

**UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI**

**FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD**

**Ústav radiologických metod**

Bc. Veronika Hegerová

**Bolus tracking na hybridním PET/CT: vliv na kvalitu obrazu**

Diplomová práce

Vedoucí práce: prof. MUDr. Milan Kamínek, Ph.D.

Olomouc 2024

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

Olomouc 3. května 2024

Veronika Hegerová

## **Poděkování**

Ráda bych poděkovala vedoucí práce prof. MUDr. Milan Kamínek, Ph.D. za vstřícnost, podporu a čas, který mi věnovala při zpracování diplomové práce. Poděkování patří také celému kolektivu Kliniky nukleární medicíny Fakultní nemocnice Olomouc.

# ANOTACE

<b>Typ závěrečné práce:</b>	Diplomová práce
<b>Téma práce:</b>	Hybridní CT přístroj
<b>Název práce:</b>	Bolus tracking na hybridním PET/CT: vliv na kvalitu obrazu
<b>Název práce v AJ:</b>	Bolus tracking on hybrid PET/CT: impact on image quality
<b>Datum zadání:</b>	<b>2023-01-28</b>
<b>Datum odevzdání:</b>	<b>2024-05-03</b>
<b>Vysoká škola, fakulta, ústav:</b>	Univerzita Palackého v Olomouci Fakulta zdravotnických věd Ústav radiologických metod
<b>Autor práce:</b>	Bc. Veronika Hegerová
<b>Vedoucí práce:</b>	prof. MUDr. Milan Kamínek, Ph.D.
<b>Oponent práce:</b>	doc. MUDr. Jaroslav Vomáčka, Ph.D., MBA
<b>Abstrakt v ČJ:</b>	<p>Cílem teoretické části diplomové práce je prostřednictvím rešerše odborných dohledaných článků předložit informace a nejnovější poznatky týkající se PET/CT. V teoretické části se zabývám především novinkám v hybridním zobracování PET/CT, novými radiofarmaky, které mají v současné době obrovský potenciál a použití jodové kontrastní látky při PET/CT</p> <p>Cílem praktické části diplomové práce je zhodnotit vliv aktuálně zavedené metody bolus tracking na kvalitu obrazu u WB up/ WB bolus up protokolu. Ověřit, zda změny provedené v zavedení metody a optimalizaci podání jodové kontrastní látky povedou ke zdokonalení</p>

vyšetření na PET/CT přístrojích na Klinice nukleární medicíny ve Fakultní nemocnici Olomouc.

**Abstrakt v AJ:**

The aim of the theoretical part of the thesis is to present information and the latest findings regarding PET/CT through a literature review of professional articles. The theoretical part primarily focuses on innovations in hybrid PET/CT imaging, new radiopharmaceuticals that currently have huge potential, and the use of iodine contrast agents in PET/CT.

The aim of the practical part of the thesis is to evaluate the impact of the currently implemented bolus tracking method on image quality in WB up/WB bolus up protocols. To verify whether the changes made in the implementation of the method and the optimization of iodine contrast agent administration will lead to the improvement of PET/CT examinations at the Department of Nuclear Medicine in the University Hospital Olomouc.

**Klíčová slova v ČJ:**

optimalizace, podání, jodová kontrastní látka, CT, PET/CT, kontrastní látka, kvalita zobrazení, sledování bolusu, bolus tracking, CT břicha

**Klíčová slova v AJ:**

optimization, administration, iodine contrast agent, CT, PET/CT, contrast medium, imaging quality, bolus tracking, abdominal CT

**Rozsah:**

**100 stran/11 příloh**

# Obsah

<b>ÚVOD</b> .....	8
<b>Popis rešeršní strategie</b> .....	11
<b>1 Hybridní zobrazování PET/CT: nové možnosti a trendy</b> .....	13
1.1 Režim pohybu vyšetřovacího stolu .....	14
1.2 Detekční technologie .....	14
1.3 Rekonstrukce s omezením artefaktů způsobených kovem .....	15
1.4 Umělá inteligence v PET/CT zobrazování .....	17
<b>2 Radiofarmaka pro PET/CT vyšetření</b> .....	19
2.1 <sup>68</sup> Ga-PSMA PET/CT .....	20
2.1.1. <sup>68</sup> Ga-PSMA PET/CT a <sup>18</sup> F-cholin PET/CT .....	21
2.2 <sup>68</sup> Ga značené analogy somatostatinu .....	22
2.3 <sup>18</sup> F- fluorodeoxyglukóza PET/CT .....	23
<b>3 Použití kontrastních látek v rámci PET/CT vyšetření</b> .....	27
3.2 Parametry podání kontrastní látky .....	30
3.3 Cirkulační čas a cirkulační fáze .....	31
3.4 Nežádoucí reakce po podání jodové kontrastní látky .....	32
3.5 Zásady intravaskulárního podání jodové kontrastní látky .....	33
<b>4 Optimalizace podání kontrastní látky na PET/CT</b> .....	37
<b>5 Praktická část diplomové práce</b> .....	38
5.1 Akviziční a rekonstrukční parametry PET/CT trupu <sup>18</sup> F-FDG .....	39
5.2 Aplikační schéma podání jodové kontrastní látky .....	42
5.2.1. Provedení aplikace jodové kontrastní látky a spuštění akvizice CT .....	45
<b>6 Metodika výzkum</b> .....	46
6.1 Výzkumné cíle a hypotézy .....	46
6.2 Charakteristika souboru pacientů .....	48

6.2.1 Retrospektivní soubor pacientů.....	48
6.2.2 Prospektivní soubor pacientů.....	50
6.3 Metoda sběru dat a realizace výzkumu.....	52
6.4 Metoda zpracování dat.....	52
6.5 Metodika měření kontrastní náplně .....	53
<b>7 Výsledky výzkumu .....</b>	<b>54</b>
7.1 Interpretace výsledků měření hodnot denzit aorta descendens .....	54
7.2 Interpretace výsledků měření hodnot denzit periferního jaterního parenchymu .....	55
7.3 Interpretace výsledků měření hodnot denzit vena portae .....	56
7.4 Interpretace výsledků měření hodnot denzit parenchymu sleziny.....	58
<b>8 Testování hypotéz .....</b>	<b>60</b>
8.1 První hypotéza .....	63
8.2 Druhá hypotéza.....	64
8.3 Třetí hypotéza .....	66
8.4 Čtvrtá hypotéza.....	67
<b>9 Likertova škála jako nástroj pro posouzení kvality CT obrazů .....</b>	<b>69</b>
<b>Diskuze .....</b>	<b>72</b>
<b>Závěr.....</b>	<b>77</b>
<b>Referenční seznam.....</b>	<b>79</b>
<b>Seznam tabulek.....</b>	<b>85</b>
<b>Seznam grafů .....</b>	<b>87</b>
<b>Seznam příloh .....</b>	<b>88</b>

# ÚVOD

V dnešní době se diagnostické metody stále vyvíjejí a zdokonalují, přinášejíce nové možnosti v oblasti medicínského zobrazování. Jedním z významných pokroků v tomto směru je hybridní zobrazování PET/CT, které kombinuje pozitronovou emisní tomografií (PET) s počítačovou tomografií (CT). Tato kombinace umožňuje přesnější a komplexnější diagnostiku mnoha onemocnění, zejména v oblasti onkologie.

Role PET/CT vyšetření v medicíně je nezastupitelná. Tato metoda poskytuje detailní informace o metabolické aktivitě a anatomické struktuře tkání současně, což umožňuje lékařům získat komplexní pohled na stav pacienta. Díky této schopnosti je PET/CT široce využíváno nejen v diagnostice a stadiu nádorových onemocnění, ale také v hodnocení terapeutické odpovědi a sledování progresu léčby. Jeho přesnost a spolehlivost přispívají k lepšímu určení optimálního léčebného plánu a zlepšení prognózy pacientů.

V této souvislosti je důležité nejen porozumět principům a technickým aspektům hybridního zobrazování PET/CT, ale také ocenit jeho význam v diagnostice a managementu různých onemocnění.

V teoretické části diplomové práce jsou představeny některé z novinek v oblasti hybridního zobrazování PET/CT. Jsou popsána nová radiofarmaka s velkým potenciálem, jako  $^{68}\text{Ga}$ -PSMA a  $^{68}\text{Ga}$  značené analogy somatostatinu. Přinášejí inovativní přístup v diagnostice a léčbě. Také je zmíněna důležitá role nejčastěji využívaného radiofarmaka  $^{18}\text{F}$ -FDG, jehož klíčová úloha v oblasti onkologického zobrazování je dobře známá.

Následně se teoretická část zaměřuje na významné aspekty využití kontrastních látek v rámci PET/CT vyšetření, které hrají klíčovou roli v diagnostických postupech. Detailně jsou analyzovány různé aspekty této problematiky, včetně intravenózního podání kontrastní látky, parametrů podání kontrastní látky, cirkulačního času a cirkulační fáze, nežádoucích reakcí po podání jodové kontrastní látky a zásad intravaskulárního podání jodové kontrastní látky. Dále je pozornost věnována "Optimalizaci podání kontrastní látky", kde jsou zkoumány strategie a techniky pro maximalizaci účinnosti a minimalizaci rizik spojených s použitím kontrastních látek při PET/CT vyšetření.

Poznatky z teoretické části jsou klíčové pro praktickou realizaci výzkumu této diplomové práci, která se zabývá zavedením metody bolus tracking na hybridním PET/CT přístroji. Tyto informace jsou nezbytné pro dosažení co nejlepších výsledků při diagnostických



procedurách a budou pečlivě analyzovány v průběhu praktického výzkumu.

**Hlavním cílem** této diplomové práce je zhodnotit zavedenou metodu bolus tracking na hybridním PET/CT přístroji. Ověřit, zda provedené změny optimalizace podání jodové kontrastní látky spojené se zavedením metody bolus tracking povedou ke zdokonalení techniky vyšetření se ziskem co nejlepší diagnostické informace.

S ohledem na uvedený hlavní cíl byly stanoveny následující dílčí cíle:

- 1. Dílčí cíl** Zhodnotil, zda jsou hodnoty denzit v aorta descendens vyšší při použití aplikačního schématu s použitím techniky bolus tracking ve srovnání s aplikačním schématem s fixním zpožděním se zaměřením na portální fázi, při vyšetření pacientů celotělového PET/CT s 18 F-FDG ruce UP.
- 2. Dílčí cíl** Zhodnotil, zda jsou hodnoty denzit v periferním parenchymu jater vyšší při použití aplikačního schématu s použitím techniky bolus tracking ve srovnání s aplikačním schématem s fixním zpožděním se zaměřením na portální fázi, při vyšetření pacientů celotělového PET/CT s 18 F-FDG ruce UP.
- 3. Dílčí cíl** Zhodnotil, zda jsou hodnoty denzit ve vena portae vyšší při použití aplikačního schématu s použitím techniky bolus tracking ve srovnání s aplikačním schématem s fixním zpožděním se zaměřením na portální fázi, při vyšetření pacientů celotělového PET/CT s 18 F-FDG ruce UP.
- 4. Dílčí cíl** Zhodnotil, zda jsou hodnoty denzit v parenchymu sleziny vyšší při použití aplikačního schématu s použitím techniky bolus tracking ve srovnání s aplikačním schématem s fixním zpožděním se zaměřením na portální fázi, při vyšetření pacientů celotělového PET/CT s 18 F-FDG ruce UP.

Pro stanovení základních zkoumaných problémů a cílů diplomové práce byly použity následující tituly:

KORANDA, Pavel. *Nukleární medicína*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2014, 201 s. Skripta. ISBN 978-80-244-4031-6.

KUPKA, Karel, Jozef KUBINYI a Martin ŠÁMAL. *Nukleární medicína*. 6. přepracované vydání (v Nakladatelství P3K vydání druhé). V Praze: P3K, 2015, 161 s. ISBN 978-80-87343-54-8.

NEUWIRTH, Jiří, Pavel FENCL a Daniel ZOUBEK. *Kompendium onkologického zobrazování*. Praha: NEUW, [2018], 494 s. ISBN 978-80-903322-9-4.

KUBINYI, Jozef, Jozef SABOL a Andrej VONDRÁK. *Principy radiační ochrany v nukleární medicíně a dalších oblastech práce s otevřenými radioaktivními látkami*. Praha: Grada Publishing, 2018, 304 s. ISBN 978-80-271-0168-9.

SÚKUPOVÁ, Lucie. *Radiační ochrana při rentgenových výkonech - to nejdůležitější pro praxi*. Praha: Grada Publishing, 2018, 273 s. ISBN 978-80-271-0709-4.

FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA, Jan BAXA a Alexander MALÁN. *Základy zobrazovacích metod*. Praha: Galén, [2015], 148 s. ISBN 978-80-7492-164-3

Teoretická část diplomové práce byla sestavena na základě informací a poznatků získaných prostřednictvím rešerše odborné literatury. Hledání relevantních materiálů probíhalo prostřednictvím databází PubMed, MEDLINE a katalog UPOL. Zdroje použité v této části práce byly vybrány z období od roku 2014-2024.

## Popis rešeršní strategie

Pro dohledání aktuálních a validních informací byla použita následující rešeršní strategie. Prostřednictvím následujících klíčových slov, které byly zadávány do níže uvedených databází byly dohledány informace sloužící ke kompletaci diplomové práce. Celý algoritmus rešeršní činnosti včetně využití databáze, vyhledávací kritéria a konečnou sumarizaci rešeršní strategie znázorňuje následující schéma.

### ALGORITMUS REŠERŠNÍ ČINNOSTI



#### VYHLEDÁVACÍ KRITÉRIA:

**klíčová slova v ČJ:** optimalizace, podání, jodová kontrastní látka, CT, PET/CT, kontrastní látka, kvalita zobrazení, sledování bolusus, bolus tracking, CT břicha

**klíčová slova v AJ:** optimization, administration, iodine contrast agent, CT, PET/CT, contrast medium, imaging quality, bolus tracking, abdominal CT

**jazyk:** anglický, český

**období:** 2014-2024

**další kritéria:** přehledové články, klinické studie, vědecké články, recenzovaná periodika



#### DATABÁZE:

PUBMED, EBSCO



Nalezeno 371 článků/dokumentů



**Vyřazující kritéria:**

- duplicitní články
- nedostupnost plné verze textu
- kvalifikační práce
- nesouvisející témata



Celkem 34 článků, z toho 31 zahraničních článků, 3 české články. Odborné publikace byli doplněny dalšími 2 zdroji publikovanými v českém nebo anglickém jazyce, těmi byli internetová stránky firmy Siemens a interní dokument FNOL (Katalog místních radiologických standardů – nukleární medicína)

# 1 Hybridní zobrazování PET/CT: nové možnosti a trendy

V posledních letech zaznamenala oblast medicínského zobrazování významný pokrok díky implementaci hybridních modalit, které kombinují informace z různých diagnostických technik. Jednou z těchto revolučních kombinací je spojení pozitronové emisní tomografie a počítačové tomografie do jednoho zařízení, známého jako PET/CT. Tato technologie představuje zlomový krok v diagnostice onemocnění, umožňující lékařům získat komplexní informace o anatomické a funkční struktuře pacientova těla v jediném snímku.

Cílem této kapitoly a jejích podkapitol je představit a detailněji prozkoumat novinky týkající se principu hybridního zobrazení PET/CT v rámci diagnostiky různých onemocnění. V kontextu moderní medicíny nabízí hybridní zobrazení PET/CT nové perspektivy pro přesnější diagnostiku, plánování léčby a sledování pacientů.

V posledních letech došlo k několika pokrokům v pozitronové emisní tomografii/počítačové tomografii (PET/CT), které zlepšují zobrazování rakoviny. Současná generace PET/CT skenerů přináší nový hardware, software a metody akvizice. Tento přehled popisuje nový vývoj, který zahrnuje time-of-flight (TOF), point-spread-function (PSF), rekonstrukci založenou na maximu a posteriori (MAP), menší voxely, respirační hradlování, redukci kovových artefaktů a podávání aktivity  $^{18}\text{F}$ -fluorodeoxyglukózy v závislosti na hmotnosti. Vysvětlen je také vývoj hardwaru, jako je kontinuální pohyb lůžka (CBM), (digitální) polovodičové fotodetektory. Tyto nové techniky mají významný dopad na zobrazování rakoviny, protože vedou k lepší kvalitě obrazu, lepší detekovatelnosti malých lézí a přesnější kvantifikaci absorpce radiofarmak. To ovlivňuje diagnostiku rakoviny a staging, stejně jako monitorování odpovědi na terapii a plánování radioterapie. (van der Vos CS, 2017)

Zaměřím se na novinky v hybridním zobrazování PET/CT, jako je kontinuální posun stolu při akvizici dat, PET systémy s křemíkovými fotonásobiči (SiPM), technika metal artificial reduction (MAR) a další.

Hybridní PET/CT přístroj je systém složený z PET skeneru společně s plnohodnotným diagnostickým CT skenerem. Akvizice dat je prováděna postupně oběma modalitami bez změny polohy pacienta. V prvním kroku je proveden topogram. Jedná se o předozadní projekci sloužící k vymezení oblasti zájmu, která je následně podrobně vyšetřena pomocí výpočetní tomografie a pozitronové emisní tomografie. CT vyšetření probíhá pouze ve zvolené oblasti zájmu. Jakmile je akvizice dat pro CT hotová, přístroj zajede s patientským lůžkem hlouběji

do gantry PET scanneru, PET data jsou nasnímaná ze stejné oblasti zájmu, jako CT data. (Votrubová, c2009, s. 44)

## 1.1 Režim pohybu vyšetřovacího stolu

Step-and-shoot technika (SS) a PET/CT s kontinuálním pohybem stolu (CBM) představují dva odlišné přístupy k akvizici obrazů v rámci pozitronové emisní tomografie spojené s počítačovou tomografií. Režim spojitého pohybu vyšetřovacího stolu je alternativa k režimu step-and-shoot pro sběr PET/CT dat. U spojitého pohybu stolu je pacient plynule posouván do skeneru přednastavenou rychlostí, zatímco v step-and-shoot režimu je pacient zobrazován v překrývajících se polohách lůžka. Zavedení metody spojitého pohybu stolu je jedním z unikátních pokroků získávání PET dat. (Meier, 2019)

Sběr PET dat v režimu spojitého pohybu stolu má oproti režimu Step-and-shoot mnoho výhod. Pro snímání step-and-shoot je nutné překrývat každou polohu lůžka, aby byla axiálně zachována rovnoměrná úroveň obrazového šumu. Naproti tomu při snímání s kontinuálním posunem stolu pacient prochází nepřetržitě celým PET detektorem, takže všechny objekty jsou detektorem odebírány rovnoměrně. Další výhodou kontinuálního pohybu stolu je, že rychlostní zóny mohou být předepsány v proměnlivé délce s přesností na 0,5 cm, což umožňuje větší přesnost, flexibilitu a předpis orgánově orientovaného skenování než u step-and-shoot. V režimu step-and-shoot musí být předepsána celá poloha lůžka navíc, pokud je snímána plocha o něco větší než axiální rozsah detektoru. Kromě výsledného prodloužení doby snímání bude snímána oblast, která nemusí být zobrazena, ale je zahrnuta v předpisu step-and-shoot PET, zbytečně vystavena CT záření. (Meier, 2019)

Výhodou technologie kontinuálního posunu stolu však je, že rozsah skenování lze volit, aniž by byl omezen na diskrétní počet poloh lůžka, čímž se v průměru šetří čas skenování díky použití kratšího rozsahu skenování. Kontinuální posun stolu by mohlo vést k menšímu vystavení CT záření kvůli tomuto kratšímu dosahu. (van der Vos CS, 2017)

## 1.2 Detekční technologie

Hybridní nukleární medicína a molekulární zobrazování prošly od prvního klinického zavedení pozitronové emisní tomografie/počítačové tomografie (PET/CT) na přelomu jednadvacátého století velkým vývojem. Například nedávno představené PET systémy

s křemíkovými fotonásobiči (SiPM) překonávají řadu omezení, která se vyskytovala u skenerů předchozí generace založených na fotonásobičích. Tyto plně digitální PET/CT systémy nabízejí řadu technických a klinických výhod odpovídajícím zlepšením kvality obrazu a detekce lézí (Alberts, 2021)

PET/CT přístroje s fotonásobičem využívají detektorový systém založený na fotonásobiči (PMT), který generuje signály na základě světelného výboje z detektoru. Tyto přístroje mají vysokou citlivost na nízké světelné úrovně a mohou poskytovat vysoké rozlišení obrazu, zejména ve smyslu prostorového rozlišení. Na druhé straně PET/CT přístroje s krystalem využívají krystalový detektor, kde fotonům jsou vystaveny krystaly, které generují světelné signály v reakci na detekci pozitronů a emisi fotonů. Krystaly mohou poskytovat vyšší rychlost odezvy a být optimalizovány pro dosažení co nejlepšího energetického a prostorového rozlišení obrazu. Volba mezi fotonásobičem a krystalem ovlivňuje citlivost, rychlost a rozlišení obrazu PET/CT přístroje, což má vliv na schopnost detekce a lokalizace patologických změn v těle pacienta. (Kunnen, 2020)

Zdokonalení přístrojového vybavení PET v průběhu let zahrnuje použití krystalů, které umožňují kratší časovací okna koincidence, nové rekonstrukční metody s aplikací doby letu (TOF) pro zlepšení poměru signálu k šumu obrazu a rozšíření axiálního zorného pole pro zvýšení citlivosti na objem a axiální pokrytí. Nedávno se objevily detektory založené na křemíkovém fotonásobiči (SiPM), které nabízejí několik výhod oproti fotonásobičům, jako je kompaktnější velikost, vyšší vnitřní časové rozlišení a vyšší účinnost detekce fotonů, což je činí vhodnými pro spojení s rekonstrukcí TOF. PET CT přístroj založený na křemíkovém fotonásobiči, kde velikost krystalu je 3,2mm umožňuje vysoké prostorové rozlišení systému a plné pokrytí malých krystalů prvky detektoru SiPM optimalizuje sběr světla, což umožňuje lepší rozlišení časování a poměr signálu k šumu. (Joyce van Sluis, 2019)

### **1.3 Rekonstrukce s omezením artefaktů způsobených kovem**

V moderní medicínské diagnostice hraje PET/CT (pozitronová emisní tomografie spojená s počítačovou tomografií) klíčovou roli při detekci a sledování onemocnění, ale přítomnost kovových implantátů může způsobit artefakty a ovlivnit kvalitu obrazu. Tato kapitola se zaměřuje na problematiku redukce kovových artefaktů při zobrazování PET/CT a představuje techniky a strategie, které jsou navrženy k minimalizaci vlivu kovových struktur na diagnostickou spolehlivost. Zvláště se podíváme na metodu Metal Artifact Reduction, která

se stala klíčovým prvkem v optimalizaci obrazové kvality v přítomnosti kovových materiálů. Porozumění a implementace těchto technik jsou klíčové pro poskytnutí přesných a diagnosticky relevantních obrazů v PET/CT, což zvyšuje schopnost detekce a lokalizace patologických změn u pacientů s kovovými implantáty.

Citlivost CT zobrazení na kovové předměty vede k silným pruhovým artefaktům a zkreslené informaci o útlumovém médiu v okolí kovových implantátů. Tento kovem indukovaný artefakt v CT snímcích vede k nepřesné korekci útlumu při PET/CT zobrazování. (Arabi, 2021)

Kovové implantáty mohou významně zhoršit kvalitu CT snímků. Artefakty jsou na snímcích viditelné kvůli zpevnění paprsku, Comptonově rozptylu a šumu. To je zvláště důležité, když se oblast zájmu (ROI) nachází v blízkosti implantátu a artefakty ovlivňují rekonstruované rozložení Hounsfieldových jednotek (HU). CT snímky se používají k odvození mapy korekce útlumu pro rekonstrukci PET, což znamená, že CT ovlivňuje PET obraz v kombinovaném PET/CT zobrazení. Pokud se ROI nachází v blízkosti implantátu, kov nejen zkresluje CT obraz, ale také ovlivňuje kvantifikaci absorpce radioindikátoru a může snížit kvalitu interpretace skenu. Nedávno byl představen iterativní nástroj MAR (iMAR) pro kombinované systémy PET/CT. Nástroj potlačuje pruhové artefakty snížením HU v oblastech, ve kterých byly hodnoty nadhodnoceny, a zvýšením HU v oblastech podhodnocení. Tato metoda kombinuje obě třídy, dokončování projekcí a iterativní filtraci, což vede k přesnějšímu SUV pro rekonstrukce PET. (van der Vos, 2017)

Velký počet pacientů odeslaných k celotělovému PET/CT vyšetření má kovové předměty, jako jsou, zubní implantáty/výplně, kyčelní/ramenní/kolenní protézy, kardiostimulátory. Tyto vysoce zeslabující kovové objekty způsobují silné vyhladovění fotonů, zpevnění paprsku a rozptyl, což vede k nepříznivým artefaktům, včetně pruhů, hvězdovitých tvarů a dutin v rekonstruovaných CT snímcích. Přítomnost kovových předmětů v CT zobrazování běžně vede k vážnému zhoršení kvality obrazu tím, že způsobuje silné světlé a tmavé artefakty, a to nejen v místě kovového předmětu, ale také v okolních oblastech. Kovem indukované artefakty by mohly zkreslit CT signál (v závislosti na velikosti a materiálu kovového předmětu) nebo generovat umělé signály, což by mohlo nepříznivě ovlivnit interpretaci CT snímků, a tedy potenciálně klinickou diagnózu. (Arabi, 2021)



## 1.4 Umělá inteligence v PET/CT zobrazování

V posledních letech se umělá inteligence (AI) stala klíčovým prvkem v mnoha oblastech medicíny, včetně diagnostického zobrazování. V kontextu PET/CT zobrazování, umělá inteligence přináší revoluční přístup k analýze a interpretaci získaných dat. Tato kapitola se zaměřuje na roli umělé inteligence v oblasti PET/CT zobrazování a na její vliv na diagnostiku, terapii a sledování pacientů s onkologickými onemocněními.

Vznik umělé inteligence v nukleární medicíně nastal v posledních 50 letech, ale nedávný vývoj v oblasti strojového učení a hlubokého učení vedl k novým schopnostem umělé inteligence v nukleární medicíně. V nukleární medicíně je umělá neuronová síť páteří strojového a hlubokého učení. Vstupy mohou být radiomické prvky, které byly extrahovány z obrazových souborů, nebo, pokud používáte konvoluční neuronovou síť, mohou to být samotné obrázky. Umělá inteligence v nukleární medicíně přetváří a přetváří klinické a výzkumné kapacity. Pochopení principů umělé inteligence, strojového učení a letální lokalizace v kontextu nukleární medicíny umožňuje bohatší zapojení do klinických a výzkumných aplikací a kapacitu pro řešení problémů tam, kde je to potřeba. Mezi jednoduché aplikace strojového učení patří zajištění kvality, hodnocení rizik, obchodní analytika a základní klasifikace. Složitější aplikace hlubokého učení pro detekci, lokalizaci, klasifikaci, segmentaci, kvantifikaci a extrakci radiomických příznaků pomocí konvenční neuronové sítě lze aplikovat na obecnou nukleární medicínu, SPECT, PET, CT a MRI. Umělá inteligence se asimilovala do klinické a výzkumné praxe nukleární medicíny s malým narušením. (Hatt, 2021)

V zájmu stručnosti a srozumitelnosti lze rozlišit dvě hlavní složky, na nichž se umělá inteligence může podílet. První komponenta se týká úloh tvorby a zpracování obrazu v následujících částech bude označována jako fyzikální komponenta. Druhá je z velké části řízena aplikací, a proto bude označována jako klinická složka. Týká se rutinního pracovního postupu a konečných klinických cílových parametrů, tj. diagnózy, prognózy a predikce odpovědi na léčbu. (Visvikis, 2022)

I když má umělá inteligence v nukleární medicíně potenciál zlepšit pracovní postupy a produktivitu a posílit klinické a výzkumné kapacity, zůstává zde profesní odpovědnost vůči profesi a pacientům: etická, sociální a právní. Nadšení pro přijetí nových technologií by nemělo nahrazovat zodpovědnost za etické, sociální a právní uplatňování technologií. To platí zejména ve vztahu k využití dat, použitým algoritmům a způsobu použití algoritmů v praxi. Řízení softwaru a algoritmů používaných pro detekci nebo diagnostiku onemocnění pomocí

lékařských snímků vyžaduje přísnou regulaci založenou na důkazech. Pro etické využití umělé inteligence obecně ve společnosti a v radiologii byla vyvinuta řada rámců. U nukleární medicíny je třeba vzít v úvahu prospěšnost, neškodlivost, spravedlnost a spravedlnost, bezpečnost, spolehlivost, zabezpečení údajů, soukromí a důvěrnost, zmírnění předpojatosti, transparentnost, vysvětlitelnost a autonomie. Umělá inteligence je pouze nástroj, způsob jejího využití je lidskou volbou. Aplikace umělé inteligence mají potenciál zlepšit klinickou a výzkumnou praxi v nukleární medicíně a současně vytvořit hlubší a smysluplnější interakce mezi lékaři a pacientem. Nicméně etické, právní a sociální výzvy vyžadují pečlivou pozornost a formulaci standardů či směrnic pro nukleární medicínu. (Currie, 2021)

Důležitým etickým a společenským problémem souvisejícím s umělou inteligencí v nukleární medicíně a molekulárním zobrazování je riziko, že rozhodování o řízení pacientů by se mohlo stát autonomním vůči umělé inteligenci a v důsledku toho změnit rámec odpovědnosti. Je třeba vytvořit jasný legislativní rámec, pokud jde o etickou a právní odpovědnost v případech, kdy je rozhodování autonomní nebo závislé na algoritmech. V dohledné budoucnosti přístupy znamenají, že lékař přebírá odpovědnost za rozhodnutí, včetně toho, jak jsou informace využívány nebo váženy. Otázka je, může pacient odmítnout péči spojenou s umělou inteligencí nebo tam, kde bylo rozhodování částečně ovlivněno umělou inteligencí. (Currie, 2021)

Umělá inteligence nabízí výkonnou sadu nástrojů pro rychlou a bezpečnou automatizaci únavných nebo opakujících se úkolů a hloubkovou analýzu mimo možnosti lidské mysli, a tím poskytuje lékařům čas a energii na odbornější kontrolu údajů o pacientech a komunikaci s pacientem. Integrace řešení umělé inteligence do řešení péče o pacienty má potenciál ovlivnit dynamiku důvěry mezi pacientem a lékařem. Od ochrany osobních údajů a zabezpečení přes potenciální zneužití až po rozšířenou rovnováhu sdílené odpovědnosti a rizika, používání umělé inteligence v praxi mění dynamiku pacienta a lékaře. (Currie, 2020)

## 2 Radiofarmaka pro PET/CT vyšetření

V oblasti nukleární medicíny sehrávají radiofarmaka klíčovou roli při provádění pozitronové emisní tomografie spojené s počítačovou tomografií (PET/CT). V posledních letech se v nukleární medicíně objevily inovativní radiofarmaka, která získala pozornost díky své významné roli při diagnostice a stagingu onkologických onemocnění. Mezi tato nová radiofarmaka patří zejména  $^{68}\text{Ga}$ -PSMA,  $^{68}\text{Ga}$ -DOTATOC. Tradiční, avšak stále významné radiofarmakum  $^{18}\text{F}$ -FDG, která se stala klíčovými hráči v oblasti PET/CT obrazování.

$^{68}\text{Ga}$ -PSMA, neboli galliový radiofarmak s prostatou specifickým membránovým antigenem, získalo významnou pozornost díky své schopnosti detekovat prostatický karcinom s vysokou citlivostí a specificitou. Tato molekula se váže na exprimované antigeny na povrchu prostatických nádorových buněk, což umožňuje precizní lokalizaci a hodnocení rozsahu onemocnění. Vedle toho  $^{68}\text{Ga}$ -DOTATOC, založený na somatostatinovém receptoru, se stal vynikajícím nástrojem pro zobrazování neuroendokrinních tumorů. Jeho schopnost vázat se na somatostatinové receptory na povrchu těchto nádorových buněk poskytuje diagnostickou přesnost při hodnocení maligních lézí a umožňuje individualizovaný přístup k léčbě pacientů s těmito typy nádorů.

V tomto kontextu nesmíme opomenout radiofarmakum  $^{18}\text{F}$ -FDG, které je nejčastěji využívaným radiofarmakem v oblasti PET/CT zobrazování. Jeho schopnost detekovat zvýšený glukózový metabolismus v nádorových buňkách umožňuje komplexní hodnocení malignit a sledování odpovědi na terapii.

Tato kapitola se zaměří na detailní přehled těchto nových radiofarmak, zkoumá jejich farmakokinetiku, klinickou účinnost a potenciální výhody.  $^{18}\text{F}$ -FDG, nejčastěji využívané radiofarmakum v oblasti PET/CT obrazování, bude v tomto kontextu také podrobně analyzováno. Tímto přístupem poskytne komplexní pohled na současný stav a perspektivy využití radiofarmak v diagnostice onkologických onemocnění v rámci PET/CT technologie.

## 2.1 <sup>68</sup>Ga-PSMA PET/CT

Pozitronová emisní tomografie/počítačová tomografie zaměřená na prostatický specifický membránový antigen (PSMA) je neinvazivní diagnostická technika k zobrazení PSMA pozitivních lézí u jedinců s karcinomem prostaty. PSMA je transmembránový protein s extracelulárním vazebným místem. Tkáňová exprese PSMA je vysoká na buněčném povrchu tkání prostaty včetně rakoviny prostaty; navzdory názvu však PSMA není specifický pro tkáň prostaty. Protein PSMA lze nalézt v nízkých koncentracích v mnoha dalších orgánech. (Fendler WP, 2023)

Karcinom prostaty je nejčastěji diagnostikovaným nádorovým onemocněním u mužů. <sup>68</sup>Ga-PSMA PET/CT, neinvazivní diagnostický nástroj pro hodnocení PC s expresí prostatického specifického membránového antigenu (PSMA), se ukázal jako přesnější alternativa pro hodnocení stadiu onemocnění. (Matushita CS, 2021)

Zatímco zavedení screeningu PSA vedlo k časnější diagnóze rakoviny prostaty u podskupiny pacientů se vyvinulo vysoké riziko metastatického onemocnění. Přesnější alternativa pro hodnocení stadia onemocnění je zásadní pro rozhodování o léčbě. Všechny současné konvenční zobrazovací modalitty však vykazují omezení a optimalizace těchto zobrazovacích modalit je intenzivní a rychle se rozvíjející oblastí výzkumu. V posledních desetiletích jsme svědky vývoje a zdokonalování funkčního zobrazování. Mezi nimi je jednou z nejslibnějších technik kombinovaná pozitronová emisní tomografie (PET)/počítačová tomografie (CT). (Matushita CS, 2021)

<sup>68</sup>Ga-PSMA PET-CT je neinvazivní diagnostický nástroj pro hodnocení karcinomu prostaty se zvýšenou expresí prostatického specifického membránového antigenu (PSMA). PSMA je protein exprimovaný na dysplastických buňkách prostaty s hladinou exprese 100–1000krát vyšší než u zdravých buněk, která se dále zvyšuje s vyššími stadii a stupni rakoviny prostaty. (Matushita CS, 2021)

<sup>68</sup>Ga je pozitronový zářič získaný z <sup>68</sup>Germanium/<sup>68</sup>System generátoru Ga s poločasem rozpadu 68 minut. Prokázalo se, že PSMA má vysokou afinitu a specifickou internalizaci do buněk rakoviny prostaty. <sup>68</sup>Ga-PSMA-11 byl poprvé syntetizován a hodnocen skupinou v Heidelbergu v Německu a jeho akumulace je úměrná úrovni exprese PSMA. (Matushita CS, 2021)

Vyšetření je provedeno v rozsahu celotělového PET. Od spodiny lebky do poloviny steh. Toto rozmezí pokrývá většinu relevantních částí těla u mnoha onkologických

onemocnění (standard pro Evropu i USA). Pokud je indikováno, kraniálně rozšířené zobrazení může také pokrýt mozek ve stejném skenu (vrchol až polovina stehna). (Fendler WP, 2023)

CT používá kombinovaný zdroj rentgenového záření a detektor rotující kolem pacienta, aby získal tomografická data. CT generuje 3D obrazy hustoty tkáně, což umožňuje korekci útlumu PET a anatomickou/nádorovou vizualizaci s vysokým prostorovým rozlišením. Je prováděno diagnostické CT vyšetření s intravenózním podáním jodové kontrastní látky. Diagnostické CT vyšetření by mělo být provedeno v souladu s platnými místními nebo národními protokoly a pokyny. (Fendler WP, 2023)

### **Příprava pacienta a průběh vyšetření PET <sup>68</sup>Ga-PSMA**

Prvním krokem k přípravě pacienta je řádné poučení pacienta o průběhu vyšetření. Pacient je vyšetřován nalačno (lačný minimálně 4-6 hodin) je však doporučena dostatečná hydratace pacienta neslazenými tekutinami. Těsně před akvizicí PET/ CT skenů se pacient vymočí. V případě požadavku PET/CT s podáním i.v. jodové kontrastní látky je pacient připraven k vyšetření podle pokynů odesílajícího klinického pracoviště. Příprava před podáním intravenózní jodové kontrastní látky již byla zmíněna v předchozí kapitole. (KMRS-FNOL,2021, str. 134)

Intravenózní aplikace radiofarmaka se provádí na aplikační místnosti 1 hodinu před vyšetřením. Poté vyšetřovaný během hodiny klidové fáze vyšetření postupně vypije vodu. Vyšetření probíhá v poloze na zádech s rukama za hlavou v rozsahu od vertexu do poloviny stehna. (KMRS-FNOL,2021, str. 134)

#### **2.1.1. <sup>68</sup>Ga-PSMA PET/CT a <sup>18</sup>F-cholin PET/CT**

Přesná detekce metastáz lymfatických uzlin karcinomu prostaty (LNM) pomocí PET/CT před lymfadenektomií je klíčová pro úspěšnou terapii. PET/CT s cholinderiváty bývalo standardním nástrojem pro zobrazování metastáz, zatímco <sup>68</sup>Nedávno byl představen Ga-PSMA (prostatický specifický membránový antigen) PET/CT. (Jilg, 2019)

<sup>68</sup>Ga-PSMA PET/CT využívá tracer <sup>68</sup>Ga-PSMA, který je zaměřen na prostatický specifický antigen (PSMA). Tato metoda je vysoce citlivá a specifická pro detekci nádorových buněk s vysokou expresí PSMA, zejména v pokročilých stádiích rakoviny prostaty. Nicméně, vyšší náklady a omezená dostupnost traceru mohou být určitým omezením této metody. (Treglia, 2019)

Na druhou stranu,  $^{18}\text{F}$ -cholin PET/CT používá tracer  $^{18}\text{F}$ -cholin, který se zaměřuje na lipidový metabolismus buněk. Tato metoda poskytuje informace o metabolické aktivitě buněk, včetně nádorových buněk, a je relativně široce dostupná s nižšími náklady ve srovnání s  $^{68}\text{Ga}$ -PSMA PET/CT. Nicméně, má nižší specifitu a citlivost pro detekci rakoviny prostaty ve srovnání s  $^{68}\text{Ga}$ -PSMA PET/CT. (Treglia, 2019)

## 2.2 $^{68}\text{Ga}$ značené analogy somatostatinu

$^{68}\text{Ga}$  je radionuklid, nejčastěji bývá navazován na analogy somatostatinu. V posledním desetiletí se klinicky využívá v Evropě k zobrazování neuroendokrinních nádorů. Neuroendokrinní nádory jsou třídou pomalu rostoucích nádorů, které vznikají z buněk distribuovaných hlavně v plicích, gastrointestinálním traktu nebo slinivce břišní. Neuroendokrinní tumory byly považovány za vzácné novotvary. V posledních letech ovšem jejich výskyt stoupá. (Graham MM, 2017)

Gastroenteropankreatické neuroendokrinními tumory představují druhé nejčastější nádory trávicího traktu s nízkou tendencí k metastazování, ale jakmile se rozšíří, mohou rychle progredovat. Naopak pacienti s neuroendokrinními tumory tenkého střeva vykazují vysoký maligní potenciál, i když mají v metastatickém prostředí pomalý růst. (Gallicchio R, 2023)

Neuroendokrinní novotvary jsou heterogenní skupinou nádorů odvozených z buněk neuroendokrinního původu a mohou potenciálně vzniknout kdekoli v lidském těle. Diagnostické hodnocení neuroendokrinních neoplazií lze provádět pomocí různých PET radiofarmak. Dobře diferencované neuroendokrinní tumory vykazují vysokou expresi SSTR (somatostatinových receptorů). Současné doporučené postupy doporučují použití SSTR zobrazování k posouzení rozšíření onemocnění při stagingu/restagingu, sledování, hodnocení odpovědi na terapii a výběru pacientů, kteří mohou mít prospěch z radionuklidové terapie (PRRT). (Fortunati E, 2022)

Primární indikací  $^{68}\text{Ga}$ -DOTA-konjugovaných peptidů PET/CT je lokalizace a charakterizace NUN, které obvykle exprimují vysokou densitu SSTR. Na základě dostupných bibliografických důkazů jsou dokumentovány následující indikace pro PET/CT zobrazení  $^{68}\text{Ga}$ -značenými analogy somatostatinu. Detekce primárního okultního neuroendokrinního tumoru při prokázání metastázy neznámého primárního neuroendokrinního tumoru nebo při zvýšení sérové koncentrace specifického nádorového markeru bez průkazu primárního tumoru při konvenčních zobrazovacích metodách. Charakterizace bronchiální masy jako

neuroendokrinních nádorů, pokud jiné diagnostické modalitty nebyly průkazné. Charakterizace, staging, detekce v případě biochemické recidivy a resturgie neuroendokrinních nádorů předního střeva, včetně brzlíku nebo průdušek. (Bozkurt MF, 2017)

PET/CT vyšetření může mít různé zobrazovací rozsahy. Nejčastěji využívaný rozsah pro tento typ použitého radiofarmaka je od vrcholu hlavy do poloviny stehen. Samozřejmě dle indikace lékaře je možné provést celotělový PET/CT scan od temene hlavy přes chodidla. Další možností rozsahu je od spodiny lební až po polovinu stehen. I když malá léze pozorovaná na PET může být lépe charakterizována CT diagnostickou kvalitou, parametry CT i PET akvizice budou závislé na skeneru i instituci. Intravenózní CT kontrast je volitelný; Může však zlepšit charakterizaci jaterních metastáz a dalších lézí měkkých tkání. Pokud se provádí diagnostické CT, měla by být jako orální kontrast použita voda, protože nezakryje CT identifikaci gastrointestinálních lézí. (Boellaard R, 2015) (Hope TA, 2023)

### **Příprava pacienta a průběh PET <sup>68</sup>Ga-DOTATOC**

Prvním krokem k přípravě pacienta je řádné poučení pacienta o průběhu vyšetření. Pacient má být před začátkem vyšetření dobře hydratován a během prvních hodin po vyšetření by měl co nejčastěji močit, aby došlo ke snížení radiace. Těsně před akvizicí PET/ CT skenů se pacient vymočí. V případě požadavku PET/CT s intravenózním podáním jodové kontrastní látky je pacient připraven k vyšetření podle pokynů odesílajícího klinického pracoviště. Příprava před podáním intravenózní jodové kontrastní látky již byla zmíněna v předchozí kapitole. (KMRS-FNOL,2021, str. 138)

Při snímkování je nutno pořídit scan celého těla od vertexu lbi do poloviny stehen. CT se provádí dvoufázově. V první fázi se provádí CT v arteriální fázi na oblast břicha. Druhá fáze vyšetření je CT v rozsahu od vertexu lbi do poloviny stehen. Doporučený čas vyšetření je 60 minut od podání injekce RF. Je možné snímkovat v rozmezí 40 až 90 minut po aplikaci RF. (KMRS-FNOL,2021, str. 138)

### **2.3 <sup>18</sup>F- fluorodeoxyglukóza PET/CT**

Fluorodeoxyglukóza značená <sup>18</sup>F je v současné době nejvíce využívaným radiofarmakem pro diagnostiku nádorů v hybridním PET/CT zobrazování. Nádorovým buňkám při diferenciaci postupně mizí schopnost využívat jiné zdroje energie. Z toho plyne, že jsou zcela závislé na metabolismu glukózy. (Kupka, s.77)

Zvýšená spotřeba glukózy je charakteristická pro většinu nádorových onemocnění a částečně souvisí s nadměrnou expresí glukózových transportérů GLUT a zvýšenou aktivitou hexokinázy. FDG PET se ukázala jako citlivá zobrazovací modalita pro detekci, staging a restaging a hodnocení odpovědi na terapii v onkologii.  $^{18}\text{F}$  – FDG PET/CT poskytuje základní informace pro plánování radiační léčby a pomáhá při kritických rozhodnutích při vymezení objemů nádoru. (Boellaard R, 2015)

$^{18}\text{F}$ -fluorodeoxyglukóza má mnoho výhod. Mezi ně patří dobrá dostupnost, jelikož je možné toto radiofarmakum vyrábět v dostatečném množství v malých cyklotronech. Poločas rozpadu 110 minut umožňuje její dovoz i do míst vzdálených desítek kilometrů od místa výroby. Velmi dobře známá farmakologie biochemického základu pro akumulaci, kterým je glukóza. Obrovské plus tohoto radiofarmaka je možnost detekce obrovského množství karcinomů. (Koranda, s. 151)

Rozsah vyšetření při použití radiofarmaka  $^{18}\text{F}$ -FDG může zahrnovat různé rozsahy. Celotělové zobrazení je v rozmezí od temene hlavy přes chodidla. Zobrazení trupu v rozsahu od spodiny lebeční do poloviny stehen. Tento rozsah je standartní a nejvíce využívaný, jelikož pokrývá většinu relevantních částí těla u mnoha onkologických onemocnění. Dle indikace je možné provést zobrazení kraniálně proslouženého trupu, kdy je pokryt také mozek na stejném skenu. Další možností je zobrazení trupu nebo celého těla v kombinaci se specializovaným zobrazením mozku. (Boellaard R, 2015)

V PET/CT studiích se provádí korekce útlumu a korekce rozptylu pomocí přenosových dat CT. PET/CT vyšetření může zahrnovat různé typy CT vyšetření v závislosti na CT charakteristikách, dávce a použití nebo nepoužití perorálních nebo intravenózních kontrastních látek. Nízkodávkové CT vyšetření: CT vyšetření, které se provádí pouze pro korekci útlumu (CT-AC) a anatomickou korelaci PET nálezů. Nízkodávkové CT není a priori určeno pro specializovanou radiologickou interpretaci. Diagnostické CT vyšetření je CT vyšetření s intravenózními nebo perorálními kontrastními látkami nebo bez nich, obvykle s použitím vyšších dávek rentgenového záření než skenů s nízkými dávkami. Diagnostické CT vyšetření by mělo být prováděno v souladu s platnými místními nebo národními protokoly a pokyny. Nejčastěji je využíváno Diagnostické CT vyšetření s intravenózním podáním jodové kontrastní látky, popřípadě v kombinaci s perorální kontrastní látkou. (Boellaard R, 2015)

FDG PET/CT je rychle se vyvíjející zobrazovací modalitou na národní i mezinárodní úrovni, s výraznými rozdíly mezi jednotlivými zeměmi. Stal se klíčovým prvkem péče o pacienty v oblasti onkologie. Indikace pro FDG PET/CT zahrnují rozlišení benigních a maligních lézí, pátrání po neznámém primárním nádoru při zjištění metastazujícího



onemocnění, stanovení stadia pacientů se známými malignitami, sledování účinku terapie, určení povahy reziduálních abnormalit po léčbě, detekci recidivy nádoru a vedení plánování radiační terapie. Další dokumenty obsahují další indikace pro FDG PET/CT. Tato technologie má také roli v oblasti zobrazování zánětů a infekcí, kardiologie a neurologie. Postup FDG PET/CT v těchto oblastech může vyžadovat specifické prvky, které nejsou v těchto směrnících uvedeny. Klinická využitelnost této cenné technologie v oblasti onkologie stále roste, a proto vyčerpávající výčet vhodných indikací by nebyl možný nebo by zůstal dlouho konečný. (Boellaard R, 2015)

Sběr dat se provádí pomocí vyhrazeného PET/CT skeneru se snímáním ve 3D režimu. Načasování pořízení snímků se pohybuje mezi 45 minutami po injekci a 90 minutami. Akvizice se provádí jako sken celého těla (od hlavy do středu bérce). Pacient má nejlépe ruce uložené za hlavou. Rekonstrukce obrazu by měla být prováděna iterativním rekonstrukčním algoritmem. Rekonstrukce mohou být prováděny s informací o době letu nebo bez ní, v závislosti na schopnostech systému. Pokud je to možné, doporučuje se získat a rekonstruovat data s informacemi o době letu. Rekonstrukce by měly být prováděny včetně všech pravidelných korekcí, jako je normalizace, korekce útlumu (založená na CT), mrtvý čas, korekce rozpadu a pokud možno korekce rozptylu založená na modelu. (Boellaard R, 2015)

### **Příprava pacienta a průběh vyšetření PET <sup>18</sup>F-FDG**

Prvním krokem k přípravě pacienta je řádné poučení pacienta o průběhu vyšetření. Pacient by měl být na vyšetření nalačno po dobu minimálně 4-6 hodin a neměl by konzumovat žádné nápoje obsahující živiny. Je však doporučeno, aby před vyšetřením dostatečně pil neslazené tekutiny. Dva až tři dny před vyšetřením by se měl pacient vyvarovat nadměrné fyzické námaze. (KMRS-FNOL, 2021, str. 111)

Diabetici by měli preferovat ranní termíny vyšetření a večer před ním vynechat večeři. Ráno by měli vynechat dávku inzulínu nebo perorálních antidiabetik a na oddělení by měla být provedena kontrola hladiny glukózy v krvi. Pokud je glykémie vyšší než 13 mmol/l, vyšetření se odloží a pacientovi se doporučuje pít neslazenou vodu, až se glykémie stabilizuje. Pokud glykémie klesne pod 13 mmol/l, je aplikována <sup>18</sup>F-FDG. Při trvající hyperglykémii je pacient přeobjednán. Pokud pacient nedodržel přípravu a aplikoval si subkutánní inzulín, podání radiofarmaka se odloží minimálně o 6 hodin, případně je pacient přeobjednán, i při euglykémii. Kontrola glykémie před vyšetřením se provádí i u pacientů bez známého diabetu. (KMRS-FNOL, 2021, str. 111)

K minimalizaci akumulace  $^{18}\text{F}$ FDG v hnědém tuku je doporučeno, aby pacient před vyšetřením strávil minimálně 30-60 minut v dostatečně teplé místnosti. U vybraných pacientů, zejména těch s předchozím zobrazením hnědého tuku, lze zvážit i premedikaci benzodiazepiny nebo neselektivními beta-blokátory. Těsně před zahájením PET/CT skenů by měl pacient vykonat močení. (KMRS-FNOL, 2021, str. 112)

V případě požadavku PET/CT s intravenózním podáním jodové kontrastní látky je pacient připraven k vyšetření podle pokynů odesílajícího klinického pracoviště. Příprava před podáním intravenózní jodové kontrastní látky již byla zmíněna v předchozí kapitole. (KMRS-FNOL, 2021, str. 112)

Radiofarmakum  $^{18}\text{F}$ -DFG je pacientovi aplikováno intravenózně na aplikační místnosti jednu hodinu před vyšetřením. Po aplikaci pacient odchází do kabinky, kde probíhá klidová část vyšetření. Během této části je potřeba, aby pacient postupně vypil vodu či perorální kontrastní látku dle indikace lékaře. U pacientů s předpokládaným postižením zažívacího traktu je před zahájením vyšetření aplikována jedna ampule Buscopanu intravenózně, pokud není podání kontraindikováno. (KMRS-FNOL, 2021, str. 112)

### 3 Použití kontrastních látek v rámci PET/CT vyšetření

V současném lékařském prostředí, kde diagnostické technologie rychle pokračují vpřed, nabízí kombinované PET/CT vyšetření jedinečnou perspektivu na sledování onemocnění na metabolické i anatomické úrovni. Jedním z klíčových faktorů ovlivňujících výkonnost tohoto diagnostického vyšetření jsou kontrastní látky, které zajišťují zvýraznění určitých tkání a umožňují lékařům přesnější diagnostiku.

Mezi kontrastními látkami hraje jodová kontrastní látka v oblasti PET/CT diagnostiky významnou roli. Tato látka, již běžně známe pro svou efektivitu v oblasti CT vizualizace, získává stále více na pozornosti i ve spojení s PET, kde může přinést dodatečné informace o cévním zásobení a morfologii tkání.

Pomocí aplikace kontrastních látek můžeme zvýšit rozdíly v absorpci rentgenového záření v jednotlivých tkáních. Kontrast rentgenového obrazu je závislý na rozdílných absorpcích rentgenového záření. Kontrastní látky se dělí na pozitivní a negativní. Negativní kontrastní látky snižují absorpci oproti pozitivním kontrastním látkám, které zvyšují absorpci. Kontrastní látky pro CT vyšetření mohou být podány pacientovi per os nebo intravenózně. Pozitivní kontrastní látky dělíme na baryové kontrastní látky a jodové kontrastní látky. Baryové kontrastní látky vy využívají při vyšetřeních trávicí trubice. Pacientovi jsou podávány ve formě suspenze. V současné době jsou v České republice nejvíce užívané baryové preparáty Micropaque. Baryové kontrastní látky nemají prakticky žádné vedlejší reakce, pokud se ovšem nedostanou mimo trávicí trubici. Poté mohou vyvolat akutní zánět nebo chronické adhezivní změny. Jodové kontrastní látky jsou tedy pozitivní kontrastní látky. Nejčastěji jsou pacientovi aplikovány intravenózně. Jedná se o nefrotropní kontrastní látky, které jsou vylučovány ledvinami. Množství jódu a jeho koncentrace je vždy popsáno přesně u každé kontrastní látky. Další dělení jodových kontrastních látek je podle osmolarity, a to na vysokoosmolární, nízkoosmolární a izoosmolární. Negativní kontrastní látky se v současné době používají nejvíce v metodě dvojího kontrastu. Jedná se o metodu, kdy je pacientovi aplikována současně pozitivní i negativní kontrastní látka. Negativní roztoky jsou plyny nebo roztoky, které minimálně absorbují rentgenové záření. (Vomáčka, 2023, str. 72-75)

V této kapitole diplomové práce se důkladněji zabývám významem a častým využíváním jodových kontrastních látek při hybridním PET/CT vyšetření. Jodové kontrastní látky mají klíčovou roli při získávání obrazů vysoké kvality anatomických struktur pomocí

počítačové tomografie, zvyšují kontrast a umožňují detailnější vizualizaci. V kontextu hybridního PET/CT spojují tyto látky informace o anatomické struktuře s funkčními údaji získanými z pozitronové emisní tomografie. Jejich časté využití a klíčový význam ve zlepšování diagnostických schopností těchto technik zdůrazňuje jejich neoddělitelnou roli v moderní medicíně.

### **3.1 Intravenózní podání kontrastní látky**

#### **Místo aplikace – krátkodobé žilní vstupy, dlouhodobé žilní vstupy**

Kontrastní látka je nejčastěji podávána přes zajištěný periferní žilní vstup. Podání jodové kontrastní látky je procedura, která vyžaduje precizní postup a správné techniky. Nezbytnou součástí tohoto procesu je použití cévního přístupu a speciální periferní žilní kanyly, obvykle s průměrem 18-20 gauge. Průměr zavedené kanyly je přizpůsoben rychlosti podání kontrastní látky, což je důležité pro zajištění přesné diagnostiky. (Votrubová, 2002, str.32) Flexibilní plastová kanyla šíře 18 gauge je dostačující pro aplikace průtokem do 5ml/s. (Ferda, 20004, str. 4)

Kanyla se nejčastěji aplikuje do žil předloktí nebo dorsu ruky. V některých výjimečných případech lze použít dorsum nohy. Tato místa jsou vybrána s ohledem na dostupnost a pohodlí pacienta. (Votrubová, 2002, str.32) Ideální volbou je aplikace kanyly do žil na horní končetině, nejčastěji se jedná o žili předloktí. V případě, že není možné aplikovat do žil horní končetiny, je zde možnost aplikace do žil dolní končetiny. Zde je možná aplikace do žil na přednoží nebo femorální žíly. Pokud dojde k aplikaci kontrastní látky do žil na dolní končetině, je důležité vzít v potaz navýšení objemu podané kontrastní látky a také s prodloužením doby cirkulace na místo skenování. (Ferda, 20004, str. 4)

Se zajištěním periferního žilního vstupu a jeho následným použitím pro aplikaci kontrastní látky jsou samozřejmě spjaté i možné komplikace. Mezi komplikace patří paravaskulární komplikace, bolest a diskomfort, hematoma, infekce, flebitida a další. Paravaskulární aplikace může být spojena s několika potenciálními problémy. Mezi ně patří podráždění, kdy v případě proniknutí kontrastní látky mimo žílu může dojít k podráždění okolních tkání a způsobit pacientovi bolest, otok nebo jiné nepříjemné reakce. Velmi vážné je riziko vzniku infekce při aplikaci mimo cévní lůžko. Pravděpodobnost paravaskulární

aplikace kontrastní látky je možné snížit pečlivou kanylací a sledováním iniciální fáze nástřiku jemnou palpací v místě zavedeného periferního žilního katetru. (Ferda, 20004, str. 4)

Periferní žilní vstup určitě není jediný používaný. V současné době je možné podání kontrastní látky samozřejmě i přes centrální žilní vstup nebo například přes PICC. PICC je dlouhodobý centrální žilní katétr.

Pro aplikaci centrálním žilním katetrem je nutné zkrácení doby cirkulace kontrastní látky na místo skenování. Zkrácení by mělo být v rozmezí o 10-15 sekund. (Ferda, 20004, str. 4)

### **Způsob podání – CT injektor kontrastních látek**

Moderní praxi podávání kontrastních látek charakterizuje použití přetlakových injektorů, které zajišťují konstantní rychlost aplikace a přesné načasování. Oproti starším jednopístovým injektorům, které sloužily pouze k podání kontrastní látky, jsou dnešní vícepístové injektory schopny aplikovat jak kontrastní látku, tak i fyziologický roztok. Tato vylepšená funkcionality umožňuje lékařům a radiologům flexibilitu v procesu a lepší kontrolu nad celým postupem. (Votrubová, 2002, str.32)

### **Farmakokinetika podání jodové kontrastní látky**

Farmakokinetika podání jodové kontrastní látky se zabývá procesem absorpce, distribuce, metabolizace a eliminace této látky v těle. Při intravenózním podání jodové kontrastní látky dochází k rychlé distribuci látky do cirkulující krve. Absorpce jodové kontrastní látky je nehomogenní a závisí na vlastnostech tkání a orgánů. Distribuce jodové kontrastní látky do tkání může ovlivnit i stav cévního systému. Metabolismus jodových kontrastních látek je minimální a většina látky se vylučuje nezměněná močí přes ledviny. Zhruba po 3 minutách od intravenózního podání se kontrastní látka začíná vylučovat ledvinami do dutého systému. Eliminační poločas jodových kontrastních látek může být variabilní a závisí na rychlosti filtrace v ledvinách. Farmakokinetika jodových kontrastních látek může být ovlivněna různými faktory, včetně renální funkce, hemodynamiky, věku pacienta a dalších individuálních charakteristik. Je důležité tyto faktory zohlednit při plánování a provádění diagnostických postupů s použitím jodových kontrastních látek. (Ferda, 2002, str. 19)

## 3.2 Parametry podání kontrastní látky

Úvodem k tématu parametrů podání kontrastní látky je důležité porozumět, jak tyto faktory ovlivňují kvalitu a diagnostickou hodnotu CT vyšetření. Parametry podání kontrastní látky jsou klíčové pro zajištění optimálního kontrastu a detailnosti obrazů, které jsou zásadní pro přesnou diagnózu a hodnocení patologických stavů u pacientů. Mezi klíčové parametry patří průtok a rychlost podání, zpoždění, objem a koncentrace jódu v kontrastní látce. Průtok a rychlost podání ovlivňují tempo a rovnoměrnost distribuce kontrastu v cévním systému, zatímco zpoždění určuje optimální čas pro spuštění skenování. Objem a koncentrace jódu jsou důležité pro dosažení požadovaného kontrastu v rámci vyšetřované oblasti. Směr skenování může také ovlivnit distribuci kontrastu a zobrazovací kvalitu. (Votrubová, 2009, str.33) (Ferda, 2004, str.4)

Průtok je udáván v ml/s jedná se o jeden z parametrů určujících hodnotu maximální dosažené denzity a strmosti jejího nárůstu ve vyšetřované oblasti. Standardně jsou používány průtokové rychlosti 2 ml/s – 5ml/s. Samozřejmě je možné použít i vyšší průtoky 6 ml/s až 8 ml/s. V tomto případě je vyžadována kanylace kanylou se širším průměrem. Objem kontrastní látky, který je potřebný k udržení potřebné denzity v cévách je různý. Kontrastní látka je dnes již standardně redukována díky standardnímu použití fyziologického roztoku formou proplachu po podání kontrastní látky, proplach kontrastní látku vytlačí z periferního žilního řečiště. Množství neboli objem kontrastní látky je různý podle oblasti zájmu akvizice. Pohybuje se v rozmezí 30 až 80ml a více. (Votrubová, 2009, str. 33) Jedná se o parametry, které jsou na každém pracovišti standardizovány a mohou se na jednotlivých pracovištích do určité míry lišit.

Dalším důležitým parametrem je zpoždění skenování. Jedná se o dobu, o kterou je zpožděn začátek akvizice. Jedná se o čas, za který dojde od podání kontrastní látky k dostatečnému nasycení vyšetřované struktury. (Votrubová, 2009, str. 33)

Koncentrace jódu v kontrastní látce ovlivňuje, stejně jako průtok, maximální dosaženou denzitu a strmost jejího nástupu v oblasti zájmu. V současnosti jsou standardně využívány kontrastní látky s vysokou koncentrací. Mají vyšší viskozitu, z toho plyne jejich potřeba zahřátí na tělesnou teplotu. (Votrubová, 2009, str. 33)

### 3.3 Cirkulační čas a cirkulační fáze

Cirkulační čas je interval mezi podáním kontrastní látky a nasycením cílové oblasti. Určení je důležité pro správnou synchronizaci aplikace kontrastní látky a skenování při vyšetření ve specifických cirkulačních fázích. Cirkulační fáze odpovídají jednotlivým fázím průchodu kontrastní látky cévním systémem a farmakokinetické distribuci. (Votrubová, 2009, str.34) Rozeznáváme žilní předfázi (ihned po aplikaci), arteriální fázi, kapilární neboli parenchymovou fázi a žilní a vylučovací fázi. (Votrubová, 2009, str.34) (Ferda, 2004, str.8-9)

#### **Bolus tracking – metoda sledování bolusu**

U vyšetření počítačovou tomografií (CT) s jodovanými kontrastními látkami je načasování skenování důležitým a rozhodujícím faktorem, který určuje množství a fázi zvýšení kontrastu na snímcích. (Bae KT, 2010) Jednou z možností zahájení skenování je technika sledování bolusu, která se díky své robustnosti používá v klinické praxi již mnoho let. Před diagnostickým vyšetřením je sledováno zvýšení kontrastu v tepně (např. v aortě) a po dosažení spouštěcí hodnoty (např. 100 Hounsfieldových jednotek) se diagnostické vyšetření spustí po předem definovaném zpoždění po spuštění. Ve srovnání s technikou testovacího bolusu jsou jeho hlavními výhodami to, že není potřeba žádná další kontrastní látka, že pomáhá snižovat radiační expozici a že je méně časově náročný. (Korporaal JG, 2015)

#### **Bolus timing – metoda testování bolusu**

Metoda bolus timing je založená na principu intravenózního podání malého množství jodové kontrastní látky tzv. bolus. Bolus je aplikován průtokem, který bude použit pro vlastní vyšetření. Zjišťuje se časový vývoj denzity ve sledované oblasti pomocí nízkodávkových skenů v jednom místě s periodou 1-2 sekundy. Cirkulační čas pro akvizici se zjistí podle maximální doby vzestupu denzity. Nevýhodou této metody je aplikace většího množství jodové kontrastní látky a nepřesnost ve stanovení cirkulačního času, protože může dojít ke změně cirkulačních parametrů při aplikaci většího množství kontrastní látky, byť stejným průtokem. (Ferda, 2004, str.6-7)

### 3.4 Nežádoucí reakce po podání jodové kontrastní látky

V dnešní době se v rentgenové diagnostice běžně využívají kontrastní látky obsahující jod k intravaskulárnímu podání. Tyto látky jsou rozděleny do tří základních skupin podle osmolality: vysokoosmolální (cca 7x vyšší než krev), nízkoosmolální (2x vyšší) a izoosmolální. Intravaskulární podání jodových kontrastních látek může u pacientů vyvolat nežádoucí reakce, včetně alergoidních a chemotoxických, zejména nefrotoxické (tzv. kontrastní nefropatie), neurotoxické, kardiotoxické a další. Rizikové faktory pro tyto reakce zahrnují onemocnění, jako diabetes mellitus, renální insuficience, vážné kardiální a plicní choroby, astma bronchiale, předchozí reakce na jodové kontrastní látky, polyvalentní alergie, děti a vysoký věk pacientů, hyperthyreózu, feochromocytom a mnohočetný myelom. Celková incidence nežádoucích alergoidních reakcí na vysokoosmolální kontrastní látky je kolem 6–8 %, zatímco u nízkoosmolálních látek pouze 0,2–0,7 %. Nízkoosmolální kontrastní látky jsou sice dražší, ale vyvolávají méně nežádoucích účinků, což vede k jejich preferovanému použití v rizikových situacích. (Mechl, 2007)

Podání nefrotropních kontrastních látek může vyvolat několik nežádoucích účinků na různé tělesné orgány. Zejména je důležité zdůraznit vliv na ledviny, kde kontrastní látky mohou přispět k vývoji kontrastní nefropatie. Tato komplikace může způsobit poškození renálních funkcí a vést k akutnímu onemocnění ledvin. Dalším významným aspektem je účinek kontrastní látky na hematoencefalickou bariéru. Za normálních okolností je tato bariéra nepropustná, ale při patologických stavech může kontrastní látka proniknout a způsobit otoky mozku, epileptické křeče a zhoršení ložiskového nálezu. Vliv na štítnou žlázu je také patrný, jelikož tato žláza fyziologicky vychytává jód z kontrastní látky, což může ovlivnit její funkci. Je třeba vzít v úvahu také kardiotoxický účinek, kdy kontrastní látky mohou snížit kontraktilitu myokardu, což může být problematické u pacientů s kardiovaskulárními onemocněními. Celkově je nezbytné pečlivě posoudit a monitorovat tyto potenciální nežádoucí účinky před podáním jodových kontrastních látek, zejména u pacientů s předchozími onemocněními nebo rizikovými faktory. (Vomáčka, 2023, str. 73-75)

Aplikace jodové kontrastní látky sebou nese určitou míru rizika alergické reakce. Mírné reakce zahrnují například vyrážku, zarudnutí, nevolnost a změny v pocitu tepla. Mezi středně závažné reakce patří výrazná vyrážka, mírný bronchospasmus, otok obličejové a hrtanové oblasti a vazovagální reakce. Těžké alergické reakce mohou zahrnovat zástavu srdce a dechu, hypotenzní šok a arytmie. (Novák, 2022) (Thomsen HS, 2006) Nejběžnější reakcí



je reakce prvního stupně. Je důležité léčba, aby nedošlo k přechodu do závažnějších stádií. (Vomáčka, 2023, str. 74)

Léčba lehkých forem alergických reakcí spočívá v ukončení aplikace podávané jodové kontrastní látky, intravenózním podáním antihistaminik případně kortikoidů. Lehké formy alergických reakcí jsou zvládnutelné na daném pracovišti. Velmi důležité je v případě nutnosti a podle vnitřních standardů daného a pracoviště a celé nemocnice u středních a těžkých forem alergických reakcí okamžitě zmobilizovat anesteziologický tým. Postup u těchto forem reakcí je velmi individuální. (Vomáčka, 2023, str. 74)

### **3.5 Zásady intravaskulárního podání jodové kontrastní látky**

Jodová kontrastní látka je aplikována jen na pracovištích, která jsou zabezpečena léčebnými prostředky pro léčbu nežádoucích reakcí a pro kardiopulmonární resuscitaci. (Mechl, 2007) Protialergická premedikace již není doporučována kvůli nedostatku důkazů o její efektivitě. (Novák, 2022) Je-li klinické podezření na poruchu renálních funkcí, musí indikující lékař provést aktuální odběry u pacienta pro zjištění aktuální hodnoty sérového kreatininu. Hodnoty musí být uvedené na žádance nebo uloženy v nemocničním informačním systému. (Mechl, 2007)

Před aplikací jodové kontrastní látky je důležité zajištění dostatečné hydratace vyšetřované osoby. Hydratace může být provedena formou per os nebo intravaskulárně. (Mechl, 2007) V současné době je již nedoporučuje lačnění před intravaskulární aplikací nízkoizoosmolárních nebo izoosmolárních jodových kontrastních látek. (Novák, 2022) Jak již bylo zmíněno je důležité znát aktuální hodnoty kreatininu, a to z důvodu prevence kontrastní nefropatie. Je důležité také odběh alergické anamnézy a zajištění cévního přístupu. (Mechl, 2007) (Vomáčka, 2023, str.74)

Po aplikaci jodové kontrastní látky je důležité po dobu alespoň 30 minut observace vyšetřovaného. Případné předání vyšetřovaného do péče zdravotnického personálu. Je zapotřebí zajistit dostatečnou hydrataci vyšetřovaného po dobu 24 hodin po aplikaci jodové kontrastní látky. Ambulantní pacienti jsou o této skutečnosti informováni. (Mechl, 20007)

Obecně považujeme za rizikové pacienty hlavně děti do 15 let, osoby starší 70 let, alergie nebo astma bronchiales v anamnéze, diabetes mellitus, mnohočetný myelom, osoby s transplantovanou ledvinou, porucha funkce ledvin, vyšetření bez zajištění řádné přípravy.

Nestabilní klinický stav, akutní cévní mozková ischemická příhoda, kumulace kontrastních vyšetření. (Mechl, 2007) (Vomáčka, 2023, str. 74.)

Velmi důležité informace je, že u pacientů s pozitivní alergologickou anamnézou, tím se rozumí pacienti trpící s astma bronchiale sennou rýmou, polyvalentní alergií a alergií na jodovou kontrastní látku již není s ohledem na nedostatek důkazů o efektivitě nutná speciální premedikace. (Novák, 2022) (Vomáčka, 2023, str. 74)

Mezi relativní kontraindikace podání jodových kontrastních látek se řadí hodnota Kreatininu nad 300 mikromol/l, tyreotoxikóza, vyšetření štítné žlázy radioizotopy. (Vomáčka, 2023, str.74)

Osoby s historií středně závažných nebo těžkých alergických reakcí na jodovou kontrastní látku, stejně jako pacienti s astmatem a atopií vyžadující léčbu, jsou považováni za rizikové. Pro snížení rizika alergických reakcí se doporučuje u těchto pacientů udržovat minimální čtyřhodinový odstup mezi dvěma vyšetřeními s jodovou kontrastní látkou. Kojícím ženám je dovoleno pokračovat v kojení bez omezení po podání jodových kontrastních látek. Mezi velmi pozdní alergické reakce patří například tyreotoxikóza po podání jodových kontrastních látek. Osobám s manifestní hypertyreózou by neměly být podávány jodové kontrastní látky, a u pacientů s podezřením na tuto poruchu může být stanovení hladiny hormonu tyreotropinu (TSH) užitečné. (Novák, 2022)

V případě použití neionických jodových kontrastních látek, které jsou dnes standardem, se doporučuje u pacientů s historií alergických reakcí zvolit jinou kontrastní látku než tu, na kterou reakce dříve vznikla. Protialergická premedikace již není doporučována kvůli nedostatku důkazů o její efektivitě. Také se nedoporučuje lačnění před intravaskulární aplikací nízkoizoosmolárních nebo izoosmolárních jodových kontrastních látek. Doporučuje se použití předeštěné kontrastní látky. (Novák, 2022)

Po epizodě alergické reakce je důležité zaznamenat informace o reakci v pacientově dokumentaci, včetně typu a množství podané kontrastní látky, charakteru reakce a způsobu léčby. Také se doporučuje odběr krevních vzorků pro stanovení hladin histaminu a tryptázy 1 a 2 hodiny po reakci, případně 24 hodin po aplikaci kontrastní látky, pokud je pacient stále hospitalizován. V průběhu 1–6 měsíců po reakci by měl pacient podstoupit kožní testy k potvrzení alergické reakce na kontrastní látku a identifikaci případných zkřížených reakcí na jiné kontrastní látky. (Novák, 2022)

## **Kontrastní nefropatie**

Kontrastní nefropatie je stav, kdy dojde k akutnímu zhoršení ledvinných funkcí vzniklé po podání jodové kontrastní látky. (Mechl, 2007) Kontrastní nefropatie se vyskytuje, když dojde k nárůstu sérového kreatininu o 26,5  $\mu\text{mol/l}$  nebo k 1,5násobnému zvýšení výchozích hodnot do 72 hodin po podání kontrastní látky (KL). U pacientů s rizikovým záznamem v anamnéze, jako jsou nízká glomerulární filtrace, hypertenze, proteinurie, hyperurikemie a diabetes mellitus, je doporučován odhad glomerulární filtrace (eGFR) na základě hodnot sérového kreatininu. Pacienti s eGFR  $<45 \text{ ml/min/1,73 m}^2$ , kteří dostanou jodovou kontrastní látku do supragenální aorty, a pacienti s eGFR  $<30 \text{ ml/min/1,73 m}^2$  při aplikaci jodové kontrastní látky do běžných oblastí cévního řečiště, jsou považováni za rizikové. U těchto pacientů se doporučuje adekvátní hydratace před a po vyšetření, přičemž preferovanou formou hydratace je intravenózní podání hydrogenuhličitanu sodného nebo fyziologického roztoku, namísto perorální hydratace. Důležité je využívat co nejmenší množství KL, které je stále schopno poskytnout potřebné diagnostické informace. Pacienti s mnohočetným myelomem a normální renální funkcí nejsou kontraindikováni k podání jodové KL. (Novák, 2022)

### **Pacienti s diabetes mellitus užívající metformin**

Pacienti s eGFR nad  $30 \text{ ml/min/1,73 m}^2$ , kteří jsou podrobeni aplikaci jodové kontrastní látky mimo oblast supragenální aorty, mohou nadále užívat metformin v obvyklém režimu. Naopak u pacientů s eGFR nižší než  $30 \text{ ml/min/1,73 m}^2$  nebo těch, kteří jsou podrobeni aplikaci jodové kontrastní látky do supragenální aorty, by mělo dojít ke dočasnému vysazení metforminu po dobu 48 hodin od podání kontrastní látky, s následným sledováním eGFR. (Novák, 2022)

### **Dialyzovaní pacienti**

Jodové kontrastní látky mohou být odstraněny z těla pomocí dialýzy. Ovšem neexistuje dostatek důkazů potvrzujících, že hemodialýza poskytuje ochranu pacientům se sníženou renální funkcí před kontrastní nefropatií nebo nefrogenní systémovou fibrózou. Navzdory tomu se doporučuje zahrnout dodatečnou dialýzu po provedeném vyšetření k odstranění kontrastní látky, nebo synchronizovat podání kontrastní látky s plánovanou hemodialýzou. Specifické hemodialyzační postupy po aplikaci jodových kontrastních látek nejsou obvykle nutné. (Novák, 2022)

## **Těhotenství, laktace a podání jodové kontrastní látky**

V těhotenství lze v nezbytných situacích aplikovat jodové kontrastní látky, a po podání se doporučuje do týdne po porodu provést kontrolu funkčních parametrů štítné žlázy u novorozence. Kojící ženy mohou nadále kojit bez omezení i po podání jodových kontrastních látek, a není třeba provádět předběžné odstříkání mléka. (Novák, 2022)

## 4 Optimalizace podání kontrastní látky na PET/CT

Od začátku století se stalo běžné v medicíně používat kontrastní látky přetlakovými injektory a časovat jejich podání. Místo ionických kontrastních látek s výraznými nefrotoxickými účinky se začaly preferovat neionické látky, které jsou méně disociující. V nedávné době došlo k vývoji snímkovacích technik, které umožňují precizní zobrazení orgánů a cévního systému s minimálním množstvím podávané kontrastní látky. (Ferda, 2018)

V současné době, v éře hybridní pozitronové emisní tomografie/zobrazování magnetickou rezonancí (PET/MRI), se stále diskutuje o tom, zda by PET u onkologických pacientů měla být integrována pomocí kontrastního CT k získání zobrazovacího protokolu PET/CECT pro diagnostické účely. Pro vyšetření FDG PET/CT jsou navrženy různé protokoly CT strategie; standardizovaný a široce sdílený protokol CECT integrovaný s PET však není nikde uveden. (Scialpi, 2022)

V současné době se kladl důraz na časově cílené podání kontrastní látky pro optimální nasycení vyšetřovaného orgánového systému, například u CT angiografie. Trendem bylo snižování objemů podávané kontrastní látky a preferování nižší koncentrace s vysokým kontrastem. Kromě toho se začaly využívat nízkovoltážní skenovací techniky pro zvýšení kontrastního rozlišení. (Ferda, 2018)

Změna chování jódu při použití nižší energie záření si vyžádala přizpůsobení načasování podání kontrastní látky a skenování. Metoda bolus tracking byla efektivní při monitorování přítoku kontrastní látky. Pro situace s rychlým skenováním a pomalejším tokem kontrastní látky je však nutné adaptovat čas skenování pro optimální náplň v cévách nebo tkáních. (Ferda, 2018)

Nové techniky, jako je ultrarychlé skenování s nízkodávkovým timingem, umožňují optimalizaci nasycení kontrastní látkou a snižují celkovou dávku podávané kontrastní látky. To je zvláště významné při vyšetřování nemocných, kde minimalizace doby skenování hraje klíčovou roli, například u agitovaných pacientů nebo dětí. Tato pokročilá technologie umožňuje provádět vyšetření bez nutnosti celkové anestezie nebo zadržetí dechu. (Ferda, 2018)

Celkově lze konstatovat, že moderní technologie v oblasti snímkovacích metod a načasování podání kontrastní látky přinesly značný pokrok v oblasti diagnostické radiologie, umožňující preciznější a šetrnější vyšetření pacientů. (Ferda, 2018)

## 5 Praktická část diplomové práce

Praktická část diplomové práce probíhala na pracovišti Kliniky nukleární medicíny ve Fakultní nemocnici Olomouc. Klinika disponuje moderním přístrojovým vybavením. Neustále dochází k modernizaci pracoviště. V listopadu 2023 byla otevřena nová dostavba pracoviště PET/CT s nejmodernějším přístrojovým vybavením pro diagnostiku zejména onkologických onemocnění. Díky dvěma PET/CT přístrojům bude klinika nukleární medicíny schopna uspokojit rostoucí poptávku po vyšetření. V květnu letošního roku bude otevřeno nově zrekonstruované lůžkové oddělení Nukleární medicíny. V listopadu letošního roku bude započata obnova SPECT/CT přístroje GE Infinia/Hawkeye.

Klinika nukleární medicíny disponuje PET/CT přístroji – Biograph Vision 600 a Biograph mCT. Oba přístroje jsou od firmy Siemens. Novějším přístrojem je Biograph Vision 600. K oběma přístrojům je k dispozici tlakový injektor kontrastních látek CT od firmy MeMed ulrich medical.

Oba PET/CT přístroje disponují průměr gantry 78 cm, délku gantry 136 a nosnost vyšetřovacího stolu 227 kg. Díky průměru gantry a nosnosti vyšetřovacího stolu je možné poskytnout kvalitní vyšetření i pro pacienty s větším tělesným objemem. (Siemens Healthineers, [cit. 2024-04-23])

Biograph Vision představuje novou generaci PET/CT skenerů, která zahrnuje inovativní technologie s cílem maximalizovat přesnost diagnostiky a efektivitu klinických operací. Tento přístroj, který je součástí vybavení pracoviště klinické nukleární medicíny FNOL, přináší vysoké prostorové rozlišení a minimalizuje dopad efektu částečného objemu, což umožňuje identifikaci i nejmenších lézí s vysokou přesností. Díky nejvyšší efektivní citlivosti na trhu a nejkratšímu průběhovému času v oboru, Biograph Vision zkracuje dobu skenování a zvyšuje produktivitu vyšetření. (Siemens Healthineers, [cit. 2024-04-23])

V časovém rozmezí 6.5.2023 – 5.4.2024 bylo provedeno na Klinice nukleární medicíny ve fakultní nemocnici Olomouc by provedeno na hybridním PET/CT přístroji Siemens Biograph mCT 2122 PET/CT vyšetření. Na přístroji Siemen Bograph Vison 600 bylo provedeno od listopadu 2023 do 5.dubna 2024 1459 PET/CT vyšetření. (Zdroj: FNOL – Nemocniční informační systém MEDEA II, modul Radiodiagnostika)

Diplomová práce se zabývá tematikou optimalizace podání jodové kontrastní látky. Množství, rychlost podání a zavedení metody bolus tracking. Změny byly provedeny plošně na

všech protokolech. Pro diplomovou práci jsem vybrala protokol WB UP a WB bolus UP. Jedná se o nejčastěji využívaný protokol. Jako radiofarmakum je použita  $^{18}\text{F}$ -FDG a pokud není kontraindikace k podání jodové kontrastní látky. Jodová kontrastní látka je aplikována ve většině případů.

Indikacemi k vyšetření jsou diferenciální diagnostika benigních a maligních ložiskových lézí, pátrání po neznámém primárním maligním ložisku, stážování onkologického onemocnění, monitorování efektu terapie, odlišení fibrózních lézí a rezidua nebo recidivy tumoru, detekce recidivy onemocnění při nárůstu tumorózních markerů, plánování terapie zevním ozářením, detekce zánětlivého ložiska. (KMRS-FNOL,2021, str. 111)

Mezi relativní kontraindikací k vyšetření patří - gravidita (provedení jen z vitální indikace při minimalizaci aplikované aktivity RF), laktace (provedení jen za dodržení stanovených podmínek. Vyšetření by nemělo být prováděno v období 3-4 týdnů od konce chemoterapie a v období 2-3 měsíců od konce terapie zevním ozářením (s výjimkou, pokud je vyšetření indikováno z důvodu vyšetření oblasti, která nebyla ozařována). (KMRS-FNOL,2021, str. 111)

## **5.1 Akviziční a rekonstrukční parametry PET/CT trupu $^{18}\text{F}$ -FDG**

V této kapitole budou uvedeny akviziční a rekonstrukční parametry PET/CT přístrojů Biograph Vision 600 a Biograph mCT, které jsou relevantní v kontextu zavedení metody bolus tracking a optimalizace podání jodové kontrastní látky. Tyto parametry jsou definovány ve směrnici "Katalog místních radiologických standardů – nukleární medicína" (pracovní postup č. PP-MP-L019-01-01, 3. vydání ze dne 3. 3. 2021). Nicméně, nebudu se detailně zabývat těmito parametry, protože hlavním cílem této diplomové práce je zkoumání a aplikace metody bolus tracking ve spojení s podáním jodové kontrastní látky.

### **Akvizice dat**

V této sepsi proces akvizice dat na PET/CT přístrojích – Biograph mCT a Biograph Vision 600. Parametry a data budou zapsány do přehledné tabulky, což umožňuje snadné porovnání.

Studie a její výsledky je ve formátu DICOM uložená v PACS. Jednotlivé názvy jsou uložených studií jsou: Topogram 0,6 Tr60, PET WB Vision NAC uHD, PET WB Vision EARLv2 AC uHD, CT Body 3.0 Br38 3 iMAR, PET WB Vision EARLv1 AC uHD, CT Body 3.0 Br38 3 non-iMAR, CT Plice 1.0 Br57 3 LCAD, PET WB Vision AC OF, Patient Protocol,

CT Tra, CT Cor, Fused Tra, Fused Cor, MIP Collection, PET AC Tra, PET AC Cor.  
(KMRS-FNOL,2021, str. 114)

## CT

### Akviziční parametry CT

Akviziční parametry je nutné měnit pouze tak, aby nedošlo k nadměrnému zatížení systému a snížení kvality obrazu. Případné přetížení v důsledku nevhodně zvolených parametrů je možné upravit po aktivaci funkce Adjust. Příkladem řešení přílišné zátěže u obézních pacientů je prodloužení scan time/rotation time.(KMRS-FNOL,2021, str. 112-113)

**Tabulka 1: Akviziční parametry CT – Biograph mCT, Biograph Vision 600**

Přístroj	Napětí	Quality reference mAs	Slice collimation	Scan time	Feed/rotation	Rotation time
CT Biograph mCT	120 kV (automatická volba kV zapnutá)	120 mAs (CARE Dose4D zapnutý)	16 × 1,2 mm	Nejnižší možný, ale tak, aby feed/rotation nepřekročil o 36 mm	< 36 mm	0,5 s
CT Biograph Vision 600	120 kV (automatická volba kV zapnutá)	120 mAs (automatická volba kV zapnutá)	64 × 0,6 mm	Nejnižší možný, ale tak, aby feed/rotation nepřekročil o 36 mm	< 36 mm	0,5 s

Zdroj: (KMRS-FNOL,2021, str. 112-113)



**Tabulka 2: Rekonstrukční parametry CT - Biograph Vision 600**

<b>Rekonstrukce</b>	<b>Název</b>	<b>Kernel</b>	<b>Slice width (mm)</b>	<b>Increment (mm)</b>
CT body	CT body 3.0 Br38 3	Br 38	3	1,5
Plíce	CT Plíce 1.0 Br57 3 LCAD	Br 57	1	1
Krk	CT neck 2.0 Br38 3	Br 38	2	1
Kosti	CT bone 1.5 Br46 3	Br 46	1,5	1,5
Hlava	CT head 2.0 Hf38 3	Hf38	2	1,5

Zdroj: (KMRS-FNOL,2021, str. 113)

**Tabulka 3: Rekonstrukční parametry CT – Biograph mCT**

<b>Rekonstrukce</b>	<b>Název</b>	<b>Kernel</b>	<b>Slice width (mm)</b>	<b>Increment (mm)</b>
CT WB body	CT WB body 3,0 I30f 3	I30f medium smooth	3	1,5
Plíce	3D CT Plíce	I70f very sharp ASA	2	1,5
Krk	3D CT neck 2.0 I30f 3	I30f medium smooth	2	1

Zdroj: (KMRS-FNOL,2021, str. 112)

## PET

**Tabulka 4: Rekonstrukční parametry PET - Biograph mCT, Biograph Vision 600**

Parametry	PET Biograph mCT	PET Biograph Vision 600
Output image	Both (corrected, uncorrected)	Both (corrected, uncorrected)
Image size	256x256	440x440
Reconstruction method	Iterative+PSF+TOF	TrueX+TOF (Ultra HD-PET)
Filter	Gaussian 5 mm	Gaussian 2 mm
Zoom	1	1
Iterative reconstruction	Iterations: 3, Subsets: 21	Iterations: 4, Subsets: 5

Zdroj: (KMRS-FNOL,2021, str. 113-114)

### Akviziční parametry PET

Akviziční parametry pro přístroj Biograph mCT a Biograph Vision 600 jsou odlišné. Biograph mCT má čas určený na jednotlivé bed position, jelikož pracuje na posunu stolu step-and-shoot. Zatím co novější přístroj Biograph Vision 600 je vybaven funkcí Flowmotion – kontinuálního posunu stolu. V tomto případě je nastavován rychlost posunu stolu. (KMRS-FNOL,2021, str. 113-114)

## 5.2 Aplikační schéma podání jodové kontrastní látky

Zásadní úpravy byly provedeny v procesu aplikace jodové kontrastní látky, zejména s ohledem na dosažení optimálního kontrastu pro detailní zobrazení cévních a parenchymatických struktur v portální fázi. V reakci na tuto potřebu bylo zásadní přehodnocení aplikačního schématu, s cílem zlepšit diagnostickou kvalitu získaných obrazů. Pomalá jednofázová aplikace s pevným časovým zpožděním byla nahrazena strategií rychlého průtoku, doplněnou o techniku sledování bolusu.

Tato modifikace aplikačního schématu sebou nesla potenciál zvýšit kontrastní efektivitu a zlepšit rozlišení v obrazech, což je klíčovým faktorem pro diagnostiku v oblasti různých patologií.

Portální fáze nastává 25 až 35 sekund po arteriální fázi. Pro přesné časování akvizice dat byla zavedena technika automatického monitoringu – bolus tracking. Jedná se o dynamické sériové skenování během aplikace kontrastní látky. Spuštění CT vyšetření je možné automaticky nebo ručně po dosažení prahu. V tomto případě bylo zvoleno automatické spuštění. Je důležité zmínit, že je potřeba počítat s biologickými a technickými faktory. Které ovlivňují aplikaci kontrastní látky. Mezi technické faktory patří objem kontrastní látky, rychlost průtoku, koncentrace a příkon jódu a v neposlední proplach fyziologickým roztokem. Biologickými faktory, která se nedají ovlivnit je srdeční výdej, centrální žilní tlak a tělesná hmotnost.

Kontrastní sycení při aplikaci kontrastní látky (KL) je nepřímo úměrné tělesné hmotnosti subjektu. Tato vlastnost je důležitá pro dosažení optimální diagnostické kvality při vyšetření různých anatomických oblastí. U jedinců s hmotností nad 90 kg je doporučeno zvýšit průtok a objem aplikované kontrastní látky. Tato úprava umožňuje kompenzovat větší distribuční objem kontrastní látky v těle a zajistit adekvátní kontrastní sycení cévních struktur a parenchymových orgánů. Naopak u osob s hmotností pod 60 kg je vhodné snížit průtok a objem kontrastní látky. Tato úprava zohledňuje menší distribuční objem u jedinců s nižší tělesnou hmotností a minimalizuje riziko nadměrného kontrastního sycení.

Je třeba zdůraznit, že hmotnost má menší vliv na sycení tepen než na sycení parenchymových orgánů. Proto je důležité individuálně přizpůsobit aplikační schéma kontrastní látky v závislosti na tělesné hmotnosti subjektu, aby se dosáhlo optimálního diagnostického výsledku.

Došlo ke standardizaci podávaného množství jodové kontrastní látky a s k optimalizaci rychlosti podání jodové kontrastní látky a fyziologického roztoku. Je podáváno 1,3 ml/kg jodové kontrastní látky Ultravist 370. Ultravist 370 je zatím jedinou dostupnou jodovou kontrastní látkou na pracovišti. Díky novým postupům k premedikaci alergických reakcí na jodovou kontrastní látku se uvažuje i o pořízení jodové kontrastní látky Iomeron. Rychlosti podání jodové kontrastní látky jsou stanoveny na 3,5 ml/s, 3,0 ml/s, 2,8 ml/s. V případě, kdy pacient má problémové zajištění žilního přístupu je možné snížit rychlost podání. Pro tento případ je přednastaveno schéma s rychlostí podání kontrastní látky 2,2 ml.

Jak již bylo zmíněno výše u přístroje Biograph Vision 600 dochází k automatickému spuštění kontrastní látky, jelikož je spárován s tlakovým injektorem Ulrich INJECT CT Motion Spicy díky softwarovému doplňkovému vybavení CARE Contrast. V tomto případě jsou i informace i podání kontrastní látky ukládány do systému PACS, a to díky instalaci softwarového doplňku ulrich medical RIS/PACS Interface. Díky tomuto softwarovému

příslušenství jsou data o podaném množství a rychlosti kontrastní látky ukládána do systému PACS.

Množství podávané kontrastní látky podle váhy pacienta. Uvedená tabulka níže je pro Ultravist 370, kde je obsaženo 370 mg/ml jód

**Tabulka 5: Množství podané jodové kontrastní látky – Ultravist 370**

	(1,3 ml/kg)
Kg	ml
60 kg a méně	80ml
65 kg	85ml
70 kg	90ml
75 kg	100ml
80 kg	105ml
85 kg	110ml
90 kg	120ml
95 kg	125ml
100 kg	130ml
105 kg	135ml
110 kg a více	140ml

Zdroj: FNOL KNM

#### **Aplikační schémata podání kontrastní látky**

V systému tlakového injektoru jsou přednastaveny čtyři protokoly podání kontrastní látky. Preferovaným je první protokol a rychlostí podáním jodové kontrastní látky 3,5 ml/s. ostatní protokoly jsou voleny dle potřeby, podle stavu žilního systému pacienta. Standardně je pacientům zaváděna periferní kanyla(růžová) o 20G, dle potřeby je možné zavést i kanylu(modrou) o menším průměru například 22G.

**Tabulka 6: Aplikační schéma 1**

podávaná látka	průtok (ml/s)	Množství ml	čas aplikace (s)
fyzilogický roztok	3,6	18	5
kontrastní látka	<b>3,5</b>	100	28,6
fyzilogický roztok	3,5	55	17,7

Zdroj: FNOL KNM

**Tabulka 7: Aplikační schéma 2**

podávaná látka	průtok (ml/s)	Množství (ml)	čas aplikace (s)
fyziologický roztok	3,1	18	5,8
kontrastní látka	<b>3</b>	100	33,3
fyziologický roztok	3	55	18,3

Zdroj: FNOL KNM

**Tabulka 8: Aplikační schéma 3**

podávaná látka	průtok (ml/s)	Množství (ml)	čas aplikace (s)
fyziologický roztok	2,9	18	6,2
kontrastní látka	<b>2,8</b>	100	35,7
fyziologický roztok	2,8	55	19,6

Zdroj: FNOL KNM

**Tabulka 9: Aplikační schéma 4**

podávaná látka	průtok (ml/s)	Množství (ml)	čas aplikace (s)
fyziologický roztok	2,4	18	7,5
kontrastní látka	<b>2,2</b>	100	45,5
fyziologický roztok	2,3	50	21,7

Zdroj: FNOL KNM

**5.2.1. Provedení aplikace jodové kontrastní látky a spuštění akvizice CT**

Aplikace jodové kontrastní látky se spouští zároveň s CT přístrojem. Aplikace kontrastní látky je u přístroje Biograph Vision 600 spuštěna automaticky. Nejprve musí být provedeno napojení periferní kanyly na injektor a proveden proplach fyziologickým roztokem. U přístroje Biograph Vision mCT musí být aplikace kontrastní látky spuštěna manuálně.

Zpoždění dynamické fáze monitoringu je přednastaveno na 15 sekund. Během tohoto zpoždění probíhá aplikace kontrastní látky. ROI neboli oblast zájmu je nastavena v descendní aortě. Po 15 vteřinách je automaticky spuštěna akvizice, kdy každou vteřinu je provedeno snímání na oblast zájmu. Automaticky je měřena hodnota rostoucí denzity. Prahová hodnota je nastavena na 120 HU. Po dosažení hodnoty je automaticky spuštěn odpočet CT vyšetření, který je nastaven na 45 sekund.

## 6 Metodika výzkum

V této části budou prezentovány výzkumné cíle, charakteristika vzorku, metoda sběru dat a postup zpracování. Tyto cíle vycházejí z hlavního cíle diplomové práce a jsou specifikovány hypotézami. Kapitola obsahuje podrobný popis respondentů, v tomto případě pacientů, a stanovení kritérií pro jejich zařazení do výzkumného souboru. Zahrnuje také detailní popis metodiky sběru dat a realizace výzkumu, což zajišťuje jeho spolehlivost a objektivitu.

### 6.1 Výzkumné cíle a hypotézy

#### Hlavní cíl

Zhodnotit zavedenou metodu bolus tracking na hybridním PET/CT přístroji. Ověřit, zda provedené změny optimalizace podání jodové kontrastní látky spojené se zavedením metody bolus tracking povedou ke zdokonalení techniky vyšetření se ziskem co nejlepší diagnostické informace.

#### 1. Dílčí cíl

Zhodnotil, zda jsou hodnoty denzit v aorta descendens vyšší při použití aplikačního schématu s použitím techniky bolus tracking ve srovnání s aplikačním schématem s fixním zpožděním se zaměřením na portální fázi, při vyšetření pacientů celotělového PET/CT s 18 F-FDG ruce UP.

**1H<sub>0</sub>:** Neexistuje statisticky významné zvýšení hodnot denzit v aorta descendens při použití metody Bolus tracking.

**1H<sub>A</sub>:** Existuje statisticky významné zvýšení hodnot denzit v aorta descendens při použití metody Bolus tracking.

#### 2. Dílčí cíl

Zhodnotil, zda jsou hodnoty denzit v periferním parenchymu jater vyšší při použití aplikačního schématu s použitím techniky bolus tracking ve srovnání

s aplikačním schématem s fixním zpožděním se zaměřením na portální fázi, při vyšetření pacientů celotělového PET/CT s 18 F-FDG ruce UP.

**2H<sub>0</sub>**: Neexistuje statisticky významné zvýšení hodnot denzit v periferním parenchymu jater při použití metody Bolus tracking.

**2H<sub>A</sub>**: Existuje statisticky významné zvýšení hodnot denzit v periferním parenchymu jater při použití metody Bolus tracking.

### 3. Dílčí cíl

Zhodnotil, zda jsou hodnoty denzit ve vena portae vyšší při použití aplikačního schématu s použitím techniky bolus tracking ve srovnání s aplikačním schématem s fixním zpožděním se zaměřením na portální fázi, při vyšetření pacientů celotělového PET/CT s 18 F-FDG ruce UP.

**3H<sub>0</sub>**: Neexistuje statisticky významné zvýšení hodnot denzit ve vena portae při použití metody Bolus tracking.

**3H<sub>A</sub>**: Existuje statisticky významné zvýšení hodnot denzit ve vena portae při použití metody Bolus tracking.

### 4. Dílčí cíl

Zhodnotil, zda jsou hodnoty denzit v parenchymu sleziny vyšší při použití aplikačního schématu s použitím techniky bolus tracking ve srovnání s aplikačním schématem s fixním zpožděním se zaměřením na portální fázi, při vyšetření pacientů celotělového PET/CT s 18 F-FDG ruce UP.

**4H<sub>0</sub>**: Neexistuje statisticky významné zvýšení hodnot denzit v parenchymu sleziny při použití metody Bolus tracking.

**4H<sub>A</sub>**: Existuje statisticky významné zvýšení hodnot denzit v parenchymu sleziny při použití metody Bolus tracking.

## 6.2 Charakteristika souboru pacientů

Výzkumná část diplomové práce byla prováděna na souboru dat pacientů vyšetřených na pracovišti Kliniky nukleární medicíny, Fakultní nemocnice Olomouc. Pro zařazení do výzkumného souboru musely být splněny následující kritéria:

- pacient byl indikován k PET/CT vyšetření za použití radiofarmaka  $^{18}\text{F}$ -FDG a bylo indikováno vyšetření WB UP /WB bolus UP protokol
- vyšetření proběhlo v plném rozsahu
- vyšetření proběhlo včetně aplikace jodové kontrastní látky intravenózně
- vyšetřovaná osoba musela být starší 18 let
- u vyšetřených pacientů byla dohledána jejich tělesná výška a hmotnost

Soubor pacientů zahrnuje 98 pacientů retrospektivně a 96 pacientů prospektivně, vztahujících se k optimalizace 14. 12. 2023. Pacientské soubory retrospektivně (před zavedení metody bolus tracking) i prospektivně (po zavedení metody bolus tracking) byly velmi různorodé vzhledem k odlišnostem populace vyšetřovaných z pohledu věku, váhy, výšky. Pro jejich sestavení však nebyla stanovena žádná další omezující kritéria. Soubor obsahoval muže i ženy různých věkových kategorií s rozmanitými tělesnými hmotnostmi a různými tělesnými konstitucemi, kteří měli různé indikace pro provedení celotělového PET/CT s  $^{18}\text{F}$ -FDG

Soubor pacientů bude dále podrobně popsán pomocí deskriptivní statistiky, která zahrnuje číselné charakteristiky. Každá charakteristika bude uváděna prostřednictvím střední hodnoty, mediánu, směrodatné odchylky, minimální a maximální hodnoty, a také četnosti výskytu daného jevu. V rámci souboru jsou všechny hodnoty zaokrouhleny na dvě desetinná místa, aby byla zachována přesnost a srovnatelnost dat.

### 6.2.1 Retrospektivní soubor pacientů

Analýza údajů věku, váhy a výšky retrospektivního souboru pacientů poskytuje pohled na skupinu pacientů před zavedením metody bolus tracking viz tabulka 10.



## **Věk pacientů**

- Průměrný věk žen je 62,31 let, zatímco u mužů je to 62,94 let. To naznačuje, že muži jsou průměrně o něco starší než ženy.
- Mediánový věk žen je 65 let a u mužů 67 let, což znamená, že polovina pacientů je mladší než tato věková hranice a polovina je starší.
- Směrodatná odchylka je relativně vysoká, což naznačuje rozsáhlou variabilitu věku mezi pacienty obou pohlaví.
- Minimální a maximální hodnoty věku ukazují rozsah věkového rozpětí v této skupině pacientů.

## **Váha pacientů**

- Průměrná hmotnost žen je 72,2 kg a u mužů je to 86,17 kg. Muži mají tedy v průměru vyšší hmotnost než ženy.
- Mediánová váha je u obou pohlaví podobná průměrné hodnotě, což naznačuje symetrické rozložení dat.
- Směrodatná odchylka je opět poměrně vysoká, což ukazuje na rozsáhlou variabilitu hmotnosti pacientů.
- Minimální a maximální hodnoty váhy ukazují rozsah možných hodnot a potenciální extrémní případy v této skupině.

## **Výška pacientů**

- Průměrná výška žen je 164,37 cm a u mužů je to 174,6 cm. Muži jsou tedy průměrně vyšší než ženy.
- Mediánová výška u obou pohlaví je blízká průměrné hodnotě, což opět naznačuje symetrické rozložení dat.
- Směrodatná odchylka je nejvyšší u mužů, což ukazuje na větší variabilitu výšky mezi muži než mezi ženami.
- Rozsah výšky opět ukazuje možnou rozmanitost výškových profilů pacientů.

**Tabulka 10: Charakteristika retrospektivního souboru pacientů**

	Věk pacientů		Váha pacientů		Výška pacientů	
	Ženy	Muži	Ženy	Muži	Ženy	Muži
<b>Střední hodnota</b>	62,31	62,94	72,2	86,17	164,37	174,6
<b>Medián</b>	65	67	71	85	164	175
<b>Směr. Odchylka</b>	14,17	14,42	16,27	17,32	6,69	8,07
<b>Min. hodnota</b>	25	22	45	54	151	155
<b>Max. hodnota</b>	89	82	118	117	183	192
<b>Četnosti</b>	49	47	49	47	49	47

Zdroj: Vlastní

Celkově lze z těchto údajů vyvodit, že skupina pacientů před zavedením metody bonus tracking vykazuje rozmanitost věku, váhy a výšky, přičemž existují určité rozdíly mezi oběma pohlavími. Tyto informace by mohly být užitečné při následném posouzení efektivity a dopadu zavedení této nové metody sledování bonusů na zdravotní parametry pacientů.

### 6.2.2 Prospektivní soubor pacientů

Nyní je zde k dispozici popis prospektivního souboru pacientů na základě poskytnutých údajů v tabulce 11. Jedná se o skupinu pacientů, kteří podstoupili vyšetření se zavedenou metodou bolus tracking.

#### Věk pacientů

- Průměrný věk žen je 62,4 let, zatímco u mužů je to 61,3 let. To naznačuje, že ženy v tomto projektivním souboru jsou průměrně o něco starší než muži.
- Mediánový věk žen je 64 roky a u mužů 64,5 roku, což znamená, že polovina pacientů je mladší než tato věková hranice a polovina je starší.
- Směrodatná odchylka je relativně podobná u obou pohlaví, což naznačuje podobnou variabilitu věku mezi ženami a muži v tomto souboru pacientů.
- Minimální a maximální hodnoty věku ukazují rozsah věkového rozpětí v této skupině pacientů.

#### Váha pacientů

- Průměrná váha žen je 71,67 kg a u mužů je to 90,52 kg. Muži mají tedy v průměru výrazně vyšší hmotnost než ženy v tomto projektivním souboru.

- Mediánová váha je u obou pohlaví podobná průměrné hodnotě, což naznačuje symetrické rozložení dat.
- Směrodatná odchylka je vyšší u mužů, což ukazuje na větší variabilitu hmotnosti mezi muži než mezi ženami.
- Rozsah váhy opět ukazuje možnou rozmanitost váhových profilů pacientů.

### Výška pacientů

- Průměrná výška žen je 165,1 cm a u mužů je to 178,04 cm. Muži jsou tedy průměrně výrazně vyšší než ženy v tomto projektivním souboru.
- Mediánová výška je u obou pohlaví podobná průměrné hodnotě, což naznačuje symetrické rozložení dat.
- Směrodatná odchylka je mírně vyšší u mužů, což naznačuje větší variabilitu výšky mezi muži než mezi ženami.
- Rozsah výšky opět ukazuje možnou rozmanitost výškových profilů pacientů.

**Tabulka 11: Charakteristika prospektivního souboru pacientů**

	Věk pacientů		Váha pacientů		Výška pacientů	
	Ženy	Muži	Ženy	Muži	Ženy	Muži
<b>Střední hodnota</b>	62,4	61,3	71,67	90,52	165,1	178,04
<b>Medián</b>	64	64,5	70	89,5	165,5	177,5
<b>Směr. odchylka</b>	13,44	13,59	14,16	15,75	6,94	7,13
<b>Min. hodnota</b>	22	26	48	54	148	160
<b>Max. hodnota</b>	83	90	114	124	177	193
<b>Četnosti</b>	48	50	97	97	48	50

Zdroj: Vlastní

Celkově lze z těchto údajů vyvodit, že projektivní soubor pacientů vykazuje podobnou rozmanitost věku, váhy a výšky jako retrospektivní soubor. Nicméně v tomto souboru jsou muži v průměru těžší a vyšší než ženy, což může mít vliv na různé aspekty jejich zdravotního stavu a léčby.

### **6.3 Metoda sběru dat a realizace výzkumu**

Výzkum probíhal na Klinice Nukleární medicíny ve Fakultní nemocnici Olomouc, nemocnice souhlasila s realizací výzkumu (viz. Příloha 10). Bylo stanovené souhlasné stanovisko Etické komise Fakulty zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouc pro realizaci výzkumné části diplomové práce (viz. Příloha 11). Data byla dohledávaná a získávána z patientské obrazové dokumentace, systému PACS. Naměřené hodnoty denzit byly zaznamenávány do programu Microsoft Office – Excel 2021. Data o denzitách byla do programu excel ukládána spolu s věkem, hmotností, váhou, výškou pacientů. Kromě toho byl ukládán i datum vyšetření a identifikační číslo vyšetření pro případné dohledání dat. Identifikační číslo vyšetření slouží pouze ke kontrole vkládání dat. Nebude nikde spojováno s identifikačními údaji pacientů. Z účasti na projektu pro účastníky nevyplývají žádná rizika. Je respektována osobní svobody, všechny rasy a etnika. Všechny data byla anonymizována. Data jsou bezpečně uložena, aby nedošlo k jejich zneužití. Metoda sběru dat byla formou měření. Jedná se o kvantitativní design výzkumu.

### **6.4 Metoda zpracování dat**

V rámci této podkapitoly je popsán proces zpracování dat získaných v průběhu výzkumu. Data byla připravena a analyzována s cílem ověření formulovaných hypotéz. Nejprve byla provedena příprava dat, která zahrnovala kontrolu a úpravu dat pro další analýzu. Následně byla použita statistická analýza za účelem ověření čtyř statistických hypotéz pomocí dvouvýběrového Studentova t-testu s rovností rozptylů. Dále byla provedena kontrola normality dat, přičemž normalita byla ověřena pomocí Shapiro-Wilkova testu normality. Výsledky testů potvrdily normalní rozdělení zkoumaných proměnných, což poskytlo důvěru v platnost statistických testů. Posledním krokem bylo ověření homoskedasticity dat pomocí Levenova testu shody rozptylů. Získané výsledky ukázaly, že data vykazují přibližně shodné rozptyly, což potvrdilo splnění dalšího předpokladu pro použití statistických testů. Celkově tyto kroky zajišťují spolehlivost analýzy dat a umožňují interpretaci výsledků výzkumu s větší jistotou.

## 6.5 Metodika měření kontrastní náplně

Hodnoty denzit byly měřeny softwarovým nástrojem použitým, jako součástí systému PACS. Data byla získávána ze studie CT BODY 3.0 Br38 3. Měření denzit probíhalo ve čtyřech místech před i po zavedení metody bolus tracking:

- **Aorta descendens**

Měření ROI (regionu zájmu) bylo prováděno v řezu na úrovni bránice.

- **Vene portae**

Měření ROI (oblasti zájmu) se provádělo v úrovni truncus venae portae před větvením na vena portae dextra a sinistra. V případě nedostupnosti tohoto řezu, měření probíhalo v co nejbližším dostupném řezu.

- **Parenchym jater**

Měření ROI (oblasti zájmu) bylo realizováno na úrovni šestého segmentu pravého jaterního laloku. Měření bylo provedeno v periferní části parenchymu, s přihlédnutím k absenci vlivu cévních struktur.

- **Parenchym sleziny**

Měření ROI (oblasti zájmu) probíhala v úrovni hilu sleziny v místě odsutující vena splenica. Pokud takový řez nebyl k dispozici, měření probíhalo v nejbližším možném. Měření bylo provedeno v periferní části parenchymu, s přihlédnutím k absenci vlivu cévních struktur.

## 7 Výsledky výzkumu

V této sekci jsou prezentovány výsledky měření denzit jednotlivých anatomických struktur, které byly zkoumány u pacientů. Naměřená data byla analyzována v retrospektivních a prospektivních souborech pacientů. Výsledky jsou uváděny ve formě středních hodnot hustot vybraných anatomických struktur.

### 7.1 Interpretace výsledků měření hodnot denzit aorta descendens

Pro denzity aorta descendens retrospektivního a prospektivního souboru pacientů jsou k dispozici následující statistické charakteristiky. Před zavedením metody bolus tracking dosahovala střední hodnota denzit retrospektivního souboru 130,66 HU, zatímco po zavedení této metody u prospektivního souboru byla tato hodnota 139,14 HU. Mediány před a po zavedení bolus tracking byly 130 HU a 138 HU. Směrodatná odchylka byla 15,82 pro retrospektivní soubor a 13,73 pro prospektivní soubor. Minimální hodnota denzit byla 93 HU pro retrospektivní soubor a 109 HU pro prospektivní soubor. Maximální hodnota byla 171 HU pro retrospektivní soubor pacientů a 186 HU pro prospektivní soubor pacientů.

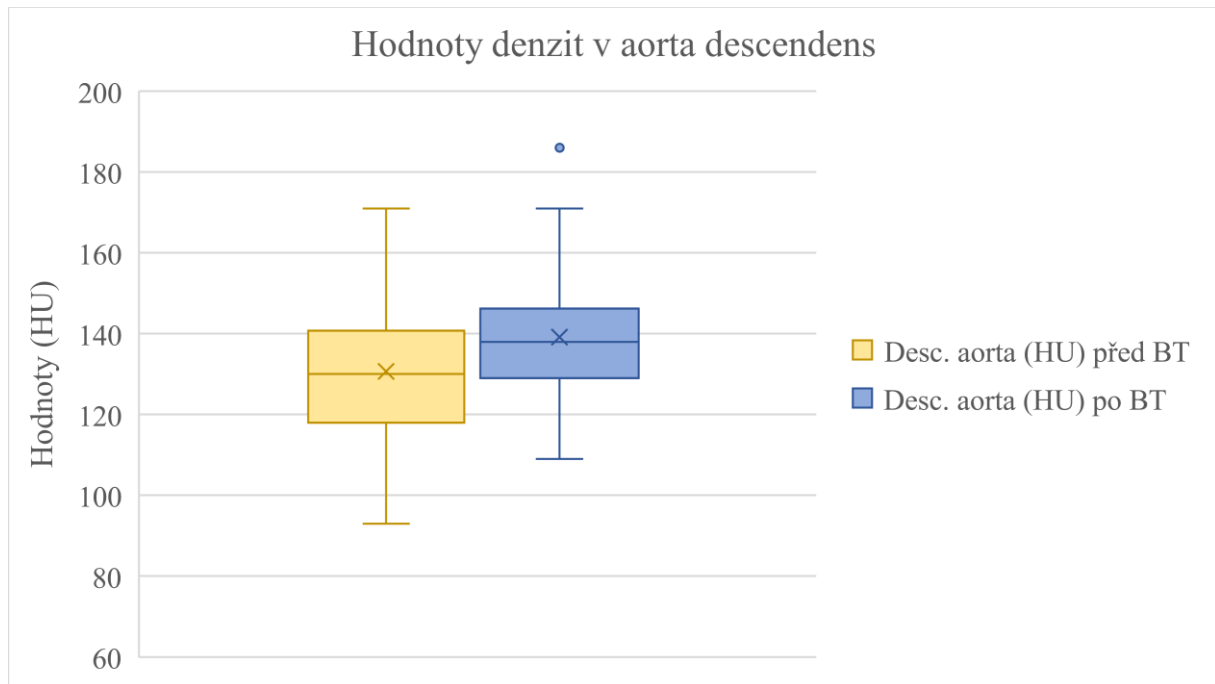
Statistické hodnoty naměřené pro aortu descendens retrospektivního a prospektivního souboru dat jsou prezentovány v Tabulce 12. Grafické znázornění denzit tohoto měření lze nalézt v Grafu 1 níže

**Tabulka 12: Statistické hodnoty denzit aorta descendens**

	retrospektivní soubor (HU)	prospektivní soubor (HU)
	před zavedením bolus tracking	po zavedení bolus tracking
	HU	HU
Střední hodnota	130,66	139,14
Medián	130	138
Směr. odchylka	15,82	13,73
Min. hodnota	93	109
Max. hodnota	171	186

Zdroj: Vlastní

**Graf 1: Hodnoty denzit descendentní aorty**



Zdroj: Vlastní

## 7.2 Interpretace výsledků měření hodnot denzit periferního jaterního parenchymu

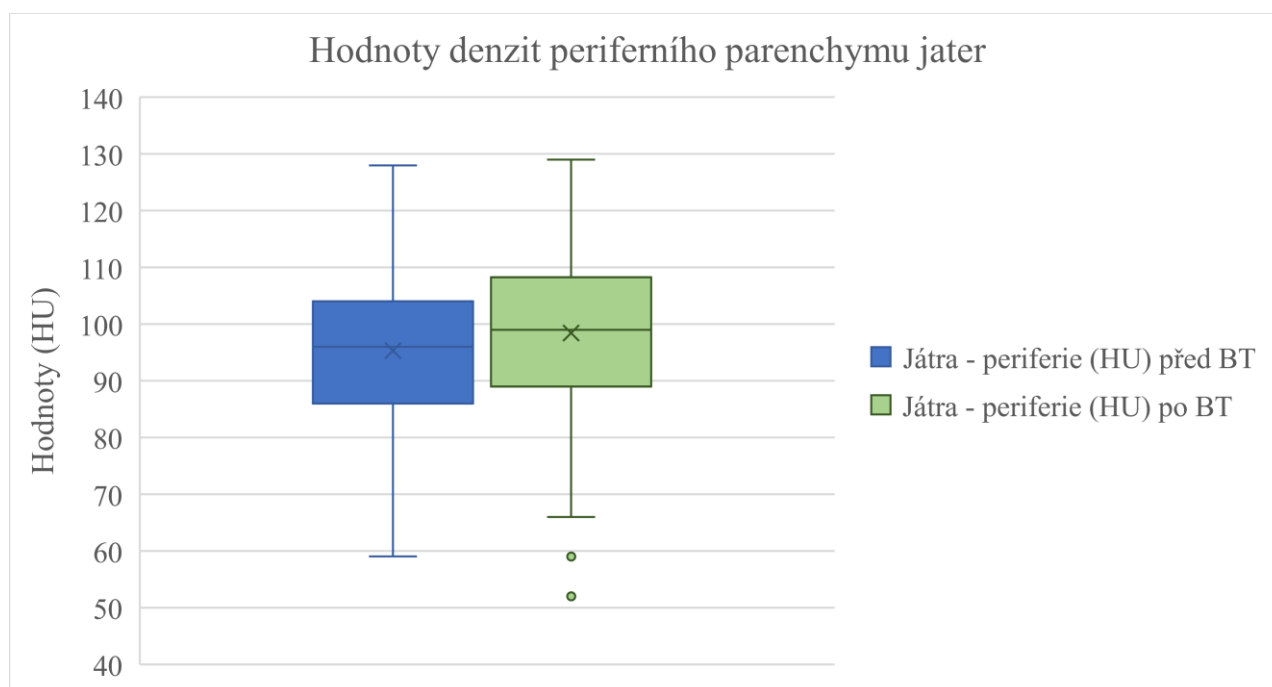
Pro vyjádření statistických charakteristik periferního jaterního parenchymu retrospektivního a prospektivního souboru pacientů jsou k dispozici následující údaje. Před zavedením metody bolus tracking dosahovala střední hodnota hustoty u retrospektivního souboru 95,31 HU, zatímco po zavedení této metody u prospektivního souboru byla tato hodnota 98,44 HU. Mediány před a po zavedení bolus tracking byly 96 HU a 99 HU. Směrodatná odchylka byla 13,54 pro retrospektivní soubor a 14,55 pro prospektivní soubor. Minimální hodnoty hustoty byly 59 HU a 52 HU, zatímco maximální hodnoty dosáhly 128 HU a 129 HU pro retrospektivní a prospektivní soubor pacientů.

Statistické hodnoty naměřené pro periferní jaterní parenchym retrospektivního a prospektivního souboru dat pacientů jsou zobrazeny v Tabulce 13. Grafické znázornění měřených hodnot hustoty pro jaterní parenchym lze vidět v Grafu 2 níže.

**Tabulka 13: Statistické hodnoty denzit periferního jaterního parenchymu**

Popisné statistiky	retrospektivní soubor (HU) před zavedením bolus tracking	prospektivní soubor (HU) po zavedení bolus tracking
	HU	HU
Střední hodnota	95,31	98,44
Medián	96	99
Směr. odchylka	13,54	14,55
Min. hodnota	59	52
Max. hodnota	128	129

Zdroj: Vlastní

**Graf 2: Hodnoty denzit periferního jaterního parenchymu**

Zdroj: Vlastní

### 7.3 Interpretace výsledků měření hodnot denzit vena portae

Pro denzity vena portae retrospektivního a prospektivního souboru pacientů byly získány následující popisné statistiky. Před zavedením bolus tracking byla střední hodnota denzit retrospektivního souboru 148,68 HU a pro prospektivní soubor po zavedení metody bolus tracking 155,49 HU. Mediány před a po zavedení bolus tracking byly 149 HU a 155 HU.



Směrodatná odchylka byla pro retrospektivní soubor 19,65 a pro prospektivní soubor 17,41. Minimální hodnota denzit byla 93 HU pro retrospektivní soubor a 100 HU pro prospektivní soubor. Maximální hodnota byla 216 HU pro retrospektivní soubor pacientů a 189 HU pro prospektivní soubor pacientů.

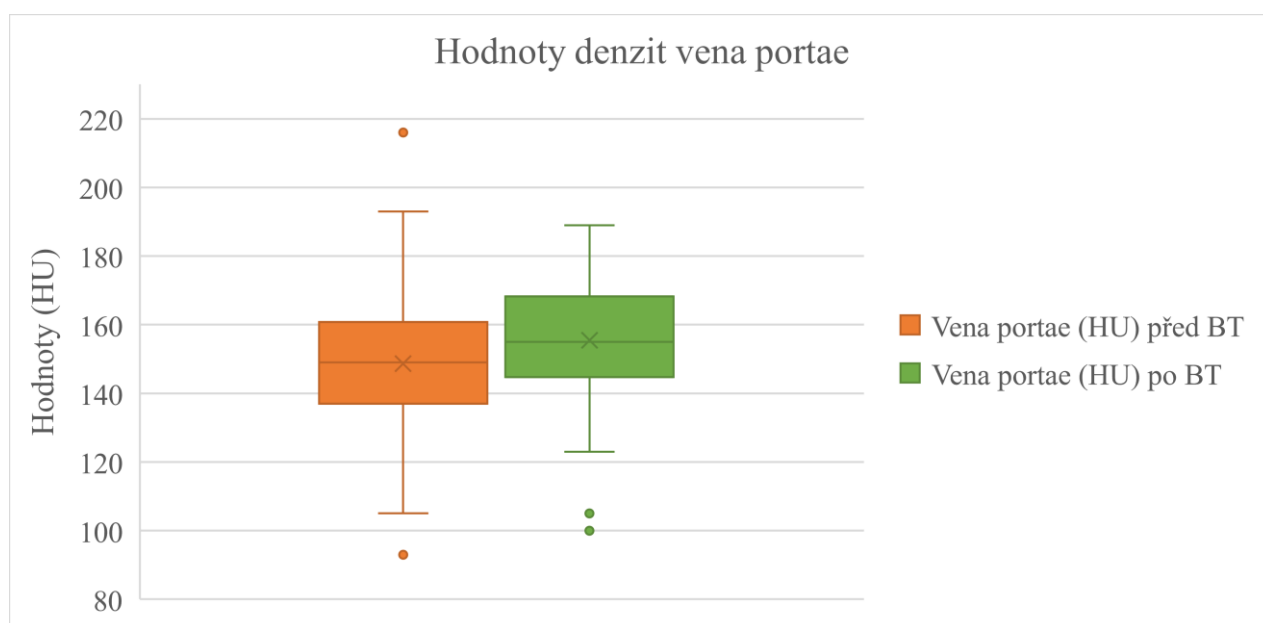
Statistické hodnoty pro denzity vena portae retrospektivního a prospektivního souboru pacientů jsou uvedeny v Tabulce 14. Grafické znázornění měřených hodnot hustoty pro vena portae lze vidět v Grafu 3 níže.

**Tabulka 14: Statistické hodnoty denzit vena portae**

Popisné statistiky	retrospektivní soubor (HU)	prospektivní soubor (HU)
	před zavedením bolus tracking	po zavedení bolus tracking
	HU	HU
Střední hodnota	148,68	155,49
Medián	149	155
Směr. odchylka	19,65	17,41
Min. hodnota	93	100
Max. hodnota	216	189

Zdroj: Vlastní

**Graf 3: Hodnoty denzit vena portae**



Zdroj: Vlastní

## 7.4 Interpretace výsledků měření hodnot denzit parenchymu sleziny

Pro denzity parenchymu sleziny retrospektivního a prospektivního souboru pacientů před a po zavedení metody bolus tracking byly získány následující popisné statistiky. Před zavedením bolus tracking byla střední hodnota denzit retrospektivního souboru 97,54 HU a pro prospektivní soubor po zavedení metody bolus tracking 100,82 HU. Mediány před a po zavedení bolus tracking byly 98 HU a 101 HU. Směrodatná odchylka byla pro retrospektivní soubor před zavedením bolus tracking 10,77 a pro prospektivní soubor 10,71. Minimální hodnota denzit byla 75 HU pro retrospektivní soubor a 74 HU pro prospektivní soubor, zatímco maximální hodnota byla 127 HU pro retrospektivní soubor pacientů a 129 HU pro prospektivní soubor pacientů.

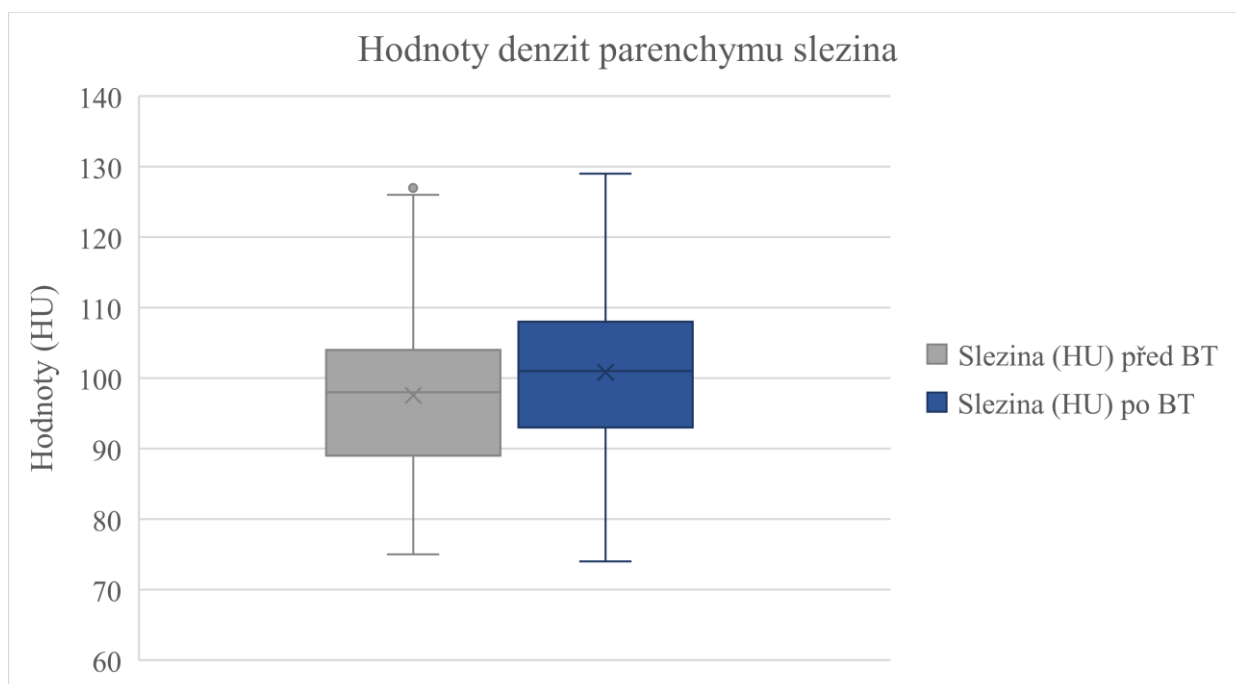
Statistické údaje pro denzity parenchymu sleziny retrospektivního a prospektivního souboru pacientů jsou prezentovány v Tabulce 15. Grafické znázornění naměřených hodnot hustoty pro parenchym sleziny je zobrazeno v Grafu 4.

**Tabulka 15: Statistické hodnoty denzit parenchymu sleziny**

Popisné statistiky	retrospektivní soubor (HU)	prospektivní soubor (HU)
	před zavedením bolus tracking	po zavedení bolus tracking
	HU	HU
Střední hodnota	97,54	100,82
Medián	98	101
Směr. Odchylka	10,77	10,71
Min. hodnota	75	74
Max. hodnota	127	129

Zdroj: Vlastní

**Graf 4: Hodnoty denzit parenchymu sleziny**



Zdroj: Vlastní

## 8 Testování hypotéz

V rámci výzkumného procesu diplomové práce jsou formulovány čtyři statistické hypotézy, které jsou ověřeny prostřednictvím **dvouvýběrového Studentova t-testu s rovností rozptylů**.

Předpokladem vybraného statistického testu je normalita zkoumaných dat u proměnných. Pro ověření normality dat sledovaných proměnných je vybrán Shapiro-Wilkův test normality. Stanovená hladina významnosti je 0,05. Pro ověření homoskedasticita neboli shoda rozptylů byl použit Levenovým testem s hladinou významnosti 0,05.

Všechny nutné předpoklady pro vybraný test byly splněny. Níže je uveden popis dvou požadavků s vysvětlením a interpretací výsledků.

**Prvním nutným předpokladem** pro použití vybraného testu je **normalita** zkoumaných dat u osmi proměnných (aorta descendens, vena portae, parenchym jater, parenchym sleziny před zavedením bolus tracking a aorta descendens, vena portae, parenchym jater, parenchym sleziny po zavedení bolus tracking). Pro ověření normality dat je vybrán **Shapiro-Wilkův test** normality, stanovená hladiny významnosti je **0,05**.

Formulace nulové a alternativní hypotézy:

H<sub>0</sub>: Data proměnné mají normální rozdělení

H<sub>A</sub>: Data proměnné mají jiné rozdělení

Následující tabulka přehledně ukazuje výsledky hodnot a p-hodnot série testů normality. P-hodnoty všech proměnných jsou větší než hladina významnosti 0,05 (viz tabulka 16). P-hodnota proměnné játra po zavedení techniky bolus tracking je 0,050 po zaokrouhlení, tím pádem je hranice významnosti překročena.

**Tabulka 16: Výsledky p-hodnot série testů normality.**

Název proměnné	hodnota testu	p-hodnota
Descendens aorta (HU) před BT	0,99	0,497
Játra - periferie (HU) před BT	0,97	0,973
Vena portae (HU) před BT	0,99	0,484
Slezina (HU) před BT	0,97	0,129
Desc. aorta (HU) po BT	0,99	0,052
Játra - periferie (HU) po BT	0,98	0,050
Vena portae (HU) po BT	0,98	0,161
Slezina (HU) po BT	0,99	0,943

Zdroj: Vlastní

P-hodnoty jsou větší než stanovená hladina významnosti, proto nelze zamítnout nulové hypotézy formulované pro všechny vybrané proměnné. Normalita dat byla potvrzena.

**Druhým nutným předpokladem** pro použití Studentova t-testu s rovností rozptylů je **homoskedasticita**. Shoda rozptylů neboli homoskedasticita je ověřena **Levenovým testem**. Data, u kterých je potvrzena homoskedasticita, splňují požadavky pro použití Studentova dvouvýběrového parametrického t-testu s rovností rozptylů.

Formulace nulové a alternativní hypotézy:

H<sub>0</sub>: Data mají shodné rozptyly

H<sub>A</sub>: Data nemají shodné rozptyly

Následující tabulka 17 přehledně ukazuje výsledky p-hodnot série testů o shodě rozptylů.

**Tabulka 17: Výsledky p-hodnot série testů o shodě rozptylů**

Název proměnné	hodnota testu	p-hodnota
Descendens aorta (HU)	2,17	0,142
Játra - periferie (HU)	0,35	0,554
Vena portae (HU)	0,54	0,464
Slezina (HU)	0,01	0,908

Zdroj: Vlastní

P-hodnoty testů o shodě rozptylů jsou větší než stanovená hladina významnosti (0,05), proto nelze zamítnout nulové hypotézy o shodě rozptylů. Všechna data mají přibližně shodné rozptyly.

### Velikost rozptylu proměnných

Součástí diplomové práce je hodnocení velikostí rozptylů před a po zavedení metody bolus tracking. Tento vedlejší úkol byl prováděn v rámci širšího výzkumu, i když o něm nebylo přímo zmíněno. Tato metoda je využívána v oblasti zdravotnického zobrazování, zejména v CT či MRI, k monitorování průtoku kontrastní látky v cévním systému. Hodnoty rozptylů před a po zavedení metody jsou uvedeny v následující tabulce 18. I když tento úkol nebyl primárním cílem práce, výsledky poskytují důležité informace o vlivu zavedení metody bolus tracking na sledování průtoku kontrastní látky v různých tkáních. Tyto informace mohou být užitečné pro diskuzi o přesnosti a efektivitě této metody a mohou otevřít nové směry výzkumu v této oblasti

**Tabulka 18: Velikosti rozptylů**

Název proměnné	Rozptyl - před	Rozptyl - po
Desc. aorta (HU)	250,35	188,41
Játra - periferie (HU)	183,31	211,61
Vena portae (HU)	385,97	303,04
Slezina (HU)	115,89	114,61

Zdroj: Vlastní

Z analýzy poskytnutých dat vyplývá, že po zavedení metody bolus tracking došlo ke snížení rozptylu v aortě descendentě, vena portae a parenchymu sleziny. Tento pokles rozptylu naznačuje, že metoda bolus tracking přinesla zlepšení přesnosti a spolehlivosti sledování průtoku kontrastní látky v těchto oblastech, což je důležité pro diagnostické a terapeutické rozhodování.

Zvýšení rozptylu v játrech po zavedení metody bolus tracking může být interpretováno různě. Jedna možnost je, že tato metoda odhalila nové aspekty průtoku kontrastní látky v játrech, které dříve nebyly dostatečně zachyceny. To by mohlo vést k detailnějšímu monitorování průtoku v různých částech jater a poskytnout lékařům další informace pro diagnostická rozhodnutí. Další interpretací je, že nárůst rozptylu může naznačovat patologické

změny nebo nerovnováhu v průtoku krve v játrech, které byly zvýrazněny citlivější metodou sledování. To by mohlo vyžadovat další vyšetření nebo monitorování pacienta.

Celkově lze tedy konstatovat, že metoda bolus tracking má pozitivní vliv na sledování průtoku kontrastní látky v analyzovaných oblastech, avšak další studie jsou potřebné k detailnějšímu zhodnocení jejích výhod a možných klinických aplikací.

## 8.1 První hypotéza

**1H<sub>0</sub>:** Neexistuje statisticky významné zvýšení hodnot denzit v aorta descendens při použití metody Bolus tracking.

**1H<sub>A</sub>:** Existuje statisticky významné zvýšení hodnot denzit v aorta descendens při použití metody Bolus tracking.

K testování hypotézy byla využita měření denzit v aorta descendens (tabulka 12). Testování hypotézy je vyjádření ve vztahu mezi retrospektivních (před zavedením metody bolus tracking) a prostektivním (po zavedení metody bolus tracking). Měřených ve vztahu k zhodnocení zavedení metody bolus tracking na hybridním PET/CT přístroji. Ověřit, zda provedené změny optimalizace podání jodové kontrastní látky spojené se zavedením metody bolus tracking povedou ke zdokonalení techniky vyšetření se ziskem co nejlepší diagnostické informace. V tabulce 20 jsou uvedeny střední hodnoty denzit descendentní aorty. Je patrné, že u prospektivního vzorku pacientů, tedy po zavedení metody bolus tracking došlo k nárůstu denzit oproti hodnotě před zavedením metody.

**Tabulka 19: Studentův dvouvýběrový t-test denzit aorta descendens**

Studentův dvouvýběrový t-test	Aorta descendens (HU)
<b>hodnota testu</b>	-3,99
<b>p-hodnota</b>	menší než 0,001
<b>stupně volnosti</b>	192
<b>síla efektu – Cohenovo d</b>	-0,57

Zdroj: Vlastní

**Tabulka 20: Síla efektu – střední hodnota před a po aorta descendens**

Aorta descendens (HU)	Před	Po
<b>Střední hodnota</b>	130,66	139,14

Zdroj: Vlastní

Výsledek Studentova t-testu je -3,99 a příslušná p-hodnota je menší než 0,001. P-hodnota testu je menší než stanovená hladina významnosti 0,05. Z tohoto důvodu zamítám nulovou hypotézu ve prospěch hypotézy alternativní. Testem se podařilo prokázat, že existuje statisticky významné zvýšení hodnot v aorta descendens při použití metody Bolus tracking.

Síla efektu metody Bolus tracking byla dále měřena pomocí míry věcné významnosti rozdílů mezi skupinami. Záporná hodnota Cohenova d ukazuje, že hodnoty naměřené ve skupině před zavedením metody Bolus tracking jsou nižší než ve skupině po zavedení metody. Sílu efektu lze interpretovat jako střední.

Na základě těchto výsledků lze konstatovat, že zavedení metody Bolus tracking vedlo k statisticky významnému zvýšení hodnot denzit v aorta descendens. Zamítám nulovou hypotézu a přijímám hypotézu alternativní.

**Závěr:** Existuje statisticky významné zvýšení hodnot denzit v aorta descendens při použití metody Bolus tracking.

## 8.2 Druhá hypotéza

**2H<sub>0</sub>:** Neexistuje statisticky významné zvýšení hodnot denzit v periferním parenchymu jater při použití metody Bolus tracking.

**2H<sub>A</sub>:** Existuje statisticky významné zvýšení hodnot denzit v periferním parenchymu jater při použití metody Bolus tracking.

K testování hypotézy byla využita měření denzit v periferním jaterním parenchymu (viz Tabulka 13). Testování hypotézy se vyjadřuje ve vztahu mezi retrospektivními (před zavedením metody bolus tracking) a prospektivními (po zavedení metody bolus tracking) měřeními, která byla provedena ve vztahu k zhodnocení zavedení metody bolus tracking na hybridním PET/CT přístroji. Ověřit, zda provedené změny podání jodové kontrastní látky spojené se zavedením metody bolus tracking povedou ke zdokonalení techniky vyšetření se



ziskem co nejlepší diagnostické informace. V tabulce 22 jsou uvedeny střední hodnoty denzit periferního jaterního parenchymu. Hladina významnosti byla stanovena na  $\alpha = 0,05$ .

**Tabulka 21: Studentův dvouvýběrový t-test denzit jaterního parenchymu**

Studentův dvouvýběrový t-test	Parenchym jater (HU)
<b>hodnota testu</b>	-1,55
<b>p-hodnota</b>	0,062
<b>stupně volnosti</b>	192

Zdroj: Vlastní

**Tabulka 22: Síla efektu – střední hodnota před a po parenchym jater**

Jaterní parenchym (HU)	Před	Po
<b>Střední hodnota</b>	95,31	98,44

Zdroj: Vlastní

Výsledek Studentova t-testu je -1,55 a příslušná p-hodnota je 0,062. P-hodnota testu je větší než stanovená hladina významnosti, proto nelze zamítnout nulovou hypotézu. Statisticky významné zvýšení hodnot u periferní jaterní parenchym při použití metody Bolus tracking nebylo prokázáno. Neprokázano se, že by došlo k navýšení hodnot denzit v periferním parenchymu jater. Střední hodnota po zavedení metody je 98,44. Hodnota je zvýšená, ale není zde významný statistický rozdíl mezi hodnotou před a po zavedení metody bolus tracking. K navýšení došlo, ale není nikterak významné. To může být ovšem ovlivněno mnoha faktory. Důvody, proč tato hypotéza neprokázala statistickou významnost, mohou být různé. Patří sem například nedostatečný vzorek pacientů, přítomnost nekontrolovaných proměnných nebo náhodné variace v datech. Je důležité zvážit tyto faktory při interpretaci výsledků a při plánování dalšího výzkumu.

**Závěr:** Neexistuje statisticky významné zvýšení hodnot denzit v periferním parenchymu jater při použití metody Bolus tracking

### 8.3 Třetí hypotéza

**3H<sub>0</sub>**: Neexistuje statisticky významné zvýšení hodnot denzit ve vena portae při použití metody Bolus tracking.

**3H<sub>A</sub>**: Existuje statisticky významné zvýšení hodnot denzit ve vena portae při použití metody Bolus tracking.

K testování hypotézy byla využita měření denzit vena portae (viz Tabulka 14). Testování hypotézy se vyjadřuje ve vztahu mezi retrospektivními (před zavedením metody bolus tracking) a prospektivními (po zavedení metody bolus tracking) měřeními, která byla provedena ve vztahu k zhodnocení zavedení metody bolus tracking na hybridním PET/CT přístroji. Ověřit, zda provedené změny podání jodové kontrastní látky spojené se zavedením metody bolus tracking povedou ke zdokonalení techniky vyšetření se ziskem co nejlepší diagnostické informace. V tabulce 24 jsou uvedeny střední hodnoty denzit vena portae. Hladina významnosti byla stanovena na  $\alpha = 0,05$ .

**Tabulka 23: Studentův dvouvýběrový t-test denzit vena portae**

Studentův dvouvýběrový t-test	Vena portae (HU)
<b>hodnota testu</b>	-2,56
<b>p-hodnota</b>	0,006
<b>stupně volnosti</b>	192
<b>síla efektu - Cohenovo d</b>	-0,37

Zdroj: Vlastní

**Tabulka 24: Síla efektu – střední hodnota před a po vena portae**

Vena portae (HU)	Před	Po
<b>Střední hodnota</b>	148,68	155,49

Zdroj: Vlastní

Výsledek Studentova t-testu je -2,56 a příslušná p-hodnota je 0,006. P-hodnota testu je menší než stanovená hladina významnosti, 0,05. Z tohoto důvodu zamítáme nulovou hypotézu ve prospěch hypotézy alternativní. Testem se podařilo prokázat, že existuje statisticky významné zvýšení hodnot u vena portae při použití metody Bolus tracking. Sílu efektu lze interpretovat jako nízkou.

**Závěr:** Existuje statisticky významné zvýšení hodnot denzit ve vena portae při použití metody Bolus tracking

## 8.4 Čtvrtá hypotéza

**4H<sub>0</sub>:** Neexistuje statisticky významné zvýšení hodnot denzit v parenchymu sleziny při použití metody Bolus tracking.

**4H<sub>A</sub>:** Existuje statisticky významné zvýšení hodnot parenchymu sleziny při použití metody Bolus tracking.

K testování hypotézy byla využita měření denzit v parenchymu sleziny (viz Tabulka 15). Testování hypotézy se vyjadřuje ve vztahu mezi retrospektivními (před zavedením metody bolus tracking) a prospektivními (po zavedení metody bolus tracking) měřeními, která byla provedena ve vztahu k zhodnocení zavedení metody bolus tracking na hybridním PET/CT přístroji. Ověřit, zda provedené změny podání jodové kontrastní látky spojené se zavedením metody bolus tracking povedou ke zdokonalení techniky vyšetření se ziskem co nejlepší diagnostické informace. V tabulce 24 jsou uvedeny střední hodnoty denzit parenchymu sleziny. Hladina významnosti byla stanovena na  $\alpha = 0,05$ .

**Tabulka 23: Studentův dvouvýběrový t-test denzit parenchymu sleziny**

Studentův dvouvýběrový t-test	Slezina (HU)
<b>hodnota testu</b>	-2,12
<b>p-hodnota</b>	0,017
<b>stupně volnosti</b>	192
<b>síla efektu - Cohenovo d</b>	-0,31

Zdroj: Vlastní

**Tabulka 24: Síla efektu – střední hodnota před a po parenchymu sleziny**

Slezina (HU)	Před	Po
<b>Střední hodnota</b>	97,54	100,82

Zdroj: Vlastní

Výsledek Studentova t-testu je -2,12 a příslušná p-hodnota je 0,017. P-hodnota testu je menší než stanovená hladina významnosti, 0,05, proto zamítáme nulovou hypotézu ve prospěch hypotézy alternativní. Testem se podařilo prokázat, že existuje statisticky významné zvýšení hodnot u "slezina" při použití metody Bolus tracking. Sílu efektu dle Cohenova d lze interpretovat jako nízkou.

**Závěr:** Existuje statisticky významné zvýšení hodnot parenchymu sleziny při použití metody Bolus tracking

## 9 Likertova škála jako nástroj pro posouzení kvality CT obrazů

V oblasti nukleární medicíny je posuzování obrazové kvality nezbytným krokem pro správnou interpretaci diagnostických výsledků, zejména v rámci PET/CT technologie. Tato kombinovaná modalita poskytuje nejen anatomické, ale také funkční a metabolické informace, což je klíčové pro komplexní hodnocení pacientova stavu.

Teoreticky by hodnocení kvality obrazu pomocí Likertovy škály mohlo být jedním z dílčích cílů diplomové práce. Nicméně je důležité zdůraznit, že konečné hodnocení kvality obrazu a interpretace výsledků musí provádět lékař radiolog. Radiologický asistent může přispět ke zpracování dat a podpoře v rámci výzkumného procesu, ale konečná odpovědnost za diagnózu a lékařské rozhodnutí leží na radiologovi. Taková spolupráce mezi lékařem radiologem a radiologickým asistentem přispívá k efektivnímu provádění diagnostických postupů a využití výsledků v klinické praxi. Diplomová práce je vytvořena radiologickým asistentem. To znamená, že hodnocení kvality obrazu, jež vyžaduje hodnocení lékaře, je považováno za periferní aspekt tohoto výzkumu.

Tato kapitola se zaměřuje na subjektivní hodnocení kvality CT obrazu v kontextu PET/CT vyšetření. Konkrétněji, dva zkušení radiologové specializující se na oblast PET/CT provedou hodnocení pěti CT snímků před zavedením a pěti snímků po zavedení metody bolus tracking. Tato metoda byla zavedena s cílem optimalizovat obrazovou kvalitu a poskytnout lepší vizualizaci anatomických struktur, což by mohlo vést k přesnější diagnostice.

Snímky pocházejí jak z retrospektivní, tak z prospektivní skupiny pacientů, které byly zkoumány v předchozích částech této práce. Každý CT snímek bude nezávisle hodnocen oběma radiology, což zajistí objektivní a konzistentní vyhodnocení.

Všechny CT snímky budou hodnoceny v axiálním řezu a nastaveny ve standardním režimu břišního okna s hodnotami Window Width 300 a Window Center 40.

Cílem této kapitoly je poskytnout ucelený pohled na subjektivní hodnocení kvality CT obrazů v rámci PET/CT vyšetření a zhodnotit účinnost metody bolus tracking při optimalizaci obrazové diagnostiky v nukleární medicíně.

V souvislosti s článkem „Optimize scan timing in abdominal multiphase CT: Bolus tracking with an individualized post-trigger delay“ (Jiang et al., 2022) byla navržena a použita Likertova hodnotící škála pro subjektivní hodnocení kvality CT obrazů. Tato škála sloužila k vyhodnocení výsledků studie, která se zaměřovala na optimalizaci časování skenování

v rámci abdominální multiphase CT pomocí metody bolus tracking s individuálně nastaveným post-trigger zpožděním.

V této diplomové práci byla adaptována Likertova škála pro hodnocení kvality CT obrazů získaných v rámci PET/CT vyšetření před a po zavedení metody bolus tracking (Jiang et al., 2022). Na základě této škály jsme kvantifikovali subjektivní vnímání obrazové kvality radiology a porovnali jsme ji mezi snímky před a po zavedení nové metody. Tato metodika nám umožnila získat ucelený pohled na efektivitu metody bolus tracking.

**Tabulka 25: Likertova hodnotící škála**

<b>Likertova škála (body)</b>	
<b>5</b>	výborná kvalita a vysoká diagnostická spolehlivost
<b>4</b>	dobrá kvalita a žádná změna spolehlivosti
<b>3</b>	uspokojivá, ale zhoršená kvalita a snížená spolehlivost, ale diagnóza je stále možná
<b>2</b>	špatná kvalita a diagnóza sporná
<b>1</b>	závažné zkreslení a nediodagnostikovatelné
Skóre 3 nebo vyšší splňuje potřeby klinické diagnózy	

Zdroj: Jiang, H., Qin, J., Zhang, Y., Zhao, Y., Xie, X., & Huang, X. (2022). Optimize scan timing in abdominal multiphase CT: Bolus tracking with an individualized post-trigger delay. European Journal of Radiology.

**Tabulka 26: Hodnocení kvality CT vyšetření (BT – bolus tracking)**

<b>Pacienti před BT</b>	<b>hodnocení</b>	<b>hodnocení</b>	<b>Pacienti po BT</b>	<b>hodnocení</b>	<b>hodnocení</b>
	<b>1</b>	<b>2</b>		<b>1</b>	<b>2</b>
<b>1</b>	3	3	<b>5</b>	5	4
<b>2</b>	4	4	<b>6</b>	3	3
<b>3</b>	3	3	<b>7</b>	4	3
<b>4</b>	3	3	<b>8</b>	5	5
<b>5</b>	3	3	<b>9</b>	5	4

Zdroj: Vlastní

**Tabulka 27: Výsledky popisné statistiky – hodnocení kvality obrazu**

popisná statistika	Před zavedením metodou bolus tracking		Po zavedení metody bolus tracking	
	Hodnocení 1	Hodnocení 2	Hodnocení 1	Hodnocení 2
<b>Střední hodnota</b>	<b>3,2</b>	<b>3,2</b>	<b>4,4</b>	<b>3,8</b>
Medián	3	3	5	4
Směrodatná odchylka	0,45	0,45	0,55	0,37
Minimální hodnota	3	3	3	3
Maximální hodnota	4	4	5	5
Počet hodnocení	4x 3, 1x 4	4x 3, 1x 4	1x 3, 1x 4, 3x 5	2x 3, 2x 4, 1x 5

Zdroj: Vlastní

**Závěr:** Po implementaci metody bolus tracking nastalo výrazné zlepšení kvality CT obrazu. Průměrné hodnocení od obou radiologů je vyšší. Střední hodnota hodnocení po zavedení metody bolus tracking dosáhla 4,4 bodů u Hodnocení 1 a 3,8 bodu u Hodnocení 2. Průměrné hodnocení obou hodnotitelů je po zavedení metody bolus tracking 4,1. Zvýšení hodnocení naznačuje pozitivní změny v diagnostické kvalitě CT obrazů díky metodě bolus tracking. Tyto zlepšení jsou patrná a očividná z průměrného hodnocení od obou radiologů.

## Diskuze

Získané údaje z retrospektivního a prospektivního souboru pacientů poskytují cenné informace o jejich demografických charakteristikách, jako je věk, váha a výška, a to jak před, tak po zavedení metody bolus tracking. Porovnání těchto charakteristik mezi oběma skupinami může poskytnout užitečné poznatky o možných změnách v populaci pacientů a potenciálních dopadech zavedení nové metody sledování bonusů.

Retrospektivní soubor pacientů vykazuje rozmanitost věku, váhy a výšky, přičemž muži jsou průměrně starší, těžší a vyšší než ženy. Naopak, v prospektivním souboru je zjištěno podobné rozložení věku s nižší průměrnou hmotností a výškou u žen a vyšší u mužů. Toto porovnání ukazuje, že i přes zavedení nové metody sledování bonusů se demografické charakteristiky pacientů nezměnily dramaticky.

Když se podíváme na způsob sběru dat a realizaci výzkumu, zdá se, že výzkum byl prováděn pečlivě a s respektem k etickým standardům. Data byla anonymizována a získávána z oficiálních lékařských záznamů, což zajišťuje důvěryhodnost a integritu dat. Metoda zpracování dat byla provedena s důrazem na statistickou analýzu a ověření platnosti výsledků.

Metodika měření kontrastní náplně poskytuje detailní informace o způsobu, jakým byla hodnocena denzita v různých tkáních. To umožňuje reprodukovatelnost výsledků a poskytuje jasný rámec pro interpretaci dat.

Celkově lze říci, že tyto informace poskytují důležitý kontext pro analýzu výsledků výzkumu a porovnání s existujícími studii v oblasti nukleární medicíny. Dále je možné provést podrobnější analýzu dat a identifikovat případné trendy nebo vztahy mezi demografickými charakteristikami pacientů a výsledky PET/CT vyšetření.

V diskusi prezentované diplomové práce byly analyzovány výsledky výzkumu zahrnující retrospektivní a prospektivní soubor pacientů podstupujících vyšetření metodou PET/CT s radiofarmakem  $^{18}\text{F}$ -FDG na Klinice nukleární medicíny, Fakultní nemocnice Olomouc. Zkoumanými parametry byly denzity anatomických struktur, konkrétně aorta descendens, periferní jaterní parenchym, vena portae a parenchym sleziny.

V retrospektivním souboru pacientů, před zavedením metody bolus tracking, byly zaznamenány střední hodnoty denzit aorta descendens kolem 130,66 HU, periferního jaterního parenchymu kolem 95,31 HU, vena portae kolem 148,68 HU a parenchymu sleziny kolem 97,54 HU. Po zavedení této metody u prospektivního souboru pacientů došlo ke zvýšení



středních hodnot denzit většiny zkoumaných anatomických struktur, přičemž hodnoty dosahovaly kolem 139,14 HU pro aortu descendens, 98,44 HU pro periferní jaterní parenchym, 155,49 HU pro vena portae a 100,82 HU pro parenchym sleziny.

Porovnání retrospektivního a prospektivního souboru ukazuje, že zavedení metody bolus tracking mělo tendenci zvýšit denzity ve sledovaných anatomických strukturách. Tento trend je patrný především u aorta descendens a vena portae, kde bylo pozorováno významné zvýšení středních hodnot. V případě periferního jaterního parenchymu a parenchymu sleziny byly změny méně výrazné, avšak stále pozorovatelné.

Tyto výsledky naznačují, že zavedení metody bolus tracking může mít vliv na denzity anatomických struktur měřených pomocí PET/CT. Zvýšení denzit může odrážet zlepšení kontrastu a kvality obrazu, což může vést k přesnější diagnostice a hodnocení stavu pacientů. Nicméně je důležité zdůraznit, že každá anatomická struktura reaguje na tuto metodu individuálně a může být ovlivněna různými faktory, jako je například hmotnost pacienta či aplikovaná dávka radiofarmaka.

Přestože výsledky naznačují pozitivní trendy, je nezbytné provést další důkladné studie a validace, aby bylo možné lépe porozumět vlivu metody bolus tracking na denzity anatomických struktur a jejich klinický význam. Tyto poznatky jsou klíčové pro další rozvoj diagnostiky a léčby v oblasti nukleární medicíny.

Diskuze vycházející z testování hypotéz přináší důležité poznatky o vlivu metody bolus tracking na denzity anatomických struktur měřených pomocí PET/CT. Získané výsledky naznačují, že tato metoda má významný efekt na hodnoty denzit v některých anatomických strukturách.

**První hypotéza** byla formulována za účelem ověření, zda existuje statisticky významné zvýšení hodnot denzit v aorta descendens při použití metody bolus tracking. Výsledky ukázaly, že zavedení metody bolus tracking skutečně vedlo k statisticky významnému zvýšení hodnot denzit v této anatomické struktuře. Tato zjištění naznačují, že metoda bolus tracking může přinést vylepšení kontrastu a kvality obrazu v této oblasti, což je klíčové pro přesnou diagnostiku. Záporná hodnota Cohenova  $d$  ukazuje, že hodnoty naměřené ve skupině před zavedením metody Bolus tracking jsou nižší než ve skupině po zavedení metody. Sílu efektu lze interpretovat jako střední.

**Druhá hypotéza** se zaměřila na zvýšení hodnot denzit v periferním parenchymu jater při použití metody bolus tracking. V tomto případě výsledky neprokázaly statisticky významné zvýšení hodnot, i když střední hodnota po zavedení metody byla vyšší. Tento výsledek může být důsledkem různých faktorů, které by měly být dále zkoumány.

**Třetí hypotéza** se týkala zvýšení hodnot denzit ve vena portae při použití metody bolus tracking. V tomto případě výsledky jednoznačně podpořily alternativní hypotézu, přičemž statisticky významné zvýšení hodnot bylo prokázáno. To ukazuje na pozitivní vliv metody bolus tracking na sledování průtoku kontrastní látky v této oblasti. Sílu efektu podle výpočtu Cohena d lze interpretovat jako nízkou.

**Čtvrtá hypotéza** zkoumala zvýšení hodnot denzit v parenchymu sleziny při použití metody bolus tracking. V tomto případě opět výsledky podpořily alternativní hypotézu, přičemž statisticky významné zvýšení hodnot bylo prokázáno. Tato zjištění naznačují, že metoda bolus tracking může přinést výhody i při hodnocení průtoku kontrastní látky v této anatomické struktuře. Sílu efektu dle Cohena d lze interpretovat jako nízkou.

Celkově lze tedy říci, že zavedení metody bolus tracking má pozitivní vliv na sledování průtoku kontrastní látky v některých anatomických strukturách, což může vést k lepší diagnostice a hodnocení stavu pacientů. Nicméně je důležité provést další studie a validace, aby bylo možné lépe porozumět vlivu této metody na různé tkáně a anatomické struktury a jejich klinický význam.

Přestože výsledek Cohena d naznačuje nižší až střední míru vlivu, věříme, že metoda bolus tracking stále představuje přínos. Tato metoda umožňuje preciznější určení optimálního času pro podání kontrastní látky, což má potenciál zlepšit kvalitu získaných dat, i když síla efektu není zcela výrazná. Je důležité poznamenat, že počet pacientů v analýze může ovlivnit velikost efektu. S větším počtem pacientů by mohla být síla efektu vyšší.

Při analýze neúspěchu druhé hypotézy byly zohledněny následující faktory, nedostatečný vzorek pacientů, přítomnost nekontrolovatelných proměnných. **Nedostatečný vzorek pacientů:** Velikost vzorku může hrát klíčovou roli v statistické analýze. Pokud je vzorek malý, může to ovlivnit schopnost detekovat skutečné rozdíly mezi skupinami. V našem případě, i když jsme se snažili o co největší počet pacientů, může být možné, že vzorek nebyl dostatečně reprezentativní pro celou populaci. **Přítomnost nekontrolovaných proměnných:** Existence dalších faktorů, které nebyly brány v úvahu nebo kontrolovány, může zkreslit výsledky. Například individuální charakteristiky pacientů, jako je jejich zdravotní stav nebo užívání léků, by mohly ovlivnit měřené hodnoty. Navíc jsme se zaměřili pouze na specifické parametry, aniž bychom zohlednili možné interakce s dalšími faktory, což může vést k nepřesným výsledkům.

Zahrnutí těchto faktorů do diskuse pomáhá lépe pochopit kontext a limitace našich výsledků. Je důležité si uvědomit, že vědecký výzkum je dynamický proces a vyžaduje neustálé zohledňování a zkoumání různých faktorů, které mohou ovlivnit výsledky. Díky této analýze

můžeme lépe interpretovat naše zjištění a navrhnout směry pro další výzkum, který by mohl adresovat tyto nedostatky a poskytnout komplexnější porozumění zkoumané problematice.

Tato studie nejen zkoumala účinnost metody bolus tracking v sledování průtoku kontrastní látky v cévním systému, ale také se okrajově zaměřila na analýzu rozptylu hodnot před a po zavedení této metody a hodnocení kvality obrazu pomocí Likertovy škály. Je důležité zdůraznit, že hodnocení rozptylu a kvality obrazu byly prováděny jako vedlejší informace, přestože nebyli primárním cílem studie.

Výsledky naznačují zajímavé trendy, které jsou důležité pro interpretaci efektivity této metody. Po zavedení metody bolus tracking byl pozorován pokles rozptylu hodnot v aortě descendent, vena portae a parenchymu sleziny. Tento trend naznačuje, že metoda bolus tracking může přinést zlepšení přesnosti a spolehlivosti sledování průtoku kontrastní látky v těchto oblastech.

Nicméně, zajímavým pozorováním bylo zvýšení rozptylu hodnot v játrech po zavedení metody bolus tracking. Tento jev vyvolává otázky ohledně interpretace. Celkově lze tedy konstatovat, že metoda bolus tracking má pozitivní vliv na sledování průtoku kontrastní látky v analyzovaných oblastech. Avšak, aby byly potvrzeny tyto pozorované trendy a jejich klinická relevance, je zapotřebí provést další studie a důkladnější analýzu. Tyto zjištění otevírají nové směry výzkumu v oblasti zdravotnického zobrazování a mohou přispět k dalšímu zdokonalení diagnostických postupů v medicíně.

Díky modernizaci a instalaci nového PET/CT přístroje na pracovišti Kliniky nukleární medicíny ve Fakultní nemocnici Olomouc je nyní možné provést další optimalizace diagnostických protokolů a dosáhnout významného zlepšení v poskytované péči. Novější PET/CT přístroj disponuje pokročilými parametry, které umožňují detailnější a přesnější obrazování anatomických struktur s nižšími dávkami ionizujícího záření. To otevírá cestu k další optimalizaci protokolů vyšetření, což může vést ke snížení množství aplikovaného kontrastního média, aniž by to ovlivnilo kvalitu obrazu.

Díky těmto pokročilým technologiím je možné zachovat vysoké hodnoty denzit, které jsou nezbytné pro kvalitní diagnostiku, a současně minimalizovat expozici pacienta záření. Tato kombinace přináší významné výhody v podobě bezpečnějších a efektivnějších diagnostických postupů, což má přímý pozitivní dopad na pacienty.

Nový PET/CT přístroj tak přináší nejen technologický pokrok, ale také poskytuje lékařům nové možnosti pro diagnostiku a léčbu pacientů s větší přesností a efektivitou. Tímto způsobem se klinika nukleární medicíny ve Fakultní nemocnici Olomouc posouvá vpřed v poskytování moderní a kvalitní zdravotní péče.

První studie, "Automatic bolus tracking versus fixed time-delay technique in biphasic multidetector computed tomography of the abdomen" (Adibi, 2014), se zaměřuje na porovnání metod sledování bolusu a jejich vliv na kvalitu obrazu v CT vyšetření. Podobně jako uvedená práce, i tato studie zjišťuje, že použití metody bolus tracking může vést k významnému zlepšení kontrastu a kvality obrazu.

Druhý článek, "Late-arterial and portal-venous phase imaging of the liver with a multislice CT scanner in patients without circulatory disturbances: automatic bolus tracking or empirical scan delay?" (Itoh et al., 2004), se zabývá obrazováním jater pomocí CT vyšetření a porovnává vliv automatického sledování bolusu s empirickým nastavením zpoždění skenování. Porovnání s touto studií může poskytnout další perspektivu k tomu, jak metoda sledování bolusu ovlivňuje hodnoty denzit a kvalitu obrazu.

Třetí článek, "Optimized contrast-enhanced CT protocols for diagnostic whole-body <sup>18</sup>F-FDG PET/CT: technical aspects of single-phase versus multiphase CT imaging" (Brechtel et al., 2006), se zaměřuje na optimalizaci CT protokolů při PET/CT vyšetření a jejich vliv na kvalitu obrazu. Porovnání s touto studií může přinést pochopení toho, jak různé CT protokoly ovlivňují hodnoty denzit a kontrastu v anatomických strukturách.

Čtvrtý článek, "Comprehensive literature review of oral and intravenous contrast-enhanced PET/CT: a step forward?" (Metrard et al., 2024), poskytuje přehled výhod a nevýhod použití orálního a intravenózního kontrastního média při PET/CT vyšetření. Tento článek může pomoci porovnat výsledky uvedené práce s existujícími poznatky o kontrastních látkách a jejich vlivu na kvalitu obrazu.

Další článek, "PET/contrast-enhanced CT in oncology: 'to do, or not to do, that is the question'" (Scialpi et al., 2022), se zabývá využitím PET/CT vyšetření v onkologii a diskutuje o jeho indikacích a přínosech. Porovnání s touto studií může přinést další perspektivu k tomu, jak metoda sledování bolusu ovlivňuje diagnostiku a hodnocení pacientů s onkologickými onemocněními.

Zahrnutí těchto pěti článků do diskuse poskytuje širší kontext uvedené práce a umožňuje lépe porozumět vlivu metody bolus tracking na hodnoty denzit anatomických struktur.

## Závěr

Hlavním cílem této diplomové práce je zhodnotit zavedenou metodu bolus tracking na hybridním PET/CT přístroji. Ověřit, zda provedené změny optimalizace podání jodové kontrastní látky spojené se zavedením metody bolus tracking povedou ke zdokonalení techniky vyšetření se ziskem co nejlepší diagnostické informace.

V teoretické části diplomové práce byli popsány všechny oblasti zájmu, které byli uvedeny v úvodu. Mezi ně patří novinky v hybridním PET/CT zobrazování. Kontinuální posun stolu při pozitronové emisní tomografii oproti dříve jedinému step-and-shoot posunu stolu, které mu se také říká bed position. Rekonstrukce s omezením artefaktů způsobených kovem. Novinek je samozřejmě celá řada, byli popsány hlavně ty novinky, které se denně využívají na novém přístroji na Klinice nukleární medicíny ve Fakultní nemocnici Olomouc, kde probíhal výzkum. Důležitou kapitolou jsou také radiofarmaka pro PET/CT vyšetření, jsou zde zmíněné dvě nová radiofarmaka s velkou budoucností. Nesní samozřejmě chybět zmínka o nejčastěji využívaném radiofarmaku  $^{18}\text{F}$ -FDG, které je pro tuto práci stěžejní. Pacienti zařazení do tohoto výzkumu podstoupili právě PET/CT vyšetření tímto radiofarmakem. Velkým tématem je využití jodových kontrastních látek při PET/CT vyšetření a s tím spojené informace.

Praktická část diplomové práce prokázala zlepšení diagnostické informace spojené se zavedením metody bolus tracking. Došlo ke zvýšení denzit ve třech ze čtyřech oblastí. Občas, kde nedošlo ke zvýšení denzit byla limitována množstvím pacientů a mnoha dalšími faktory. Vzhledem z velkému množství onkologických pacientů, kteří podstupují PET/CT vyšetření je důležité stále rozvíjet nové možnosti a zdokonalovat kvalitu vyšetření. Dochází k neustálému modernizování standardizovaných vyšetřovacích postupů nejenom pro onkologickou diagnostiku. Díky neustálé modernizaci a zdokonalování vyšetřovacích postupů, jako je PET/CT, dochází k výraznému zlepšení diagnostiky onkologických onemocnění, které patří mezi nejčastější indikace těchto vyšetření. PET/CT, kombinující pozitronovou emisní tomografii (PET) s počítačovou tomografií (CT), umožňuje lékařům podrobně zkoumat metabolické procesy a anatomickou strukturu těla pacienta. Tento kombinovaný přístup poskytuje komplexní a přesné informace o přítomnosti a rozsahu nádorového onemocnění. Díky PET/CT může být onkologické onemocnění detekováno v ranějších stádiích, kdy je léčba často úspěšnější a má vyšší šance na úplné uzdravení. Tím, že umožňuje lékařům identifikovat

metastázy a další změny v těle, PET/CT také pomáhá lékařům plánovat a přizpůsobit léčbu pro každého pacienta individuálně.

Včasná a správná indikace PET/CT vyšetření může pacientovi poskytnout klíčové informace pro rozhodování o vhodné léčbě a pomoci prodloužit jeho život. Tím, že umožňuje lékařům identifikovat nádorové buňky v těle a sledovat reakci na léčbu, PET/CT hraje klíčovou roli v diagnostice, sledování a léčbě onkologických onemocnění.

Nádory, jejich vzdálené metastázy a mikroprostředí, stejně jako imunitní systém těla, tvoří složitý heterogenní systém, který se v průběhu času neustále přizpůsobuje a mění svůj funkční a molekulární profil. Léčba solidních nádorů je stále více založena na multicílových přístupech zahrnujících molekulární receptory a signální dráhy specifické pro nádorové buňky, stejně jako imunitní mikroprostředí nádoru a systémový imunitní systém. Takto komplexní terapie vyžadují přesný holistický profil nádorů a jejich mikroprostředí a přesné aplikační pokyny pro dávkování a načasování. V této souvislosti se přesná diagnostika in vivo stává základním kamenem léčby rakoviny. V posledních letech se klinické zobrazování zefektivnilo spíše směrem ke zjednodušení než k vývoji tak, aby umožňovalo kvantifikaci více molekulárních parametrů. To často vedlo ke zúžení diagnostického stávajícího postupu, které se zaměřovalo na lokalizaci, tvar, velikost a šíření nádoru. Nová generace zobrazování bude schopna změnit stávající postupy či standardy v klinické onkologii. To je v současné době možné díky vývoji nových PET radiofarmak, teranostických přístupů, multimodálních zobrazovacích systémů, vysoce citlivých PET skenerů s vysokým rozlišením a pokročilých nástrojů pro analýzu dat, po nichž následuje jejich postupná implementace do preklinického výzkumu a klinické diagnostiky. Není pochyb o tom, že jaderné zobrazování, a konkrétně PET zobrazování založené na nových personalizovaných cílených indikátorech, bude vždy dražší ve srovnání s CT nebo MRI. Získané specifické informace in vivo však mají potenciál snížit náklady na léčbu a pozitivně ovlivnit přežití pacientů. Zobrazovací parametry, bez ohledu na to, jak přesné budou, nenahradí ex vivo diagnostické přístupy, ale spíše je synergicky doplní. Konvergence zobrazování s diagnostikou ex vivo plně integrovaným způsobem je tedy povinná a bude vyžadovat pokročilé vytěžování dat a analýzu obrazu, jakož i pečlivé uplatňování nových metod umělé inteligence a strojového učení. V neposlední řadě technologie PET zobrazování dojrála a mnoho inovativních cílově specifických trasovačů nádorů prochází klinickým hodnocením, které by měly v blízké budoucnosti přispět ke změně paradigmatu v diagnostice rakoviny a obrazem řízené terapii nádorů. (Schwenck, 2023)

## Referenční seznam

VOTRUBOVÁ, Jana, c2009. *Klinické PET a PET/CT*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-619-9.

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

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

FERDA, Jiří; NOVÁK, Milan a KREUZBERG, Boris. *Výpočetní tomografie*. Praha: Galén, 2002. ISBN 8072621726.

VOMÁČKA, Jaroslav; NEKULA, Josef a KOZÁK, Jiří. *Zobrazovací metody pro radiologické asistenty*. Třetí, doplněné vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2023. ISBN 978-80-244-6204-2.

FERDA, Jiří, HOUDEK, Lubomír (ed.). *CT angiografie*. Praha: Galén, c2004. ISBN 80-7262-281-1.

## Elektronické zdroje

Meier JG, Erasmus JJ, Gladish GW, Peterson CB, Diab RH, Mawlawi OR. Characterization of continuous bed motion effects on patient breathing and respiratory motion correction in PET/CT imaging. *J Appl Clin Med Phys*. 2020 Jan;21(1):158-165. doi: 10.1002/acm2.12785. Epub 2019 Dec 9. PMID: 31816183; PMCID: PMC6964757.

Alberts I, Hünermund JN, Prenosil G, Mingels C, Bohn KP, Viscione M, Sari H, Vollnberg B, Shi K, Afshar-Oromieh A, Rominger A. Clinical performance of long axial field of view PET/CT: a head-to-head intra-individual comparison of the Biograph Vision Quadra with the

Biograph Vision PET/CT. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. 2021 Jul;48(8):2395-2404. doi: 10.1007/s00259-021-05282-7. Epub 2021 Apr 2. PMID: 33797596; PMCID: PMC8241747.

Kunnen B, Beijst C, Lam MGEH, Viergever MA, de Jong HWAM. Comparison of the Biograph Vision and Biograph mCT for quantitative <sup>90</sup>Y PET/CT imaging for radioembolisation. *EJNMMI Phys*. 2020 Mar 4;7(1):14. doi: 10.1186/s40658-020-0283-6. PMID: 32130554; PMCID: PMC7056802.

van Sluis J, Boellaard R, Somasundaram A, van Snick PH, Borra RJH, Dierckx RAJO, Stormezand GN, Glaudemans AWJM, Noordzij W. Image Quality and Semiquantitative Measurements on the Biograph Vision PET/CT System: Initial Experiences and Comparison with the Biograph mCT. *J Nucl Med*. 2020 Jan;61(1):129-135. doi: 10.2967/jnumed.119.227801. Epub 2019 Jun 28. PMID: 31253742.

Arabi H, Zaidi H. Deep learning-based metal artefact reduction in PET/CT imaging. *Eur Radiol*. 2021 Aug;31(8):6384-6396. doi: 10.1007/s00330-021-07709-z. Epub 2021 Feb 10. PMID: 33569626; PMCID: PMC8270868.

van der Vos CS, Arens AIJ, Hamill JJ, Hofmann C, Panin VY, Meeuwis APW, Visser EP, de Geus-Oei LF. Redukce kovových artefaktů CT skenů za účelem zlepšení PET/CT. *J NUCL Med*. 2017 listopad; 58(11):1867-1872. DOI: 10.2967/jnumed.117.191171. EPUB 2017 10. května. PMID: 28490470.

Matshita CS, da Silva AMM, Schuck PN, Bardisserotto M, Piant DB, Pereira JL, Cerci JJ, Coura-Filho GB, Esteves FP, Amorim BJ, Gomes GV, Brito AET, Bernardo WM, Mundstock E, Fanti S, Macedo B, Roman DH, Tem-Pass CS, Hochhegger B. <sup>68</sup>Ga-Prostate-specific membrane antigen (psma) positron emission tomography (pet) in prostate cancer: a systematic review and meta-analysis. *Int Braz J Urol*. 2021 Jul-Aug;47(4):705-729. doi: 10.1590/S1677-5538.IBJU.2019.0817. PMID: 33566470; PMCID: PMC8321470.

Graham MM, Gu X, Ginader T, Breheny P, Sunderland JJ. <sup>68</sup>Ga-DOTATOC Imaging of Neuroendocrine Tumors: A Systematic Review and Metaanalysis. *J Nucl Med*. 2017 Sep;58(9):1452-1458. doi: 10.2967/jnumed.117.191197. Epub 2017 Mar 9. Erratum in: *J Nucl Med*. 2017 Oct;58(10):1707. PMID: 28280220; PMCID: PMC6944175.



Gallicchio R, Giordano A, Milella M, Storto R, Pellegrino T, Nardelli A, Nappi A, Tarricone L, Storto G. Ga-68-Edotreotide Positron Emission Tomography/Computed Tomography Somatostatin Receptors Tumor Volume Predicts Outcome in Patients With Primary Gastroenteropancreatic Neuroendocrine Tumors. *Cancer Control*. 2023 Jan-Dec;30:10732748231152328. doi: 10.1177/10732748231152328. PMID: 36714951; PMCID: PMC9940184.

Fortunati E, Argalia G, Zanoni L, Fanti S, Ambrosini V. New PET Radiotracers for the Imaging of Neuroendocrine Neoplasms. *Curr Treat Options Oncol*. 2022 May;23(5):703-720. doi: 10.1007/s11864-022-00967-z. Epub 2022 Mar 24. PMID: 35325412; PMCID: PMC9001579.

Fendler WP, Eiber M, Beheshti M, Bomanji J, Calais J, Ceci F, Cho SY, Fanti S, Giesel FL, Goffin K, Haberkorn U, Jacene H, Koo PJ, Kopka K, Krause BJ, Lindenberg L, Marcus C, Mottaghy FM, Oprea-Lager DE, Osborne JR, Piert M, Rowe SP, Schöder H, Wan S, Wester HJ, Hope TA, Herrmann K. PSMA PET/CT: joint EANM procedure guideline/SNMMI procedure standard for prostate cancer imaging 2.0. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. 2023 Apr;50(5):1466-1486. doi: 10.1007/s00259-022-06089-w. Epub 2023 Jan 5. PMID: 36604326; PMCID: PMC10027805.

Boellaard R, Delgado-Bolton R, Oyen WJ, Giammarile F, Tatsch K, Eschner W, Verzijlbergen FJ, Barrington SF, Pike LC, Weber WA, Stroobants S, Delbeke D, Donohoe KJ, Holbrook S, Graham MM, Testanera G, Hoekstra OS, Zijlstra J, Visser E, Hoekstra CJ, Pruim J, Willemsen A, Arends B, Kotzerke J, Bockisch A, Beyer T, Chiti A, Krause BJ; European Association of Nuclear Medicine (EANM). FDG PET/CT: EANM procedure guidelines for tumour imaging: version 2.0. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. 2015 Feb;42(2):328-54. doi: 10.1007/s00259-014-2961-x. Epub 2014 Dec 2. PMID: 25452219; PMCID: PMC4315529.

Bozkurt MF, Virgolini I, Balogova S, Beheshti M, Rubello D, Decristoforo C, Ambrosini V, Kjaer A, Delgado-Bolton R, Kunikowska J, Oyen WJG, Chiti A, Giammarile F, Sundin A, Fanti S. Guideline for PET/CT imaging of neuroendocrine neoplasms with <sup>68</sup>Ga-DOTA-conjugated somatostatin receptor targeting peptides and <sup>18</sup>F-DOPA. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. 2017 Aug;44(9):1588-1601. doi: 10.1007/s00259-017-3728-y. Epub 2017 May 25. Erratum in: *Eur J Nucl Med Mol Imaging*. 2017 Aug 30; PMID: 28547177.

Hope TA, Allen-Auerbach M, Bodei L, Calais J, Dahlbom M, Dunnwald LK, Graham MM, Jacene HA, Heath CL, Mitra ES, Wright CL, Fendler WP, Herrmann K, Taïeb D, Kjaer A. SNMMI Procedure Standard/EANM Practice Guideline for SSTR PET: Imaging Neuroendocrine Tumors. *J Nucl Med.* 2023 Feb;64(2):204-210. doi: 10.2967/jnumed.122.264860. PMID: 36725249.

Novák, Matěj; Lambert, Lukáš a Burgetová, Andrea. Doporučení pro intravaskulární podání kontrastních látek dle Evropské společnosti pro urogenitální radiologii (v. 10.0). *Česká radiologie.* 2022, **76**(4), 218-221. ISSN 1210-7883. Medvik <https://www.medvik.cz/link/bmc23014747>

Thomsen HS. European Society of Urogenital Radiology (ESUR) guidelines on the safe use of iodinated contrast media. *Eur J Radiol.* 2006 Dec;60(3):307-13. doi: 10.1016/j.ejrad.2006.06.020. Epub 2006 Sep 11. PMID: 16965884.

FERDA, Jiří, Jan BAXA, Hynek MÍRKA a Tomáš VENDIŠ, 2018. Poznámky k současným cestám vývoje zobrazovacích technik ve výpočetní tomografii. *Česká radiologie* [online]. **72**(4), 219-227 [cit. 2024-03-01]. Dostupné z: [http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad\\_1804\\_219\\_227.pdf](http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad_1804_219_227.pdf)

Bae KT. Intravenous contrast medium administration and scan timing at CT: considerations and approaches. *Radiology.* 2010 Jul;256(1):32-61. doi: 10.1148/radiol.10090908. PMID: 20574084.

Korporaal JG, Bischoff B, Arnoldi E, Sommer WH, Flohr TG, Schmidt B. Evaluation of A New Bolus Tracking-Based Algorithm for Predicting A Patient-Specific Time of Arterial Peak Enhancement in Computed Tomography Angiography. *Invest Radiol.* 2015 Aug;50(8):531-8. doi: 10.1097/RLI.000000000000160. PMID: 25900084.

MECHL, Marek. Metodický list intravaskulárního podání jodových kontrastních látek (JKL). *Česká radiologie.* 2007, **61**(1), 105-107. ISSN 1210-7883. Dostupné také z: [www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad0701\\_105.pdf](http://www.cesradiol.cz/dwnld/CesRad0701_105.pdf) (cesradiol.cz)

Hatt M, Cheze Le Rest C, Antonorsi N, Tixier F, Tankyevych O, Jaouen V, Lucia F, Bourbonne V, Schick U, Badic B, Visvikis D. Radiomics in PET/CT: Current Status and Future AI-Based

Evolutions. Semin Nucl Med. 2021 Mar;51(2):126-133. doi: 10.1053/j.semnuclmed.2020.09.002. Epub 2020 Nov 1. PMID: 33509369.

Currie G, Hawk KE. Ethical and Legal Challenges of Artificial Intelligence in Nuclear Medicine. Semin Nucl Med. 2021 Mar;51(2):120-125. doi: 10.1053/j.semnuclmed.2020.08.001. Epub 2020 Sep 11. PMID: 33509368.

Currie G, Hawk KE, Rohren EM. Ethical principles for the application of artificial intelligence (AI) in nuclear medicine. Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2020 Apr;47(4):748-752. doi: 10.1007/s00259-020-04678-1. PMID: 31927637.

Visvikis D, Lambin P, Beuschaurot Mauridsen K, Hustinx R, Lassmann M, Rischpler C, Shi K, Pruijm J. Application of artificial intelligence in nuclear medicine and molecular imaging: a review of current status and future perspectives for clinical translation. Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2022 Nov;49(13):4452-4463. doi: 10.1007/s00259-022-05891-w. Epub 2022 Jul 9. PMID: 35809090; PMCID: PMC9606092.

Schwenck J, Sonanini D, Cotton JM, Rammensee HG, la Fougère C, Zender L, Pichler BJ. Advances in PET imaging of cancer. Nat Rev Cancer. 2023 Jul;23(7):474-490. doi: 10.1038/s41568-023-00576-4. Epub 2023 May 31. PMID: 37258875.

Scialpi M, Moschini TO, De Filippis G. PET/contrast-enhanced CT in oncology: "to do, or not to do, that is the question". Radiol Med. 2022 Sep;127(9):925-927. doi: 10.1007/s11547-022-01496-3. Epub 2022 Jul 30. PMID: 35907156.

Jilg CA, Drendel V, Rischke HC, Beck TI, Reichel K, Krönig M, Wetterauer U, Schultze-Seemann W, Meyer PT, Vach W. Detection Rate of <sup>18</sup>F-Choline PET/CT and <sup>68</sup>Ga-PSMA-HBED-CC PET/CT for Prostate Cancer Lymph Node Metastases with Direct Link from PET to Histopathology: Dependence on the Size of Tumor Deposits in Lymph Nodes. J Nucl Med. 2019 Jul;60(7):971-977. doi: 10.2967/jnumed.118.2205

Treglia G, Pereira Mestre R, Ferrari M, Bosetti DG, Pascale M, Oikonomou E, De Dosso S, Jermini F, Prior JO, Roggero E, Giovanella L. Radiolabelled choline versus PSMA PET/CT in prostate cancer restaging: a meta-analysis. Am J Nucl Med Mol Imaging. 2019 Apr 15;9(2):127-139. PMID: 31139496; PMCID: PMC6526363. 41. Epub 2019 Jan 25. PMID: 30683768; PMCID: PMC6604697.

Siemens Healthineers. Biograph mCT - PET/CT [online]. [cit. 2024-04-23]. Dostupné z: <https://www.siemens-healthineers.com/cz/molecular-imaging/pet-ct/biograph-mct>

Yu J, Lin S, Lu H, Wang R, Liu J, Gutjahr R, Gao J. Optimize scan timing in abdominal multiphase CT: Bolus tracking with an individualized post-trigger delay. *Eur J Radiol*. 2022 Mar;148:110139. doi: 10.1016/j.ejrad.2021.110139. Epub 2021 Dec 31. PMID: 35021118.

Adibi A, Shahbazi A. Automatic bolus tracking versus fixed time-delay technique in biphasic multidetector computed tomography of the abdomen. *Iran J Radiol*. 2014 Jan;11(1):e4617. doi: 10.5812/iranradiol.4617. Epub 2014 Jan 30. PMID: 24693300; PMCID: PMC3955856.

Itoh S, Ikeda M, Achiwa M, Satake H, Iwano S, Ishigaki T. Late-arterial and portal-venous phase imaging of the liver with a multislice CT scanner in patients without circulatory disturbances: automatic bolus tracking or empirical scan delay? *Eur Radiol*. 2004 Sep;14(9):1665-73. doi: 10.1007/s00330-004-2321-5. Epub 2004 Apr 6. PMID: 15067427.

Brechtel K, Klein M, Vogel M, Mueller M, Aschoff P, Beyer T, Eschmann SM, Bares R, Claussen CD, Pfannenbergl AC. Optimized contrast-enhanced CT protocols for diagnostic whole-body 18F-FDG PET/CT: technical aspects of single-phase versus multiphase CT imaging. *J Nucl Med*. 2006 Mar;47(3):470-6. PMID: 16513616.

Metrard G, Cohen C, Bailly M. Comprehensive literature review of oral and intravenous contrast-enhanced PET/CT: a step forward? *Front Med (Lausanne)*. 2024 Mar 19;11:1373260. doi: 10.3389/fmed.2024.1373260. PMID: 38566921; PMCID: PMC10985176.

Scialpi M, Moschini TO, De Filippis G. PET/contrast-enhanced CT in oncology: "to do, or not to do, that is the question". *Radiol Med*. 2022 Sep;127(9):925-927. doi: 10.1007/s11547-022-01496-3. Epub 2022 Jul 30. PMID: 35907156.

Katalog místních radiologických standardů – nukleární medicína: pracovní postup č. PP-MP-L019-01-01.: 3.vydání. Fakultní nemocnice Olomouc, 2021

## Seznam tabulek

Tabulka 1: Akviziční parametry CT – Biograph mCT, Biograph Vision 600

Tabulka 2: Rekonstrukční parametry CT - Biograph Vision 600

Tabulka 3: Rekonstrukční parametry CT – Biograph mCT

Tabulka 4: Rekonstrukční parametry PET - Biograph mCT, Biograph Vision 600

Tabulka 5: Množství podané jodové kontrastní látky - Ultravist 370

Tabulka 6: Aplikační schéma 1

Tabulka 7: Aplikační schéma 2

Tabulka 8: Aplikační schéma 3

Tabulka 9: Aplikační schéma 4

Tabulka 10: Charakteristika retrospektivního souboru pacientů

Tabulka 11: Charakteristika prospektivního souboru pacientů

Tabulka 12: Statistické hodnoty denzit aorta descendens

Tabulka 13: Statistické hodnoty denzit periferního jaterního parenchymu

Tabulka 14: Statistické hodnoty denzit vena portae

Tabulka 15: Statistické hodnoty denzit parenchymu sleziny

Tabulka 16: Výsledky p-hodnot série testů normality.

Tabulka 17: Výsledky p-hodnot série testů o shodě rozptylů

Tabulka 18: Velikosti rozptylů

Tabulka 19: Studentův dvouvýběrový t-test denzit aorta descendens

Tabulka 20: Síla efektu – střední hodnota před a po aorta descendens

Tabulka 21: Studentův dvouvýběrový t-test denzit jaterního parenchymu

Tabulka 22: Síla efektu – střední hodnota před a po parenchym jater

Tabulka 23: Studentův dvouvýběrový t-test denzit parenchymu sleziny

Tabulka 24: Síla efektu – střední hodnota před a po parenchymu sleziny

Tabulka 25: Likertova hodnotící škála

Tabulka 26: Hodnocení kvality CT vyšetření

Tabulka 27: Výsledky popisné statistiky – hodnocení kvality obrazu

## **Seznam grafů**

Graf 1: Hodnoty denzit descendentní aorty

Graf 2: Hodnoty denzit periferního jaterního parenchymu

Graf 3: Hodnoty denzit vena portae

Graf 4: Hodnoty denzit parenchymu sleziny

## **Seznam příloh**

Příloha 1: Měření denzit v oblasti aorta descendens

Příloha 2: Měření denzit v oblasti periferního jaterního parenchymu

Příloha 3: Měření denzit v oblasti vena portae

Příloha 4: Měření denzit v oblasti parenchymu sleziny

Příloha 5: Měření popisné statistiky

Příloha 6: Shapiro-Wilkův test normality

Příloha 7: Výpočet rozptylů

Příloha 8: Výsledky p-hodnot série testů o shodě rozptylů

Příloha 9: Výsledky Studentova t-testu s rovností rozptylů

Příloha 10: Souhlasné vyjádření vedoucího radiologického asistenta KNM FNOL s výzkumem

Příloha 11: Souhlasné stanovisko Etické komise FZV UP s výzkumnou částí diplomové práce

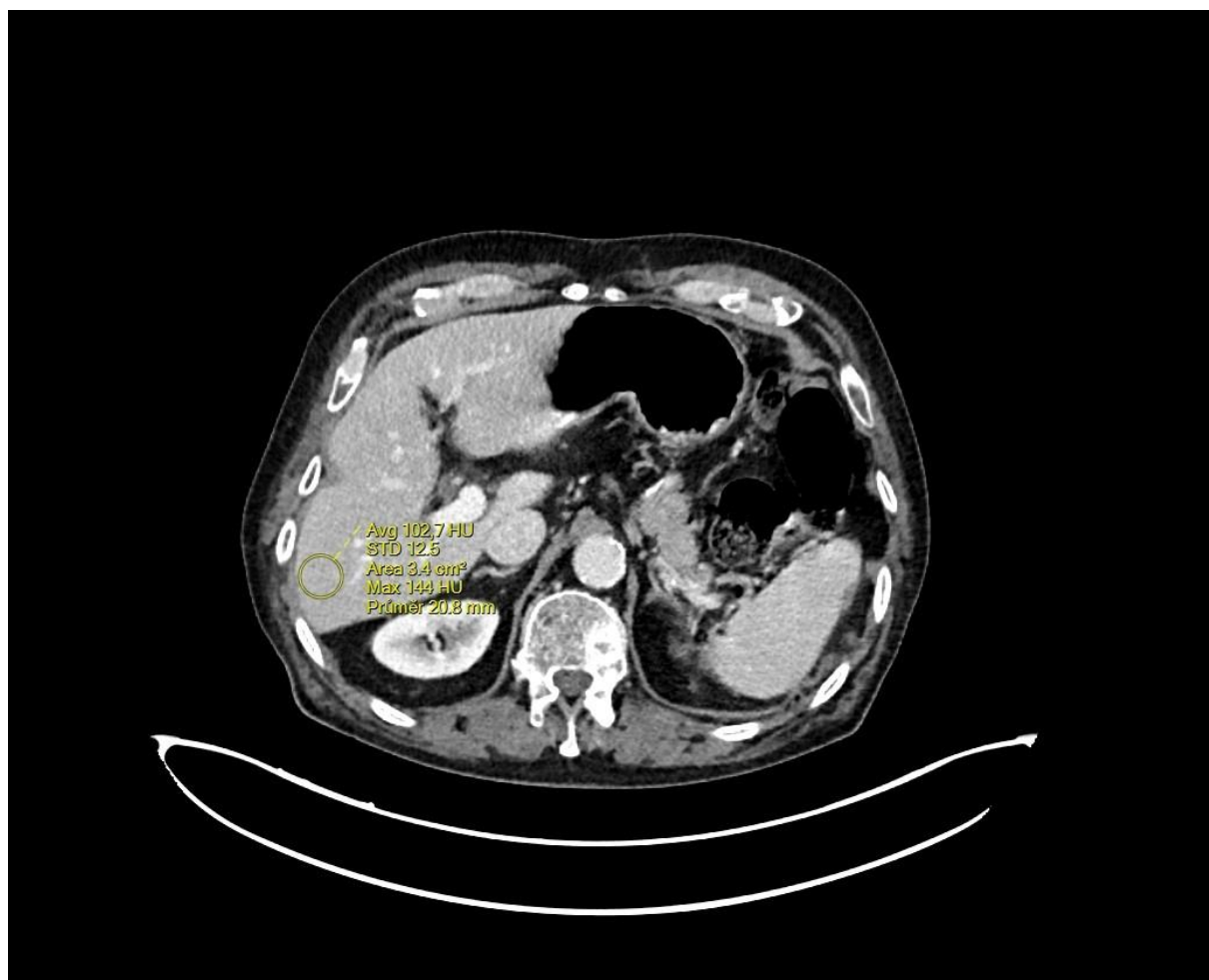


Příloha 1: Měření denzit v oblasti aorta descendens



Zdroj: FNOL – Archiv

Příloha 2: Měření denzit v oblasti periferního jaterního parenchymu



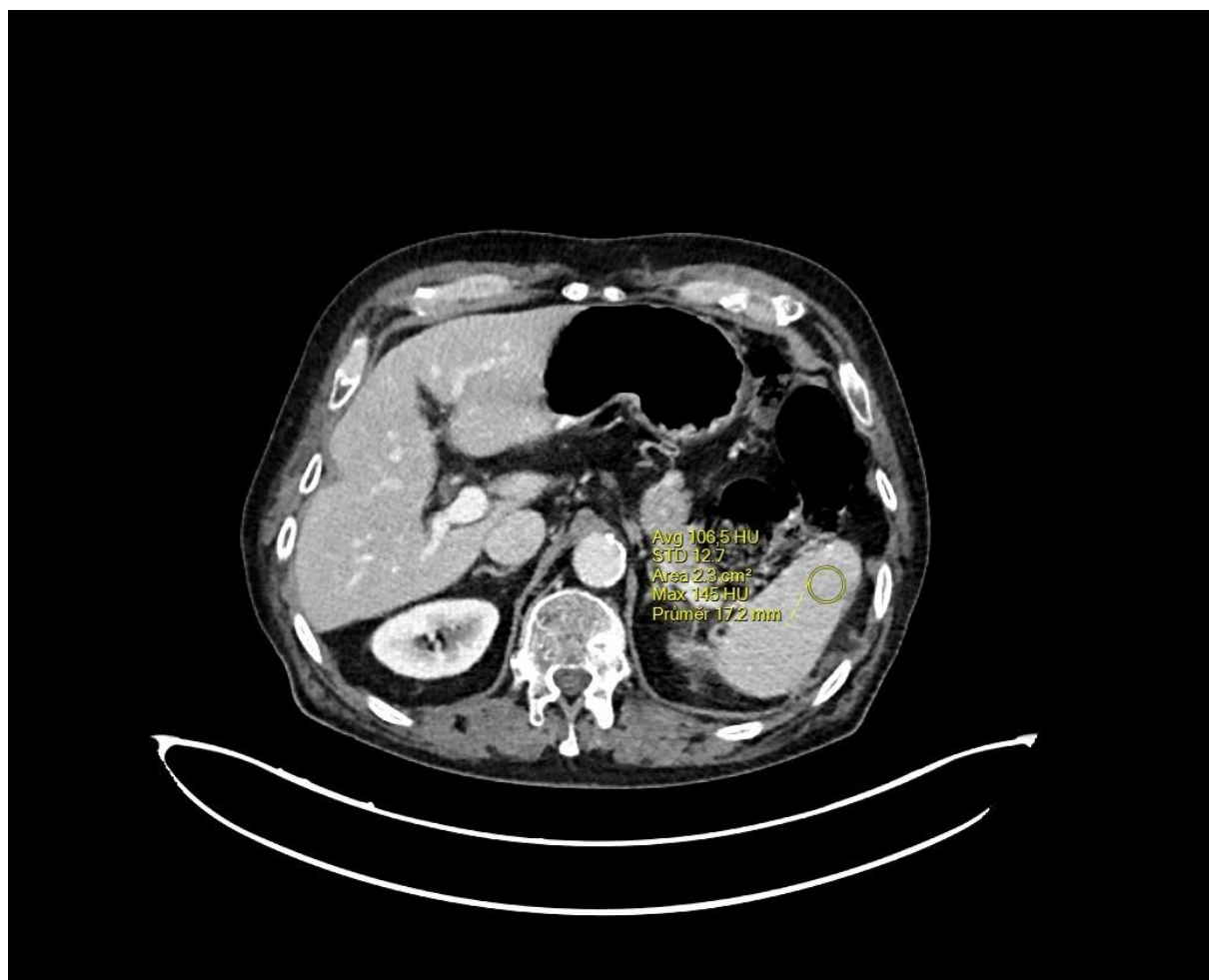
Zdroj: FNOL – Archiv

Příloha 3: Měření denzit v oblasti vena portae



Zdroj: FNOL – Archiv

Příloha 4: Měření denzit v oblasti parenchymu sleziny



Zdroj: FNOL – Archiv

## Příloha 5: Měření popisné statistiky

The screenshot shows the SPSS software interface with the 'Descriptives' dialog box open. The dialog box is configured to calculate various statistics for the variables 'věk', 'váha (kg)', and 'výška (cm)'. The 'Statistics' section is expanded, showing options for Sample Size, Central Tendency, Dispersion, Distribution, and Normality. The 'Descriptives' table in the main window displays the results of these calculations, split by the variable 'Před/po - 1/2'.

Descriptives	Před/po - 1/2	muž - 1, žena - 2	věk	wáha (kg)	wýška (cm)
N	1	1	47	47	47
	2	2	49	49	49
	2	1	50	50	50
	2	2	48	48	48
Mean	1	1	62.94	86.17	174.60
	2	2	62.31	72.20	164.37
	2	1	61.30	90.52	178.04
	2	2	62.40	71.67	165.10
Median	1	1	67	85	175
	2	2	65	71	164
	2	1	64.50	89.50	177.50
	2	2	64.00	70.00	165.50
Standard deviation	1	1	14.42	17.32	8.07
	2	2	14.17	16.27	6.69
	2	1	13.59	15.75	7.13
	2	2	13.44	14.16	6.94
Minimum	1	1	22	54	155
	2	2	25	45	151
	2	1	26	54	160
	2	2	22	48	148
Maximum	1	1	82	117	192
	2	2	89	118	183
	2	1	90	124	193
	2	2	83	114	177

Zdroj: vlastní

## Příloha 6: Shapiro-Wilkův test normality

The screenshot shows the jamovi software interface with the 'Descriptives' window open. The window displays the Shapiro-Wilk test results for five variables across two groups (1 and 2). The variables are: Před/po - 1/2, desc. Aorta (HU), játra - periferie (HU), vena portae (HU), and slezina (HU). The Shapiro-Wilk W and p-values are shown for each variable and group.

Maximum	1	171	128	216	127
	2	186	129	189	129

Descriptives		Před/po - 1/2	desc. Aorta (HU)	játra - periferie (HU)	vena portae (HU)	slezina (HU)
Mean	1	130.66	95.31	148.68	97.54	
	2	139.14	98.44	155.49	100.82	
Shapiro-Wilk W	1	0.99	0.99	0.99	0.98	
	2	0.97	0.97	0.98	0.99	
Shapiro-Wilk p	1	0.497	0.973	0.484	0.129	
	2	0.052	0.050	0.161	0.943	

References:

- [1] The jamovi project (2022). *jamovi*, (Version 2.3) [Computer Software]. Retrieved from <https://www.jamovi.org>.
- [2] R Core Team (2021). *R: A Language and environment for statistical computing*, (Version 4.1) [Computer software]. Retrieved from <https://cran.r-project.org>. (R packages retrieved from MRAN snapshot 2022-01-01).

Zdroj: vlastní

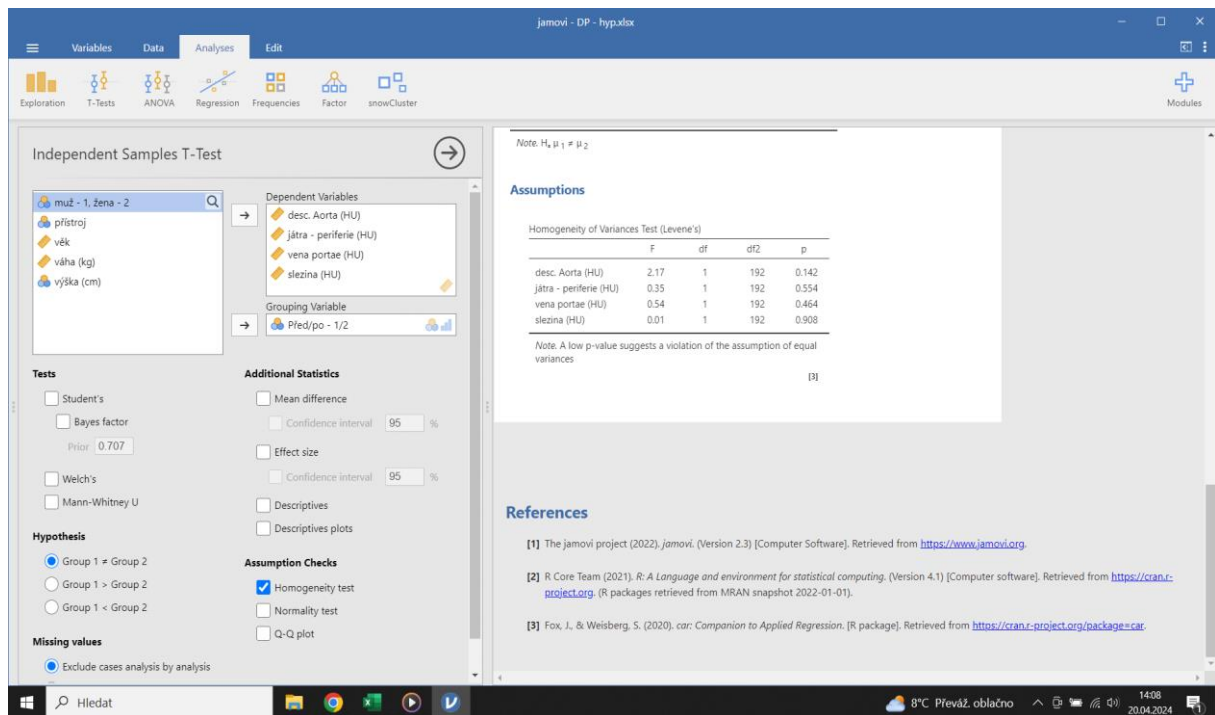
## Příloha 7: Výpočet rozptylů

The screenshot shows the jamovi software interface with the 'Descriptives' analysis window open. The window displays a list of variables on the left, a list of selected variables in the center, and a table of descriptive statistics on the right. The table shows N, Standard deviation, and Variance for five variables: Pred/po - 1/2, desc. Aorta (HU), játra - periferie (HU), vena portae (HU), and slezina (HU). The interface also includes a 'Statistics' panel with options for Sample Size, Percentile Values, Dispersion, Central Tendency, Distribution, and Normality.

	Před/po - 1/2	desc. Aorta (HU)	játra - periferie (HU)	vena portae (HU)	slezina (HU)
N	1 2	96 98	96 98	96 98	96 98
Standard deviation	1 2	15.82 13.73	13.54 14.55	19.65 17.41	10.77 10.71
Variance	1 2	250.35 188.41	183.31 211.61	385.97 303.04	115.89 114.61

Zdroj: vlastní

## Příloha 8: Výsledky p-hodnot série testů o shodě rozptylů



jamovi - DP - hyp.xlsx

Independent Samples T-Test

muž - 1, žena - 2

Dependent Variables

- desc. Aorta (HU)
- játra - periferie (HU)
- vena portae (HU)
- slezina (HU)

Grouping Variable

Před/po - 1/2

Tests

- Student's
- Bayes factor
- Prior: 0.707
- Welch's
- Mann-Whitney U

Hypothesis

- Group 1 ≠ Group 2
- Group 1 > Group 2
- Group 1 < Group 2

Missing values

- Exclude cases analysis by analysis

Additional Statistics

- Mean difference
- Confidence interval: 95 %
- Effect size
- Confidence interval: 95 %
- Descriptives
- Descriptives plots

Assumption Checks

- Homogeneity test
- Normality test
- Q-Q plot

Note:  $H_0: \mu_1 = \mu_2$

Assumptions

Homogeneity of Variances Test (Levene's)

	F	df	df2	p
desc. Aorta (HU)	2.17	1	192	0.142
játra - periferie (HU)	0.35	1	192	0.554
vena portae (HU)	0.54	1	192	0.464
slezina (HU)	0.01	1	192	0.908

Note: A low p-value suggests a violation of the assumption of equal variances [3]

References

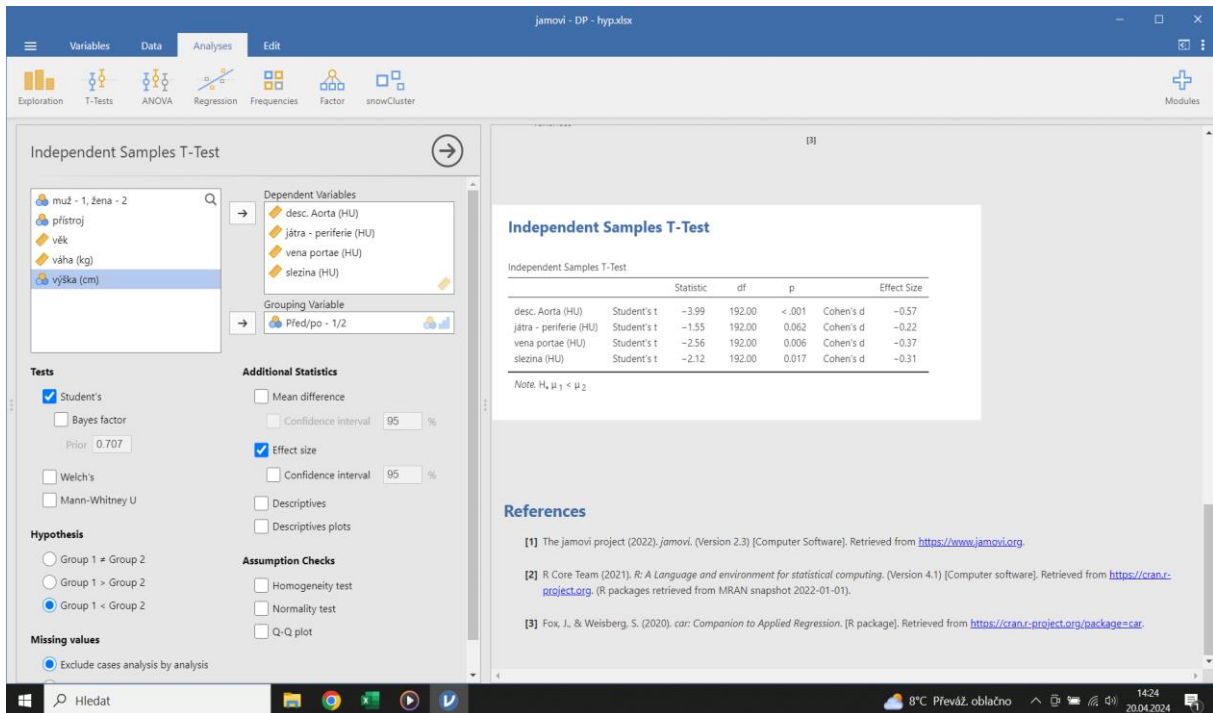
- [1] The Jamovi project (2022). jamovi. (Version 2.3) [Computer Software]. Retrieved from <https://www.jamovi.org>
- [2] R Core Team (2021). R: A Language and environment for statistical computing. (Version 4.1) [Computer software]. Retrieved from <https://cran.r-project.org>. (R packages retrieved from MRAN snapshot 2022-01-01).
- [3] Fox, J., & Weisberg, S. (2020). car: Companion to Applied Regression. [R package]. Retrieved from <https://cran.r-project.org/package=car>.

8°C Převáž. oblačno 14:08 20.04.2024

Zdroj: vlastní



## Příloha 9: Výsledky Studentova t-testu s rovností rozptylů



The screenshot shows the JAMOVI software interface for an Independent Samples T-Test. The dependent variables are desc. Aorta (HU), játra - periferie (HU), vena portae (HU), and slezina (HU). The grouping variable is Před/po - 1/2. The results table is as follows:

Independent Samples T-Test	Statistic	df	p	Effect Size	
desc. Aorta (HU)	Student's t	-3.99	192.00	<.001	Cohen's d -0.57
játra - periferie (HU)	Student's t	-1.55	192.00	0.062	Cohen's d -0.22
vena portae (HU)	Student's t	-2.56	192.00	0.006	Cohen's d -0.37
slezina (HU)	Student's t	-2.12	192.00	0.017	Cohen's d -0.31


Note:  $H_0: \mu_1 = \mu_2$

References:

- [1] The jamovi project (2022). jamovi. (Version 2.3) [Computer Software]. Retrieved from <https://www.jamovi.org>
- [2] R Core Team (2021). R: A Language and environment for statistical computing. (Version 4.1) [Computer software]. Retrieved from <https://cran.r-project.org>. (R packages retrieved from MIRROR snapshot 2022-01-01).
- [3] Fox, J., & Weisberg, S. (2020). car: Companion to Applied Regression. [R package]. Retrieved from <https://cran.r-project.org/package=car>.

Zdroj: vlastní

Příloha 10: Souhlasné vyjádření vedoucího radiologického asistenta KNM FNOL s výzkumem

	<b>FAKULTNÍ NEMOCNICE<sup>®</sup> OLOMOUC</b>	<b>ODBOR KVALITY</b>	<i>Fm-MP-G015-05-ZADOST-001</i>		
I. P. Pavlova 185/6, 779 00 Olomouc Tel. 588 441 111, E-mail: <a href="mailto:info@fnol.cz">info@fnol.cz</a> IČ: 00098692			<i>verze č. 1, str. 1/2</i>		
<b>Žádost o poskytnutí informace pro studijní účely/sběr dat</b>					
Jméno a příjmení žadatele:	Veronika Hegerová				
Datum narození:	12.6.1997	Telefon:	725613616	E-mail:	veronika.hegerova@fnol.cz
Kontaktní adresa:	Přerovská 374, Velký Újezd, 783 55				
Přesný název školy/fakulty:	Univerzita Palackého v Olomouci / Fakulta zdravotnických věd				
Obor studia:	Zobrazovací technologie v radiodiagnostice				
Forma studia:	<input type="checkbox"/> prezenční	<input checked="" type="checkbox"/> kombinovaná	<input type="checkbox"/> distanční		
Téma závěrečné práce:	Hybridní CT přístroj				
Žadatel ve FNOL koná odbornou praxi:	<input type="checkbox"/> ANO na pracovišti: _____ v termínu od: _____ do: _____ <input checked="" type="checkbox"/> NE				
Žadatel je zaměstnancem FNOL:	<input checked="" type="checkbox"/> ANO na pracovišti: <u>Klinika nukleární medicíny</u> <input type="checkbox"/> NE				
Pracoviště FNOL dotčená průzkumem:	Klinika nukleární medicíny				
Účel žádosti:	<input checked="" type="checkbox"/> sběr dat/zjišťování informací pro zpracování diplomové/bakalářské práce <input type="checkbox"/> sběr dat/zjišťování informací pro zpracování seminární/odborné práce <input type="checkbox"/> sběr dat/zjišťování informací pro jiný účel: (uvedte):				
Požadavek na (zaškrtněte):	<i>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“.</i>				
<input type="checkbox"/> Dotazníková akce	<input type="checkbox"/> pro pacienty FNOL	<input type="checkbox"/> 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.					
<input checked="" type="checkbox"/> Nahlížení do zdravotnické dokumentace	Předpokládaný počet kusů zdravotnické dokumentace, do které bude žadatel nahlížet: 100				
Termín, ve kterém bude žadatel nahlížet do zdravotnické dokumentace: od:	30.1.2024	do:	1.5.2024		
Přesná specifikace co bude žadatel vyhledávat ve zdravotnické dokumentaci: Ze zdravotnické dokumentace budu získávat data o tělesné hmotnosti a výšce pacientů, eventuelně hodnotu BMI. Případně budu zjišťovat pohlaví a diagnózu pacienta.					

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): Měření denzity (koncentrace) kontrastní látky v určitých tělesných strukturách a cévách

Za které období budou data zjišťována: 2022-2024

Kdy proběhne sběr dat žadatelem: od: 30.1.2024 do: 1.5.2024

Přesná specifikace co bude žadatel zjišťovat: Tělesnou výšku, váhu, diagnózu, pohlaví pacientů vyšetřovaných na PET/CT. Budou zpracována data z dávkového reportu na PET/CT přístroji a měřena denzita (hustota) kontrastních látek. Měření bude probíhat softwarově prostřednictvím programu pro obrazovou dokumentaci. Tato data budou použita k porovnání kvality obrazu CT před a po zavedení metody bolus tracking.

Způsob zveřejnění závěrečné/seminární práce: Prostřednictvím databáze kvalifikačních prací na Portálu UP

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):

3.1.2024

Schválil (datum podpis):

5.1.24

Ing. Jiří Horálek  
vedoucí radiologický asistent  
Klinika nukleární medicíny

Poznámky:

## Příloha 11: Souhlasné stanovisko Etické komise FZV UP s výzkumnou částí diplomové práce



Fakulta  
zdravotnických věd

Genius loci

UPOL-6801/1030S-2024

Vážená paní  
**Bc. Veronika Hegerová**

2024-01-10

Vyjádření Etické komise FZV UP

Vážená paní bakalářko,

na základě Vaší Žádosti o stanovisko Etické komise FZV UP byla Vaše výzkumná část diplomové práce posouzena a po vyhodnocení všech zaslaných dokumentů Vám sdělujeme, že diplomové práci s názvem „**Bolus tracking na hybridním PET/CT: vliv na kvalitu obrazu**“, jehož jste hlavní řešitelkou, bylo uděleno

**souhlasné stanovisko Etické komise FZV UP.**

S pozdravem,

Mgr. Simona Dobešová Cakirpaloglu, Ph.D.  
předsedkyně  
Etické komise FZV UP

Fakulta zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci  
Hněvotínská 3 | 775 15 Olomouc | T: 585 632 852  
www.fzv.upol.cz