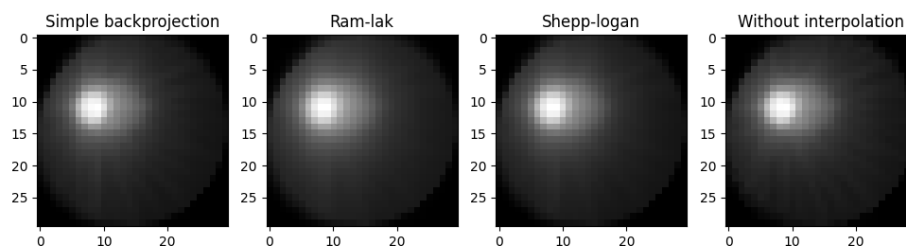
Zoznam príloh

A	Výsledky simulácie pre rôzne nastavené parametre	81
B	Obsah elektronickej prílohy	86

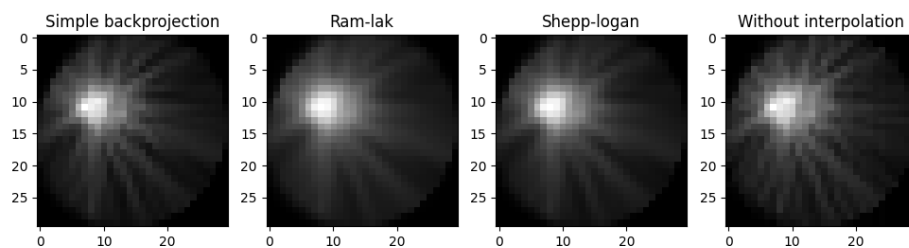
A Výsledky simulácie pre rôzne nastavené parametre



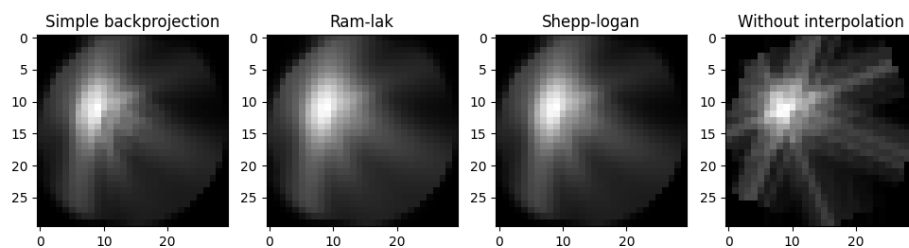
Obr. A.1: Sinogram podkladového fantómu pre faktor intenzity 10



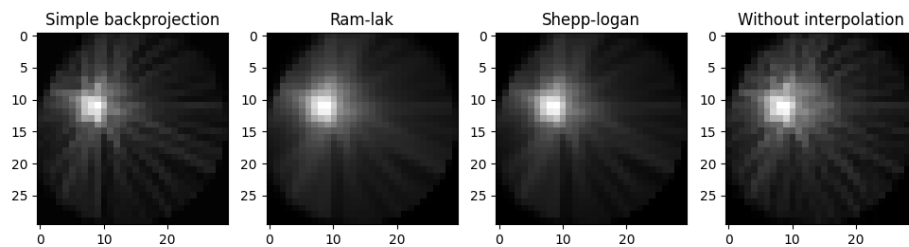
Obr. A.2: Spätné projekcie fantómového obrázku pre faktor intenzity 500 (32 detektorov)



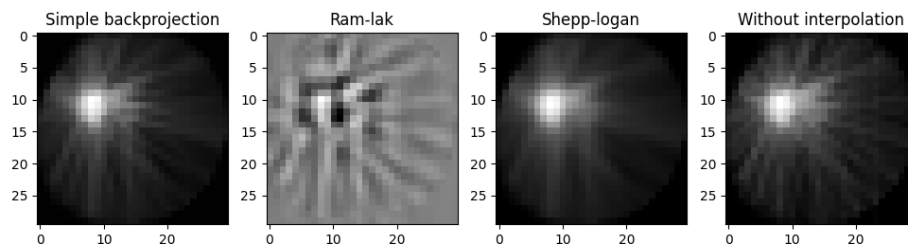
Obr. A.3: Spätne projekcie fantómového obrázku pre faktor intezity 10 (32 detektorov)



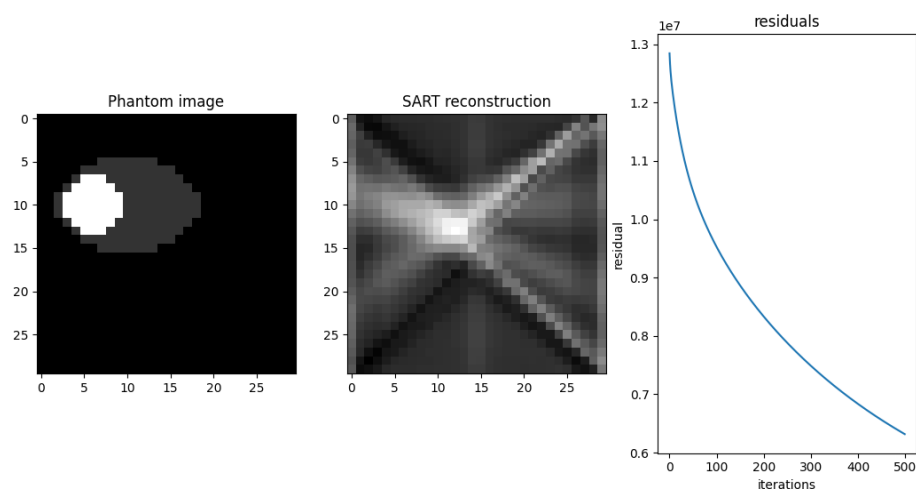
Obr. A.4: Spätne projekcie fantómového obrázku pre 8 detektorov (faktor intezity 10)



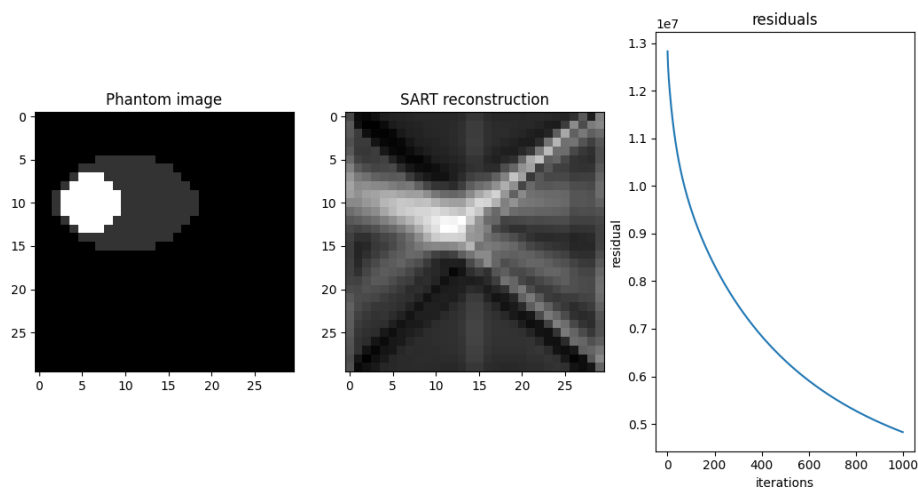
Obr. A.5: Spätne projekcie fantómového obrázku pre 64 detektorov (faktor intezity 10)



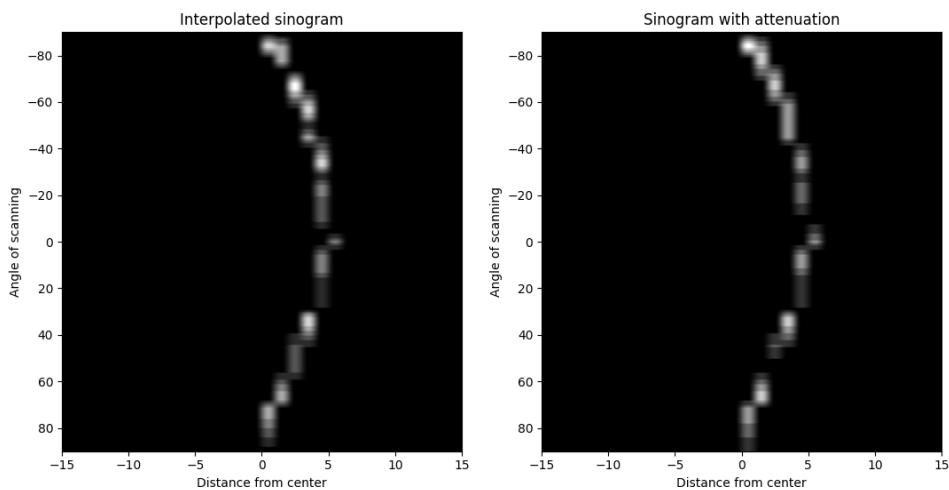
Obr. A.6: Spätne projekcie fantómového obrázku pre šírku filtru 10 (32 detektorov, faktor intenzity 10)



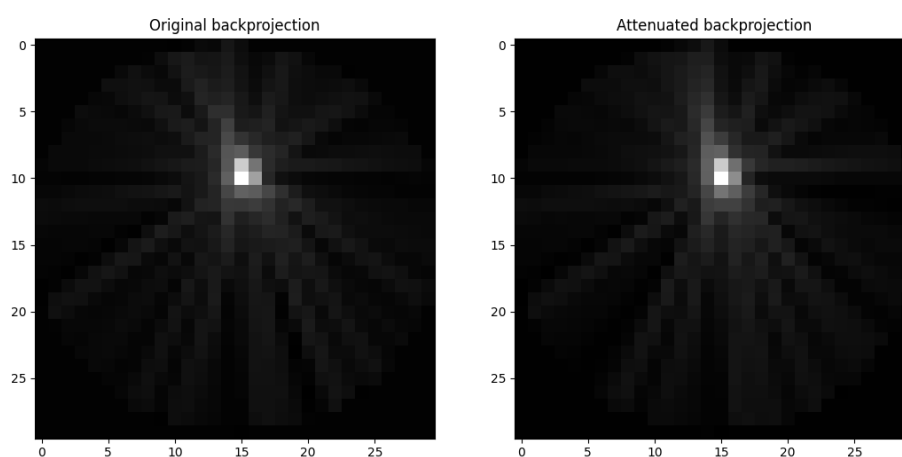
Obr. A.7: Výsledky iterovanej rekonštrukcie SART pre 500 iterácií (vľavo - fantóm, uprostred - rekonštruovaný obraz, vpravo - vývoj odchýlky počas iterácií)



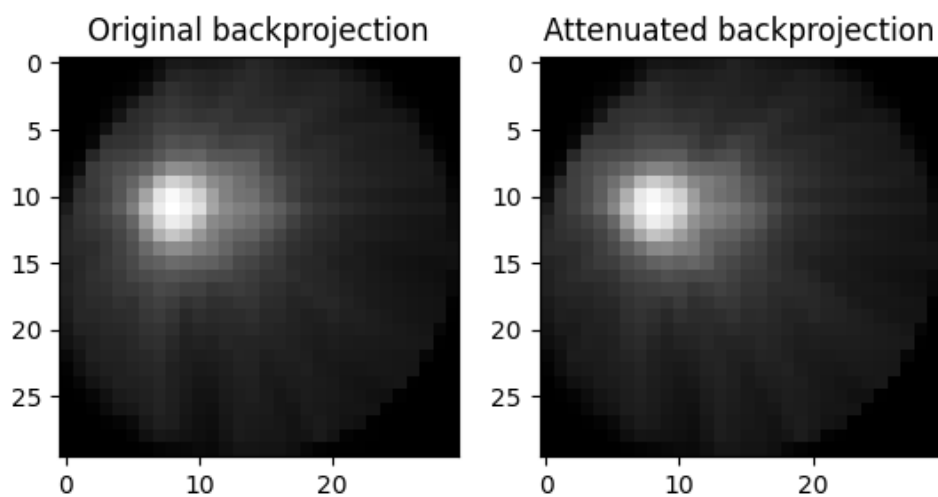
Obr. A.8: Výsledky iterovanej rekonštrukcie SART pre 1000 iterácií (vľavo - fantóm, uprostred - rekonštruovaný obraz, vpravo - vývoj odchýlky počas iterácií)



Obr. A.9: Porovnanie sinogramov bodového zdroja bez (vľavo) a s (vpravo) korekciou útlmu (32 detektorov)



Obr. A.10: Spätaná rekonštrukcia fantómu bez (vľavo) a s (vpravo) korekciou útlmu (32 detektorov)



Obr. A.11: Korekcia útlmu pre fantóm s počtom 1483 utlmených LOR pre faktor intenzity 100 (32 detektorov)

B Obsah elektronickej prílohy

Elektronická príloha obsahuje zložku s jednotlivými skriptami daných krokov simulácie PET zobrazovania. Skripty boli napísané v jazyku Python, verzia 3.10 v prostredí PyCharm.

pet_sim.....	koreňový adresár priložených súborov
├─ pet_sim.py.....	základná simulácia PET zobrazovania
├─ pet_phantom.png.....	podkladový fantóm pre simuláciu
├─ reconstruction.py.....	prostá a filtrovaná spätná projekcia
├─ iterative_reconstruction.py.....	iterovaná rekonštrukcia
├─ attenuation.py.....	zohľadnenie korekcie útlmu
├─ tof_correction.py.....	zohľadnenie TOF korekcie
├─ demo.py.....	testovanie parametrov simulácie