

UNIVERZITA PARDUBICE
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2025

Nela Konrádová

Univerzita Pardubice
Fakulta zdravotnických studií

Hybridní PET/CT zobrazení gynekologických nádorů

Bakalářská práce

2025

Nela Konrádová

Univerzita Pardubice
Fakulta zdravotnických studií
Akademický rok: 2022/2023

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(projektu, uměleckého díla, uměleckého výkonu)

Jméno a příjmení: **Nela Konrádová**
Osobní číslo: **Z21208**
Studijní program: **B0914P360014 Radiologická asistence**
Téma práce: **Hybridní PET/CT zobrazení gynekologických nádorů**
Téma práce anglicky: **Hybrid PET/CT imaging of gynecological tumors**
Zadávající katedra: **Katedra klinických oborů**

Zásady pro vypracování

1. Studium literatury, sběr informací a popis současného stavu řešené problematiky.
2. Stanovení cílů a metodiky práce.
3. Příprava a realizace výzkumného šetření dle stanovené metodiky.
4. Analýza a interpretace získaných dat.
5. Zhodnocení výsledků práce.

Rozsah pracovní zprávy: **35 stran**
Rozsah grafických prací: **dle doporučení vedoucího**
Forma zpracování bakalářské práce: **tištěná/elektronická**

Seznam doporučené literatury:

1. HAVLÍČEK, Karel, ČERVENKOVÁ, Zuzana a BLANAŘ Vít, 2019. *Anatomické listy*. Pardubice: Univerzita Pardubice. 135s. ISBN 978-80-7560-242-8.
2. KORANDA, Pavel a kolektiv, 2017. *Nukleární medicína*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. 201s. ISBN 978-80-244-4031-6.
3. KRAFT, Otakar a PEKÁREK, Jan, 2012. *Radiofarmaka*. Ostrava: Ostravská Univerzita v Ostravě, Lékařská fakulta. 97s. ISBN 978-80-7464-183-1.
4. VORLÍČEK, Jiří (ed.), 2012. *Onkologie*. Praha: Triton. 250s. ISBN 978-80-7387-603-6.
5. VOTRUBOVÁ, Jana, 2009. *Klinické PET a PET/CT*. Praha: Galén. 207s. ISBN 978-80-7262-619-9.

Vedoucí bakalářské práce: **Mgr. Petr Vicherek**
Katedra klinických oborů

Datum zadání bakalářské práce: **1. prosince 2022**
Termín odevzdání bakalářské práce: **23. dubna 2025**

doc. RNDr. ThLic. Karel Sládek, Ph.D., MBA v.r.
děkan

L.S.

Mgr. Zuzana Červenková, Ph.D. v.r.
vedoucí katedry

V Pardubicích dne 4. března 2025

PROHLÁŠENÍ AUTORA

Prohlašuji:

Práci s názvem *Hybridní PET/CT zobrazení gynekologických nádorů* jsem vypracovala samostatně. Veškeré literární prameny a informace, které jsem v práci využila, jsou uvedeny v seznamu použité literatury. Byla jsem seznámena s tím, že se na moji práci vztahují práva a povinnosti vyplývající ze zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, zejména se skutečností, že Univerzita Pardubice má právo na uzavření licenční smlouvy o užití této práce jako školního díla podle § 60 odst. 1 autorského zákona, a s tím, že pokud dojde k užití této práce mnou nebo bude poskytnuta licence o užití jinému subjektu, je Univerzita Pardubice oprávněna ode mne požadovat přiměřený příspěvek na úhradu nákladů, které na vytvoření díla vynaložila, a to podle okolností až do jejich skutečné výše. Beru na vědomí, že v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb., o vysokých školách a o změně a doplnění dalších zákonů (zákon o vysokých školách), ve znění pozdějších předpisů, a směrnicí Univerzity Pardubice č. 7/2019 Pravidla pro odevzdávání, zveřejňování a formální úpravu závěrečných prací, ve znění pozdějších dodatků, bude práce zveřejněna prostřednictvím Digitální knihovny Univerzity Pardubice.

V Pardubicích dne 16.04. 2025

Nela Konrádová v. r.

PODĚKOVÁNÍ

Ráda bych poděkovala mému vedoucímu bakalářské práce panu Mgr. Petru Vicherkovi za ochotu, cenné rady a trpělivost při psaní práce. Také bych chtěla poděkovat vedení a zaměstnancům obou tuzemských nemocnic za pomoc při zpracovávání praktické části práce. Díky patří i mé rodině a blízkým, kteří mne po celou dobu studia podporovali.

ANOTACE

Bakalářská práce se zaměřuje na problematiku PET/CT vyšetření gynekologických nádorů. V teoretické části je shrnuta anatomie ženského pohlavního systému, princip hybridního přístroje PET/CT, poznatky ohledně gynekologických nádorů, problematika radiofarmak a využití PET/CT v diagnostice gynekologických novotvarů. Cílem praktické části práce je popsat průběh PET/CT vyšetření u gynekologických malignit a použité akviziční parametry ve dvou tuzemských nemocnicích, s jejich následným vzájemným porovnáním vůči publikovaným údajům z dalších dvou vybraných zahraničních nemocnic.

KLÍČOVÁ SLOVA

Nukleární medicína, pozitronová emisní tomografie, radiofarmaka, gynekologické nádory, radiologický asistent

TITLE

Hybrid PET/CT imagination of gynecological tumors

ANNOTATION

The bachelor thesis focuses on the issue of PET/CT examination of gynecological tumors. In theoretical part there is summarized anatomy of female reproductive system, principle of hybrid PET/CT, findings about gynecological tumors, radiopharmaceuticals and usage of PET/CT in diagnostics of gynecological tumors. The goal of practical part of the thesis is to describe the process of PET/CT examination of gynecological malignancies, and used acquisition parameters from two domestic hospitals, with their comparison with published parameters from two selected foreign hospitals.

KEYWORDS

Nuclear medicine, positron emission tomography, radiopharmaceuticals, gynecological tumors, radiology assistant

OBSAH

Úvod.....	13
1 Cíle a metody práce	14
Teoretická část.....	15
2 Nukleární medicína	15
2.1 Radioaktivní přeměny	15
2.1.1 Přeměna alfa	15
2.1.2 Přeměna beta.....	15
2.1.3 Přeměna gama.....	16
2.2 Radiofarmaka.....	17
2.2.1 Získávání radiofarmak.....	17
2.2.2 Kontrola kvality radiofarmak.....	19
2.2.3 Radiofarmaka pro PET	20
2.3 Radiační ochrana na pracovišti nukleární medicíny	22
2.3.1 Atomový zákon.....	22
2.3.2 Deterministické a stochastické účinky ionizujícího záření.....	23
2.3.3 Cíle a principy radiační ochrany	23
2.3.4 Lékařské ozáření	25
3 Gynekologické nádory	26
3.1 Anatomie ženského pohlavního systému	26
3.1.1 Vnější pohlavní orgány.....	26
3.1.2 Vnitřní pohlavní orgány	26
3.2 Histologie ženského pohlavního systému	27
3.2.1 Tkáň epitelová.....	27
3.3 Gynekologické nádory	29
3.3.1 Ovariální karcinom.....	29
3.3.2 Karcinom endometria.....	31

3.3.3	Karcinom děložního hrdla	32
3.3.4	Vaginální karcinom	33
3.3.5	Vulvární karcinom	35
4	Pozitronová emisní tomografie.....	37
4.1	Konstrukce PET.....	37
4.2	Detekce záření	37
4.3	Rozdíly ve vyšetřování pomocí SPECT.....	38
4.4	Výpočetní tomograf	39
4.5	Hybridní PET/CT.....	39
4.5.1	PET/CT v onkologii	40
5	Využití PET/CT pro zhodnocení rozsahu gynekologických nádorů.....	41
5.1	PET/CT zobrazení cervikálního karcinomu.....	41
5.1.1	Primární nádor	41
5.1.2	Staging spádových lymfatických uzlin.....	41
5.1.3	Detekce vzdálených metastáz	42
5.2	PET/CT zobrazení ovariálního karcinomu.....	42
	Praktická část.....	43
6	Popis průběhu vyšetření.....	44
6.1	Průběh vyšetření v nemocnici A.....	44
6.1.1	Příchod a příprava pacientky k vyšetření	44
6.1.2	Vlastní vyšetření	45
6.2	Průběh vyšetření v nemocnici B.....	46
6.2.1	Příchod a příprava pacientky k vyšetření	46
6.2.2	Vlastní vyšetření	47
6.3	Postprocessing získaných dat	47
7	Výsledky srovnání akvizičních parametrů	51
8	Diskuze	55

9	Závěr	59
10	Použitá literatura	60
10.1	Primární zdroje	60
10.2	Sekundární zdroje	60
10.3	Odborné články.....	61
10.4	Internetové zdroje	63

SEZNAM OBRÁZKŮ A TABULEK

Obrázek 1 - Radioaktivita beta plus (Ullmann, c).....	16
Obrázek 2 - Popis cyklotronu (Reichl, 2016)	18
Obrázek 3 - Molekula FDG a její transport do rakovinotvorné buňky (Papathanasiou et al., 2022).....	22
Obrázek 4 - Závislost biologického účinku na velikosti absorbované dávky záření (Ullmann, a)	23
Obrázek 5 - Vnitřní ženský pohlavní systém (Hanzlová et al., 2012)	27
Obrázek 6 - Typy epitelů (Vajner et al., 2018).....	28
Obrázek 7 - Popis funkce PET (Ullmann, b).....	38
Obrázek 8 - Popis funkce CT přístroje (Ullmann, d)	39
Obrázek 9 - Přístroje PET/CT (archiv autora)	48
Obrázek 10 - Tlakový injektor KL (archiv autora)	48
Obrázek 11 - Zakládání nového vyšetřovacího protokolu (archiv autora).....	49
Obrázek 12 - Akviziční parametry zvolené pro CT složku (archiv autora)	49
Obrázek 13 - Volba objemu KL a fyziologického roztoku na tlakovém injektoru (archiv autora)	50
Tabulka 1 - Přehled limitů (Vyhláška o radiační ochraně a zabezpečení radionuklidového zdroje, 2016)	24
Tabulka 2 - Limity pro oční čočku a kůži (Vyhláška o radiační ochraně a zabezpečení radionuklidového zdroje, 2016)	25
Tabulka 3 - Radiofarmaka užívaná při onkologické diagnostice na PET (Koranda et al., 2017)	40
Tabulka 4 - Srovnání jednotlivých parametrů napříč tuzemskými a zahraničními nemocnicemi - CT část (Nemocnice A – MRS Nemocnice A, 2025; Nemocnice B – MRS Nemocnice B, 2025; Nemocnice C – Nguyen et al., 2020; Nemocnice D - Isaji et al., 2023)	51
Tabulka 5 - Srovnání jednotlivých parametrů napříč tuzemskými a zahraničními nemocnicemi – PET část (Nemocnice A – MRS Nemocnice A, 2025; Nemocnice B – MRS Nemocnice B, 2025; Nemocnice C – Nguyen et al., 2020; Nemocnice D - Isaji et al., 2023)	53

SEZNAM ZKRATEK A ZNAČEK

^{11}C	Uhlík-11
^{18}F	Fluor-18
^{68}Ga	Galium-68
^{99}Mo	Molybden-99
$^{99\text{m}}\text{Tc}$	Technecium-99 metastabilní
ALARA	As Low As Reasonably Achievable
BGO	Bismut-germanium oxid
Bq	Becquerel
BRCA	Geny rakoviny prsu
CA-125	Cancer antigen 125
Ci	Curie
cm	Centimetr
CT	Výpočetní tomografie
ČR	Česká republika
DM	Diabetes mellitus
DNA	Deoxyribonukleová kyselina
DOTA	Kyselina dodekantetraoctová
DRÚ	Diagnostická referenční úroveň
FDG	[^{18}F]fluorodeoxyglukóza
FIGO	Mezinárodní federace gynekologie a porodnictví
Gy	Gray
HPV	Lidský papilomavirus
i.v.	Intravenózně

JKL	Jodová kontrastní látka
keV	Kiloelektronvolt
kg	Kilogram
KL	Kontrastní látka
LSO	Lutecium-oxyorthosilikát
LU	Lymfatické uzliny
mAs	Miliampérsekunda
MBq	Megabecquerel
$\mu\text{mol/l}$	Mikromol na litr
mm	Milimetr
mmol/l	Milimol na litr
MRS	Místní radiologické standardy
mSv	Milisievert
PET	Pozitronová emisní tomografie
PET/CT	Pozitronová emisní tomografie/výpočetní tomografie
RA	Radiologický asistent
SNMMI	Asociace nukleární medicíny a molekulárního zobrazování
SPECT	Jednofotonová emisní tomografie
SÚJB	Státní úřad pro jadernou bezpečnost
SÚKL	Státní ústav pro kontrolu léčiv
SÚRO	Státní ústav radiační ochrany
$T_{1/2}$	Poločas rozpadu
ÚZIS	Ústav zdravotnických informací a statistiky
V	Volt

ÚVOD

Bakalářská práce je zaměřena na hybridní PET/CT vyšetření gynekologických nádorů. Přístroj PET zaznamenává metabolické změny v nádoru a tím umožňuje diagnostiku k odlišení nádoru od dalších procesů, jako je například metastáza či glióza. Naproti tomu CT ukazuje přesnou lokalizaci nádoru a jeho velikost, strukturu nebo zda nádor neprorůstá i do jiných okolních tkání. Fúze těchto dvou zobrazovacích metod (PET/CT) umožňuje lokalizovat patologické změny metabolismu a ukazuje anatomický detail nádoru. (Koranda et al., 2017)

V České republice je incidence pacientek s gynekologickými nádory na mírném vzrůstu, nejvíce se jedná hlavně o ženy starší 60 let. Mezi nejčastější patří ovariální karcinom, který má převážně asymptomatický průběh. Jeho diagnostika pomocí PET/CT je velmi sporná, jelikož primární ložisko nemusí PET/CT zachytit z důvodu přítomnosti mucinózních karcinomů a také u žen před menopauzou. Velmi přínosné je PET/CT při diagnostice cervikálního karcinomu, hlavně tedy pro zhodnocení rozsahu nádoru nebo případně také postižené lymfatické uzliny. Dále je velmi častý karcinom děložního hrdla, který je agresivnější, a je nejčastěji diagnostikován na základě pravidelných gynekologických prohlídek a následně poté potvrzen na vyšetření PET/CT. (Engbersen et al., 2021; Schmiedehausen, 2014; ÚZIS, 2021)

V teoretické části popisují celkově téma nukleární medicíny, radioaktivní přeměny, radiofarmak a radiační ochrany. Následně shrnují poznatky z anatomie ženského pohlavního systému, které navazují na histologii a popsání jednotlivých gynekologických malignit. Dále popisují PET přístroj, jeho konstrukci, jak probíhá detekce záření a poté i hybridní PET/CT a jeho použití v rámci diagnostiky gynekologických nádorů.

V praktické části je popsán jak celkový průběh PET/CT vyšetření u gynekologických nádorů, tak i použité akviziční parametry, a to na základě stáží ve dvou tuzemských pracovištích nukleární medicíny. Ty jsou dále v praktické části porovnávány a diskutovány jak mezi sebou, tak i vůči dalším dvěma vybraným zahraničním nemocnicím, které publikovaly potřebné údaje. Hodnoty těchto akvizičních parametrů vedou k zamyšlení nad jejich vlivem na průběh vyšetření a výsledek.

1 CÍLE A METODY PRÁCE

V teoretické části je na základě literární rešerše cílem seznámit čtenáře s anatómií ženské pohlavní soustavy, soubornými poznatky ohledně gynekologických nádorů, popsat pracoviště nukleární medicíny, přiblížit pozitronová radiofarmaka užívaná k tomuto druhu vyšetření, princip funkce PET/CT přístroje a možnosti detekce gynekologických nádorů pomocí PET/CT.

Cílem praktické části je na základě stáží na dvou tuzemských odděleních nukleární medicíny popsat a porovnat průběh gynekologických PET/CT vyšetření včetně použitých akvizitních parametrů. Nasbíraná data jsou následně souhrnně porovnána s dostupnými údaji ze dvou dalších zahraničních nemocnic, s následným vyhodnocením vlivu jednotlivých parametrů a také, jak by měly vypadat ideální akvizitní parametry. Informace ze dvou zahraničních nemocnic byly získány ze článků umístěných na rozhraní Pubmed a vyhledávány pomocí klíčových slov „gynecological tumors“, „PET/CT“ a „acquisition parameters“. Vybrány byly následně takové odborné články, které obsahovaly dostatek potřebných informací pro zařazení do praktické části mé bakalářské práce a u kterých byly k dispozici potřebné akvizitní parametry.

TEORETICKÁ ČÁST

2 NUKLEÁRNÍ MEDICÍNA

2.1 Radioaktivní přeměny

Radioaktivní přeměna je proces v atomovém jádře, při kterém se nestabilní forma prvku s odlišným počtem protonů a neutronů čili radionuklid, přeměňuje a rozpadá, a přitom uvolňuje radioaktivní záření. Poločas přeměny ($T_{1/2}$) vyjadřuje tento rozpad v závislosti na čase, tj. za jakou dobu se rozpadne přesně polovina radionuklidu. Rozlišujeme tři základní typy radioaktivních přeměn – přeměna alfa, přeměna beta a přeměna gama využívaná v nukleární medicíně nejčastěji (Koranda et al., 2017; Kováčik et al., 2021).

2.1.1 Přeměna alfa

Přeměna alfa je pozorována u radioaktivních izotopů prvků mající protonové číslo vyšší než 82. Dochází k emisi kladně nabitě částice alfa, tedy jádra helia. Alfa záření vykazuje vysoké ionizační schopnosti, a právě z tohoto důvodu se používá v terapii zhoubných nádorů. Nejčastější alfa zářič, který se využívá k terapii kostních metastáz vznikajících při karcinomu prostaty, je radium-223 (Koranda et al., 2017).

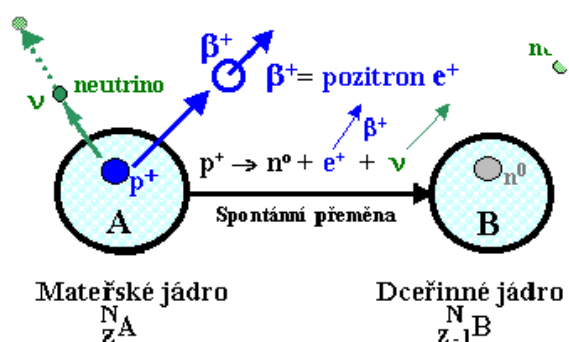
2.1.2 Přeměna beta

Přeměna beta je rozlišena na přeměnu beta minus, u které dochází k emisi elektronů z atomového jádra; přeměnu beta plus, tu doprovází emise pozitronů z atomového jádra a elektronový záchyt, doprovázený emisí charakteristického rentgenového záření z elektronového obalu (Koranda et al., 2017).

Přeměna beta minus je hojně využívána při terapii nádorových i dalších onemocnění díky střednímu doletu elektronů, který činí řádově milimetry (mm). Většina energie elektronů je tak absorbována v cílovém objemu. Beta záření často doprovází i emise záření gama v případě, že dceřiné jádro není v základním energetickém stavu. Takto vznikají smíšené beta-gama zářiče, které pomocí scintigrafie umožňují lépe zobrazovat průběh terapie. Jod-131 patří mezi nejznámější beta-gama zářiče, používá se při terapii onemocnění štítné žlázy (Koranda et al., 2017).

Při přeměně beta plus dochází ke změně z protonu na neutron v nestabilním jádře pozitronového zářiče (viz Obrázek 1). Přeměnu doprovází vyzáření pozitronu, který má kladný náboj a vlastnostmi je podobný elektronu ale s kladným nábojem. Kromě této částice vylétá také z jádra

neutrino, což je velmi lehká a elektricky neutrální částice, které nese kinetickou energii, o níž se rozdělí s emitovaným elektronem. Délka dráhy pozitronu je závislá na jeho energii, ale je poměrně krátká, ve tkáni urazí vzdálenost od desetin mm do několika mm. Na konci jeho dráhy dochází k anihilaci, kdy pozitron reaguje s elektronem okolní hmoty a oba společně zanikají. Anihilace je proces přeměny hmoty na elektromagnetické záření a je doprovázena emisí dvou kvant záření gama s energií 511 kiloelektronvoltů (keV). Kvanta se poté z místa anihilace pohybují přesně opačným směrem. Pozitronová emisní tomografie (PET) je právě na detekci těchto dvou vysokoenergetických fotonů založena (Bělohlávek, 2009; Koranda et al., 2017).



Obrázek 1 - Radioaktivita beta plus (Ullmann, c)

2.1.3 Přeměna gama

Přeměna gama je založena na emisi kvanta elektromagnetického vlnění. Energetické spektrum záření gama je čárové a to proto, že kvanta odnášejí z jádra určitou energii, která odpovídá přechodům mezi energetickými stavy jádra. Záření gama často vzniká i jako doprovodné záření k přeměně beta, někdy se totiž dceřinné jádro nachází ve vzbuzeném energetickém stavu, nikoli v jeho základním. Při přechodu ze vzbuzeného stavu do základního jsou tak vyzářeny fotony gama. Pokud dojde ke zpoždění tohoto přechodu, označuje se vzbuzený stav jako metastabilní. Z těchto metastabilních jader lze vytvořit čistý gama zářič jejich izolací. V nukleární medicíně se gama zářičů využívá při metodách *in vivo* a při většině vyšetření *in vitro*. Při *in vivo* vyšetřeních jsou fotony gama emitující z radiofarmaka detekovány mimo tělo pacienta, jelikož část fotonů tělem pacienta proniká. Část ale tělo absorbuje a dochází k radiační zátěži pacienta. Nežádoucí jsou pro diagnostiku v nukleární medicíně radionuklidy, které kromě záření gama emitují i záření beta, to totiž rovněž zvyšuje radiační zátěž pacienta. Záření gama je využíváno

při většině diagnostických vyšetření v rámci nukleární medicíny (Beneš et al., 2011; Koranda et al., 2017).

2.2 Radiofarmaka

Radiofarmakum je specifický léčivý přípravek obsahující jeden nebo více radionuklidů používaný na pracovištích nukleární medicíny především z diagnostických důvodů. Největším přínosem pro PET jsou biogenní radionuklidy vyráběné v cyklotronu jako je například uhlík-11 (^{11}C) nebo fluor-18 (^{18}F). Radiofarmakum může být ve formě iontu radionuklidu, tak je tomu v případě aniontu jodu-131, nebo je radionuklid vázán na různé sloučeniny, které jsou tímto radionuklidem označeny pomocí souprav neboli kitů přímo na oddělení. Radiofarmakum může být pacientovi aplikováno parenterálně, perorálně či inhalační cestou. Parenterální přípravky jsou využívány nejčastěji, mají formu pravých roztoků, koloidních disperzí či suspenzí. Mezi suspenze můžeme zařadit například makroagregáty albuminu značené metastabilním techneciem ($^{99\text{m}}\text{Tc}$). Perorální radiofarmaka jsou ve formě roztoků, emulzí, koloidů či jsou aplikovány jako tuhé látky. Radioaktivní plyny, mezi které patří hlavně metastabilní krypton-81, jsou pacientem inhalovány. (Koranda et al., 2017; Bělohávek, 2009).

2.2.1 Získávání radiofarmak

Radionuklidy jsou vyráběné buď v jaderných reaktorech, cyklotronech nebo je lze získávat z tzv. radionuklidových generátorů. (Koranda et al., 2017).

2.2.1.1 Jaderné reaktory

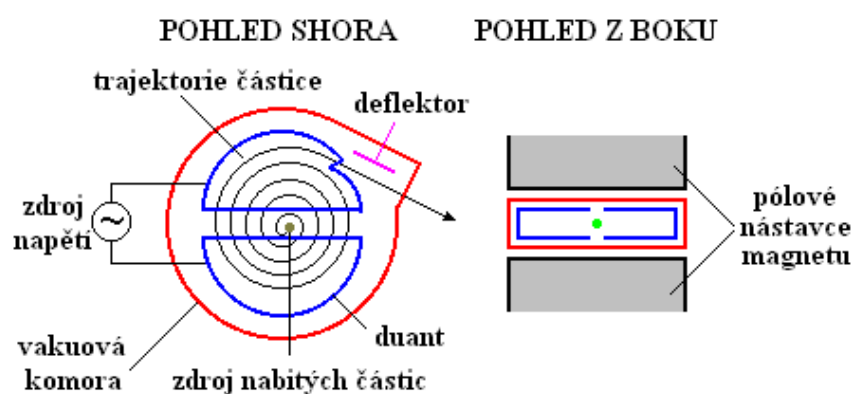
Radionuklidy mohou vznikat buď ozářením materiálu neutrony, které aktivují stabilní jádra, nebo izolací ze štěpných produktů uranu-235. Jaderné reaktory jsou používány především k výrobě radionuklidů s dlouhým $T_{1/2}$, což jsou například molybden-99 (^{99}Mo), chrom-51, jod-131, fosfor-32 nebo železo-59 (Koranda et al., 2017; Kováčik et al., 2021).

2.2.1.2 Cyklotrony

Radiofarmaka jsou nejčastěji vyráběna právě v cyklotronech. V roce 1937 byl Ernestem Orlandem Lawrencem vynalezen cyklotron, jehož mechanismus je užíván dodnes (Bailey et al., 2014).

V cyklotronu (viz Obrázek 2) se nacházejí částice pohybující se uvnitř dvou polokruhových komor. Tyto komory jsou umístěné mezi pólovými nástavci velkého 1-2 teslového magnetu. U duantů ve tvaru dvou polokruhových komor je přítomno střídavé elektrické napětí. V moment,

kdy nabitá částice vstoupí do tohoto elektrického pole, dojde k jejímu urychlení a k indukčním čarám vnějšího magnetického pole vstupuje kolmo do jednoho z duantů. Jakmile částice přestoupí z jednoho duantu do druhého, zvětší se poloměr její trajektorie a zvýší se rovněž její rychlost. S rostoucí velikostí rychlosti částice tak roste i poloměr částicové trajektorie. Za toto urychlení je zodpovědná změna polarity elektrického pole mezi duanty. Celý proces je opakován a tímto způsobem se tedy zvyšuje rychlost pohybu částice i poloměr trajektorie v oblasti duantů. Pokud nastane situace, kdy je poloměr trajektorie roven poloměru cyklotronu, částice opouští cyklotron s velkou kinetickou energií. V cyklotronu je tedy mezi duanty konstantní frekvence, kterou není třeba měnit. Částice lze v cyklotronu urychlit na energie řádově 25 megaelektronvoltů (Reichl, 2016).



Obrázek 2 - Popis cyklotronu (Reichl, 2016)

V cyklotronech se terčový materiál ozařuje protony a vznikají pozitronové zářiče ^{18}F , ^{11}C , kyslík-15, dusík-13. Ovšem radioizotopy ^{11}C , dusík-13 i kyslík-15 mají velmi krátký poločas rozpadu, a proto se připravují přímo na pracovištích PET v tzv. lékařských cyklotronech. Tento způsob lze využít i u přípravy pozitronového zářiče ^{18}F , jelikož jeho $T_{1/2}$ je 109 minut. Ve srovnání s jadernými reaktory je výroba v cyklotronech ale nákladnější (Koranda et al., 2017).

2.2.1.3 Generátory

Všechny generátory jsou založené na principu změny mateřského radionuklidu s delším $T_{1/2}$ v dceřiný radionuklid s $T_{1/2}$ kratším, tedy vhodnějšího pro použití v nukleární medicíně. Radionuklidy získané přímo na oddělení nukleární medicíny jsou následně smíchány se složkami kitu a použity jako výsledné radiofarmakum. (Koranda et al., 2017).

Radioizotopy s vyšším $T_{1/2}$, jako je například jod-131 s jeho $T_{1/2}$ 8 dnů, lze snadno dopravit na větší vzdálenosti do příslušných nemocnic. Radioizotopy jako je jod-123 mají již kratší $T_{1/2}$ a to

13 hodin, stále je ale možnost je přepravovat z oblasti výroby do zdravotnického zařízení bez nutnosti přípravy radiofarmaka přímo na pracovišti jako je tomu například u ^{11}C , ovšem je potřeba, aby výrobní radiofarmak byla v blízkosti nemocnice, kde je radiofarmakum následně použito. Z tohoto důvodu byly vyvinuty generátory na přípravu radiofarmak s kratším $T_{1/2}$ (Doherty et al., 2005).

Nejběžněji používaný generátor je molybden-techneciový s ^{99}Mo a $^{99\text{m}}\text{Tc}$. Jeho základ tvoří skleněná kolonka s obsahem oxidu hlinitého s adsorbovaným [^{99}Mo]molybdenanem amonným. Při přeměně ^{99}Mo vzniká $^{99\text{m}}\text{Tc}$ jako technecistanový iont $^{99\text{m}}\text{TcO}_4^-$. Tento technecistanový iont je odloučen promytím generátoru sterilním fyziologickým roztokem, tento proces se nazývá eluce. Aktivita ^{99}Mo tím klesá exponenciálně s poločasem 67 hodin. Aktivita dceřiného $^{99\text{m}}\text{Tc}$ po eluci roste do maximální hodnoty, následně je dosaženo přechodové rovnováhy a jeho aktivita poté klesá společně s aktivitou molybdenu (Koranda et al., 2017).

V prvních letech 21. století se na pracovištích PET začal používat generátor germanium-galiový s mateřským izotopem germaniem-68, mající $T_{1/2}$ 271 dní, a dceřiným radionuklidem galiem-68 (^{68}Ga) s $T_{1/2}$ 68 minut. Eluáty na bázi kyseliny chlorovodíkové poskytly kationtové ^{68}Ga místo inertního galia, které již lze navázat na kyselinu diethylentriaminpentaoctovou nebo kyselinu dodekantetraoctovou (DOTA). Radiofarmakum ^{68}Ga -DOTA-oktreotid se využívá při zobrazování neuroendokrinních nádorů pomocí PET (Rösch, 2012).

2.2.2 Kontrola kvality radiofarmak

Kontrola kvality zahrnuje mnoho procesů vedoucí ke zjištění, zda je připravené radiofarmakum vhodné k vlastnímu klinickému použití. V praxi to znamená, že nově vyrobený lék je v karanténě do doby, než je zjištěna kvalita odpovídající danému léčivu. Pokud je v pořádku, je poté schválen k použití. Na radiofarmaka jsou kladeny stejná kritéria jako na jakákoliv jiná léčiva, navíc ještě také z důvodu přítomnosti radioizotopu je kontrolována radioaktivita přípravku, dále čistota obsahujícího radionuklidu a radiochemická čistota. Avšak z důvodu velmi krátkých poločasů u některých radionuklidů neznáme všechny výsledky těchto zkoušek, jako například zkouška sterility či bakteriálních endotoxinů, ještě před rozpadem radiofarmaka (Doherty et al., 2005; Kraft et al., 2012).

2.2.2.1 Stanovení radioaktivity

Radioaktivita je veličina měřená v becquerelech (Bq) v rámci Mezinárodní soustavy jednotek. Jeden radioaktivní rozpad za sekundu se rovná 1 Bq. V klinické praxi se používá radioaktivita v rozmezí megabecquerelů (MBq) nebo gigabecquerelů. Celková aktivita radiofarmaka je

stanovena pomocí měřiče aktivity, jenž se nazývá kalibrátor, v ionizační komoře. Výsledná hodnota aktivity může být v rozmezí 90-100 % deklarovaného množství (Farstad et al., 2008; Koranda et al., 2017; Kraft et al., 2012).

2.2.2.2 Radionuklidová čistota

Radionuklidová čistota je vyjadřována v procentech a jedná se o poměr radioaktivity deklarovaného radionuklidu a celkové aktivity preparátu. U řady radiofarmak vychází radionuklidová čistota vysoká, vyšší než 99 %, zbytek tvoří tzv. kontaminanty, jako je například ^{99}Mo v $^{99\text{m}}\text{Tc}$. Kontaminanty jsou nežádoucí z důvodu zvýšení radiační zátěže pacienta nebo také mohou zkreslit výsledky vyšetření tím, že emitují záření s odlišnou energií, než má hlavní radionuklid. Kontrola čistoty radionuklidu se provádí měřením energie záření emitovaného radiofarmakem (Koranda et al., 2017; Kraft et al., 2012).

2.2.2.3 Radiochemická čistota

Poměr mezi radioaktivitou deklarovaného radionuklidu v radiofarmaku a celkové radioaktivity preparátu se nazývá radiochemická čistota. Kontroluje se obsah účinné radioaktivní složky, rušivých radioaktivních koloidů a zbytkové nenavázané radioaktivity. Pokud je radionuklid přítomen ještě v jiné chemické sloučenině, je tato sloučenina považována za nečistou z důvodu odlišné biokinetiky v závislosti na deklarovaném radiofarmaku. Tato rozdílná biokinetika může způsobit zvýšení radiační zátěže pacienta či znehodnocovat výsledky prováděného vyšetření. Ke kontrole čistoty radiofarmaka se používají především chromatografické metody (Koranda et al., 2017; Kraft et al., 2012).

2.2.3 Radiofarmaka pro PET

Pozitronová emisní tomografie využívá pouze pozitronové zářiče, což znamená, že při své radioaktivní přeměně produkuje částice beta plus záření neboli pozitrony. Nejčastěji používaný radionuklid je ^{18}F díky jeho delšímu $T_{1/2}$ (Votrubová, 2009).

2.2.3.1 ^{18}F -fluorodeoxyglukóza

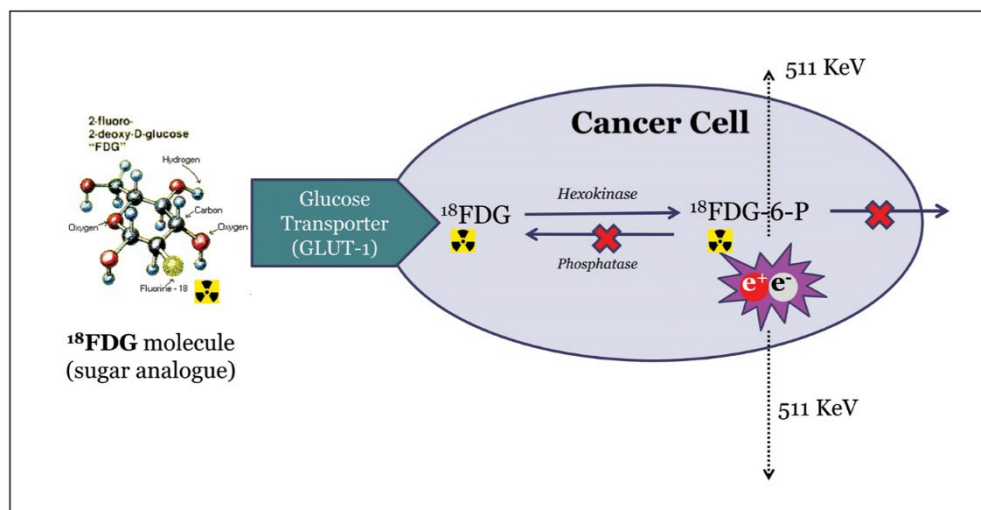
Úplný chemický název [^{18}F]fluorodeoxyglukózy (FDG) je 2- ^{18}F -fluoro-2-deoxy-D-glukóza a je to nejčastěji používané radiofarmakum na odděleních nukleární medicíny. Jeho přeměna je založena na emisi pozitronu a záchytu elektronu za vzniku kyslíku-18. Následně emitovaný pozitron anihiluje a emituje dva fotony gama s energií 511 keV (Bělohlávek, 2009).

V roce 1977 Sokoloff et al. popsali metabolismus glukózy v mozku krysy pomocí [¹⁴C]deoxyglukózy. Poté vznikl nápad označit tuto deoxyglukózu pozitronovým zářičem ¹⁸F, výsledkem byla právě již zmiňovaná FDG, tu v roce 1978 poprvé popsali Ido et al. Ve svém popisu vycházeli ze zkušeností Pacáka et al., kteří v Praze roku 1968 molekulu syntetizovali ovšem ještě se stabilním fluorem-19 (Bělohlávek, 2009).

Radiofarmakum FDG buňky vstřebávají podobně jako samotnou glukózu pomocí transportních proteinů jak proti koncentračnímu gradientu, tak i podél něj. V buňce jsou pak molekula FDG a glukóza pomocí enzymu hexokinázy fosforylovány na glukóza-6-fosfát a 2-FDG-6-fosfát který nepodléhá dalšímu metabolismu, a tak se v buňce hromadí. Molekula FDG může být však z buňky i částečně vylučována pomocí enzymu glukóza-6-fosfatázy. V rychle se množících buňkách nádorů, které mají rovněž i zvýšenou rychlost fosforylace a nižší hladinu glukóza-6-fosfatázy, se proto také zvyšuje metabolismus glukózy (viz Obrázek 3) a tím pádem dojde k vizualizaci pomocí PET právě těchto oblastí, což jsou převážně nádory či zánětlivá ložiska. Tyto patologické útvary jsou barevně odlišené a zobrazují se jasněji než okolní tkáň (Kapoor, 2022; Votrubová, 2009).

Orgán, který přirozeně velmi dobře akumuluje FDG, je mozek, jelikož je pro něj glukóza hlavním zdrojem energie. Intenzivně se na snímcích zobrazuje také moč a tím pádem i močový měchýř, kde je moč ukládána. Zvýšená akumulace FDG v kosterních svalech je nežádoucí, a proto je u pacientů před vyšetřením indikovaný určitý režim opatření jako je lačnění, dostatečná hydratace a vyloučení fyzické aktivity několik dní předem (Koranda et al., 2017; Viták et al., 2012).

Zhoršení akumulace FDG v nádorových buňkách způsobuje právě vysoká hladina glukózy v krvi. Pokud je u pacienta zjištěna zvýšená hladina glukózy v krvi, není možné provést vyšetření ¹⁸F-FDG PET/CT. Právě z tohoto důvodu je důležité dobře kompenzovat léčbu inzulinem u diabetiků. Na druhou stranu ale není možné řešit hyperglykémii podáním inzulinu před vyšetřením, jelikož by byla glukóza vychytávána v kosterním svalstvu, což by mělo za následek zhoršení kvality výsledku vyšetření (Koranda et al., 2017).



Obrázek 3 - Molekula FDG a její transport do rakovinné buňky (Papathanasiou et al., 2022)

2.3 Radiační ochrana na pracovišti nukleární medicíny

Na všech pracovištích, kde můžeme přijít do styku s ionizujícím zářením, a to nejen na pracovištích nukleární medicíny ale i na pracovišti radioterapie či radiodiagnostiky, jsou uplatňovány obecné principy a zásady vyplývající z atomového zákona č. 263/2016 Sb. V České republice se práce na oddělení nukleární medicíny řídí legislativními předpisy, a to právě zákonem o mírovém využívání jaderné energie a ionizujícího záření (IZ) neboli atomovým zákonem č. 263/2016 Sb., a vyhláškou o radiační ochraně č. 422/2016 Sb. Lékařská ozáření navíc podléhají i zákonu č. 202/2017 o specifických zdravotnických službách (Koranda et al., 2017).

2.3.1 Atomový zákon

Atomový zákon 263/2016 Sb., nabývající účinnosti 1. ledna 2017, popisuje předpisy Evropského společenství pro atomovou energii a Evropské unie. Atomový zákon zahrnuje pravidla, jak zacházet s jadernou energií, co dělat v případě expozičních situací, jak nakládat s radioaktivním odpadem, jak přepravovat radioaktivní a štěpné látky, monitorování radiační situace, jak se zachovat v případě mimořádné radiační situace, dále správné zabezpečení jaderného zařízení a zdrojů ionizujícího záření, popisuje výkon státní správy ohledně mírového užívání jaderné energie a požadavky k zajištění nešíření jaderných zbraní (SÚJB, 2016).

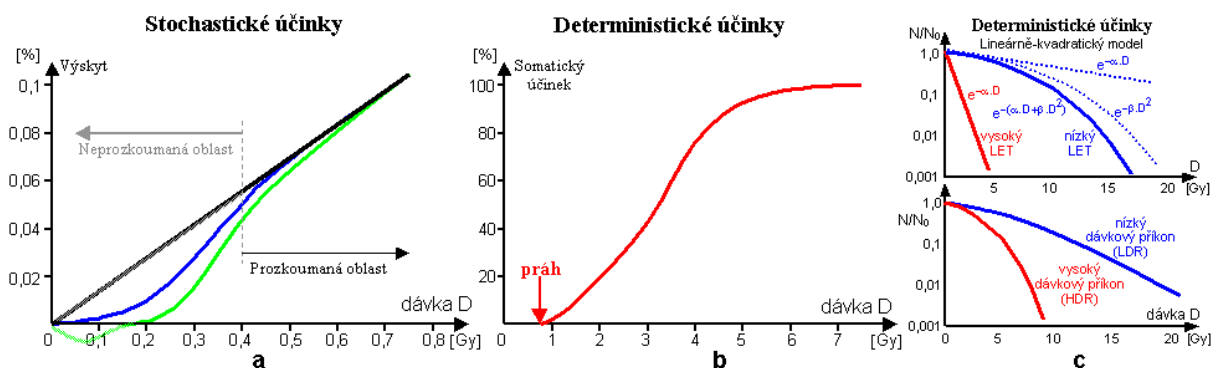
2.3.2 Deterministické a stochastické účinky ionizujícího záření

2.3.2.1 Deterministické účinky

Pokud dávka z IZ překročí určitý práh, vznikají deterministické účinky. Závažnost těchto účinků roste s dávkou (viz Obrázek 4) a jde o reakci ozářené tkáně na záření v důsledku smrti části buněčné populace. Do deterministických účinků spadá akutní nemoc z ozáření vznikající po jednorázovém celotělovém ozáření dávkou 1 gray (Gy), dále dochází k poškození kůže při prahové dávce 3 Gy, při dávce kolem 3 Gy dochází také k postižení fertility u žen, u mužů již při dávce kolem 0,25 Gy, k pozdním projevům se řadí chronická radiační dermatitida a katarakta, u níž je prahová dávka kolem 1 Gy (Seidl et al., 2012).

2.3.2.2 Stochastické účinky

Stochastické účinky jsou na rozdíl od těch deterministických bezprahové. Pokud je zvýšena dávka, dojde i ke zvýšení frekvence výskytu a pravděpodobnosti vzniku stochastických účinků (viz Obrázek 4). Řadíme sem především nádory a dědičné poruchy (Seidl et al., 2012).



Obrázek 4 - Závislost biologického účinku na velikosti absorbované dávky záření (Ullmann, a)

2.3.3 Cíle a principy radiační ochrany

Cílem radiační ochrany je především vyloučit deterministické účinky a co nejvíce omezit pravděpodobnost vzniku stochastických účinků. Ochrana před IZ je založena na třech základních principech, a to na principu zdůvodnění, optimalizace a na principu limitů (Koranda et al., 2017).

2.3.3.1 Princip zdůvodnění

K ozáření pacienta dojde pouze v případě, pokud přínos vyšetření převažuje rizika spojená s ionizujícím zářením. Na lékařská ozáření pacientů se nevztahují dávkové limity, ovšem i na

tato lékařská ozáření platí přísné požadavky vyplývající ze směrnice Rady č. 2013/59/Euratom o ochraně zdraví osob v souvislosti s lékařským ozářením (Koranda et al., 2017; SÚRO, 2024).

2.3.3.2 Princip optimalizace

U principu optimalizace se setkáváme se zkratkou ALARA (as low as reasonably achievable, tak nízké, jak lze rozumně dosáhnout). To znamená, že pacienta ozáříme se snahou zajistit co nejnižší radiační zátěž, jakou můžeme dosáhnout s ohledem na kvalitu obrazu (Koranda et al., 2017).

2.3.3.3 Princip limitů

Mezi povinnosti každého radiačního pracovníka patří dodržování určených limitů a zajištění, aby nedošlo k jejich překročení. Rozlišujeme tři základní skupiny limitů, a to obecné limity, limity pro radiační pracovníky a limity pro učně a studenty (viz Tabulka 1 a Tabulka 2). Pro osoby pomáhající při vyšetření či pro osoby žijící v jedné domácnosti s ozářeným pacientem jsou stanoveny limity zvláštní. Do limitů není zahrnuto lékařské záření a ozáření z přírodních zdrojů, které nejsou vědomě používány. Systém limitů se nevztahuje ani na osoby podílející se na zásazích v případě radiační události, ale přijatá dávka u těchto osob nesmí překročit desetinásobek základních limitů pro radiační pracovníky (SÚRO, 2024).

Tabulka 1 - Přehled limitů (Vyhláška o radiační ochraně a zabezpečení radionuklidového zdroje, 2016)

	Horní hranice součtu efektivních dávek za 1 rok	Horní hranice součtu efektivních dávek za 5 po sobě jdoucích let
Obecné limity pro obyvatele	1 mSv	5 mSv
Limity pro radiační pracovníky	20 mSv	100 mSv
Limity pro učně a studenty	6 mSv	-

Tabulka 2 - Limity pro oční čočku a kůži (Vyhláška o radiační ochraně a zabezpečení radionuklidového zdroje, 2016)

	Ekvivalentní dávka pro oční čočku za 1 rok	Ekvivalentní dávka na 1 cm² kůže za 1 rok	Ekvivalentní dávka na ruce od prstů až po předloktí a na nohy od chodidel až po kotníky za 1 rok
Obecné limity	15 m Sv	50 mSv	50 mSv
Limity pro radiační pracovníky	100 mSv	500 mSv	500 mSv
Limity pro učně a studenty	15 mSv	150 mSv	150 mSv

2.3.4 Lékařské ozáření

Lékařské ozáření znamená vystavení osoby IZ z důvodu lékařského vyšetření nebo léčby. Dle atomového zákona do lékařského ozáření spadá i ozáření osob, které se podílejí na pomoci osobě při vyšetření ionizujícím zářením. Lékařské ozáření je jediným případem, ve kterém je osoba vystavena IZ záměrně a jedná se o nevýznamnější zdroj ozáření obyvatel ve srovnání s ostatními umělými zdroji IZ (SÚJB, 2021).

2.3.4.1 Diagnostické referenční úrovně

Vzhledem k tomu, že pro lékařská ozáření nebyly zavedeny žádné limity, je samozřejmě i tak potřeba radiační zátěž pacienta usměrňovat, a proto byly stanoveny diagnostické referenční úrovně (DRÚ). Jsou stanoveny DRÚ národní ve vyhlášce č. 422/2016 a úrovně místní, které si stanovuje jednotlivě každé zdravotnické zařízení pro všechna běžně prováděná vyšetření. Tyto úrovně jsou vždy uváděny pro skupinu osob, nikoli pro jednotlivce. V rámci nukleární medicíny se používají jako hodnota aplikované aktivity radiofarmaka u pacienta o hmotnosti 70 kilogramů (kg), která by neměla být překračována. Jejich překročení je možné pouze tehdy, pokud má pacient více než 70 kg, nebo také pokud je to nutné z důvodu přítomnosti jiných onemocnění u pacienta, které ovlivňují metabolismus (Koranda et al., 2017; Súpová, 2019).

3 GYNEKOLOGICKÉ NÁDORY

3.1 Anatomie ženského pohlavního systému

Ženský pohlavní systém můžeme rozdělit na vnější pohlavní orgány, který zahrnuje vulvu a vnitřní pohlavní orgány. Zde se nachází pochva (*vagina*), děloha (*uterus*), vejcovody (*tubae uterinae*) a vaječníky (*ovaria*) (Havlíček et al., 2019).

3.1.1 Vnější pohlavní orgány

3.1.1.1 Vulva

Vulva se řadí do vnějších pohlavních orgánů a skládá se z velkých stydkých pysků a malých stydkých pysků. Mezi velkými stydkými pysky se se nachází šterbina stydká. Za malými stydkými pysky je umístěna poševní předsíň, ve které je poševní vchod, ten je u panen uzavřen panenskou blánou. Nad ní je vyústění močové trubice (*urethra*) a nad močovou trubicí se nachází *clitoris* (Havlíček et al., 2019).

3.1.2 Vnitřní pohlavní orgány

3.1.2.1 Pochva

Pochva (*vagina*) je 8–10 cm dlouhá trubice. Zadní část pochvy se upíná na děložní hrdlo (*cervix uteri*) s vnější děložní brankou (*ostium uteri externum*), která se častěji označuje jako poševní vchod (Fiala et al., 2015).

3.1.2.2 Děloha

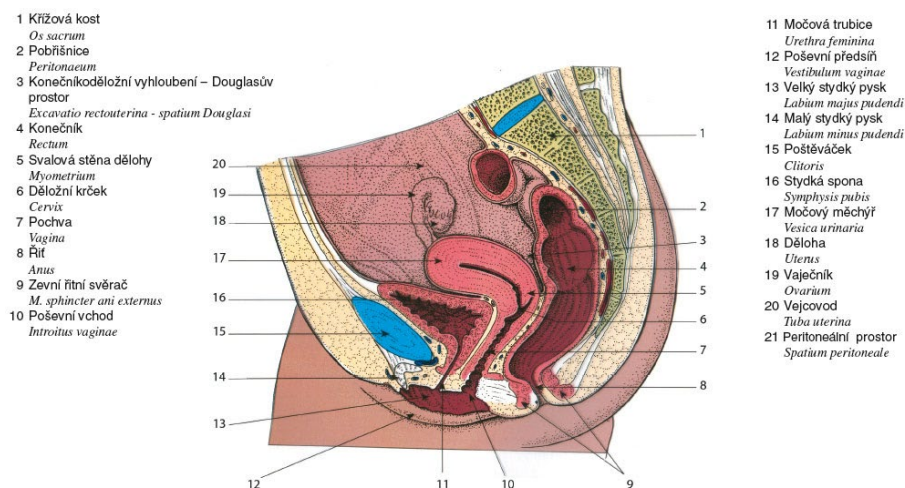
Děloha (*uterus*) je nepárový svalový orgán hruškovitého tvaru, který se nachází v malé pánvi mezi močovým měchýřem a konečníkem (viz Obrázek 5). Horní část dělohy se nazývá děložní tělo (*corpus uteri*), ze kterého do stran vybíhají děložní rohy (*cornua*). Na horním okraji děložního těla nalezneme děložní dno (*fundus uteri*), které je však orientováno nikoliv dolů, nýbrž směrem nahoru. Kaudálním směrem děložní tělo přechází v děložní hrdlo (*cervix uteri*), tento přechod se nazývá *isthmus*. U zevní děložní branky, která ústí do pochvy, končí kanál hrdla děložního (*canalis cervicis uteri*) a začíná děložní čípek (*portio vaginalis cervicis uteri*) (Fiala et al., 2015; Havlíček et al., 2019).

3.1.2.3 Vaječníky

Vaječník (*ovarium*) je párová pohlavní žláza nacházející se v oblasti malé pánve na pravé a levé straně. Vaječníky mívají velikost kolem 3–5 cm a k děloze jsou fixovány vazem (*ligamentum ovarii proprium*). Vaječníky a dělohu zásobuje *arteria ovarica*, která odstupuje z břišní aorty (Havlíček et al., 2019).

3.1.2.4 Vejcovod

Vejcovod (*tuba uterina*) je asi 10-15 cm dlouhá párová trubice nacházející se v dutině břišní na horních koncích dělohy, kde také oba ústí. Druhý otvor vejcovodu je obrácený k vaječníku. Vejcovody proto představují spojení mezi vaječníky a dělohou, které slouží k transportu vajíčka (Fiala et al., 2015; Havlíček et al., 2019).



Obrázek 5 - Vnitřní ženský pohlavní systém (Hanzlová et al., 2012)

3.2 Histologie ženského pohlavního systému

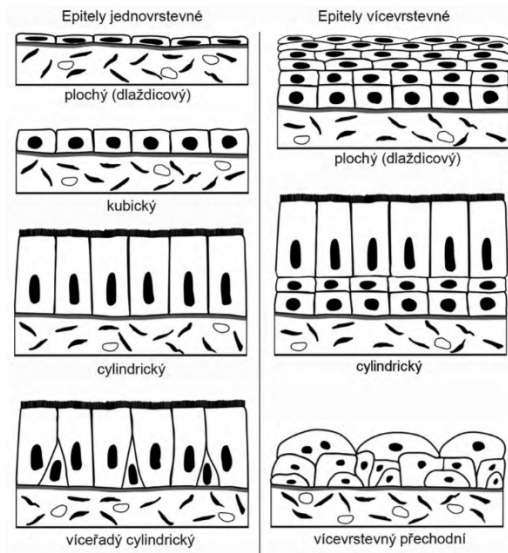
3.2.1 Tkáň epitelová

Tkáně epitelové sestávají ze souborů buněk, které se nacházejí těsně vedle sebe s minimální mezibuněčnou hmotou. Epitelová tkáň má vysokou soudržnost, je bez cév, ale bohatě inervovaná. Buňky epitelu jsou polygonálního tvaru, jejich průměr je 10-20 mikrometrů; některé jsou dlaždicové, jiné kubické nebo cylindrické. Vysoká soudržnost epitelových buněk je závislá na vazbě glykoproteinů, umístěných v membráně buněk, a množství proteoglykanů, které se nacházejí v prostoru mezi buňkami. Tyto epitelové buňky stále umírají a nahrazují je buňky nové (Vajner et al., 2018).

3.2.1.1 Klasifikace tkáně epitelové

Rozlišujeme epitel plošný a epitel prostorový dle uspořádání buněk do prostoru. Dále rozdělujeme epitely dle jejich funkce na krycí, nacházející se na povrchu těla, dutých orgánech a vývodech žláz; a žlázové. Podle počtu buněčných vrstev rozlišujeme plošný epitel jednovrstevný a vícevrstevný, ten dále rozdělujeme na epitel vícevrstevný plochý, cylindrický

a přechodní (viz. Obrázek 6). Vícevrstevný plochý epitel existuje v rohovějící, nacházející se na povrchu těla; a nerohějící variantě, která vystýlá sliznice. Epitel přechodní vystýlá močové cesty, proto je jeho jiný název také *urotel*. U karcinomu pochvy nalezneme až 90 % nádorů vycházejících z dlaždicového epitelu. Z povrchového coelomového epitelu, nacházejícím se na povrchu orgánů, vzniká až 80-90 % karcinomů vaječníků. Žlázový epitel je přítomen u endokrinních a exokrinních žláz. Jednovrstevný cylindrický epitel, tvořený z řasinkových a sekrečních buněk, vystýlá vejcovody. V těle a *fundu* dělohy nalezneme jednovrstevný cylindrický epitel s řasinkovými a sekrečními buňkami podobně jako je tomu u *cervixu*. Děložní čípek je vystlán vícevrstevným dlaždicovým nerohějícím epitelem. Vrstva na povrchu dělohy, *endometrium*, ze kterého vzniká endometroidní karcinom, je před pubertou vystlána jednovrstevným kubickým epitelem, v období po pubertě, tedy ve fertilním věku ženy, je endometrium složeno z odlišných typů epitelových buněk v různých oblastech dělohy. V rámci děložního hrdla vznikají karcinomy z 80-90 % z dlaždicobuněčného epitelu, zbývajících 10 % náleží adenokarcinomům. Nejhlubší vrstva dělohy *myometrium* je složena z hladkých svalových buněk a kolagenního vaziva (Vajner et al., 2018; Vorlíček et al., 2012; Votrubová, 2009).



Obrázek 6 - Typy epitelů (Vajner et al., 2018)

3.2.1.2 Zárůdečný epitel

Zárůdečný jednovrstevný až kubický epitel vystýlá povrch vaječníků, z těchto druhů epitelu vzniká 10-20 % karcinomů vaječníku. Kubický epitel přechází v plochý mesotel v oblasti *hilu ovaria*, který kryje *mesovarium*. Na povrchu buněk zárodečného epitelu se nacházejí

mikroklky. Pod povrchem můžeme nalézt kolagenní vazivo *tunica albuginea* (Vajner et al., 2018; Votrubová, 2009).

3.3 Gynekologické nádory

3.3.1 Ovariální karcinom

Maligní ovariální karcinom pochází v 80-90 % z povrchového coelomového epitelu. Méně časté jsou neepitelové nádory ze zárodečných či jiných buněk ovaria, které tvoří zbylých 10-20 %. Metastázy ve vzdálených orgánech tvoří nejrychleji nediferencované karcinomy a nádory neepitelového původu (Büchler, 2012; Votrubová, 2009).

U ovariálních karcinomů se ke stagingu používá tumor-nodes-metastasis klasifikace a klasifikace podle Mezinárodní federace gynekologie a porodnictví (FIGO) (Votrubová, 2009).

3.3.1.1 Etiologie

Jednoznačná příčina vzniku ovariálního karcinomu není prozatím známa. Známe již ale mnoho rizikových faktorů, které mohou mít na vzniku ovariálního karcinomu nemalý podíl. Nezdravý životní styl jako kouření, obezita a nezdravé stravování je jedním z nich. Zvýšené riziko vzniku karcinomu ovarii nesou také různé chemické látky jako jsou herbicidy či pesticidy. Nejčastěji je karcinom diagnostikován u žen po menopauze, tudíž zde hrají důležitou roli také hormony. Za nejzávažnější příčinu je ale považována genetická zátěž, která je příčinou vzniku karcinomu ovarii přibližně v 5 %, tedy pokud se v rodině pacientky již objevuje diagnóza ovariálního karcinomu či karcinomu prsu. Zvýšené riziko propuknutí rakoviny vaječníků je dále u žen, u kterých se potvrdí mutace v breast cancer (BRCA) genech, což jsou geny, které se podílejí na opravách deoxyribonukleové kyseliny (DNA). I nedostatek tumor supresorového genu p53 může vést ke vzniku ovariálního karcinomu. Bylo prokázáno, že až kolem 55 % žen s karcinomem ovarii bylo pozitivních na nedostatek genu p53 (Votrubová, 2009; Zamwar et al., 2022).

3.3.1.2 Epidemiologie

Ovariální karcinom je v posledních letech lehce v poklesu. Dle dat Ústavu zdravotnických informací a statistiky (ÚZIS) bylo v roce 2021 nově diagnostikováno 925 případů (17,4 na 100 000 žen), což z ovariálního karcinomu dělá 8. nejčastěji diagnostikovaný novotvar u žen. Průměrný věk žen s nově diagnostikovaným nádorem ovarii je 66 let. V posledních letech je

také patrný lehký pokles mortality. V roce 2021 byl ovariální karcinom 13. nejčastější příčinou úmrtí v rámci onkologických diagnóz. V tomto roce zemřelo 618 žen (11,6 úmrtí na 100 000 žen), ve srovnání s předchozím rokem je to o 3,7 % méně. Při srovnání incidence s ostatními evropskými státy stojí ČR na 21. místě (ÚZIS, 2021).

3.3.1.3 Symptomatologie

Ovariální nádory mívají nejčastěji asymptomatický průběh. Prvním příznakem je často nevysvětlitelné zvětšování břicha. Epitelové ovariální nádory, u kterých je již přítomna diseminace v peritoneální dutině se projevují bolestmi v podbřišku, zácpou, hematurii, vaginálním krvácením či nepravidelnou menstruací. Později se rozvíjí také ascites, mnohočetné břišní nádory a střevní obstrukce (Büchler, 2012; Votrubová, 2009).

3.3.1.4 Prognóza

V období 2015-2019 je dle dat ÚZIS pětileté přežití léčených žen s karcinomem endometria 48,7 %. Došlo k prodloužení tohoto pětiletého přežití až o 4 % oproti období 2005-2009. U pacientek, u kterých bylo onemocnění diagnostikováno v I. klinickém stádiu, činí přežití až 90 %. Vzhledem k tomu, že je karcinom ovarii diagnostikován většinou až v pokročilých stádiích III a IV, je u těchto pacientek pětileté přežití pouhých 25-35 % (Ševčík, 2015; ÚZIS, 2021).

3.3.1.5 Terapie

Vzhledem k rizikovému umístění nádoru blízko nebo dokonce přímo v reprodukčních orgánech byl zaveden nový interdisciplinární obor onkofertilita zabývající se prevencí trvalého poškození reprodukčních funkcí u pacientek podstupujících léčbu. Dopad této léčby na reprodukční orgány závisí samozřejmě na použité modalitě, věku pacientky a ovariální rezervě. Před onkologickou léčbou je možné, pomocí metod asistované reprodukce, uchování gamet pro mimotělní oplodnění a následný transfer embrya do dělohy. Ovšem indikace k fertilitu šetřící terapii je zúžena pouze na mladší pacientky s low-grade nádory v časných stádiích. U žen, u kterých není možné ponechat vlastní reprodukční orgány, je potřeba vyvinout maximální snahu o zachování gamet, embrya a ovariální tkáně (Roztočil et al., 2024).

V rámci chirurgické terapie připadá v úvahu odstranění vaječnicků, vejcovodů, slepého střeva a případně i mizních uzlin v oblasti pánve a bederní páteře. Po operaci přichází na řadu chemoterapie. Podávají se léky na bázi derivátu platiny spolu s taxanem ničící nádorové buňky u všech pacientek kromě těch s časným stádiem onemocnění. U pacientek, kde nebylo možné operaci provést, má chemoterapie za úkol zmenšit nádor a následně po 2-4 cyklech léčby

provést operaci znovu a nádor zcela odstranit. Tento proces se nazývá neoadjuvantní chemoterapie, tedy chemoterapie podávána před plánovanou operací. Před touto léčbou je nutné zjistit funkci ledvin, základní krevní a biochemické hodnoty. Mezi vedlejší účinky chemoterapie patří ztráta vlasů a nevolnosti. V případě vyšších stádií karcinomu ovarií se nádorové onemocnění navrácí, u těchto pacientek provádíme paliativní léčbu s cílem prodloužit přežití. Nemocným jsou podávána cytostatika a hormonální preparáty přímo do dutiny břišní (Fínek, 2006).

3.3.2 Karcinom endometria

Nádor děložního těla je nejčastější maligní nádor ženských pohlavních orgánů. Mezi zhoubné nádory dělohy řadíme epiteliální nádory a sarkomy mesenchymálního původu. Adenokarcinom endometria je nejvíce zastoupeným zhoubným nádorem těla děložního. Jedná se o hormonálně dependentní nádor, jelikož jeho růst závisí na produkci estrogenů. Pouze u 20 % pacientek se vyskytují hormonálně nondependentní nádory endometria, tyto tumory jsou diagnostikovány v pozdějších stádiích a mají zpravidla horší prognózu než tumory závislé na zvýšení hladiny estrogenů (Chovanec et al., 2022).

3.3.2.1 Etiologie

Příčina vzniku karcinomu endometria není stále přesně známa z důvodu odlišné biologické agresivity, věkové distribuce a prognózy nádoru, přesto se mezi rizikové faktory řadí hlavně působení gestagenů u ženy po delší dobu bez odpovídající hladiny dalších hormonů. Časná menstruace, pozdní menopauza, vysoký věk pacientky, obezita, kouření nebo diabetes mellitus (DM) jsou další rizikové faktory, které mohou zapříčinit vznik nádoru těla děložního (Chovanec et al., 2022).

3.3.2.2 Epidemiologie

Výskyt karcinomu endometria je neustále na mírném vzestupu z důvodu civilizačních faktorů jako je obezita, hypertenze či DM, dále kvůli prodlužující se délky života a aktivního hormonálního období ženy. V roce 2020 bylo v ČR diagnostikováno 1893 nových případů tohoto onemocnění, tedy 34,89 pacientek na 100 000 žen. Počet zemřelých činí 6,36 na 100 000 žen, v roce 2020 zemřelo s touto diagnózou 345 pacientek. Průměrný věk žen s karcinomem endometria je 66 let (Chovanec et al., 2022).

3.3.2.3 Symptomatologie

Mezi nejběžnější příznaky karcinomu endometria patří především abnormální postmenopauzální krvácení. Dále může být u žen přítomen hnisavý až krvavý výtok. Stále ale velké procento pacientek nemá žádné příznaky (Chovanec et al., 2022).

3.3.2.4 Prognóza

Ohledně pětiletého přežití dosahují pacientky v I. klinickém stádiu 85 %, v II. klinickém stádiu je to 70 %, ve III. klinickém stádiu 49 % a ve IV. to je pouze 19 % (Chovanec et al., 2022).

3.3.2.5 Terapie

Terapie karcinomu endometria je velmi individuální, nejčastěji se používá léčba kombinovaná, která zahrnuje chirurgickou operaci, radioterapii, chemoterapii nebo hormonální léčbu. Chirurgická operace zahrnuje odstranění dělohy, části pochvy, vaječníků a vejcovodů. Ženy s pokročilejším stádiem onemocnění podstupují chirurgické odstranění i lymfatických uzlin (LU) v oblasti pánve a aorty. Pacientkám, u nichž je diagnostikováno časně stádium nádoru, může být indikována laparoskopie či robotická operace, ovšem v poslední době se doporučuje spíše vyšetření sentinelové uzliny. Chemoterapie cytostatiky je používána u pacientek s regionálně pokročilým onemocněním a při přítomnosti metastáz. Hormonální léčba progestiny k inhibici růstu tumorových buněk je jedna z dalších možností terapie karcinomu endometria (Chovanec et al., 2022; Roztočil et al., 2024).

3.3.3 Karcinom děložního hrdla

Karcinomy děložního hrdla jsou z 80-90 % dlaždicobuněčnými karcinomy, zbytek tvoří adenokarcinomy či smíšené tumory (Votrubová, 2009).

3.3.3.1 Etiologie

Karcinom děložního hrdla se nejčastěji vyskytuje u žen, které byly dlouhodobě nakažené lidským papilomavirem (HPV). Mezi další rizikové faktory vzniku karcinomu děložního hrdla se řadí kouření, časný první koitus či promiskuita (Votrubová, 2009).

Primární prevence karcinomu děložního hrdla je založena na vakcinaci proti HPV, která předchází vzniku premaligních lézí a nádorům děložního hrdla, vulvy, vaginy a konečníku. Sekundární prevence zahrnuje pravidelné návštěvy gynekologa, a tudíž screening karcinomu děložního hrdla (Bhatla et al., 2018).

3.3.3.2 Epidemiologie

V roce 2021 v ČR bylo nově diagnostikováno 739 žen (13,9 na 100 000 žen). Dle dat ÚZIS se jedná o 11. nejčastěji diagnostikovaný novotvar u žen. Mortalita vykazuje v ČR lehký pokles. Jednalo se o 13. nejčastější příčinu úmrtí v rámci onkologických diagnóz u žen. V roce 2021 zemřelo v souvislosti s touto diagnózou 301 žen (5,7 úmrtí na 100 000 žen). Průměrný věk u nově nemocných je 54 let. Ovšem u mladších žen je karcinom děložního hrdla agresivnější (ÚZIS, 2021).

3.3.3.3 Symptomatologie

Časná stádia karcinomu děložního hrdla příznaky nemají. Jako příznaky pozdní lze zařadit krvácení po styku, bolesti podbřišku, potíže při močení či nepravidelné menstruační krvácení (Büchler, 2012).

3.3.3.4 Terapie

Při terapii časných stádií karcinomu děložního hrdla připadá v úvahu chirurgický výkon, jako je konizace, která je prováděna vysokofrekvenčními radiochirurgickými přístroji, nebo odstranění děložního čípku, tzv. trachelektomie. Pacientky, mající již pokročilejší stádium nádoru, podstupují i operaci zahrnující odstranění spádových LU. Operace jsou prováděny zejména laparoskopicky u menších nádorů, u větších laparotomicky. Chemoradioterapie, kombinující brachyterapii a teleterapii, je vhodnou možností léčby u pacientek, u kterých nádor zasahuje už i do dělohy. Současně je pacientkám během radioterapie podávána chemoterapie 1× týdně. I u pokročilejších stádií je možné pomocí radioterapie vyléčit vysoké procento nemocných (Rob, 2021; Roztočil et al., 2024).

3.3.3.5 Prognóza

Pětileté přežití u pacientek s karcinomem děložního hrdla v období 2015-2019 činí 68,9 %. Nedošlo ale k žádnému výraznějšímu nárůstu oproti období 2005-2009. U žen v I. klinickém stádiu dosahuje pětileté přežití i více než 90 % (ÚZIS, 2021).

3.3.4 Vaginální karcinom

Diagnóza primárního vaginálního karcinomu je velmi vzácná, jedná se asi o 1-2 % všech karcinomů ženského pohlavního systému, z čehož jsou většina metastázy z jiných reprodukčních orgánů, jako je děložní hrdlo nebo vaječníky (Kaltenecker et al., 2023).

Z 85 % se jedná o spinocelulární karcinomy neboli maligní nádory z vaginálního epitelu. Další méně časté druhy nádorů vaginy zahrnují adenokarcinomy, melanomy a sarkomy (Büchler, 2012).

3.3.4.1 Etiologie

Vaginální karcinomy lze rozdělit do dvou částí, a to na ty vyvolané HPV a na ty, které HPV infekcí vyvolány nejsou. Stejně jako u karcinomu děložního čípku, i za karcinom vaginy je z většinové části odpovědný virus HPV 16. Při nákaze tímto virem vytváří DNA early protein E6 a early protein E7, které interferují s buněčným cyklem. S tumorsupresivními proteiny p53 interferuje protein E6 a E7 s retinoblastomovým proteinem. Tyto významné faktory související s infekcí HPV hrají velkou roli v rámci neoplazie (Chovanec, 2022; Kaltenecker et al., 2023).

K rizikovým faktorům, které mohou vést ke vzniku karcinomu vaginy, se řadí věk nad 60 let, nákaza viry HPV, nezdravý životní styl, hysterektomie, vaginální intraepitelová neoplazie nebo expozice diethylstilbestrolem, což je syntetický estrogen využívaný k prevenci potratů a předčasných porodů (Chovanec, 2022; Kaltenecker et al., 2023).

3.3.4.2 Epidemiologie

Vaginální karcinom je vzácné gynekologické onemocnění, které tvoří pouze 1 % všech zhoubných nádorů ženského reprodukčního systému a riziko výskytu této diagnózy se zvyšuje s věkem ženy. V roce 2020 bylo v ČR nově diagnostikováno 45 žen (0,83 na 100 000 žen). V tomto roce zemřelo na karcinom vaginy 25 žen, což činí 0,46 na 100 000 žen. Průměrný věk ženy postižené vaginálním karcinomem je 64 let (Chovanec, 2022).

3.3.4.3 Symptomatologie

Vaginální karcinom se začíná projevovat bohužel pozdě. Mezi ty časnější symptomy se řadí krvácení, časté močení a bolesti při močení. V pokročilejším stádiu nemoci se již začínají projevovat příznaky jako jsou zácpy, enteroragie, hematurie, anemizace či už i metastázy v dalších orgánech (Büchler, 2012; Chovanec, 2022).

3.3.4.4 Terapie

Nádory pochvy se vyskytují velmi zřídka, proto zatím nejsou známy žádné statisticky významné léčebné modality. Terapie je založena na chirurgické operaci, radioterapii a chemoterapii. Výběr vhodné léčby závisí na velikosti, umístění a stádiu nádoru, věku pacientky a léčbě v minulosti. Nádor je možné operativně vyříznout či použít i radikální operační výkon, vše závisí na výše uvedených faktorech. U pokročilých stádií karcinomu pochvy je vhodná léčba radioterapií, až 80 % primárních nádorů je ozařováno. Radioterapie zahrnuje jak teleterapii, kdy je zářič umístěn mimo tělo nemocné, tak brachyterapii, kdy dojde k zavedení zářiče do pochvy. Chemoterapie je u poševních nádorů málo efektivní terapií, pouze u dětí, u kterých je přítomen genitální embryonální rhabdomyosarkom, má tato léčebná modalita

významné užití. Recidivující onemocnění u pacientek již není možné nijak vyléčit, v tomto případě připadá v úvahu už jen paliativní léčba (Chovanec et al., 2022).

3.3.4.5 Prognóza

Výskyt tumoru ve střední a dolní třetině pochvy je spjat s obecně horší prognózou. Na prognózu má také vliv věk pacientky, zda je pacientka bez symptomů či s nimi, histologický typ nádoru, jeho velikost a také grading (Chovanec et al., 2022).

3.3.5 Vulvární karcinom

Nejčastějším primárním zhoubným nádorem, který je lokalizován hlavně v oblasti velkých stydkých pysků, je v 95 % spinocelulární karcinom. Přibližně v 10-15 % je lokalizován v oblasti klitorisu a v 10-15 % v oblasti hráze. V 5 % se jedná o melanom; vzácně poté adenokarcinomy, basaliomy a sarkomy (Büchler, 2012; Rob, 2017).

3.3.5.1 Etiologie

Vulvární karcinom, stejně jako karcinom děložního hrdla či vaginální karcinom, může vzniknout jako následek nákazy viry HPV (typ 16, 18 nebo 31). Tento příznak se ale objevuje u méně než poloviny pacientek diagnostikovaných se spinocelulárním karcinomem vulvy. Mnohem důležitější rizikový faktor, který je odpovědný za vznik vulvárního karcinomu, je věk z důvodu stárnutí dlaždicového epitelu. Hlavně ženy v postmenopauzálním věku podléhají vyššímu riziku této diagnózy, nejčastěji tedy ženy ve věku 65-90 let. Nádory, které řadíme do této skupiny bývají agresivnější a rychle metastazují do regionálních LU, jimiž jsou v oblasti vulvy LU femorální a tříselné. Mezi další rizikové faktory přispívající ke vzniku vulvárního karcinomu řadíme obezitu, hypertenzi, DM či časnou menopauzu (Büchler, 2012; Rob, 2017).

Mezi primární prevenci řadíme, stejně jako u karcinomu děložního hrdla a vaginálního karcinomu, vakcinaci proti HPV virům, hlavně proti typu 16, který je za výskyt vulvárního karcinomu převážně zodpovědný. Z dlouhodobého hlediska zavedení vakcinace proti nákaze viry HPV snížila prevalenci premaligních lézí u očkovaných žen až o 90 %. Sekundární prevence zahrnuje samovyšetření u žen, které trápí *lichen sclerosus*, což je zánětlivé kožní onemocnění, které je patrně převážně u žen. Nejčastěji způsobuje poruchy funkce anogenitální oblasti a zvyšuje riziko propuknutí melanomu vulvy (Olawaiye et al., 2021; Štork, 2020).

3.3.5.2 Epidemiologie

Incidence je v ČR relativně dlouhodobě konstantní, pohybuje se od 4,2 do 5,0 nově diagnostikovaných případů na 100 000 žen. V ČR je tedy každoročně nově diagnostikováno 220-270 žen s vulvárním karcinomem. Mortalita se pohybuje v rozmezí 1,4-2,0 úmrtí na 100 000 žen. To znamená, že ročně s touto diagnózou zemře přibližně 75-110 pacientek na 100 000 žen. Průměrný věk žen s diagnózou karcinomu vulvy je 69 let (Rob, 2021).

3.3.5.3 Symptomatologie

Často se u žen s primárním karcinomem vulvy objevuje bulka právě ve vulvární oblasti a svědění či bolest vulvy. Ženy mohou trpět také na abnormální krvácení nebo výtoky. V pokročilejším stádiu se objevuje bulka v oblasti třísel z důvodu metastáz v lymfatických uzlinách (Büchler, 2012; Olawaiye et al., 2021).

3.3.5.4 Terapie

Základní léčebnou modalitou u karcinomu vulvy je chirurgické odstranění vulvy. Ženy, u kterých nádor již prorůstá i do okolních tkání, podstupují taktéž odstranění spádových LU. V současné době je prováděna tzv. detekce sentinelových uzlin, detekce se provádí po aplikaci lymfotropní látky, který se skládá z patentované modři a radiokoloidu značeném ^{99m}Tc. Sentinelová uzlina je první LU, do které se z primárního nádoru mohou rozšířit nádorové buňky, jelikož se jedná o LU nejbližší tomuto nádoru. Tato sentinelová uzlina je z důvodu podezření na metastázy nadále sledována. Jako adjuvantní léčba se provádí radioterapie (Rob, 2017).

3.3.5.5 Prognóza

Nádor nacházející se pouze v oblasti vulvy má dobrou prognózu, jelikož tyto recidivy jsou velmi dobře řešitelné. Nádor recidivující v oblasti spádových LU má naopak prognózu velice špatnou. V I. klinickém stádiu dosahuje pětileté přežití pacientek hodnoty 75-85 %, ve II. stádiu 45-60 %, ve III. je to pouze 25 % a ve IV. stádiu již jen 5 % (Rob, 2017).

4 POZITRONOVÁ EMISNÍ TOMOGRAFIE

4.1 Konstrukce PET

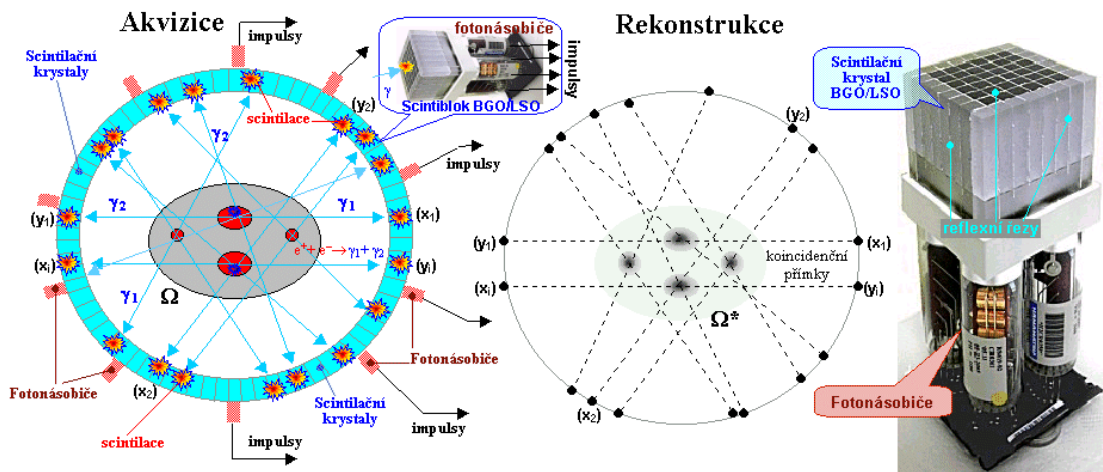
Pozitronový tomograf je tvořen mnoha malými detektory uspořádanými do kruhového prstence kolem pacienta. Tunelem uvnitř gantry projíždí lehátko poháněné servomotorkem. U dvoumodalitního přístroje PET/CT je na tomtéž prstenci i prstenec výpočetního tomografu (computed tomography, CT) a současně s PET vyšetřením jsou tak prováděny i řezy pomocí CT. Přístroj obsahuje zpravidla i zaměřovací a navigační lasery sloužící k přesné lokalizaci patologie v rámci ozařovacího plánu (Ullmann, b).

4.2 Detekce záření

V nukleární medicíně se setkáváme s emisní tomografií, to znamená, že záření vychází z vyšetřovaného místa na rozdíl od rentgenu, kde se jedná o tomografii transmisní, kde záření prochází vyšetřovanou oblastí (Hoffmannová, 2012).

Zobrazovací systém PET funguje na principu koincidenční detekce kvant anihilačního záření. Anihilace je děj, při kterém částice interaguje se svou antičásticí (viz Obrázek 7). Z jádra pozitronového zářiče, radiofarmaka, je emitován pozitron, který dále prostupuje tkání. Ve tkáni dojde k interakci s elektronem, zániku obou částic a všechna jejich klidová hmotnost a kinetická energie se změní na energii, která je následně odnášena fotony. Při anihilaci vzniknou tyto fotony dva a vylétají z místa vzniku v opačném směru svírající úhel 180°. Detekce záření je založena na zachycování těchto dvojic anihilačních fotonů o energii 511 keV kruhovými detektory složenými ze scintilačního krystalu, fotonásobiče a elektronické aparatury. O koincidenční detekci se jedná v případě, pokud dva fotony dopadnou na dva detektory umístěné na opačných stranách v kruhu detektorů v určitém koincidenčním čase. Umístění obou bodů na kruhovém detektoru slouží k položení přímky, která body spojuje. Větší množství takových přímek má za důsledek možnost rekonstruovat tomografické řezy, tudíž PET je převážně metoda tomografická a nevyužívá planárního zobrazení. Záření se přeměňuje ve scintilátoru na světelný záblesk a mění se na elektrické impulzy ve fotonásobiči, které jsou poté analyzovány. Na rozdíl od jednofotonové emisní počítačové tomografie (single photon emission computerized tomography, SPECT) je PET nepohyblivé, strádá data ze všech úhlů současně a nemá žádné kolimátory. Přístroje SPECT i PET obsahují ještě tzv. detekční krystaly, jejichž funkcí je přeměna energie fotonu gama na energii fotonu světelného. U přístroje SPECT se jedná o krystal z jodidu sodného aktivovaného thaliem, které zlepšuje odezvu na fotony gama. U PET kamer se používají krystaly s vyšší hustotou a vyšším atomovým číslem z důvodu

větší pravděpodobnosti Comptonova rozptylu a fotoelektrického jevu. Jedná se především o krystaly z bismut germanium oxidu (BSO) a lutecium-oxyorthosilikátu (LSO). Tyto krystaly mívají vyšší detekční schopnost 511 keV fotonů. Snímky na PET jsou tvořeny v rozsahu 360° o axiální šířce 15-20 cm (Bělohlávek, 2009; Hoffmannová, 2012; Kupka et al., 2015; Srna, 2009).



Obrázek 7 - Popis funkce PET (Ullmann, b)

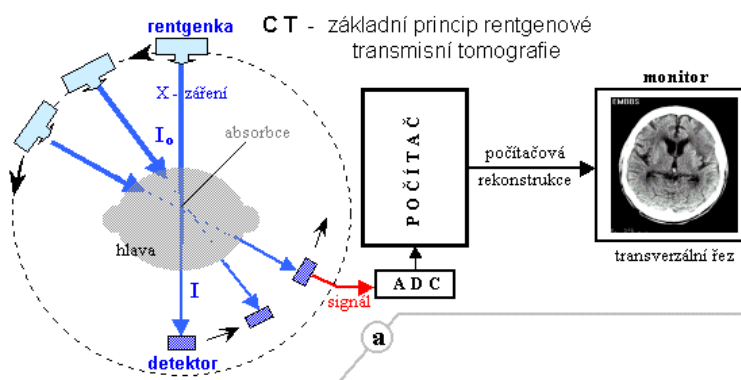
4.3 Rozdíly ve vyšetřování pomocí SPECT

Jednofotonová emisní počítačová tomografie je používána v nukleární medicíně častěji než PET. Gantry u SPECT přístroje umožňuje motoricky poháněnou rotaci detektoru kolem vyšetřovaného pacienta. Na rozdíl od PET, kde se používá elektronická kolimace, je u SPECT vyšetření nutné použít olověné kolimátory, převážně se používají standardní kolimátory s paralelními otvory. Kolimátor je první zařízení ve scintilační kameře, kudy prochází gama záření. Jeho hlavním úkolem je pomocí gama záření zajistit co nejlepší projekci distribuce radioaktivity v pacientovi do roviny scintilačního krystalu. Kolimátor tedy usměřňuje dopadající fotony na scintilační krystal a na zorné pole kamery. Zobrazování pomocí PET je založeno na detekci dvou anihilačních fotonů, u SPECT je detekován pouze jediný foton. Přístroje PET umožňují tomografické zobrazení řezů narozdíl od SPECT, kde se jedná převážně o zobrazení planární. Tomografické řezy u PET mají mnohem lepší prostorové rozlišení, než je tomu u SPECT přístrojů, a to kolem 4 mm. Je tomu tak z důvodu fyzikálních vlastností pozitronového záření a konstrukcí přístroje. Z velké části je lepší prostorové rozlišení způsobeno velikostí jednotlivého detektoru v prstenci a také tím, v jaké hloubce foton

interaguje s detekční látkou. Při spojení PET s CT je rozlišovací schopnost ještě vyšší, jelikož přístroj CT má rozlišení výrazně lepší, a to 0,5 - 2 mm (Bělohávek, 2009; Koranda et al., 2017; Ullmann, d).

4.4 Výpočetní tomograf

Výpočetní tomograf poskytuje trojrozměrné zobrazení struktur v různých hloubkách především z důvodu fungování systému rentgenka-detektor, který je upevněný na gantry a otáčí se kolem osy pacienta. Vyšetřovaná oblast je z rentgenky pomocí rentgenového záření a pod mnoha úhly prozařována, intenzita tohoto svazku je následně detekována detektory a převedena na elektrický signál (viz Obrázek 8). Každá tkáň má jinou denzitu, a tak můžeme vidět místa s vyšším stupněm šedi či s nižším. Pomocí zpětné rekonstrukce získáme obraz příčného řezu, jehož součástí je rovina kolmá k ose rotace rentgenky a protilehlého detektoru. (Ullmann, d)



Obrázek 8 - Popis funkce CT přístroje (Ullmann, d)

4.5 Hybridní PET/CT

Nukleární medicína má tu výhodu, že její vyšetření poskytují vysokou senzitivitu. Její nevýhodou ale je nízká specifita a nepřesná lokalizace ložiska s vysokou akumulací radiofarmaka. Proto došlo ke spojení dvou vyšetřovacích modalit, a to s CT, která poskytuje přesnou lokalizaci patologického ložiska a jeho morfologickou a anatomickou strukturu, a PET, která na druhou stranu poskytuje funkční změny ložiska a metabolizaci radiofarmaka. Řezy získané z CT vyšetření také podléhají v počítači atenuačním mapám ukazující denzitu tkáně vyšetřované oblasti, což umožňuje lepší orientaci v dané problematice. V případě PET vyšetření je nutnost doplnit právě i CT obraz (Votrubová et al., 2009).

4.5.1 PET/CT v onkologii

Důvodem k využití PET/CT k diagnostice onkologických onemocnění je výrazné odlišení nádorové tkáně od tkáně normální. Vyšetření PET/CT je tak založeno na zvýšené aktivitě klíčových enzymů a dalších proteinů regulujících metabolismus maligně se transformujících buněk. Buňky během tohoto procesu prodělávají charakteristické změny, jejichž výsledkem je výrazný metabolický rozdíl ve srovnání s buňkami zdravé tkáně. Nejčastější proces, kterému buňky podléhají, je glykolýza. Tyto rozdíly nádorové a zdravé tkáně jsou detekovány pomocí fyziologicky aktivních sloučenin značených pozitronovými zářiči na PET (viz. Tabulka 4). Pomocí PET je tak možné časně detekovat nádory z důvodů změn v metabolismu nádorových tkání na rozdíl od například CT nebo magnetická rezonance (Koranda et al., 2017; Kupka et al., 2015).

Tabulka 3 - Radiofarmaka užívaná při onkologické diagnostice na PET (Koranda et al., 2017)

Radiofarmakum	Akumulace radiofarmaka	Užití v onkologické diagnostice pomocí PET/CT
^{18}F -FDG	V místech fosforylace a metabolismu glukózy	Většina karcinomů
^{18}F -cholin	V místech zvýšené syntézy buněčných membrán	Karcinom prostaty, hepatocelulární karcinom
^{18}F -fluorothymidin	V místech zvýšené syntézy nukleových kyselin	Karcinom plic, high-grade gliomy mozku
^{18}F -dihydroxyphenyalanin (DOPA)	V místech se zvýšenou aromatickou aminokyselinou	Neuroendokrinní tumory
^{18}F -fluorid	Při kostní přestavbě	Skelet

5 VYUŽITÍ PET/CT PRO ZHODNOCENÍ ROZSAHU GYNEKOLOGICKÝCH NÁDORŮ

Vyšetření pomocí PET je vhodné použít při diagnostice ložiskových lézí nejisté povahy, dále před radikální operací jako stagingové vyšetření. Velmi důležité může být také u stagingu lokoregionálně rozšířených nádorů s vysokým rizikem diseminace. Pozitronovou emisní tomografii využíváme dále při negativních nebo neurčitých nálezech na základních zobrazovacích modalitách, sledování efektu léčby a v kombinaci s CT i jako metodu plánování radioterapie. V gynekologii je hybridní zobrazování PET/CT využíváno především k diagnostice cervikálního a ovariálního karcinomu, lze jej však využít i u všech dalších gynekologických malignit (Feranec et al., 2010).

5.1 PET/CT zobrazení cervikálního karcinomu

Vyšetření PET/CT ke zjištění cervikálního karcinomu je velmi důležité hlavně pro zhodnocení rozsahu tumoru, možného zobrazení postižených regionálních LU či vzdálených metastáz. Vyšší akumulace FDG v LU značí mnohem agresivnější onemocnění a horší prognózu, než když je tumor omezený pouze na cervikální oblast. Je tak proto důležité znát přesné informace o stavu LU před vyšetřením pacienta na PET/CT (Herrera et al., 2013).

Zvýšený metabolismus FDG mají na svědomí převážně dlaždicobuněčné karcinomy hrdla a adenokarcinomy, stejně jako i postižené LU a metastázy. Falešně negativní na FDG se mohou ovšem zobrazit smíšené karcinomy s mucinózní složkou, ty totiž FDG neakumulují (Votrubová, 2009).

5.1.1 Primární nádor

Většina primárních nádorů o průměru 1 cm je pomocí PET/CT detekovatelná. Je možné také detekovat obstrukci močovodu a vztah močového měchýře nebo rekta k děložnímu hrdlu. Vyšetření PET/CT je velmi nápomocné, pokud tumor pronikne i do oblasti děložní dutiny nebo směrem dolů do vaginy. Oba případy můžeme na pracovišti nukleární medicíny dobře detekovat (Schmiedehausen, 2014).

5.1.2 Staging spádových lymfatických uzlin

Cervikální karcinom se nejprve rozšiřuje do okolních tkání, dále do lymfatických uzlin a naposledy je za pomoci krve diseminován i do distálních orgánů. Staging LU není zahrnutý

do systému FIGO, ovšem jedná se o jeden z nejdůležitějších a nejcennějších prediktivních a prognostických faktorů (Schmiedehausen, 2014).

5.1.3 Detekce vzdálených metastáz

Hybridní vyšetření PET/CT přináší klíčové informace o šíření tumoru do krve a tím i do distálních orgánů. A proto se jedná o efektivní zobrazovací modalitu pro prokázání přítomnosti metastáz v oblasti supraklavikulárních nebo mediastinálních LU stejně tak jako možné metastázy v plicích, peritoneu, nadledvinkách nebo játrech (Schmiedehausen, 2014).

5.2 PET/CT zobrazení ovariálního karcinomu

Ovariální karcinom je zobrazován na řezech z CT jako několik tlustostěnných cyst s přepážkami. Tyto řezy z CT jsou důležité hlavně z důvodu přesné anatomické lokalizace nádoru, jeho velikosti a případně by měly zachytit i postižení okolních orgánů. Pro zhodnocení stavu LU v okolí nádoru jsou používány řezy o velikosti 1 cm. Avšak CT zobrazení má tu nevýhodu, že postižené LU detekuje s velmi nízkou senzitivitou 41 % a specificitou 89 %, proto byla zavedena hybridní zobrazovací modalita PET/CT. Ovšem PET/CT vyšetření se nedoporučuje při diagnóze primárního ložiska z důvodu vychytávání FDG v mucinózních karcinomech a tím pádem nedojde k objevení karcinomu ovaria. Specificita PET/CT pro diagnózu karcinomu vaječnicků je 78 %. Dalším úskalím je akumulace FDG ve folikulárních a luteálních cystách u žen před menopauzou. Proto je u těchto žen potřeba vzít v úvahu fázi menstruačního cyklu, ve kterém se daná žena zrovna nachází (Engbersen et al., 2021).

PRAKTICKÁ ČÁST

Praktická část je vypracována na základě výzkumu metodou přímého pozorování a cílených dotazů prováděného ve dvou tuzemských nemocnicích. Výzkum byl oběma pracovišti řádně schválen, v zájmu zachování anonymity obou pracovišť však neuvádím konkrétní zařízení. Stejně tak nebyla získávána ani zpracovávána žádná data konkrétních pacientů. Důležitým nosným bodem jsou informace získané ze článků zahraničních nemocnic z rozhraní Pubmed pomocí klíčových slov „gynecological tumors“, „PET/CT“ a „acquisition parameters“. Vybrala jsem následně takové odborné články, které obsahovaly dostatek potřebných informací pro zařazení do praktické části mé bakalářské práce a u kterých byly k dispozici potřebné akviziční parametry – PET/CT přístroj, průměr gantry, minimální doba lačnění před vyšetřením, maximální hodnota glykémie, počet CT řad, hodnota součinu proudu a času, hodnota napětí rentgenky, velikost matice CT, druhy kontrastních látek (KL), aplikovaná aktivita ^{18}F -FDG, čas strávený pacientkou v kabině, počet prstenců PET, materiál detekčního krystalu PET, zorné pole PET, velikost matice PET, časová dotace na PET postel a rozsah vyšetřované oblasti.

V praktické části je nejprve popsán průběh vyšetření od objednání pacienta až po vlastní vyšetření a opatření, která musí pacient dodržovat po expozici. V druhé části jsou následně mezi sebou porovnávány akviziční parametry obou navštívených tuzemských pracovišť spolu se dvěma dalšími zahraničními pracovišti, u kterých bylo možné potřebné parametry vyhledat. Na základě těchto srovnání se pokusím zodpovědět následující tři hypotézy:

1. Větší vzájemnou shodu očekávám mezi tuzemskými než zahraničními pracovišti.
2. Očekávám, že hodnota aplikované aktivity se odvíjí především od vlastností PET skenerů jednotlivých pracovišť.
3. Předpokládám, že CT složka přístrojové techniky se mezi jednotlivými pracovišti nebude příliš lišit.

6 POPIS PRŮBĚHU VYŠETŘENÍ

Údaje ohledně průběhu vyšetření PET/CT gynekologických nádorů byly získávány na stážích ve dvou tuzemských nemocnicích metodou přímého pozorování a cílených dotazů, přičemž jsem vycházela z informací obsažených v Místních radiologických standardech (MRS). Nebyla ovšem získávána žádná data konkrétních pacientek.

Pacientka si nejprve sjednává termín zavoláním, prostřednictvím elektronické pošty nebo přímo osobně na oddělení nukleární medicíny. Pacientky jsou následně radiologickými asistenty upozorňovány na nutnost lačnění a zákaz pití slazených nápojů a mléka 6 hodin před vyšetřením, a zároveň aby 2-3 dny před vyšetřením nevykonávaly náročnější fyzické aktivity. Pokud pacientka podstupuje ozařování v místě zájmu, může na vyšetření nejdříve za 2-3 měsíce po jejím ukončení; po ukončení chemoterapie je tato doba 14 dní. Pokud by byl odstup od chemoterapie příliš krátký, může vyjít falešně negativní výsledek zobrazení. Naopak krátký odstup od radioterapie může vykazovat falešnou pozitivitu nálezu. V případě operace ve vyšetřované oblasti, je pacientka objednána za 6-8 týdnů. Vzhledem k CT složce vyšetření s intravenózním podáním (i.v.) jodové kontrastní látky (JKL), je potřeba s sebou přinést sérové hodnoty urey a kreatininu a odhadu glomerulární filtrace. Hodnota urey by měla být do 8 milimol na litr (mmol/l), kreatininu do 130 mikromolů na litr ($\mu\text{mol/l}$) a glomerulární filtrace přibližně 1,5-2,0 mililitru za sekundu. Pacient je den před vyšetřením telefonicky upozorněn na termín vyšetření a dotazován, zda se skutečně dostaví. Mezi kontraindikace se řadí těhotenství, pokud není vyšetření nutné z vitální indikace, dále neschopnost ležet během vyšetření v klidu, dekompenzovaný DM, klaustrofobie či hmotnost nad 180 kg. V nemocnici A i B jsou tyto požadavky na přípravu pacientek a možné kontraindikace shodné.

6.1 Průběh vyšetření v nemocnici A

6.1.1 Příchod a příprava pacientky k vyšetření

Pacientka musí před objednáním se k vyšetření zaslat žádanku na adresu nemocnice A, prostřednictvím elektronické pošty, nebo ji zanešt do zařízení osobně s přiloženou lékařskou zprávou obsahující důvod k vyšetření na PET/CT a také společně s veškerými anamnestickými údaji, jako jsou především dřívější operace, případně současná chemoterapie, radioterapie či biologická léčba. Pacientka je následně telefonicky objednána k vyšetření, pracovník oddělení ji sdělí potřebnou přípravu před vyšetřením, tedy 6 hodin lačnit, v době před vyšetřením vypít alespoň 1 litr vody, neslazeného čaje nebo také hořké kávy. Kontraindikací je ovšem

konzumace slazených nápojů, alkoholu nebo mléka. Tři dny před vyšetřením na PET/CT není vhodná těžká fyzická aktivita, v den vyšetření je potřeba fyzickou námahu úplně omezit. V případě, že pacientka podstupuje chemoterapii, musí mezi poslední chemoterapií a plánovaným PET/CT vyšetřením uplynout doba alespoň 2 týdnů. Pokud pacientka dochází na radioterapii, je tato doba minimálně 3 měsíce od posledního ozáření.

S sebou na oddělení si pacientka přináší sérové hodnoty urey a kreatininu a také glomerulární filtrace, avšak tyto výsledky musí být z posledních 14 dnů. Následně pacientka vyplňuje informovaný souhlas a anamnestický dotazník, ve kterém jsou uvedeny údaje o řádné přípravě, již proběhlých vyšetřeních na CT a PET/CT, alergiích, nynějších onemocněních, jako je například asthma bronchiale, DM nebo onemocnění štítné žlázy, dále také informace o předešlých operacích, terapiích, případném těhotenství, klaustrofobii a užívaných lécích.

Po vyplnění dotazníků je pacientka vyzvána do aplikační místnosti, kde je jí sestrami pomocí kapky krve z prstu stanovena hodnota glykémie, která musí být do 13 mmol/l. Poté pacientce sestra zavede nitrožilní kanylu do periferní žíly, propláchne ji fyziologickým roztokem a napojí ji na pumpu, pomocí které je následně aplikováno RF ¹⁸F-FDG. Následně je pacientka sestrami nasměrována do přidělené kabinky a obdrží perorální KL 2% roztok Manitolu v objemu 1 litr, kterou v kabině popijí. Případně je pacientce ještě podán Buscopan omezující střevní peristaltiku. Pacientka poté čeká v kabině 45 minut až 1,5 hodiny. Po celou dobu ji RA monitorují skrze kamery a komunikují s ní pomocí mikrofonu, krátce před zahájením vyšetření je vyzvána, aby si došla na toaletu a odložila veškeré kovové předměty. Pacientka si tedy sundává kalhoty, podprsenku, případně šperky.

6.1.2 Vlastní vyšetření

Pacientku si RA zavolá do vyšetřovny, provede aktivní identifikaci, uloží ji na vyšetřovací stůl na záda, s rukama za hlavou, pod ruce a kolena jí umístí polštářek. Poté RA napojí nitrožilní kanylu na tlakový injektor a pacientku poučí, že na začátku vyšetření jí bude proveden, toposcan, následně CT vyšetření, před kterým jí bude pomocí injektoru aplikována JKL Xenetix (obsahující 350 mg/ml jódu), a proto může pocítit teplo po těle a nutkání k močení, aby se toho nezalekla. Poté přijde na řadu PET vyšetření, které potrvá asi 15 minut. Sdělí pacientce, aby se po celou dobu nehýbala a ležela v klidu. Poté RA odchází z vyšetřovny do ovladovny a zavírá za sebou olovené dveře. Do počítače si zadá jméno, příjmení a rodné číslo pacientky a vybere vyšetřovací protokol. Následně spustí pomocí obrazovky injektoru aplikaci 30 mililitrů JKL s rychlostí průtoku 2,5 mililitru za sekundu a fyziologického roztoku, a CT

vyšetření, které se provádí ve venózní fázi. Rychlost průtoku KL samozřejmě závisí také na druhu a velikosti kanyly. Po CT vyšetření následuje samotné PET snímání. Po přibližně 15 minutách je snímání dokončeno, RA odpojuje pacientku od injektoru, vyjíždí s vyšetřovacím stolem ven z gantry, zeptá se, zda u ní nevznikla nějaká alergická reakce na JKL. Reakce na JKL jsou rozděleny na okamžité, vznikající ihned po podání, a opožděné, které se projeví po 30 minutách a déle. Mezi alergické reakce na JKL patří nauzea, zvracení, kopřivka, brady- i tachykardie, otok laryngu, křeče nebo bronchospasmus (Holm, 2015). Výjimečně dochází i k anafylaktickému šoku, který může vést až ke smrti. Pokud není u pacientky patrná žádná nežádoucí reakce, RA ji posílá obléct se do kabinky, poté ji ještě poučí, aby přijímala dostatek tekutin kvůli rychlejší eliminaci jak zbylé FDG, tak JKL, a po dobu 12 hodin se vyhýbala těhotným ženám a dětem. Následně je pacientce sestrami zrušen žilní vstup a pacientka odchází z oddělení domů.

6.2 Průběh vyšetření v nemocnici B

6.2.1 Příchod a příprava pacientky k vyšetření

Pacientku v nemocnici B objednává její odesílající lékař s řádně vyplněnou žádankou se sérovými hodnotami urey a kreatininu a glomerulární filtrace, které nesmí být starší 7 dnů, což je oproti nemocnici B o týden kratší doba. Ve výjimečných případech se pacientka objednává sama telefonicky. Objednávající lékař ji seznámí s nutnou přípravou k vyšetření. Sdělí ji, aby vynechala dva dny před vyšetřením namáhavou fyzickou aktivitu, aby byla lačná alespoň 6 hodin. Nesmí pít slazené nápoje ani mléko, vhodná je čistá voda nebo hořký čaj. Pokud pacientka dochází na chemoterapie, je nutné dodržet odstup minimálně 14 dní, odstup od radioterapie je 2–3 měsíce.

Pacientka přichází na oddělení ve sjednaný datum a čas. S kartičkou pojišťovny jde na kartotéku, zde si ji RA zadá do počítače, předá jí informovaný souhlas a anamnestický dotazník, oba tyto dokumenty pacientka v čekárně vyplní. V anamnestickém dotazníku jsou otázky ohledně alergií, předešlých vyšetřeních, operacích a onemocněních; stejně jako je tomu v nemocnici A. Po vyplnění je zavolána do aplikační místnosti, RA provede aktivní identifikaci, pacientku usadí a připraví si pomůcky ke změření glykémie a zavedení kanyly. Pomocí glukometru tedy pacientce změří hodnotu cukru v krvi, která musí být do 13 mmol/l, naměřenou hodnotu zapíše do dokumentace. Poté vydezinfikuje místo, kde bude zavádět nitrožilní vstup, zavede kanylu do periferní žíly a propláchne fyziologickým roztokem. Žilní vstup RA zalepí

náplastí, na kterou napíše datum a čas zavedení. Následně se pacientky zeptá, zda netrpí na průjmy a zda má již zkušenosti s JKL. Pokud pacientka na průjmy trpí, je jí připravena perorální KL Micropaque CT. Pokud s průjmy problém nemá, RA jí namísto toho vybaví 2% roztokem Manitolu v objemu 1 litr. Následně přichází lékař, který s pacientkou probere důkladněji její osobní anamnézu a poté aplikuje RF ^{18}F -FDG. Pacientka odejde s připravenou KL do kabinky. Zde KL během 45 minut popíjí. Celou dobu je pod dohledem RA. Asi 10 minut před začátkem vyšetření ji RA telefonem zavolá a požádá ji, aby si došla na toaletu a poté, až přijde zpět do kabinky, ať odloží kalhoty, podprsenku a šperky.

6.2.2 Vlastní vyšetření

Pacientku připravenou k vyšetření si zavolá RA do vyšetřovny, provede znovu aktivní identifikaci a umístí pacientku na vyšetřovací lehátko stejně tak, jak tomu je v nemocnici A. Následně RA zajede s pacientkou do gantry, aby ve výsledném snímku byla oblast od baze lební po 1/3 stehen. Také napojí žilní vstup na tlakový injektor KL, přes který je pacientce na začátku vyšetření podána JKL Ultravist 370 (udávající koncentraci jódu v mg/ml). Pro pacientky o hmotnosti 70 kg je objem podaného Ultravistu 35 ml s rychlostí průtoku 3,2 mililitru za sekundu. Následně RA odchází do ovladovny, zavírá za sebou olovené dveře a provede nejprve toposcan, poté CT vyšetření ve venózní fázi, během kterého je přes pumpu pacientce podána JKL. Následuje již samotné PET snímání trvající asi 15 minut.

Po skončení snímání RA pacientku odpojí od injektoru, vyveze ji ven z gantry a sveze dolů. Následně ji poučí, aby se po zbytek dne vyhýbala těhotným ženám a dětem a přijímala hodně tekutin. Poté ji ještě zkontroluje, zda u ní neproběhla nějaká alergická reakce a pouští ji zpět do kabinky, kde se pacientka oblékne. Potom ještě odchází zpět do aplikační místnosti, kde ji RA zruší žilní vstup. Po pětiminutovém vyčkání v čekárně smí pacientka odejít domů.

6.3 Postprocessing získaných dat

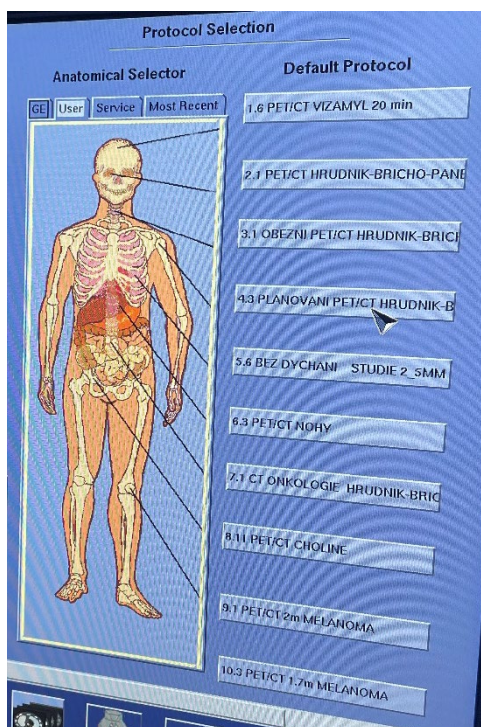
Po skončení snímání CT a PET složky provede RA fúzi těchto dvou obrazů na speciálním počítači k tomuto určenému. Na počítači otevře složku dané pacientky, kde najde surová data z CT a PET vyšetření. Následně vybere řezy s určitou tloušťkou a spustí fúzi. Výsledkem je prolínání CT a PET složky, a tudíž lepší orientace v anatomických strukturách a případných patologických nálezech. Následně RA pošle tato data do archivačního a komunikačního systému (PACS), zde jsou snímky dostupné pro všechna pracoviště v nemocnici.



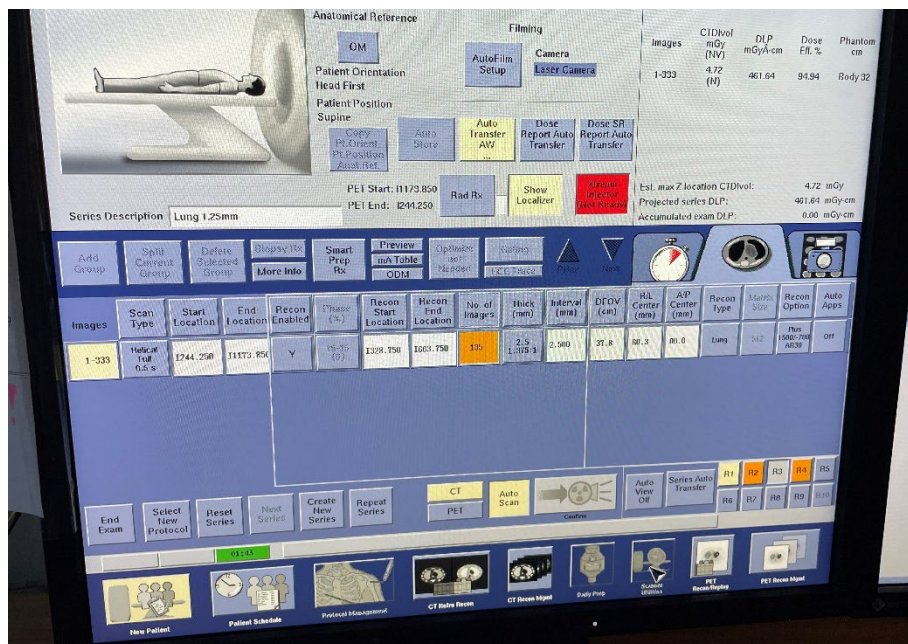
Obrázek 9 - Přístroje PET/CT (archiv autora)



Obrázek 10 - Tlakový injektor KL (archiv autora)



Obrázek 11 - Zakládání nového vyšetřovacího protokolu (archiv autora)



Obrázek 12 - Akviziční parametry zvolené pro CT složku (archiv autora)



Obrázek 13 - Volba objemu KL a fyziologického roztoku na tlakovém injektoru (archiv autora)

7 VÝSLEDKY SROVNÁNÍ AKVIZIČNÍCH PARAMETRŮ

V této části jsou souhrnně porovnávány akviziční parametry zmíněných tuzemských nemocnic A a B spolu s dalšími dvěma zahraničními nemocnicemi na základě odborných článků, které byly vyhledány na rozhraní Pubmed pomocí klíčových slov „gynecological tumors“, „PET/CT“ a „acquisition parameters“ tak, aby bylo možno z těchto článků zjistit předem stanovené akviziční parametry zmíněné v úvodu praktické části. Těmto kritériím nakonec vyhovoval jednak článek americké University of Pittsburgh Medical Center Presbyterian publikován v roce 2020 (Nguyen et al., 2020) (Nemocnice C), a dále článek japonské University of Fukui Hospital z roku 2023 (Isaji et al., 2023) (Nemocnice D). Veškeré získané údaje, spolu s parametry z nemocnic A a B, jsou uvedeny ve dvou tabulkách, zvlášť pro údaje týkající se CT parametrů (viz Tabulka 4) a zvlášť pro PET parametry (viz Tabulka 5).

Tabulka 4 - Srovnání jednotlivých parametrů napříč tuzemskými a zahraničními nemocnicemi - CT část (Nemocnice A – MRS Nemocnice A, 2025; Nemocnice B – MRS Nemocnice B, 2025; Nemocnice C – Nguyen et al., 2020; Nemocnice D - Isaji et al., 2023)

Parametr	Nemocnice A	Nemocnice B	Nemocnice C (University of Pittsburgh, Medical Center Presbyterian, USA)	Nemocnice D (University of Fukui Hospital, Japonsko)
PET/CT přístroj	Siemens Biograph mCT	GE MI Discovery	GE Discovery 710	GE Discovery LS
Průměr gantry	78 cm	70 cm	70 cm	70 cm
Počet CT řad	64	64	64	64
Hodnota součinu proudu a času	20-214 miliampérsekund (mAs)	20—150 mAs	20-120 mAs	20-200 mAs
Hodnota napětí rentgenky	120 kV	120 kV	120 kV	120 kV
Matrice CT	512 × 512	512 × 512	512 × 512	512 × 512
KL perorální	Manitol	Manitol nebo Micropaque CT	Gastrografin	Gastrografin
KL intravenózní	Xenetix 350	Ultravist 370	Isovue 370	Iomeron 400

Dobře nastavené akviziční parametry jsou důležité pro správnost provedení vyšetření a také pro výslednou kvalitu obrazu. Zásadní vliv na hodnotu těchto parametrů má samotný typ PET/CT přístroje a jeho technická výbava. V nemocnici A je k tomuto vyšetření používán Siemens Biograph mCT, jehož gantry má průměr 78 cm, což je o 8 cm více než v ostatních zkoumaných nemocnicích. V nemocnicích B, C i D je používán přístroj značky General Electric.

Před samotným PET vyšetřením se z důvodu získání plnohodnotné anatomické informace provádí i CT vyšetření. V nemocnicích A, B, C i D mají 64řadé CT, což je nejběžnější varianta. Hodnotu součinu proudu a času je na všech zkoumaných strojích řízena pomocí proměnné modulace. Ve tkáni tedy přístroj na základě lokalizačního skenu sám přidá nebo ubere v závislosti na densitě tkáně hodnotu mAs tak, aby byl vzniklý obraz co nejvíce prostý šumu a případných artefaktů, a aby došlo ke snížení radiační zátěže pacientky. Automatická modulace proudu mění proud anody v závislosti na zeslabení záření ve tkáni pacienta (Súkupová, 2024). V nemocnici A je toto rozmezí 20-214 mAs, v nemocnici B 20-150 mAs, v nemocnici C 20-120 mAs a v nemocnici D tyto hodnoty činí 20-200 mAs.

Důležitou složkou CT přístroje je také napětí rentgenky. Ve všech čtyřech nemocnicích je hodnota napětí 120 kV. Touto hodnotou jsou tedy urychlovány k anodě elektrony o energii 20–120 keV směrem z katody. Napětí ovlivňuje kontrast následného CT obrazu. To znamená, pokud je napětí nižší, tím je lepší kontrast (viz Obrázek 14), což uvádí (Súkupová, 2024).

Odlíšnosti nejsou pozorovány ani ve velikosti matice CT, která je u všech zkoumaných nemocnic 512×512 , což je zatím všude standardem (Súkupová, 2024).

Ovšem rozdíly nastávají u aplikovaných JKL, kdy je v každé nemocnici podávána odlišná i.v. JKL. Nicméně všechny použité JKL se řadí mezi nízkoosmolární nefrotropní JKL, a zásadní rozdíl pak spočívá v obsah organicky vázaného jódu udávaného v mg/ml. V nemocnici A je to Xenetix s koncentrací 350 mg/ml. V případě nemocnice B se jedná o JKL Ultravist 370 mg/ml. V nemocnici C používají JKL Isovue 370 mg/ml a v nemocnici D je to pak Iomeron 400 mg/ml. Platí, že čím vyšší koncentrace, tím dosahujeme lepšího kontrastu a stačí podat menší celkovou dávku, na druhou stranu vyšší koncentrace je spojena s vyšší osmolalitou (tím i viskozitou), a tím pádem intenzivnějším pocíťováním horka při podání, ale také vyššího rizika následné nefropatie vyvolané KL.

Perorální KL jsou také různé. V nemocnici A se jedná o Manitol. V nemocnici B rovněž Manitol, a v případě, že pacientka trpí na průjemy, je to baryová KL Micropaque CT. V nemocnici C a D používají perorálně jodový kontrast Gastrografin.

Tabulka 5 následně uvádí srovnání akvizičních parametrů týkající se PET.

Tabulka 5 - Srovnání jednotlivých parametrů napříč tuzemskými a zahraničními nemocnicemi – PET část (Nemocnice A – MRS Nemocnice A, 2025; Nemocnice B – MRS Nemocnice B, 2025; Nemocnice C – Nguyen et al., 2020; Nemocnice D - Isaji et al., 2023)

Parametr	Nemocnice A	Nemocnice B	Nemocnice C	Nemocnice D
PET/CT přístroj	Siemens Biograph mCT	GE MI Discovery	GE Discovery 710	GE Discovery LS
Minimální doba lačnění před vyšetřením	6 hodin	6 hodin	6 hodin	4 hodiny
Glykémie do	13 mmol/l	13 mmol/l	13 mmol/l	13 mmol/l
Aplikovaná aktivita ¹⁸F-FDG	3,5 MBq/kg	3,5 MBq/kg	6,3 MBq/kg	2,6 MBq/kg
Čas pacientky v kabině po aplikaci	45 minut – 1,5 hodiny	45 minut	60 minut	50 minut
Počet prstenců PET	4	5	3	3
Detekční krystal	LSO	LSO	LSO	BGO
Zorné pole PET	22,1 cm	26 cm	15,7 cm	15,2 cm
Matrice PET	256 × 256	256 × 256	256 × 256	128 × 128
Časová dotace na PET postel	2,5 minuty	2,5 minuty	2,5 minuty	2 minuty
Vyšetřovaná oblast	Od baze lební po 1/3 stehen	Od baze lební po 1/3 stehen	Od baze lební po 1/3 stehen	Od baze lební po 1/3 stehen

Pacientka musí z důvodu správného zobrazení jednotlivých tkání před vyšetřením ¹⁸F-FDG PET/CT lačnit. V nemocnicích A, B i C se jedná o minimálně 6 hodin. Pouze v nemocnici D připouštějí lačnění pouze 4 hodiny. Důležitá je proto i hodnota glykémie, pomocí které lze posoudit, zda pacientka nepila slazené nápoje či nejedla v době, kdy měla lačnit. Tato hodnota

by měla být u vyšetření pomocí ^{18}F -FDG nejlépe do 8 mmol/l (Souhrn údajů o přípravku ^{18}F -FDG, 2018). V USA je dle národních radiologických standardů přípustná hodnota až do 16,5 mmol/l, u takto vysokých hodnot je ale nutná konzultace s lékařem, zda lze vyšetření bezpečně provést. U hodnot vyšších než 16,5 mmol/l je pacient přeobjednán. Dle Japonské asociace nukleární medicíny by měla být hodnota cukru v krvi maximálně 8,3 mmol/l (Japanese Society of Nuclear Medicine, 2017), ovšem vyšetření lze provést při hodnotách až do 13 mmol/l za ceny nižší kvality obrazu. Příprava gynekologických pacientek není odlišná od ostatních onkologických indikací.

Následně je prováděno samotné PET vyšetření, před kterým je pacientce aplikováno RF ^{18}F -FDG. Je vhodné porovnávat aplikované aktivity podle hodnoty aktivity na jednotku hmotnosti pacientky v MBq/kg. V nemocnici A i B činí aplikovaná aktivita shodně 3,5 MBq/kg. V nemocnici C je aktivita již 6,3 MBq/kg. Ovšem v nemocnici D je tato hodnota jen 2,6 MBq/kg.

Po aplikaci RF pacientka setrvává v kabině po určitou minimální dobu, než je RF vycytáno ve všech tkáních. Tato doba je také ve všech nemocnicích jinak dlouhá. V nemocnici A je to 45 minut až 1,5 hodiny. V nemocnici B je snaha, aby tato doba byla vždy alespoň 45 minut. V nemocnici C se jedná o 60 minut a v nemocnici D je to 50 minut. Tedy ve všech čtyřech nemocnicích je tato doba dosti podobná, liší se pouze o řády minut.

Zásadní vliv na kvalitu PET složky vyšetření má počet PET prstenců s detektory instalovanými na přístroji. V praxi se můžeme setkat s 3, 4 až 5řadými přístroji, které v závislosti na jejich počtu při přibližném 5cm inkrementu poskytují celkové zorné pole projekce v rozmezí 15 až 25 cm. Zatímco v nemocnici B mají PET přístroj s 5 prstenci, v nemocnici A mají prstence 4 a v nemocnici C a D jsou to prstence 3. Zásadní je materiál použitého scintilačního krystalu sloužícího k detekci anihilačního záření. Jediná patrná odlišnost ve druhu tohoto krystalu je u nemocnice D, kde jsou použity krystaly z BGO. V nemocnici A, B a C se jedná o typ z LSO.

Výsledný obraz z PET je zobrazený na matici o určitém rozměru. V nemocnici A, B a C se jedná o matici 256×256 . Ovšem v nemocnici D používají 128×128 . Časové dotace na jednu pozici tzv. PET postele jsou ve všech nemocnicích velmi podobné. V nemocnici A, B a C je to 2,5 minuty. V nemocnici D jsou to pouze 2 minuty. Rozsah vyšetřované oblasti je také na všech zkoumaných pracovištích stejný. Pacientky s gynekologickými malignitami jsou tedy snímány na PET/CT v rozsahu od baze lební po 1/3 stehén.

8 DISKUZE

Pacientka v nemocnici B je objednána skrz svého odesílajícího lékaře, což může být pohodlnější způsob, než v nemocnici A. Příprava před vyšetřením je v obou nemocnicích stejná, až na čas pobytu pacientky v kabině. V nemocnici A pacientka může čekat až 1,5 hodiny, což může být už hodně časově náročné. V nemocnici B se tato hodnota pohybuje kolem 45 minut, to je pro pacientku určitě výhodnější. V nemocnici A může takto tedy strávit na oddělení až skoro o dvojnásobek více času, než je tomu v nemocnici B. Aplikace ^{18}F -FDG probíhá v nemocnici A pomocí pumpy, nicméně dávkování aktivity ^{18}F -FDG je zde shodné a to 3,5 MBq/kg. Zásadní rozdíly mezi nemocnicí A a nemocnicí B – mimo samotný PET/CT přístroj – nebyly pozorovány, což je na jednu stranu správně, protože se jedná o dvě tuzemské nemocnice, a i z pohledu pacientky by zde neměl v průběhu vyšetření být významný rozdíl i co se týče radiační zátěže.

Parametry instalovaného PET/CT přístroje mají rozhodující vliv na kvalitu a rychlost provedení vyšetření. Větší průměr gantry u přístroje z nemocnice A značky Siemens dovoluje provedení vyšetření i u objemnějších pacientů, kteří by se nemuseli do užší gantry pohodlně vejít.

Lačnění před vyšetřením je nutné z důvodu správného vstřebání ^{18}F -FDG a získání dostatečného kontrastu mezi patologickými lézemi a fyziologickým vychytáváním v ostatních tkáních. Proto je nejvhodnější co nejdříve doba, po kterou musí pacientka lačnit. Z těchto poznatků vyplývá, že lépe vychází doba lačnění 6 hodin, o kterou usilují v nemocnici A, B i C. V nemocnici B je přitom snahou nabádat pacientky k lačnění 12 hodin. Tento delší čas zaručí lepší kvalitu obrazu, na druhou stranu by to pro některé pacientky bylo už mnohem více náročné, z tohoto důvodu se připouští doba lačnění i jen 6 hodin. Minimální přípustná doba bez jídla před aplikací ^{18}F -FDG jsou 4 hodiny (Society of nuclear medicine and molecular imaging, 2007; SÚKL, 2018), proto lze vyšetření bezpečně provést i v nemocnici D. Kompromis pro dobu lačnění, který volí v nemocnici A i B, z pohledu pohodlí pacientky a kvality obrazu je právě 6 hodin.

Hodnota glykémie před aplikací ^{18}F -FDG by měla dle (SÚKL, 2018) být do 8 mmol/l. Všechny zkoumané nemocnice nicméně připouštějí hodnotu lačné glykémie až do 13 mmol/l. Při těchto vysokých hodnotách však přichází v úvahu snižovat hodnotu glykémie podáním několika jednotek rychle působícího inzulínu, nebo raději pacienta přeobjednat.

Proměnná modulace u CT složky vyšetření umožňuje lepší kvalitu obrazu, obraz bez šumu a odstranění případných artefaktů. Čím větší rozmezí mAs modulace umožňuje, tím lepší

zobrazení jednotlivých tkání v závislosti na jejich velikosti. Z těchto zjištěných poznatků proto nejdokonalejší systém proměnné modulace používají v nemocnici A. Ovšem i ostatní tři zkoumané nemocnice mají velmi dobré hodnoty pro správnou kvalitu obrazu. Napětí rentgenky 120 kV umožňuje lepší prozáření vyšetřované tkáně než například napětí o hodnotě 80 kV. Na druhou stranu při vyšší hodnotě napětí je také větší radiační zátěž pacientky, ale zase lepší kvalita obrazu.

Standardní matice CT je 512×512 . Takto velká matice umožňuje zobrazit větší oblast těla pacientky s lepším prostorovým rozlišením. V případě, že by byla použita matice například o velikosti 1024×1024 , měl by výsledný obraz větší šum, než obraz o matici menší. Proto je ve všech čtyřech nemocnicích použita matice 512×512 . Na základě těchto poznatků ohledně CT složky je možné usoudit, že v této části vyšetření nijak velké rozdíly patrně nejsou. Akviziční parametry CT vyšetření jsou tak ve všech čtyřech nemocnicích velmi podobné.

Aplikovaná aktivita ^{18}F -FDG se v Evropě řídí podle Evropské asociace nukleární medicíny, která povoluje minimální hodnotu aplikované aktivity podaného ^{18}F -FDG 1,050 MBq/kg. V Americe jsou základem pro povolenou aktivitu RF údaje z Asociace nukleární medicíny a molekulárního zobrazování (Society of nuclear medicine and molecular imaging, SNMMI). Dle (SNMMI, 2007) je přípustné rozmezí aplikované aktivity RF pro 70 kg pacientku 370–740 MBq. Ze zjištěných údajů vyplývá, že v nemocnici C je aplikovaná aktivita skoro až trojnásobná oproti nemocnici D. Tudíž pacientky v nemocnici C podléhají vyšší radiační zátěži než pacientky v dalších třech zkoumaných nemocnicích. Z pohledu radiační ochrany personálu a radiační zátěže pacientky je samozřejmě výhodnější co nejnižší aplikovaná aktivita RF. V nemocnici D používají aplikovanou aktivitu 2,6 MBq/kg, a právě proto mohou používat i hrubší matici 128×128 , která umožňuje dobré zobrazení i při nízkých aktivitách podaného RF. Na druhou stranu ale dojde k horšímu rozlišení výsledného obrazu. Z pohledu hodnoty aplikované aktivity vychází pro pacienty nejlépe nemocnice D. Na druhou stranu s vyšší podanou aktivitou dochází ke zvýšení četnosti snímaných impulsů a tím pádem i k lepší kvalitě obrazu, než je tomu v nemocnici D. Nejlépe tedy z těchto dvou úhlů pohledu vychází tuzemské nemocnice A i B se svojí podanou aktivitou 3,5 MBq/kg. Hodnota aplikované aktivity se tedy odvíjí i od technických vlastností jednotlivých PET skenerů, proto je patrný rozdíl v podaných aktivitách.

Po aplikaci RF pacientka setrvává v kabině. Pro její pohodlí by samozřejmě byla nejvhodnější co nejkratší doba, ale dle (SÚKL, 2018) nesmí tato doba být kratší než 45 minut z důvodu

zajištění dostatečné akumulace ve tkáních. Obvykle se vyšetření zahajuje za 45-60 minut po aplikaci, jak je tomu ve všech čtyřech zkoumaných nemocnicích. Tato doba je z pohledu pacientek i výsledné kvality obrazu nejvýhodnější. Ovšem vyšetření může být provedeno i za 2-3 hodiny po podání RF, tato delší doba redukuje aktivitu pozadí, což uvádí (SÚKL, 2018). Nicméně pro zachování dostatečné aktivity by bylo nutné podávat vysoké aplikační dávky, což je nežádoucí z hlediska radiační ochrany i ekonomičnosti provozu.

Čím větší počet PET prstenců přístroj má, tím je vyšetření rychlejší, jelikož pokryjí větší část těla pacientky, než když je prstenců méně. Počet prstenců také úzce souvisí s aplikovanou aktivitou RF. Platí, že čím více má PET prstenců, tím nižší může být aktivita RF. Z těchto poznatků ohledně počtu prstenců vychází tedy pro pacientku nejlépe PET s 5 prstenci v nemocnici B. Ovšem výhodnější by bylo použití až 6řadého přístroje, díky kterému by vyšetření trvalo kratší dobu a zorné pole projekce by bylo větší, tudíž se ve snímcích dá o něco lépe orientovat.

Scintilační krystal BGO, který používají v nemocnici D, vykazuje vyšší citlivost a denzitu. Nicméně jeho malá světelná reakce znemožňuje BGO krystal používat při konstrukcích větší detektorové oblasti. Krystal LSO má na druhou stranu rychlejší světelnou reakci než BGO krystal. Toto vede k detekci většího množství IZ (Karp & Lewellen, 2004). Pravděpodobně z tohoto důvodu jej používají v nemocnicích A, B i C. Na druhou stranu krystaly LSO jsou dražší z důvodu vysoké teploty tání, která činí 2000 °C (Karp & Lewellen, 2004). Z těchto informací tedy vychází lépe modernější krystal LSO, který mají v nemocnicích A, B i C.

V nemocnicích A, B a C používají matici PET zobrazení 256 × 256. Ovšem v nemocnici D používají hrubší matici 128 × 128 a to z důvodu menšího množství prstenců a nižší aplikované aktivity, výsledkem pak je hrubší obraz oproti ostatním třem nemocnicím. Nejlepší možností by byla větší matice, tedy 256 × 256, a nízká aplikovaná aktivita. Bohužel toto není možné v rámci zachování dobré kvality obrazu. Proto je vhodné použít matici 256 × 256 i přes o něco vyšší aplikovanou aktivitu RF.

U časové dotace na jednu PET postel nejsou pozorovány velké rozdíly, proto je tento čas kolem 2,5 minuty ideální možností. Pokud bychom přidali do tohoto času několik sekund nebo dokonce minut, bude posun jedné PET postele pomalejší a vyšetření bude trvat delší dobu. V rámci zachování dobré kvality obrazu není ale možné ještě více snížit tuto časovou dotaci.

Vyšetření PET/CT gynekologických nádorů je prováděno od baze lební po 1/3 stehen. V případě celotělového skenu nebo skenu i s celou hlavou by se vyšetřovací čas velmi

prodloužil, proto je zvolena právě pouze tato hlavní zájmová oblast, pokud není potřeba zobrazit i vzdálenější struktury.

Pokud bych měla porovnat mezi sebou tuzemské a zahraniční nemocnice na základě zjištěných informací o průběhu vyšetření a akvizičních parametrech, určitě shledávám vyšší vzájemnou shodu mezi dvěma tuzemskými nemocnicemi. Velká podobnost vznikla pravděpodobně proto, že obě pracoviště se nachází v jednom státě, a tudíž podléhají stejným radiologickým standardům. Naproti tomu dvě zahraniční nemocnice se řídí dle jiných standardů a z tohoto důvodu se některé akviziční parametry liší.

Na základě zjištěných údajů ve čtyřech zkoumaných nemocnicích o jejich používaných PET přístrojích mohu konstatovat, že hodnota aplikované aktivity ^{18}F -FDG je úzce spjata s typem PET přístroje a také s jeho technickými vlastnostmi.

Pokud mezi sebou srovnám všechny čtyři zkoumaná pracoviště, zjišťuji, že se CT složka vyšetření ani v jedné z nemocnic, oproti vyšetření PET, příliš neliší, až na druh podaných perorálních či jodových KL.

9 ZÁVĚR

Gynekologické nádory jsou v České republice i ve světě na vzestupu, proto jsou čím dál více prováděna PET/CT vyšetření gynekologických pacientek. Vyšetření se provádí především při diagnostice ovariálního a vzácného cervikálního karcinomu. Velmi přínosné je také pro stanovení diagnózy karcinomu děložního hrdla. Ze zjištěných informací ze stáží a odborných článků bylo zjištěno, že průběh PET/CT vyšetření gynekologických nádorů se nijak v zásadě neliší od vyšetření jiných onkologických diagnóz.

Cílem práce bylo porovnat průběhy PET/CT vyšetření u gynekologických nádorů pomocí ^{18}F -FDG a akviziční parametry tohoto vyšetření na základě dvou stáží v tuzemských nemocnicích a informací získaných z rozhraní Pubmed o dvou zahraničních nemocnicích.

Na základě provedeného výzkumu ve dvou tuzemských nemocnicích bylo zjištěno, že v obou nemocnicích je postup průběhu vyšetření podobný, místy až totožný. Odlišnosti nastávaly hlavně v případě technických parametrů z důvodu jiných typů přístrojů PET/CT. Zahraniční nemocnice se v porovnání s tuzemskými více lišily a to i z důvodu odlišných radiologických standardů.

Bylo zjištěno, že hodnota aplikované aktivity ^{18}F -FDG se mění v závislosti na typu PET přístroje a jeho technických vlastnostech. Naproti tomu CT složka vyšetření se, kromě typu perorálních a jodových KL, příliš neliší na jednotlivých pracovištích.

S ohledem na získaná data ohledně zahraničních nemocnic lze říct, že jsou určité rozdíly mezi nemocnicemi tuzemskými a těmi zahraničními, ovšem nejsou nijak markantní, aby úplně změnil celý průběh vyšetření.

10 POUŽITÁ LITERATURA

10.1 Primární zdroje

HAVLÍČEK, Karel; ČERVENKOVÁ, Zuzana a BLANAŘ, Vít, 2019. Pardubice: Univerzita Pardubice. 135 s. ISBN 978-80-7560-242-8.

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

VOTRUBOVÁ, Jana et al., 2009. *Klinické PET a PET/CT*. Praha: Galén. 207 s. ISBN 978-80-7262-619-9.

KRAFT, Otakar a PEKÁREK, Jan, 2012. *Radiofarmaka*. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, Lékařská fakulta. 97 s. ISBN 978-80-7464-183-1.

10.2 Sekundární zdroje

BENEŠ, Jiří a kolektiv, 2011. *Základy lékařské biofyziky*. Praha: Karolinum. 200 s. ISBN 978-80-246-2034-3.

KUPKA, Karel; KUBINYI, Jozef; ŠÁMAL, Martin a kolektiv, 2015. *Nukleární medicína*. Praha: P3K. 160 s. ISBN 978-80-87343-54-8.

ROZTOČIL, Aleš a kolektiv, 2024. *Moderní gynekologie*. Praha: Grada. 800 s. ISBN 978-80-271-2005-5.

SEIDL, Zdeněk; BURGETOVÁ, Andrea; HOFFMANNOVÁ, Eva; MAŠEK, Martin; VANĚČKOVÁ, Manuela et al., 2012. *Radiologie pro studium a praxi*. Praha: Grada. 368 s. ISBN 978-80-247-4108-6.

SHARP, Peter F.; GEMMEL, Howard G.; MURRAY, Alison D.; DOHERTY, James a GRAHAM, David, 2005. *Practical Nuclear Medicine*. Online. Oxford: Oxford University Press. ISBN 1-85233-875-X. [cit. 2024-11-12]. Dostupné z: https://neuron.mefst.hr/docs/katedre/nuklearna_medicina/english/Sharp%20PF.%20Practical%20Nuclear%20Medicine.pdf.

SÚKUPOVÁ, Lucie, 2024. *CT – Průvodce technikou výpočetní tomografie*. Praha: Grada. 323 s. ISBN 978-80-271-5009-0.

VAJNER, Luděk; UHLÍK, Jiří a KONRÁDOVÁ, Václava, 2018. *Lékařská histologie I. Cytologie a obecná histologie*. Praha: Karolinum. 113 s. ISBN 978-80-246-4107-2.

VORLÍČEK, Jiří; ABRAHÁMOVÁ, Jitka; BAJČIOVÁ, Viera; BÜCHLER, Tomáš; DOUBEK, Michael et al., 2012. *Onkologie*. Praha: Triton. 250 s. ISBN 978-80-7387-603-6.

10.3 Odborné články

BHATLA, Neerja; AOKI, Daisuke; SHARMA, Daya Nand; SANKARANARAYANAN, Rengaswamy, 2018. Cancer of cervix uteri. *Int J Gynecol Obstet* [online]. s. 22-36. ISSN 1879-3479. [cit. 2024-12-03]. Dostupné z: <https://obgyn.onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/ijgo.12611>.

ENGBERSEN, Maurits Peter; VAN DRIEL, Willemien; LAMBREGTS, Doenja a LAHAYE, Max, 2021. The role of CT, PET-CT, and MRI in ovarian cancer. *Br J Radiol* [online]. Londýn: British Institute of Radiology, 94(1125). ISSN 1748-880X. DOI 10.1259/bjr.20210117. [cit. 2025-01-09]. Dostupné z: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC9327775/>

HERRERA, Feranda G a PRIOR, John O, 2013. The role of PET/CT in cervical cancer. *Front Oncol.* [online]. Švýcarsko: Frontiers Media S.A. ISSN 2234-943X. DOI 10.3389/fonc.2013.00034. [cit. 2025-02-03]. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23549376/>

HOLM, František, 2015. Jodové kontrastní látky a alergie na jód: mýty a fakta. *Interv Akut Kardiol* [online]. Olomouc: Solen. ISSN 1803-5302. [cit. 2025-04-11]. Dostupné z: <https://www.solen.cz/pdfs/kar/2015/04/01.pdf>

ISAJI, Yuzu; TSUYOSHI, Hideaki; TSUJIKAWA, Tetsuya; ORISAKA, Makoto, OKAZAWA Hidehiko a YOSHIDA, Yoshio, 2023. Prognostic value of ¹⁸F-FDG PET in uterine cervical cancer patients with stage IIICr allocated by imaging. *Sci Rep* [online]. ISSN 2045-2322. [cit. 2025-03-01]. Dostupné z: <https://www.nature.com/articles/s41598-023-46261-2>.

KALTENECKER, Brian; DUNTON, Charles J. a TIKARIA, Richa, 2023. Vaginal cancer. *StatPearls* [online]. Treasure Island: Statpearls Publishing. [cit. 2024-12-30]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK559126/>.

KAPOOR, Mayank; HESTON, Thomas F. a KASI, Anup, 2025. PET scanning. *StatPearls* [online]. Treasure Island: StatPearls Publishing. [cit. 2025-02-10]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK559089/>

KOVÁČIK, Andrej; VRANÍKOVÁ, Barbora a ŽILKOVÁ, Kateřina, 2021. Technologie a příprava radiofarmak na odděleních nukleární medicíny. *Prakt. Lékař. [online]*. Olomouc: Solen, 17(3), s. 171-174. ISSN 2788-1717. [cit. 2024-11-20].

NGUYEN, Nghi C; BERIWAL, Sushil; MOON, Chan-Hong; FURLAN, Alessandro; MOUNTZ, James M; RANGASWAMY, Balasubramanya, 2020. ^{18}F -FDG PET/MRI Primary Staging of Cervical Cancer: A Pilot Study with PET/CT Comparison. *J Nucl Med Technol. [online]*. s. 331-335. ISSN 1535-5675. [cit. 2025-04-05]. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32709671/>.

OLAWAIYE, Alexander B; CUELLO, Mauricio A a ROGERS, Linda J, 2021. Cancer of vulva: 2021 update. *Int J Gynaecol Obstet [online]*. s. 7-18. ISSN 1879-3479. DOI 10.1002/ijgo.13881. PMID 34669204. [cit. 2024-12-12]. Dostupné z: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC9298362/>.

PAPATHANASIOU, Nikolaos; PAPADIMITROPOULOS, Konstantinos; SPILIOPOULOU, Maria; KARAGKOUNI, Eleni; APOSTOLOPOULOS, Dimitrios, 2022. PET/CT in the management of cancer patients. *Achaiki Iatriki [online]*. Patras: Medical Society of the Western Greece and Peloponnesus, 41(3), s. 135-145. ISSN 1792-3018. [cit. 2025-01-03]. Dostupné z: <https://achaiki-iatriki.gr/?p=875>

RÖSCH, Frank, 2012. Past, present and future of $^{68}\text{Ge}/^{68}\text{Ga}$ generators. *Applied Radiation and Isotopes [online]*. Amsterdam: Elsevier, s. 24-30. ISSN 1872-9800. [cit. 2024-11-20].

ŠEVČÍK, Libor, 2015. Léčba karcinomu ovaria v současnosti. *Onkologie [online]*. Olomouc: Solen, 9(4). ISSN 1803-5345. [cit. 2024-11-30]. Dostupné z: https://onko-gynekologie.cz/resources/publikace/Lecba_karcinomu_ovaria_v_soucasnosti_2015.pdf

ŠTORK, Jiří, 2020. Lichen sclerosus. Souborný článek. *Čes-slov Derm [online]*. s. 193-232. ISSN 1805-448X. [cit. 2024-12-11]. Dostupné z: <https://www.prolekare.cz/casopisy/cesko-slovenska-dermatologie/2020-6-11/lichen-sclerosus-souborny-clanek-125773/download?hl=cs>.

ZAMWAR, Udit M a ANJAKAR, Ashish P, 2022. Aetiology, Epidemiology, Histopathology, Classification, Detailed Evaluation, and Treatment of Ovarian Cancer. *Cureus [online]*. ISSN 2168-8184. DOI 10.7759/cureus.30561. [cit. 2024-12-12]. Dostupné z: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC9676071/>

10.4 Internetové zdroje

BAILEY, D.L.; HUMM, J.L.; TODD-POKROPEK, A. a VAN ASWEGEN, A., 2014. *Nuclear Medicine Physics. A Handbook for Teachers and Students*. Online. In: *iaea.org*. [cit. 2024-09-20]. Dostupné z: <https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/Pub1617web-1294055.pdf>

BALLINGER, James R; RYDER, Helen; DESCRISTOFORO, Clemens; FARSTAD, Brit; MCCOUBREY, Brendan et al., 2008. *The Radiopharmacy. A Technologist's Guide*. Online. In: *eanm.org*. [cit. 2024-11-03]. Dostupné z: https://eanm.org/wp-content/uploads/2024/06/EANM_2008_tech_radiopharmacy.pdf

ČESKO, 2016. *Zákon č. 263/2016 Sb., Atomový zákon*. Online. In: *e-sbirka.cz*. [cit. 2024-10-25]. Dostupné z: <https://www.e-sbirka.cz/sb/2016/263/2024-01-01?f=263%2F2016&zalozka=text>

ČESKO, 2016. *Zákon č. 422/2016 Sb., Vyhláška o radiační ochraně a zabezpečení radionuklidového zdroje*. Online. In: *zakonyprolidi.cz*. [cit. 2024-10-25]. Dostupné z: <https://www.zakonyprolidi.cz/cs/2016-422>

FERANEC, Richard; STANÍČEK, Jaroslav; MOUKOVÁ, Lucie a CHOVANEC, Josef, 2010. *Přínos PET vyšetření v diagnostice gynekologických malignit*. Online. In: *linkos.cz*. [cit. 2025-01-03]. Dostupné z: <https://www.linkos.cz/lekar-a-multidisciplinari-tym/kongresy/po-kongresu/databaze-tuzemskych-onkologickych-konferencnich-abstrakt/prinos-pet-vysetreni-v-diagnostice-gynekologickych-malignit/>

FÍNEK, Jindřich, 2021. *Nádory vaječníků a vejcovodů*. Online. In: *linkos.cz*. [cit. 2024-12-02]. Dostupné z: <https://www.linkos.cz/pacient-a-rodina/onkologicke-diagnozy/gynekologicke-nadory-c51-54-c56-57/nadory-vajecniku-a-vejcovodu/#lecba>
https://prehledy.sukl.cz/prehled_leciv.html#/leciva/0142217

CHOVANEC, Josef a NÁLEŽINSKÁ, Monika, 2022. *Nádorové onemocnění pochvy*. Online. In: *linkos.cz*. [cit. 2024-12-02]. Dostupné z: <https://www.linkos.cz/pacient-a-rodina/onkologicke-diagnozy/gynekologicke-nadory-c51-54-c56-57/nadorove-onemocneni-pochvy/>

CHOVANEC, Josef a NÁLEŽINSKÁ, Monika, 2022. *Nádorové onemocnění těla děložního*. Online. In: *linkos.cz*. [cit. 2024-12-04]. Dostupné z: <https://www.linkos.cz/pacient-a-rodina/onkologicke-diagnozy/gynekologicke-nadory-c51-54-c56-57/nadorove-onemocneni-tela-delozniho/>

[rodina/onkologicke-diagnozy/gynekologicke-nadory-c51-54-c56-57/nadorove-onemocneni-tela-delozniho/](#)

JAPANESE SOCIETY OF NUCLEAR MEDICINE, 2017. *PET standardization and site qualification, Revised*. Online. In: *jsnm.org*. [cit. 2025-04-01]. Dostupné z: <https://jsnm.org/archives/3071/>

ROB, Lukáš, 2021. *Zhoubné nádory děložního hrdla (čípek)*. Online. In: *linkos.cz*. [cit. 2024-12-05]. Dostupné z: <https://www.linkos.cz/pacient-a-rodina/onkologicke-diagnozy/gynekologicke-nadory-c51-54-c56-57/zhoubne-nadory-delozniho-hrdla-cipku/>

ROB, Lukáš, 2021. *Zhoubné nádory vulvy*. Online. In: *linkos.cz*. [cit. 2024-12-12]. Dostupné z: <https://www.linkos.cz/pacient-a-rodina/onkologicke-diagnozy/gynekologicke-nadory-c51-54-c56-57/zhoubne-nadory-vulvy/>

SCHMIEDEHAUSEN, Kristin, 2014. *FDG PET/CT and Cervical Cancer*. Online. In: *marketing.webassets.siemens-healthineers*. [cit. 2025-02-03]. Dostupné z: https://marketing.webassets.siemens-healthineers.com/1800000002469906/f0450794352d/petct_cervical_cancer-01813882_1800000002469906.pdf

SNMMI, 2007. *ACR Practice Guideline for Performing FDG-PET/CT in Oncology*. Online. In: *sites.snmmi.org*. [cit. 2025-04-05]. Dostupné z: <https://sites.snmmi.org/common/Uploaded%20files/Web/Centers/PET%20Center%20of%20Excellence/ACR%20PRACTICE%20GUIDELINE%20FOR%20PERFORMING%20FDGPETCT%20IN.pdf#:~:text=This%20guideline%20has%20been%20developed%20by%20the%20American,for%20oncologic%20imaging%20in%20adult%20and%20pediatric%20patients>

SRNA, Michal, 2009. *Detekční krystaly*. Online. In: *pet-spect.fbmi.cvut.cz*. [cit. 2025-04-05]. Dostupné z: <http://pet-spect.fbmi.cvut.cz/pet/index.php/hlavni-komponenty/detekni-krystaly.html>

SÚJB, ©2021. *Hodnocení lékařského ozáření*. Online. In: *sujb.gov.cz*. [cit. 2024-10-20]. Dostupné z: https://sujb.gov.cz/fileadmin/sujb/docs/radiacni-ochrana/lekarske_ozareni/Bulletinlo2021.pdf

SÚKL, 2018. *Souhrn údajů o přípravku 2-[18F]-FDG*. Online. In: *radiomedic.cz*. [cit. 2025-04-03]. Dostupné z: https://www.radiomedic.cz/wp-content/uploads/2019/01/SmPC_2-18F-FDG_298596-2018.pdf

- SÚKUPOVÁ, Lucie, 2019. *Diagnostická referenční úroveň jako nástroj optimalizace?*. Online. In: *sukupova.cz*. [cit. 2025-04-03]. Dostupné z: <https://www.sukupova.cz/diagnosticka-referencni-uroven-jako-nastroj-optimalizace/>
- SÚKUPOVÁ, Lucie, 2022. *Photon-counting CT (3)*. Online. In: *sukupova.cz*. [cit. 2025-04-08]. Dostupné z: <https://www.sukupova.cz/photon-counting-ct-3/>
- SÚRO, 2025. *Lékařské ozáření*. Online. In: *suro.cz*. [cit. 2024-09-29]. Dostupné z: <https://www.suro.cz/cz/lekarske>
- THE AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY, 2023. *ACR-ANM-SNMMI practice parameter for performing FDG-PET/CT in oncology*. Online. In: *gravitas.acr.org*. [cit. 2025-01-03]. Dostupné z: <https://gravitas.acr.org/PPTS/DownloadPreviewDocument?ReleaseId=2&DocId=173>
- ULLMANN, Vojtěch, a. *Biologické účinky ionizujícího záření*. Online. In: *AstroNuklFyzika.cz*. [cit. 2024-10-01]. Dostupné z: <https://www.astronuklfyzika.cz/RadiacniOchrana.htm#2>
- ULLMANN, Vojtěch, b. *Pozitronová emisní tomografie PET*. Online. In: *AstroNuklFyzika.cz*. [cit. 2024-12-14]. Dostupné z: <https://www.astronuklfyzika.cz/Scintigrafie.htm#PET>
- ULLMANN, Vojtěch, c. *Radioaktivita beta*. Online. In: *AstroNuklFyzika.cz*. [cit. 2024-10-01]. Dostupné z: <https://astronuklfyzika.cz/JadRadFyzika2.htm#>
- ULLMANN, Vojtěch, d. *Tomografická scintigrafie*. Online. In: *AstroNuklFyzika.cz*. [cit. 2024-12-14]. Dostupné z: <https://astronuklfyzika.cz/Scintigrafie.htm#3>
- ÚZIS, 2021. *Novotvary 2019-2021 ČR*. Online. In: *uzis.cz*. [cit. 2024-12-12]. Dostupné z: <https://www.uzis.cz/res/f/008447/novotvary2019-2021.pdf>
- WERNICK, Miles N.; AARSVOLD, John N., LEWELLEN, Thomas, KARP, Joel et al., 2004. *PET Systems*. Online. In: *bme.unc.edu*. Elsevier, s. 179-194. ISBN 978-0-12-744482-6. [cit. 2024-11-10]. Dostupné z: https://bme.unc.edu/wp-content/uploads/sites/917/2022/03/Background_PET_Systems.pdf