



Zdravotně
sociální fakulta
Faculty of Health
and Social Sciences

Jihočeská univerzita
v Českých Budějovicích
University of South Bohemia
in České Budějovice

**Závislost šumu v PET obraze jater na aplikované
aktivitě, hmotnosti a BMI pacienta**

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Studijní program: [SPECIALIZACE VE ZDRAVOTNICTVÍ](#)

Autor: Veronika Pejšková

Vedoucí práce: MUDr. Vojtěch Kratochvíl, MHA

České Budějovice 2022

Prohlášení

Prohlašuji, že svoji bakalářskou práci s názvem „Závislost šumu v PET obraze jater na aplikované aktivitě, hmotnosti a BMI pacienta“ jsem vypracovala samostatně pouze s použitím pramenů a literatury uvedených v seznamu citované literatury.

Prohlašuji, že v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb. v platném znění souhlasím se zveřejněním své bakalářské práce, a to v nezkrácené podobě elektronickou cestou ve veřejně přístupné části databáze STAG provozované Jihočeskou univerzitou v Českých Budějovicích na jejich internetových stránkách, a to se zachováním mého autorského práva k odevzdanému textu této kvalifikační práce. Souhlasím dále s tím, aby toutéž elektronickou cestou byly v souladu s uvedeným ustanovením zákona č. 111/1998 Sb. zveřejněny posudky školitele a oponentů práce i záznam o průběhu a výsledku obhajoby kvalifikační práce. Rovněž souhlasím s porovnáním textu mé kvalifikační práce s databází kvalifikačních prací Theses.cz provozovanou Národním registrem vysokoškolských kvalifikačních prací a systémem na odhalování plagiátů.

V Českých Budějovicích dne 2.5. 2022

.....

Veronika Pejšková

Poděkování

Ráda bych poděkovala vedoucímu mé bakalářské práce panu primáři MUDr. Vojtěchu Kratochvílovi, MHA za odborné vedení, cenné rady a pomoc při zpracování této práce.

Abstrakt

Tématem této bakalářské práce je „Závislost šumu v PET obraze jater na aplikované aktivitě, hmotnosti a BMI pacienta“.

Pozitronová emisní tomografie (PET) je v dnešní době jedno z nejvíce využívaných vyšetření v oblasti onkologických onemocnění.

Cílem bakalářské práce je sledovat šum v PET obraze jater při pozitronové emisní tomografii (PET) s FDG (fluorodeoxyglukóza) v závislosti na aplikované aktivitě, hmotnosti a BMI pacienta. Dalším cílem této práce je ke stávajícímu algoritmu určení aktivity aplikovaného množství FDG vycházejícího čistě z hmotnosti pacienta navrhnout alternativní algoritmus se zohledněním BMI s cílem zachovat kvalitu zobrazení a redukovat radiační zátěž, která je spojena s vyšetřením.

V návaznosti na tyto cíle byla vytvořena hypotéza, kde zohledněním BMI pacienta při určování aktivity aplikovaného množství FDG lze při zachování míry šumu redukovat radiační zátěž spojenou s daným vyšetřením.

V úvodu této bakalářské práce jsem se zaměřila na podrobný popis principu zobrazovací metody PET, jeho stavby a vším, co je se zobrazovací metodou PET spojeno. Podstatnou část teorie této práce zaujímají informace, které souvisí s kvalitou PET obrazu, především míra šumu. Dále jsem specifikovala jednotlivá radiofarmaka využívající se v oblasti PET a větší pozornost jsem zaměřila na radiofarmakum FDG, které je pro tuto práci stěžejní. Část této bakalářské práce se dále věnuje i aplikované aktivitě a prvkům, které s ní souvisejí, tedy hmotnost a BMI. V poslední části bakalářské práce jsem se zaměřila na popis hybridní metody PET/CT.

Praktická část byla zaměřena na kvantitativní výzkum. Pro tento výzkum bylo nejprve stanoveno, jaké parametry bude nutné dohledat pro zpracování praktické části a poté byla nasbírána data od pacientů vyšetřovaných pomocí FDG PET/CT v PET centru v Nemocnici České Budějovice a.s. za kalendářní rok 2021. Tato data byla následně graficky znázorněna, a nakonec využita k analýze. Doplňkem k závislosti šumu na hmotnosti pacienta bylo vytvořeno znázornění závislosti hmotnosti na BMI pacienta.

Z výsledků praktické části vyplynulo, že šum je ovlivňován aplikovanou aktivitou, hmotností i BMI pacienta a na základě další analýzy byla potvrzena výchozí hypotéza. Konečné výsledky této práce mohou být dále využity k optimalizaci vyšetřovacího protokolu v PET centru Nemocnice České Budějovice a.s.

Klíčová slova

nukleární medicína; PET; FDG; šum; aplikovaná aktivita; hmotnost; BMI

Abstract

The topic of this bachelor thesis is "Dependence of noise in the PET image of the liver on the applied activity, weight and BMI of the patient".

Positron emission tomography (PET) is currently one of the most widely used examinations in the field of oncological diseases.

The goal of the bachelor thesis is to monitor the noise in the PET image of the liver during positron emission tomography (PET) with FDG (fluorodeoxyglucose) depending on the applied activity, weight and BMI of the patient.

Another goal of this work is to propose an alternative algorithm taking into account BMI in order to maintain the image quality and reduce the radiation exposure associated with the examination in addition to the existing algorithm for determining the activity of the applied amount of FDG based purely on patient weight.

In connection with these goals, a hypothesis was developed where, taking into account the patient's BMI in determining the activity of the applied amount of FDG, the radiation exposure associated with the examination can be reduced while maintaining the noise level.

In the introduction to this bachelor's thesis, I focused on a detailed description of the principle of the PET imaging method, its construction and everything associated with the PET imaging method. A substantial part of the theory of this work is occupied by information related to the quality of the PET image, especially the noise level. I also specified the individual radiopharmaceuticals used in the field of PET and I focused more attention on the radiopharmaceutical FDG, which is crucial for this work. Part of this bachelor thesis also deals with the applied activity and the elements related to it, is weight and BMI. In the last part of the bachelor thesis I focused on the description of the hybrid PET / CT method.

The practical part was focused on quantitative research. For this research, it was first determined what parameters will need to be found for the processing of the practical part and then data were collected from patients examined by FDG PET / CT at the PET center in the Hospital of České Budějovice a.s. for the calendar year 2021.

This data was then graphically plotted and finally used for analysis. In addition to the dependence of noise on patient weight, a representation of weight on patient BMI was created.

The results of the practical part showed that the noise is affected by the applied activity, weight and BMI of the patient and based on further analysis, the initial hypothesis was confirmed. The final results of this work can be further used to optimize the examination protocol in the PET center of the Hospital of České Budějovice a.s.

Keywords

nuclear medicine; PET; FDG; noise; applied activity; weight; BMI

Obsah

1	Teoretická část.....	11
1.1	Historie PET.....	11
1.2	PET.....	12
1.2.1	Princip PET.....	12
1.2.2	Stavba PET kamery	13
1.2.3	Akvizice dat	13
1.2.4	Rekonstrukce dat.....	16
1.2.5	Zobrazení dat	18
1.2.6	Hodnocení PET vyšetření	18
1.2.7	Kvalita PET obrazu.....	19
1.2.8	Závislost šumu na akvizičním čase a aplikované aktivitě	22
1.2.9	Rušivé jevy v PET obraze.....	22
1.2.10	Indikace a kontraindikace PET	23
1.3	Radiofarmaka používané v PET oblasti	24
1.3.1	Fluorodeoxyglukóza	25
1.3.2	Ostatní radiofarmaka.....	25
1.4	Aplikovaná aktivita	27
1.4.1	Fixní hodnoty aplikované aktivity	27
1.4.2	Aplikovaná aktivita podle hmotnosti	27
1.4.3	Aplikovaná aktivita podle BMI	28
1.5	Fyziologická distribuce FDG	29
1.5.1	Vliv šumu na zobrazení akumulace FDG v játrech	30
1.6	PET/CT	31
1.6.1	Výhody a nevýhody PET/CT.....	31
2	Cíl práce a hypotézy	33
2.1	Cíle práce	33
2.2	Hypotéza práce.....	33
3	Metodika.....	34
4	Výsledky.....	35
4.1	Vstupní data	35
4.2	Obecná statistika pro praktickou část.....	38
4.3	Formulace statistického šetření	40

4.4	Závislost šumu na aplikované aktivitě	41
4.5	Závislost šumu na hmotnosti.....	42
4.5.1	Závislost šumu hmotnosti u pacientů rozdělených dle BMI.....	43
4.6	Závislost šumu na BMI	44
5	Diskuze	46
6	Závěr.....	50
7	Seznam literatury	51
8	Seznam použitých obrázků.....	56
9	Seznam použitých tabulek	57
10	Přílohy	58
11	Seznam použitých zkratk	59

Úvod

Nukleární medicínou se rozumí obor, který se zabývá diagnostikou a léčbou mnoha onemocnění pomocí radiofarmak, jejichž součástí jsou otevřené radionuklidové zdroje.

V dnešní době je nukleární medicína nedílnou součástí medicíny a velkou roli v ní zastává diagnostická zobrazovací metoda PET. Pozitronová emisní tomografie neboli PET nám pomáhá diagnostikovat celou škálu onemocnění. Nejvíce tuto metodu využíváme u onkologických onemocnění, u kterých umožňuje časnou diagnostiku, přesné hodnocení rozsahu onemocnění, plánování léčby či hodnocení efektu zvolené léčby. Dále se využívá v diagnostice systémových zánětů, infekčních fokusů, kardiologických a neurologických onemocnění a v dalších oblastech. Praktické využití PET v medicíně rapidně expanduje díky nově vytvářeným vyšetřovacím látkám – radiofarmakům.

Teoretická část se převážně zabývá technickými základy PET a kvalitou PET obrazu, jež je zásadní pro přesnou diagnostiku. Kvalita PET obrazu je ovlivněna celou řadou faktorů a jedním z nich je právě míra šumu. Ta bude dále zkoumána v praktické části, která se zabývá přesněji tím, jak velký vliv má aplikovaná aktivita, hmotnost a BMI pacienta na míru šumu v PET obraze jater s fluorodeoxyglukózou (FDG).

Výsledky této práce by mohly být v budoucnu uplatněny v PET centru České Budějovice a.s. ke zdokonalení vyšetřovacích protokolů a dále i ke snížení radiační zátěže, která s vyšetřením úzce souvisí.

1 Teoretická část

1.1 Historie PET

Velmi podstatnou událostí pro budoucí vývoj pozitronové emisní tomografie bylo objevení pozitronu roku 1932 C. Andersonem. (Ullmann, 2021)

Dalším důležitým krokem ve vývoji PET se považuje rok 1973, kdy Martin Reivich, David Kuhl a Abass Alavi přišli s návrhem využití pozitronové emisní tomografie s fluorodeoxyglukózou (tzv. FDG-PET). (Votrubová et al., 2009) Za objevením fluorodeoxyglukózy roku 1968 stojí prof. Josef Pacák a Miroslav Černý. (Kontrová, 2015) Schéma syntézy FDG bylo později upraveno Alfredem Wolfem za pomoci jeho výzkumného týmu, a díky tomu bylo možné začít provádět vyšetření pomocí PET s FDG. První vyšetření mozku a těla pomocí FDG-PET bylo umožněno roku 1976 na Pensylvánské univerzitě. Později, v 80. letech, byly prováděny PET vyšetření neuropsychiatrických onemocnění a od 90. let je PET rutinní zobrazovací modalitou u řady onemocnění a indikační kritéria se rychle rozšiřují. (Votrubová et al., 2009)

Zásadní evoluční krok představoval příchod hybridních zobrazovacích systémů PET/CT, které na přelomu tisíciletí zcela nahradily samotné PET scannery. Hybridní zobrazovací metoda PET/CT byla vytvořena Davidem Townsendem. V roce 1998 byl zprovozněn první prototyp PET/CT, ale teprve od roku 2001 bylo umožněno hybridní zobrazovací metodu využívat pro širokou veřejnost. (Votrubová et al., 2009)

V České republice bylo první vyšetření pomocí pozitronové emisní tomografie provedeno 25. 8. 1999 v Nemocnici Na Homolce v Praze. Od roku 2003 jsou zde prováděny vyšetření pomocí hybridního systému PET/CT. (Bělohávek, 2010 – 2017) (Nemocnice Na Homolce, 2021)

Od roku 2005 se začaly konstruovat hybridní systémy PET/CT a v současné době se v České republice nachází dohromady 15 PET/CT scannerů, např. ve Fakultní nemocnici v Plzni, Olomouci, Brně, ve VFN v Praze či v Proton Therapy Center Czech, s.r.o. a jiné. Od roku 2016 se hybridní systém PET/CT nachází také na ONM v Nemocnici České Budějovice, a.s. (Bělohávek, 2010 - 2017) (Ullmann, 2021)

1.2 PET

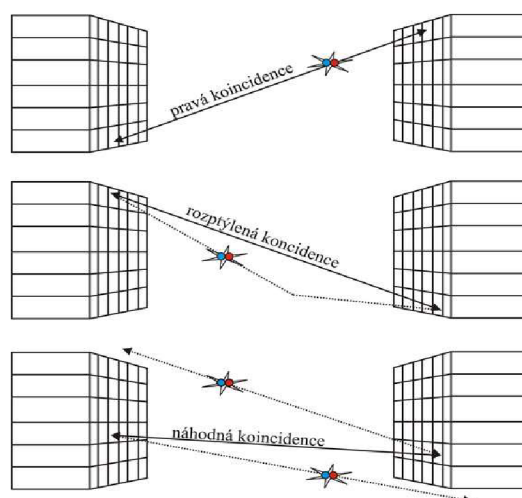
Pozitronová emisní tomografie dokáže 3D mapování radiofarmak (např. ^{18}F -FDG), které jsou aplikovány pacientovi před vyšetřením. (Fanti et al., 2005)

„Metoda pozitronové emisní tomografie je založena na detekci anihilačních fotonů vznikajících při interakci pozitronu s elektronem v těle pacienta, kterému byl podán radionuklid emitující pozitrony. Při radioaktivní přeměně pozitronového zářiče je z jádra vyzářena kladná částice – pozitron – e^+ . V hmotném prostředí pozitron srážkami s elektrony atomových obalů mění svůj směr, postupně ztrácí energii. Po krátké dráze se prakticky zastaví a při interakci s elektronem e^- dochází k anihilaci, tj. k přeměně páru elektron – pozitron na dva fotony gama o energii 511 keV, které vylétají z místa anihilace současně opačným směrem od sebe téměř přesně v úhlu 180° .“ (Šabata, 2019, s.51).

1.2.1 Princip PET

Detekce

U pozitronové emisní tomografie je podstatné, aby oba fotony gama vzniklé anihilací protonu byly současně registrovány na detekční soupravě PET scanneru. V takovém případě lze předpokládat polohu anihilace na spojnici detekčních míst na detekčním prstenci PET scanneru. Jedná se o tzv. koincidenční detekci a registrovány jsou pouze impulzy, jejichž energie nabývá 511 keV. Podmínkou je, aby se poloha anihilace nacházela na přímce, jež se vyskytuje mezi dvěma detektory. Rozdělují se 3 typy koincidencí: pravé, náhodné, rozptylové (obr. 1), ale také nemusí dojít k žádné koincidenční. V případě, že je registrován pár anihilačních fotonů z jedné anihilace, jejíž poloha je mezi dvěma protějšími detektory, označujeme koincidenční jako pravou. Pokud pár fotonů gama přichází ze dvou anihilací, ale dopadne v jeden moment do protilehlých detektorů, avšak poloha anihilací se neobjevuje na tzv. koincidenční přímce, nazývá se koincidenční náhodnou. V případě, že se jedná o koincidenční rozptylovou, dojde k rozptýlení jednoho z páru fotonu gama při tzv. Comptonově rozptylu. I v tomto případě se místo anihilace nenachází na koincidenční přímce. V některých případech je registrován v detektoru jen jeden z páru fotonů gama a druhý je rozptýlen při Comptonově rozptylu a nevzniká tak žádná koincidence. Kvalitní obraz je tvořen pouze pravými koincidenčními. (Šabata, 2019)



Obrázek 1: Typy koincencí, Zdroj: (Hušák et al., 2009)

1.2.2 Stavba PET kamery

Detekční soustava PET kamery vypadá jako kruhový prstenec, jenž se skládá z mnoha scintilačních krystalů s přibližnou velikostí 4 mm uspořádaných v bloky. Bloky mají rozměry 3x3 cm nebo 5x5 cm a každý z nich se pojí s čtyřmi fotonásobiči. Detektory kolem pacienta v průběhu akvizice nevytvářejí pohyb, ale snímají v rozsahu 360° kolem pacienta. (Hušák et al., 2009) (Šabata, 2019)

U PET se nevyužívá scintilační krystal NaI (Tl) kvůli jeho nízké hustotě. Proto se zde dává přednost krystalu BGO (bismut germanát oxid) a LSO (lutetium ortosilikát) z důvodu vyšší hustoty, která je potřebná pro detekci fotonů o energii 511 keV. Pro PET vyšetření je ale nejvýhodnější scintilační krystal LSO, který má oproti BGO poměrně krátkou dobu scintilačního záblesku, a díky tomu i krátkou mrtvou dobu určitého detektoru. To má za následek také snížení výskytu jiných než pravých koincencí, které jsou důležité pro vytvoření kvalitního PET obrazu. (Wieler et al., 2000) (Hušák et al., 2009)

U scintilačních krystalů je nutné věnovat pozornost náhlým výkyvům teplot z důvodu možného prasknutí krystalu. Teplota se může změnit pouze o 1,5 °C/hod. (Šabata, 2019)

1.2.3 Akvizice dat

Než dojde k samotné rekonstrukci PET obrazu, probíhá tzv. akvizice. Dojde k nasnímání velkého množství koincidenčních přímek či také přímek odezvy (Line Of

Response), které jsou pro akvizici zásadní. Tyto přímky jsou později rekonstruovány a výsledkem jsou transaxiální řezy. (Kupka et al., 2015)

Samotné PET/CT vyšetření je prováděno po určitém časovém intervalu od aplikace radiofarmaka. Vždy záleží na druhu aplikovaného radiofarmaka, protože distribuční doba jednotlivých radiofarmak je rozdílná. Např. při aplikaci radiofarmaka FDG je snímání zahájeno většinou za 1 hodinu od aplikace. (Šabata, 2019)

Každá akvizice začíná uložením pacienta do vhodné vyšetřovací polohy na lůžko PET scanneru. Poloha pacienta záleží na typu vyšetření, požadavcích lékaře a na schopnostech pacienta. Následně je zvolen vhodný akviziční protokol pro určité vyšetření. V současnosti se vyšetření provádí jen pomocí hybridního systému PET/CT, jehož akvizice (PET a CT) je popsána následovně. Akviziční protokol je obvykle zahajován nasnímáním topogramu, který nám pomáhá stanovit rozsah CT a PET snímání. Následně je provedena CT akvizice jen v předem určeném rozsahu, a to buď nativně, nebo s podáním kontrastní látky. Vyšetření je ukončeno PET akvizicí, kde jsou data snímána opět ve stejném rozsahu jako u CT akvizice. Detekční souprava PET snímá v jeden okamžik jen omezenou část těla. Aby byl snímán větší úsek těla či dokonce celé tělo, jsou možné dva přístupy snímání. Záleží však na tom, jaké technologické možnosti PET scanner má. První standardní možností je poziční snímání tzv. „BED“. Znamená to, že se v několika minutových intervalech vždy pacient posune do nové vyšetřovací pozice a postupně se takto vyšetří celá požadovaná část těla. Nutností je zde překrývání jednotlivých pozic, aby nebyla narušena kvalita PET vyšetření. Druhou možností je kontinuální posun, tzv. „FLOW“. Kontinuální posun je využíván podstatně méně, protože většina PET kamer touto technologií nedisponuje. Principem tohoto posunu je, že pacient na vyšetřovacím lůžku je pomalu průběžně posouván detekční gantry PET scanneru s detekční soustavou. (Votrubová et al., 2009) (Kratochvíl, 2021)

V akvizičním protokolu se podle typu vyšetření volí některý z následujících způsobů snímání:

- *List mode (plynulý záznam)*

List mode, získává obrazová data tak, že informace o přicházejících fotonech (čas a souřadnice dopadu fotonu, ...) zaznamenává neustále v průběhu snímání. Výsledný obraz je získán až po ukončení snímání, a díky tomu je možno rekonstruovat více

snímků s různými parametry z jednoho nasnímaného záznamu (matice, ...). (Kupka et al., 2015)

- *Frame mode (maticový záznam)*

Při maticovém záznamu, jenž je využíván nejčastěji, vzniká obraz již při získávání dat, a díky tomu lze pozorovat vznik obrazu a zároveň snímání vyšetření. Aby mohl být maticový záznam zakončen, musí být buď dosaženo předem zvoleného počtu impulzů pro snímek, nebo předem navolený časový interval snímání. (Kupka et al., 2015)

- *Gate mode (hradlový záznam)*

Intervalový záznam je využíván při snímání pohyblivých orgánů, především u vyšetření srdce (gating se srdeční akcí) a u plic (gating s dechovými pohyby). Snímání musí být sjednoceno společně s pohybem vyšetřovaného orgánu tak, aby nedocházelo k pohybovému artefaktu. (Kupka et al., 2015)

FDG PET/CT trupu

Nejčastěji prováděným vyšetřením v oblasti PET je FDG PET/CT trupu. V následujícím odstavci je popsán akviziční protokol, který využívá PET centrum v Nemocnici České Budějovice, a.s.

Před snímáním PET/CT se pacient nejdříve dojde vymočit (z důvodu snížení aktivity v močovém měchýři) a odloží veškeré kovové věci (řetízky, podprsenku, ...), které má na sobě. Poté je uložen na vyšetřovací lůžko do určité polohy-obvykle na zádech s nataženými horními končetinami za hlavou (pokud to zdravotní stav pacienta dovolí). Dále je vybrán vhodný akviziční protokol. Akvizice je zahájena obvykle po 60 minutách od aplikace FDG pacientovi a začíná topogramem (s parametry pro proud 25 mA a napětí 100 kV), který umožní nastavení rozsahu snímání. Poté je provedeno CT, a to buď s podáním kontrastní látky (u High-dose CT), nebo nativně (u Low-/High-dose CT). Při vyšetření s kontrastní látkou zahajuje CT akvizici tzv. bolus tracking. Tato technika spustí CT vyšetření až tehdy, kdy je po aplikaci kontrastní látky dosažena v aortě určitá hodnota denzity (100 HU). Následně je provedena samotná PET akvizice v rozsahu torza a snímání probíhá obvykle kontinuálně (FLOW). Rychlost akvizice při standardním rozsahu snímání je např. 1,1 mm/s pro hlavu a krk, 0,9 mm/s pro hrudník, břicho i pánev a 1,6 mm/s pro stehna. Vždy je ale rychlost akvizice závislá na hmotnosti

vyšetřovaného pacienta, aplikované aktivitě FDG, dále i na typu vyšetření atd. (Kratochvíl, 2021) Celá PET/CT akvizice trvá cca 10 – 30 minut. (Šabata, 2019)

1.2.4 Rekonstrukce dat

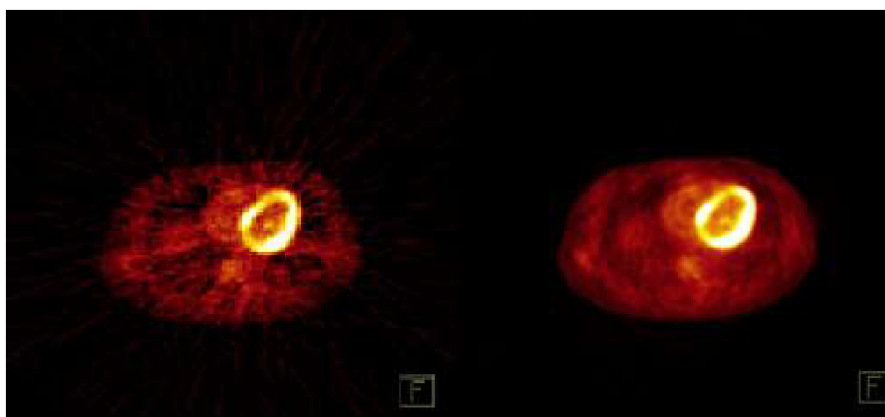
Pro rekonstrukci se využívají dvě metody: filtrovaná zpětná projekce (Filtered Back Projection, FBP) nebo iterativní rekonstrukce (IR) – na následujícím obrázku (obr. 2) lze vidět rozdíl mezi FBP a IR na transverzálních řezech z PET vyšetření v oblasti srdce. Iterativní rekonstrukce je v dnešní době používána častěji než filtrovaná zpětná projekce, která je sice rychlejší, ale vytváří hvězdicové artefakty a zvyšuje šum. Pomocí iterativní rekonstrukce získáme vyšší kvalitu obrazů a přímo v rekonstrukci můžeme vzít v potaz i vlastnosti PET kamery (např. šum, rozlišení, homogenitu). (Ullmann, 2021)

Pro zpracování obrazu pomocí iterativní rekonstrukce musí být vytvořeny série v matici, jejíž velikost se volí především jako čtvercová matice – 128 x 128 pixelů, 256 x 256 pixelů či 512 x 512 pixelů. Tyto série jsou vždy s korekcí a bez korekce na zeslabení, aby bylo případně možné posuzovat artefakty. (Ministerstvo zdravotnictví ČR, 2016)

Postup při iterativní rekonstrukci je následující: nejprve se odhadne počet voxelů v rekonstruovaném obrazu a porovná se s již naměřenými projekcemi (ve shodných úhlech jako počáteční projekce), opraví se počáteční odhad a stanoví se další, dokud se rozdíl mezi dvěma obrazy nerovná nule či je rozdíl menší než hodnota chyby, která byla již na začátku stanovena. Je nutné dbát na množství iterací, protože čím bude více iterací, tím bude narůstat statistická fluktuace v PET obraze. (Šabata, 2019)

Při zpracování dat pomocí iterativní rekonstrukce se nejčastěji využívá postup OSEM. Postup OSEM (Ordered Subject Expectation Maximization) znamená, že počet všech získaných projekcí je následně rozčleněn do tzv. subsetů neboli skupin. Při iterativní rekonstrukci se v jednotlivých krocích využije jen jeden subset a následovně se vytvořený obraz komparuje s dalším subsetem. (Šabata, 2019)

Výsledkem základních rekonstrukcí je trojice objemů dat. Jedná se o informace o naměřené aktivitě RF bez korekce na absorpci, dále data s korekcí na absorpci a absorpční koeficient, který sloužil pro korekci. (Bělohlávek, 2009)



Obrázek 2: FBP (vlevo) a IR (vpravo), Zdroj: (Hušák et al., 2009)

TOF

Time of Flight (TOF) neboli časová lokalizace místa anihilace je moderní forma rekonstrukce využívaná u většiny nejnovějších PET scannerů. Jedná se o čas od anihilace po detekci fotonů, které vznikají anihilací, a díky tomu lze odhadnout, kde na koincidenční přímce pravděpodobně anihilace vznikla. (Šabata, 2019)

Time of Flight má podstatnou roli ve vyšetřování obézních pacientů z důvodu snížení výskytu artefaktů spojených se šumem. (Lin, 2019)

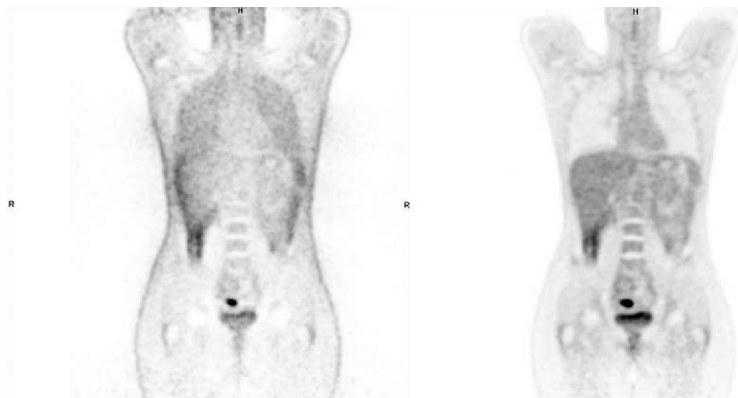
PSF

PSF (angl. Point-Spread Function) patří mezi moderní typy rekonstrukce dat. Jedná se o bodovou rozptylovou funkci, která pomáhá zvýšit kvalitu prostorové rozlišovací schopnosti PET kamery. Metoda PSF je závislá na poloze napříč zorným polem, tzv. Field Of View (FOV). (Murata et al., 2016)

Rekonstrukce s korekcí atenuace

V některých případech se mohou objevit tzv. atenuační artefakty, které vznikají tak, že dochází k odlišené absorpci páru anihilačních fotonů. Fotony z anihilací jsou absorbovány podle toho, jak hluboko je ložisko v těle uloženo. Pokud se ložisko nachází ve větší hloubce těla vyšetřovaného pacienta, tak se zdá, že je méně aktivní než to ložisko, které se nachází na povrchu těla pacienta. Proto se provádí tzv. korekce na zeslabení (Attenuation Correction, AC) (obr. 3). Ta je umožněna díky hybridnímu systému PET/CT, který koriguje nasnímaná PET data ze surových dat z CT. Ty

poskytnou důležité informace pro výpočet atenuační mapy pro následnou korekci. (Votrubová et al., 2009) (Šabata, 2019)



Obrázek 3: PET snímky bez korekce atenuace (vlevo) a po korekci (vpravo),

Zdroj: (Kratochvíl, 2021)

1.2.5 Zobrazení dat

Nasnímaná data jsou zobrazována jako multiplanární rekonstrukce – korigované a nekorigované PET obrazy, CT data a fúzovaná data PET/CT. (Ministerstvo zdravotnictví ČR, 2016)

PET vyšetření můžeme také zobrazovat v tzv. MIP (Maximum Intensity Projection). Jedná se o obraz, který otáčením promítne část s maximální akumulací RF. Nezáleží zde na hloubce umístění zdroje. (Šabata, 2019)

1.2.6 Hodnocení PET vyšetření

SUV – Výpočet akumulace v ložiscích

„SUV je bezrozměrná veličina definovaná jako poměr mezi objemovou jednotkou tkáně a celkovou aplikovanou aktivitou vztaženou na hmotnost pacienta. (Votrubová et al., 2009, str. 53)“

SUV (angl. Standard Uptake Value) určuje aktivitu radiofarmaka v PET obraze. Používá se nejčastěji k hodnocení PET obrazu s fluorodeoxyglukózou. (Radiopaedia, 2019)

Výpočet SUV je následující:

$$SUV = C(T) / [A(\text{MBq}) / m(\text{kg})]$$

C(T) ve vzorci označuje objemovou aktivitu, A (MBq) znamená aplikovanou aktivitu a m (kg) je označení pro hmotnost vyšetřovaného pacienta. (Radiopaedia, 2019)

Pacientovi je aplikováno RF, které se následně začne ve zvýšené míře vychytávat ve tkáních, které vyšetřujeme. V případě, že je SUV roven 1, představuje vyšetřovaná oblast průměrnou akumulaci RF. Pokud je SUV větší než 1, objevuje se akumulace radiofarmaka ve větší míře a v případě, že je SUV menší než 1, je RF ve vyšetřované vychytáváno velmi málo. (Votrubová et al., 2009)

SUV_{mean} a SUV_{max}

SUV_{mean} a SUV_{max} jsou nejběžnější způsoby interpretace SUV. Jedná se o průměrnou hodnotu SUV v oblasti zájmu (tzv. ROI). SUV_{mean} představuje průměrnou hodnotu SUV v ROI/VOI a není tolik citlivé na obrazový šum z důvodu zahrnutí informací voxelu z mnoha míst. SUV_{max} interpretuje nejvyšší hodnotu voxelu v ROI a je senzitivní na šum v zobrazované oblasti. (Weiss et al., 2012) (Kratochvíl, 2021)

1.2.7 Kvalita PET obrazu

Vysoká kvalita PET obrazu je důležitá pro správnou diagnostiku. Obraz ovlivňují následující důležité faktory: kontrast, prostorová rozlišovací schopnost, šum či citlivost PET scanneru. (Kupka et al., 2015) Jelikož vyšetření metodou PET trvá až několik desítek minut, může být kvalita obrazu ovlivněna i pohybem pacienta během vyšetření. Dalším problémem může být i např. špatně načasovaná akvizice po injekci či různé artefakty vzniklé např. v místě vpichu. (Ministerstvo zdravotnictví ČR, 2016)

Kontrast

Kontrast určuje při PET vyšetření viditelnost jednotlivých patologií. Vždy záleží na faktu, jak moc je nahromaděno radiofarmakum v místě, které vyšetřujeme. Po každé aplikaci je nutné vyčkat určitý čas, který je stanoven pro vychytávání akumulace radiofarmaka. (Kupka et al., 2015)

Efekt částečného objemu

Efekt částečného objemu (angl. Partial Volume Effect, PVE) se objevuje převážně u objektů s menším rozměrem než dvojnásobek FWHM. U objektů s působením efektu

částečného objemu dochází k výraznému snížení kontrastu PET obrazu, a tím zhoršenou rozpoznatelnost jednotlivých lézí. (Hušák et al., 2009)

Prostorová rozlišovací schopnost

„Je to nejmenší vzdálenost dvou bodových zdrojů, které jsou ve scintigrafickém obrazu ještě rozlišitelné, udává se v mm.“ (Šabata, 2019, s.41)

Prostorové rozlišení se udává v tzv. FWHM (angl. Full Width at Half Maximum). V případě, že je mezi bodovými zdroji vzdálenost alespoň FWHM, lze je rozlišit. (Ullmann, 2021)

Běžné prostorové rozlišení PET scanu se objevuje v rozmezí 4 – 6 mm. (Votrubová et al., 2009)

Díky prostorovému rozlišení sice dokáže PET jednoznačně rozpoznat jednotlivé tkáně od sebe, ale na rozdíl od jiných modalit (MR, CT, ...) nemá pozitronová emisní tomografie tak kvalitní rozlišovací schopnost. (Kupka et al., 2015)

Na prostorovou rozlišovací schopnost má vliv stavba přístroje PET (čím větší je průměr prstenců PET kamery, tím horší je prostorové rozlišení), dále i odchýlení páru fotonů od 180°, což ve skutečnosti představuje cca 0,25°, či dolet pozitronů v tkáni před vznikem anihilace. U pacientů, kteří trpí nadváhou, se prostorová rozlišovací schopnost zhoršuje. (Šabata, 2019) (Ullmann, 2021)

Šum

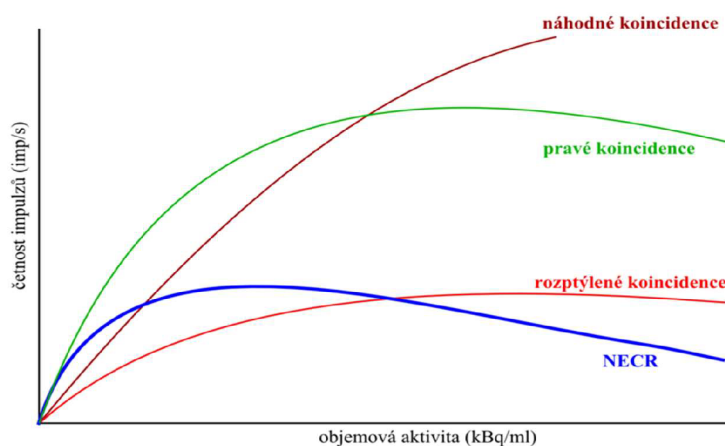
Šum neboli statistická fluktuace narušuje kvalitu obrazu PET vyšetření. Zhoršuje viditelnost jednotlivých lézí, které mohou v PET obraze případně i zaniknout.

Podle Ullmanna (2021) je šum definován jako míra statistické fluktuace a platí, že čím vyšší šum je, tím více je PET obraz nehomogenní. Abychom dosáhli co nejlepší kvality PET obrazu, je nutné nasnímat co nejvyšší množství pravých koincidencí. Možnosti navýšení počtu pravých koincidencí jsou podrobně popsány v kapitole 1.2.8.

Počet pravých koincidencí lze navýšit pouze do určité míry. Jinak se šum začne opět zvyšovat a kvalita PET obrazu snižovat. (Hušák et al., 2009)

NECR

NECR (angl. Noise Equivalent Count Rate) je křivka (obr. 4) poukazující na vliv poměru pravých koincidenzí k celkovému počtu jednotlivých koincidenzí. Křivka závisí na objemové aktivitě radiofarmaka, které je pacientovi podáno a její podstatou je zobrazit, od jaké aktivity se navyšuje počet náhodných koincidenzí nad ostatními. (Hušák et al., 2009)



Obrázek 4: Vliv četností 3 typů koincidenzí na NECR (PET – 3D),
Zdroj: (Hušák et al., 2009)

Pro křivku NECR platí následující vztah:

$$T^2/(T+R+S)$$

T ve vzorci označuje skutečný počet koincidenzí, R znamená počet rozptylu a S je označení pro náhodný počet koincidenzí. (Crosthwaite, 2018) Křivka NECR je důležitým parametrem při volbě aktivity pozitronového zářiče a ve vztahu k S/N (signál/šum) narůstá exponenciálně. (Hušák et al., 2009)

Pro NECR platí, že čím vyšší bude tato křivka, tím nižší bude statistická fluktuace v PET obrazu. (Crosthwaite, 2018)

Citlivost PET scanneru

Citlivost PET scanneru je dalším důležitým parametrem pro kvalitní PET obraz. Je dána např. volbou scintilačního krystalu (pro PET je nejvhodnější krystal LSO), dále velikostí okénka analyzátoru (pro PET - 511 keV). Dalším faktorem, který určuje citlivost PET systému, je 2D či 3D režim snímání. 3D režim je využívanější z důvodu

vyšší citlivosti, ale oproti 2D režimu snímání se zde objevuje poměrně nižší citlivost po okrajích zorného pole. Přesto se využívá u většiny PET scannerů. V neposlední řadě je citlivost PET scanneru dána geometrickou účinností (GE), která je ovlivněna např. počtem bloků v prstenci. Čím více bloků, tím lepší citlivost PET scanneru. (Crosthwaite, 2018)

1.2.8 Závislost šumu na akvizičním čase a aplikované aktivitě

Statistická fluktuace nebo také šum ve velké míře ovlivňuje kvalitu PET obrazu, jak již bylo zmíněno v předešlé kapitole. Abychom kvalitu obrazu výrazně zlepšili, je možné nasnímat větší množství správných koincidenčních párů. Jednou z možností zvýšení četnosti pravých koincidencí je právě prodloužení akvizičního času, respektive prodloužení časového intervalu na jednu pozici stolu (sníží se rychlost posunu stolu). (Kupka et al., 2015) (Šabata, 2019) Pokud zvolíme prodloužení akvizičního času, musíme počítat s větší pravděpodobností pohybu pacienta během snímání, které vede k narušení kvality PET obrazu – objevují se pohybové artefakty. (Hušák et al., 2009)

Další možností snížení míry statistické fluktuace v PET obraze je navýšení aktivity radiofarmaka, které pacientovi aplikujeme. Tím získáme vyšší počet nasnímaných správných koincidencí, které přispějí k lepší kvalitě PET obrazu (snížení míry šumu). Opět to platí jen do určité hodnoty, poté se kvalita PET obrazu naopak zhoršuje. (Hušák et al., 2009) Je to dáno tím, že čím vyšší bude aplikovaná aktivita radiofarmaka, tím vyšší bude pravděpodobnost výskytu jak pravých koincidencí, tak i náhodných a rozptylových, které od určité hodnoty začnou převládat a tím naruší kvalitu PET obrazu. (Crosthwaite, 2018)

Při aplikaci radiofarmaka pacientovi lze aplikovat aktivitu v rozmezí $\pm 25\%$ předepsané aktivity bez odůvodnění. V případě, že by byla aplikovaná aktivita u určitých radiofarmak navýšena a přesáhla by hodnoty určované DRÚ (Diagnostická Referenční Úroveň), je zdůvodnění nutné. (Ministerstvo zdravotnictví ČR, 2016)

1.2.9 Rušivé jevy v PET obraze

Atenuace

Určitá část fotonů bývá vždy pohlcena přímo v těle pacienta vlivem fotoefektu nebo Comptonova rozptylu:

- *Absorpce*

Ullmann (2021) popisuje fotoefekt jako interakci fotonu γ s e^- , který získá celkovou energii fotonu a ten následně zaniká. Pohlcení fotonů se vždy projeví ve výsledném obraze, a to snížením počtu pravých koincidencí.

- *Comptonův rozptyl*

Pojem Comptonův rozptyl znamená srážku fotonu gama s elektronem, kterému předá část energie a sekundární foton letí dál jiným směrem a s nižší energií. (Kupka et al., 2015) Podle Šabaty (2019) se Comptonův rozptyl objevuje nejčastěji u vyšetření obézních pacientů.

Pokud některé fotony podlehnou Comptonovu rozptylu, pokračují v rozdílném směru s nižší energií, tak by byla stanovena koincidenční přímka s pravděpodobným místem anihilace nesprávně. Proto je nutné snímat v okénku analyzátoru na 511 keV. (Ullmann, 2021)

Výsledkem působení Comptonova rozptylu je vytvoření velmi nekvalitního PET obrazu, protože dochází k jejímu rozmazání. (Hušák et al., 2009)

Náhodné koincidence

Při PET vyšetření s aplikací radiofarmaka je možné, že dojde k tzv. náhodným koincencím a nesprávně se určí pravděpodobné místo anihilace. Tyto koincidence mají za následek snížení kontrastu PET obrazu a také zvýšení statistické fluktuace. (Ullmann, 2021)

1.2.10 Indikace a kontraindikace PET

Indikace

Pozitronová emisní tomografie se využívá k diagnostice nádorových onemocnění, k lokalizaci infekcí či zánětů (např. horečka neznámého důvodu) nebo pro diagnostiku demence či epilepsie. (Hofman, 2018)

Kontraindikace

Jednou z relativních kontraindikací PET vyšetření může být těhotenství či kojení. Zda těhotnou ženu vyšetřit nebo ne, rozhodne lékař. V případě, že žena kojí, navrhne lékař přesný postup. Další kontraindikací je neklid pacienta v průběhu vyšetření.

(Hofman, 2018) V případě, že pacient nevydrží alespoň 15 minut bez pohybu, vyšetření se obvykle neprovádí. Podstatnou kontraindikací je i nadměrná hmotnost (nad 200 kg) vyšetřovaného pacienta, protože je znemožněn vstup pacienta otvorem v gantry. (Kratochvíl, 2021)

Pokud je prováděno FDG PET vyšetření, je nutné pacientovi ještě před aplikací radiofarmaka provést nalačno test na glykémii. Problém nastává v případě, kdy je naměřena vyšší hladina cukru v krvi. Při hyperglykémii se totiž zhoršuje kvalita celkové PET obrazu. Proto může být v některých případech vyšetření dokonce i odloženo. (Nemocnice České Budějovice, a.s., 2021) Dosud není jasné dáno, zda je nutné odložit vyšetření, pokud je pacientovi naměřena nalačno vyšší hladina cukru v krvi (nad 10 mmol/l). Jednotlivá pracoviště NM tedy přistupují ke každému pacientovi individuálně. (Ministerstvo zdravotnictví ČR, 2016)

1.3 Radiofarmaka používané v PET oblasti

Pod pojmem radiofarmakum se rozumí léčivo obsahující radionuklid (jeden či více), který vyzařuje ionizující záření. (Koranda et al, 2014)

Radiofarmakum je měřeno pomocí měřiče aktivity a vyjadřováno v Bq (většinou v kBq nebo MBq). Před aplikací radiofarmaka pacientovi se nesmí opomenout tzv. objemová aktivita (aktivita na jednotku objemu, MBq/ml). (Šabata, 2019)

Radiofarmakum (RF) je složeno ze složky biologicky aktivní a radionuklidu. Biologicky aktivní složka zastupuje vychytávání radiofarmaka v požadovaném orgánu. Než radiofarmakum aplikujeme pacientovi, je nezbytné zkontrolovat aktivitu a tzv. radionuklidovou a radiochemickou čistotu. (Kupka et al, 2015)

Pro radiofarmaka používaná na ONM musí platit následující podmínky: RF musí být sterilní (bez choroboplodných zárodků), apyrogenní a netoxické. Radiologický asistent či sestra na ONM musí dále kontrolovat podmínky pro skladování RF (např. teplota, aktivita, ...). (Šabata, 2019)

Šabata (2019) upozorňuje na správné načasování PET vyšetření z důvodu neustále klesající aktivity radiofarmaka s časem.

Nejčastěji využívaná radiofarmaka pro PET jsou např. fluorodeoxyglukóza (^{18}F -FDG), dále natriumfluorid (^{18}F -NaF), cholin (^{18}F -fluorocholin) a další. (Bělohávek, 2009) (Šabata, 2019)

1.3.1 Fluorodeoxyglukóza

Fluorodeoxyglukóza (^{18}F -FDG) je jedno z nejčastěji používaných radiofarmak v PET oblasti. Fluorodeoxyglukóza (systematický název 2-deoxy-2- ^{18}F -D-glukosa) se váže k buňkám, u kterých je nutný zvýšený metabolismus. Pokud se v těle objeví nádorové bujení, FDG se nahromadí v těchto buňkách, a díky tomu je ložisko viditelné v PET obraze. (Ullmann, 2021) Proto je fluorodeoxyglukóza využívána v nukleární medicíně pro diagnostiku zhoubných nádorů (hlavy, krku, GIT, plic, ...). Dále může být radiofarmakum FDG indikováno např. pro lokalizaci zánětlivých ložisek v těle, horečku neznámého původu, epilepsii, viabilitu myokardu a další. (Kupka et al., 2015) (Kratochvíl, 2021)

Díky FDG dokážeme zjistit informace např. o průtoku krve, spotřebě glukózy či kyslíku. (Hogg et al., 2010)

Radiofarmakum FDG lze dovážet i z velmi vzdálených míst díky poločasu rozpadu 110 minut. (Koranda et al., 2014)

Důležitou podmínkou při PET vyšetření s FDG je, aby dotyčný pacient byl před vyšetřením několik hodin (cca 6 hodin) nalačno z důvodu snížení hladiny glukózy v krvi (glykémii). Pokud by byla hladina glykémie v krvi vysoká, snižoval by se kontrast patologických lézí. (Votrubová et al., 2009)

Před každým vyšetřením, při němž je aplikována ^{18}F -FDG, je hladina glukózy ověřena, obvykle vyšetřením kapky krve z prstu na glukometru. Obvykle je pro každého pacienta připraveno individualizované množství aktivity FDG. Ta vzniká oddělením jednotlivého množství z celkové dodávky FDG, a to manuálně či automaticky. Aktivita je následně nitrožilně aplikovaná pacientovi, buď manuálně, nebo pomocí aplikačních automatů – záleží na vybavení ONM. Distribuční fáze, po kterou se RF distribuuje do cílových tkání, trvá u FDG cca 50-90 minut. Po uplynutí této době dochází ke snímání pacienta. (Nemocnice České Budějovice, a.s., 2021) (Šabata, 2019)

1.3.2 Ostatní radiofarmaka

^{18}F -fluorid (natriumfluorid)

Natriumfluorid se při PET vyšetření využívá při podezření na zhoubné či nezhoubné změny kostní tkáně. Jeho využití v oblasti PET je výhodné jednak z důvodu rychlé akumulace v kostní tkáni, a jednak rychlého odbourávání v krevním řečišti. Díky

využití tohoto radiofarmaka získáme velmi kvalitní obrazy kostí v poměrně krátkém časovém intervalu po aplikaci. (Ullmann, 2021)

Cholin

Cholin je značen ve 2 formách – jako ^{11}C či jako derivát fluorocholin (FCH) označený ^{18}F . Radiofarmakum cholin je velmi podstatný pro vznik buněčných membrán a váže se v buňkách, kde je požadován zvýšení metabolismus, a proto je indikován při podezření karcinom prostaty či hepatocelulární karcinom. (Bělohávek, 2009) (Ullmann, 2021)

^{18}F -FLT (fluorothymidin)

Fluorothymidin (3'-deoxy-3'-[^{18}F]-fluorothymidin, FLT) je radiofarmakum, které se akumuluje především v proliferujících buňkách a je využíván pro diagnostiku nádorů, zejména při podezření na tumor mozku. ^{18}F -FLT je častěji využíván při podezření na vysoce maligní gliomy mozku oproti FDG-PET z důvodu fyziologicky vysoké akumulace fluorodeoxyglukózy, která by mohla způsobit přehlédnutí patologické tkáně. (Bělohávek, 2009) (Ullmann, 2021)

^{18}F -DOPA (fluorodopa)

Fluorodopa (L-3,4-dihydroxy-6-[^{18}F]-fluorofenylalanin, zkráceně F-DOPA) je radiofarmakum, které se v dnešní době využívá pro PET vyšetření při podezření na onkologické onemocnění, především pro zobrazení neuroendokrinních tumorů. Dále se ^{18}F -DOPA využívá při vyšetření např. Parkinsonovy choroby či poruch hybnosti. (Bělohávek, 2009)

^{68}Ga -PSMA-11

^{68}Ga -PSMA-11 je radiofarmakum využívající se v oblasti PET/CT při podezření na rakovinu prostaty. Využívá se v případech potvrzení pozitivních lézí PSMA (prostatického specifického membránového antigenu) u karcinomu prostaty. Je aplikován pacientům při podezření na metastázy či recidivu. (RxList, 2021)

⁶⁸Ga-DOTATOC

Radiofarmakum ⁶⁸Ga-DOTATOC je zařazováno do skupiny značených oligopeptidů. Je využíváno v PET diagnostice pro zobrazování neuroendokrinních tumorů. (Adam et al., 2020)

Flutemetamol

Flutemetamol, jiným názvem Vizamyl, je radiofarmakum využívající se při PET vyšetření mozku (váže se na β-amyloidové agregáty), přesněji při podezření na Alzheimerovu chorobu. (European Medicines Agency, 2021)

1.4 Aplikovaná aktivita

DRÚ (Diagnostické Referenční Úrovně) poskytují hodnoty maximální aktivity radiofarmaka, která je aplikována pacientovi s hmotností 70 kg. V nukleární medicíně jsou DRÚ brány jako doporučená úroveň aktivity radiofarmaka, která je vyšetřovanému pacientovi aplikována. Každé oddělení NM musí mít stanovená svá vlastní MDRÚ (Místní Diagnostické Referenční Úrovně). Na ONM je možné aplikovat radiofarmaka, jejichž aktivita se pohybuje v rozmezí ± 25 % dané aktivity dle MDRÚ, a přitom to není bráno jako odchylka od MRS (Místní radiologické standardy). (Ministerstvo zdravotnictví ČR, 2015)

Existuje několik možných přístupů ke stanovení aplikované aktivity radiofarmaka: fixní hodnoty aplikované aktivity, aplikovaná aktivita dle hmotnosti vyšetřovaného pacienta a aplikovaná aktivita dle BMI.

1.4.1 Fixní hodnoty aplikované aktivity

Některá radiofarmaka mají stanovenou jednotnou dávku pro aplikaci pacientovi. Např. při vyšetření mozku na neurodegenerativní změny při Alzheimerově chorobě se podává radiofarmakum ¹⁸F-flumetamol každému pacientovi stejné množství. Příkladem může být firemní radiofarmakum Vizamyl, u kterého je dle SPC (Summary of Product Characteristic - Souhrn údajů o přípravku) stanovena aplikovaná aktivita vždy 185 MBq. (European Medicines Agency, 2021)

1.4.2 Aplikovaná aktivita podle hmotnosti

V závislosti na hmotnosti vyšetřovaného pacienta jsou možné dva přístupy:

Koeficient dle NRS

Podle hmotnosti vyšetřovaného pacienta (do 70 kg a od 70 kg) jsou používány hodnoty aktivity aplikovaného radiofarmaka dle tabulek Národních radiologických standardů – nukleární medicína (příloha 1). V případě, že se hmotnost vyšetřovaného pacienta liší od 70 kg, vypočte se aplikovaná aktivita následujícím způsobem:

$$A_p = A_{\text{pro pacienta o hmotnosti 70 kg}} \times F$$

Faktor F v tabulce (příloha 1) je počítán následujícím způsobem: $F = W^{0,7}/70^{0,7}$ v případě, že W , které představuje hmotnost pacienta, je rozdílné od 70 kg. (Ministerstvo zdravotnictví ČR, 2016)

Fixní koeficient

Fixní koeficient stanovuje množství radiofarmaka podaného na kg váhy pacienta. Například v Nemocnici České Budějovice pro FDG platí koeficient 3,5 MBq/kg. (Místní radiologické standardy NCB ONM, 2021)

1.4.3 Aplikovaná aktivita podle BMI

Některá pracoviště nukleární medicíny také využívají pro výpočet hodnoty aplikované aktivity radiofarmaka pro určitého pacienta tzv. BMI (angl. Body Mass Index).

Pro výpočet aktivity radiofarmaka, které bude následně aplikováno určitému pacientovi, může být využit následující vzorec: aktivita FDG (mCi) = BMI/3 (Janabi et al., 2013). Zde byla jednotka mCi převedena na MBq:

$$\text{Aktivita (MBq)} = 37 \times \text{BMI}/3$$

BMI je interpretováno u člověka jako hmotnost (kg), která se vydělí výškou (m) umocněnou na druhou. Tento výpočet se využívá z důvodu zjištění tělesné váhy člověka. (Centers for Disease Control and Prevention, 2021)

Výpočet BMI u dospělých

Nejčastěji využívaný vzorec BMI je následující:

$$\text{BMI} = \text{hmotnost (kg)} / \text{výška}^2 \text{ (m)}$$

Podle hodnocení se považuje za ideální váhu člověka index BMI 18,5 – 24,9. Pokud BMI klesne pod 18,5, jedná se o podváhu. V případě, že bude BMI v rozmezí 25,0 a 29,9 jde o nadváhu a BMI vyšší než 30,0 poukazuje na obezitu. (News – Medical Life Sciences, 2019)

Výpočet BMI u dětí

U dětí se BMI počítá dle stejného vzorce, který je použit pro výpočty BMI u dospělých osob. Avšak zde se vždy musí brát ohled na věk a pohlaví. BMI u dětí se hodnotí pomocí grafů, které vyjadřují percentily. Toto hodnocení udává informace o tom, v jaké kategorii BMI se dítě nachází v porovnání s ostatními dětmi, jež se nachází ve stejné věkové kategorii. (Centers for Disease Control and Prevention, 2021)

1.5 Fyziologická distribuce FDG



Obrázek 5: Fyziologická akumulace FDG, (Zdroj: Kupka et al., 2015)

FDG se v buňkách nemetabolizuje, ale pouze se v nich nahromadí. Faktem je, že se glukóza může v určitých orgánech fyziologicky akumulovat více a v určitých zase méně. Ve velké míře je FDG běžně vycytáváno v mozku (především v šedé hmotě mozkové) či v srdci, především v levé komoře srdeční např. po podání inzulínu. U srdce se ale může objevit i fyziologicky nízká akumulace fluorodeoxyglukózy. Akumulace FDG se vždy ve zvýšené míře objevuje i močových cestách (obr. 5). V oblasti GIT je FDG nejvíce metabolizováno ve stěně žaludku a tenkého i tlustého střeva. Ve svalectech se vysoká akumulace FDG objevuje zejména po zvýšené námaze. Dále lze vyšší akumulaci FDG pozorovat např. v měkkém patře, slinných žlázách či v oblasti laryngu u pacientů, kteří následně po podání RF mluví. U dětí se objevuje fyziologicky zvýšená

akumulace FDG v thymu (brzlík) nebo epifyzárních štěrbinách. Co se týče žen, u kterých právě probíhá menstruační cyklus, hromadí se FDG fyziologicky ve velké míře v endometriu. (Votrubová et al., 2009) (Radiopaedia, 2020)

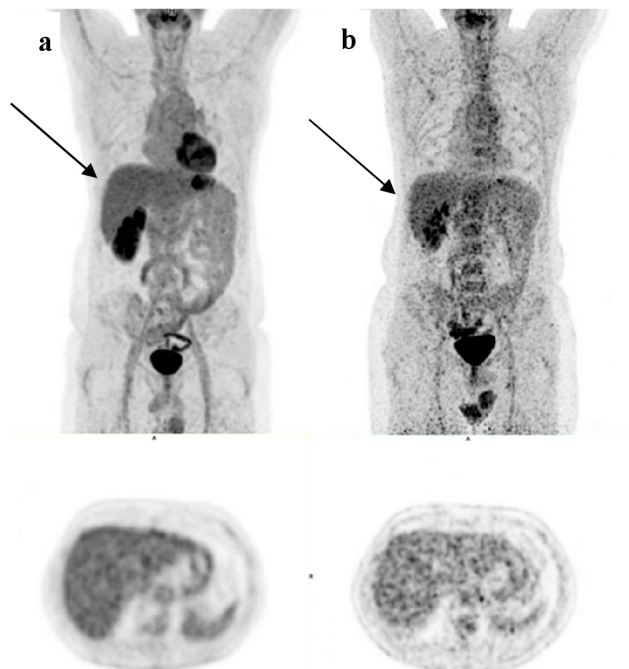
Co se týče jater u vyšetřovaného pacienta, vychytává se zde fluorodeoxyglukóza fyziologicky poměrně méně a ve většině případů slouží játra jako interní referenční standard PET scanu celého těla. (Koranda et al., 2014) (Radiopaedia, 2020)

1.5.1 Vliv šumu na zobrazení akumulace FDG v játrech

Následující obrázek 6 poukazuje na pacienta, který podstoupil v různém časovém období dvě PET/CT vyšetření s aplikací fluorodeoxyglukózy. Obrázek se zaměřuje především na akumulaci FDG v játrech a na míru šumu v PET/CT obraze jater dotyčného pacienta.

Pacientem je muž, který váží 94 kg, a při prvním PET/CT vyšetření (obr. 6a) mu byla aplikována aktivita 315 MBq (3,5 MBq/kg) fluorodeoxyglukózy. Při tomto vyšetření bylo zvoleno poziční snímání 2 min/bed.

Při druhém PET/CT vyšetření (obr. 6b) byla tomu samému pacientovi aplikována aktivita 245 MBq (2,5 MBq/kg) FDG a poziční snímání bylo nastaveno 2 min/bed.

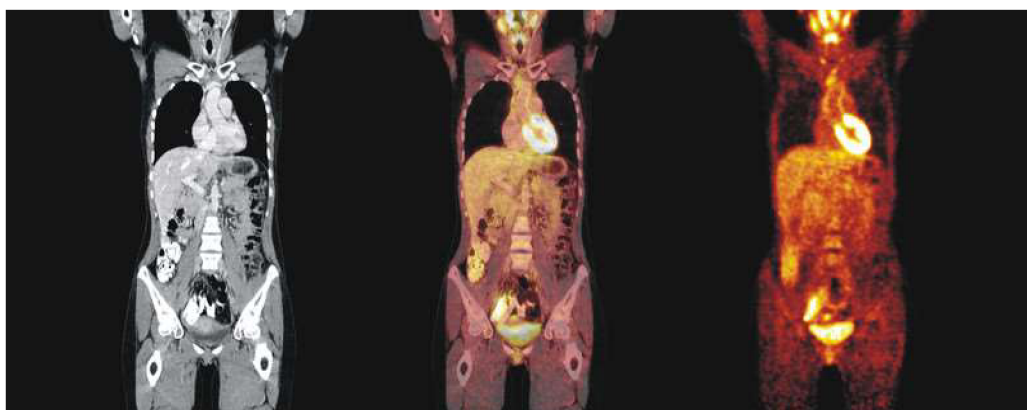


Obrázek 6: Porovnání PET/CT jater, Zdroj: (Kratochvíl, 2021)

1.6 PET/CT

V dnešní době je PET/CT považováno za jednu z nejmodernějších zobrazovacích metod. Jde tedy o spojení PET a CT v jeden přístroj. Ve většině případů se u PET/CT uplatňuje nízkodávkové CT s rentgenkou s proudem do 10 až 30 mAs (tzv. Low-dose CT). (Hušák et al., 2009) (Šabata, 2019)

Po provedení PET/CT vyšetření získáme funkční a anatomický obraz. Existují dvě možnosti zobrazení – PET celotělový scan (ve 3 rovinách) nebo zobrazení PET a CT obrazu vedle sebe a následné využití tzv. fúze neboli spojení PET a CT obrazů (obr. 7). (Šabata, 2019)



Obrázek 7: CT (vlevo) a PET (vpravo) vyšetření, fúze obrazů PET a CT,

Zdroj: (Hušák et al., 2009)

1.6.1 Výhody a nevýhody PET/CT

Nespornou výhodou pozitronové emisní tomografie oproti jiným modalitám (MRI, CT, ...) je v tom, že PET dokáže zachytit změny v jednotlivých tkáních ještě před vznikem strukturálních přeměn. (Zdraví.euro, 1999) Díky tomu je možné zachytit různá onemocnění ve velmi časném stádiu. (ConnectUs, 2017)

Podstatnou výhodou hybridního systému PET/CT (obr. 8) je propojení dvou vyšetření PET a CT, kdy PET zajistí informace o funkčních pochodech v těle a CT stanoví přesnou anatomickou polohu vyšetřovaného objektu. (Independent Imaging, 2021) Díky vzniku PET/CT tedy pacient nemusí podstupovat dvě vyšetření, ale podstoupí pouze jedno v jednom časovém úseku. (Votrubová et al., 2009)

Další významnou výhodou hybridní zobrazovací metody je možnost korekce PET obrazu na zeslabení ve tkáních díky instalaci CT. (RadioGraphics, 2004) Absorpce a

Comptonovým rozptylem se záření pocházející z těla pacienta podstatně zeslabuje a orgány, které jsou ve větší hloubce, nevydávají takovou aktivitu oproti orgánům umístěným blíže k povrchu těla. (Kupka et al., 2015) Následkem je snížení četnosti jiných než pravých koincidencí v obrazech. Proto se využívá korekce na zeslabení (tzv. Attenuation Correction, AC). (Šabata, 2019)

Pokud se zaměříme na nevýhody PET scanneru, tak je podstatné zmínit, že pořizovací cena PET scanneru je velmi vysoká. (ConnectUs, 2017) S tím souvisí i poměrně nízká dostupnost PET vyšetření, protože PET scannery nejsou k dispozici ve všech nemocnicích. Z toho tedy vyplývá i delší čekací lhůta na PET vyšetření.

Samozřejmě, i s PET/CT vyšetřením je spojena radiační zátěž. (Independent Imaging, 2021)



Obrázek 8: PET/CT scanner na Oddělení nukleární medicíny v NEMČB,
Zdroj: (Nemocnice České Budějovice, a.s., 2013)

2 Cíl práce a hypotézy

2.1 Cíle práce

Pro tuto bakalářskou práci byly stanoveny následující cíle:

C1: Sledovat šum v obrazu jater při pozitronové emisní tomografii (PET) s FDG v závislosti na aplikované aktivitě, hmotnosti a BMI pacienta.

C2: Ke stávajícímu algoritmu určení aktivity aplikovaného množství FDG vycházejícího čistě z hmotnosti pacienta navrhnout alternativní algoritmus se zohledněním BMI s cílem zachovat kvalitu zobrazení (míru šumu) a redukovat radiační zátěž spojenou s vyšetřením.

2.2 Hypotéza práce

Na základě těchto cílů byla dále stanovena následující hypotéza:

H1: Zohledněním BMI pacienta při určování aktivity aplikovaného množství FDG je umožněno při zachování míry šumu redukovat radiační zátěž spojenou s PET/CT vyšetřením.

3 Metodika

Výzkumné šetření této bakalářské práce patří mezi kvantitativní typy měření. Celá praktická část probíhala na Oddělení Nukleární medicíny v Nemocnici České Budějovice a.s. za odborného dohledu primáře MUDr. Vojtěcha Kratochvíla, MHA.

K získání dat pro tento výzkum byly využity aplikační listy - PET/CT jednotlivých pacientů, kteří podstoupili FDG PET/CT vyšetření od ledna do prosince roku 2021. Z aplikačních listů, které obsahují podstatné informace o průběhu vyšetření, byly zaznamenány následující parametry: hmotnost, BMI pacienta a množství aplikované aktivity radiofarmaka FDG. Z programu Syngo.via byla získána další potřebná data k praktické části, a to SUV_{mean} v játrech a SD (od SUV_{mean}) od jednotlivých pacientů.

Celkem bylo anonymně zaznamenáno 300 pacientů se zohledněním na obě pohlaví souhrnně. Z celkového nasbíraného vzorku byli vybráni ale jen ti pacienti, u kterých byla při PET/CT potvrzen fyziologický nález na játrech. Pro výběr pacientů byly tedy předem stanoveny podmínky, které určovaly vhodnost daného pacienta do tohoto výzkumu. Tyto podmínky zahrnují absenci jakýchkoli patologických nálezů jater (např. metastázy, ložiska, ...), dále jednotnou rychlost akvizice (0,9 mm/s) či nepřítomnost pohybových artefaktů. V případě, že pacient nesplňoval jednu ze stanovených podmínek, byl z tohoto výzkumu vyřazen, jelikož by to mohlo vést k narušení a zkreslení zkoumaných parametrů, především šumu. Po vyřazení 100 pacientů nezpůsobilých k výzkumu byl stanoven statistický soubor o 200 pacientech, kteří podstoupili PET/CT vyšetření.

V další části byla sesbíraná data zpracována v Microsoft Office Excel 16 do tabulky, která tvoří základ pro další části. Následně byla data zanesena do grafů a za pomoci statistiky, a s ní spojených funkcí v již zmíněném programu, byly vyhodnoceny jednotlivé závislosti na již zmíněných parametrech. Jako dodatek byla vytvořena tabulka, kde je zaznamenán vliv hmotnosti a BMI mezi sebou a s nimi spojený šum v PET obraze.

4 Výsledky

4.1 Vstupní data

Ve výše uvedené tabulce (tab. 2) je zaznamenáno 200 anonymních pacientů se zohledněním na obě pohlaví souhrnně, kteří jsou využiti k následné analýze závislosti šumu na aplikované aktivitě, hmotnosti a BMI pacienta. Data jsou dále využita k doplnění poukazující na závislost hmotnosti na BMI pacienta.

V tabulce jsou podrobně uvedeny získané hodnoty parametrů (aplikovaná aktivita, hmotnost, BMI a SD od SUV_{mean} a samotné SUV_{mean}), které jsou podstatné pro vypracování následujících grafů.

Tabulka 1: Vstupní data

Pacient	Aplikovaná aktivita (MBq)	Hmotnost (Kg)	BMI	SD	SUV_{mean}
1	398	115	34,3	0,31	2,71
2	252	75	26,6	0,2	2,78
3	135	39	16,7	0,15	2,2
4	300	88	34,4	0,32	3,48
5	434	135	42,6	0,33	3,2
6	208	60	21	0,26	2,36
7	269	81	26,4	0,2	2,51
8	240	71	23,7	0,22	2,42
9	231	69	27	0,17	2,34
10	234	68	24,1	0,23	2,61
11	450	138	42,1	0,35	3,09
12	420	122	44,8	0,33	3,54
13	310	95	40,1	0,24	2,45
14	363	107	35,3	0,29	2,72
15	332	98	26,6	0,2	2,07
16	289	84	25,9	0,24	2,84
17	311	90	33,5	0,25	3,15
18	199	58	22,7	0,19	2,87
19	283	82	27,7	0,21	2,42
20	270	80	26,7	0,23	2,67
21	281	82	29,1	0,18	2,15
22	154	46	16,9	0,19	2,37
23	336	99	34,3	0,25	2,91
24	322	94	31,8	0,29	2,61
25	319	94	28,4	0,2	2,18
26	259	75	25,6	0,23	3,15
27	272	79	26,1	0,22	2,16
28	220	65	22	0,16	2,39
29	190	56	20,6	0,16	2,22
30	346	103	32,5	0,27	2,56
31	362	105	32,4	0,31	3,22
32	325	94	31,4	0,23	2,23
33	263	78	27,6	0,24	2,2
34	371	108	36,9	0,26	3,13
35	177	52	18,4	0,12	2,05
36	182	54	19,8	0,21	2,25
37	286	84	33,6	0,24	3,41
38	337	100	35,4	0,28	2,88
39	301	88	28,7	0,22	3,41
40	332	97	33,6	0,27	2,93
41	213	62	23,1	0,2	3,21

Pacient	Aplikovaná aktivita (MBq)	Hmotnosť (Kg)	BMI	SD	SUV _{mean}
42	292	85	30,1	0,27	3,06
43	221	65	21,6	0,2	2,71
44	242	71	23,7	0,18	3,31
45	235	68	22,2	0,19	3,12
46	272	81	29,4	0,21	2,81
47	238	70	28	0,23	3,27
48	250	72	26,4	0,25	2,96
49	219	63	21,3	0,16	2,32
50	224	65	24,5	0,2	2,79
51	247	72	25,5	0,24	2,88
52	304	90	34,4	0,28	3,16
53	219	64	24,4	0,13	1,54
54	134	39	15,2	0,12	1,85
55	228	67	22,6	0,2	2,49
56	463	133	36,1	0,28	3,21
57	220	65	21,2	0,17	2,42
58	212	62	25,8	0,21	3,04
59	310	90	33,5	0,29	3,04
60	255	75	26,9	0,24	2,79
61	338	98	34,3	0,24	2,2
62	352	104	31,4	0,3	2,87
63	395	114	33,7	0,27	2,75
64	205	59	21,2	0,2	3,27
65	231	68	21,2	0,21	2,5
66	167	49	18,2	0,22	2,17
67	271	79	25,8	0,21	2,68
68	324	94	29,7	0,19	1,93
69	313	91	29,7	0,33	3,06
70	383	112	34,2	0,24	2,64
71	362	107	40,8	0,4	2,93
72	133	39	16,7	0,11	1,65
73	196	57	22,8	0,18	2,5
74	241	40	24,2	0,17	2,61
75	205	60	22	0,26	2,52
76	207	62	22	0,2	2,8
77	284	84	33,2	0,23	3,24
78	305	91	28,7	0,22	2,39
79	373	109	38,6	0,31	3,53
80	221	65	23,9	0,21	2,67
81	177	51	21	0,14	2,29
82	299	86	27,8	0,3	3,32
83	362	105	36,3	0,22	3,02
84	221	65	25,1	0,22	2,72
85	278	81	31,6	0,19	2,11
86	281	82	32	0,3	2,67
87	332	98	35,1	0,24	3,49
88	281	83	27,7	0,22	3,17
89	291	85	26,2	0,23	3,04
90	204	60	25	0,21	3,09
91	223	65	22,5	0,19	2,35
92	273	79	30,5	0,23	2,94
93	228	67	24,6	0,21	3,07
94	266	77	23,8	0,19	2,59
95	425	123	38,4	0,3	3,11
96	282	83	27,4	0,24	2,98
97	188	55	22,9	0,19	2,33
98	219	64	22,1	0,19	2,12
99	201	61	20,3	0,2	2,62
100	219	63	24	0,17	3,06
101	214	63	24,6	0,19	3,1
102	333	97	25,2	0,22	2,93

Pacient	Aplikovaná aktivita (MBq)	Hmotnosť (Kg)	BMI	SD	SUV _{mean}
103	189	56	20,8	0,19	2,59
104	224	65	28,9	0,24	2,72
105	260	76	25,7	0,21	2,6
106	222	65	23,9	0,17	2,15
107	294	86	25,7	0,24	2,63
108	350	102	33,3	0,21	2,45
109	254	74	24,7	0,21	2,98
110	186	53	19,5	0,2	2,25
111	346	101	38,5	0,25	2,92
112	204	60	24	0,24	1,73
113	257	77	17,6	0,23	2,34
114	264	77	27	0,23	2,65
115	320	93	30	0,3	2,74
116	297	88	36,6	0,34	3,99
117	243	70	25,1	0,16	2,06
118	247	72	22,2	0,25	2,3
119	295	85	29,4	0,25	2,88
120	221	65	23	0,19	2,19
121	244	72	28,1	0,23	2,23
122	273	80	27,4	0,23	2,86
123	168	49	19,9	0,14	1,77
124	205	60	24,3	0,18	3,05
125	209	61	21,4	0,14	2,3
126	218	64	23,2	0,17	2,77
127	295	86	25,7	0,23	2,51
128	307	91	31,5	0,27	3,61
129	254	75	33,3	0,24	3,06
130	393	113	37,8	0,26	2,2
131	191	56	18,7	0,16	2,1
132	182	53	20,4	0,17	2,4
133	185	54	18,3	0,13	2,11
134	234	68	22,5	0,22	2,47
135	191	56	22,2	0,2	2,96
136	428	125	38,6	0,36	3,34
137	357	105	33,9	0,26	2,55
138	227	66	21,6	0,2	3,58
139	260	76	25,7	0,21	2,62
140	222	65	23,9	0,18	2,13
141	261	77	27,3	0,21	3,17
142	283	83	30,5	0,25	3,49
143	334	97,5	31,8	0,31	3,23
144	190	56	23,6	0,29	3,07
145	258	75	27,5	0,24	2,58
146	290	84	26,5	0,2	2,57
147	308	91	31,5	0,25	2,79
148	285	82	33,7	0,25	3,69
149	382	112	35,3	0,29	1,93
150	153	45	22	0,23	2,5
151	291	86	34	0,2	3
152	310	90	26	0,2	2,51
153	213	63	20,3	0,19	2,58
154	384	113	36,9	0,32	3,49
155	294	87	34,9	0,2	2,89
156	272	79	25,8	0,29	3,44
157	338	100	29,5	0,21	2,27
158	289	84	27,7	0,22	2,98
159	258	75	24,2	0,21	2,21
160	224	66	23,4	0,18	1,65
161	247	71	23,2	0,21	2,53
162	276	80	29,4	0,12	1,41
163	305	88	28,7	0,26	3,3

Pacient	Aplikovaná aktivita (MBq)	Hmotnost (Kg)	BMI	SD	SUV _{mean}
164	340	99	32,3	0,24	2,46
165	247	73	22,3	0,19	2,43
166	196	57	22,5	0,16	2,51
167	197	57	22,5	0,18	2,78
168	243	71	26,4	0,24	2,68
169	333	98	29,6	0,29	2,94
170	218	64	27,3	0,2	2,38
171	215	63	24,6	0,16	2,83
172	234	68	21	0,2	2,53
173	259	75	27,9	0,21	2,57
174	280	82	27,7	0,26	3,19
175	280	84	31,2	0,26	2,78
176	358	105	33,9	0,35	3,15
177	445	131	42,8	0,31	3,06
178	199	57	20,9	0,17	2,5
179	252	73	23,8	0,21	2,57
180	264	77	24,9	0,19	2,51
181	192	55	22	0,18	3,27
182	184	54	27,6	0,16	2,63
183	159	47	17,3	0,13	1,94
184	260	76	23,5	0,22	2,19
185	207	61	21,9	0,22	2,75
186	153	45	19,7	0,13	1,6
187	245	73	24,1	0,19	2,19
188	271	80	29,7	0,21	2,97
189	309	91	27,5	0,25	3,33
190	350	108	30,9	0,25	2,76
191	310	90	25,7	0,24	2,62
192	350	102	31,8	0,26	2,57
193	295	86	30,1	0,35	3,42
194	296	87	26,9	0,25	2,9
195	438	177	54,6	0,61	3,97
196	190	56	21,1	0,13	1,87
197	226	67	25,8	0,22	2,92
198	260	76	31,2	0,27	4,2
199	308	91	30,8	0,41	3,61
200	188	54	20,6	0,16	2,37

Zdroj: vlastní

4.2 Obecná statistika pro praktickou část

Korelační analýza

V praktické části této práce se objevuje korelační analýza, jež se využívá za účelem hodnocení lineární závislosti náhodných veličin. Korelace se nachází v rozmezí hodnot od -1 do 1 – $k \in < -1; 1 >$. Pokud se hodnota korelace blíží k hodnotě 1, vzniká tzv. pozitivní korelace. Je-li hodnota korelace blízko hodnoty -1, jde o tzv. negativní korelaci. V případě, že se korelace pohybuje kolem hodnoty 0, znamená to tzv. nekorelovatelnost. Hodnota výběrového korelačního koeficientu v praktické části se nachází vně intervalu zhruba od -0,14178 do 0,14178 a je počítána dle následujícího vzorce:

$$\left(-\frac{2}{\sqrt{n-1}}; \frac{2}{\sqrt{n+1}}\right)$$

Ve vzorci znamená n počet pozorování. (Klicnarová et al., 2021)

Koeficient determinace

„Koeficientem determinace rozumíme veličinu $R^2 = 1 - \frac{S_e}{S_t}$, kde S_e je reziduální a S_t celkový součet čtverců. V modelu lineární regrese s absolutním členem leží hodnota R^2 v intervalu $<0, 1>$ a udává, jaký podíl rozptylu v pozorování závislé proměnné se podařilo regresi vysvětlit (větší hodnoty znamenají větší úspěšnost regrese).“ (Friesl, 2014, str. 100)

Interval $<0, 1>$ pro koeficient determinace je často vyjadřován v procentech, tedy od 1 % do 100 %. Platí, že čím vyšší koeficient bude, tím dokonalejší bude regresní model vůči datům, které byly pozorovány. (Statistics How To, 2022)

Hodnota p

Hodnota p neboli tzv. p -value je možností pro určení, zda je stanovená hypotéza platná či nikoliv. Jde o to, že hypotézu H_0 zamítneme na hladině α (α), pokud hodnota p nabývá hodnot menších než α (pro praktickou část stanovena $\alpha = 0,05$). (Friesl, 2014)

F-test

F-test slouží k porovnání dvou variací. Využívá se především pro regresní analýzu a v mém případě slouží k ověření správnosti regrese. (Archdeacon, 1994)

T-test

T-test slouží k testování hypotéz. T znamená hodnotu testové statistiky námi zkoumaného souboru dat a jeho absolutní hodnota musí být větší než hodnota t , aby mohla být zamítnuta H_0 . Hodnota t představuje výpočet přesné hodnoty krajních (kritických) hodnot intervalu $(-1,972; 1,972)$. (StatSoft, 2022)

Na data v praktické části byly aplikovány různé modely – lineární, kvadratický, mocninový. U jednotlivých grafů (obr. 9 - 11) je znázorněno, jaký model je pro jednotlivou proměnnou nejvhodnější.

4.3 Formulace statistického šetření

- **Hromadný náhodný jev**
Závislost šumu v PET obraze jater na aplikované aktivitě, hmotnosti a BMI pacienta.
- **Statistická jednotka**
šum v PET obraze jater
- **Statistický znak**
aplikovaná aktivita, hmotnost a BMI
- **Hodnoty statistického znaku**
aplikovaná aktivita: 133 MBq – 463 MBq
hmotnost: 39 kg – 177 kg
BMI: 15,2 - 54,6
- **Základní statistický soubor a jeho rozsah**
300 pacientů vyšetřených na PET/CT
- **Náhodný výběr**
Nemohl být proveden, jelikož by to narušilo výpovědní hodnotu této práce - kritéria pro výběr pacientů jsou zaznamenána **viz. kapitola 3.**
- **Výběrový statistický soubor a jeho rozsah**
Ze základního statistického souboru 300 pacientů bylo vyselektováno 200 pacientů na základě předem stanovených kritérií.

4.4 Závislost šumu na aplikované aktivitě

Ze zkoumaného vzorku 200 pacientů zaznamenaného v bodovém grafu (obr. 9) je patrné, že nejčastěji se množství aplikované aktivity radiofarmaka nachází v rozmezí 150 – 400 MBq. Hodnoty SD (od SUV_{mean}) se dle grafu (obr. 9) objevují nejčastěji v rozmezí hodnot 0,1 – 0,4.



Obrázek 9: Závislost šumu na aplikované aktivitě, Zdroj: vlastní

Hypotézy statistické části:

- H_0 : korelace je nulová
- H_a : korelace je rozdílná od nuly

- Korelace = 0,71753

Výsledek korelace se blíží hodnotě 1, takže představuje silnou pozitivní korelaci mezi šumem a aplikovanou aktivitou.

- Předpis pro mocninnou funkci: $SD = 0,003754 \times (\text{aplikovaná aktivita})^{0,732025}$
- $R^2 = 0,55$

Křivku, kterou budeme prokládat graf, jsme určili pomocí koeficientu determinace R^2 . Nejvyšší hodnota R^2 u aplikované aktivity vyšla pro mocninnou funkci. Z toho vyplývá, že celková změna v SD je z 55 % vysvětlena změnami v aplikované aktivitě.

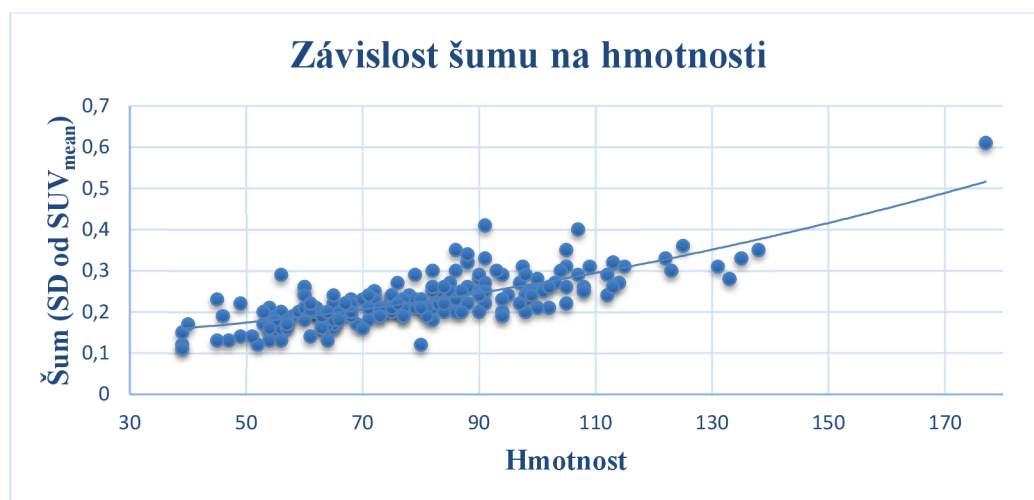
- p hodnota = 5,4E-36
- T hodnota = 15,50

Hodnota korelace se nachází mimo daný interval (-0,14178; 0,14178), proto je na hladině $\alpha = 0,05$ hypotéza H_0 ve prospěch H_a zamítnuta. Hypotéza H_0 se zamítá i díky standartnímu testu z důvodu $T > t$, kdy $t = 1,972017$ a $T = 15,50$, a dále díky hodnotě p , jež představuje hodnotu $p = 5,4E-36$ (tab. 5). Hodnota p proměnné x je menší než hladina významnosti $\alpha = 0,05$ (5 %).

Z výsledků bylo prokázáno, že mezi šumem a aplikovanou aktivitou je závislost.

4.5 Závislost šumu na hmotnosti

Ze zkoumaného vzorku v bodovém grafu (obr. 10) lze pozorovat, že nejčastěji se hmotnost pacienta vyšetřovaného na PET/CT nachází v rozmezí 50 – 110 kg. Hodnoty SD (od SUV_{mean}) se stejně, jako v předešlém grafu objevují nejvíce v rozmezí hodnot 0,1 – 0,4.



Obrázek 10: Závislost šumu na hmotnosti, Zdroj: vlastní

Hypotézy statistické části:

- H_0 : korelace je nulová
- H_a : korelace je rozdílná od nuly

- Korelace = 0,764075

Výsledek korelace se blíží hodnotě 1, takže představuje silnou pozitivní korelaci mezi šumem a aplikovanou aktivitou.

- Předpis pro kvadratickou funkci: $SD = 0,145615 + 1,23E-05 \times (\text{váha})^2$
- $R^2 = 0,60$

Křivku, kterou budeme prokládat graf, jsme určili pomocí koeficientu determinace R^2 . Nejvyšší hodnota R^2 u aplikované aktivity vyšla pro kvadratickou funkci. Z toho vyplývá, že celková změna v SD je z 60 % vysvětlena změnami v hmotnosti.

- p hodnota = 2,83E-41
- T hodnota = 17,24

Hodnota korelace se nachází mimo daný interval (-0,14178; 0,14178), proto je na hladině $\alpha = 0,05$ hypotéza H_0 ve prospěch H_a zamítnuta. Hypotéza H_0 se zamítá i díky standardnímu testu z důvodu $T > t$, kdy $t = 1,97$ a $T = 17,24$, a dále díky hodnotě p, jejíž hodnota je 2,8E-41. Hodnota p proměnné x je menší než hladina významnosti $\alpha = 0,05$ (5 %).

Z výše uvedených výsledků bylo zjištěno, že mezi šumem a hmotností je závislost.

4.5.1 Závislost šumu hmotnosti u pacientů rozdělených dle BMI

V následující tabulce 3 je znázorněna závislost šumu na hmotnosti u pacientů rozdělených podle BMI. Hmotnost je zde rozdělena do 3 kategorií, ke kterým jsou přiřazeny 3 skupiny BMI a v modré části tabulky se nachází hodnoty mediánu šumu, tedy SD od SUV_{mean} .

Při prvním pohledu na tabulku (tab. 3) můžeme zaznamenat, že hmotnost a BMI pacienta jsou vzájemně provázány. Tabulka znázorňuje, že pokud pacienti, kteří jsou rozdělení podle hmotnosti, dále rozdělíme dle BMI, tak pro každou váhovou skupinu platí, že nejnižšího šumu dosahují pacienti v nejnižší skupině BMI, tedy BMI <25,5. Pro pacienti v nejvyšší BMI skupině, tedy BMI vyšší než 27,5, platí naopak nejvyšší šum.

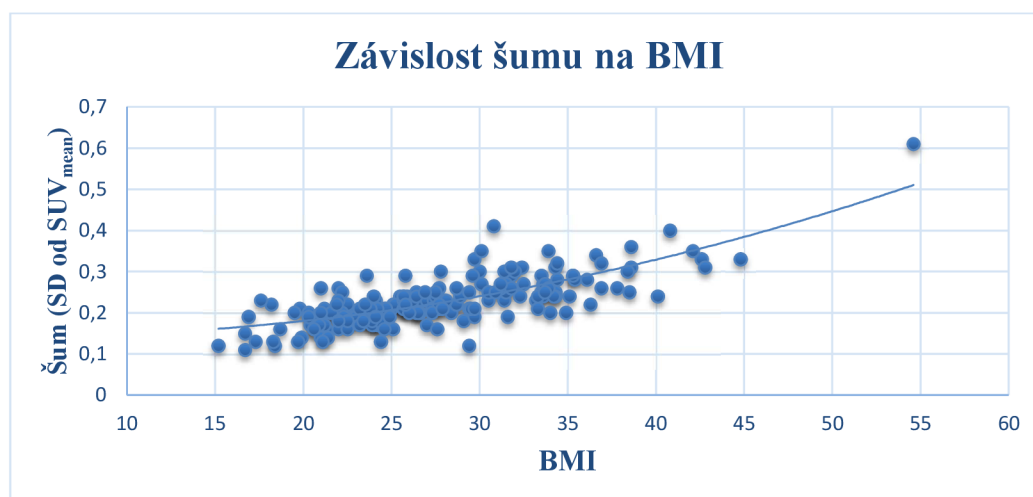
Tabulka 2: Závislost šumu na hmotnosti u pacientů rozdělených dle BMI

	BMI: <25,5	BMI: 25,5-27,5	BMI: >27,5
Hmotnost: <71 kg	0,19	0,205	0,23
Hmotnost: 71-85 kg	0,21	0,23	0,235
Hmotnost: >85 kg	0,22	0,24	0,28

Zdroj: vlastní

4.6 Závislost šumu na BMI

V následujícím bodovém grafu (obr. 11) můžeme vidět, že ze zkoumaného vzorku má nejvíce pacientů BMI v intervalu hodnot 20 - 35. Hodnoty SD (od SUV_{mean}) se opět jako v předešlých grafech vyskytují nejčastěji v rozmezí hodnot 0,1 – 0,4.



Obrázek 11: Závislost šumu na BMI, Zdroj: vlastní

Hypotézy statistické části:

- H_0 : korelace je nulová
- H_a : korelace je rozdílná od nuly
- Korelace = 0,759048

Výsledek korelace se blíží hodnotě 1, takže představuje silnou pozitivní korelaci mezi šumem a aplikovanou aktivitou.

- Předpis pro kvadratickou funkci: $SD = 0,129111 + 0,000125 \times (BMI)^2$
- $R^2 = 0,60$

Křivku, kterou budeme prokládat graf, jsme určili pomocí koeficientu determinace R^2 . Nejvyšší hodnota R^2 u aplikované aktivity vyšla pro kvadratickou funkci. Z toho vyplývá, že celková změna v SD je z 60 % vysvětlena změnami v hmotnosti.

- p hodnota = 7,23E-41
- T hodnota = 17,10

Hodnota korelace se nachází mimo daný interval $(-0,14178; 0,14178)$, proto je na hladině $\alpha = 0,05$ hypotéza H_0 ve prospěch H_a zamítnuta. Hypotéza H_0 se zamítá i díky standartnímu testu z důvodu $T > t$, kdy $t = 1,97202$ a $T = 17,10$, a dále díky hodnotě p, jež představuje hodnotu $p = 7,23E-41$. Hodnota p proměnné x je menší než hladina významnosti $\alpha = 0,05$ (5 %).

Výše uvedené výsledky dokazují, že mezi šumem a BMI je závislost.

5 Diskuze

Cílem mé bakalářské práce bylo sledovat šum v PET obraze jater v závislosti na aplikované aktivitě, hmotnosti a BMI pacienta. Dále se práce zabývala tím, zda by bylo možné ke stávajícímu algoritmu určení aktivity aplikovaného množství FDG, který vychází čistě z hmotnosti pacienta, navrhnout alternativní algoritmus se zohledněním BMI s cílem zachovat kvalitu zobrazení (míru šumu) a následně redukovat radiační zátěž spojenou s PET/CT vyšetřením. Oba tyto cíle byly naplněny v praktické části pomocí statistického zpracování.

Aby bylo možné dosáhnout výše uvedených cílů mé bakalářské práce, bylo podstatné nasbírat data pacientů na Oddělení nukleární medicíny v Nemocnici České Budějovice, a.s. vybraných z přehledu vyšetření za rok 2021. Zaznamenáno bylo celkem 200 pacientů, mužů i žen dohromady, u kterých byla při PET/CT vyšetření potvrzena homogenní struktura jater.

Je nutné zdůraznit, že pacienti neprocházeli náhodným výběrem, nýbrž byla již na začátku praktické části vytyčena určitá kritéria pro výběr pacientů, podle kterých byl pacient buď akceptován, nebo vyřazen z výběru. Domnívám se, že kdyby byly do výzkumu zařazeni pacienti např. s nálezem potvrzující metastatický proces jater, došlo by k narušení homogenity obrazu jater a k znehodnocení konečných výsledků.

Dále byla pro toto téma stanovena následující hypotéza:

Zohledněním BMI pacienta při určování aktivity aplikovaného množství FDG je umožněno při zachování míry šumu redukovat radiační zátěž spojenou s PET/CT vyšetřením. Díky důkladnému zpracování praktické části a vytvoření statistické závislosti mezi hmotností a BMI byla výchozí hypotéza nakonec potvrzena.

Praktická část byla zkoncipována do několika výzkumných segmentů. V prvním segmentu byla zkoumána závislost šumu na aplikované aktivitě. Z výše uvedených výsledků v praktické části konstatuji, že mezi aplikovanou aktivitou a šumem existuje poměrně silná závislost. Toto tvrzení může podložit i výpočet hodnoty korelace 0,72. Pomocí výpočtu koeficientu determinace bylo zjištěno, že šum v obraze narůstá v závislosti na aplikované aktivitě jako mocninná funkce. K této závislosti je nutno zmínit, že zde jde o závislost vypočtenou z dat, kdy aktivita radiofarmaka se aplikuje úměrně hmotnosti pacienta. Z toho důvodu tato závislost více reflektuje samotnou závislost na hmotnosti. V případě, že by byla zkoumána závislost aplikované aktivity na šumu u jednoho konkrétního pacienta a bylo by aplikováno postupně od

malých aktivit RF po velké, tak by závislost byla rozdílná. Přesněji, v nízkých aktivitách by byl šum velmi vysoký, pak by došlo k jeho poklesu, a nakonec by došlo k opětovnému nárůstu s aplikovanou aktivitou.

Druhý segment praktické části se zabývá zjištěním závislosti šumu na hmotnosti vyšetřovaného pacienta, která velmi koreluje se sledováním závislosti šumu na aplikované aktivitě. U této závislosti bylo pomocí korelační analýzy zjištěno, že pacientova hmotnost a šum jsou v poměrně silné pozitivní korelaci. Porovnáním výsledků prvního a druhého výzkumného segmentu jsem došla k závěru, že závislost šumu na hmotnosti je o trochu větší než závislost šumu na aplikované aktivitě, což ukazuje, že do závislosti vstupují i další faktory. Pokud se zaměříme přímo na hodnotu korelace 0,76 mezi šumem a hmotností, můžeme si povšimnout, že jde o silnou závislost mezi těmito parametry. Opět pro výpočet funkce byl využit koeficient determinace. Hodnota tohoto koeficientu vyšla 0,6, z čehož vychází, že mezi šumem a hmotností je kvadratický vztah a k proložení hodnot je v tomto případě lehce vhodnější parabola než exponenciální funkce. To by mohlo znamenat, že šum od určité hmotnosti narůstá jak se zvyšující se hmotností, tak se snižující se hmotností. Nárůst šumu u pacientů s vysokou hmotností není překvapující a je v souladu s očekáváním i obecnou teorií. U pacientů s nízkou hmotností ale k nárůstu šumu nedochází. Kritickým bodem, kdy se šum s klesající hmotností zvyšuje, je v hodnotě 0, což je kvzhledem k neexistující záporné hodnotě hmotnosti irelevantní.

Ve třetím segmentu jsou znázorněny výsledky závislosti mezi šumem a BMI pacient. I zde jsem již na začátku předpokládala, že i u třetího parametru bude šum a BMI pojit závislost, což bylo také potvrzeno. Tato závislost se dala předpokládat již po zpracování závislosti šumu na hmotnosti, protože ta se prolíná ve výpočtu BMI. Pokud se zaměříme na hodnotu korelace 0,759048 mezi šumem a BMI, můžeme si povšimnout poměrně silné závislosti, i když o trochu slabší, než se objevuje u samotné hmotnosti, která s BMI úzce souvisí. Stejně jako u předchozích dvou závislostí byl i zde použit koeficient determinace. Jeho hodnota měla stejnou hodnotu jako u hmotnosti, tedy 0,6, to nám určuje, že i mezi šumem a BMI existuje kvadratický vztah. Zajímavé je, že i přesto, že koeficienty determinace mají pro BMI a hmotnost stejné hodnoty, tak hodnoty jejich korelací se lehce odlišují, a proto můžeme konstatovat, že silnější vztah má šum s hmotností než s BMI.

Zajímavé je, že po zhlédnutí vstupních dat se mezi pacienty objevuje několik případů, kdy pacient s poměrně nízkou hmotností má v PET obraze jater daleko vyšší šum, přestože toto lze podle výsledků analýzy očekávat u pacientů s vysokou hmotností. Tento výsledek zkoumání se tak dostává do rozporu s výše uvedenými výsledky jednotlivých závislostí. Domnívám se, že je to dáno statistickými chybami měření či jinými faktory narušující standardní výběr vzorku – pacienti s nerozpoznanou paravenózní aplikací radiofarmaka, pacienti s intenzivně hypermetabolickými patologiemi mimo jaterní parenchym, aj.

I když se tato práce zabývala převážně tím, v jaké míře je šum v PET obraze jater ovlivňován aplikovanou aktivitou, hmotností a BMI pacienta, bylo podstatné poukázat i na vliv hmotnosti a BMI mezi sebou, což je považováno za přínosné k odůvodnění využívání BMI pro výpočet aktivity radiofarmaka. Z analýzy vyplývá, že mezi hmotností a BMI pacienta je určitá závislost a již výše uvedená tabulka 3 je důkazem toho, proč by bylo vhodné při stanovení aktivity podle hmotnosti vyšetřovaného pacienta zohledňovat i BMI. Z těchto výsledků můžeme zaznamenat, že ze statistického souboru 200 pacientů nespadal každý pacient s určitou hmotností vždy do stejné kategorie BMI. Jak je již v teoretické části uvedeno, BMI bere v potaz jak hmotnost, tak výšku pacienta. Domnívám se, že vyšetřovaný pacient s určitou hmotností, který je výškově lépe disponován, by neměl dostávat stejnou aktivitu FDG jako pacient, jehož hmotnost je stejná, ale zároveň je menšího vzrůstu. Pokud pro oba pacienty platí rovnocenná hmotnost, přepokládá se, že u vyššího pacienta bude hmotnost lépe rozložena než u pacienta s nižší výškou, a proto by bylo vhodné, aby vyšší pacient dostal nižší aktivitu radiofarmaka, přičemž by zajistila stejně kvalitní PET obraz. Současný přístup využívání pouze hmotnosti jako jediného faktoru pro míru aplikace radiofarmaka dle mého názoru má určité rezervy. Z toho důvodu by mohlo být přínosné přihlížet k BMI indexu, čímž by bylo možno vyrovnat míru šumu v PET obraze u pacientů s různými hodnotami BMI, ale stejnou hmotností. Při snaze snížit šum pacientů s vyšším BMI na úroveň pacientů s nižším BMI by byla cestou prodloužená akvizice, to by však mohlo představovat provozní problém, jelikož by to znamenalo větší časovou náročnost jednotlivého vyšetření. Řešením, které navíc představuje pro pacienty s nízkým BMI i jistou dávkovou optimalizaci, by tak mohlo být snížení aplikované aktivity právě u pacientů s nízkým BMI, a přitom u nich dosahovat kvality obrazu podobné jako u stejně vážících pacientů s vyšším BMI. Nutno zdůraznit, že

nejde o to akceptovat povšechně horší kvalitu vyšetření, spíše sjednotit kvalitu vyšetření do stejného uspokojivého standardu a populaci s nižším BMI dávkově nezatěžovat více, než je nutné.

6 Závěr

Jak již bylo řečeno, pozitronová emisní tomografie neboli PET má důležitou roli v diagnostice zejména mnoha onkologických onemocnění.

V teoretické části práce byly získány informace, jenž se zaměřují jednak na technické parametry pozitronové emisní tomografie, a jednak na poznatky využití PET/CT v praxi.

Prvním cílem této bakalářské práce bylo zkoumat, do jaké míry je šum v PET obraze jater ovlivněn aktivitou, která je aplikována vyšetřovanému pacientovi, dále hmotností, a nakonec také BMI pacienta.

Dalším stanoveným cílem bylo ke stávajícímu algoritmu určení aktivity aplikovaného množství FDG vycházejícího čistě z hmotnosti pacienta navrhnout alternativní algoritmus se zohledněním BMI s cílem zachovat kvalitu zobrazení (míru šumu) a redukovat radiační zátěž spojenou s vyšetřením. Cíle práce byly naplněny v praktické části bakalářské práce, a to vytvořením statistických závislostí jednotlivých parametrů.

Dále byla pro tuto práci stanovena jediná hypotéza, kdy kromě hmotnosti je zohledněn i parametr BMI pro stanovení aktivity aplikovaného množství fluorodeoxyglukózy s požadavkem na zachování kvality PET obrazu a redukování radiační zátěže, která se s vyšetřením pojí. Tato jediná hypotéza byla nakonec po podrobném zpracování praktické části potvrzena.

Otázkou zůstává, zda by v následujících letech byla oddělení nukleární medicíny napříč celou Českou republikou ochotna přejít na stanovení míry aplikované aktivity zohledňující k hmotnosti BMI.

Tato práce by mohla v budoucnu sloužit jako pomocný materiál ke zdokonalení algoritmu pro výpočet aplikované aktivity pomocí BMI, díky čemuž by mohlo dojít ke snížení radiační zátěže u pacientů, kteří podstoupí PET/CT vyšetření.

7 Seznam literatury

1. ADAM, J., Zdeněk ŘEHÁK a Šárka KOZÁKOVÁ. *Využívání nových PET radiofarmak v onkologické diagnostice*. In: Profi medicína: odborné fórum pracovníků ve zdravotnictví. Brno, 2020. Str. 10 – 11. ISSN: 2571-2527.
2. ARCHDEACON, Thomas J. *Correlation and Regression Analysis: A Historian's Guide – F-Test*. In: Statistic How To [online] 1994 [cit.2022-04-04] Dostupné z: <https://www.statisticshowto.com/probability-and-statistics/hypothesis-testing/f-test/>
3. BĚLOHLÁVEK, O. *PET centra*. In: Česká společnost nukleární medicíny ČLS JEP. [online] 2010 – 2017 [cit.2021-10-05] Dostupné z: <https://www.csnm.cz/article/show/links/pet-centres>
4. BĚLOHLÁVEK, Otakar. *Pozitronová emisní tomografie*. In: Klinické PET a PET/CT. Praha: Galén, c2009. ISBN 978-80-7262-619-9.
5. Centers for Disease, Control and Prevention. *Healthy Weight, Nutrition, and Physical Activity: About Adult BMI*. [online] 2021 [cit.2021-08-10] Dostupné z: https://www.cdc.gov/healthyweight/assessing/bmi/adult_bmi/index.html
6. CROSTHWAITE, Mark H. *What Affects Resolution in PET Imaging*. In: CLRS 407 – Introduction to PET/CT [online] 2018 [cit.2021-12-10] Dostupné z: <http://www.people.vcu.edu/~mhcrosthwait/PETW/PETresolution.html>
7. ConnectUs. *9 Advantages and Disadvantages of Pet Scans*. [online] 2017 [cit. 2021-09-15] Dostupné z: <https://connectusfund.org/9-advantages-and-disadvantages-votní-péčeof-pet-scans>
8. European Medicines Agency. *Vizamyl: EPAR – Product Information*. [online] 2021 [cit.2021-12-10] Dostupné z: https://www.ema.europa.eu/en/documents/product-information/vizamyl-epar-product-information_en.pdf
9. FANTI, Stefano, Roberto FRANCHI, Giuseppe BATTISTA, Nino MONETTI a Romeo CANINI. *PET and PET/CT: State of the Art and Future Prospects*. In: PubMed [online] 2005 [cit. 2021-08-31] Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16163136/>

10. FRIESL, Michal. *Koeficient determinace*. In: Praviděpodobnost a statistika hypertextově [online] 2014 [cit.2022-04-04] Dostupné z: <http://home.zcu.cz/~friesl/hpsb/koeffdet.html>
11. FRIESL, Michal. *P-hodnota*. In: Praviděpodobnost a statistika hypertextově [online] 2014 [cit.2022-04-04] Dostupné z: <http://home.zcu.cz/~friesl/hpsb/phodn.html>
12. HOFMAN, Michael a Dee NANDURKAR. *PET Scan*. In: Inside Radiology [online] 2018 [cit.2021-08-31] Dostupné z: <https://www.insideradiology.com.au/pet-scan-hp/>
13. HOGG, Peter, Giorgio TESTANERA a spol. *Principles and Practise of PET/CT PART 1: A Technologist's Guide*. [online] Austria: EANM Technologist Commitee, 2010. ISBN 978-3-902785-00-8. Dostupné z: gl_Principles_and_Practice_of_PET-CT_Part_1.pdf
14. HUŠÁK, Václav, Pavel KORANDA, Miroslav MYSLIVEČEK, Milan KAMÍNEK a Jaroslav PTÁČEK. *Principy PET*. In: Lékařská fakulta Univerzity Palackého v Olomouci [online] 2009 [cit.2021-08-12] Dostupný z: <http://old.lf.upol.cz/menu/struktura-lf/kliniky/klinika-nuklearni-mediciny/pedagogicka-cinnost/fyzikalni-zaklady-zobrazovani-v-nuklearni-medicine-a-radiacni-ochrana/pozitronova-emisni-tomografie/principy-pet/>
15. HUŠÁK, Václav, Pavel KORANDA, Miroslav MYSLIVEČEK, Milan KAMÍNEK a Jaroslav PTÁČEK. *Statistický šum, kontrast objektu a obrazu*. In: Lékařská fakulta Univerzity Palackého v Olomouci [online] 2009 [cit.2021-08-16] Dostupné z: <http://old.lf.upol.cz/menu/struktura-lf/kliniky/klinika-nuklearni-mediciny/pedagogicka-cinnost/fyzikalni-zaklady-zobrazovani-v-nuklearni-medicine-a-radiacni-ochrana/fyzikalni-zaklady/statisticky-sum-kontrast-objektu-a-obrazu/>
16. Independent Imaging. *The Pros and Cons of PET/CT Scans*. [online] 2021 [cit. 2021-09-15] Dostupné z: <https://www.independentimaging.com/the-pros-and-cons-of-pet-ct-scans/>
17. JANABI, Majid, Ajay KUMAR a Otto MUZIK. *Body Mass Index (BMI) Adjusted 18F-FDG Dose to Reduce Radiation Exposure*. In: The Journal of Nuclear Medicine [online] 2013 [cit.2021-11-21] Dostupné z: https://jnm.snmjournals.org/content/54/supplement_2/92

18. KONTROVÁ, Kateřina. 2- $[^{18}\text{F}]$ -FDG. In: RadioMedic [online] 2015 [cit. 2021-09-20] Dostupné z: <https://www.radiomedic.cz/odborne-info/2-18f-fdg/>
19. KORANDA, Pavel. *Nukleární medicína*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2014. ISBN 978-80-244-4031-6.
20. KLICNAROVÁ, Jana a Michal HOUDA. *Časové řady*. In: Statistické modelování a analýza časových řad [online] 2021 [cit.2022-03-10] Dostupné z: http://home.ef.jcu.cz/~janaklic/OPVVV_SMAC/index.html
21. KRATOCHVÍL, Vojtěch. *Místní radiologické standardy pro NCB ONM*. Nemocnice České Budějovice, a.s., 2021.
22. KRATOCHVÍL, Vojtěch. *Nukleární medicína 3 – přednášky*. České Budějovice: ZSF JČU, 2021.
23. KUPKA, Karel, Jozef KUBINYI, Martin ŠÁMAL a kol. *Nukleární medicína*. 6. vydání (2. vydání v Nakladatelství P3K). [online] Praha: P3K, 2015. ISBN 978-80-87343-54-8.
24. LIN, Eugene C. a Abass ALAVI. *PET and PET/CT: A Clinical Guide*. New York: Thieme Medical Publishers Inc, 2019. Third Edition. eISBN 978-1-62623-1.
25. Ministerstvo zdravotnictví ČR. *Standardy zdravotní péče – „Národní Radiologické Standardy – Nukleární medicína“ Soubor doporučení a návod pro tvorbu místních radiologických postupů (standardů) na diagnostických a terapeutických pracovištích nukleární medicíny v České republice*. In: *Věstník Ministerstva zdravotnictví [online] 2016 [cit. 2021-10-24] Dostupné z: <https://www.mzcr.cz/wp-content/uploads/wepub/11347/36103/V%C4%9Bstn%C3%ADk%20MZ%20%C4%8CR%202-2016.pdf>*
26. Ministerstvo zdravotnictví ČR. *Národní radiologické standardy – radiologická fyzika. Postupy pro stanovení a hodnocení dávek pacientů při lékařském ozáření. Soubor doporučení a návod pro tvorbu místních radiologických standardů na pracovištích radiologických oborů v České republice*. Vydává Ministerstvo zdravotnictví v ČR ve spolupráci se Státním úřadem pro jadernou bezpečnost, Českou společností fyziků v medicíně, o.s. a Státním ústavem radiační ochrany, v.v.i. In: *Věstník Ministerstva zdravotnictví České republiky [online] 2015 [cit.2021-10-24] Dostupné z:*

- https://www.csfm.cz/userfiles/file/Legislativa/Vestniky-MZ/zdravotnictvi_06-15.pdf
27. MURATA, T., K. MIWA, N. Miyaji et al. *Evaluation of Spatial Dependence of Point Spread Function-Based PET Reconstruction Using a Traceable Point-Like²² Na Source*. In: EJNMMI Phys 3 [online] 2016 [cit.2021-10-30] Dostupné z: <https://ejnmiphys.springeropen.com/articles/10.1186/s40658-016-0162-3>
28. MYSLIVEČEK, Miroslav a spol. *Nukleární medicína I*. 1. vydání. Olomouc: Vydavatelství Univerzity Palackého, 1995. ISBN 80-7067-511-X.
29. Nemocnice České Budějovice, a.s. *PET centrum brožura*. [online] 2021 [cit.2021-10-15] Dostupné z: <https://www.nemcb.cz/upload/files/oddeleni/pet-centrum-brozura-final.pdf>
30. Nemocnice České Budějovice, a.s. *Oddělení nukleární medicíny*. [online] 2013 [cit.2022-03-18] Dostupné z: <https://www.nemcb.cz/oddeleni/oddeleni-nuklearni-mediciny/>
31. Nemocnice Na Homolce. *Informace o PET*. [online] 2021 [2021-10-07] Dostupné z: <https://www.homolka.cz/nase-oddeleni/11635-diagnosticky-program/11635-oddeleni-nuklearni-mediciny-a-pet-centrum-nm-pet/11833-nase-sluzby/11835-informace-o-pet/>
32. News – Medical Life Sciences. *What Is Body Mass Index (BMI)?* [online] 2019 [cit.2021-08-10] Dostupné z: [https://www.news-medical.net/health/What-is-Body-Mass-Index-\(BMI\).aspx](https://www.news-medical.net/health/What-is-Body-Mass-Index-(BMI).aspx)
33. RadioGraphics. *An Introduction to PET/CT Imaging*. [online] 2004 [cit.2021-09-25] Dostupné z: <https://pubs.rsna.org/doi/10.1148/rg.242025724>
34. Radiopaedia. *F-18 fluorodeoxyglukóza*. [online] 2020 [cit. 2021-10-24] Dostupné z: <https://radiopaedia.org/articles/f-18-fluorodeoxyglucose>
35. Radiopaedia. *Standard Uptake Value*. [online] 2019 [cit. 2021-09-18] Dostupné z: <https://radiopaedia.org/articles/standard-uptake-value>
36. RxList. *GALLIUM GA 68 PSMA-11*. [online] 2021 [cit.2021-11-10] Dostupné z: <https://www.rxlist.com/gallium-ga-68-psma-11-drug.htm>
37. Statistics How To. *Coefficient of Determination (R Squared): Definition, Calculation*. [online] 2022 [cit.2022-04-08] Dostupné z: <https://www.statisticshowto.com/probability-and-statistics/coefficient-of-determination-r-squared/>

38. StatSoft. *Testování hypotéz (t-test)*. [online] 2022 [cit.2022-04-08] Dostupné z: http://www.statsoft.cz/file1/PDF/newsletter/2013_01_08_StatSoft_Test.pdf
39. ŠABATA, Ladislav. *Nukleární medicína – technické základy: přístrojová a výpočetní technika v nukleární medicíně, základy radiofarmak a specifika radiační ochrany v nukleární medicíně*. České Budějovice: Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích. Zdravotně sociální fakulta, 2019. ISBN 978-7394-734
40. ULLMANN, Vojtěch. *Radioisotopová scintigrafie: Tomografická scintigrafie*. In: *AstroNuklFyzika* [online] 2021 [cit.2021-08-20] Dostupný z: <https://astronuklfyzika.cz/strana2.htm>
41. VOTRUBOVÁ, Jana et al. *Klinické PET a PET/CT*. Praha: Galén, c2009. ISBN 978-80-7262-619-9.
42. WEISS, Glen J. a Ronald L. KORN. *Interpretation of PET Scans: Do Not Take SUVs at Face Value*. In: *International Association for the Study of Lung Cancer*. [online] 2012 [cit.2022-02-17] Dostupné z: [https://www.jto.org/article/S1556-0864\(15\)33156-7/pdf](https://www.jto.org/article/S1556-0864(15)33156-7/pdf)
43. WIELER, Helmut J. a R. Edward COLEMAN. *PET in Clinical Oncology*. Darmstadt Steinkopff Verlag, 2000. ISBN 3-7985-1219-1.
44. Zdraví.euro.cz. *Využití a přínos pozitronové emisní tomografie*. [online] 1999 [cit.2021-09-10] Dostupné z: <https://zdravi.euro.cz/rozhovory/predstavujeme/124808>

8 Seznam použitých obrázků

Obrázek 1: Typy koincidence.....	13
Obrázek 2: FBP (vlevo) a IR (vpravo).....	17
Obrázek 3: PET snímky bez korekce atenuace (vlevo) a po korekci (vpravo).....	18
Obrázek 4: Vliv četností 3 typů koincidence na NECR (PET – 3D)	21
Obrázek 5: Fyziologická akumulace FDG.....	29
Obrázek 6: Porovnání PET/CT jater.....	30
Obrázek 7: CT (vlevo) a PET (vpravo) vyšetření, fúze obrazů PET a CT	31
Obrázek 8: PET/CT scanner na Oddělení nukleární medicíny v NEMČB.....	32
Obrázek 9: Závislost šumu na aplikované aktivitě	41
Obrázek 10: Závislost šumu na hmotnosti.....	42
Obrázek 11: Závislost šumu na BMI	44

9 Seznam použitých tabulek

Tabulka 1: Vstupní data	35
Tabulka 2: Závislost šumu na hmotnosti u pacientů rozdělených dle BMI.....	44

10 Přílohy

Příloha 1 Národní radiologické standardy - Nukleární medicína

Hodnoty faktoru F pro výpočet aplikované aktivity RF v závislosti na tělesné hmotnosti vyšetřované osoby

Pacienti s hmotností < 70 kg	
Hmotnost pacienta [kg]	Faktor F
4	0,14
5	0,17
6	0,19
7	0,21
8	0,23
9	0,25
10	0,27
11	0,29
12	0,32
13	0,34
14	0,36
15	0,38
20	0,46
25	0,54
30	0,62
35	0,69
40	0,76
45	0,81
50	0,88
52 – 54	0,90
56 – 58	0,92
60 – 62	0,96
64 – 66	0,98
68	0,99

Pacienti s hmotností \geq 70 kg	
Hmotnost pacienta [kg]	Faktor F
70	1
75	1,05
80	1,10
85	1,15
90	1,19
95	1,24
100	1,28
105	1,33
110	1,37
115	1,41
120	1,46
125	1,50
130	1,54
135	1,58
140	1,62
145	1,66
150	1,70
155	1,74
160	1,78
165	1,82
170	1,86
180	1,94
190	2,01
200	2,085

Zdroj: Ministerstvo zdravotnictví ČR, 2016

11 Seznam použitých zkratek

PET	Positron Emission Tomography
CT	Computed Tomography
BGO	bismut germanát oxid
LSO	lutetium ortosilikát
HU	Houndsfieldova jednotka
OSEM	Ordered Subject Expectation Maximization
FWHM	Full Width at Half Maximum
PVE	Partial Volume Effect
TOF	Time of Flight
PSF	Point-Spread Function
SUV	Standard Uptake Value
NECR	Noise Equivalent Count Rate
DRÚ	Diagnostická referenční úroveň
ONM	oddělení nukleární medicíny
WB scan	Whole Body scan
RF	radiofarmakum
MBq	megabecquerel
¹⁸ F-FDG, FDG	fluorodeoxyglukóza
¹⁸ F-FLT	fluorothymidin
¹⁸ F-NaF	natriumflorid
¹⁸ F-cholin	fluorocholin
F-DOPA	fluorodopa
e ⁻	elektron
BMI	Body Mass Index
mCi	millicurie
NEMČB	Nemocnice České Budějovice, a.s.
NRS	Národní radiologické standardy
MDRÚ	Místní diagnostická referenční úroveň
MRS	Místní radiologické standardy
SPC	Summary of Product Characteristic