UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav radiologických metod

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2020 **ELIŠKA SZEWIECZKOVÁ**

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav radiologických metod

Eliška Szewieczková

Problematika měření SUV u pacientů při ^{18}F-FDG PET/CT vyšetřeních

Bakalářská práce

Vedoucí práce: Ing. Jaroslav Ptáček, Ph.D.

Olomouc 2020

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracovala samostatně a použila jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

Olomouc 15. června 2020

Podpis autora

Ráda bych poděkovala Ing. Jaroslavu Ptáčkovi, Ph.D. za vstřícnost, odborné vedení a cenné rady při tvorbě bakalářské práce. Další poděkování patří mé rodině za trpělivost a podporu při studiu.

ANOTACE

Typ závěrečné práce: Bakalářská práce

Téma práce: Problematika měření SUV u pacientů při ^{18}F-FDG PET/CT vyšetřeních

Název práce: Problematika měření SUV u pacientů při ^{18}F-FDG PET/CT vyšetřeních

Název práce v AJ: The Issue of measuring SUV during ^{18}F-FDG PET/CT examinations

Datum zadání: 2019-11-22

Datum odevzdání: 2020-06-12

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta zdravotnických věd
Ústav radiologických metod

Autor: Szewieczková Eliška

Vedoucí: Ing. Jaroslav Ptáček, Ph.D.

Oponent: Ing. Bc. Jiří Horalík, DiS.

Abstrakt v ČJ: Bakalářská práce se zabývá měřením SUV při vyšetřeních na PET/CT pomocí ^{18}F-FDG a faktory, které ovlivňují výsledky tohoto měření. Hlavním cílem této práce je zjistit, zda je vhodné před vyšetřením zkontrolovat hmotnost pacientů pomocí osobní váhy nebo je možné se spolehnout na hmotnost uvedenou ve zdravotnické dokumentaci. Předložené poznatky byly dohledány v databázích PubMed, Google Scholar a v odborné literatuře zapůjčené v knihovnách Univerzity Palackého. Studie byla prováděna na Klinice nukleární medicíny ve Fakultní nemocnice v Olomouci.

Abstrakt v AJ: This bachelor thesis deals with the issue of SUV measurments during PET/CT examinations with ^{18}F-FDG and influencing factors. The aim of this thesis is to verify, whether it is necessary to weigh every patient before the examination, or if it´s possible to rely on the weight stated in the medical documentation. Submitted information were gathered from PubMed and Google Scholar databases, and in reference books from libraries of Palacký University. The study was conducted at Department of Nuclear Medicine in University Hospital Olomouc.

Klíčová slova v ČJ: PET/CT, FDG, SUV, hmotnost pacienta

Klíčová slova v AJ: PET/CT, FGD, SUV, patient weight

Rozsah práce: 69 stran / 5 příloh

Obsah

Úvod 9
1 ^{18}F-FDG vyšetření na PET/CT 10
1.1 Funkce PET/CT 10
1.1.1 Funkce CT 10
1.1.2 Funkce PET 11
1.1.3 Akvizice dat PET 12
1.1.4 Radiofarmaka pro PET vyšetření 13
1.2 ^{18}F-FDG vyšetření 14
1.2.1 Využití a indikace ^{18}F-FDG PET/CT vyšetření 14
1.2.2 Princip akumulace ^{18}F-FDG v buňkách 15
1.2.3 Příprava a průběh vyšetření 17
1.2.4 Aplikovaná aktivita ve vztahu k hmotnosti pacienta 18
1.3 Rekonstrukce obrazu 19
1.3.1 Korekce na zeslabení (atenuační korekce) 19
1.3.2 Rozptýlené a náhodné koincidence 21
1.3.3 Normalizační korekce 21
1.3.4 Time-of-flight 22
1.3.5 Point spread function 22
2 SUV 24
2.1 Definice SUV 24
2.1.1 ROI, VOI 25
2.1.2 SUV_{max} 26
2.1.3 SUV_{mean}, SUV_{peak} 27
2.2 Ovlivnění odečtu SUV a možné korekce 27
2.2.1 Hodnocení SUV v kontextu normální tkáně 27
2.2.2 Aplikovaná aktivita, délka akumulační fáze 28
2.2.3 Hmotnost a stavba těla pacienta 29
2.2.4 Hladina glukózy v krvi 29
2.2.5 Artefakty způsobené AC 30
2.2.6 Efekt částečného objemu 32
3 Metodika 33
3.1 Cíle práce a hypotézy 33
3.2 Charakteristika testovaného souboru 33
3.3 Metoda sběru dat 34

3.4 Realizace výzkumu 34
3.5 Metoda zpracování dat 35
3.6 Hodnocení 36
3.6.1 Demografické údaje 37
3.6.2 Četnost zastoupení velikostí relativního a absolutního rozdílu hmotností 37
3.6.3 Zastoupení jednotlivých kategorií BMI 39
4 Ověření platnosti hypotéz 41
4.1 Hypotéza č. 1 41
4.2 Hypotéza č. 2 43
4.3 Hypotéza č. 3 44
Diskuze 46
Závěr 48
Referenční seznam 50
Seznam zkratek 55
Seznam obrázků a tabulek 58
Seznam příloh 59

Úvod

PET/CT je hybridní zobrazovací metoda kombinující obrazy pozitronové emisní tomografie a výpočetní tomografie. V posledních letech nachází využití zejména v diagnostice nádorových onemocnění. K hodnocení nálezů na PET/CT slouží mimo jiné hodnota SUV odečtená z obrazů PET. Odečet SUV ovlivňují různé faktory.

Cílem bakalářské práce je odpovědět na otázky:

1. Jak dosáhnout co nejlepší porovnatelnosti SUV mezi jednotlivými vyšetřeními, různými pacienty a různými přístroji?
2. Má smysl vážit před vyšetřením pomocí ^{18}F-FDG na PET/CT všechny pacienty?
3. Které skupiny pacientů je nutné před vyšetřením pomocí ^{18}F-FDG na PET/CT zvážit?

Bakalářská práce má dvě části. V první, teoretické části jsou pomocí rešeršní činnosti popsány základní principy funkce hybridního přístroje PET/CT, indikace, příprava a průběh vyšetření pomocí ^{18}F-FDG, výpočet SUV a faktory ovlivňující tento výpočet. Ve druhé, praktické části se zkoumá, zdali je vhodné před vyšetřením vážit všechny pacienty nebo jen určitou skupinu.

Informace potřebné k vytvoření bakalářské práce byly získány z odborných článků dohledaných v databázích PubMed a Google Scholar nebo z odborné literatury zapůjčené v knihovnách LF a FZV UPOL a Knihovně Univerzity Palackého ve Zbrojnici. Použité publikace byly psány v jazyce českém a anglickém. Celkový počet dohledaných odborných článků byl 216, z toho v práci bylo použito 26, celkový počet použitých publikací je 30.

1 ^{18}F-FDG vyšetření na PET/CT

1.1 Funkce PET/CT

PET/CT (positron emission tomoghraphy / computed tomography) je v současnosti stále běžněji používaným diagnostickým přístrojem v nukleární medicíně. PET kamery je již možné najít výhradně v hybridních přístrojích PET/CT, popř. v méně častých PET/MR (magnetic resonance) (Kupka et al., 2015, s. 33).

PET/CT umožňuje sběr funkčních informací pomocí PET a anatomických informací pomocí CT v rámci jednoho vyšetření. Fúzí vzniklých obrazů je díky CT dosaženo anatomicky velmi přesné lokalizace ložisek se zvýšenou akumulací radiofarmaka, která jsou zachycená PET kamerou (Koranda et al., 2014, s. 30–31).

Díky této moderní technologii je možné na molekulární úrovni neinvazivně zkoumat procesy probíhající v lidském těle a diagnostikovat poruchy a neobvyklé jevy. PET/CT nalézá využití zejména při určování diagnózy nebo hodnocení účinku stanovené terapie (Adam, 2014, s. 130).

1.1.1 Funkce CT

CT je diagnostický zobrazovací přístroj využívající rentgenové záření. Základními součástmi CT jsou zdroj RTG záření (rentgenka) a detektory umístěné na opačné straně gantry, ve kterém se během vyšetření otáčí kolem pacienta velkou rychlostí a vytváří tomografické obrazy (řezy) (Boellaard et al., 2015, s. 330). Všechny moderní CT přístroje jsou již schopny dosáhnout rotačního času 0,5 s/rotaci, některé až 0,28 s/rotaci (Beeres et al., 2015, s. 951).

U hybridních přístrojů PET/CT je v současné době používaná MDCT neboli multidetektorová výpočetní tomografie (Vomáčka et al., 2015, s. 43). CT je v PET/CT přístroji umístěno před PET kameru. Samotné CT vyšetření může proběhnout jak před, tak i po nahrávání PET, ale běžné je provést nejprve CT a až potom PET (Ziessman et al.,2014, s. 64–65).

Tkáně v lidském těle různou měrou absorbují RTG záření. Během vyšetření, kdy na pacienta dopadají RTG paprsky pod různými úhly, jsou na základě

změřených informací o zeslabení v jednotlivých projekcích matematickou rekonstrukcí vytvořeny jednotlivé řezy (Ginat, 2014, s. 432).

Pro jednotlivé voxely (3D elementy obrazu) jsou naměřeny hodnoty lineárního koeficientu zeslabení *μ=μ(x,y)*, které jsou pro snazší orientaci přepočteny na Hounsfieldovy jednotky (HU) *H*:

$$\boldsymbol{H}(\boldsymbol{x},\boldsymbol{y}) = 1000\left(\frac{\mu(x,y)}{\mu(voda)} - 1\right)$$

(Kinahan et al., 2003, s. 169).

HU neboli CT čísla nabývají hodnot od -1000 po 3096 a výsledné řezy jsou zobrazeny ve stupních šedi (Vomáčka et al., 2015, s. 42). V této škále má například vzduch hodnotu -1000, tuková tkáň -100, voda 0 a kompaktní kost mezi 1000 – 2000 HU (Kinahan et al., 2003, s. 169).

Kromě anatomické informace se CT v nukleární medicíně využívá také ke korekci na zeslabení. Jak již bylo řečeno výše, CT principiálně zobrazuje *μ* a tato informace je využívána k matematické korekci obrazu PET. Tento krok koriguje zeslabení záření vzniklé rozptylem a absorpcí v těle pacienta – čím je patologické ložisko uloženo hlouběji, tím méně aktivní se jeví vůči ložiskům blíže k povrchu. Tuto korekci nazýváme AC (attenuation correction – korekce na zeslabení) (dále v kapitole 1.3.1.) (Kupka et al., 2015, s. 35).

Během vyšetření může být provedeno diagnostické CT s podáním kontrastní látky intravenózně nebo per os, k výpočtu atenuační mapy a lokalizaci však stačí i low-dose CT, které pacienta méně zatěžuje zářením. V praxi je někdy možné provést diagnostické CT jen preferované oblasti a zbylou část zobrazit pomocí low-dose CT. V některých nových systémech se zavádí nově i ultra low-dose CT, které dále snižuje radiační zátěž pacientů (Boellaard et al., 2015, s. 331, 339–341).

1.1.2 Funkce PET

PET kamera prošla několika generacemi vývoje. První kamery měly pouze jeden prstenec s řadou krystalů a disponovaly krátkým FOV (field of view – zorné pole). V moderních přístrojích je použito velkého počtu prstenců, což umožňuje najednou snímat oblast o délce i více než 15 – 20 cm (Ziessman et al., 2014, s. 62).

Kvůli vysoké energii detekovaných anihilačních fotonů jsou scintilační krystaly vyráběny z látek s vyšším protonovým číslem, než tomu je u SPECT kamer (u těch se nejčastěji používá jodid sodný aktivovaný thaliem NaI(Tl)). V praxi jsou aktuálně nejmodernějšími scintilačními materiály gadolinium oxyorthosilikát (GSO) a lutecium oxyorthosilikát (LSO) nebo jeho obdoby (Kupka et al., 2015, s. 33).

Nejstarší kamery měly mezi jednotlivými prstenci vložená tzv. septa – přepážky z materiálu absorbujícího fotony (olovo, wolfram, …), aby nedocházelo k detekci rozptýlených fotonů a tím pádem ke zhoršování kvality obrazu. Bývaly označovány jako 2D systémy, protože omezovaly možné koincidence pouze na jeden prstenec (krystaly nejsou zapojeny do koincidenčního obvodu s krystaly z jiného prstence). Moderní přístroje už septa nemají a všechny fungují jako tzv. 3D systémy, krystaly jsou zapojeny v koincidenci i mezi jednotlivými prstenci, což vede ke značnému nárůstu citlivosti kamery, ale zároveň i k detekci většího množství náhodných a rozptýlených koincidencí (Ziessman et al., 2014, s. 52). 3D systémy jsou 5–10 krát citlivější než 2D systémy (Tong, 2010, s. 531). Velký vzrůst citlivosti 3D režimu převyšuje všechny potenciálně negativní vlastnosti (Ziessman et al., 2014, s. 52).

1.1.3 Akvizice dat PET

Jako zdroj diagnostických dat PET využívá pozitronovými zářiči značená radiofarmaka (Koranda et al., 2014, 30–31). Emitovaný pozitron záření β^+ se v lidském těle chová z fyzikálního hlediska podobně jako elektron – pohyb je klikatý a kinetická energie postupně klesá. Na konci své dráhy pozitron anihiluje s elektronem a vznikají dva fotony záření γ s energií 511 keV (Kupka et al., 2015, s. 33). Dosah pozitronu je krátký, střední dosah je v řádech mm. Místo anihilace je tedy blízko místu emise pozitronu (Koranda et al., 2014, s. 30–31). Rozlišení PET je tak zásadně ovlivněno především velikostí detektorových elementů. Prostorové rozlišení moderních přístrojů je v klinické praxi 5 – 8 mm (Ziessman et al., 2014, s. 62).

Fotony z těla pacienta vylétají opačným směrem, tzn. jejich trajektorie svírají úhel 180°. Dosahují rychlosti světla a na krystaly detektoru dopadají téměř současně (Kupka et al., 2015, s. 33). Krystaly jsou zapojeny do koincidenčního obvodu a jsou zaznamenány jen ty impulsy, ke kterým došlo zároveň, přesněji během krátkého koincidenčního okna (tolerovaný časový rozdíl dopadu dvou

fotonů) (Koranda et al., 2014, s. 30–31). U moderních přístrojů může koincidenční okno trvat pouze 4,1 ns (Jakoby et al., 2011, s. 2376). U starších přístrojů s BGO krystaly (germaniová sůl bismutu) může být dlouhé až 12 ns (Ziessman et al., 2014, s. 62). Mezi dvojicí detektorů, které zaznamenaly koincidenci se vytvoří tzv. LOR (line of response – přímka odezvy), místo anihilace v ideálním případě leží na této přímce. Z množiny LOR se matematickou rekonstrukcí vytváří 3D obraz akumulace radiofarmaka v těle (Kupka et al., 2015, s. 33). Klasické olověné kolimátory známé např. z SPECT zobrazování jsou nahrazeny elektronickou kolimací (Ziessman et al., 2014, s. 62). I díky tomu vykazují PET systémy více než stonásobně vyšší citlivost v porovnání se SPECT (Koranda et al., 2014, s. 30–31).

1.1.4 Radiofarmaka pro PET vyšetření

Pozitronové zářiče jsou nestabilní prvky, které při své přeměně emitují pozitrony. Mohou být vyráběny v cyklotronu (^{11}C, ^{18}F, ^{13}N, ^{15}O, ^{64}Cu, ^{124}I) nebo v radionuklidovém generátoru (^{82}Rb, ^{68}Ga) (Gillings, 2013, s. 150).

V cyklotronech daný radionuklid vzniká ostřelováním terčového materiálu (pevného, kapalného nebo plynného) cyklicky urychlenými protony nebo deuterony. V generátorech je umístěn mateřský radionuklid (pevný) s delším poločasem přeměny, ze kterého radioaktivní přeměnou vzniká dceřiný radionuklid s kratším poločasem rozpadu (Gillings, 2013, s. 150).

^{18}F je nejčastěji používaným zářičem pro PET. Je možné ho vyrábět ve velkém množství a díky dostatečně dlouhému poločasu přeměny (109,7 minut) je možné ho distribuovat do okolních pracovišť vzdálených až 4 hodiny. (Gillings, 2013, s.150, 152, 154).

^{11}C značená radiofarmaka se využívají hlavně k výzkumným účelům. Pro klinické účely je kvůli krátkému poločasu přeměny (20,4 minuty) možné je využít pouze na pracovištích v bezprostřední blízkosti cyklotronu. Výhodou krátkého poločasu přeměny je možnost provádět opakovaná vyšetření stejného pacienta během jednoho dne (Gillings, 2013, s. 150, 154).

Nejčastěji používané radiofarmakum je ^{18}F-FDG (dále v kapitole 1.2.), za ním následují ^{18}F-fluorothymidin a ^{18}F-fluoromethylcholin (Adam et al., 2014, s. 130–132). Proliferační marker ^{18}F-fluorothymidin (^{18}F-FLT) se využívá k hodnocení efektivity léčby onkologických pacientů. ^{18}F-fluoromethylcholin

a ^{11}C-cholin se používají k zobrazování prostaty (Gillings, 2013, s. 155). Velmi rychle se v prostatě akumulují, první část akvizice začíná 3–4 minuty po aplikaci, kdy se ještě radiofarmakum nevylučuje do moči, a prostatu je možné hodnotit bez vlivu akumulace v močovém měchýři (Soyka et al., 2012, s. 937).

Pro zobrazování a plánování terapie nádorů mozku se využívají pozitronovými zářiči značené aminokyseliny, například ^{11}C-methionin a ^{18}F-fluoroethyltyrosin (^{18}F-FET). Vychytávají se specificky v nádorové tkáni a ložiska akumulace jsou dobře kontrastní vůči okolní tkáni. Díky delšímu poločasu rozpadu se využívá zejména ^{18}F-FET (Gillings, 2013, s. 155).

K diagnostice hypoxických tumorů, které jsou odolnější vůči radioterapii, je možné použít radiofarmaka detekující hypoxii, například ^{18}F-fluor-omizonidazol nebo ^{64}Cu-ATSM (Gillings, 2013, s. 155)

1.2 ^{18}F-FDG vyšetření

1.2.1 Využití a indikace ^{18}F-FDG PET/CT vyšetření

^{18}F-FDG je nejhojněji využívané radiofarmakum v diagnostice nádorů a metastáz (přibližně 95 % vyšetření na PET/CT). Klinické využití nalézá ^{18}F-FDG při:

- TNM hodnocení (primární tumor, postižení spádových uzlin, přítomnost vzdálených metastáz);
- hodnocení diferenciace nádoru;
- opakovaném hodnocení přítomnosti reziduální tkáně tumoru po terapeutickém výkonu;
- plánování radikální/paliativní léčby (chirurgický výkon, radioterapie, chemoterapie, cílená léčba, …);
- hodnocení účinnosti terapie;
- lokalizaci neznámého primárního tumoru známých metastáz (méně časté);
- odhad prognózy

(Kupka et al., 2015, s. 76).

Mezi nejčastěji vyšetřované nádory pomocí FDG patří nádory:

- plic (primární malignity i metastázy);
- hlavy a krku;
- prsu;
- gynekologické;
- gastrointestinálního traktu;
- maligní melanomy (staging a sledování);
- lymfomy (Hodgkinovy i non-hodgkinovy);
  (Wong, 2016, s. 209–212).

Z nádorů GIT jsou to konkrétně nádory kolorekta, žaludku a pankreatu (Koranda et al., 2014, s. 123).

Výsledky velkého počtu studií ukazují, že PET má ve srovnání s anatomickými zobrazovacími metodami (např. CT a MR) lepší schopnost predikovat odpověď různých nádorů na léčbu. Tyto poznatky jsou důležité při odhadu prognózy nasazené léčby. Tím se stává PET v onkologické diagnostice nenahraditelný (Clark et al., 2019, s. 2).

Důležitou roli hraje toto vyšetření dále při podezření na neznámá zánětlivá ložiska v těle pacienta (Kupka et al., 2015, s. 133). Indikacemi jsou zejména:

- horečka neznámého původu;
- osteomyelitida (hlavně v páteři);
- cévní bypassy
  (Ziessman et al., 2014, s.332).

1.2.2 Princip akumulace ^{18}F-FDG v buňkách

Akumulace (vychytávání) ^{18}F-FDG tkáněmi je přímo úměrná jejich metabolické aktivitě, a protože nádorové tkáně mají většinou metabolickou aktivitu vysokou, mohou být na snímcích viditelná ložiska odlišující nádor od zdravé okolní tkáně (Hamidizadeh, 2018, s. 418–419).

^{18}F-FDG je molekula velmi podobná glukóze. Stejně jako glukóza je ^{18}F-FDG transportována skrz buněčnou membránu glukózovými transportéry. V buňce je

^{18}F-FDG fosforylována hexokinázou na ^{18}F-FDG -6-fosfát – FDG-6-PO_4 (analog ke glukóze-6-fosfátu) (Wong, 2016, s. 208). Narozdíl od glukózy-6-PO_4, která pokračuje ve své metabolické dráze, nemůže být FDG-6-PO_4 v nádorových buňkách dále metabolizována a zůstává zde „uvězněna“ (Ziessman et al., 2014, s. 227–229). Ložiska zvýšené akumulace jsou pak patrná na PET skenech. Intenzita ložisek závisí na histologii a počtu maligních buněk v nádoru (Wong, 2016, s. 208). Velké množství nádorů vytváří velmi kontrastní ložiska vůči svému okolí, je tedy možné odhalit nádory neprokazatelné jinými metodami diagnostiky (Koranda et al., 2014, s. 150).

Zvýšená koncentrace ^{18}F-FDG však není specifická pouze pro maligní nádory (Ziessman et al., 2014, s. 228–229). Jelikož se ^{18}F-FDG vychytává nespecificky obecně v místech se zvýšeným glukózovým metabolismem, může se vychytávat např. v ložiscích zánětu. Různé záněty, případně reakce těla na cizí těleso/látku nebo čerstvé pooperační stavy mohou být zaměněny za nová maligní ložiska, zejména pokud jsou přítomná během intervalu onkologické léčby. U onkologických pacientů s probíhající imunosupresivní léčbou je navíc oproti normální populaci zvýšené riziko nákazy běžnými patogeny a při radioterapii mohou být přítomny záněty způsobené vnějším ozářením (radiační pneumonitida, proktitida, cerebritida, …) (Clark et al., 2019, s. 4–7).

Pacienty po chemoterapii je vhodné vyšetřovat s odstupem alespoň 10 dnů kvůli možnému krátkodobému efektu chemoterapie na metabolismus nádorové tkáně (Boellard et al., 2010, s. 186).

Chirurgický zákrok způsobuje poškození tkání a vyvolává reparační procesy, které také mohou být zaznamenány jako oblast zvýšené akumulace ^{18}F-FDG. Tyto změny většinou po pár týdnech odezní, je tedy vhodné provádět PET/CT minimálně 8 týdnů po operaci. (Ulaner, 2013, s. 1819).

U benigních procesů je zvýšená aktivita dána bílými krvinkami a fibroblasty, které stejně jako rakovinné buňky hojně spotřebovávají ^{18}F-FDG a způsobují falešně pozitivní výsledky (Wong, 2016, s. 208). Falešně pozitivní výsledky mohou být dány také fyziologickou aktivitou, např. v srdci, štítné žláze, gastrointestinálním traktu, vylučovacím traktu (hlavně v ledvinách a močovém měchýři), svalech, mozku a hnědém tuku (Wong, 2016, s. 208).

1.2.3 Příprava a průběh vyšetření

Pacient by se před ^{18}F-FDG PET/CT vyšetřením neměl několik dní namáhat (kvůli zvýšenému vychytávání ^{18}F-FDG v kosterní svalovině), minimálně půl hodiny předem i během vyšetření by měl být pacient v klidu a v teple (při pocitu zimy se zvýšeně akumuluje ^{18}F-FDG v hnědém tuku v oblasti šíje, zad a mediastina). Dále by měl být nalačno minimálně 4 hodin před vyšetřením, pacienti objednaní na ráno ideálně přes noc, aby nedošlo ke zvýšenému vychytání ^{18}F-FDG v kosterní svalovině a tuku a snížené akumulaci v ložiscích kvůli vysoké hladině krevní glukózy (Boellaard et al., 2015, s. 332–333).

Hodnota krevního cukru by se měla pohybovat mezi 4–7 mmol·l^{-1}, při hodnotách vyšších než 11 mmol·l^{-1}l je vhodné pacienta přeobjednat. Pacienti s diabetem by měli být na vyšetření naplánováni s ohledem na typ užívaného inzulínu a čas jeho podávání. Metformin (antidiabetikum podávané per os) v kombinaci s jodovou kontrastní látkou podávanou u CT vyšetření může působit nefrotoxicky, je tedy vhodné ho vysadit v den vyšetření na 48 hodin (Boellaard et al., 2015, s. 335). Důležitá je dostatečná hydratace, neboť ^{18}F-FDG se vylučuje močí. Snížením objemové aktivity moči se sníží ozáření stěny močového měchýře a zmenší se artefakt v oblasti pánve (Ulaner, 2019). Pacientům trpících klaustrofobií je možné podat sedativa, aby zvládli klidně ležet během vyšetření (Ziessman et al., 2014, s. 229).

Radiofarmakum je aplikováno intravenózně za přítomnosti lékaře. Ideální akumulační čas (doba mezi aplikací radiofarmaka a akvizicí dat) je 60 minut (přijatelných je 55–75 minut). Jsou možné variace akumulačního času na základě diagnózy, vždy je ale potřeba uvést to do protokolu kvůli výpočtu SUV (standardized uptake value – standardizovaná hodnota akumulace, veličina používaná v nukleární medicíně k hodnocení akumulace radiofarmaka, dále v kapitole 2.) a porovnatelnosti snímků při případném opakovaném vyšetření. V tuto dobu by měl být pacient v teple, v klidu, relaxovat a co nejméně se hýbat. Pět minut před začátkem akvizice je vyzván, aby se zašel vymočit (kvůli minimalizování artefaktu močového měchýře (Boellaard et al. 2015, s. 333, 338).

Standardní vyšetřovací poloha je supinační pozice – pacient leží na zádech. Ruce by měly být podepřené za hlavou, pokud toho není pacient schopen je možné

mít jednu ruku nebo obě fixované podél těla. Délka vyšetření se pohybuje okolo 20–45 minut a pacient by měl po celou dobu nehnutě ležet. Nahrávání většinou zabírá oblast od báze lební k tříslům. Celotělové vyšetření se provádí za předpokladu, že má primární tumor vysoké riziko metastáz do oblasti hlavy nebo dolních končetin (nebo se zde nachází). Je možné přidat pouze protokol hlavy a krku. Pokud je tomu tak, je ideální vyšetření provést ve dvou fázích – hlavu a krk s rukama podél těla, vyšetření od klíčních kostí dolů s rukama za hlavou (Boellaard et al. 2015, s. 333, 338, 339).

Pokud je CT použito pouze pro atenuační korekci, provede se plánovací topogram, následně low-dose CT, a nakonec akvizice PET. Při PET vyšetření mozku většinou dochází k fúzi obrazů se zvlášť nahraným MR. I přesto je potřeba udělat low-dose CT kvůli atenuační korekci PET obrazu (Boellaard et al. 2015, s. 339–341).

PET akvizice následuje ihned po dokončení CT. Čas na každou postel (vyšetřované pole) je standardně 5 minut (Boellaard et al., 2010, s. 188–189). Odvíjí se však od hmotnosti pacienta, vyšetřované oblasti a použitého schématu pro výpočet aplikované aktivity. U obézních pacientů je vhodné čas prodloužit, u drobných pacientů nebo v oblasti hlavy a dolních končetin zkrátit. Počet postelí závisí na délce vyšetřované oblasti (Boellaard et al. 2015, 337).

1.2.4 Aplikovaná aktivita ve vztahu k hmotnosti pacienta

Aplikovaná aktivita ^{18}F-FDG se odvíjí zejména od délky trvání postele a hmotnosti pacienta (Boellaard et al. 2015, s. 335–337). Jsou dvě možnosti, jak vypočítat minimální dávku pro daného pacienta – lineární a kvadratická. Název je odvozen od matematického vztahu mezi hmotností pacienta (m), délkou postele a vypočtenou minimální aktivitu v rovnici (Boellaard et al. 2015, s. 335–337).

Lineární výpočet:

1. U systémů s překryvem postelí ≤ 30 %:

$$\boldsymbol{FDG(MBq)} = \frac{14(\mathrm{MBq \cdot min \cdot bed^{-1} \cdot kg^{-1}}) \cdot \mathrm{m(kg)}}{\text{akviziční čas na postel}(\mathrm{min \cdot bed^{-1}})}$$

2. U systémů s překryvem postelí > 30 %:

$$\boldsymbol{FDG(MBq)} = \frac{7(\mathrm{MBq} \cdot \mathrm{min} \cdot \mathrm{bed}^{-1} \cdot \mathrm{kg}^{-1}) \cdot \mathrm{m(kg)}}{\text{akviziční čas na postel}(\mathrm{min} \cdot \mathrm{bed}^{-1})}$$

Kvadratický výpočet:

1. U systémů s překryvem postelí ≤ 30 %:

$$\boldsymbol{FDG\ (MBq)} = \frac{1{,}050(\mathrm{MBq} \cdot \mathrm{min} \cdot \mathrm{bed}^{-1} \cdot \mathrm{kg}^{-2}) \cdot (\frac{\mathrm{m(kg)}}{75})^2}{\text{akviziční čas na postel } (\mathrm{min} \cdot \mathrm{bed}^{-1})}$$

2. U systémů s překryvem postelí > 30 %:

$$\boldsymbol{FDG\ (MBq)} = \frac{0{,}525(\mathrm{MBq} \cdot \mathrm{min} \cdot \mathrm{bed}^{-1} \cdot \mathrm{kg}^{-2}) \cdot (\frac{\mathrm{m(kg)}}{75})^2}{\text{akviziční čas na postel } (\mathrm{min} \cdot \mathrm{bed}^{-1})}$$

Z kvadratického výpočtu vychází o něco vyšší minimální aktivity pro pacienty nad 75 kg než z lineárního. Kompenzuje se tím nižší SNR (signal to noise ratio – poměr signálu ku šumu) nadměrnou atenuační korekcí (vedoucí k nižší kvalitě obrazu) (Boellaard et al. 2015, s. 336).

1.3 Rekonstrukce obrazu

Cílem PET/CT je zrekonstruovat příčné řezy, které zobrazují distribuci radiofarmaka v těle. Klíčové je, aby počet zaznamenaných koincidenčních událostí co nejpřesněji odpovídal skutečné distribuci radiofarmaka v těle pacienta (Tong, 2010, s. 529–530).

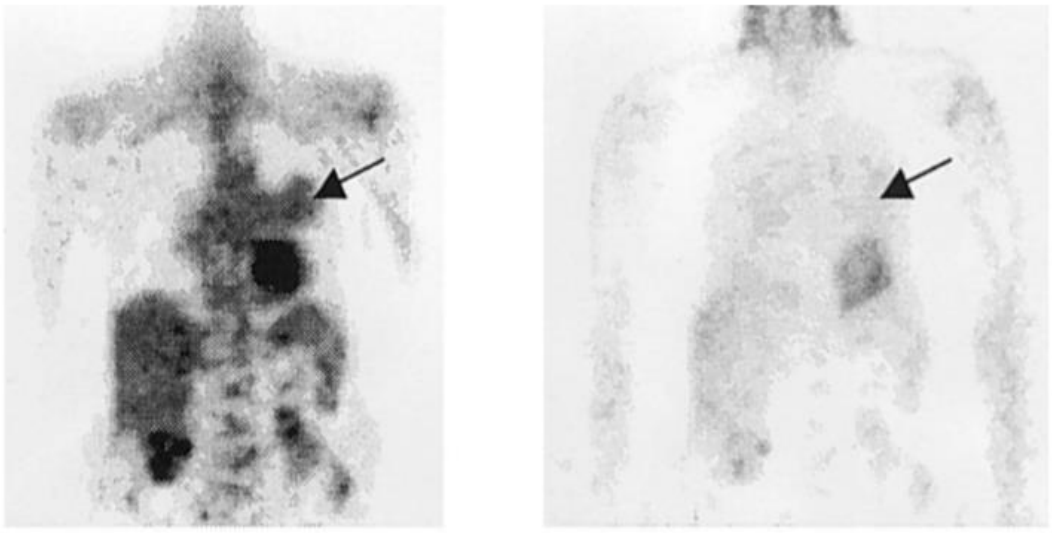
Obrazy PET jsou během rekonstrukce korigovány zejména kvůli zeslabení, rozptylu, náhodným koincidencím a citlivosti detektorů. Velikost zrekonstruovaných voxelů je ve všech rovinách 3 – 4 mm (Boellaard et al., 2015, s. 341–342).

1.3.1 Korekce na zeslabení (atenuační korekce)

Hlouběji uložená ložiska se vůči ložiskům blíže k povrchu jeví jako méně aktivní, protože jejich aktivita je zeslabená větší vrstvou tkáně (Kupka et al., 2015, s. 35). Korekce na zeslabení má vliv jak na kvalitu obrazu, tak na kvantitativní přesnost dat (Kinahan, 2003, s. 166).

Lineární koeficient zeslabení μ popisuje pravděpodobnost interakce fotonu v látce na jednotku délky. Distribuci μ v těle pacienta je možné vypočítat z transmisních dat naměřených CT (Kinahan et al., 2003, s.167, 171).

Lineární koeficienty zeslabení naměřené z CT (při energii 30 – 140 keV) však musí být přepočítány na hodnotu energie emitovaných fotonů (511 keV) a teprve poté je z nich vytvořena atenuační mapa. Po aplikaci korekce na zeslabení vznikají obrazy s vyšším kontrastem ložisek akumulovaného radiofarmaka vůči okolí, viz obrázek 1 (Kinahan et al., 2003, s.171–174).



Obrázek 1: Obraz PET, vlevo obraz s použitím AC, vpravo bez použití AC

(Kinaha et al., 2003, s. 167).

Použití CT pro atenuační korekci může vést k drobnému zkreslení a artefaktům, které vznikají kvůli pohybu pacienta ve FOV, kontrastním látkám, kovovým předmětům nebo také pokud má pacient ruce podél těla (dále v kapitole 2.2.5.) (Kinahan et al., 2003, s. 174). V klinické praxi je proto dobré srovnat obrazy s a bez atenuační korekce – AC-PET (attenuation-corrected) a NAC-PET (non-attenuation-corrected) – aby byly identifikovány případné rekonstrukční artefakty CTAC (Boellaard et al. 2015, s. 342).

1.3.2 Rozptýlené a náhodné koincidence

Rozptýlené a náhodné koincidence mají při PET zobrazování negativní vliv na kvalitu obrazu. I když je tento vliv rovnoměrný v celém FOV, je potřeba jej z výsledného obrazu odstranit kvůli správné kvantifikaci (Tong, 2010, s. 532).

Pokud jeden nebo oba elektrony z anihilačního páru změní směr, nepohybují se po přímce a místo anihilace je chybně lokalizováno. PET/CT používá poměrně široké energetické okno (okolo 435 – 650 keV) a eliminace velmi rozptýlených fotonů tak není dokonalá (Jakoby et al., 2011, s. 277). Dalšími metodami používanými pro odfiltrování rozptýlených fotonů jsou TFS-SSS (tail-fitting scaling with single-scatter simulation), která identifikuje rozptýlené fotony na základě hodnot lineárních koeficientů z CT a MCS-SSS (Monte Carlo simulation with single-scatter simulation), která k identifikaci rozptýlených fotonů používá simulační metodu Monte Carlo (Magota et al., 2017, s. 5, 6).

Náhodné koincidence vznikají chybným spárováním fotonů ze dvou různých anihilací. Neobsahují informaci o místě akumulace, pouze snižují kontrast obrazu. K rozlišení náhodných a pravých koincidencí existují dva způsoby (Tong, 2010, s. 532).

Zaprvé je možné použít prodloužené zobrazovací okno, ve kterém jsou zaznamenány pouze náhodné koincidence a podle toho se odhadují náhodné koincidence v koincidenčním okně (Tong, 2010, s. 532). Zadruhé je možné vypočítat počet náhodných koincidencí podle počtu nepárových fotonů zachycených v daném páru detektorů v koincidenčním okně. Tyto dvě metody identifikují velkou část náhodných koincidencí a následně je možné je odečíst od naměřených dat (Tong, 2010, s. 532).

1.3.3 Normalizační korekce

Citlivost detekce se mezi jednotlivými páry detektorů liší. Vliv na odlišnosti mají elektronika, vzájemná pozice dvou detektorů a mírné odchylky ve struktuře krystalů. Ke korekci se používá normalizační korekce – data pro korekci mohou být nasbírána z homogenního plochého nebo rotujícího tyčového zdroje aktivity a na základě toho se koriguje citlivost páru detektorů (Tong, 2010, s. 532–533).

Po záchytu fotonu je detektor na krátkou dobu „mrtvý“ a nezaznamenává další fotony. Mrtvá doba limituje detekční účinnost a výsledný počet zachycených koincidencí neroste přímo úměrně aktivitě ve FOV. Ke korekci se využívá modelové chování mrtvé doby systému při různých středních četnostech impulzů (počet detektorem detekovaných pulzů v daném geometrickém uspořádání za jednotku času) ve FOV (Tong, 2010, s. 532–533).

1.3.4 Time-of-flight

Korekce TOF využívá drobného časového rozdílu příletu anihilačních fotonů na detektory (v rámci koincidenčního okna) k přesnějšímu určení polohy anihilace na LOR. Jsou zapotřebí scintilační krystaly s velmi rychlou odezvou (Tong, 2010, s 540–541), protože přesnost lokalizace anihilace se odvíjí od rychlosti odezvy detektorů – čím výkonnější detektor, tím přesnější lokalizace (Jakoby, 2011, s. 2378). Detektory s LSO krystaly jsou schopné určit rozdíl příletů s přesností až na 600 ps a lokalizují tak anihilaci na necelých 9 cm délky LOR. Bez TOF korekce je pravděpodobnost místa anihilace po celé délce LOR stejná. (Lois, 2010, s. 237).

Díky TOF je možné dosáhnout obrazů s vyšším SNR a lepším kontrastem. Výraznější zlepšení je zaznamenáno u obézních pacientů než u pacientů s normálním tělesnou stavbou. Důvodem je větší průměr vyšetřované oblasti, přesnost lokalizace anihilace zůstává pro daný detektor konstantní (Jakoby et al., 2011, s. 2385, 2388).

1.3.5 Point spread function

PSF (point spread function) popisuje profil bodového zdroje po jeho zobrazení. Tato informace použitá v rekonstrukci pomáhá zpřesnit lokalizaci anihilačních událostí zejména těch fotonů, které na čelo detektoru dopadnou pod jiným než pravým úhlem. Data pro PSF jednotlivých detektorů mohou být získána buď pomocí simulace Monte Carlo nebo nasbírána experimentálně z bodového zdroje záření (Hotta, 2018, s. 3).

Bylo prokázáno, že zahrnutím PSF do rekonstrukce PET obrazu se zlepší detekovatelnost malých ložisek (například metastáz v lymfatických uzlinách), což vede k přesnější diagnostice maligních onemocnění (Hotta, 2018, s. 3–7).

2 SUV

2.1 Definice SUV

SUV je semikvantitativní ukazatel utilizace radiofarmaka používaný ke kvantitativnímu hodnocení akumulace radiofarmaka. Výpočet SUV zahrnuje velikost cílového objemu a aplikovanou aktivitu. Jako cílový objem se nejčastěji používá hmotnost pacienta, je možné použít také LBM (lean body mass – hmotnost těla bez hmotnosti tuku) nebo BSA (body surface area – povrch těla) (Boellaard et al., 2010, s. 191).

Na základě předpokladu, že 1 cm^3 tkáně lidského těla váží 1 g, je SUV považováno za bezrozměrnou veličinu. Pokud by aplikovaný objem ^{18}F-FDG byl homogenně rozprostřen v celém cílovém objemu, naměřená hodnota SUV každého voxelu by se rovnala 1 bez ohledu na aplikovanou aktivitu nebo velikost pacienta (Kinahan, 2010, s. 496).

$$\boldsymbol{SUV} = \frac{\mathrm{A(kBq \cdot ml^{-1}) \cdot m(g)}}{A_0\mathrm{(kBq)}}$$

A… aktivita (průměrná/maximální/…) naměřená ve VOI (volume of interest – oblast zájmu, místo akumulace)

A_0… aktivita aplikovaná a přepočtená k času měření s ohledem na fyzikální poločas přeměny ^{18}F

m… hmotnost pacienta

Do výpočtu je možné zahrnout také hladinu krevní glukózy. Běžně se hodnota SUV s a bez korekce na krevní glukózu číselně téměř neliší (Boellaard et al., 2010, s. 191).

$$\boldsymbol{SUV} = \frac{\mathrm{A(kBq \cdot ml^{-1}) \cdot m(g)}}{A_0\mathrm{(kBq)}} \cdot \frac{\mathrm{Gluk(mmol \cdot l^{-1})}}{\mathrm{5.0(mmol \cdot l^{-1})}}$$

Gluk… hodnota krevní glukózy

(Boellaard et al., 2010, s. 191).

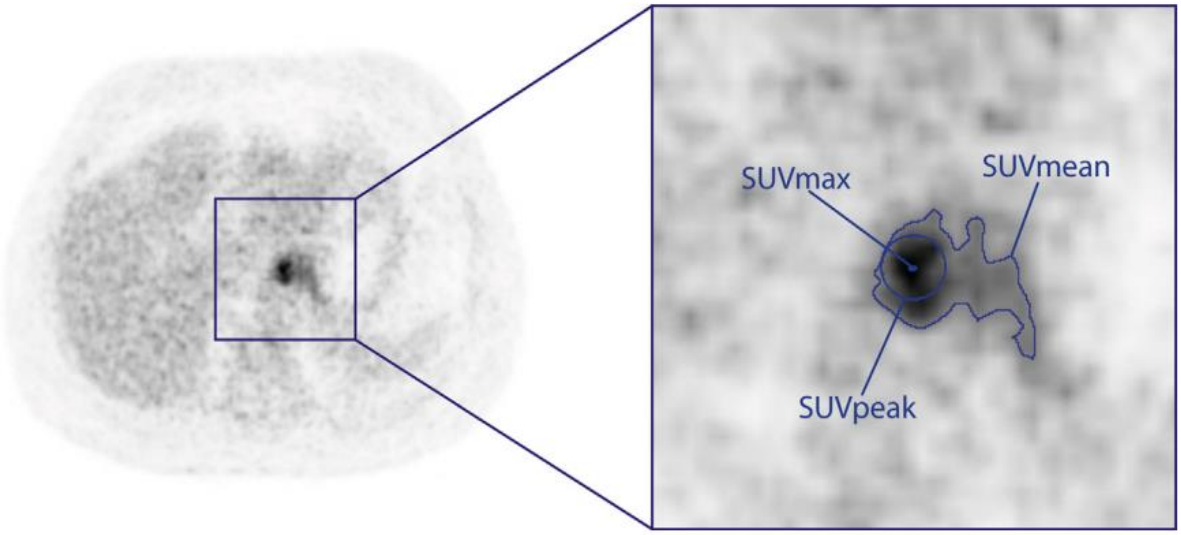
2.1.1 ROI, VOI

ROI (region of interest – oblast zájmu) je definovaná oblast, která ohraničuje voxely se zvýšenou akumulací ve FOV. Okolo ložisek se zakresluje 3D ROI (VOI (volume of interest – objem zájmu)) nebo je možné zakreslit 2D ROI na několik řezů a jejich fúzí vytvořit 3D oblast. Při zakreslování je důležité vyhnout se dalším oblastem se zvýšenou akumulací (močový měchýř, jiná ložiska apod.) (Adams et al., 2010, s. 315, 316, 318).

Je více způsobů, jak definovat oblast zájmu (obrázek 2). VOI je možné definovat podle procentuální aktivity SUV_{max} (dále v kapitole 2.1.2.) – 3D izokontura ve 41% nebo 50% z SUV_{max} (VOI_{41}, VOI_{50}). VOI_{41} nejlépe odpovídá skutečné velikosti ložiska, ale pouze za předpokladu, že je ložisko dostatečně kontrastní vůči okolí a akumulace v něm je homogenní (pokud není, může VOI_{41} odpovídat pouze metabolicky nejaktivnější části ložiska). Pokud je kontrast ložiska vůči okolí malý nebo je ložisko/okolí nehomogenní, je pro dosáhnutí přesnějších výsledků vhodnější použít VOI_{50} (Boellaard et al., 2015, s. 346–347).

Pro výpočet SUV_{peak} (dále v kapitole 2.1.3.) se používá kulový VOI s průměrem 1,2 cm umístěný tak, aby průměrná hodnota SUV byla co nejvyšší (většinou zahrnuje SUV_{max}, není to však pravidlem) (Boellaard et al., 2015, s. 346–347).

U opakovaných vyšetření je vhodné používat stejné ROI/VOI kvůli lepší porovnatelnosti jednotlivých vyšetření a posouzení efektu terapie (Adams et al., 2010, s. 319).



Obrázek 2: Vymezení ROI pro měření SUV

(Brendle et al., 2015, s. 160).

2.1.2 SUV_{max}

SUV_{max} je nejčastěji používanou veličinou pro hodnocení akumulace v ložisku. Označuje voxel s nejvyšší akumulací (nejvyšším SUV, viz obrázek 2), tedy metabolicky nejaktivnější část ložiska (Brendle et al., 2015, s. 159). Jeho hodnotu lze jednoduše získat a je dobře porovnatelná mezi jednotlivými vyšetřeními i pacienty, protože je nezávislá na velikosti zakreslené oblasti zájmu (za předpokladu, že je SUV_{max} uvnitř VOI/ROI). Nevýhoda ovšem spočívá v náchylnosti hodnoty SUV jednotlivého voxelu na obrazový šum (Adams, 2010, s. 310–311).

Někteří odborníci uvádí hodnotu SUV_{max} = 2,5 jako prahovou pro rozlišování maligních a benigních akumulací. Výslednou hodnotu SUV ale ovlivňuje velká řada biologických a technických faktorů (dále v kapitole 2.2) vedoucích k variabilitě výsledků mezi pracovišti i jednotlivými přístroji (Kwee et al., 2013). Nádory vykazují různou míru akumulace také v závislosti na biologické aktivitě a velikosti ložiska. Hodnotu SUV_{max}, kterou by se dalo obecně považovat za prahovou, tedy není možné určit a je potřeba brát v úvahu všechny ovlivňující faktory (Nguyen et al., 2011, s. 673–676).

2.1.3 SUV_{mean}, SUV_{peak}

SUV_{mean} se počítá jako průměrná hodnota SUV všech voxelů v oblasti zájmu. Je méně citlivé na obrazový šum než SUV_{max}, protože jeho hodnota se počítá z množiny voxelů, ale různě zakreslená oblast zájmu vede k rozdílným hodnotám SUV_{mean} stejného ložiska (komplikace při porovnávání opakovaných vyšetření) (Adams et al., 2010, 311, 318).

SUV_{peak} se počítá jako průměrná hodnota voxelů v kulovitém VOI o průměru 1,2 cm. VOI je umístěné tak, aby byla hodnota SUV_{peak} co nejvyšší, ne vždy zahrnuje SUV_{max} (Boellaard et al., 2015, s. 346–347). Cílem je zachovat porovnatelnost SUV_{max} a zároveň snížit ovlivnitelnost hodnoty šumem. Problém nastává u malých ložisek, u kterých je hodnota SUV_{peak} méně přesná než SUV_{max} (Adams et al., 2010, s. 311).

2.2 Ovlivnění odečtu SUV a možné korekce

Výpočet SUV má tři proměnné (naměřená objemová aktivita voxelu, aplikovaná aktivita a hmotnost pacienta), které jsou ovlivněny různými technickými a biologickými faktory (délka akumulační fáze, hladina krevní glukózy, pohyb pacienta při vyšetření apod.) Pro zachování porovnatelnosti snímků je nezbytné mít tyto faktory pod kontrolou. K opakovaným vyšetřením je ideální používat stejný PET/CT přístroj (Adams et al., 2010, s. 318–319).

Je možné použít i různé PET/CT přístroje, které však musí být nastaveny tak, aby na stejném objektu měřily stejné SUV. Toto se provádí pomocí křížové kalibrace a nastavení rekonstrukčních parametrů (Rubello et al., 2018, s. 811–813).

2.2.1 Hodnocení SUV v kontextu normální tkáně

Hodnocení akumulace ložiska v kontextu akumulace normálních tkání je klíčové při porovnávání vyšetření mezi sebou i mezi jednotlivými pracovišti. Nefyziologické akumulace se porovnávají s akumulací normálních tkání (nejčastěji s normální jaterní tkání nebo blood poolem) pomocí tzv. T/B. Například pokud má metastáza v játrech SUV 10 a normální jaterní tkáň SUV 2,5, hodnota T/B je 4 (Boktor et al., 2013, s. 677, 681).

Hodnota SUV jaterního parenchymu se měří v kulovitém VOI s průměrem 3 cm umístěným do pravého horního laloku jaterního (mimo místa se zvýšenou akumulací). Hodnota SUV_{mean} by se za normálních okolností měla pohybovat v rozmezí 1,3–3,0 (Boellaard et al., 2015, s. 347).

SUV v mediastinálním blood poolu se měří v několika VOI umístěných v lumen hrudní aorty (je důležité vyhnout se stěně aorty) a hodnota SUV_{mean} by se měla pohybovat okolo 1,6 (Boellaard et al., 2015, s. 347–348).

2.2.2 Aplikovaná aktivita, délka akumulační fáze

Aplikovaná aktivita ^{18}F-FDG se odvíjí od velikosti pacienta a časové délky postele. Je možné zkrátit délku postelí a tím celé akvizice podáním vyšší aktivity, ale pro kvalitní obrazy se spíše preferuje opačný postup – snížení aktivity a prodloužení trvání akvizice (v tomto případě je menší podíl rozptýlených fotonů, a hlavně náhodných koincidencí v zorném poli. Aplikování vyšší aktivity ke zvýšení poměru signálu k šumu nedojde, prodloužením délky postele ano (Masuda et al., 2009, s. 847)). U pacientů vážících nad 90 kg je preferováno spíše prodloužit čas postele než aplikovat vyšší aktivitu, nedoporučuje se podávat vyšší aktivitu než 530 MBq (Boellaard et al. 2015, s. 335–337). Díky mrtvé době je maximální měřitelná četnost impulzů omezená a výsledný počet zachycených impulsů neroste přímo úměrně aktivitě ve FOV. (Tong, 2010 et al., s. 532–533).

Normální tkáň a zánětlivá ložiska metabolizují ^{18}F-FDG rychleji než maligní tkáň, ve které je akumulace ^{18}F-FDG výraznější. Delší akumulační fáze vede k vyššímu SUV maligních ložisek v porovnání s benigními lézemi. Tento efekt je patrný zejména prvních 60 minut (Adams et al., 2010, s. 312). Pro porovnatelnost jednotlivých vyšetření je klíčová konzistentnost délky akumulační fáze (ideálně 60 minut) s rozdílem maximálně 10ti minut (Kinahan et al., 2010, s. 499).

Dále je důležitý správně zaznamenaný čas aplikace v dokumentaci kvůli správné korekci aktivity na poločas přeměny. Všechny hodiny na pracovišti by tedy měly být seřízené stejně (Kinahan et al., 2010, s. 499). U ^{18}F s poločasem přeměny necelých 110 minut znamená nepřesnost 10 minut přibližně 6% chybu ve výpočtu SUV, při nepřesnosti 15 minut je to cca 9,5 % (Adams et al., 2010, s. 318).

Zbytková aktivita ve stříkačce ovlivňuje odečet SUV. U každé aplikace se její hodnota liší, proto je potřeba ji po každé aplikaci změřit a odečíst od aplikované

aktivity. Ignorování zbytkové aktivity může vést k podhodnocení SUV až o 2 %, výjimečně i více (Kinahan, 2010, s. 499).

2.2.3 Hmotnost a stavba těla pacienta

Hmotnost pacienta je nejčastěji používaná veličina dosazovaná do výpočtu SUV za velikost cílového objemu. (Adams et al., 2010, s. 311). Hmotnost měřená na nekalibrované váze nebo uvedená pacientem se může od skutečné hmotnosti lišit, (Kinahan, 2010, s. 499). Procentuální chyba v hodnotě hmotnosti pacienta odpovídá procentuální chybě ve výpočtu SUV (10% odchylka hmotnosti znamená 10% odchylku SUV) (Boellaard et al., 2010, s. 191).

Těžší pacienti mají často vyšší procento tělesného tuku. Tuk metabolizuje ^{18}F-FDG výrazně méně než svalová tkáň, z toho vyplývá, že naměřené SUV normalizované na hmotnost těla bude mít u pacienta s malou tukovou vrstvou nižší hodnotu než SUV stejného ložiska u obézního pacienta. Porovnávání SUV opakovaných vyšetření u pacientů s výrazným úbytkem hmotnosti nebo mezi pacienty s různou tělesnou stavbou tedy může být nepřesné. V těchto případech je vhodné použít SUV_{LBM} (SUV normalizované na LBM) nebo SUV_{BSA} (SUV normalizované na BSA), které jsou méně ovlivněné tělesnou stavbou nebo změnou hmotnosti (Adams et al., 2010, s. 311).

2.2.4 Hladina glukózy v krvi

^{18}F-FDG v buňkách prochází stejnou metabolickou dráhou jako glukóza. Pokud je hodnota krevní glukózy příliš vysoká, je akumulace ^{18}F-FDG v buňkách částečně inhibována metabolizací glukózy a hodnota SUV je oproti normálu nižší, může se lišit o více než 50 % (Adams, 2010, s. 312–313).

Hladina krevní glukózy se měří před každým vyšetřením a měla by se pohybovat mezi 4 – 7 $mmol \cdot l^{-1}$, při hodnotě vyšší než 11 $mmol \cdot l^{-1}$ je vhodné pacienta přeobjednat, není to však absolutní kontraindikace. Pacienty s hodnotou těsně nad hranicí je možné kompenzovat zvýšenou hydratací a hladinu cukru pravidelně kontrolovat, dokud neklesne na požadovanou hodnotu. K okamžité kompenzaci není možné podat inzulín, protože zvyšuje akumulaci ^{18}F-FDG

ve svalech, což by vedlo k degradaci výsledků. V případě, že má vyšetření proběhnout za více než 4 hodiny, je možné subkutánně podat rychle účinkující inzulín, který účinkuje 2–4 hodiny (Boellaard et al., 2015, s. 333–334).

V praxi není běžné používat ve výpočtu SUV hodnotu krevní glukózy. Pokud ano, mělo by být zaznamenáno SUV s i bez korekce (Boellaard et al., 2015, s. 333).

2.2.5 Artefakty způsobené AC

Lokální vysoká koncentrace pozitivní kontrastní látky (jodové, baryové) může způsobit artefakty (nadhodnotit akumulaci ^{18}F-FDG) a ovlivnit tak kvantifikaci SUV (většinou ne více než o 10 %) (Boellaard et al., 2015, s. 340–341).

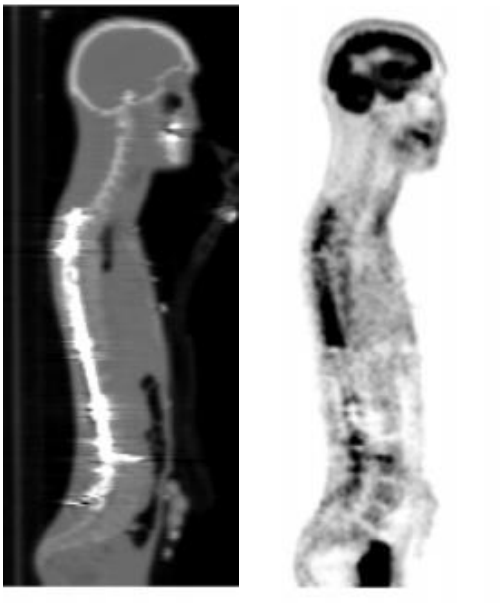
Vliv intravenózní KL na atenuační korekci je akceptovatelný, pokud je CT prováděno v pozdní fázi – start akvizice s prodlevou minimálně 60 sekund od aplikace bolu KL (nižší koncentrace KL), časná arteriální fáze vhodná není (vysoká lokální koncentrace KL). KL podávané perorálně je vhodné dostatečně naředit (Boellaard et al., 2015, s. 340–341).

Jakékoliv ložisko, které se během vyšetření pohybuje, se na PET obraze jeví rozmazané a není možná jeho přesná kvantifikace. Opakovaná vyšetření jsou porovnatelná za předpokladu, že nepřesnost kvantifikace je konstantní u všech vyšetření (Adams et al., 2010, s. 312).

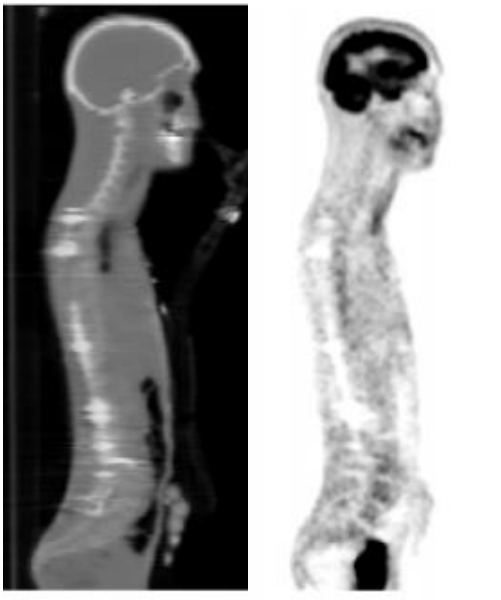
Dýchací nebo jakékoliv jiné pohyby mohou při nedokonalém překryvu CT a PET obrazů vést k prostorovým nepřesnostem a artefaktům při korekci na zeslabení (Kinahan et al., 2003, s. 174–175).

Dýchací pohyby jsou viditelné zejména v oblasti hrudníku a podžebří, pokud je CT zaznamenáno se zadrženým dechem, kdežto během akvizice PET pacient volně dýchá. Nesprávná korekce může vést k lokální chybě SUV až 30 % (Adams et al., 2010, s. 312). Pro správnou kvantifikaci je klíčová stejná pozice bránice na CT a PET. Nejlepších výsledků je dosaženo při nahrání CT v mírném výdechu a při klidném dýchání během akvizice PET nebo při klidném dýchání u obou vyšetření. Je důležité, aby pacient chápal, jak velký vliv má pohyb na kvalitu vyšetření, nácvik dýchání s radiologickým asistentem těsně před akvizicí výrazně zlepšuje kvalitu výsledků (Adams et al., 2010, s. 312).

Kovové implantáty (zubní výplně, náhrady kloubů apod.) kvůli vysokému protonovému číslu velkou měrou zeslabují rentgenové záření CT a vytváří světlé a tmavé pruhy na CT obrazech, které degradují kvalitu samotného CT vyšetření a způsobují artefakty v CTAC (nadhodnocení/podhodnocení SUV). K redukci kovových artefaktů existuje řada metod, obecně nazývaných MAR (metal artifact reduction – potlačení kovových artefaktů) viz obrázky 3 a 4 (Abdoli et al., 2012, s. 3343–3345).



Obrázek 3: Vlevo CT bez MAR korekce, vpravo PET s CTAC z CT vlevo
(Abdoli et al., 2012, s. 3345)



Obrázek 4: Vlevo CT s MAR korekcí, vpravo PET s CTAC z CT vlevo
(Abdoli et al., 2012, s. 3345).

2.2.6 Efekt částečného objemu

Omezená prostorová rozlišovací schopnost PETu způsobuje, že SUV malých ložisek je podhodnocené oproti velkým ložiskům se stejnou objemovou aktivitou, tzv. efekt částečného objemu. Na obrazech se ložisko jeví větší a s menší intenzitou akumulace než ve skutečnosti (Adams et al., 2010, s. 312). Efekt částečného objemu je u PET patrný zejména u ložisek menších než 30 mm, čím je ložisko menší, tím více je SUV podhodnocené. U ložiska velkého 20 mm se SUV pohybuje mezi 65 – 85 % skutečné hodnoty v závislosti na prostorové rozlišovací schopnosti, obráceně platí, že čím menší poloměr tím výraznější podhodnocení (Kinahan, 2010, s. 498).

Současné PET/CT přístroje s LSO detektory disponují oproti starším PET/CT s BGO detektory modernějšími softwary pro rekonstrukci obrazu, což při srovnání vede k detekci vyšších hodnot SUV. Rozdíly mezi přístroji s různým softwarovým vybavením se dají minimalizovat rekonstrukcí dvojích dat: jedněch s optimálním rozlišením pro detekci ložisek a druhých pro kvantifikaci a porovnání. Je také možné použít rekonstrukci jednoho obrazu a software, který data zobrazí v nejlepší kvalitě a na pozadí spočítá SUV s použitím dodatečné filtrace pro účely porovnání se staršími/jinými přístroji (Rubello et al., 2018, s. 811, 813).

3 Metodika

3.1 Cíle práce a hypotézy

Hmotnost pacienta je nejčastěji používaná veličina dosazována do vzorce pro výpočet SUV. Čím je hmotnost přesnější, tím přesnější je výpočet SUV. Cílem práce bylo prostřednictvím porovnání hmotnosti pacienta uvedené v dokumentaci se skutečnou hmotností změřenou na kalibrované osobní váze před vyšetřením pomocí ^{18}F-FDG na pracovišti PET/CT Fakultní nemocnice Olomouc zjistit, jak moc se od sebe tyto hmotnosti liší u různých skupin pacientů. Téma je aktuální a přímo souvisí s kvalitou výsledků vyšetření. Cílem praktické části bakalářské práce je odpovědět na otázky:

Má smysl vážit před vyšetřením pomocí ^{18}F-FDG na PET/CT všechny pacienty?

Které skupiny pacientů je nutné před vyšetřením pomocí ^{18}F-FDG na PET/CT zvážit?

Na základě těchto dvou otázek byly formulovány tři hypotézy:

H1: Existuje spojitost mezi velikostí relativního rozdílu hmotnosti udávané a skutečné s pohlavím pacientů.

H2: Existuje spojitost mezi velikostí relativního rozdílu hmotnosti udávané a skutečné s věkem pacientů.

H3: Existuje spojitost mezi velikostí relativního rozdílu hmotnosti udávané a skutečné s BMI pacientů.

3.2 Charakteristika testovaného souboru

Výzkumný soubor tvoří pacienti (muži i ženy), kteří byli v době probíhajícího měření vyšetřovaní na Klinice nukleární medicíny na pracovišti PET/CT ve Fakultní nemocnici Olomouc, konkrétně ti, u kterých bylo prováděno vyšetření pomocí ^{18}F-FDG.

Práce je zaměřená na dospělé pacienty, pacienti v dětském věku nebyli do výzkumu zařazeni. Do výzkumu dále nebyli zařazeni pacienti s omezenou pohyblivostí (pacienti na lůžku, na vozíku, o berlích apod.), u kterých nebylo možné bezpečně provést měření hmotnosti. Pracoviště PET/CT bylo zvoleno na základě zájmu Oddělení lékařské fyziky a radiační ochrany Fakultní nemocnice Olomouc o výsledky daného měření.

Podmínkou pro zařazení do studie byl písemný souhlas pacienta, věk 18–100 let a schopnost samostatně stát na osobní váze bez opory po dobu minimálně 15 sekund. Počet účastníků výzkumu byl stanoven na 150.

3.3 Metoda sběru dat

V bakalářské práci byl využit kvantitativní typ měření a nasbíraná data jsou anonymní. Měření probíhalo v aplikační místnosti pracoviště PET/CT Fakultní nemocnice Olomouc, k měření byla použita osobní lékařská váha RADWAG WPT 100/200.OW.

Pacienti byli váženi oblečení, následně byly od naměřené hmotnosti odečteny 2 kg (hodnota byla stanovena na základě samostatného zvážení sady oblečení a bot autorky). Pacienti si odložili osobní věci (taška, bunda), z kapes vytáhli těžké předměty (mobilní telefon, klíče, peněženka apod.), postavili se na osobní váhu a z jejího displeje byla odečtena hmotnost. Měření u jednotlivých pacientů probíhalo jednou, při za sebou opakovaných měřeních nebyl zaznamenán rozdíl v naměřené hmotnosti.

Ze zdravotnické dokumentace pacienta byly pro studii použity tyto údaje: pohlaví, ročník narození, výška a hmotnost.

3.4 Realizace výzkumu

Měření bylo schváleno Etickou komisí FZV UP v Olomouc (viz příloha 1) a náměstkyní nelékařských oborů z Fakultní nemocnice Olomouc (viz příloha 2). Pacienti byli s průběhem měření obeznámení a před měřením podepsali informovaný souhlas (vzor informovaného souhlasu viz příloha 3). Do zdravotnické dokumentace každého pacienta účastnícího se studie byl vložen Záznam

o nahlédnutí do zdravotnické dokumentace pro účely výzkumu/studie (viz příloha 4). Měření probíhalo během února a března roku 2020 za přítomnosti radiologických asistentů Kliniky nukleární medicíny FNOL a bylo ukončeno 15.3. 2020. Tabulka s celkovými výsledky je v příloze 5.

Pacient byl po příchodu do aplikační místnosti pracoviště PET/CT seznámen s průběhem měření, pokud souhlasil s účastí ve studii, podepsal informovaný souhlas a proběhlo měření. V rámci zachování anonymity byly informované souhlasy založeny do připravené složky. Do zdravotnické dokumentace byl vložen Záznam o nahlédnutí do zdravotnické dokumentace pro účely výzkumu/studie a poté byl pacient seznámen s průběhem celého vyšetření, které dále probíhalo standardním způsobem. Celkový počet měření byl 143, všechna byla použita do studie.

3.5 Metoda zpracování dat

Měření bylo prováděno během února a března 2020. Naměřená data byla převedena do tabulky v programu Microsoft Office – Excel 2016. Data byla popsána průměry a směrodatnými odchylkami. Demografické údaje a výsledky měření byly popsány pomocí relativních a absolutních četností a byly zpracovány do tabulek a do grafů.

Data byla rozdělená do tří skupin v závislosti na velikosti relativního rozdílu hmotnosti uvedené pacientem a hmotnosti naměřené (po odečtení 2 kg). Byly zvoleny hraniční hodnoty 5 % a 10 % z naměřené hmotnosti:

- rozdíl hmotností do 5 %;
- rozdíl hmotností 5 – 10 %;
- rozdíl hmotností nad 10 %.

Rozdíl do 5 % je považován za přijatelný, rozdíl nad 5 % mírně ovlivňuje výsledky vyšetření a rozdíl nad 10 % významně ovlivňuje výsledek vyšetření.

Dále bylo z naměřené hmotnosti a výšky uvedené v dokumentaci vypočteno BMI pacientů (viz vzorec níže) a byli rozděleni do šesti kategorií:

- BMI <18,5 – podváha
- BMI 18,5–24,99 – ideální hmotnost
- BMI 25–29,99 – nadváha

- BMI 30–34,99 – obezita prvního stupně
- BMI 35–39,99 – obezita druhého stupně
- BMI >40 – obezita třetího stupně

$$\boldsymbol{BMI} = \frac{hmotnost(kg)}{výška(m)^2}$$

Pro ověření první hypotézy byli pacienti rozděleni podle pohlaví a velikosti rozdílu hmotností a byly porovnány absolutní a relativní četnosti zastoupení jednotlivých skupin.

K ověření druhé hypotézy byli pacienti rozřazeni do dvanácti kategorií podle věku, rozsah věkové kategorie byl 5 let (31–35 až 86–90 let). Pacienti v každé věkové kategorii byli rozděleni do tří skupin podle velikosti rozdílu hmotností, bylo zaznamenáno absolutní a relativní zastoupení pacientů v každé skupině a jednotlivé kategorie byly porovnány mezi sebou.

Třetí hypotéza – závislost rozdílu hmotnosti na BMI – byla ověřena následovně: všechny skupiny rozdělené podle hodnoty BMI byly dále rozděleny na 3 skupiny podle velikosti rozdílu hmotností a stejně jako u předchozích hypotéz byla zaznamenána absolutní a relativní četnost v jednotlivých skupinách a byly porovnány mezi sebou.

3.6 Hodnocení

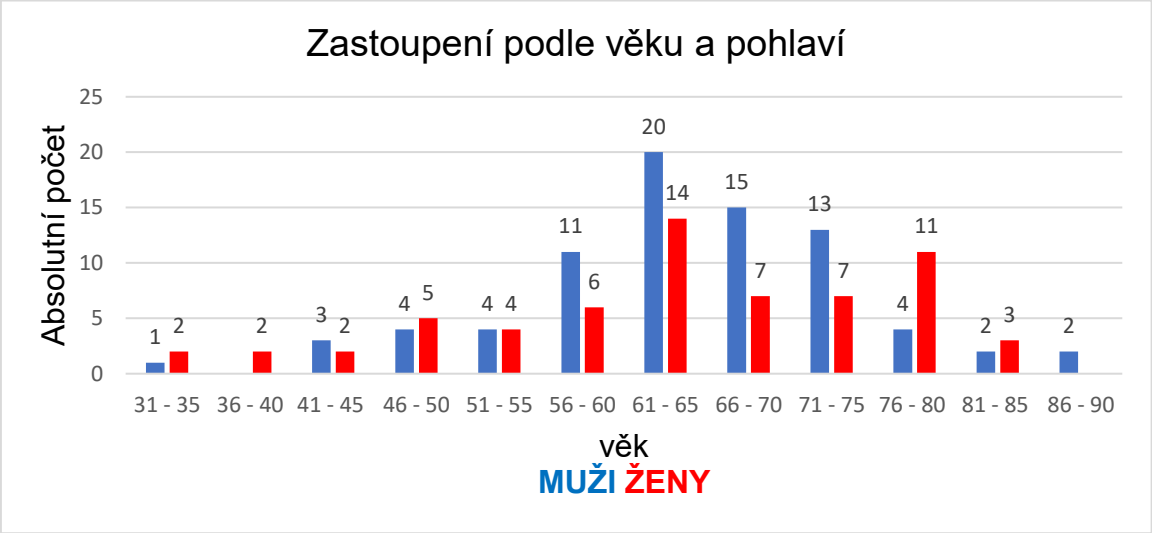
Výsledky prezentují, jak moc se liší hmotnost udávaná pacienty před vyšetřením na pracovišti PET/CT Fakultní nemocnice Olomouc pomocí ^{18}F-FDG od jejich skutečné hmotnosti v závislosti na pohlaví, věku nebo BMI. Z celkového počtu 143 pacientů je 121 pacientů (84,6 %) ve skupině s rozdílem do 5%, 17 pacientů (11,9 %) ve skupině s rozdílem 5 – 10 % a 5 pacientů (3,5 %) ve skupině s rozdílem nad 10 % viz tabulka 1.

Tabulka 1: Rozdělení podle velikosti relativního rozdílu hmotností

RELATIVNÍ ROZDÍL	143
Δ < 5 %	121 (84,6 %)
5 % < Δ< 10 %	17 (11,9 %)
Δ > 10 %	5 (3,5 %)

3.6.1 Demografické údaje

Měření se zúčastnilo celkem 143 pacientů, z toho 79 (55,2 %) mužů a 64 (44,8 %) žen. Průměrný věk mužů byl 64,7±10,0 let, průměrný věk žen 63,5±12,7 let, zastoupení jednotlivých věkových kategorií u obou pohlaví je uvedeno v obrázku 5.



Obrázek 5: Zastoupení věkových kategorií podle pohlaví

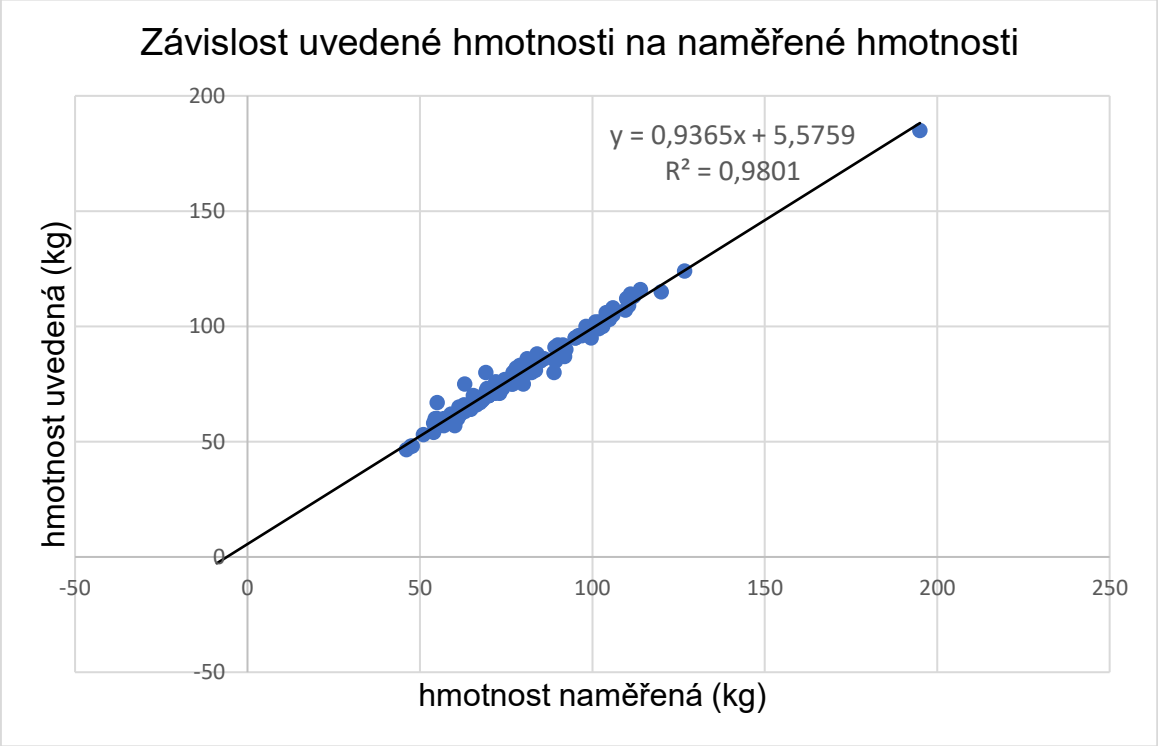
Popis k obrázku 5: Modré sloupce znázorňují počty mužů, červené sloupce počty žen. Celkem 109 pacientů (76,2 %) se nachází ve věku 56–80 let, nejzastoupenější je pro obě pohlaví kategorie 61–65 let, ve které se nachází 34 pacientů, tj. 23,8 % z celkového počtu, z toho 20 mužů (25,3 % z celkového počtu mužů) a 14 žen (20,3 % z celkového počtu žen).

3.6.2 Četnost zastoupení velikostí relativního a absolutního rozdílu hmotností

Průměrná hmotnost uváděná pacienty je 79,6 ± 18,4 kg, průměrná hmotnost naměřená 79,0 ± 19,4 kg. Závislost uvedené hmotnosti na naměřené hmotnosti má lineární průběh, viz obrázek 6. U mužů byla průměrná uváděná hmotnost 85,8 ± 19,7 kg, průměrná naměřená hmotnost 85,2 ± 21,2 kg. U žen byla průměrná uváděná hmotnost 71,9 ± 13,0 kg a průměrná naměřená hmotnost 71,4 ± 13,5 kg.

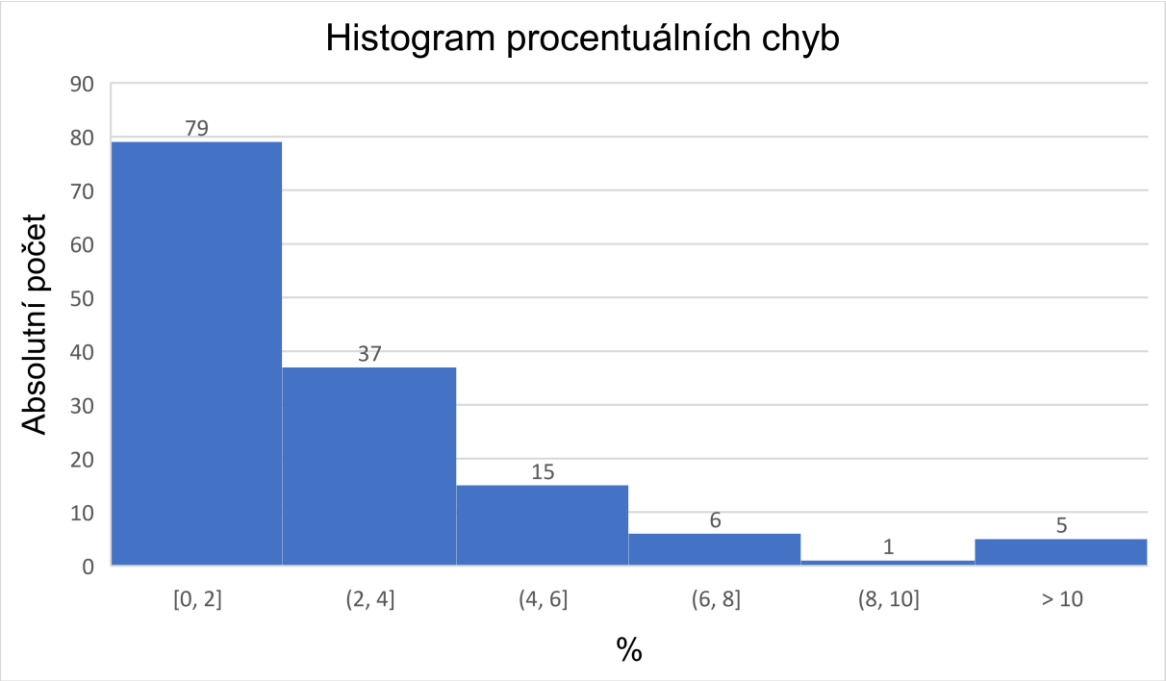
Z obrázku 6 a průměrných hmotností uvedených a naměřených je patrné, že pacienti (jak muži, tak ženy) mají tendenci si hmotnost spíše přidávat než ubírat.

Absolutní rozdíl hmotností činil v průměru 0,5 ± 2,9 kg, relativní rozdíl v průměru 2,6 ± 3,2 %. Četnost velikostí relativního rozdílu je uvedená v obrázku 7.



Obrázek 6: Graf závislosti uvedené hmotnosti na naměřené hmotnosti

Popis k obrázku 6: Bodový graf znázorňuje závislost uvedené hmotnosti na naměřené hmotnosti u celého souboru pacientů. Na ose x jsou zaznamenány hodnoty hmotnosti naměřené, na ose y hodnoty hmotnosti uvedené pacienty. Mezi hodnotami existuje lineární závislost.



Obrázek 7: Četnost velikostí relativního rozdílu hmotností

Popis k obrázku 7: Histogram uvádí četnost velikosti relativního rozdílu hmotností. Zvolený interval je 2 %. Relativní rozdíl hmotnosti byl u 79 (55,2 %) pacientů do 2%, u 37 (25,9 %) mezi 2 a 4 %, u 22 (15,4 %) mezi 4 a 10 %. Rozdíl nad 10 % byl zaznamenán u 3,5 % pacientů.

3.6.3 Zastoupení jednotlivých kategorií BMI

Dále byli pacienti rozdělení do kategorií podle BMI. Průměrná hodnota BMI je 26,9 ± 5,4. Průměré BMI u mužů je 26,9 ± 5,6 , průměrné BMI u žen 26,9 ± 5,1.

133 pacientů tj. 93,0 % z celkového počtu má BMI v rozmezí 18,5–34,9, nejzastoupenější je pro muže kategorie 18,5–24,9, v níž se nachází 31 mužů, tj. 39,2 % z celkového počtu mužů. U žen je nejpočetnější skupina s BMI 25–29,9, ve které se nachází 26 žen, tj. 40,6 % z celkového počtu žen viz tabulka 2.

Tabulka 2: Zastoupení kategorií BMI – muži a ženy

BMI	143	79M	64Ž
<18,5	3	2	1
18,5–24,9	52	31	21
25–29,9	51	25	26
30–34,9	30	18	12
35–39,9	4	2	2
>40	3	1	2

Popis k tabulce 2.: V horním řádku jsou uvedeny zleva: celkový počet pacientů, celkový počet mužů, celkový počet žen. V prvním sloupci jsou uvedeny jednotlivé kategorie BMI, v druhém sloupci je zaznamenán celkový počet pacientů v jednotlivých kategoriích, ve třetím sloupci jsou zaznamenány počty mužů(modře), ve čtvrtém počty žen (červeně).

4 Ověření platnosti hypotéz

4.1 Hypotéza č. 1

H1: Existuje spojitost mezi velikostí relativního rozdílu hmotnosti udávané a skutečné s pohlavím pacientů.

Hypotézy:

$H_0$1: Velikost relativního rozdílu mezi udávanou a skutečnou hmotností se významně neliší v závislosti na pohlaví pacienta.

H_A1: Velikost rozdílu mezi udávanou a skutečnou hmotností se významně liší v závislosti na pohlaví pacienta.

Ověření platnosti hypotézy:

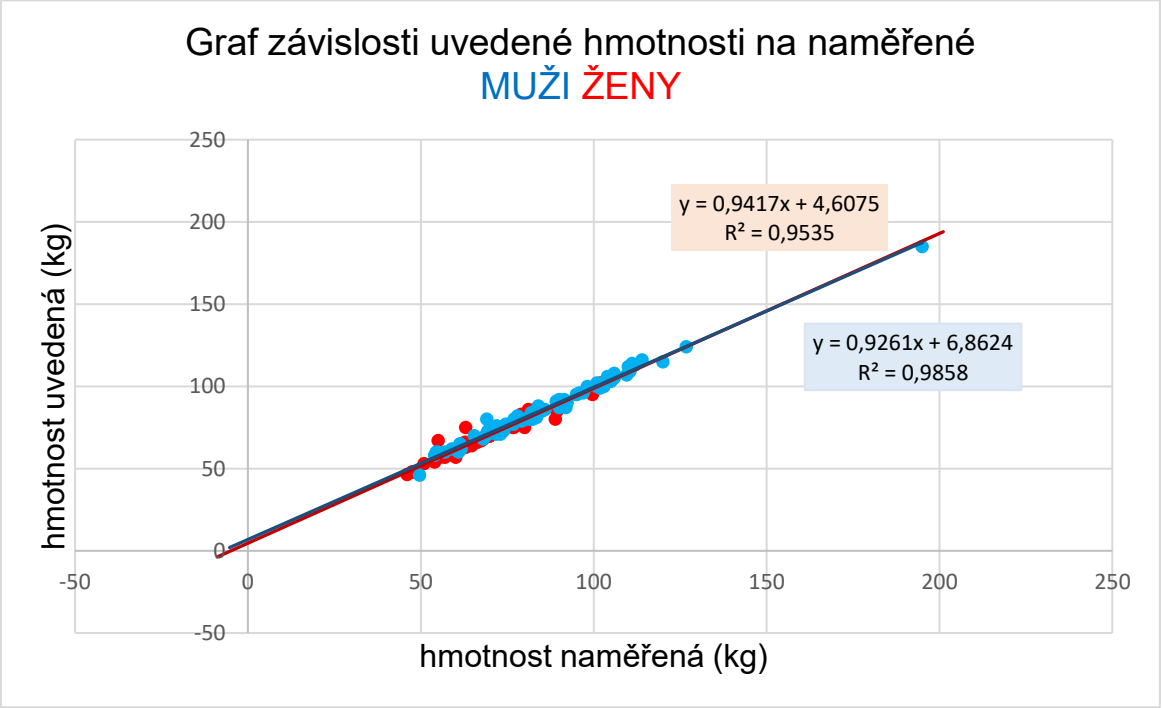
Hypotézu $H_0$1 lze zamítnout ve prospěch hypotézy H_A1 pouze u skupiny s rozdílem hmotností 5 – 10 %. Pro skupinu do 5 % a nad 10 % nulovou hypotézu zamítnout nelze. Naměřená data byla zaznamenána v tabulce 3 a byl vytvořen bodový graf (viz obrázek 8).

- mužů s rozdílem 5 – 10 % je 15 % z celkového počtu mužů, což činí téměř dvojnásobek oproti relativnímu počtu žen v této skupině (8 % z celkového počtu žen);
- žen s rozdílem nad 10 % je 5 % z celkového počtu žen, což je téměř dvojnásobek oproti 3 % mužů v téže skupině, nicméně absolutní rozdíl činí pouze jedna osoba;
- z grafu na obrázku 8 je ovšem evidentní, že celkové výsledky se u obou pohlaví významně neliší.

Tabulka 3: Rozdělení podle pohlaví a velikosti relativního rozdílu

Pohlaví	Δ>10%	5%<Δ<10%	Δ<5%
Muži	2 (2,5%)	12(15,2%)	65 (82,3%)
Ženy	3 (4,7%)	5 (7,8%)	56 (87,5%)

Popis k tabulce 3: V tabulce jsou zaznamenané počty pacientů rozdělené podle pohlaví (v prvním sloupci) a podle velikosti rozdílu hmotností (v prvním řádku). V druhém sloupci jsou zaznamenány rozdíly nad 10% (červeně), ve třetím od 5 do 10 % (oranžově) a ve čtvrtém do 5 % (zeleně).



Obrázek 8: Graf závislosti uvedené hmotnosti na naměřené hmotnosti

Popis k obrázku 8: Bodový graf znázorňuje závislost uvedené hmotnosti na naměřené hmotnosti zvlášť u mužů (modrá) a žen (červená). Na ose x jsou zaznamenány hodnoty hmotnosti naměřené, na ose y hodnoty hmotnosti uvedené pacienty. Mezi hodnotami existuje lineární závislost.

4.2 Hypotéza č. 2

H2: Existuje spojitost mezi velikostí relativního rozdílu hmotnosti udávané a skutečné s věkem pacientů.

Hypotézy:

$H_0$2: Velikost rozdílu mezi udávanou a skutečnou hmotností se významně neliší v závislosti na věku pacienta.

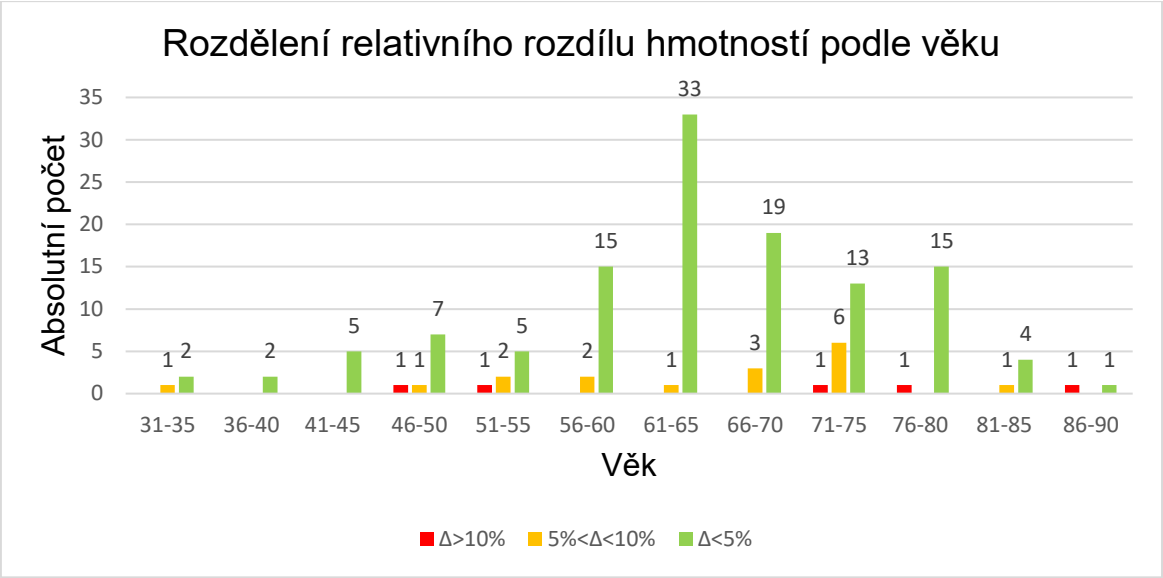
H_A2: Velikost rozdílu mezi udávanou a skutečnou hmotností se významně liší v závislosti na věku pacienta.

Ověření platnosti hypotézy:

Hypotézu $H_0$2 nelze zamítnout ve prospěch hypotézy H_A2.

- Rozdíly nad 10 % jsou mezi věkovými kategoriemi rozmístěny nahodile;
- Rozdíly 5 – 10 % jsou taktéž rozmístěny téměř do všech věkových kategorií, vyšší četnost je pouze v kategoriích 71–75 let a 51–55 let, naopak v kategorii 61–65 je četnost rozdílů 5 – 10 % velmi nízká, rozdíl nad 10 % se v této kategorii nevyskytuje vůbec;
- Ve všech kategoriích má většina pacientů rozdíl hmotností do 5 %;

viz obrázek 9.



Obrázek 9: Rozdělení podle věku a relativního rozdílu hmotností

Popis k obrázku 9: Ve sloupcovém grafu je každá věková kategorie znázorněna třemi sloupci podle absolutní četnosti velikosti relativního rozdílu hmotností. Červené sloupce znázorňují rozdíl nad 10 %, oranžové rozdíl 5 – 10 %, zelené rozdíl do 5 %.

4.3 Hypotéza č. 3

H3: Existuje spojitost mezi velikostí relativního rozdílu hmotnosti udávané a skutečné s BMI pacientů.

Hypotézy:

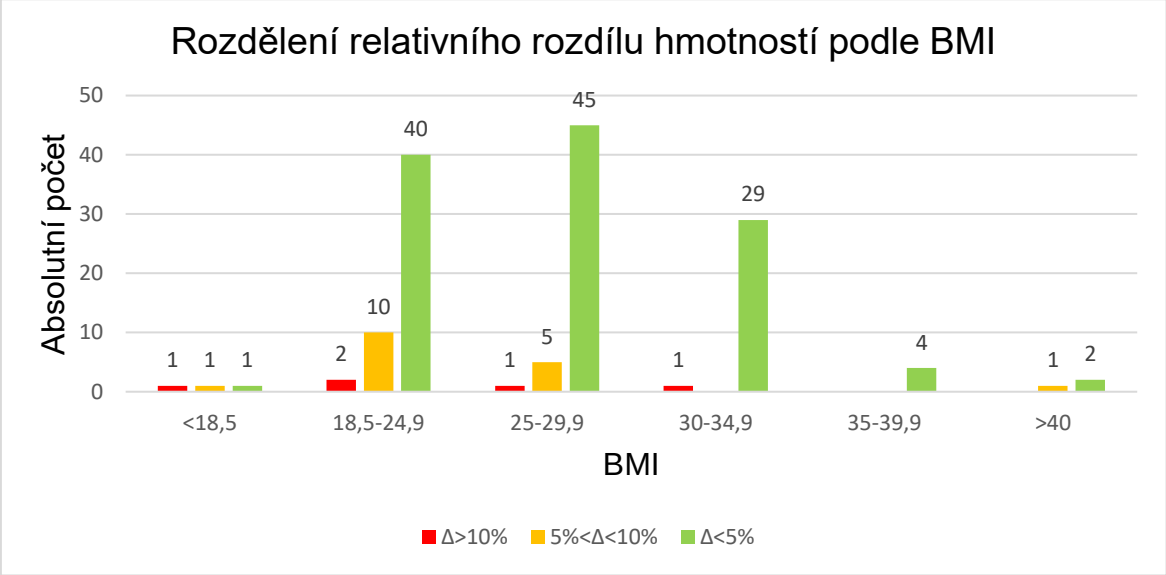
$H_0$3: Velikost rozdílu mezi udávanou a skutečnou hmotností neliší v závislosti na BMI pacienta.

H_A3: Velikost rozdílu mezi udávanou a skutečnou hmotností liší v závislosti na BMI pacienta.

Vyjádření k hypotéze č. 3:

Hypotézu $H_0 3$ nelze zamítnout ve prospěch hypotézy $H_A 3$.

Z naměřených dat je patrné, že v kategoriích s nižším BMI je o něco větší počet relativních rozdílů 5 – 10 % i rozdílů nad 10 % (výjimkou je jedna chyba 5 – 10 % v kategorii BMI>40). Rozdíl však není nijak významný, viz obrázek 10.



Obrázek 10: Rozdělení podle BMI a relativního rozdílu hmotností

Popis k obrázku 10: V sloupcovém grafu je každá kategorie BMI znázorněna třemi sloupci podle absolutní četnosti velikosti relativního rozdílu hmotností. Červené sloupce znázorňují rozdíl nad 10 %, oranžové rozdíl 5 – 10 %, zelené rozdíl do 5 %.

Diskuze

Hlavním cílem bakalářské práce bylo zjistit, zda je nutné před vyšetřením pomocí ^{18}F-FDG na pracovišti PET/CT na Klinice nukleární medicíny ve Fakultní nemocnici v Olomouci zvážit všechny pacienty nebo jen určitou část z nich.

Výsledky prokázaly, že mezi velikostí rozdílu hmotnosti udávané pacientem a hmotnosti skutečné a pohlavím existovala spojitost pouze u rozdílu 5 – 10 %. Tento rozdíl se vyskytoval u 15,2 % mužů a 7,8 % žen, tzn. téměř dvojnásobně často u mužů. U rozdílu do 5 % a nad 10 % byly výsledky vyrovnané.

Významná spojitost mezi velikostí rozdílu a věkem pacientů prokázaná nebyla. Individuální chyby 5 – 10 % a nad 10 % se vyskytovaly napříč všemi věkovými kategoriemi, nejvyšší incidence byla v kategorii 51–55 let (pouze 62,5 % pacientů mělo rozdíl hmotností do 5 %), nejnižší incidence byla v kategorii 61–65 let, ve které mělo 97,1 % pacientů rozdíl hmotností do 5 %.

Mezi velikostí rozdílu hmotností a BMI také nebyla nalezená spojitost. V kategorii BMI 18,5–24,9 sice mírně vzrostla incidence rozdílu 5 – 10 % oproti kategorii 25–29,9, vliv na to ovšem mohl mít i vyšší relativní rozdíl u pacientů s nižším BMI než u pacientů obézních, při stejném absolutním rozdílu hmotností.

Na toto téma neexistuje velký počet studií. Ve studii s podobnou tématikou z roku 2015 z Francie byl zkoumán rozdíl uvedené a naměřené hmotnosti u 513 pacientů (298 mužů, 215 žen), rozdíl hmotností nad 10 % uvádí u 12,3 % účastníků výzkumu (Lanson et al., 2015, s. 197–199), což je několikanásobně vyšší výsledek, než uvádí studie prováděná v rámci této bakalářské práce. Možným důvodem tak velkého rozdílu je skutečnost, že během francouzské studie pacienti nebyli před vyšetřením vyzváni, aby se v den vyšetření doma zvážili, kdežto pacientům vyšetřovaným na pracovišti PET/CT ve FNOL do žádanky na vyšetření uvádí jejich hmotnost odesílající lékař a při administrativním příjmu pacienta v den vyšetření je tato hmotnost ověřena.

První limitací studie je velikost měřeného souboru, zejména v kategoriích zastoupených v řádu jednotek pacientů. Vzhledem k časové náročnosti sběru dat by bylo vhodné při dalším zkoumání problematiky časové období prodloužit a hodnotit větší soubor pacientů.

Další limitací je měření hmotnosti oblečených pacientů a následné odečítání 2 kg. Tento postup nezprostředkuje stoprocentně přesná data, ale pro účely studie jsou naprosto dostačující, u rozdílů hmotností nad 5 % a nad 10 % malé odchylky v řádech stovek gramů nehrají roli.

Závěr

Hmotnost pacienta je velice důležitá hodnota při výpočtu SUV, čím více se její hodnota liší od skutečnosti, tím více se liší vypočtené SUV. Cílem bakalářské práce bylo zjistit, zdali je nutné pacienty před vyšetřením vážit všechny nebo jen určitou skupinu.

V části teoretické byly popsány základní principy funkce hybridního přístroje PET/CT, indikace a průběh vyšetření pomocí ^{18}F-FDG, výpočet SUV a ovlivňující faktory výpočtu.

Odpověď na první otázku „Jak dosáhnout co nejlepší porovnatelnosti SUV mezi jednotlivými vyšetřeními, různými pacienty a různými přístroji?“ je: Pro zachování porovnatelnosti SUV je důležité mít pod kontrolou všechny faktory ovlivňující jeho výpočet – všechny hodnoty měřit kalibrovanými přístroji, správně je zaznamenat do vyšetřovacího protokolu, opakovaná vyšetření v ideálním případě provádět na stejném PET/CT přístroji, používat stejná ROI a při akvizici a rekonstrukci používat stejné parametry. Při použití různých PET/CT přístrojů musí být přístroje nastaveny tak, aby na stejném objektu měřily stejné SUV.

Kvantitativní výzkum byl prováděn na pracovišti PET/CT na Klinice nukleární medicíny Fakultní nemocnice Olomouc. Bylo zjištěno, že průměrný relativní rozdíl činí pouze 2,6 ± 3,2 %, což je příznivý výsledek, ovšem individuální relativní rozdíly dosahovaly hodnot až téměř 22 %. Tak velký rozdíl nadhodnotí/podhodnotí hodnotu SUV o více než pětinu, což je v klinické praxi nepřijatelné.

Neočekávaným výsledkem je, že v průměru si pacienti hmotnost spíše přidávali, než ubírali. Ve skupině s rozdílem 5 – 10 % ve 12 případech ze 17 pacienti uvedli vyšší hmotnost než byla skutečná, podobný trend byl zaznamenán i u skupiny s rozdílem nad 10 % – pacienti svou hmotnost nadhodnotili ve 4 z 5 případů. Tento výsledek může souviset s velkým množstvím onkologických pacientů s předchozí/probíhající léčbou, která způsobuje úbytek hmotnosti.

Odpověď na druhou otázku „Má smysl vážit před vyšetřením pomocí ^{18}F-FDG na PET/CT všechny pacienty?“ je: Ano, má smysl vážit všechny pacienty. Výskyt rozdílů nad 5 % a nad 10 % je nahodilý a u individuálních vyšetření by mohl způsobovat velké rozdíly v hodnotě SUV a následné diagnostice onemocnění případně hodnocení průběhu léčby, proto je vhodné před vyšetřením změřit hmotnost všech pacientů.

Odpověď na třetí otázku „Které skupiny pacientů je nutné před vyšetřením pomocí ^{18}F-FDG na PET/CT zvážit?“ je: Všechny. Z výsledků vyplývá, že není možné doporučit jednotlivé skupiny pacientů podle pohlaví věku nebo BMI, u kterých není nutné provádět kontrolní měření hmotnosti před vyšetřením.

Pacienty je možné zvážit těsně po příchodu ještě před aplikací KL a od naměřené hmotnosti odečíst 2 kg za oblečení a boty nebo pouze ve spodním prádle těsně před uložením na vyšetřovací lůžko PET/CT přístroje. Klíčové je zaznamenat skutečnou hmotnost do vyšetřovacího protokolu.

Pro další výzkum této problematiky by mohlo být přínosné do studie zařadit informace o anamnéze pacientů a probíhající léčbě a porovnat vliv onemocnění a léčby na výsledky.

Referenční seznam

1. KUPKA, Karel, Jozef KUBINYI a Martin ŠÁMAL. *Nukleární medicína*. 6. vydání (2. vydání v Nakladatelství P3K). V Praze: P3K, 2015. ISBN 978-80-87343-54-8.

2. KORANDA, Pavel. *Nukleární medicína*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2014. ISBN 978-80-244-4031-6.

3. ADAM, Jan, Jan KADEŘÁVEK, Filip KUŽEL, Jiří VAŠINA a Zdeněk ŘEHÁK. Current Trends in Using PET Radiopharmaceuticals for Dia gnostics in Oncology. *Klinicka onkologie* [online]. 2014, **27**(Suppl 1), S129-S136 [cit. 2020-01-23]. DOI: 10.14735/amko20141S129. ISSN 0862495X. Dostupné z: http://www.linkos.cz/klinicka-onkologie-journal/search-for-articles/skupina/a/zobrazit/ids/4506/

4. BOELLAARD, Ronald, Roberto DELGADO-BOLTON, Wim J. G. OYEN, et al. FDG PET/CT: EANM procedure guidelines for tumour imaging. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging* [online]. 2015, **42**(2), 328-354 [cit. 2020-03-04]. DOI: 10.1007/s00259-014-2961-x. ISSN 1619-7070. Dostupné z: http://link.springer.com/10.1007/s00259-014-2961-x

5. BEERES, Martin, Julian L WICHMANN, Jijo PAUL, Emmanuel MBALISIKE, Mohamed ELSABAIE, Thomas J VOGL a Nour-Eldin A NOUR-ELDIN. CT chest and gantry rotation time: does the rotation time influence image quality? *Acta Radiologica* [online]. 2015, **56**(8), 950-954 [cit. 2020-03-17]. DOI: 10.1177/0284185114544242. ISSN 0284-1851. Dostupné z: http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/0284185114544242

6. VOMÁČKA, Jaroslav. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. Druhé, doplněné vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2015. ISBN 978-80-244-4508-3.

7. ZIESSMAN, Harvey A., Janis P. O'MALLEY, James H. THRALL a Frederic H. FAHEY. *Nuclear medicine*. 4th ed. Philadelphia, PA: Elsevier/Saunders, 2014. Requisites series. ISBN 978-0-323-08299-0.

8. GINAT, Daniel Thomas a Rajiv GUPTA. Advances in Computed Tomography Imaging Technology. *Annual Review of Biomedical Engineering* [online]. 2014, **16**(1), 431-453 [cit. 2020-01-24]. DOI: 10.1146/annurev-bioeng-121813-113601. ISSN 1523-9829. Dostupné z: http://www.annualreviews.org/doi/10.1146/annurev-bioeng-121813-113601

9. KINAHAN, Paul E., Bruce H. HASEGAWA a Thomas BEYER. X-ray-based attenuation correction for positron emission tomography/computed tomography scanners. *Seminars in Nuclear Medicine* [online]. 2003, **33**(3), 166-179 [cit. 2020-04-06]. DOI: 10.1053/snuc.2003.127307. ISSN 00012998. Dostupné z: https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0001299803700038

10. TONG, Shan, Adam M ALESSIO a Paul E KINAHAN. Image reconstruction for PET/CT scanners: past achievements and future challenges. *Imaging in Medicine* [online]. 2010, **2**(5), 529-545 [cit. 2020-05-01]. DOI: 10.2217/iim.10.49. ISSN 1755-5191. Dostupné z: http://www.futuremedicine.com/doi/abs/10.2217/iim.10.49

11. JAKOBY, B W, Y BERCIER, M CONTI, M E CASEY, B BENDRIEM a D W TOWNSEND. Physical and clinical performance of the mCT time-of-flight PET/CT scanner. *Physics in Medicine and Biology* [online]. 2011, **56**(8), 2375-2389 [cit. 2020-06-07]. DOI: 10.1088/0031-9155/56/8/004. ISSN 0031-9155. Dostupné z: https://iopscience.iop.org/article/10.1088/0031-9155/56/8/004

12. GILLINGS, Nic. Radiotracers for positron emission tomography imaging. *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine* [online]. 2013, **26**(1), 149-158 [cit. 2020-04-06]. DOI: 10.1007/s10334-012-0356-1. ISSN 0968-5243. Dostupné z: http://link.springer.com/10.1007/s10334-012-0356-1

13. SOYKA, Jan D., Marco A. MUSTER, Daniel T. SCHMID, et al. Clinical impact of 18F-choline PET/CT in patients with recurrent prostate cancer. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging* [online]. 2012, **39**(6), 936-943 [cit. 2020-06-07]. DOI: 10.1007/s00259-012-2083-2. ISSN 1619-7070. Dostupné z: http://link.springer.com/10.1007/s00259-012-2083-2

14. WONG, Terence Z., Amir H. KHANDANI a Arif SHEIKH. Nuclear Medicine. *Clinical Radiation Oncology* [online]. Elsevier, 2016, 2016, s. 206-216 [cit. 2020-01-23]. DOI: 10.1016/B978-0-323-24098-7.00011-3. ISBN 9780323240987. Dostupné z: https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9780323240987000113
část elektronické knihy

15. CLARK, Michael S., Ann T. PACKARD, Derek R. JOHNSON a Geoff B. JOHNSON. Pitfalls of a Mixed Metabolic Response at PET/CT. *RadioGraphics* [online]. 2019, **39**(5), 1461-1475 [cit. 2020-02-05]. DOI: 10.1148/rg.2019180093. ISSN 0271-5333. Dostupné z: http://pubs.rsna.org/doi/10.1148/rg.2019180093

16. HAMIDIZADEH, Ramin, Arash EFTEKHARI, E. Ashley WILEY, Don WILSON, Tina ALDEN a François BÉNARD. Metformin Discontinuation prior to FDG PET/CT: A Randomized Controlled Study to Compare 24- and 48-hour Bowel Activity. *Radiology* [online]. 2018, **289**(2), 418-425 [cit. 2020-02-04]. DOI: 10.1148/radiol.2018180078. ISSN 0033-8419. Dostupné z: http://pubs.rsna.org/doi/10.1148/radiol.2018180078

17. BOELLAARD, Ronald, Mike J. O'DOHERTY, Wolfgang A. WEBER, et al. FDG PET and PET/CT: EANM procedure guidelines for tumour PET imaging. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging* [online]. 2010, **37**(1), 181-200 [cit. 2020-05-01]. DOI: 10.1007/s00259-009-1297-4. ISSN 1619-7070. Dostupné z: http://link.springer.com/10.1007/s00259-009-1297-4

18. ULANER, Gary A. a Ashima LYALL. Identifying and Distinguishing Treatment Effects and Complications from Malignancy at FDG PET/CT. *RadioGraphics* [online]. 2013, **33**(6), 1817-1834 [cit. 2020-02-05]. DOI: 10.1148/rg.336125105. ISSN 0271-5333. Dostupné z: http://pubs.rsna.org/doi/10.1148/rg.336125105

19. MAGOTA, Keiichi, Tohru SHIGA, Yukari ASANO, et al. Scatter Correction with Combined Single-Scatter Simulation and Monte Carlo Simulation Scaling Improved the Visual Artifacts and Quantification in 3-Dimensional Brain PET/CT Imaging with 15 O-Gas Inhalation. *Journal of Nuclear Medicine* [online]. 2017, **58**(12), 2020-2025 [cit. 2020-06-08]. DOI: 10.2967/jnumed.117.193060. ISSN 0161-5505. Dostupné z: http://jnm.snmjournals.org/lookup/doi/10.2967/jnumed.117.193060

20. LOIS, C., B. W. JAKOBY, M. J. LONG, et al. An Assessment of the Impact of Incorporating Time-of-Flight Information into Clinical PET/CT Imaging. *Journal of Nuclear Medicine* [online]. 2010, **51**(2), 237-245 [cit. 2020-06-07]. DOI: 10.2967/jnumed.109.068098. ISSN 0161-5505. Dostupné z: http://jnm.snmjournals.org/cgi/doi/10.2967/jnumed.109.068098

21. ADAMS, Michael C., Timothy G. TURKINGTON, Joshua M. WILSON a Terence Z. WONG. A Systematic Review of the Factors Affecting Accuracy of SUV Measurements. *American Journal of Roentgenology* [online]. 2010, **195**(2), 310-320 [cit. 2020-03-26]. DOI: 10.2214/AJR.10.4923. ISSN 0361-803X. Dostupné z: http://www.ajronline.org/doi/10.2214/AJR.10.4923

22. HOTTA, Masatoshi, Ryogo MINAMIMOTO, Hideaki YANO, Yoshimasa GOHDA a Yasutaka SHUNO. Diagnostic performance of 18F-FDG PET/CT using point spread function reconstruction on initial staging of rectal cancer: a comparison study with conventional PET/CT and pelvic MRI. *Cancer Imaging* [online]. 2018, **18**(1) [cit. 2020-06-09]. DOI: 10.1186/s40644-018-0137-9. ISSN 1470-7330. Dostupné z: https://cancerimagingjournal.biomedcentral.com/articles/10.1186/s40644-018-0137-9

23. BRENDLE, Cornelia, Jürgen KUPFERSCHLÄGER, Konstantin NIKOLAOU, Christian LA FOUGÈRE, Sergios GATIDIS a Christina PFANNENBERG. Is the standard uptake value (SUV) appropriate for quantification in clinical PET imaging? – Variability induced by different SUV measurements and varying reconstruction methods. *European Journal of Radiology* [online]. 2015, **84**(1), 158-162 [cit. 2020-06-07]. DOI: 10.1016/j.ejrad.2014.10.018. ISSN 0720048X. Dostupné z: https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0720048X14004835

24. KWEE, Thomas C., Gang CHENG, Marnix G. E. H. LAM, Sandip BASU a Abass ALAVI. SUVmax of 2.5 should not be embraced as a magic threshold for separating benign from malignant lesions. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging* [online]. 2013, **40**(10), 1475-1477 [cit. 2020-04-07]. DOI: 10.1007/s00259-013-2484-x. ISSN 1619-7070. Dostupné z: http://link.springer.com/10.1007/s00259-013-2484-x

25. NGUYEN, Nghi C., Aarti KAUSHIK, Michael K. WOLVERSON a Medhat M. OSMAN. Is there a common SUV threshold in oncological FDG PET/CT, at least for some common indications? A retrospective study. *Acta Oncologica* [online]. 2011, **50**(5), 670-677 [cit. 2020-04-07]. DOI: 10.3109/0284186X.2010.550933. ISSN 0284-186X. Dostupné z: http://www.tandfonline.com/doi/full/10.3109/0284186X.2010.550933

26. RUBELLO, Domenico a Patrick M. COLLETTI. SUV Harmonization Between Different Hybrid PET/CT Systems. *Clinical Nuclear Medicine* [online]. 2018, **43**(11), 811-814 [cit. 2020-04-25]. DOI: 10.1097/RLU.0000000000002284. ISSN 0363-9762. Dostupné z: http://Insights.ovid.com/crossref?an=00003072-201811000-00004

27. BOKTOR, R. R., G. WALKER, R. STACEY, S. GLEDHILL a A. G. PITMAN. Reference Range for Intrapatient Variability in Blood-Pool and Liver SUV for 18F-FDG PET. *Journal of Nuclear Medicine* [online]. 2013, **54**(5), 677-682 [cit. 2020-04-26]. DOI: 10.2967/jnumed.112.108530. ISSN 0161-5505. Dostupné z: http://jnm.snmjournals.org/cgi/doi/10.2967/jnumed.112.108530

28. MASUDA, Y., C. KONDO, Y. MATSUO, M. UETANI a K. KUSAKABE. Comparison of Imaging Protocols for 18F-FDG PET/CT in Overweight Patients: Optimizing Scan Duration Versus Administered Dose. *Journal of Nuclear Medicine* [online]. 2009, **50**(6), 844-848 [cit. 2020-03-26]. DOI: 10.2967/jnumed.108.060590. ISSN 0161-5505. Dostupné z: http://jnm.snmjournals.org/cgi/doi/10.2967/jnumed.108.060590

29. ABDOLI, Mehrsima, Rudi A. J. O. DIERCKX a Habib ZAIDI. Metal artifact reduction strategies for improved attenuation correction in hybrid PET/CT imaging. *Medical Physics* [online]. 2012, **39**(6Part1), 3343-3360 [cit. 2020-04-25]. DOI: 10.1118/1.4709599. ISSN 00942405. Dostupné z: http://doi.wiley.com/10.1118/1.4709599

30. LASNON, Charline, Benjamin HOUDU, Emmanuel KAMMERER, Thibault SALOMON, Jeremy DEVREESE, Adrien LEBASNIER a Nicolas AIDE. Patient's weight: a neglected cause of variability in SUV measurements? A survey from an EARL accredited PET centre in 513 patients. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging* [online]. 2016, **43**(1), 197-199 [cit. 2020-05-27]. DOI: 10.1007/s00259-015-3214-3. ISSN 1619-7070. Dostupné z: http://link.springer.com/10.1007/s00259-015-3214-3

Seznam zkratek

2D	dvojrozměrný
3D	trojrozměrný
AC	attenuation correction (atenuační korekce)
AC-PET	obraz pozitronové emisní tomografie s atenuační korekcí
apod.	a podobné
atd.	a tak dále
BMI	body mass index (index tělesné hmotnosti)
BSA	body surface area (povrch těla)
CT	computed tomography (výpočetní tomografie)
CTAC	atenuační korekce provedená pomocí dat z výpočetní tomografie
^{64}Cu-ATSM	^{64}Cu-diacetyl-bis(N4-methylthiosemicarbazone)
^{18}F-FDG	^{18}F-fluorodeoxyglukóza
FDG	^{18}F-fluorodeoxyglukóza
^{18}F-FET	^{18}F-fluoroethyltyrosin
^{18}F-FLT	^{18}F-fluorothymidin
FDG-6-PO_4	fluorodeoxyglukóza-6-fosfát
FNOL	Fakultní nemocnice Olomouc
FOV	field of view (zorné pole)
FZV	Fakulta zdravotnických věd
GIT	gastrointestinální trakt
glukóza-PO_4	glukóza-6-fosfát
GSO	gadolinium oxyorthosilikát
HU	Hounsfieldovy jednotky
kBq	kilobecquerel
keV	kiloelektronvolt
KL	kontrastní látka
LBM	lean body mass (hmotnost těla bez hmotnosti tuku)
LF	lékařská fakulta
LOR	line of response (přímka odezvy)

LSO	lutecium oxyorthosilikát
MAR	metal artifact reduction
MBq	megabecquerel
MCS-SSS	Monte Carlo simulation with single-scatter simulation
MDCT	multidetektorová výpočetní tomografie
mmol·l^{-1}	milimol na litr
MR	magnetická rezonance
NAC-PET	obrazy pozitronové emisní tomografie bez atenuační korekce
NaI(Tl)	jodid sodný aktivovaná thaliem
např.	například
ns	nanosekunda
PET	pozitronová emisní tomografie
ps	pikosekunda
PSF	point spread function (bodová rozptylová funkce)
ROI	region of interest (oblast zájmu)
RTG	rentgen
SNR	signal to noise ratio (poměr signálu ku šumu)
SPECT	single photon emission computed tomography (jednofotonová emisní výpočetní tomografie)
SUV	standardized uptake value (standardizovaná hodnota akumulace)
SUV_{BSA}	SUV normalizováno na povrch těla pacienta
SUV_{LBM}	SUV normalizováno na hmotnost pacienta bez hmotnosti tuku
SUV_{max}	SUV maximální
SUV_{mean}	SUV průměrné
SUV_{peak}	SUV průměrné v kulové oblasti zájmu
TFS-SSS	tail-fitting scaling with single-scatter simulation
T/B	tumor to background ratio (poměr kontrastu tumoru ku pozadí)
TNM	klasifikace rozsahu nádorového onemocnění (T – primární tumor, N – spádové uzliny, M – vzdálené metastázy)
TOF	time of flight (čas doletu na detektor)
tzv.	takzvaný

UP	Univerzita Palackého
VOI	volume of interest (objem zájmu)
VOI_{41}	VOI do izokontury 41 % aktivity ložiska
VOI_{50}	VOI do izokontury 50 % aktivity ložiska

Seznam obrázků a tabulek

Obrázek 1: Obraz PET, vlevo obraz s použitím AC, vpravo bez použití AC

Obrázek 2: Vymezení ROI pro měření SUV

Obrázek 3: Vlevo CT bez MAR korekce, vpravo PET s CTAC z CT vlevo

Obrázek 4: Vlevo CT s MAR korekcí, vpravo PET s CTAC z CT vlevo

Obrázek 5: Zastoupení věkových kategorií podle pohlaví

Obrázek 6: Graf závislosti uvedené hmotnosti na naměřené hmotnosti

Obrázek 7: Četnost velikostí relativního rozdílu hmotností

Obrázek 8: Graf závislosti uvedené hmotnosti na naměřené hmotnosti

Obrázek 9: Rozdělení podle věku a relativního rozdílu hmotností

Obrázek 10: Rozdělení podle BMI a relativního rozdílu hmotností

Tabulka 1: Rozdělení podle velikosti relativního rozdílu hmotností

Tabulka 2: Zastoupení kategorií BMI - muži a ženy

Tabulka 3: Rozdělení podle pohlaví a velikosti relativního rozdílu

Seznam příloh

Příloha 1: Vyjádření Etické komise FZV UP v Olomouci

Příloha 2: Vyjádření náměstkyně nelékařských oborů z FNOL

Příloha 3: Vzor informovaného souhlasu

Příloha 4: Záznam o nahlédnutí do zdravotnické dokumentace pro účely výzkumu/studie

Příloha 5: Celkové výsledky

Příloha 1: Vyjádření Etické komise FZV UP v Olomouci

Fakulta
zdravotnických věd

UPOL-44509/1030S-2020

Vážená paní
Eliška Szewieczková

2020-20-02

Vyjádření Etické komise FZV UP

Vážená paní bakalářko,

na základě Vaší Žádosti o stanovisko Etické komise FZV UP byla Vaše výzkumná část bakalářské práce posouzena a po vyhodnocení všech zaslaných dokumentů Vám sdělujeme, že bakalářské práci s názvem **„Problematika měření SUV při 18F-FDG PET/CT vyšetřeních"**, jehož jste hlavní řešitelkou, bylo uděleno

souhlasné stanovisko Etické komise FZV UP .

S pozdravem,

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI
Fakulta zdravotnických věd
Etická komise
Hněvotínská 3, 775 15 Olomouc

Mgr. Lenka Mazalová, Ph.D.
předsedkyně
Etické komise FZV UP

Fakulta zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci
Hněvotínská 3 | 775 15 Olomouc | T: 585 632 880
www.fzv.upol.cz

Příloha 2: Vyjádření náměstkyně nelékařských oborů z FNOL

FAKULTNÍ NEMOCNICE OLOMOUC
I. P. Pavlova 185/6, 779 00 Olomouc
Tel. 588 441 111, E-mail: info@fnol.cz
IČ: 00098892

ODBOR KVALITY

Žádost o poskytnutí informace pro studijní účely/sběr dat

Jméno a příjmení žadatele: Eliška Szewieczková

Datum narození: 30.7.1996 Telefon: 739720224 E-mail: e.szewieczkova@gmail.com

Kontaktní adresa: Tř. Osvobození 1769, Karviná 6, 735 06

Přesný název školy/fakulty: Univerzita Palackého, Fakulta zdravotnických věd

Obor studia: Radiologický asistent

Forma studia: ☒ prezenční ☐ kombinovaná ☐ distanční

Téma závěrečné práce:

Problematika měření SUV při 18F-FDG PET/CT vyšetřeních

Žadatel ve FNOL koná odbornou praxi:

☒ ANO na pracovišti: PET/CT v termínu od: 1.10.2019 do: 30.4.2020

☐ NE

Žadatel je zaměstnancem FNOL:

☐ ANO na pracovišti:

☐ NE

Pracoviště FNOL dotčená průzkumem: Klinika Nukleární medicíny, pracoviště PET/CT

Účel žádosti:

☒ sběr dat/zjišťování informací pro zpracování diplomové/bakalářské práce
☐ sběr dat/zjišťování informací pro zpracování seminární/odborné práce
☐ sběr dat/zjišťování informací pro jiný účel: (uveďte):

Požadavek na (zaškrtněte):

V případě, že žadatel potřebuje získat informaci o počtech vyšetření/ošetření a předem má souhlas konkrétního pracoviště, že tato data mu budou poskytnuta vedením tohoto pracoviště bez nutnosti jeho nahlížení do zdravotnické dokumentace pacientů, vyplní oddíl „Ostatní – statistická data". Jinak vyplní oddíl „Nahlížení do zdr. dokumentace".

☐ **Dotazníková akce** ☐ pro pacienty FNOL ☐ pro zaměstnance FNOL

Počet respondentů, kteří budou vyplňovat dotazník:

Termín, kdy proběhne vyplnění dotazníků: od: do:

K vyplněné žádosti je nutno doložit vzor vašeho dotazníku.

☒ **Nahlížení do zdravotnické dokumentace**

Předpokládaný počet kusů zdravotnické dokumentace, do které bude žadatel nahlížet: 150

Termín, ve kterém bude žadatel nahlížet do zdravotnické dokumentace: od: 1.2.2020 do: 15.3.2020

Přesná specifikace co bude žadatel vyhledávat ve zdravotnické dokumentaci: pohlaví, věk, výška, váha vyšetřovaných pacientů

Při nahlížení do zdravotnické dokumentace bude do každé dokumentace vložen formulář Fm-MP-G015-05-NAHLED-001 Záznam o nahlédnutí do zdravotnické dokumentace pro účely výzkumu/studie.

☐ **Ostatní**

☐ kazuistika – počet:
☐ vedení rozhovoru s pacientem FNOL – počet pacientů:
☐ vedení rozhovoru se zaměstnancem FNOL – počet zaměstnanců: povolání:

K vyplněné žádosti je nutno doložit vzor rozhovoru (orientační okruh otázek).

☐ statistická data – informace o počtech např. zdravotnických výkonů, vyšetření, určité agendy (např porodnost), přístrojích
☐ jiné (specifikujte):

Za které období budou data zjišťována:
Kdy proběhne sběr dat žadatelem: od: do:
Přesná specifikace co bude žadatel zjišťovat:

Způsob zveřejnění závěrečné/seminární práce: Obhajoba bakalářské práce před komisí

Budete FNOL uvádět jako „zdroj dat" ve své práci? ☒ ANO ☐ NE

Poučení:
Žadatel souhlasí se zpracováním jeho osobních údajů dle zásad GDPR pro účely evidence této žádosti. Zavazuje se zachovat mlčenlivost o skutečnostech, o nichž se dozví v souvislosti s prováděným výzkumem a sběrem dat/informací.

Žadatel (datum podpis): 3.1.2020 Eliška Szewieczková

Schválil (datum podpis): 3.1.2020 Ing. Andrea Drobiličová
Hlavní sestra
Oblast hlavní sestry
Fakultní nemocnice Olomouc

Poznámky:

Příloha 3: Vzor informovaného souhlasu

Fakulta
zdravotnických věd

Informovaný souhlas

Pro výzkumný projekt: Bakalářská práce na téma
Problematika měření SUV při ^{18}F-FDG PET/CT vyšetřeních

Období realizace:1.2.2020-15.3.2020

Řešitelé projektu: Eliška Szewieczková

Vážená paní, vážený pane,

obracíme se na Vás se žádostí o spolupráci na výzkumném šetření, jehož cílem je *zjistit, zda je potřeba pacienty těsně před vyšetřením na pracovišti PET/CT vážit na osobní váze nebo je možné se spolehnout na údaje uvedené v dokumentaci. Z naměřených dat bude možné zjistit, jestli a jakou věkovou skupinu, případně kterého pohlaví, je potřeba zvážit. Těsně před uložením na vyšetřovací stůl si pacient stoupne na osobní váhu (trvání cca 15 vteřin). Aplikace radiofarmaka, komunikace s pacientem, doba čekání na vyšetření a samotné vyšetření probíhají standartně dle programu (bude zavedena periferní kanyla do žíly, bude propláchnuta fyziologickým roztokem, poté přijde lékař a aplikuje vyšetřovací látku -* ^{18}F-FDG. *Po aplikaci pacient cca 45 min bude sedět v kabince a bude popíjet přidělenou vodu/vodu s Manitolem, po vyzvání si zajde na toaletu a vymočí se, odloží si do spodního prádla, odloží veškeré šperky a další kovové předměty a bude vyzván k příchodu do vyšetřovny. Ihned poté si stoupne na osobní váhu, váha bude zaznamenána spolu s rokem narození, pohlavím a výškou a pacient se dále položí na vyšetřovací stůl a proběhne samotné vyšetření. Po ukončení vyšetření bude pacient propuštěn.)* Z účasti na výzkumu pro Vás nevyplývají žádné výhody či rizika. Pokud s účastí na výzkumu souhlasíte, připojte podpis, kterým vyslovujete souhlas s níže uvedeným prohlášením.

Fakulta zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci
Hněvotínská 3 | 775 15 Olomouc | T: 585 632 880
www.fzv.upol.cz

Prohlášení účastníka výzkumu

Prohlašuji, že souhlasím s účastí na výše uvedeném výzkumu. Řešitel/ka projektu mne informoval/a o podstatě výzkumu a seznámil/a mne s cíli a metodami a postupy, které budou při výzkumu používány, podobně jako s výhodami a riziky, které pro mne z účasti na výzkumu vyplývají. Souhlasím s tím, že všechny získané údaje budou anonymně zpracovány, použity jen pro účely výzkumu a že výsledky výzkumu mohou být anonymně publikovány.

Měl/a jsem možnost vše si řádně, v klidu a v dostatečně poskytnutém čase zvážit, měl/a jsem možnost se řešitele/ky zeptat na vše, co jsem považoval/a za pro mne podstatné a potřebné vědět. Na tyto mé dotazy jsem dostal/a jasnou a srozumitelnou odpověď. Jsem informován/a , že mám možnost kdykoliv od spolupráce na výzkumu odstoupit, a to i bez udání důvodu.

Osobní údaje (sociodemografická data) účastníka výzkumu budou v rámci výzkumného projektu zpracována v souladu s nařízením Evropského parlamentu a Rady EU 2016/679 ze dne 27. dubna 2016 o ochraně fyzických osob v souvislosti se zpracováním osobních údajů a o volném pohybu těchto údajů a o zrušení směrnice 95/46/ES (dále jen „nařízení").

Prohlašuji, že beru na vědomí informace obsažené v tomto informovaném souhlasu a souhlasím se zpracováním osobních a citlivých údajů účastníka výzkumu v rozsahu a způsobem a za účelem specifikovaným v tomto informovaném souhlasu.

Tento informovaný souhlas je vyhotoven ve dvou stejnopisech, každý s platností originálu, z nichž jeden obdrží účastník výzkumu (nebo zákonný zástupce) a druhý řešitel projektu.

Jméno, příjmení a podpis účastníka výzkumu:_____

_____

V_____dne:_____

Jméno, příjmení a podpis řešitele projektu:_____

_____

Fakulta zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci
Hněvotínská 3 | 775 15 Olomouc | T: 585 632 880
www.fzv.upol.cz

Příloha 4: Záznam o nahlédnutí do zdravotnické dokumentace pro účely výzkumu/studie

FAKULTNÍ NEMOCNICE OLOMOUC

Klinika/oddělení:Klinika nukleární medicíny/PET/CT

Fm-MP-G015-05-NAHLED-001
verze č. 1, str. 1/1

I. P. Pavlova 185/6, 779 00 Olomouc
Tel. 588 441 111, E-mail: info@fnol.cz
IČ: 00098892

Záznam o nahlédnutí do zdravotnické dokumentace pro účely výzkumu/studie

Název výzkumu/studie: Problematika měření SUV při ^{18}F-FDG PET/CT vyšetřeních				
Jméno a příjmení nahlížející osoby: Eliška Szewieczková				
Datum narození: 30.7.1996	Podpis:			
Výše uvedená osoba nahlížela do zdravotnické dokumentace pacienta v rozsahu nezbytně nutném pro účely výzkumu/studie. ☐ Informovaný souhlas pacienta se zařazením do studie je uložen u řešitele výzkumu/studie.				
Jméno a příjmení pacienta:				Datum narození:
ZÁZNAM O: ☐ nahlédnutí ☐ výpisu/opisu				
Typ dokumentace: ☐ Chorobopis ☐ Ambulantní karta				
Informace ze zdravotnické dokumentace požadované pro účely výzkumu/studie: výška, váha, pohlaví, ročník narození				
Dne:	od	do	hod.	Jmenovka + podpis přítomného zdravotnického pracovníka
Dne:	od	do	hod.	Jmenovka + podpis přítomného zdravotnického pracovníka

Příloha 5: Celkové výsledky

N	POHLAVÍ	ROČNÍK	VĚK	VÝŠKA/cm	HMOTNOST UVEDENÁ/kg	HMOTNOST NAMĚŘENÁ/kg	ROZDÍL/kg	ROZDÍL/ %
1	M	1964	55	170	46	49,7	-3,7	7,445
2	M	1955	64	180	85	83	2	2,410
3	Ž	1935	84	160	67	66	1	1,515
4	Ž	1972	47	157	67	55	12	21,818
5	M	1938	81	174	62	60	2	3,333
6	Ž	1939	80	157	63	63	0	0,000
7	M	1974	45	187	115	120	-5	4,167
8	M	1955	64	189	85	85	0	0,000
9	M	1941	78	182	92	91,5	0,5	0,546
10	Ž	1941	78	164	54	54	0	0,000
11	M	1944	75	175	92	90	2	2,222
12	Ž	1983	36	168	80	79	1	1,266
13	M	1954	65	165	62	60,5	1,5	2,479
14	M	1948	71	173	73	69,5	3,5	5,036
15	M	1973	46	176	69	68,5	0,5	0,730
16	M	1969	50	190	100	101	-1	0,990
17	M	1947	72	160	60	57	3	5,263
18	Ž	1959	60	164	67	67,5	-0,5	0,741
19	Ž	1962	57	163	70	70	0	0,000
20	M	1943	76	183	105	106	-1	0,943
21	Ž	1984	35	178	75	80	-5	6,250
22	Ž	1943	76	164	53	51	2	3,922
23	M	1962	57	188	84	82	2	2,439
24	Ž	1957	62	168	72	72	0	0,000
25	M	1953	66	181	87	92	-5	5,435
26	Ž	1962	57	160	58	59,5	-1,5	2,521
27	M	1934	85	170	70	65,5	4,5	6,870
28	Ž	1942	77	163	85	84	1	1,190
29	M	1949	70	172	96	97	-1	1,031
30	Ž	1957	62	154	68	66,5	1,5	2,256
31	M	1941	78	177	86	84,5	1,5	1,775
32	Ž	1971	48	155	86	83	3	3,614
33	Ž	1953	66	164	58	57	1	1,754
34	M	1945	74	172	86	86	0	0,000
35	Ž	1968	51	168	73	72,5	0,5	0,690
36	M	1973	46	160	60	55	5	9,091
37	Ž	1953	66	152	70	70	0	0,000
38	M	1947	72	164	62	59	3	5,085
39	M	1961	58	194	106	104	2	1,923

40	M	1965	54	178	88	84	4	4,762
41	Ž	1950	69	165	83	79	4	5,063
42	M	1960	59	179	72	70	2	2,857
43	M	1950	69	180	80	77	3	3,896
44	Ž	1940	79	157	72	72	0	0,000
45	Ž	1934	85	172	78	77	1	1,299
46	M	1960	59	170	73	74	-1	1,351
47	M	1955	64	177	80	78	2	2,564
48	M	1949	70	176	113	112	1	0,893
49	M	1952	67	183	116	114	2	1,754
50	Ž	1943	76	158	57	57	0	0,000
51	Ž	1943	76	160	59	59	0	0,000
52	M	1947	72	169	58	54	4	7,407
53	M	1955	64	180	85	83	2	2,410
54	Ž	1947	72	153	98	100	-2	2,000
55	M	1958	61	180	112	110	2	1,818
56	Ž	1935	84	162	79	79	0	0,000
57	Ž	1970	49	160	64	63	1	1,587
58	M	1947	72	182	103	105	-2	1,905
59	M	1956	63	180	102	101	1	0,990
60	M	1962	57	187	185	195	-10	5,128
61	M	1950	69	180	72	73,2	-1,2	1,639
62	M	1958	61	183	95	95	0	0,000
63	M	1958	61	182	89	90,3	-1,3	1,440
64	M	1978	41	178	77	76,8	0,2	0,260
65	Ž	1952	67	165	87	84,3	2,7	3,203
66	Ž	1942	77	160	76	75,5	0,5	0,662
67	M	1954	65	182	80	77,9	2,1	2,696
68	Ž	1954	65	170	85	89,4	-4,4	4,922
69	Ž	1940	79	154	70	70	0	0,000
70	Ž	1946	73	149	70	69,7	0,3	0,430
71	M	1954	65	171	71	73,1	-2,1	2,873
72	Ž	1972	47	157	62	61,7	0,3	0,486
73	Ž	1955	64	165	80	78,9	1,1	1,394
74	M	1958	61	175	62	61,7	0,3	0,486
75	M	1957	62	183	80	81,8	-1,8	2,200
76	Ž	1957	62	170	58	59,6	-1,6	2,685
77	M	1961	58	180	124	126,8	-2,8	2,208
78	Ž	1964	55	165	75	76,7	-1,7	2,216
79	M	1954	65	190	109	110,5	-1,5	1,357
80	M	1950	69	168	68	68	0	0,000
81	M	1954	65	178	81	83,5	-2,5	2,994
82	M	1947	72	160	85	83,3	1,7	2,041
83	Ž	1957	62	165	68	67,4	0,6	0,890

84	Ž	1958	61	172	57	60,1	-3,1	5,158
85	Ž	1954	65	158	78	77,7	0,3	0,386
86	M	1956	63	176	80	79,7	0,3	0,376
87	M	1944	75	170	90	90,1	-0,1	0,111
88	Ž	1960	59	162	70	69,9	0,1	0,143
89	Ž	1952	67	162	66	66,4	-0,4	0,602
90	Ž	1942	77	158	84	83	1	1,205
91	Ž	1941	78	156	48	47,8	0,2	0,418
92	Ž	1957	62	168	71	69,1	1,9	2,750
93	M	1963	56	182	72	69,2	2,8	4,046
94	Ž	1955	64	154	84	83,6	0,4	0,478
95	Ž	1968	51	164	46,5	46,1	0,4	0,868
96	M	1964	55	175	60	54,5	5,5	10,092
97	M	1944	75	172	100	98,2	1,8	1,833
98	Ž	1943	76	145	75	63	12	19,048
99	M	1951	68	178	86	83,7	2,3	2,748
100	M	1950	69	183	91	89,2	1,8	2,018
101	Ž	1955	64	165	68	68,2	-0,2	0,293
102	M	1960	59	180	114	111,1	2,9	2,610
103	M	1964	55	173	80	80,9	-0,9	1,112
104	Ž	1945	74	166	65	64,7	0,3	0,464
105	M	1955	64	180	95	95,1	-0,1	0,105
106	Ž	1957	62	164	64	64,8	-0,8	1,235
107	M	1971	48	176	74	74,1	-0,1	0,135
108	Ž	1971	48	165	77	75,5	1,5	1,987
109	M	1944	75	170	65	61,3	3,7	6,036
110	Ž	1968	51	165	86	81,1	4,9	6,042
111	Ž	1983	36	165	83	82,8	0,2	0,242
112	M	1952	67	176	71	71,8	-0,8	1,114
113	M	1953	66	172	90	92,3	-2,3	2,492
114	M	1954	65	168	60	61	-1	1,639
115	M	1933	86	173	100	103	-3	2,913
116	Ž	1963	56	165	66	62,8	3,2	5,096
117	M	1954	65	188	108	106	2	1,887
118	Ž	1953	66	176	102	102	0	0,000
119	M	1947	72	185	96	96	0	0,000
120	M	1944	75	174	82	78	4	5,128
121	M	1974	45	188	102	103	-1	0,971
122	M	1952	67	182	76	72	4	5,556
123	M	1984	35	179	80	82,4	-2,4	2,913
124	Ž	1944	75	164	60	60,3	-0,3	0,498
125	Ž	1959	60	168	57	55,6	1,4	2,518
126	M	1931	88	170	80	69,1	10,9	15,774
127	M	1949	70	172	90	90	0	0,000
128	M	1941	78	174	77	74,6	2,4	3,217

129	M	1952	67	178	99	101,9	-2,9	2,846
130	M	1960	59	170	70	68,8	1,2	1,744
131	Ž	1957	62	157	48	47,4	0,6	1,266
132	M	1960	59	188	73	71,2	1,8	2,528
133	M	1954	65	180	79	79,2	-0,2	0,253
134	Ž	1975	44	168	82	81,7	0,3	0,367
135	Ž	1975	44	181	90	91,4	-1,4	1,532
136	Ž	1947	72	165	75	76,9	-1,9	2,471
137	M	1950	69	182	107	109,6	-2,6	2,372
138	Ž	1948	71	175	80	88,9	-8,9	10,011
139	Ž	1953	66	166	112	111,1	0,9	0,810
140	Ž	1985	34	171	63	62,2	0,8	1,286
141	M	1963	56	180	87	90	-3	3,333
142	Ž	1954	65	158	95	99,7	-4,7	4,714
143	Ž	1947	72	160	60	58	2	3,448