

UNIVERZITA PARDUBICE  
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2018

Tereza Linhartová

Univerzita Pardubice  
Fakulta zdravotnických studií

IGRT v klinické praxi

Tereza Linhartová

Bakalářská práce

2018

Univerzita Pardubice  
Fakulta zdravotnických studií  
Akademický rok: 2016/2017

## **ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE**

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Tereza Linhartová**  
Osobní číslo: **Z15101**  
Studijní program: **B5345 Specializace ve zdravotnictví**  
Studijní obor: **Radiologický asistent**  
Název tématu: **IGRT v klinické praxi**  
Zadávající katedra: **Katedra informatiky, managementu a radiologie**

### Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

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 grafických prací: dle doporučení vedoucího

Rozsah pracovní zprávy: 35 stran

Forma zpracování bakalářské práce: tištěná/elektronická


Seznam odborné literatury:

1. BINAROVÁ, Andrea. Radioterapie. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, Fakulta zdravotnických studií, 2010. ISBN 978-80-7368-701-4.
2. HYNKOVÁ, Ludmila a Pavel ŠLAMPA. Základy radiační onkologie. Brno: Masarykova univerzita, 2012. ISBN 978-80-210-6061-6.
3. ŠLAMPA, Pavel a Jiří PETERA. Radiační onkologie. Praha: Galén, 2007. ISBN 978-80-7262-469-0.
4. VYBÍRALOVÁ, Martina a David FELTL. Radioterapie řízená obrazem. Postgraduální medicína. 2009, 11(3), 303-307. ISSN 1212-4184.

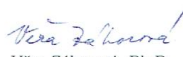
Vedoucí bakalářské práce: doc. MUDr. Jaroslav Vaňásek, CSc.  
Katedra klinických oborů

Datum zadání bakalářské práce: 1. prosince 2016

Termín odevzdání bakalářské práce: 7. května 2018

  
prof. MUDr. Josef Fusek, DSc.  
děkan

L.S.

  
Věra Záhorová, Ph.D.  
vedoucí katedry

V Pardubicích dne 26. února 2018

Prohlašuji:

Tuto práci 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., autorský zákon, 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. 9/2012, bude práce zveřejněna v Univerzitní knihovně a prostřednictvím Digitální knihovny Univerzity Pardubice.

V Pardubicích dne 30. 4. 2018

Tereza Linhartová

## **PODĚKOVÁNÍ**

Tímto bych ráda poděkovala vedoucímu mé bakalářské práce panu doc. MUDr. Jaroslavu Vaňáskovi, CSc. za odborné vedení, cenné rady, připomínky, podněty a čas věnovaný při zpracování této práce. Také bych chtěla poděkovat zaměstnancům Komplexního onkologického centra Pardubického kraje Multiscan s.r.o. za umožnění vypracování praktické části práce.

## **ANOTACE**

Bakalářská práce shrnuje nejnovější poznatky o radioterapii řízené obrazem. Práce je rozdělena na dvě části, na teoretickou a praktickou. Teoretická část se ze začátku věnuje popisu vlastností ionizujícího záření, jeho účinků a zdrojů využívaných v zevní radioterapii. Dále se zabývá charakteristikou konformní radioterapie a metod IGRT používaných k pořizování verifikačních snímků. V praktické části je popsán algoritmus plánování radioterapeutické léčby u pacientky s karcinomem prsu a uplatnění radioterapie řízené obrazem v klinické praxi, dále úloha radiologického asistenta.

## **KLÍČOVÁ SLOVA**

ionizující záření, radioterapie řízená obrazem, radioterapie s modulovanou intenzitou, plánování radioterapie, karcinom prsu, radiologický asistent

## **TITLE**

IGRT in clinical practice

## **ANNOTATION**

The bachelor thesis summarizes the newest findings about image-guided radiotherapy. The work is divided into two parts, theoretical and practical. At the beginning theoretical part deals with description of ionizing radiation, its biological effects and sources used in external radiotherapy. It also deals with characteristics of conformal radiation therapy and IGRT methods using for taking verification images. In practical part is described planning algorithm of radiotherapy treatment in a patient with breast cancer, the use of image-guided radiotherapy in clinical practice and the role of radiology assistant during irradiation.

## **KEYWORDS**

ionizing radiation, image guided radiotherapy, intensity modulated radiotherapy, radiotherapy planning, breast cancer, radiology assistant

# OBSAH

ÚVOD.....	14
CÍL PRÁCE.....	15
TEORETICKÁ ČÁST.....	16
1 Charakteristika ionizujícího záření.....	16
1.1 Ionizující záření.....	16
1.1.1 Dělení IZ dle interakce s hmotou.....	16
1.1.2 Dělení IZ dle typu částic.....	16
1.2 Interakce fotonů s látkou.....	17
1.2.1 Fotoelektrický jev.....	17
1.2.2 Comptonův rozptyl.....	17
1.2.3 Tvorba párů elektron – pozitron.....	17
1.3 Zdroje ionizujícího záření v zevní radioterapii.....	17
1.3.1 Urychlovače nabitých částic.....	18
1.3.2 Radioizotopové ozařovače.....	19
1.3.3 Terapeutické rentgenové ozařovače.....	20
1.4 Účinky ionizujícího záření.....	20
1.4.1 Stochastické účinky.....	21
1.4.2 Deterministické účinky.....	21
2 Fyzikální veličiny v radioterapii.....	22
3 Indikace radioterapie dle záměru léčby.....	23
3.1 Kurativní (radikální) radioterapie.....	23
3.2 Neoadjuvantní (předoperační) radioterapie.....	23
3.3 Adjuvantní (pooperační) radioterapie.....	23
3.4 Paliativní radioterapie.....	23
4 Definice cílového objemu.....	24
5 Nežádoucí účinky radioterapie.....	25



5.1	Lokální radiační reakce .....	25
5.2	Systémové radiační reakce .....	25
5.3	Časné radiační reakce .....	25
5.4	Pozdní radiační reakce .....	25
6	Historie verifikačních metod .....	26
7	Konformní radioterapie.....	28
7.1	Radioterapie s modulovanou intenzitou svazku – IMRT.....	28
7.1.1	Metody modulace svazku .....	29
7.1.2	Princip modulace intenzity svazku .....	29
7.1.3	Výhody IMRT.....	29
7.1.4	Nevýhody IMRT .....	29
7.2	Stereotaktické ozařování .....	30
7.2.1	Stereotaktická radiochirurgie .....	30
7.2.2	Stereotaktická radioterapie .....	30
8	Radioterapie řízená obrazem .....	31
8.1	Metody IGRT .....	31
8.1.1	Elektronický portálový zobrazovací systém – EPID .....	31
8.1.2	Kilovoltážní (kV) zobrazení .....	32
8.1.3	Kilovoltážní CT kuželovým svazkem (Cone-beam CT – kV CBCT).....	32
8.1.4	Statický RTG obraz .....	32
8.1.5	Megavoltážní spirální CT (MVCT) .....	33
8.1.6	Ultrasonografie .....	33
8.1.7	Technika implantovaných markerů .....	33
8.1.8	Technika implantovaných radiofrekvenčních transpondérů.....	33
8.2	Korekční strategie pro chybné nastavení .....	34
8.2.1	On-line postup.....	34
8.2.2	Off-line postup .....	34

8.3	Výhody.....	34
8.4	Nevýhody .....	35
8.5	Uplatnění v klinické praxi.....	35
8.5.1	Karcinom prostaty.....	36
8.5.2	Karcinom prsu.....	37
9	Charakteristika práce radiologického asistenta v radiační onkologii .....	38
	<b>PRAKTICKÁ ČÁST .....</b>	<b>40</b>
10	Úloha radiologického asistenta při radioterapii karcinomu prsu .....	40
10.1	Vstupní vyšetření.....	40
10.2	Plánovací CT .....	40
10.3	Plánování léčby .....	43
10.4	Simulace .....	45
10.5	Verifikace .....	45
10.6	Ozáření .....	45
10.7	Ukončení léčby .....	48
11	Diskuze .....	49
12	Závěr .....	51
13	Použitá literatura .....	52

## SEZNAM ILUSTRACÍ A TABULEK

Obrázek 1 CT simulátor.....	41
Obrázek 2 Fixační pomůcka pro hrudník a ruce.....	41
Obrázek 3 Respiratory gating – marker blok na hrudníku při plánovacím CT .....	42
Obrázek 4 Infračervená kamera .....	42
Obrázek 5 Sledování dechu pacientky na monitoru PC .....	43
Obrázek 6 Zakreslení značek na kůži .....	43
Obrázek 7 Plánovací CT s konturami .....	44
Obrázek 8 Ozařovací plán.....	44
Obrázek 9 Simulace .....	45
Obrázek 10 Poloha pacientky při ozařování .....	46
Obrázek 11 Marker blok na hrudníku při respiratory gating .....	46
Obrázek 12 Porovnání polohy srdce při nádechu x při výdechu .....	46
Obrázek 13 Porovnání aktuální polohy pacientky s polohou při plánovacím CT .....	47
Obrázek 14 Průběh ozařování při nádechu u levostranného prsu.....	48

## SEZNAM ZKRATEK A ZNAČEK

2D	dvourozměrný
3D	trojrozměrný
3D-CRT	trojrozměrná konformní radioterapie
CBCT	cone-beam výpočetní tomografie
CT	výpočetní tomografie
CTV	klinický cílový objem
DRR	digitálně rekonstruovaný rentgenogram
EPID	elektronický portálový zobrazovací systém
FOV	zobrazované pole
GTV	objem vlastního nádoru
IGRT	radioterapie řízená obrazem
IMRT	radioterapie s modulovanou intenzitou
IR	infračervený
ITV	ozařovaný objem
IZ	ionizující záření
keV	kiloelektronvolt
kV	kilovoltážní
MeV	megaelektronvolt
MLC	mnoholistový kolimátor
MR	magnetická rezonance
MVCT	megavoltážní výpočetní tomografie
OBI	snímek z kilovoltážního zdroje
PET	pozitronová emisní tomografie

PTV	plánovací cílový objem
RTG	rentgenové
SIB	simultánní integrovaný boost
UZ	ultrazvuk
XVI	X-ray volume imaging

## ÚVOD

Onkologická onemocnění představují závažný problém v celém světě, jejich počet se zvyšuje, ale stále více nádorů je díky pokroku v medicíně zachyceno v časném stádiu. Základními léčebnými metodami zhoubných nádorů jsou chirurgie a radioterapie. Radioterapie představuje léčbu ionizujícím zářením a patří mezi nejefektivnější nechirurgickou léčebnou metodu. Působení ionizujícího záření na buňky v těle vede k jejich poškození. Nádorové buňky mají malou schopnost reparace oproti zdravým buňkám a postupně dochází k jejich odumření. Je tedy snahou zničit co nejvíce nádorových buněk a co nejméně poškodit zdravé tkáně a orgány. Dle stádia onemocnění, ve kterém je choroba zachycena a léčena, se odvíjí úspěšnost léčby.

Díky technologickému vývoji se značně rozšířily možnosti radioterapie. Došlo ke zlepšení zobrazení cílového objemu, zpřesnění konturování a plánování léčby, umožnění kontroly pozice pacienta před ozářením. Mezi nejnovější techniky patří radioterapie s modulovanou intenzitou svazku (IMRT) a radioterapie řízená obrazem (IGRT). Přínos IGRT metody spočívá v přesnější kontrole polohy cílového objemu a v efektivnější aplikaci dávky na frakci. Díky těmto technikám lze navýšit dávku v cílovém objemu za současného šetření okolních struktur, což vede k lepším terapeutickým výsledkům.

## **CÍL PRÁCE**

Hlavním cílem této bakalářské práce je předložit dohledané poznatky o radioterapii řízené obrazem, jejích metodách, výhodách a nevýhodách. Dalším cílem je teoretický popis ionizujícího záření, jeho biologických účinků a zdrojů v zevní radioterapii. Stručně popsat metody konformní radioterapie.

Cílem praktické části je popsat úlohu radiologického asistenta při radioterapii karcinomu prsu a uplatnění IGRT v praxi.

# TEORETICKÁ ČÁST

## 1 CHARAKTERISTIKA IONIZUJÍCÍHO ZÁŘENÍ

### 1.1 Ionizující záření

Kvanta ionizujícího záření (IZ) jsou schopna vyrazit elektron z elektronového obalu díky jejich vysoké energii a tím látku ionizovat, což znamená vytvořit z elektricky neutrálního atomu kladné a záporné ionty (Ullmann, 2009, s. 101). Mezi zdroje IZ patří přirozené a umělé radionuklidy nebo generátory (RTG lampa, urychlovače) (Švec, 2006, s. 3).

Nejčastěji používaným typem záření v radioterapii je elektromagnetické záření  $\gamma$ , X a záření elektronové. Záření  $\gamma$  a X se liší způsobem vzniku, kdy záření  $\gamma$  je emitované z atomových jader a záření X vzniká přeskoky elektronů v atomovém obalu (Kubecová et al., 2011, s. 12). V radioterapii se využívá IZ o energii až 25 MeV k odstranění tkáňových defektů, zhoubných či nezhoubných nádorů, nebo k vyvolání analgetických účinků (Hušák, 2009, s. 10).

#### 1.1.1 Dělení IZ dle interakce s hmotou

- Přímé ionizující záření – částice nesou elektrický náboj a přímo vyrážejí či vytrhávají elektrony z atomů (protony, elektrony, deuterony, částice alfa, těžké ionty).
- Nepřímé ionizující záření – částice nejsou elektricky nabité, nejdříve předají svou kinetickou energii nabitým částicím, které přímými účinky látku ionizují (neutrony, rentgenové a gama záření) (Ullmann, 2009, s. 101).

#### 1.1.2 Dělení IZ dle typu částic

- Záření vlnové (fotonové) – jde o kvanta vlnění, která se pohybují rychlostí světla a nemají klidovou hmotnost. V případě jejich zabrzdění odevzdají veškerou svou energii a zaniknou. Do této skupiny záření patří elektromagnetické záření, jehož kvanta jsou fotony.
- Záření korpuskulární (částicové) – kvanta mají nenulovou klidovou hmotnost. Jedná se o proud hmotných částic, jejichž rychlost je menší než rychlost světla. Částice nezanikají ani po zastavení pohybu. Do této skupiny lze zařadit záření alfa, beta, protony, neutrony (Ullmann, 2009, s. 102).



## **1.2 Interakce fotonů s látkou**

### **1.2.1 Fotoelektrický jev**

Tato interakce nastává při nízkých energiích fotonů. Dopadající foton předá veškerou svou energii elektronu, který je pevně vázán na vnitřní slupce elektronového obalu a následně zaniká. Dojde k uvolnění elektronu a k obsazení prázdné pozice na dané slupce elektronem z některé z vyšších slupek, při tomto přechodu se přebytečná energie uvolní ve formě charakteristického rentgenového záření. Záření s nízkou energií se pohlcuje převážně v kostech (Hušák, 2009, s. 13; Binarová, 2012, s. 17).

### **1.2.2 Comptonův rozptyl**

K této interakci dochází při středních energiích fotonů (100 keV – 10 MeV). Foton předá část své energie slabě vázanému elektronu, který se uvolní z valenční slupky a získá část energie primárního fotonu ve formě kinetické energie. Foton pokračuje v letu, avšak ve směru rozdílném a s energií nižší než má primární foton. Uvolněný elektron způsobuje další ionizaci a dochází ke vzniku sekundárních a terciárních elektronů. Pokud elektron ztratí získanou energii, dojde ke sloučení s jiným atomem a může dojít k jeho zániku fotoelektrickým jevem (Binarová, 2012, s. 18).

### **1.2.3 Tvorba párů elektron – pozitron**

Tvorba elektron – pozitronových párů nastává při energiích vyšších než 1,02 MeV. Průchod fotonu silovým polem jádra atomu může vést k přeměně fotonu na elektron a pozitron. Pozitron postupně ztrácí svou kinetickou energii, což vede k interakci s elektronem a následně k jejich zániku (anihilaci) za současné emise dvou stejných fotonů o energii 511 keV, které mají opačný směr (Binarová, 2012, s. 18-19).

## **1.3 Zdroje ionizujícího záření v zevní radioterapii**

V radioterapii se nejčastěji využívá fotonové záření (záření X či gama záření) a elektronové záření. Při megavoltážní terapii neboli při léčbě vysokoenergetickým zářením se používá záření s energií vyšší než 1 MeV a zahrnuje záření X s energií vyšší než 1 MeV produkované lineárními urychlovači, urychlené elektrony o energii nad 6 MeV a záření gama vycházející z radioizotopových ozařovačů. Mezi výhody vysokofrekvenčního záření patří nezávislost absorpce na tkáni oproti RTG ozařovacím přístrojům. Díky nízké dávce na povrchu a dosažení jejího maxima až v určité hloubce pod povrchem těla (5-35 mm) je šetřena kůže (Hynková et al., 2012, s. 103).

### 1.3.1 Urychlovače nabitých částic

Jako urychlovače se označují přístroje, které urychlují nabitě částice na základě působení silných magnetických a elektrických polí. Magnetické pole mění dráhu nabitých částic a elektrické pole způsobuje samotné urychlení nabitých částic (Binarová, 2012, s. 118).

#### Lineární urychlovač

Přesnost, efektivnost, všestrannost a spolehlivost řadí lineární urychlovač mezi základní a nejvíce využívaný léčebný přístroj v zevní radioterapii (Dorotík, 2007, s. 31).

Lineární urychlovač je složen ze čtyř základních částí, a to z modulátoru, zdroje elektronů (elektronové dělo, elektronová tryska), vysokofrekvenčního zdroje a urychlovací struktury. Modulátor je napájen z rozvodné sítě a jeho speciální obvod vyrábí vysokonapěťové pulsy k synchronnímu napájení vysokofrekvenčního zdroje a elektronové trysky. Modulátor obsahuje spínací vakuovou součástku thyatron, který je nutný k řízení vysokonapěťových pulsů. Modulátor může být umístěn v části, kde se nachází urychlovací sekce (rameno – gantry), nebo v části, na níž je tato část připevněna (stativ, stand), nebo v oddělené skříni v určité vzdálenosti od urychlovače. Elektronová tryska vstřikuje elektronové pulsy o délce několik mikrosekund a energii 15-40 keV do urychlovací struktury, kde jsou elektrony urychleny na požadovanou energii (Dorotík, 2007, s. 40).

Jako zdroj vysokofrekvenční energie se užívá magnetron nebo klystron. Magnetron se používá u urychlovačů pro nízké a střední energie a klystron pro vysokoenergetické urychlovače. Magnetron nebo klystron generuje mikrovlny o vysoké frekvenci, které jsou převedeny do vlnovodu (speciální dutá kovová trubice sloužící k transportu mikrovlnného záření), který slouží k propojení zdroje mikrovlnného záření s urychlovací strukturou. Současně jsou elektronovým dělem do vlnovodu vstřikovány elektrony. Působení mikrovln (nosná nebo stojatá vlna – dle konstrukce vlnovodu) vede k urychlení elektronů na energie blízké rychlosti světla (Šlampa et al., 2007, s. 48; Dorotík, 2007, s. 40). Po dostatečném urychlení je proud částic vyveden magnetickým polem vychylovacího magnetu z hlavice ven, elektrony dopadají buďto na wolframový terčik za vzniku vysokoenergetického fotonového záření, nebo jsou použity přímo k ozařování nádorového ložiska (Binarová, 2012, s. 122). Elektrony, které opouštějí urychlovací systém, je potřeba rozptýlit na tenké kovové fólii nebo magnetickým vychylováním. V případě fotonového záření musí být rozdělení intenzity svazku homogenizováno, čehož lze dosáhnout vložением homogenizačního filtru do cesty

svazku fotonového záření (Dorotík, 2007, s. 42). Takto homogenizovaný svazek fotonů vystupující z hlavice přístroje je ohraničen a tvarován clonami kolimátoru.

Lineární urychlovač je konstruován tak, aby centrální osa svazku záření mířila nezávisle na poloze gantry do jednoho bodu – izocentra, které je nejčastěji ve vzdálenosti 100 cm od zdroje záření a je umístěno přibližně ve středu ozařovaného objemu. Výhodou izocentrické techniky je možnost ozařovat pacienta z více úhlů několika poli beze změny polohy pacienta. Mezi příslušenství lineárního urychlovače, které lze pomocí speciálních nástavců fixovat ke kolimačnímu zařízení, patří klínové a kompenzační filtry, individuální bloky a tubusy pro elektronový svazek. Nepostradatelnou součástí lineárního urychlovače je dálkově ovládaný polohovatelný stůl s plovoucí deskou. Pro správné nastavení pacienta se využívají zaměřovací lasery na stěnách ozařovny (Šlampa et al., 2007, s. 48).

Hlavními výhodami lineárního urychlovače jsou dobré geometrické parametry, stálost dávkového příkonu, ostré vymezení svazku, kombinace fotonů a elektronů, vyšší radiační bezpečnost, široká škála přídatných zařízení (MLC – multilief kolimátor, EPID – elektronický portálový zobrazovací systém) a klinického využití (Šlampa et al., 2007, s. 48).

## **Cyberknife**

Cyberknife je robotický ozařovač založený na technologii lineárního urychlovače o velmi malé hmotnosti s energií 6 MV. Používá se pro stereotaktické ozařování. Svazek je tvarován pomocí 12 fixních, vyměnitelných kruhových kolimátorů, které lze nahradit automatickým kolimátorem (Iris kolimátor), který je tvořen 6 lamelami. Součástí systému jsou dva rentgenové snímače, které jsou zavěšeny u stropu ozařovny a detektory umístěné na podlaze pod polohovacím stolem, tak aby svazky záření z RTG snímačů procházely vždy skrze cílový objem a registrovaly se na detektory (Binarová, 2012, s. 75). Snímky jsou přeneseny do počítače, který řídí ozařování. Prostorová lokalizace je vytvořena na základě snímků, pořízených v krátkých časových intervalech. Software porovná aktuální pozici nádoru s 3D daty z plánovacího CT (Hynková et al., 2012, s. 104). Pokud dojde ke změně polohy nádoru, přeruší se ozařování, pozice robotického ramene se následně změní tak, aby svazek záření směřoval do cílového objemu. Po úpravě polohy ramene se automaticky sepne záření (Binarová, 2012, s. 75).

### **1.3.2 Radioizotopové ozařovače**

Izotopové ozařovače pro zevní radioterapii využívají jako zdroj ionizujícího záření radioaktivní izotopy, při jejichž volbě se bere v úvahu energie a druh emitovaného fotonového

záření, poločas rozpadu, technologické možnosti přípravy izotopu a finanční náklady. Izotopové ozařovače patří mezi uzavřené zdroje. Nejvhodnějším radioizotopem je  $^{60}\text{Co}$ , mezi jehož výhody oproti  $^{226}\text{Ra}$  a  $^{137}\text{Cs}$  patří vyšší specifická aktivita (Bq/g), vyšší radiační výkon a vyšší střední energie fotonů (Dorotík, 2007, s. 21).

### **Kobaltový ozařovač**

Zdrojem záření je radioaktivní  $^{60}\text{Co}$  emitující záření o energiích 1,17 MeV a 1,33 MeV, který má poločas rozpadu je 5,3 let. Zdroj je ve formě válečku uložen v ozařovací hlavici ve wolframo-olověném krytu, který zajišťuje stínění. Přesunem zdroje z klidové do pracovní polohy nad výstupní otvor v hlavici se spustí záření, jehož svazek vymezují dva páry clon, které se pohybují nezávisle na sobě. Kobaltový ozařovač je využíván v paliativní léčbě. Postupně ale dochází k jeho vyřazování z provozu (Hynková et al., 2012, s. 105).

### **Leksellův gama nůž**

Leksellův gama nůž je přístroj určený především k léčbě nádorových onemocnění v oblasti centrální nervové soustavy. Hlava pacienta je upevněna ve stereotaktickém rámu. Leksellův gama nůž obsahuje 201 zdrojů  $^{60}\text{Co}$ , v modernějším typu je umístěno 192 kobaltových zářičů. Jejich paprsky směřují do centra chorobného ložiska a každý svazek lze samostatně odstínit. (Binarová, 2012, s. 70).

### **1.3.3 Terapeutické rentgenové ozařovače**

Rentgenové terapeutické ozařovače produkující záření o energii 10-300 kV, slouží k léčbě kožních nádorů a k nenádorové terapii. Pracují na principu rentgenky - elektrony emitované ze žhavené katody jsou vysokým napětím mezi katodou a anodou urychlovány a jejich zabrzděním na anodě se většina kinetické energie mění v teplo a jen malá část se mění na energii fotonů rentgenového záření. Mezi rentgenku a tubus se vkládají filtry z mědi pro vyšší a hliníku pro nižší energie. Tubusy vymezují radiační pole. Velikost pole, energie a vzdálenost je navolena přímo na ozařovači. Energie záření se volí dle hloubky uložení ložiska (Hynková et al., 2012, s. 105-106; Šlampa et al., 2007, s. 52).

## **1.4 Účinky ionizujícího záření**

Biologické účinky záření závisí na velikosti absorbované dávky. Čím větší je obdržena dávka, tím dochází k významnějším změnám. Z hlediska vztahu absorbované dávky a biologického účinku rozlišujeme stochastické a deterministické účinky (Ullmann, 2009, s. 146).

Hlavním cílem radiační ochrany je zabránit vzniku deterministických účinků a omezit stochastické účinky na minimum (Hušák et al., 2009, s. 42).

#### **1.4.1 Stochastické účinky**

Účinky jsou nepředvídatelné, náhodné a zcela individuální. Pravděpodobnost výskytu onemocnění se zvyšuje se zvyšující se dávkou. Závažnost poškození a průběh onemocnění nejsou závislé na velikosti dávky. Pro stochastické účinky neexistuje dávkový práh (Ullmann, 2009, s. 147).

Při nižších dávkách se organismus s většinou poškození biologicky aktivních látek úspěšně vyrovná díky svému reparačnímu mechanismu. I při malých dávkách může dojít ke vzniku pozdních trvalých následků genetického či nádorového charakteru v důsledku chybné opravy poškození, kdy se mutované buňky dále dělí. Klinické příznaky nádorů vzniklých spontánně, není možné rozeznat od klinických příznaků nádorů a genetických změn vzniklých v důsledku ozáření. Doba mezi ozáření a projevem poškození se nazývá jako doba latence. Pravděpodobnost projevu účinků roste s časem od ozáření (Ullmann, 2009, s. 147; Klener, 2000).

#### **1.4.2 Deterministické účinky**

Účinky se projeví při překročení dávkového prahu. S rostoucí dávkou roste pravděpodobnost vzniku poškození a zvyšuje se závažnost onemocnění. Pro každou tkáň je stanovena rozdílná prahová dávka projevu deterministických účinků, např. kůže 3Gy, plíce 5Gy, oční čočka 1,5Gy. Při vysokých dávkách není organismus schopen zcela opravit vysoký počet poškozených molekul, dojde k uhynutí části buněk a vzniká akutní nemoc z ozáření. K rozvoji nemoci dochází po jednorázovém celotělovém ozáření či jeho větší části dávkami většími než 3Gy. Klinický průběh je závislý na velikosti dávky (Ullmann, 2009, s. 148 - 152).

## 2 FYZIKÁLNÍ VELIČINY V RADIOTERAPII

Předpokladem pro správné používání dozimetrických veličin v radiační ochraně a při lékařských aplikacích ionizujícího záření je porozumění jejich definicím, jednotkám a způsobu jejich získání (Hušák et al., 2009, s. 15).

### Absorbovaná dávka

*„Dávka  $D$  je energie záření absorbovaná v jednotce hmotnosti ozářené látky v určitém bodě (Hušák et al., 2009, s. 16).“*

V radiobiologii, radiologii a radiační ochraně se na základě dávky  $D$  posuzuje biologický účinek záření, který není závislý pouze na absorbované dávce, ale také na dávkovém příkonu a druhu záření. Tato fyzikální veličina je dobře měřitelná a jednotkou je 1 Gray (Gy) (Hušák et al., 2009, s. 16).

### Dávkový příkon

*„Dávkový příkon je definován jako přírůstek dávky za časový interval, jednotkou je 1 Gy za sekundu ( $\text{Gy}\cdot\text{s}^{-1}$ ) (Binarová, 2012, s. 22).“*

### Expozice $X$

*„Expozice je poměr absolutní hodnoty celkového elektrického náboje iontů vzniklých ve vzduchu při úplném zabrzdění všech elektronů a pozitronů, které byly uvolněny fotony v objemovém elementu vzduchu o dané hmotnosti (expozice je definována výhradně pro vzduch) (Binarová, 2012, s. 23).“*

### Kerma

Kerma je podíl celkové kinetické energie všech nabitých částic uvolněných nenabitými ionizujícími částicemi v látce a hmotnosti této látky. Její jednotkou je Gray (Gy) (Hušák et al., 2009, s. 17).

## **3 INDIKACE RADIOTERAPIE DLE ZÁMĚRU LÉČBY**

### **3.1 Kurativní (radikální) radioterapie**

Kurativní radioterapie má za cíl potlačit aktivitu a zničit všechny klonogenní nádorové buňky a vyléčit pacienta. Snahou je aplikovat dávku záření, která je schopna zničit nádor při přijatelné míře závažných komplikací (< 5%). Dávka záření se u solidních nádorů pohybuje nejčastěji v rozmezí 60 – 80 Gy při provádění standardní frakcionace (Hynková et al., 2012, s. 28).

### **3.2 Neoadjuvantní (předoperační) radioterapie**

Neoadjuvantní radioterapie má za cíl zmenšit nádor před operací. V řadě případů je možno dosáhnout operability u původně lokálně rozsáhlého neoperovatelného nádoru či zmenšení rozsahu operačního výkonu. Předoperační radioterapie se často aplikuje současně s chemoterapií, která snižuje riziko diseminace onemocnění (Hynková et al., 2009, s. 29).

Nejčastější indikací je lokálně pokročilý karcinom rekta s hraniční operabilitou nebo v těsné blízkosti svěrače, kdy radioterapií dochází ke zmenšení rozsahu nádoru a ke zvýšení pravděpodobnosti chirurgického výkonu se zachováním funkce svěrače. Aplikuje se dávka 45-50 Gy standardní frakcionací a poté je 4 až 6 týdnů pauza před chirurgickým zákrokem (Hynková et al., 2009, s. 29).

### **3.3 Adjuvantní (pooperační) radioterapie**

Adjuvantní radioterapie eradikuje zbytkovou mikroskopickou chorobu a je indikována po chirurgickém zákroku nebo po aplikaci systémové terapie. Aplikovaná dávka je nižší než u kurativní léčby, aplikuje se 5 x 2,0 Gy/týden (Hynková et al., 2012, s. 29).

### **3.4 Paliativní radioterapie**

Cílem paliativní radioterapie je odstranit či zmírnit obtíže, které doprovázejí nádorové onemocnění. Mezi časté indikace patří nádorová bolest, krvácení, obstrukce. Nejčastěji se paliativně ozařují metastatická ložiska ve skeletu, mozku a v oblasti uzlin, dále maligní obstrukce dýchacích, polykacích a žlučových cest. Nejčastěji je aplikována dávka 3-4 Gy 2-3x týdně hypofrakcionačním způsobem. Pacienti, u kterých se předpokládá krátká doba života, je možné jednorázově ozářit vysokou dávkou 1 x 6-8 Gy (Hynková et al., 2012, s. 30; Kubecová et al., 2011, s. 25).

## 4 DEFINICE CÍLOVÉHO OBJEMU

Cílem radioterapie je aplikovat letální (smrtnou) dávku do nádorového objemu, ale i do oblastí s předpokládaným mikroskopickým rozsevem, jehož rozsah lze určit z histologického nálezu, ze znalosti chování daného typu nádoru a jeho schopnosti šířit se do zdravých tkání, lymfatických uzlin a dalších orgánů (Spurný, 1999, s. 26).

Cílový objem je oblast, do které se aplikuje co nejvyšší dávka záření za účelem zničení nádorové buňky. Do cílového objemu lze zahrnout samotný nádor, oblast obklopující primární nádor, bezpečnostní lemy. Bezpečnostní lem zahrnuje oblast nádoru, která mění svou polohu vlivem fyziologických pohybů pacienta (dýchání, polykání, apod.) a nepřesnosti jak v nastavení pacienta, tak i ve vymezení svazku záření. Tento lem zajistí umístění nádoru v ozařovaném poli (Binarová, 2012, s. 26-27).

1. Objem nádoru (gross tumor volume, GTV) – tzv. oblast vlastního nádoru, jehož rozsah lze prokazatelně určit zobrazovacími metodami (Binarová, 2012, s. 26-27).
2. Klinický cílový objem (clinical target volume, CTV) – skládá se z vlastního nádoru a lemu zahrnujícího potencionální mikroskopické šíření nádoru, které nelze určit diagnostickými metodami (Binarová, 2012, s. 26-27).
3. Plánovací cílový objem (planning target volume, PTV) – složen z CTV a bezpečnostního lemu, který zahrnuje fyziologické změny pozice nádoru a chyby při nastavení pacienta (Binarová, 2012, s. 26). Může docházet ke změně obrysu pacientova těla, což vede ke změně polohy kožních značek. Poloha nemusí být vždy přesně reprodukovatelná (Spurný, 1999, s. 27).

Mezi další druh objemu se řadí ozářený objem (ITV- irradiated target volume) zahrnující celkovou oblast vystavenou ionizujícímu záření.

Cílový objem se určuje pomocí zobrazovacích metod (plánovací CT snímky, fúze MR obrazu, fúze CT obrazu s PET obrazem) (Binarová, 2012, s. 27).



## **5 NEŽÁDOUCÍ ÚČINKY RADIOTERAPIE**

Použitím radioterapie při léčbě nádorových onemocnění, se není možné vyhnout působení záření na zdravé tkáně, což může v důsledku vést k projevu nežádoucích účinků v průběhu léčby, během několika týdnů, měsíců či let po léčbě. Vzniklé příznaky jsou obvykle způsobeny buněčnou smrtí nebo reparačními procesy v oblasti exponované zářením (Binarová, 2012, s. 199).

### **5.1 Lokální radiační reakce**

Dochází ke změnám ve tkáni způsobených procházejícím svazkem ionizujícího záření. Projevy jsou přesně lokalizovatelné (např. erytém) (Šlampa et al., 2007, s. 30).

### **5.2 Systémové radiační reakce**

Obvykle jsou nespecifické. Mezi nejčastější projevy patří únava, malátnost, nechutenství, nevolnost až zvracení. Objevují se u velkých ozařovaných objemů, zejména v oblasti břicha. Do těchto reakcí lze zařadit i hematologické komplikace, a to převážně při ozařování většího objemu kostní dřeně (Šlampa et al., 2007, s. 30).

### **5.3 Časné radiační reakce**

K jejich vzniku dochází již v průběhu ozařování a přetrvávají několik týdnů po jeho ukončení (Hynková et al., 2012, s. 69). Týkají se kůže či sliznice jednotlivých orgánů a také hemopoetického systému. Pro tyto tkáně je charakteristické časté buněčné dělení kmenových buněk, ze kterých vznikají diferenciací zralé funkční buňky s omezenou životností. Tkáně reagují na ozáření relativně rychle kvůli rychlému buněčnému cyklu a to samé platí i o hojení těchto reakcí (Šlampa et al., 2007, s. 30).

### **5.4 Pozdní radiační reakce**

Radiační reakce se objevuje týdny až měsíce po ukončení ozařování, vede k atrofii a u parenchymatózních orgánů dochází ke snížení funkce. Často dochází k nadprodukci kolagenu, který způsobuje typické fibrózy (Šlampa et al., 2007, s. 30).

## 6 HISTORIE VERIFIKAČNÍCH METOD

Od počátku radioterapie lékaři ve spolupráci s fyziky hledali způsob, jak u pacienta ověřit správnou pozici plánovaného cílového objemu (Vybíralová a Feltl, 2009, s. 303). Historie kontroly polohy pacienta a stanovení nepřesnosti nastavení spadá do osmdesátých let 20. století, kdy Verhey et al. testovali různé imobilizační pomůcky, prováděli rentgenové snímky před a po ozáření a měřili odchylky, které vznikaly během ozáření (Odrážka et al., 2010, s. 87). Pro radioizotopové (nejčastěji kobaltové) ozařovače, které byly často využívány v minulosti, sloužil k verifikaci snímek pořízený na ozařovně, tzv. kobaltogram. Na ozařovně byla pod pacienta umístěna kazeta s filmem a poté došlo k ozáření pole dávkou v řádu cGy. Velikost dávky závisela na poloze, velikosti pole a předozadním rozměru pacienta. Dále následovalo vyvolání kazety a po jejím vyvolání se zkontroloval vztah mezi ozařovaným objemem a polohou pacienta a druhý den bylo možné upravit výraznější odchylky. Mezi nevýhody této verifikace patřila časová i personální náročnost, snímek byl pouze dvojrozměrný a výsledek verifikace nebyl zaručen z důvodu možného přexponování (Vybíralová a Feltl, 2009, s. 303).

Ověřování pozice pacienta pomocí portálových snímků s korekcí nepřesnosti nastavení se objevilo poprvé v 90. letech. Jednalo se o tzv. elektronický portálový zobrazovací systém (EPID, Electronic Portal Image Device), který se skládá z plošného detektoru megavoltových (MV) fotonů umístěného pod pacientem naproti zdroji terapeutických MV fotonů. Pacient je nastaven podle značek a pozičních laserů. Proveďte se MV rentgenová předozadní projekce ozařované oblasti. MV snímek je porovnán s digitálně rekonstruovaným rentgenogramem (DDR), což je numericky vypočtený snímek ze série CT snímků. Výhodou oproti kobaltogramu je přesnost, rychlost vytvoření obrazu a jeho reprodukovatelnost. Nevýhodou stejně jako u kobaltogramu je obraz v 2D rovině (Vybíralová a Feltl, 2009, s. 303).

V posledním desetiletí 20. století umožnil rozvoj výpočetní techniky širší využití lineárních urychlovačů a CT simulátorů, vznik nového způsobu plánování, tzv. radioterapie s modulovanou intenzitou svazku (IMRT). Pro tento způsob plánování je nezbytná kontrola nepřesností, verifikace a lokalizace pacienta ve vztahu k plánovanému cílovému objemu. Pacient by měl být během ozařování nastaven do stejné polohy a ta by měla být dobře reprodukovatelná, což souvisí s rozvojem radioterapie řízené obrazem (IGRT), díky které je pomocí zobrazovacích metod získán obraz polohy pacienta před ozářením a srovnán

s lokalizačním CT obrazem (Vybíralová a Feltl, 2009, s. 304). Správná poloha pacienta je zajištěna pomocí fixačních pomůcek a verifikačních systémů.

Díky rozvoji dokonalejších technických léčebných a verifikačních přístrojů určených pro radioterapii se zlepšila lokalizace cílového objemu, která umožňuje snížit radiační zátěž pro okolní struktury a lépe dodat předepsanou dávku do nádorového ložiska (Binarová, 2012, s. 97).

## 7 KONFORMNÍ RADIOTERAPIE

Konformní radioterapie nebo také trojrozměrná konformní radioterapie (3D-CRT) umožňuje přizpůsobit velikost a tvar ozařované oblasti nepravidelnému objemu nádorového ložiska, dále ozářit cílový objem s menším bezpečnostním lemem a tak méně zatížit okolní zdravé tkáně. Tím je možné navýšit dávku v cílovém objemu ve spojení s vyšší lokální kontrolou a u některých nádorů vede i k prodloužení přežití. Základem je třídimenzionální (3D) plánování pomocí CT. Ke tvarování polí se používají bloky nebo vícelamelové kolimátory. (Binarová, 2012, s. 92; Hynková et al., 2012, s. 39). Mezi speciální metodu konformní radioterapie patří radioterapie s modulovanou intenzitou svazku (Šlampa et al., 2007, s. 58).

### 7.1 Radioterapie s modulovanou intenzitou svazku – IMRT

Radioterapie s modulovanou intenzitou svazku je vyspělejší forma 3D-konformní radioterapie. Kromě přizpůsobení svazku záření tvaru cílovému objemu se mění i intenzita napříč svazkem záření. K modulaci svazku se nejčastěji uplatňují metody využívající vícelamelový kolimátor (MLC) v hlavici přístroje, který vytvoří nepravidelný tvar pole podle ozařovacího plánu. Tato technika využívá kombinaci více ozařovacích polí. Rozložení dávky zcela odpovídá tvaru nádoru. Svazek záření je rozdělen na jednotlivé pixely s rozdílnou intenzitou záření díky naprogramovanému pohybu lamel MLC během ozařování. Požadovaná dávka je aplikována do plánovacího cílového objemu (PTV) a mimo něj dochází k prudkému snížení dávky, což umožňuje ozářit i nádory v blízkosti rizikových orgánů (u PTV konkávních tvarů). IMRT technika se používá u nádorů ORL oblasti, prostaty, baze lební, mozku a gynekologických malignit. Díky IMRT je možné u nádorů prostaty redukovat dávku v rektu a močovém měchýři (Binarová, 2012, s. 78-79; Hynková et al, 2012, s. 40).

Při přípravě ozařovacího plánu je využíváno inverzního plánování (Hynková et al., 2012, s. 41). Nejdříve se přesně vyznačí cílový objem a struktury kritických tkání a orgánů, poté lékař na jednotlivých CT řezech definuje požadovanou dávku do cílové tkáně a maximálně přípustné dávky pro okolní zdravé tkáně a kritické struktury (Binarová, 2012, s. 94).

Využitím simultánního integrovaného boostu (SIB) se lze vyhnout komplikovanému postupnému zmenšování cílového objemu, které je standardem u konvenční a konformní radioterapie. Principem je navýšení dávky v menším objemu s nejvyšším rizikem recidivy v rámci jednotlivé frakce, čímž je zkrácena celková doba ozáření. SIB umožňuje dosažení vyšší konformity (Vošmik et al., 2012, s. 249-250).

### **7.1.1 Metody modulace svazku**

Při metodě step and shoot (mnoha statických segmentových polí) je ozařované pole rozděleno na několik subpolí, které mají vlastní nastavení lamel a vlastní dávku. Po ozáření jednoho subpole je svazek vypnut a po dosažení požadované polohy lamel je opět zapnut (Šlampa et al., 2007, s. 427; Hynková et al., 2012, s. 40).

U klinicky využívanější metody sliding windows (metoda „klouzajících polí“) lamely MLC mění navzájem svou polohu, přičemž dochází k průběžné změně tvaru ozařovaného pole, aniž by došlo k přerušení záření (Hynková et al., 2012, s. 40). Pohyb hlavice, kolimátoru a jednotlivých lamel je synchronizován příslušným softwarem a zároveň dochází ke kontinuální změně dávkového příkonu v průběhu ozařování (Binarová, 2012, s. 80-81).

Při modulaci svazku může být rameno ozařovače i bez pohybu a pacient je ozářen jednotlivými statickými poli z více úhlů nebo může docházet k rotaci hlavice s možností současného posunu stolu s pacientem (Hynková et al., 2012, s. 40).

### **7.1.2 Princip modulace intenzity svazku**

Matrice obsahuje 3 x 3 objemové elementy, z nichž některé je třeba ozářit odlišnou dávkou. Využívá se BOX technika, při níž se každé pole rozdělí na tři svazky, které jsou z každého směru dle požadavku na dávku zeslabeny např. MLC lamelou. Výpočet dávkového rozložení se provádí vygenerováním náhodných bodů tak, aby byla maximální vzdálenost mezi body menší než 10 mm a minimálně je doporučeno 2 000 bodů, maximálně 1 000 000. Každý svazek je rozdělen na jednotlivé paprsky, pro které je v každém bodě vypočtena dávka. Ke zhodnocení souhlasu s plánovanou a vypočtenou dávkou se používá tzv. objektivní funkce. Jedná se o součet druhých mocnin rozdílů mezi požadovanou a vypočtenou dávkou. Snahou je dosáhnout minima této funkce (Šlampa et al., 2007, s. 428).

### **7.1.3 Výhody IMRT**

Výhodou této techniky je šetření zdravých tkání a orgánů. Snížení dávky v oblasti kritických struktur a navýšení dávky v cílovém objemu umožňuje ozářit i nádory v blízkosti rizikových orgánů (Binarová, 2012, s. 79). Oproti 3D konformní radioterapii IMRT umožňuje dosáhnout rozdílného rozložení dávky v cílovém objemu (Hynková et al., 2012, s. 40).

### **7.1.4 Nevýhody IMRT**

Mezi nevýhody IMRT patří vysoké technické požadavky na ozařovač (lineární urychlovač s MLC umožňujícím IMRT) a plánovací software umožňující inverzní plánování.

Proces plánování zahrnující definování objemů, proces inverzního plánování, dozimetrii a verifikaci, je časově velmi náročný. Vybavení pro IMRT je cenově nákladné a odráží se na ceně léčby pacienta. Vysoké nároky jsou kladeny na zkušenosti a kvalifikaci radioterapeutů a fyziků (Binarová, 2012, s. 79-80). Během IMRT může dojít ke zvýšení celotělové dávky záření, z důvodu úniku radiace mezi listy MLC, poněvadž lineární urychlovač musí aplikovat více monitorovacích jednotek, aby bylo dosaženo požadované dávky v cílovém objemu (Šlampa et al., 2007, s. 433).

## **7.2 Stereotaktické ozařování**

Stereotaktické ozařování je založeno na přesné prostorové lokalizaci cílového objemu bez přímé kontroly zraku pomocí souřadnicového systému a zobrazovacích metod (magnetická rezonance, výpočetní tomografie, pozitronová emisní tomografie) (Binarová, 2012, s. 69).

Pro stereotaktické ozáření je charakteristický prudký spád dávky za hranicí cílového objemu, vysoká konformita a přesnost ozáření. Tím je možné aplikovat vysoké dávky záření (Hynková et al., 2012, s. 41).

### **7.2.1 Stereotaktická radiochirurgie**

Jedná se o léčbu mozkových lézí pomocí zevního svazku ionizujícího záření. Cílem stereotaktické radiochirurgie je aplikovat dostatečně vysokou dávku záření do cílového objemu dané velikosti, tvaru, lokalizace a současně šetřit okolní zdravé mozkové tkáně (Šlampa et al., 2007, s. 413). Využívá se jednorázového ozáření, které je aplikováno cíleně do chorobného ložiska s prudkým poklesem dávky do okolní tkáně. Limitem pro radiochirurgii je velikost chorobného ložiska do průměru 3-4 cm (Binarová, 2012, s. 69).

### **7.2.2 Stereotaktická radioterapie**

Stereotaktická radioterapie je založena na stejném principu lokalizace a ozáření cílového objemu jako stereotaktická radiochirurgie, ale místo jednorázového ozáření je dávka rozdělena do frakcí (využívá se např. akcelerovaný 5x5Gy nebo standardní 5x2Gy frakcionační režim). Stereotaktickou radioterapií je možné ozařovat i větší ložiska (Hynková et al., 2012, s. 42).

## **8 RADIOTERAPIE ŘÍZENÁ OBRAZEM**

Radioterapie řízená obrazem (Image Guided Radiation Therapy – IGRT) není sama o sobě novou ozařovací technikou, ale metodou využívající ověřování pozice pacienta před nebo během ozařování. Zvyšuje kvalitu současných moderních technik radioterapie, tj. 3D-CRT a IMRT (Odrážka et al., 2010, s. 87). Umožňuje trojrozměrnou korekci polohy pacienta, čímž je zaručena větší přesnost, která sníží incidenci a závažnost nežádoucích účinků záření. (Vybíralová a Felzl, 2009, s. 303). IGRT zahrnující kromě třetího rozměru i faktor času, lze označit za 4D radioterapii (Binarová, 2012, s. 84).

Mezi jednotlivými frakcemi nebo i v jejím průběhu může docházet ke vzniku odchylek v důsledku např. mírné změny polohy pacienta při nastavení nebo váhového úbytku, otoku ozařované oblasti. Dýchací pohyby nebo fyziologické pohyby orgánů pacienta (peristaltika, náplň orgánů) mohou způsobit vznik odchylek v průběhu každé frakce. Existuje mnoho faktorů vedoucích k dodání nižší dávky do cílového objemu, než bylo plánováno nebo k větší zátěži kritických struktur (Hynková, 2012, s. 46). Znehybněním orgánů opakovaným zadržením dechu a zmenšením chyb při nastavování pomocí IGRT, je možné omezit tyto efekty na minimum. Pro sledování objemu plic se využívá spirometrie, která je proveditelná pro pacienty s nádory jater, prsu a Hodgkinovou nemocí (Dawson a Sharpe, 2007, s. 42-43).

### **8.1 Metody IGRT**

Mezi nejčastěji využívané zobrazovací technologie patří portálové snímkování a Cone-beam CT. Dále lze využít verifikace pomocí ultrazvuku, kilovoltážního zobrazení, megavoltážního spirálního CT, diagnostického CT, statického rentgenového obrazu (Binarová, 2010, s. 104-108).

#### **8.1.1 Elektronický portálový zobrazovací systém – EPID**

Panel detektorů (složený z amorfního křemíku, silikonu, selenu) je fixován v hlavici ozařovače naproti zdroji terapeutických megavoltových fotonů. Po nastavení pacienta se vysune detektor a zhotoví se snímky ze dvou úhlů, aby bylo možné provést rekonstrukci pozice v prostoru. Následně vzniká dvojrozměrný portálový snímek (zobrazení 2D). MV snímek se následně porovná s digitálně rekonstruovaným rentgenogramem (DRR), který byl vygenerován v plánovacím systému z CT řezů. Snímky mohou být porovnány automaticky nebo manuálně a rozdíl v pozici pacienta je vypočten a číselně vyjádřen v osách (Hynková, 2012, s. 46). Pozici pacienta lze korigovat pomocí automatického posunu ozařovacího stolu

v příslušných osách (AP posun vertikální nahoru/ dolů, SI posun horizontální k hlavě/ k nohám, RL posun horizontální doprava/ doleva) (Odrážka et al., 2010, s. 87).

MV snímek pořízený pomocí EPID je méně kontrastní než DRR kvůli vysoké energii fotonů, které interagují Comptonovým rozptylem (Hynková et al., 2012, s. 47). Přestože jsou snímky méně kontrastní, jsou jasně viditelné struktury kostí, které umožňují korigovat pozici stolu tak, aby odpovídala kostním strukturám na odpovídajícím DRR (Vybíralová a Feltl, 2009, s. 303).

### **8.1.2 Kilovoltážní (kV) zobrazení**

Zařízení je tvořeno dvěma výsuvnými rameny, která jsou umístěna na gantry urychlovače, z nichž jedno rameno nese diagnostickou rentgenku a druhé detektor s amorfním křemíkem. Kvalita snímků je vyšší než u portálového snímkování a lze ji přirovnat k diagnostickým snímkům. Kilovoltážním zobrazením lze porovnávat skelet a implantované markery. (Odrážka et al., 2010, s. 87). Oproti megavoltážním snímkům mají kilovoltážní RTG snímky lepší kontrast a nižší dávku záření, díky čemuž lze častěji zobrazovat nádory nebo implantované kontrastní značky před každou frakcí nebo v průběhu ozařování (Dawson a Sharpe, 2007, s. 44).

### **8.1.3 Kilovoltážní CT kuželovým svazkem (Cone-beam CT – kV CBCT)**

Rentgenové parsy jsou vysílány kuželovitě. Součástí CBCT je kilovoltážní rentgenka, 2 dimenzionální detektory umožňující pořízení série snímků během jediné rotace o 360° okolo pacienta. Pomocí vhodného algoritmu je získán trojrozměrný CT obraz (Vybíralová a Feltl, 2009, s. 304). Takto vzniklé snímky se porovnávají s referenčními obrazy z CT simulátoru (Hynková et al., 2012, s. 47). Obraz CBCT není tak kvalitní jako u diagnostického CT, ale je dostačující pro identifikaci orgánů. Mezi výhody oproti kV zobrazení patří zobrazení měkkých tkání – prostaty, rekta, močového měchýře. Nepřesnosti nastavení se upravují automatickým posunem stolu (Odrážka et al., 2010, s. 87).

### **8.1.4 Statický RTG obraz**

Alternativou CBCT je provedení verifikace pomocí statického RTG snímku, který je paralelním vybavením X-ray volume imaging (XVI). Systém OBI (On board Imaging system) nemůže provádět verifikaci pomocí CBCT, umožňuje pořízení pouze statických plošných RTG snímků (PlannarView). Ke vzniku PlannarView dochází akvizicí zpravidla pěti RTG snímků, které se poté zprůměrují. Akvizice několika snímků umožňuje eliminovat pohyb snímaného objektu během pořízení verifikačního snímku. Statický RTG snímek se jako



u portálového snímku následně porovná s digitálně rekonstruovaným rentgenogramem. Statický RTG obraz se odlišuje od portálového snímku vyšší rozlišovací schopností a také větším FOV (Field of View) (Binarová, 2010, s. 104).

### **8.1.5 Megavoltážní spirální CT (MVCT)**

Megavoltážní CT se používá k on-line verifikaci. Tato technologie se uplatňuje v tomoterapii, která kombinuje radioterapii s modulovanou intenzitou svazku s CT kontrolou. Diagnostická zobrazovací a terapeutická ozařovací technologie je tedy spojena do jednoho systému. Zdrojem záření je lineární urychlovač s energií 6 MV umístěný do CT gantry, naproti němuž se nachází xenonové detektory. Snímky jsou získávány vějířovitým svazkem stejně jako u běžného CT. Po diagnostickém CT dochází k rotaci lineárního urychlovače kolem pacienta a ozáření cílové tkáně. V průběhu rotace lineárního urychlovače a detektorů se pohybuje i stůl s pacientem. Verifikace pomocí MVCT se provádí každý den před vlastním ozářením a spočívá v 200° rotaci zdroje záření a detektoru (Binarová, 2012, s. 88-89; Hynková et al., 2012, s. 47).

### **8.1.6 Ultrasonografie**

Ultrazvuk (UZ) se využívá při verifikaci měkkých tkání v oblasti pánve a horního břicha. Nejčastější využití UZ je u karcinomu prostaty. Výhodou UZ verifikace je malá nákladnost a široká dostupnost (Vybíralová a Feltl, 2009, s. 305). Mezi nevýhody patří horší kvalita obrazu u pacientů s nadváhou či velkým množstvím plynu ve střevech (Binarová, 2012, s. 105).

### **8.1.7 Technika implantovaných markerů**

Na začátku plánování se implantují pacientovi zlatá zrna do prostaty. K jejich vyhledání slouží RTG zobrazení před každou frakcí. Korekce polohy se provádí s ohledem na prostatu, ne na kostěné struktury. Mezi výhody patří rychlost provedení, vysoká míra přesnosti radioterapie, která umožňuje redukci leků a dávky na kritické orgány. Markery se zavádějí transrektální cestou, což lze považovat za nevýhodu (Kubeš, 2010, s. 81).

### **8.1.8 Technika implantovaných radiofrekvenčních transpondérů**

Radiofrekvenční transpondéry slouží k monitorování pozice nádoru během aplikace záření a jsou implantovány do blízkosti nádoru. Transpondéry jsou nabíjeny a díky externí soustavě antén je sledována jejich pozice. Tato soustava je spojena s optickým monitorovacím systémem a kalibrována na izocentrum (Dawson a Sharpe, 2007, s. 43).

## **8.2 Korekční strategie pro chybné nastavení**

Strategie používané pro snížení chyb nastavení se označují jako on-line nebo off-line strategie. Při použití on-line a off-line postupů mohou lékaři přeplánovat léčbu individuálně u konkrétních pacientů v průběhu radioterapie, díky informacím získaným technikou řízenou obrazem (Dawson a Sharpe, 2007, s. 46).

### **8.2.1 On-line postup**

Informace o poloze cílového objemu jsou získávány a vyhodnoceny obvykle před každou frakcí. Oproti off-line postupu lze on-line korekční strategií dosáhnout většího omezení geometrických chyb. On-line postupy jsou časově náročnější, více pracnější a je aplikována vyšší dávka. Vhodné využití je u nádorů v těsné blízkosti důležitých zdravých tkání nebo při aplikaci vysokých dávek záření v jedné nebo několika frakcích, protože výskyt nežádoucích účinků je nejčastěji v důsledku systematických chyb nastavení (Dawson a Sharpe, 2007, s. 46).

### **8.2.2 Off-line postup**

Off-line strategie se vyznačuje častým prováděním snímků bez okamžité korekce zjištěných odchylek. Po podání dostatečného počtu frakcí (tři a více) se provede statistická analýza s vyhodnocením výskytu systematických (průměrná odchylka) a náhodných (standardní odchylka) chyb nastavení pacienta. Se stoupajícím počtem frakcí se zvyšuje statistická spolehlivost analýzy (Dawson a Sharpe, 2007, s. 46). Následně dochází ke korekci zjištěných odchylek a vypracování nového ozařovacího plánu, který upravuje nastavení ozařovací polohy, mění tvarovací clony, jednotlivá pole nebo jejich zatížení (Binarová, 2012, s. 85). Off-line strategie je spojena s menším radiačním zatížením pro pacienta oproti on-line strategii, je výhodnější i z hlediska menší časové a personální náročnosti (Vybíralová a Feltl, 2009, s. 306).

## **8.3 Výhody**

Primárním přínosem IGRT je zvýšení spolehlivosti, bezpečnosti a kvality léčby (Odrážka et al., 2010, s. 87).

Snížením chyb v nastavení pacienta a zvýšením geometrické přesnosti lze dosáhnout zmenšení bezpečnostního lemu mezi klinickým a plánovacím cílovým objemem. Tím je umožněno redukovat objem ozářené zdravé tkáně, které vede ke snížení rizika vzniku nežádoucích účinků. Možnost eskalace dávky na nádory je spojena s vyšší pravděpodobností kontroly nádoru. Při zmenšení chyb nastavení se zvyšuje pravděpodobnost aplikace

plánované dávky a snižuje pravděpodobnost geometrického minutí cíle. Při řízení léčby obrazem je možné přizpůsobit radioterapii změně tvaru, velikosti a polohy nádoru a zdravých tkání (Dawson a Sharpe, 2007, s. 47-49).

Díky novým zobrazovacím metodám a IGRT došlo k rozvoji adaptivní radioterapie, pro kterou je charakteristická změna ozařovacího plánu v průběhu radioterapie. Plánování radioterapie se tak přeměňuje ze statického procesu v proces dynamický (Odrážka et al., 2010, s. 90).

## **8.4 Nevýhody**

Vždy se musí zvážit riziko IGRT metody nad jejím přínosem. Mezi negativní aspekty patří vyšší radiační zátěž. Pro princip ALARA (As Low As Reasonably Achievable) obecně platí, že samotná technika a frekvence IGRT zobrazení musí být přizpůsobena stanoveným klinickým cílům. Správná volba způsobu pořízení obrazových dat může napomocet ke snížení výsledné dávky záření. Pro zobrazení měkkých tkání se používá vysokodávková IGRT technika a vysoce kontrastní struktury (kosti, kovové markery) se zobrazují pomocí podstatně nižších dávek (Bujold et al., 2012, s. 53).

Mezi další nevýhody patří časová náročnost, která může být rozhodující při volbě způsobu kontroly nastavení pacienta. Například, u pacienta s akutními bolestmi, který je ozařován paliativně s velkým bezpečnostním lemem, se provádí verifikace spíše pomocí rychlejšího portálového snímkování než pomocí cone-beam CT (Bujold et al., 2012, s. 53).

IGRT je finančně nákladnější. Do nákladů na technologie lze zahrnout počáteční finanční investici, vyšší náklady na pracovníky, výuku, ukládání údajů a lepší systémy pro jejich archivaci a vyvolávání, údržbu přístrojů. Posledním omezením IGRT techniky je, že může poskytovat falešný pocit jistoty. V případě nevhodného použití této techniky, může dojít k chybnému vymezení cílového objemu a k nesprávnému zmenšení bezpečnostních lemů. Příprava postupů pro sledování kvality a edukačních programů vede ke správnému použití radioterapie řízené obrazem (Dawson a Sharpe, 2007, s. 49).

## **8.5 Uplatnění v klinické praxi**

Mezi základní prvky IGRT patří opakovaná kontrola pozice pacienta před ozářením, kvantifikace chyb nastavení a následná korekce. K rozvoji a uplatnění IGRT v klinické praxi došlo především v posledních 5 letech, kdy existuje řada různých systémů verifikace nastavení (Vaňásek et al., 2011, s. 362).

IGRT se uplatňuje především u diagnóz, kde se vyskytuje vysoká variabilita v poloze cílového objemu mezi frakcemi spojená s nízkou variabilitou během jediné frakce. Jedná se o pánevní malignity, nádory hlavy a krku a karcinom prostaty (Vybíralová a Feltl, 2009, s. 306-307).

### **8.5.1 Karcinom prostaty**

Karcinom prostaty je nejvíce se vyskytujícím solidním nádorem u mužů v Evropě a Spojených státech amerických a řadí se za bronchogenním a kolorektálním karcinomem mezi třetí nejčastější příčinu úmrtí na maligní onemocnění (Hradil, 2014, s. 15).

Zevní radioterapie se řadí spolu s radikální prostatektomií a intersticiální brachyterapií k základním metodám léčby lokalizovaného karcinomu prostaty (Odrážka, 2010, s. 82). Při radioterapii je využívána normofrakcionace – celková dávka na prostatu je okolo 74 Gy, při jednotlivé dávce 2Gy/frakci (Kubeš, 2010, s. 79). Při plánování a léčbě je pacient v poloze na zádech s vakuovou podložkou nebo podložkou pod kolena a nohy (VacLok), která slouží k znehybnění dolních končetin a pánve (Vaňásek et al., 2011, s. 362).

Prostata je dorzálně konkávního tvaru (sulkus, semenné váčky) a v této konkavitě cílového objemu je uloženo rektum. Díky IMRT je zajištěno, že oblast s vysokou dávkou kopíruje tvar cílového objemu včetně konkavit, a tím je šetřeno rektum (Odrážka, 2010, s. 85).

Mezi nejčastěji využívané metody při radioterapii karcinomu prostaty patří kilovoltážní skiagrafické zobrazení ve dvou projekcích (kV-kV) a kilovoltážní CT kónickým svazkem (CBCT) (Vaňásek et al., 2011, s. 362).

V průběhu radioterapie může docházet k nepřesnostem nastavení, které v případě karcinomu prostaty souvisí s pohybem prostaty uvnitř pánve pacienta, s náplní rekta a močového měchýře. Mohou ale souviset i s rozdílnou svalovou tenzí pacienta, změnou tělesné hmotnosti nebo dýchacími pohyby. Při součtu těchto nepřesností se mohou objevit chyby přesnosti radioterapie až do cca 2 cm. Zde nachází své uplatnění IGRT (Kubeš, 2010, s. 79). Pro kontrolu nastavení pozice prostaty se nejčastěji používají EPID, ortogonální kV zobrazení, CBCT a ultrazvuk. EPID a kV-kV umožňují zobrazit skelet a intraprostatické markery, nikoliv však měkké tkáně. Oproti tomu CBCT a UZ zobrazují prostatu a rizikové orgány (rektum, močový měchýř). IGRT umožňuje redukovat bezpečnostní lem kolem prostaty z obvyklých 1mm ve všech osách na 4-10mm, čímž se zmenší cílový objem a šetří se rektum a močový měchýř (Odrážka, 2010, s. 87; Vaňásek et al., 2011, s. 365).

Je důležité, aby pacienti dodržovali dietní režim, který má za cíl omezit plynatost střev, zajistit stálou náplň močového měchýře a vyprázdnění rekta před ozařováním. Tento režim by měl být dodržován týden před plánovacím CT a pokračovat po celou dobu radioterapie (Vaňásek et al., 2011, s. 363).

Na všech pracovištích, kde je prováděna kurativní radioterapie karcinomu prostaty, by měla být k dispozici technika IGRT k systematickému vyhodnocování chyb nastavení a pohybů cílových objemů. (Kubeš, 2010, s. 81)

### **8.5.2 Karcinom prsu**

Nádory prsu jsou jedním z nejčastějších zhoubných onemocnění u žen. Výskyt onemocnění stoupá s věkem a ve světě má vzrůstající tendenci. Karcinom prsu se řadí mezi hormonálně závislé nádory, jeho růst často závisí na hormonální stimulaci. Základními příznaky onemocnění jsou změna velikosti a tvaru prsu, hmatná rezistence v prsu či axile, bolest, edém kůže, aj. Před zahájením léčby je nutné stanovit rozsah postižení, podle kterého je následně určena metoda a rozsah léčby. Základní léčbou je chirurgie, která se obvykle kombinuje s radioterapií a systémovou léčbou (Binarová, 2012, s. 219).

Na základě lokálního rozsahu onemocnění, provedeného chirurgického výkonu a dalších prognostických faktorů se ozařuje prs nebo hrudní stěna, plus spádové lymfatické oblasti, kdy jsou do cílového objemu zahrnuty supraklavikulární, infraklavikulární i axilární uzliny (Hynková et al., 2012, s. 156).

Pro ozáření celého prsu se využívá technika dvou protilehlých tangenciálních polí (mediální a laterální pole), které jsou tečné k plicní tkáni (Šlampa a kol., 2014, s. 90). U hrudní stěny po mastektomii se používají opět dvě tangenciální pole, lze využít i přímé elektronové pole. Regionální uzliny se ozařují dvěma protilehlými poli nebo dvěma konvergentními poli, je možné použít i techniku jednoho přímého pole s mírným nakloněním od oblasti míchy. Pole se upravují pomocí individuálních vykrývacích bloků či vícelamelovým kolimátorem (Hynková et al., 2012, s. 157-158).

Mezi vybavení IGRT patří i systém pro korekci dýchacích pohybů (Binarová, 2012, s. 86). Respiratory gated radiotherapy umožňuje synchronizovat ozařování s individuálním dýcháním pacienta, snižuje kardiotoxicitu u pacientek s levostranným karcinomem prsu při hlubokém nádechu (Masaryková a Lederleitner, 2015, s. 265). Ozáření probíhá pouze v určité fázi dechového cyklu, kdy hrudní stěna a prs jsou co nejdále od srdce (Soumarová, 2013, s. 228).

## 9 CHARAKTERISTIKA PRÁCE RADIOLOGICKÉHO ASISTENTA V RADIAČNÍ ONKOLOGII

*„Radiologický asistent provádí:*

- *specializované diagnostické a terapeutické výkony v radiační onkologii bez odborného dohledu na základě specializované nebo zvláštní odborné způsobilosti,*
- *radiologické zobrazovací postupy pro plánování a ověřování léčby,*
- *činnosti související s radiační ochranou a ve spolupráci s lékařem se podílí na léčebné péči,*
- *ve svém oboru metodické, výzkumné a vzdělávací činnosti,*
- *jednotlivá lékařská ozáření podle ozařovacího předpisu, který je schválen lékařem se specializovanou způsobilostí v oboru radiační onkologie.*

*Radiologický asistent odpovídá za léčebnou aplikaci ionizujícího záření a specifickou ošetrovatelskou péči poskytovanou v souvislosti s radiologickými výkony.*

*Během praktické části léčebné aplikace ionizujícího záření:*

- *ovládá v klinické praxi ozařovací a další přístroje – zdroje ionizujícího záření v radioterapii,*
- *provádí a odpovídá za kontrolu totožnosti pacientů před každým ozářením,*
- *při prvním nastavení odpovídá s nastavujícím lékařem za správnou stranu při ozařování párových orgánů,*
- *zodpovídá za správné používání fixačních pomůcek a pečlivé nastavování pacienta do ozařovací polohy při každém ozářením,*
- *sleduje kamerovým systémem pacienta v průběhu vlastního ozáření,*
- *vede v ozařovacím protokolu záznamy o každém provedeném ozářením pacienta,*
- *hodnotí verifikační snímky, portálové zobrazení, CT zobrazení na ozařovacím přístroji,*
- *sleduje chod přístrojů, odchylky a poruchy hlásí technikovi,*
- *v případě vzniku radiologické události hlásí ihned pracovníkovi pověřenému soustavným dohledem,*
- *provádí zkoušky provozní stálosti podle stanovených kompetencí,*
- *odpovídá za udržování značek na kůži pro nastavení pacienta.*

*Radiologičtí asistenti pracující na oddělení radiační onkologie jsou zpravidla rozděleni do tří skupin kompetencí podle svého vzdělání a podle činností, pro které byli externě či interně proškoleni:*

- *radiologický asistent pod odborným dohledem bez praxe, bez registrace (vykonává léčebnou ozařovací techniku pod odborným dohledem a provádí specifickou ošetrovatelskou péči, poskytovanou v souvislosti s aplikací lékařského ozáření),*
- *radiologický asistent bez odborného dohledu, s registrací (vykonává složitější terapeutické výkony v radiační onkologii bez odborného dohledu, např. speciální radioterapeutické výkony – IMRT, IGRT, radiochirurgie, celotělové ozařování aj.; vykonává činnosti zvláště důležité z hlediska radiační ochrany)*
- *radiologický asistent bez odborného dohledu, s registrací, se specializací (vykonává kromě složitějších terapeutických výkonů také činnosti zvláště důležité z hlediska radiační ochrany, dále činnosti metodické, řídicí, koncepční, kontrolní, výzkumné a vzdělávací ve svém oboru).*

*Radiologický asistent dále vykonává:*

- *poskytuje zdravotní péči v souladu s právními předpisy a standardy,*
- *dbá na dodržování hygienicko-epidemiologického režimu,*
- *vede zdravotnickou dokumentaci a pracuje s citlivými daty pacientů,*
- *pracuje s nemocničním informačním systémem,*
- *poskytuje pacientovi informace v souladu se svou odbornou způsobilostí, případně pokyny lékaře,*
- *podílí se na přípravě léčebných a ošetrovatelských standardů*
- *provádí a vyhodnocuje zkoušky provozní stálosti zdrojů ionizujícího záření a souvisejících přístrojů ve všech typech zdravotnických radiologických pracovišť,*
- *zajišťuje, aby lékařské ozáření nebylo v rozporu se zásadami radiační ochrany, podílí se na její optimalizaci, včetně zabezpečování jakosti,*
- *provádí specifickou ošetrovatelskou péči poskytovanou v souvislosti s radiologickými výkony,*
- *provádí edukaci pacienta a základní bezpečnostní procedury,*
- *zvyšuje své odborné znalosti v oboru a účastní se různých forem kontinuálního vzdělávání (Hynková et al., 2012, s. 66-67).“*

## **PRAKTICKÁ ČÁST**

### **10 ÚLOHA RADIOLOGICKÉHO ASISTENTA PŘI RADIOTERAPII KARCINOMU PRSU**

Praktická část byla vypracována na oddělení radiační onkologie Pardubice v Komplexním onkologickém centru Pardubického kraje Multiscan s.r.o. během mé odborné praxe, kde mi bylo umožněno pořídit potřebné fotografie a získat informace a materiály pro vypracování této části.

V této části bakalářské práce je popsán postup plánování a provedení radioterapie karcinomu prsu, dále uplatnění IGRT v praxi.

V současné době existuje několik metod IGRT, které slouží k nastavení pacienta do ozařované polohy pomocí kostních struktur, avšak u karcinomu prsu se prsní tkáň pohybuje nezávisle na nich, proto se lůžko tumoru označuje pomocí chirurgických RTG kontrastních svorek, které umožňují přesné nastavení a ozáření lůžka nádoru.

#### **10.1 Vstupní vyšetření**

Nejdříve se provede vstupní pohovor mezi onkologem a pacientkou ještě před začátkem radioterapeutické léčby v konziliární ambulanci. Lékař pacientce vysvětlí plán léčby, průběh plánovacího CT vyšetření a ozařování, důvody léčby, je také informována o komplikacích a o jejich prevenci. Nemocná následně musí podepsat potvrzení o seznámení pacienta s léčbou a o možném vzniku komplikací, které mohou v průběhu léčby nastat. Následně je pacientka objednána na plánovací CT.

#### **10.2 Plánovací CT**

Pro naplánování radioterapeutické léčby je nutné provést plánovací CT na simulátoru. Jedná se o přístroj, který má schopnost napodobit ozařovací podmínky a slouží k lokalizaci cílového objemu a verifikaci ozařovacích polí. Oproti diagnostickému CT navíc obsahuje poziční lasery ve třech rovinách a rovný stůl. CT zobrazení poskytuje kvalitní geometrické zobrazení anatomie pacienta.





**Obrázek 1 CT simulátor**

Před plánovacím CT radiologický asistent pořídí fotografii pacientky, která slouží k následné identifikaci, aby nedošlo k záměně a je uložena do databáze v počítači. Poté si pacientka odloží oděv z horní poloviny těla. Radiologický asistent uloží pacientku na ozařovací stůl do fixační pomůcky a končetinu na straně postiženého prsu označí náramkem. U karcinomu prsu se využívají různé fixační pomůcky, v tomto případě sheet (podložka pro hrudník a ruce).



**Obrázek 2 Fixační pomůcka pro hrudník a ruce**

Pacientka leží na zádech, horní končetina na straně postiženého prsu je fixována nad hlavou, hlava je vytočena na opačnou stranu, než je postižený prs, nohy jsou vypodloženy podkolenní podložkou. Poloha pacientky zůstává stejná po celou dobu léčby.

U pacientky s levostranným karcinomem prsu se využívá technika **respiratory gating**. Pacientka je nejdříve poučena, následuje zkouška dechu bez CT a o týden později přichází na CT plán. Na hrudník pacientky se položí marker blok se šesti infračervenými odrazovými body.



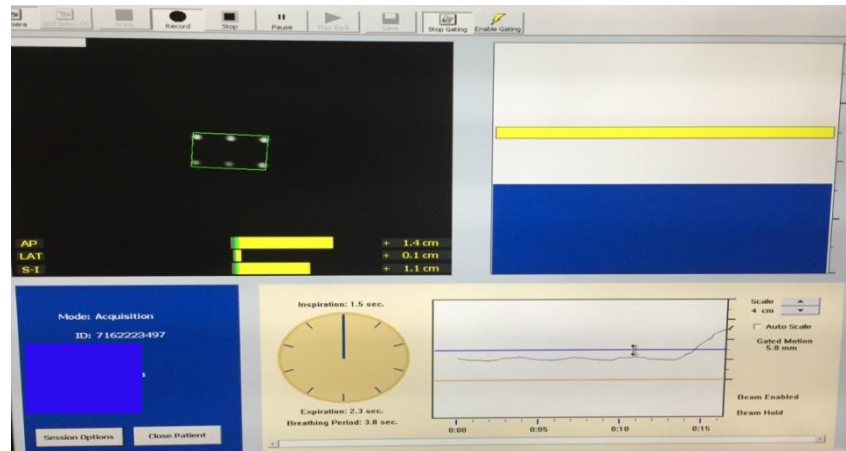
**Obrázek 3 Respiratory gating – marker blok na hrudníku při plánovacím CT**

Infračervená (IR - infrared) kamera snímá reflexní obraz. Infračervené záření je elektromagnetické záření s vlnovou délkou 760nm – 1mm, což je pásmo, které snímá infračervená kamera. Systém tedy detekuje pohyb inframarkeru jako dýchací signál v reálném čase. Kamera má na sobě prsteneц, který emituje záření v IR oblasti, to se odráží od odrazových bodů na marker bloku.



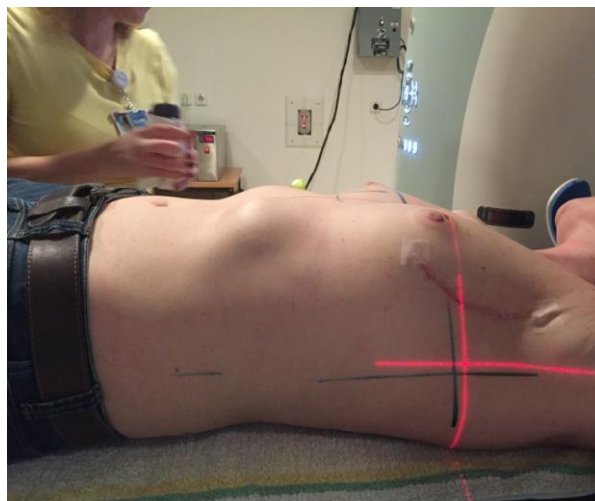
**Obrázek 4 Infračervená kamera**

Tento odraz se zaznamenává kamerou pro další zpracování signálu v Power module RPM gating, odkud signál pokračuje do koncové RPM stanice, na které běží uživatelské rozhraní.



**Obrázek 5 Sledování dechu pacientky na monitoru PC**

Pokud je pacientka po operaci prsu, na jízvu je jí připevněn drátek. Provede se označení pomocí laserů a následně se na kůži pacientky zakreslí vodou nesmyvatelné orientační značky, u respiratory gating se zakreslují v nádechu. Do středu se umístí kontrastní brok pro lepší orientaci značek na CT skenech. Radiologický asistent zaveze pacientku do gantry a odejde ke konzoli. Zhotoví skeny v transverzálních řezech v rozmezí 2-20 mm. Plánovací CT snímky se přenesou do plánovacího systému a vytvoří se 3D rekonstrukce.

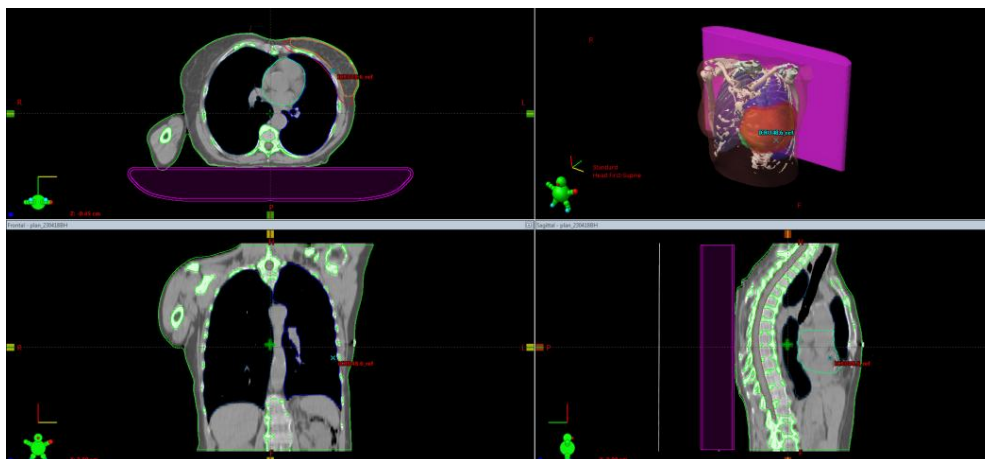


**Obrázek 6 Zakreslení značek na kůži**

### 10.3 Plánování léčby

Na plánování léčby se podílí lékař spolu s radiologickým fyzikem a radiologickým asistentem. Úkolem je optimalizovat požadavky v aplikaci dávky a šetření okolní tkáně.

3D plánovací systém umožňuje na importovaných CT obrazech naplánovat ozáření. Nejdříve si lékař zakreslí na CT řezech ve všech třech anatomických rovinách kontury cílového objemu (GTV, CTV, PTV) a kritických orgánů (zejména mícha, srdce a plíce), dále určí uložení izocentra. Proces plánování pokračuje výběrem ozařovače, druhu záření s příslušnou energií, určením dávky a počtu frakcí.

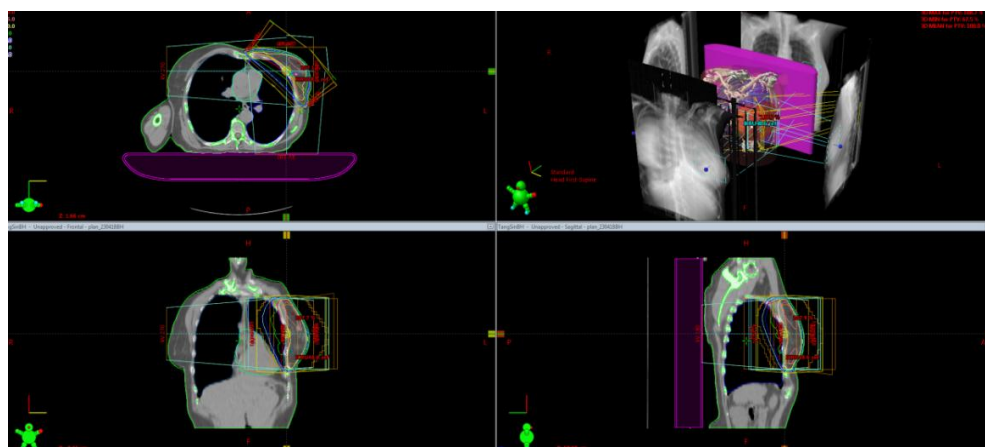


**Obrázek 7 Plánovací CT s konturami**

U většiny ozařovaných pacientek se používá standardní frakcionace 1,8–2,0 Gy/frakci, 1krát denně od pondělí do pátku (5krát týdně, celkem 5–7 týdnů). Využívá se technika dvou tangenciálních polí.

Zadají se kritéria a následně software inverzně optimalizuje dávkovou distribuci v cílových objemech.

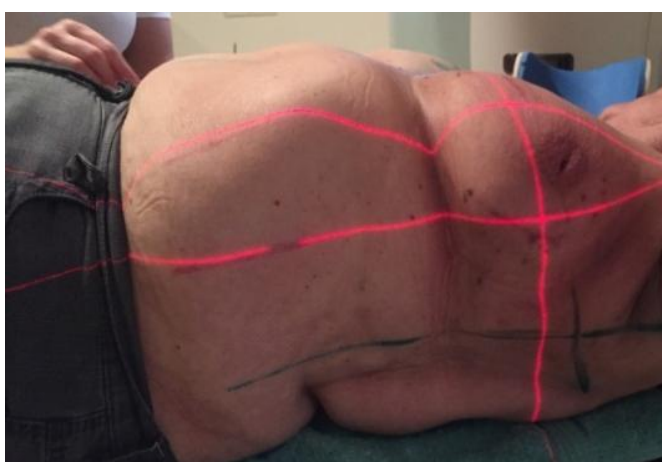
Pokud je ozařovací plán schválen lékařem i fyzikem, odesílá se k simulaci.



**Obrázek 8 Ozařovací plán**

## 10.4 Simulace

Schválený ozařovací plán umožňuje provést simulaci na CT simulátoru. Pacientka při příchodu obdrží čip, se kterým následně dochází na ozařování, čímž je sníženo riziko možné záměny pacientky. Radiologický asistent uloží pacientku do stejné polohy jako při plánovacím CT. Podle laserového systému souřadnic (x, y, z), které jsou stanoveny v ozařovacím plánu, se zakreslí izocentrum a jeho průměty se označí na kůži pacientky. Porovnáním plánovacích CT snímků se simulačními CT snímky se určí správnost zaměření izocentra. Simulace se využívá ke kontrole správnosti zakreslených značek z plánovacího CT a k jejich případnému překreslení, které bude odpovídat izodóznímu plánu.



Obrázek 9 Simulace

## 10.5 Verifikace

Základem je software, který spojuje simulátor, plánovací systém a lineární urychlovač. Do verifikačního systému jsou uloženy parametry jednotlivých polí a následně jsou přeneseny do ozařovače, který je poté schopen automaticky nastavovat ozařovací parametry – poloha stolu, sklon ramene, velikost pole u konkrétního pacienta. Ozařování se spustí pouze tehdy, pokud všechny nastavené parametry souhlasí nebo jsou v tolerančním rozmezí.

## 10.6 Ozáření

Pacientka přichází na oddělení radioterapie ve stanovený datum a čas. Poté je vyzvána do převlékací kabinky, kde si odloží oděv z horní poloviny těla. Při vstupu do ozařovny pacientka odloží čip na ozařovací sůl a položí se do fixační pomůcky. Dle údajů stanovených ve verifikačním systému lineární urychlovač automaticky nastaví parametry. Laserové zaměřovače umístěné na stěnách ozařovny, které svou projekcí umožňují přesné nastavení vertikální a horizontální polohy pacienta, vysílají svazek světla ve třech rovinách křížící se



v izocentru. Radiologický asistent poziční lasery nastaví tak, aby se shodovaly se zakreslenými značkami na kůži pacientky.



**Obrázek 10** Poloha pacientky při ozařování

Levostranný prs oproti pravostrannému prsu se ozařuje v nádechu, kdy levá plíce se rozpíná a odtlačuje srdce z ozařované oblasti. Respiratory gating snižuje riziko poškození srdce. Na hrudník pacientky je položen marker blok se čtyřmi odrazovými body.



**Obrázek 11** Marker blok na hrudníku při respiratory gating

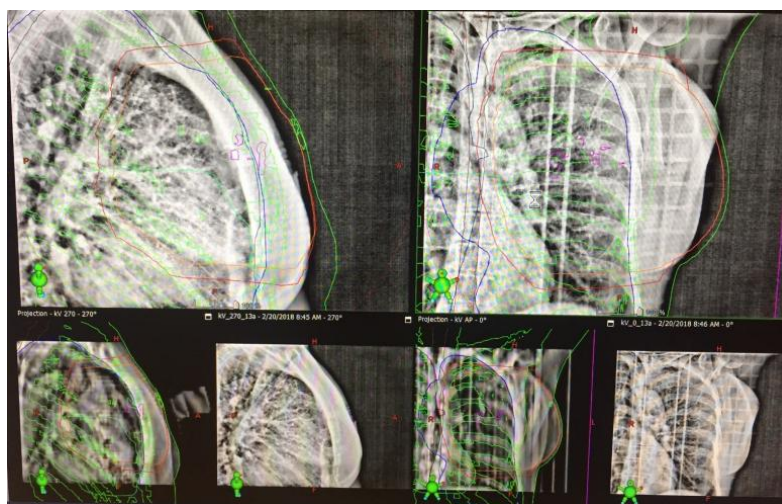


**Obrázek 12** Porovnání polohy srdce při nádechu x při výdechu

Radiologický asistent informuje pacientku, že se okolo ní bude po celou dobu ozařování pohybovat hlavice lineárního urychlovače, bude z ovladovny sledována kamerovým systémem, ozáření bude trvat přibližně 15 minut a je bezbolestné. Pacientka by měla ležet v klidu a nehýbat se, aby nedocházelo k nepřesnostem.

Při prvním nastavení pacientky na ozařovně musí být přítomen lékař, který zkontroluje polohu izocentra a správnost ozařovacího protokolu, následně vše stvrdí podpisem. U následujících frakcí není nutná přítomnost lékaře.

K posouzení správnosti nastavení pacientky slouží verifikační snímky, které se pořizují před samotným ozářením. Verifikuje se v režimu on-line. U pacientky s karcinomem prsu se provádí před každou frakcí verifikace pomocí dvou kilovoltážních snímků na sebe kolmých, u levostranného prsu se ještě navíc pořizují portálové snímky a až poté následuje ozáření. Verifikační snímky jsou vždy uloženy do databáze a v případě potřeby, jsou kdykoliv k nahlédnutí. Radiologický asistent pomocí kostěných struktur porovná polohu pacientky s referenční polohou použitou pro plánování. Pokud jsou překročeny toleranční limity stanovené pracovištěm, ozařování se přeruší a hledá se příčina odchylky nastavení. Odchylky jsou korigovány úpravou polohy pacienta, posunem stolu nebo je nutné překreslení izocentra. Až poté je možné provést ozáření.



**Obrázek 13** Porovnání aktuální polohy pacientky s polohou při plánovacím CT

Při respiratory gating je pacientka aktivně zapojena, kdy před očima má obrazovku s on-line pozicí obrazů markerů s vyznačením limitů. Radiologický asistent přes mikrofon instruuje pacientku, kdy se má nadechnout a ta sama kontroluje, aby zadržela dech přesně v definované toleranci alespoň na 20 vteřin. Pacientka může volně dýchat mezi jednotlivými částmi ozáření.



**Obrázek 14 Průběh ozařování při nádechu u levostranného prsu**

Během léčby zářením se u pacientky s karcinomem prsu mohou objevit nežádoucí reakce na ozáření. Mezi nejčastěji vyskytované patří zarudnutí ozařované kůže, které je často doprovázené bolestí, svěděním a pálením. Stupeň zarudnutí je u každé pacientky individuální, záleží na typu kůže. V místech záhybů a kožních řas, tj. pod prsem či v podpaží pokožka často mokvá, může dojít i k jejímu odlupování. Pacientka by měla o kůži pečovat a po dobu ozařování ji nevystavovat slunci.

Během celého cyklu ozařování radiologický asistent zaznamenává každé ozáření do ozařovacího protokolu. Během prvního ozáření se provádí in vivo dozimetrie, kdy dochází k měření vstupní dávky a ke kontrole s vypočítanou dávkou z plánovacího systému. Pacientky kontroluje ošetřující lékař zpravidla 1x týdně.

## 10.7 Ukončení léčby

Ozařování je ukončeno po dosažení požadovaného počtu frakcí a je vygenerován souhrnný protokol o průběhu ozáření. Pacientka je objednána na kontrolní vyšetření ke svému onkologovi a následně je pravidelně a doživotně sledována z důvodu možného návratu nádorového onemocnění či výskytu nežádoucích reakcí na ozáření. Po ukončení léčby by měla pacientka docházet na kontroly po 3 měsících v prvních dvou letech, po 6 měsících ve 3. - 6. roce, v dalších letech po 9 až 12 měsících.



## 11 DISKUZE

Pro provedení kvalitního ozáření se před každou frakcí kontroluje pozice cílového objemu pomocí radioterapie řízené obrazem, která je indikována u všech pacientek s karcinomem prsu a je optimální metodou spolu s chirurgickými svorkami k zajištění správné polohy pacientky. IGRT umožňuje získat aktuální anatomické zobrazení ozařované oblasti a srovnat získaný obraz se snímkem z plánovacího CT. Takto je možné detekovat případné odchylky, které lze následně upravit. Pouhé nastavení laserů na značky na kůži pacientky negarantuje korektní polohu cílového objemu. Správnou pozici pacientky v průběhu jednotlivých frakcí zajišťují fixační pomůcky, v případě karcinomu prsu se využívá sheet. IGRT by mělo být k dispozici na každém radioterapeutickém oddělení, neboť zvyšuje přesnost v nastavení pacientky a následného ozáření. Výhodou je minimální zátěž pro pacientku, oproti tomu nevýhodou je časová náročnost pro personál. U pacientek s karcinomem prsu se provádí verifikace pomocí dvou kilovoltážních snímků na sebe kolmých, oproti karcinomu prostaty, u kterého se pro kontrolu nastavení pozice nádoru využívá CBCT.

Vybíralová a Feltl (2009) v článku Radioterapie řízená obrazem uvádějí, že méně vhodnou lokalitou pro IGRT je hrudník kvůli pohybu cílových struktur během frakce následkem dýchacích pohybů a srdeční činnosti. V dnešní době se již uplatňuje tzv. gating, který koriguje pohyb cílového objemu v reálném čase.

Přínosem IGRT se zabývá Odrážka et al. (2010, s. 87) v článku Moderní metody zevní radioterapie v léčbě karcinomu prostaty, který za primární přínos považuje zvýšení spolehlivosti, bezpečnosti a kvality radioterapeutické léčby a za sekundární přínos redukcí bezpečnostního lemu, jejímž důsledkem je ozařován menší cílový objem a dochází k šetření zdravých okolních tkání.

Respiratory gating se využívá převážně při léčbě zářením karcinomu levého prsu, na jehož straně je srdce, které je v blízkosti ozařované oblasti a tím je zvýšeno riziko vzniku srdečního onemocnění. Při této technice se ozařuje pouze v hlubokém nádechu, kdy se levá plíce rozpíná a odtlačuje srdce z ozařované oblasti. Dosud nebyly zjištěny žádná rizika této metody a v zahraničí, kde je více používána, je považována za velmi efektivní.

Radiologický asistent je nedílnou součástí radioterapeutického týmu. Tým je složen z onkologů, radiologických fyziků, radiologických asistentů a zdravotních sester. Aby byla léčba co nejefektivnější, měl by každý člen týmu znát své povinnosti a ty náležitě plnit.

Hlavní úlohou radiologického asistenta je obsluha ozařovacích a dalších přístrojů, které jsou zdrojem ionizujícího záření. Dále je zodpovědný za identifikaci pacientky, správné provedení plánovacího CT, simulace, nastavení pacientky do požadované polohy, každodenní verifikace a provedení ozáření. Jeho úlohou není pouze provedení ozáření a ostatní technické dovednosti, ale také komunikace s pacientkou. Onkologicky nemocný pacientky procházejí nelehkou životní situací, mění se jejich psychické prožívání, vystupují ze svého životního stereotypu, prožívají stres a obavy. Radiologický asistent je téměř denně v přímém kontaktu s pacientkou v průběhu radioterapeutické léčby, proto je důležitý jeho lidský přístup, zájem a citlivé jednání s nemocnou, které jí napomáhá vyrovnat se s obtížnou situací a zvládnout náročnou léčbu. V případě, že se u pacientky objeví nežádoucí účinky, měla by to ihned konzultovat s lékařem či radiologickým asistentem. Aby mohlo dojít k navázání individuálního a kvalitního vztahu mezi zdravotníkem a pacientkou, bylo by potřeba více času, problémem je také nedostatek empatie či syndrom vyhoření u zdravotníků.

Při prvním setkání radiologický asistent pacientku pozdraví a představí se jí. Důležitý je oční kontakt. Pacientka je vždy oslovena příjmením a titulem. V ozařovně by se neměla vyskytovat žádná cizí osoba bez pacientky svolení, tím je zachováno její soukromí. Důležité je zachování mlčenlivosti, které je základem důvěry mezi zdravotnickým personálem a pacientkou.

Radioterapie je stále se vyvíjející lékařský obor, proto je nutné, aby se radiologičtí asistenti neustále vzdělávali a rozšiřovali své znalosti v oboru, k dispozici mají řadu seminářů a vzdělávacích akcí.

V současné době k získání titulu Bc. v oboru Radiologický asistent je nutné 3 leté vysokoškolské studium, které je zakončeno státní závěrečnou zkouškou a obhajobou bakalářské práce.

## 12 ZÁVĚR

Radioterapie řízená obrazem patří mezi vysoce moderní radioterapeutickou metodu a je nezbytná pro klinickou praxi. První pokusy o stanovení nepřesnosti nastavení pozice pacienta se poprvé objevily v 80. letech 20. století, portálové snímkování se dostalo do praxe v 90. letech a k největšímu rozvoji IGRT došlo v posledních 5 letech, kdy v praxi existuje řada verifikačních metod. V následujících letech lze tedy předpokládat další technologické pokroky, které zajistí lepší distribuci dávky do cílového objemu a šetření zdravých tkání.

V teoretické části bakalářské práce se zabývám shrnutím dosud publikovaných poznatků o fyzikálních vlastnostech, účincích a zdrojích ionizujícího záření v zevní radioterapii, technikách radioterapie řízené obrazem a radioterapie s modulovanou intenzitou svazku, nežádoucích účincích radioterapie.

V praktické části jsem se zaměřila na popis postupu při zevní radioterapii karcinomu prsu od prvního přijetí pacientky na kliniku radiační onkologie, přes plánování, simulaci, první nastavení a ozáření, až po ukončení léčby. Dále na uplatnění IGRT při ozařování karcinomu prsu. V jednotlivých fázích procesu radioterapie je také popsána úloha radiologického asistenta, která je nezastupitelná.

Při vypracování bakalářské práce jsem si rozšířila své znalosti a zkušenosti v oboru radioterapie, především v oblasti radioterapie řízené obrazem.

## 13 POUŽITÁ LITERATURA

BINAROVÁ, Andrea. *Radioterapie*. 1. vyd. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, Fakulta zdravotnických studií, 2010. ISBN 978-80-7368-701-4.

BUJOLD, Alexis, Tim CRAIG, David JAFFRAY, Laura DAWSON. Image-Guided Radiotherapy: Has It Influenced Patient Outcomes? *Seminars in Radiation Oncology*. 2012, 22(1), 50-61. ISSN 1053-4296.

Dostupné z: [https://edisciplinas.usp.br/pluginfile.php/157245/mod\\_resource/content/1/1-s2.0-S1053429611000920-main.pdf](https://edisciplinas.usp.br/pluginfile.php/157245/mod_resource/content/1/1-s2.0-S1053429611000920-main.pdf)

DAWSON, Laura A. a Michael B. SHARPE. Radioterapie řízená obrazem: principy, přínosy a omezení. *The lancet oncology CZ*. 2007, 6(1), 41-51. ISSN 1213-9432.

DOROTÍK, Jan. *Radioterapeutické přístroje*. 1. vyd. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita, 2007. ISBN 978-80-248-1376-9.

HRADIL, David, Vladimír ŠTUDENT jr., Milan KRÁL a Vladimír ŠTUDENT. Diagnostika a staging karcinomu prostaty. *Onkologie*. 2014, 8(1), 15-18. ISSN 1802-4475.

HUŠÁK, Václav. *Radiační ochrana pro radiologické asistenty*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. ISBN 978-80-244 -2350-0.

HYNKOVÁ, Ludmila a Pavel ŠLAMPA. *Základy radiační onkologie*. 1. vyd. Brno: Masarykova univerzita, 2012. ISBN 978-80-210-6061-6.

KLENER, Vladislav, ed. *Principy a praxe radiační ochrany*. 1. vyd, Praha: Azin CZ, 2000. ISBN 80-238-3703-6.

KUBECOVÁ, Martina et al. *Onkologie: Učební texty pro studenty 3. LF* [online]. 1. vyd. Praha: Univerzita Karlova v Praze, 3. lékařská fakulta, Radioterapeutická a onkologická klinika, 2011. Dostupné z: <http://www.lf3.cuni.cz/cs/pracoviste/onkologie/skripta/>. ISBN 978-80-254-9742-5.

KUBEŠ, Jiří. Moderní trendy v radioterapii karcinomu prostaty. *Onkologie*. 2010, 4(2), 79-83. ISSN 1802-4475. Dostupné z: <http://www.onkologiecs.cz/pdfs/xon/2010/02/06.pdf>

MASARYKOVÁ, Andrea a David LEDERLEITNER. Supinačná versus pronačná poloha při adjuvantnej rádioterapii u pacientok s pendulujícími prsníky. *Onkologie*. 2015, 9(1), 29-33. ISSN 1802-4475.

ODRÁŽKA, Karel, Martin DOLEŽEL a Jaroslav VAŇÁSEK. Moderní metody zevní radioterapie v léčbě karcinomu prostaty. *Česká urologie*. 2010, 14(2), 81-91. ISSN 1211-8729. Dostupné z: [http://www.czechurol.cz/dwnld/1002\\_81\\_91.pdf](http://www.czechurol.cz/dwnld/1002_81_91.pdf)

SOUMAROVÁ, Renata. Nové postupy v adjuvantní radioterapii karcinomu prsu. *Onkologie*. 2013, 7(5), 228-231. ISSN 1802-4475.

SPURNÝ, Vladimír a Pavel ŠLAMPA. *Moderní radioterapeutické metody - VI. díl – Základy radioterapie*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1999. ISBN 80-7013-267-1.

ŠLAMPA, Pavel a kol. *Radiační onkologie v praxi*. Brno: Masarykův onkologický ústav, Oddělení radiační onkologie, 2004. ISBN: 80-86793-02-8.

ŠLAMPA, Pavel a Jiří PETERA. *Radiační onkologie*. 1. vyd. Praha: Galén, 2007. ISBN 978-80-7262-469-0

ŠVEC, Jiří, Jana CHMELOVÁ a Karol KORHELÍK. *Radioekologie pro radiologické asistenty*. Ostrava: Ostravská univerzita, Zdravotně sociální fakulta, 2006. ISBN 80-7368-219-2.

ULLMANN, Vojtěch. *Jaderná a radiační fyzika*. 1. vyd. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, 2009, 173 s. ISBN 978-80-7368-669-7.

VOŠMIK, Milan, Miroslav HODEK, Igor SIRÁK et al. Moderní technologie v radioterapii nádorů hlavy a krku. *Onkologie*. 2012, 6(5), 247-251, ISSN 1802-4475. Dostupný z: <http://www.onkologiecs.cz/pdfs/xon/2012/05/04.pdf>

VYBÍRALOVÁ, Martina a David FELTL. Radioterapie řízená obrazem. *Postgraduální medicína*. 2009, 11(3), 303-307. ISSN 1212-4184.