



**ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE**

---

Fakulta biomedicínského inženýrství  
Katedra zdravotnických oborů a ochrany obyvatelstva

**Možnosti optimalizace ozařovací polohy při radioterapii karcinomu  
prostaty**

**Optimization Options of irradiation Position in Radiotherapy of  
Prostate Cancer**

Bakalářská práce

Studijní program: Specializace ve zdravotnictví

Studijní obor: Radiologický asistent

Vedoucí práce: Mgr. Radka Dušková

**Zdeňka Rousková**

---

**Kladno, květen 2018**

## Z a d á n í   b a k a l á ř s k é   p r á c e

Student: **Zdeňka Rousková**  
Obor: Radiologický asistent  
Téma: **Možnosti optimalizace ozařovací polohy při radioterapii karcinomu prostaty**  
Téma anglicky: Optimization Options of irradiation Position in Radiotherapy of Prostate Cancer

### Zásady pro vypracování:

Předmětem bakalářské práce bude komparace přípravné fáze ozařování karcinomu prostaty s cílem určit optimální postup při reprodukovatelnosti ozařovací polohy a verifikaci izocentra. Přípravná fáze zahrnuje především fixaci pacienta za použití fixačních pomůcek a verifikaci izocentra pomocí zobrazovacích modalit a pohyblivého stolu. Teoretická část bakalářské práce se bude věnovat problematice ozařování karcinomu prostaty (nežádoucí účinky radioterapie při nepřesném zaměření izocentra), zobrazovací metody používané k verifikaci izocentra a pomůcky používané k fixaci, včetně možnosti posunu ozařovacího stolu. V praktické části se bakalářská práce bude zabývat porovnáním přípravné fáze při radioterapii karcinomu prostaty na pracovištích s odlišným výrobcem lineárního urychlovače (Varian a Elekta) a na pracovišti Protonového centra. Na základě získaných dat bude možné posoudit odlišnosti fixačních pomůcek a přípravných postupů na různých pracovištích a navrhnout obecná opatření směřující k optimalizaci přípravné fáze při ozařování karcinomu prostaty, nejen na pracovištích zahrnutých do uvedeného průzkumu.

### Seznam odborné literatury:

- [1] ŠLAMPA, Pavel, *Radiační onkologie v praxi*, ed. 2. aktual. vyd., Brno: Masarykův onkologický ústav, 2007, ISBN 978-80-86793-08-5
- [2] PIRTSKHALAISHVILI, Georgi, Ronald L. HREBINKO a Joel B. NELSON, *The Treatment of Prostate Cancer. Cancer Practice* [online], ed. 9, číslo 6, 2001, 295-306, DOI: 10.1111/j.1523-5394.2001.96009.pp.x.
- [3] DOLEŽEL, Martin, *Cílená radioterapie karcinomu prostaty*, Hradec Králové: Nucleus HK, 2011, ISBN 978-80-87009-81-9
- [4] ODRÁŽKA, Karel, *Trojrozměrná konformní radioterapie karcinomu prostaty*, Praha: Galén, c2002, ISBN 80-7262-157-2

Zadání platné do: 20.09.2019

Vedoucí: Mgr. Radka Dušková

vedoucí katedry / pracoviště

děkan

V Kladně dne 19.02.2018

## **Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem Možnosti optimalizace ozařovací polohy při radioterapii karcinomu prostaty vypracovala samostatně pouze s použitím pramenů, které uvádím v seznamu bibliografických odkazů.

Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu § 60 zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon).

V Kunčicích nad Labem dne 11.05.2018

.....  
podpis

## **Poděkování**

Na tomto místě bych v první řadě ráda poděkovala Mgr. Radce Duškové za odborné vedení této bakalářské práce, za její konstruktivní komentáře a cenné rady, trpělivost a čas tím strávený. Dále bych chtěla poděkovat, za ochotu a poskytnutí potřebných podkladů pro vytvoření této práce, vedení a kolektivu radiologických asistentů z těchto oddělení: Onkologické oddělení Krajská zdravotní, a.s. – Nemocnice Chomutov, o.z.; Radiační onkologie Krajské nemocnice Liberec, a.s.; Onkologická klinika 2. Lékařské fakulty UK a Fakultní nemocnice v Motole; Proton Therapy Center Czech, s.r.o.

## **Abstrakt**

Bakalářská práce se zabývá komparací přípravné fáze ozařování karcinomu prostaty, který se řadí mezi nejčastější maligní onemocnění v mužské populaci. Práce se dělí na dvě základní části. V první části je teoreticky popsána problematika karcinomu prostaty od epidemiologie, diagnostiky po samotnou radioterapeutickou léčbu, verifikační systémy či fixační pomůcky. V praktické části jsou zpracovány odchylky nastavení pacientů ze 3 pracovišť s fotonovou léčbou a Protonového centra. Následně jsou popsány jednotlivé přípravné fáze radioterapie karcinomu prostaty s konkrétními zvyklostmi pracovišť, zaměřené na použití fixačních pomůcek a verifikaci nastavení pacientů.

Kvantitativním způsobem byly vyhodnoceny odchylky nastavení pacientů, u nichž byly použity rozdílné fixační pomůcky i verifikační systémy. Rozdíl byl stanoven i u korekcí na zlatá zrna či kostěné struktury. Zkoumaný soubor je složen z 10 náhodně vybraných pacientů z každého pracoviště. Následně byla provedena komparativní metoda přípravných fází z vlastního pozorování.

Výsledkem práce je vyhodnocení a grafické zpracování odchylek nastavení a přehled rozdílných metod přípravných fází na jednotlivých pracovištích. Na základě těchto výzkumných metod byla navržena opatření, jež by mohla přispět k optimalizaci přípravné fáze při ozařování karcinomu prostaty. Závěrem je potvrzení, že druh použité fixační pomůcky ovlivňuje reprodukovatelnost ozařovací polohy a s tím související odchylky nastavení.

## **Klíčová slova**

Radioterapie; karcinom prostaty; verifikace; fixační pomůcka; toxicita léčby

## **Abstract**

This bachelor thesis makes comparisons between methods utilized in the preparatory stage for radiation treatment of prostate cancer; which is one of the most common malignancies in the male population. The work is divided into two basic sections. The first part theoretically describes the problems of prostate cancer: epidemiology, diagnostics to radiotherapy treatment itself, verification systems and fixation aids. The practical part, includes deviations of patient's settings under three workplaces with photon therapy and the Proton center. Subsequently, the individual preparatory phases of prostate cancer radiotherapy with specific workplace habits are described, focusing on the use of fixation aids and verification of patient settings.

In a quantitative way, variations in patient settings were assessed for which different fixation aids and verification systems were used. The difference was also found for corrections for golden grains or bone structures. The study is composed of 10 randomly selected patients from each workplace. Subsequently, a comparative method of preparatory phases was performed from own observations.

The result of the thesis is the evaluation and graphic processing of the deviations of the setting and an overview of the different methods of preparatory phases at the individual workplaces. Based on these research methods, measures have been proposed to help optimize the preparation phase for prostate cancer. Finally, it is confirmed that the type of fixation aid used affects the reproducibility of the radiation position and the associated deviation of the setting.

## **Keywords**

Radiotherapy; prostate cancer; verification; fixation aid; toxicity of the treatment

## Obsah

1	Úvod.....	9
2	Současný stav .....	10
2.1	Epidemiologie karcinomu prostaty .....	10
2.2	Klinické příznaky a diagnostika karcinomu prostaty .....	11
2.2.1	Klinické příznaky .....	11
2.2.2	Diagnostika .....	11
2.3	Možnosti radioterapeutické léčby karcinomu prostaty .....	15
2.3.1	Léčba fotonovým svazkem .....	15
2.3.2	Léčba protonovým svazkem.....	16
2.4	Toxicita léčby.....	18
2.4.1	Akutní toxicita.....	18
2.4.2	Chronická toxicita .....	18
2.4.3	Kritické orgány.....	19
2.5	Verifikace a nastavení ozařovací polohy .....	19
2.5.1	Verifikační systémy .....	20
2.5.2	Radioterapie s modulovanou intenzitou .....	21
2.5.3	Radioterapie řízená obrazem .....	22
2.6	Cone – beam CT.....	24
2.6.1	Porovnání CBCT s CT .....	24
2.6.2	Rekonstrukce CBCT obrazu.....	25
2.6.3	kV a MV CBCT .....	26
2.6.4	Výhody a nevýhody CBCT .....	26
2.7	Ozařovací poloha a fixace pacienta.....	27
2.7.1	Druhy fixačních pomůcek .....	27
2.7.2	Možnosti posunů ozařovacího stolu.....	27
3	Cíl práce a hypotéza .....	29
3.1	Cíl.....	29
3.2	Předpokládaná hypotéza.....	29

4	Metodika .....	30
4.1	Charakteristika zkoumaných souborů .....	30
4.2	Metodika zpracování získaných dat .....	31
5	Výsledky .....	33
6	Diskuse .....	47
6.1	Standardní algoritmus průběhu zevní radioterapie CaP .....	47
6.2	Možnosti fixace pacienta.....	49
6.2.1	Proton Therapy Center Czech, s.r.o.....	50
6.2.2	Radiační onkologie Krajské nemocnice Liberec, a.s. ....	52
6.2.3	Onkologická klinika 2. Lékařské fakulty UK a Fakultní nemocnice v Motole.....	54
6.2.4	Onkologické oddělení Krajské zdravotní, a.s. – Nemocnice Chomutov, o.z. ....	57
6.2.5	Další faktory ovlivňující fixaci pacienta a hodnocení odchylek .....	59
6.3	Vlastní návrh přípravné fáze .....	62
7	Závěr .....	64
8	Seznam použitých zkratek.....	66
9	Seznam použité literatury.....	68
10	Seznam použitých obrázků .....	73
11	Seznam použitých tabulek.....	74
12	Seznam příloh .....	75



# 1 ÚVOD

V současné době se řadí problematika karcinomu prostaty mezi hlavní medicínská témata. Důvodem je stále se zvyšující incidence onemocnění, jež představuje závažný problém v mužské populaci. Dle údajů Ústavu radiační onkologie Nemocnice Na Bulovce a 1. LF UK Praha mají pacienti 17% riziko diagnózy karcinomu prostaty a 3% riziko, že v důsledku maligního procesu zemřou.

Radioterapie je metodou první volby ve všech fázích léčby karcinomu prostaty. V průběhu několika let byla dříve standardně používaná konformní technika zcela vytlačena a nahrazena sofistikovanější radioterapeutickou technikou – radioterapie s modulovanou intenzitou.

U lokalizovaného karcinomu prostaty závisí lokální kontrola i přežití na velikosti aplikované dávky záření při zevní radioterapii. Přesné zacílení zájmové oblasti je pro úspěšnou léčbu zásadní, aby nedošlo k poddávkování tumoru či přexponování přilehlých kritických orgánů. Jako radiologický asistent (RA) mám nezastupitelnou roli v odborném týmu působícím v radiační onkologii. RA se aktivně podílí na celém radioterapeutickém procesu od plánování, simulace až po samotné ozáření. Jedním z mnoha úkolů RA je precizní nastavení pacienta do ozařovací polohy za pomoci různých druhů fixačních pomůcek a následné ověření tzv. verifikačními systémy. A právě proto se touto problematikou zabývám ve své bakalářské práci.

K výběru tématu práce mě vedl zájem o onkologickou problematiku, jelikož bych se chtěla ve svém profesním životě i nadále ubírat tímto směrem.

Cílem mé práce je předložení uceleného návrhu opatření, které přispěje k optimalizaci přípravné fáze při ozařování karcinomu prostaty. V rámci odborné praxe jsem se setkala s rozdílnými postupy a různými fixačními pomůckami, jejichž optimalizace by přispěla k efektivnějšímu a přesnějšímu ozáření. Do průzkumu jsem zahrнула celkem 3 pracoviště, které vlastní lineární urychlovač od firmy Varian nebo Elekta a Protonové Centrum.

## 2 SOUČASNÝ STAV

Slovo karcinom představuje označení pro nejčastější typ maligních (zhoubných) nádorů. V případě karcinomu prostaty (CaP) vzniká toto onemocnění z buněk žlázových epitelů. Prostata, také nazývaná jako předstojná žláza, je přídatná žláza v mužském pohlavním ústrojí. Svým fyziologickým umístěním prostata zajišťuje mechanickou ochranu místa spojení vývodných a pohlavních cest. V neposlední řadě produkuje prostatický sekret, jehož součástí je prostatický specifický antigen (PSA). Bližší anatomický pohled viz Příloha. [1]

### 2.1 Epidemiologie karcinomu prostaty

V dnešní době patří CaP mezi onemocnění, jehož křivka nově nalezených případů stále stoupá, a to v celosvětovém měřítku. Ve vyspělých zemích patří u mužů mezi nádorová onemocnění s největším výskytem. Na základě statistických dat jej lze umístit na druhé místo nejčastějších onkologických příčin úmrtí mužů, po maligním karcinomu plic. Celosvětové hodnoty se do jisté míry promítají i v České republice, na jejímž území se incidence CaP ztrojnásobila za posledních dvacet let. Markantní nárůst incidence je možno spojit s jinými výkony, při nichž byl karcinom náhodně zachycen. Těmito zmiňovanými výkony jsou např. biopsie při elevaci PSA u asymptomatických pacientů, transureterální resekce aj. Naopak mortalita tohoto onemocnění je více než trojnásobně nižší. Tento značný rozdíl je podmíněn moderními technologiemi v radikální či paliativní léčbě, nebo větším důrazem na tzv. aktivní přístup k vyhledávání tohoto onemocnění. Pacienti mají možnost vyšetření v rámci preventivních prohlídek u praktického lékaře, ale i jiných specialistů, vyšetření PSA. [2, 3]

Pro lepší představu poslouží údaje Národního onkologického registru z roku 2013. Počet nově hlášených pacientů v ČR s CaP v r. 2013 byl 132,6 a mortalita 28,5 na 100 000 mužů. Převudou-li se tyto údaje na absolutní čísla, tak v r. 2013 bylo celkově nahlášeno 6864 nových případů a celkem 1472 úmrtí na CaP. V posledních třech desetiletích se zvýšilo pětileté přežití z 68 % na aktuálních 100 % u pacientů s CaP. Tento údaj vypovídá o tom, že naprostá většina pacientů s nově diagnostikovaným onemocněním se dožije následujících 5 let. [2]

## 2.2 Klinické příznaky a diagnostika karcinomu prostaty

### 2.2.1 Klinické příznaky

Jedním z hlavních faktorů, který hraje důležitou roli v diagnostice CaP, je schopnost nádorového bujení na prostatické žláze bez jakýchkoliv symptomů. Pacient tak neví o onemocnění do té doby, než se dostaví některé z klinických příznaků, jež ale mohou znamenat už rozsáhlý tumor či vzdálené metastázy ve skeletu. CaP se vyznačuje pomalým růstem a ve většině případů jej můžeme v prvních stádiích zachytit v excentrických částech parenchymu žlázy, které nezpůsobují značné obtíže. Pokud tumor prorůstá blíže k centru prostaty, pacient zaznamenává poruchy močení – pocit nucení na močení (urgence), časté noční (nykturie) i denní (polakisurie) močení a jiné obtíže (dysurie). Zejména prorůstání do trigonum vesicae (trojúhelníkovité struktury spojující ústí ureterů a ostium urethrae internum) způsobuje tzv. syndrom dráždivého močového měchýře (utlačení močové trubice). Mezi pozdní symptomy se může zařadit hematurie, kdy dochází k poškození zmiňovaných struktur. Je nutné myslet na riziko CaP u všech mužů ve věku 40 let a více, kteří mají problémy s močením. Byť se může jednat pouze o benigní hyperplazii prostaty. [1, 2, 4]

### 2.2.2 Diagnostika

Diagnostická vyšetření umožňují bližší specifikaci onemocnění. Rozdělit se mohou do tří skupin: první skupina umožňuje potvrzení přítomnosti maligního procesu v prostatě (odběr PSA, digitální vyšetření per rectum), k prokázání diagnózy slouží druhá skupina, do níž spadá: transrektální ultrasonografie s možnou biopsií žlázy. Poslední skupina se využívá k tzv. stagingu (stanovení rozsahu onemocnění), např. k určení metastatického šíření (rentgenový (RTG) snímek plic, vyšetření břicha a pánve počítačovou tomografií, scintigrafie skeletu...). [5]

#### 2.2.2.1 Metody prokazující karcinom prostaty

##### Digitální vyšetření per rectum (DRE)

Metoda per rectum je prováděna lékařem, který přes stěnu tlustého střeva tzv. palpací vyšetří prostatickou žlázu. Zkoumá se tkáňová struktura žlázy, elasticita, tvar, objem a ohraničení vůči okolním strukturám. Nevýhodou metody je omezený přístup k předstojné

žláze, nelze ji vyšetřit v celém průběhu. Při pozitivním palpačním nálezu je vždy indikována biopsie. [5]

#### Vyšetření hladiny prostatického specifického antigenu (PSA)

PSA je bílkovina tvořící se pouze v předstojné žláze. Určení její hladiny v krvi může pomoci odhalit patologický proces v prostatě. Fyziologické rozmezí PSA u zdravého muže je 2 – 4 ng/ml. Tzv. „šedou zónou“ je pojmenováno rozmezí 4 – 10 ng/ml, které je považováno za fyziologickou odchylku. Odchylka je podmíněna mnoha faktory: pohybové aktivity (jízda na kole), katetrizace močového měchýře, vyšší věk, hyperplazie prostaty. Je nutné sledovat tyto hraniční odchylky, popř. iniciovat další vyšetření, při dlouhodobém zvýšení hladin PSA. Po překročení 10 ng/ml se s největší pravděpodobností jedná o těžkou hyperplazii či maligní proces. [6]

Převyší-li hladina PSA hodnotu 100 ng/ml je téměř 100% riziko CaP s metastatickým postižením do okolních orgánových soustav. [6]

#### 2.2.2.2 Metody potvrzující diagnózu

##### Transrektální ultrasonografie (TRUS)

Pomocí endorektální sondy o frekvenci 5–7 MHz, vyšetřuje lékař přes stěnu rekta prostatu včetně semenných váčků. Ultrasonografické snímání probíhá v sagitální a axiální rovině. Lékař subjektivním vnímáním hodnotí velikost prostaty, strukturovaná ložiska v parenchymu žlázy, možné infiltrace do okolní tkáně aj. TRUS se díky své poměrně nízké senzitivitě a specifitě nepoužívá v běžném „screeningu“. Nejčastěji se využívá při navigování v transrektální biopsii. [4, 5]

##### Biopsie prostaty

Jedná se o invazivní metodu, při které jsou odebrány histologické vzorky tkáně prostaty a jejího okolí. Zavádění bioptických jehel probíhá pod stálou ultrazvukovou kontrolou. Doporučuje se co nejvyšší počet vzorků, nejlépe 8 (oktantová biopsie) a více. U opakovaných bioptických odběrů se počet vzorků zvyšuje tzv. bioptické mapování. [2, 4]

Jelikož se odběry provádí přes konečník, je nutné dokonalé vyprázdnění ampuli rektu. Nezbytné je vysazení léků snižujících krevní srážlivost a premedikace před vyšetřením v podobě antibiotik. Běžně se podává lokální anestezie do okolí žlázy, výjimkou není ani celková či svodná anestezie. Biopsické vyšetření může způsobit jisté komplikace, např. silné krvácení – do moče, do konečníku; zavedení infekční agens. [2, 4]

### 2.2.2.3 Vyšetření k určení stadiu onemocnění

#### Magnetická rezonance (MRI)

MRI se hojně využívá jako modalita časně diagnostiky CaP, avšak je nutné myslet na absolutní kontraindikace (kovové endoprotézy, kardiostimulátory). Vyniká především pro svůj neinvazivní charakter, vysoké kontrastní rozlišení, které v oblasti malé pánve umožňuje kvalitní zobrazení měkkých tkání (tkáně s obdobnou strukturou). Mezi odborníky se těší velké oblibě multiparametrická magnetická rezonance (mpMR). Použitím mpMR se získá obraz anatomických struktur pomocí T1 a T2 vážených obrazů včetně informací o funkční či metabolické aktivitě, např. spektroskopické zobrazení, difuzně vážený obraz, dynamické kontrastní zobrazení). [7, 8]

Za účelem zvýšení rozlišení i kvality vyšetření se používají endorektální a povrchové cívky. Někteří odborníci doporučují aplikaci endorektálních cívek pro staging a povrchové cívky při lokalizaci karcinomu. [7, 8]

Zobrazení v T1 váženém obrazu se využívá v předoperačním plánování, díky vysoké intenzitě tuku lemujícího nervy, cévy, svaly aj. T2 vážený obraz nejlépe zobrazuje zonální anatomii prostatické žlázy a semenných váčků včetně periferií – jeví se hypersignálně. Naopak hyposignální je centrální a přechodová oblast. CaP se objeví jako hyposignální „ložisko“, uložené v homogenní periferní oblasti o vysoké intenzitě signálu. [7, 8]

#### Počítačová tomografie (CT)

Pomocí CT nelze CaP identifikovat od okolních struktur, kvůli nízké specifitě a senzitivitě. I přes špatnou rozlišovací schopnost měkkých tkání je možné zobrazit lymfatické uzliny a krevní řečiště. Pro tuto skutečnost se CT upřednostňuje před MRI, zohlední-li se finanční dostupnost a rychlost vyšetření. Obecně se však CT v diagnostice CaP příliš nepoužívá vzhledem k zbytečné radiční zátěži pacienta. Své uplatnění CT nalézá

v plánování samotné radioterapie, kdy je důležité zobrazení skeletu pro správnou verifikaci pozice pacienta. Pro lepší vizualizaci se aplikuje do konečníku a močového měchýře kontrastní náplň. V procesu plánování se volí 3-5 mm interval, ve kterém jsou zhotovovány CT řezy. [7, 9]

#### Hybridní spojení pozitronové emisní tomografie s výpočetní tomografií (PET/CT)

Jedná se o kombinaci dvou přístrojových modalit, jejichž tzv. „fúzí“ vzniká obraz anatomických struktur z CT a/s mapou akumulace radiofarmaka (RF). Vzhledem k vysoké metabolické aktivitě nádorových buněk dochází k nahromadění RF v maligních ložiscích. RF k vyšetření CaP jsou ta, která se účastní lipidového metabolismu po jejich aplikaci. Mezi ně patří:  $^{18}\text{F}$ - a  $^{11}\text{C}$ -cholin,  $^{11}\text{C}$ -methionin,  $^{18}\text{F}$ -fluorid (NaF). Důležitou složkou RF je právě cholin, jenž se účastní na tvorbě buněčných membrán. Jeho spotřeba roste s rostoucím metabolismem buněčných membrán při nádorovém růstu. [7, 9]

Do popředí se dostává radionuklid (RN)  $^{11}\text{C}$ . Jeho výhodou je minimální vylučování renální cestou, což je žádoucí kvůli blízkému uložení prostaty a močového měchýře. Z důvodu krátkého poločasu rozpadu je nutné okamžité naaplikování pacienta, a tudíž i přítomnost cyklotronu v blízkosti pracoviště. [7, 9]

#### Scintigrafie skeletu

Důležité je si uvědomit, že skelet je druhým nejčastějším orgánem postiženým metastázemi CaP. Scintigrafie skeletu patří mezi běžné a poměrně dostupné vyšetření s vysokou senzitivitou a nízkou specificitou. V praxi to znamená, že metoda detekuje sebemenší metabolickou aktivitu v kostní struktuře, avšak nelze ze vzniklých snímků určit, co je původcem těchto změn. Tudíž je třeba znát detailní anamnézu pacienta, aby bylo zabráněno záměně pozitivních ložisek za degenerativní změny či nezhojené zlomeniny. Pacientovi se aplikuje RF  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  značený fosfonát o aktivitě 550–700 MBq. Záporom scintigrafie je časová náročnost, kdy naaplikovaný pacient musí čekat 3–5 hodin, než se mu RF „vychytá“ ve skeletu. [7, 3]

## 2.3 Možnosti radioterapeutické léčby karcinomu prostaty

Úspěšnost léčby závisí na vhodně zvoleném léčebném plánu. Ten je ovlivněn hned několika faktory, které je třeba zohlednit. Mezi ně patří celkový stav pacienta (věk, přidružená onemocnění), předpokládaná doba života, závažnost příznaků onemocnění či jejich úplná absence, staging onemocnění – histopatologický grading (Gleason skóre), nuance hodnot hladiny PSA, klinické stadium (T – lokální rozsah onemocnění) - viz Tabulka 1. [4, 10]

Tabulka 1 Přehled prognostických skupin [4, 10]

<b>Rizikové skupiny</b>			
<b>Typ rizika</b>	<b>T</b>	<b>PSA</b>	<b>Gleasonovo skóre</b>
<b>Nízké riziko</b>	T1–T2a	< 10 ng/ml	< 7
<b>Střední riziko</b>	T1–T2b	10–20 ng/ml	= 7
	T2c	< 20 ng/ml	≤ 7
<b>Vysoké riziko</b>	T3–T4	> 20 ng/ml	> 8

Na základě zjištěných údajů je možné zařadit pacienta do prognostických skupin uvedených v Tabulce 1. Jednotlivé skupiny jsou rozděleny dle rizika okolního šíření a relapsu CaP. [10]

K dnešnímu dni jsou standardně používány tři postupy v aktivní léčbě časného (T1 – T2) CaP – zevní radioterapie, radikální prostatektomie, intersticiální brachyterapie. [11]

V rámci radioterapie se CaP vyznačuje poměrně atypickými radiobiologickými parametry, tudíž se doporučují jiná schémata radioterapeutické léčby, než je např. normofrakcionace. Pozitiva přináší hypofrakcionované režimy (snížení počtu frakcí), díky nimž je možné zvýšit úspěšnost a zmírnit toxicitu léčby. [12]

### 2.3.1 Léčba fotonovým svazkem

Jinak řečeno zevní radioterapie (EBRT – External Beam Radiotherapy) se natolik zdokonalila, že nyní dovoluje aplikaci vysoké dávky záření do zájmové oblasti. [13]

Do konce 80. let umožňovaly konvenční techniky (2D techniky) podání maximální dávky 70 Gy za vzniku akutní i pozdní toxicity. [13]

V roce 1987 tým univerzitních lékařů v Michiganu jako první použil konformní techniky radioterapie (3D-CRT; 3D techniky) v léčbě pacientů s lokalizovaným CaP. Následně se 3D techniky rozšířily do klinické praxe během 90. letech 20. století. Díky 3D-CRT se podařilo zvýšit možnou aplikovanou dávku záření, přesahující 70 resp. 72 Gy. Také se snížilo riziko vzniku akutní toxicity. Pokročilým vývojem se objevují další generace radioterapeutických technik, např. radioterapie s modulovanou intenzitou, radioterapie řízená obrazem aj. Porovná-li se radioterapie s modulovanou intenzitou s 3D-CRT, je patrný pokles rizika gastrointestinální toxicity. [13, 14]

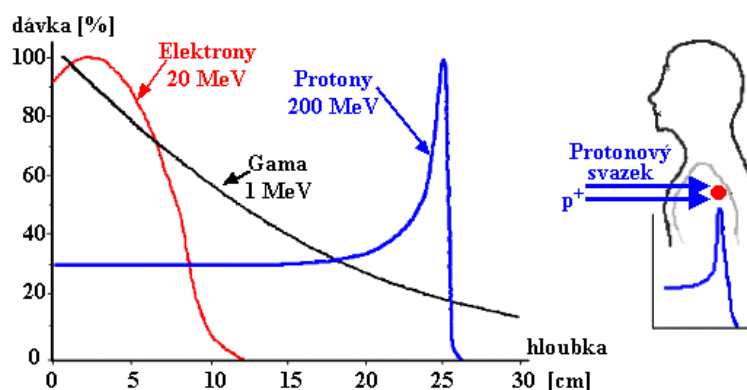
### **2.3.2 Léčba protonovým svazkem**

V roce 1946 Robert Wilson pronesl návrh o využití vysokoenergetických protonů v RT léčbě. Poté byl zahájen výzkum protonové léčby v pěti hlavních centrech sídlících ve Švédsku, USA, Rusku a Harvardu. Tzv. synchrotronem či cyklotronem je nazýván urychlovač nabitých částic, jenž slouží jako zdroj protonového svazku. [10, 13]

Při klasickém konvenčním ozáření fotonovými svazky je nejvíce energie předáno horním vrstvám epidermis. Exponenciální pokles dávky záření závisí na rostoucí hloubce tkání, kterou prochází. Oproti tomu fyzikální vlastnosti protonových svazků (o energii 200 MeV a vyšší) umožňují ozáření tumoru prostaty s nižším rizikem zatížení okolní tkáně. [10, 13]

Tato skutečnost je ovlivněna rychlým průchodem protonů tkání, kdy na počátku trajektorie je absorbovaná dávka minimální. V oblasti tzv. Braggova píku (viz Obrázek 1), těsně před maximálním doletem, je uvolněno 70 % energie protonu. Po dosažení maxima následuje strmý pokles dávky až na nulovou hodnotu, jelikož zpomalený proton interaguje s elektronem za vzniku molekuly vodíku. V praxi to znamená, že struktury ležící před maximem jsou ozářeny nižší dávkou radiace (30 % energie protonu) a ve tkáních za maximem se neuvolňuje téměř žádná energie. [10, 13]





Obrázek 1 Průběh hloubkových dávek v tkáni u jednotlivých typů záření [15]

Pro lepší zacílení zájmové oblasti se používají obdobné techniky, jako v 3D-CRT. Jedná se například o protonovou terapii s modulovanou intenzitou (IMPT). Nesporným kladem protonové léčby je precizní nastavení hloubky maxima do lůžka tumoru a minimální stranový rozptyl za vzniku sekundární ionizace. Protony vystupují z urychlovače (tzv. synchrotronu) v úzkém svazku o dané energii. Z důvodu přesného ozáření nádoru je nezbytné svazek upravit do požadovaného tvaru a rozšířit jej. Toho se dá docílit dvěma možnostmi: aktivní skenování a pasivní rozptyl. [10, 13]

Postupnou modernizací se dnes již u nových systémů využívá magnetické vychylování pomocí elektromagnetických čoček a skenování. Tzv. Pencil beam scanning, čili skenování pomocí úzce fokusovaných tužkových svazků protonů. Tato technika se mimo jiné využívá v léčbě CaP. [10, 13]

Dle NCCN guidelines není protonová léčba CaP doporučována pro rutinní léčebné použití. Prohlášení vydané v červnu roku 2015 americkou společností ASTRO a českou Společností radiační onkologie, biologie a fyziky taktéž nedoporučuje protonovou terapii CaP. Aby bylo zřejmé jasné postavení protonových svazků v léčbě CaP, jsou nezbytné další výzkumy a odborné randomizované studie. [10, 13, 16]

## 2.4 Toxicita léčby

Každá léčebná metoda s sebou nese vedlejší (nežádoucí) účinky. V radioterapii (RT) je velký důraz kladen na míru poškození zdravých tkání, jenž určuje kurabilitu zhoubného onemocnění. Pro odhad vzniku možných nežádoucích účinků je nutno brát v potaz několik faktorů: radiosenzitivitu orgánu/ů, uspořádání orgánů (sériové, paralelní), objem ozařované oblasti, frakcionační schéma aj. [17, 18]

Dle rychlosti nástupu vedlejších účinků rozlišujeme 2 druhy reakcí – akutní (časné) a chronické (pozdní). [17, 18]

### 2.4.1 Akutní toxicita

Akutní toxicita vzniká v průběhu léčby či po jejím ukončení, obvykle do 3 měsíců. Ve většině případů projevy samy odeznívají, ale mohou pozvolna přecházet do chronické toxicity. V RT tyto změny postihují vysoce radiosenzitivní tkáně (rychle se dělicí). Při ozařování CaP jsou nejvíce postiženy sliznice konečníku a močových cest. [17, 18]

### 2.4.2 Chronická toxicita

Chronické změny se objevují během několika měsíců i let po skončení RT, většinou do 2-3 let. Právě pozdní toxicita představuje jeden z největších problémů radikální RT CaP, který zhoršuje kvalitu života pacienta. Jedná se o radiační poškození cévních či vazivových struktur a následnou progresí fibrotických změn. Během těchto procesů vzniká např. jizvení na orgánech, vředové/á onemocnění, striktury, obstrukce atd. [17, 18]

Gastrointestinální toxicita je důsledkem radiační proktitidy (zánět sliznice konečníku). Projevuje se již během RT CaP průjmy, tenezmy a ve vážnějších případech i krvácením. Urinální toxicita je způsobena radiační cystitidou. Typickými příznaky jsou dysurie a polakisurie, ve výjimečných případech hematurie. Zřídka kdy se může objevit inkontinence moči i stolice. Impotence je často spojována s RT CaP, avšak odborníci uvádí až 50-60 % pacientů se zcela zachovanou sexuální funkcí. V rámci prevence vzniku toxicity je nutné vyprázdnění konečníku a dobré naplnění močového měchýře u každého pacienta před ozáření. [17, 18]

Sheets NC, Goldin GH, a kolektiv jsou americkými autory analytické studie, která porovnává účinky fotonové a protonové léčby. Výzkum se zaměřoval na stovky pacientů, kteří podstoupili léčbu v letech 2002-2007. Prokazatelné zvýšení gastrointestinální toxicity bylo u pacientů léčených protonovou terapií oproti fotonové terapii. V dalších aspektech výzkumu, například co se jiných toxicit týče, byly výsledky obou modalit relativně rovnocenné. [19, 20] Výzkum zaměřený na tuto problematiku probíhal i v Masarykově onkologickém ústavě v Brně pod záštitou prof. MUDr. Pavla Šlumpy, CSc., jež taktéž neprokázal významný benefit protonové léčby vůči fotonové. [21] Část odborníků se s výsledky zmiňovaných studií ztotožňuje a někteří je naopak razantně odmítají. Dle údajů Protonového centra je nyní třikrát nižší riziko vzniku nežádoucích účinků v léčbě protony. Dne 27. 10. 2017 byly zveřejněny výsledky pětiletého výzkumu, kde z 493 pacientů s CaP v kurabilní fázi bylo vyléčeno 98 % a nežádoucí účinky se objevily ve zbylých 2 %. [22]

### **2.4.3 Kritické orgány**

Pro kritické orgány se v RT používá značka OAR pocházející z anglického spojení „Organs at risk“. Jedná se o zdravé tkáně, které by během RT mohly být poškozeny. Abychom je ušetřili před vysokou dávkou, musíme přizpůsobit léčbu pomocí plánování, např. minimalizace ozařovacího objemu OAR, velikost předepsané dávky a počet ozařovacích polí. [4]

#### **Přehled limitujících dávek OAR v RT CaP:**

- limit pro močový měchýř je dávka 70 Gy do maximálního objemu 35 %;
- rektum – 70 Gy do max. objemu 25 %;
- hlavice femuru – 50 Gy do max. objemu 5 %. [4]

## **2.5 Verifikace a nastavení ozařovací polohy**

Pojem verifikace lze v radioterapeutickém procesu vysvětlit jako ověření správného nastavení pacienta, včetně kontroly izocentra (tj. ohnisko – průsečík svazku záření), při samotném ozáření.

### 2.5.1 Verifikační systémy

Verifikační systémy umožňují vzájemné spojení jednotlivých prvků ozařovacího procesu a s tím související přenos dat. Jedná se o softwarové propojení plánovacího systému, simulátoru, lineárního urychlovače (LU), popřípadě dalších doplňkových jednotek (systém pro in-vivo dozimetrii). Součástí nejmodernějších radioterapeutických přístrojů, pro ověření polohy pacienta, bývají tyto kilovoltážní (kV) zobrazovací systémy: OBI (On Board Imaging) u firmy Varian Medical Systems, XVI (X-ray Volumetric Imaging System) u firmy Elekta, RPM (Respiratory Gating). Často je verifikační systém součástí softwaru, pomocí kterého ovládáme ozařovač nebo jako přídavné externí zařízení. [23, 24]

Před zahájením léčby jsou u každého pacienta zadány identifikační údaje a ozařovací předpisy. Do verifikačního systému jsou ze simulátoru ukládány parametry polí a dále přeposílány do ozařovače. K transportu dat do ozařovače dochází i z plánovacího systému, který zasílá údaje o dávce, modifikátorech svazku záření apod. Dle informací z verifikačního systému je ozařovač schopen nastavit parametry pro konkrétního pacienta. Většina parametrů je striktně daná, ale například u výšky stolu se přihlíží k jisté toleranci v nastavení. Samotné ozáření lze provést, jestliže jsou veškeré parametry shodné či v tolerančních mezích. [4, 10, 25]

Z toho vyplývá, že hlavní funkcí verifikačního systému je zajištění bezpečnosti provozu a kvality radioterapeutického procesu. Ale i další doplňková funkce – zálohování a zpracování obrazů/snímků. [4, 10, 25]

S rozvojem nových radioterapeutických technik se zvyšuje důraz na přesnou ozařovací polohu pacienta a s tím související dokonalé lokalizování cílového objemu. K získání informací o správné pozici pacienta na ozařovači, je nutné z několika polí provést snímky, tzv. verifikační snímky. U starších přístrojů, jako např. kobaltové ozařovače, vznikají na speciálních filmech kobaltogramy. Vzácně lze snímkovat na LU, ale vzniklé obrazy mají nízkou kvalitu. Pokrokem ve verifikaci bylo připojení elektronického portálového zobrazovacího systému (EPID – Elektronick Portal Imaging/Image Device) k LU. Na gantry LU jsou umístěny flat panel detektory obsahující amorfni křemík. Pacient je nastaven do ozařovací pozice a vzniklé snímky se porovnávají s tzv. digitálně rekonstruovaným rentgenovým snímkem (DRR – Digitally Reconstructed Radiograph) získaným

z plánovacího CT. Hodnocení snímků se provádí buď pouhým okem, nebo pomocí softwaru, který dokáže vyhodnotit posuny kostních struktur. [4, 25, 26, 27]

### **2.5.2 Radioterapie s modulovanou intenzitou**

IMRT (Intensity Modulated Radiation Therapy) neboli radioterapie s modulovanou intenzitou. Jedná se o výslednou formu 3D-CRT, vzniklou pokročilým vývojem. Schopnost, která IMRT odlišuje například od 3D-CRT, je tvarování svazku záření se současnou modulací průtoku záření napříč svazkem. To mimo jiné umožňuje speciální vícelamelový kolimátor (MLC – Multi Leaf Collimator). Docílí se tak konformního ozáření cílového objemu, což napomůže k lepšímu šetření zdravých tkání i v těsné blízkosti konkavit PTV (Planning Target Volume). Jelikož mimo zájmovou oblast dochází k strmému poklesu dávky, je důležitá verifikace, lokalizace pacienta a kontrola nepřesností. [4, 23, 25, 26, 28, 29]

Modulace fluence záření je jednou z vlastností IMRT, díky níž se využívá tzv. SIB (simultánní integrovaný boost). SIB je používán tehdy, kdy je třeba navýšit dávku v menším objemu za současného ozařování dalších struktur. Při CaP se SIB technikou ozařuje určitá oblast, včetně spádových lymfatických uzlin, a pouze na lůžko tumoru se navýší dávka. Je to z toho důvodu, že se v tomto místě předpokládá nejvyšší pravděpodobnost rizika recidivy. [30]

Další odlišností IMRT (od 3D – CRT) je vlastní tvorba ozařovacího plánu, tzv. inverzní plánování. Na počátku plánování se musí stanovit požadavky na rozložení dávky v cílovém objemu a na rizikových orgánech (při CaP: močový měchýř, rektum). Lze také definovat místa s maximální či minimální dávkou, ale i určit pro jednotlivé cílové struktury koeficient priority. Následně plánovací systém provede výpočet rozložení dávky. Systém pomocí počítačového algoritmu rozčlení svazek záření na dílčí pixely, v nichž opakovaně mění intenzitu. Úkolem je najít takovou prostorovou distribuci dávky, která co nejvíce odpovídá zadaným požadavkům (tzv. optimalizační proces). I přes větší možnosti optimalizace ozařovacího plánu v porovnání s konvenčním plánováním, záleží rovněž na zkušenostech lékaře či fyzika. [4, 23, 25, 26, 28, 29]

IMRT technika se používá zejména u cílových objemů konkávního tvaru, jak je již zmíněno výše. Typickým příkladem dorzálně konkávního orgánu je prostata (semenné vajíčko, sulcus). V místě konkavity orgánu se nachází rektum. Právě problematika léčby CaP metodou

IMRT je často podrobována studii. Jedna z mnoha studií zkoumala soubor 772 pacientů s CaP léčených IMRT technikou. Zkoumaly se účinky dávek 81,0 Gy a 86,4 Gy, které pacienti obdrželi. Studie prokázala, že pravděpodobnost tříletého přežití po léčbě pro střední riziko je 86 %. Další série výzkumů, která analyzovala klinické výsledky IMRT, prokázala snížení výskytu 10leté gastrointestinální toxicity vyšších stupňů z 13 % na 5 %. Taktéž IMRT CaP redukuje riziko chronické rektální toxicity ve srovnání s 3D-CRT. [4, 23, 25, 26, 28, 29]

VMAT technika (Volumetric Modulated Arc Therapy) je formou IMRT, která se taktéž nazývá objemově modulovaná RT kyvem. Princip modulace fluence záření spočívá v rotaci gantry LU a dynamickém posuvu lamel MLC (tzv. jaw tracking). [30]

### **2.5.3 Radioterapie řízená obrazem**

IGRT (Image Guided Radiation Therapy) je zkratkou pro radioterapii řízenou obrazem. Jde o metodu, jejímž největším přínosem v RT je zvýšení kvality a bezpečnosti léčby dosavadních moderních radioterapeutických technik. Z toho důvodu ji nelze považovat za samostatnou ozařovací techniku. IGRT pravidelným snímkováním v průběhu ozáření zajišťuje neustálou kontrolu polohy pacienta, zda nedochází k významným odchylkám. Což umožňuje sledování zájmové oblasti a s tím související přesné zaměření svazku záření. Čím přesnější radioterapeutická léčba je, tím více se mohou redukovat bezpečnostní lemy. [30, 31]

Časté faktory ovlivňující nepřesnosti v nastavení jsou například váhový úbytek, respirační pohyby, odlišný svalový tonus i chybné nastavení RA. Konkrétně u CaP vznikají odchylky vlivem proměnlivých distenzí rekta a močového měchýře, které odtlačují prostatu. Některé zdroje uvádějí, že součet těchto dílčích chyb může vést až k 1–2 cm odchylkám od původního plánu ozáření. [31]

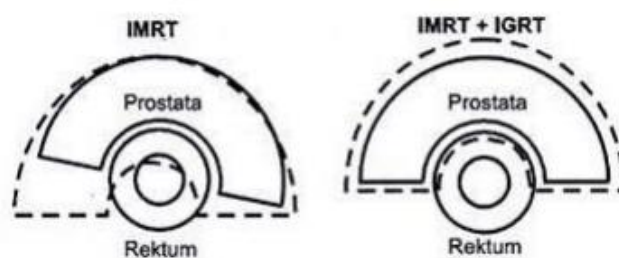
IGRT metody jsou v klinické praxi od 90. let, přičemž probíhá jejich stálý vývoj. První nejčastěji využívanou IGRT metodou v léčbě CaP je portálové snímkování (EPID). EPID využívá ke vzniku obrazu megavoltové (MV) fotony z terapeutického paprsku. Po nastavení pacienta se dle potřeby zhotoví snímky ze dvou odlišných úhlů (2D – ortogonální snímky). Vzniklý aktuální snímek se následně hodnotí v porovnání s referenčním obrazem (DRR). Díky portálovému snímkování je možné porovnávat odchylky kostěných struktur i implantovaných značek (např. Au zrna). Toto MV zobrazení neposkytuje dostatečně vysokou kvalitu obrazu, která je pro klinickou praxi žádoucí. Využívá se pouze k přibližné orientaci

při srovnávání kostěných struktur. Zaznamenané odchylky ve 3 osách je možné odstranit pomocí manuálních či automatických posunů ozařovacího stolu. [12, 31]

**Kilovoltážní (kV) zobrazení** má obdobnou funkci jako EPID. Ale ve srovnání s portálovým snímkováním nabízí vyšší kvalitu obrazu, která odpovídá snímkům určeným k diagnostickým účelům. Tvoří jej dvě výsuvná protilehlá ramena na gantry LU, umístěná v úhlu 90° a 270° vůči hlavici ozařovače. Na jednom rameni je připevněn detektor a na druhém diagnostická rentgenka. Na základě vlastností kV zobrazení je možné lépe hodnotit skelet a např. Au zrna. V závislosti na výrobci jsou systémy pro kV zobrazení rozdílně označovány. [32]

Dalším typem IGRT je **kilovoltážní cone-beam CT (kV CBCT)**, vycházející z předešlého kV zobrazení a jeho technického zařízení. Liší se tím, že v průběhu jedné rotace gantry (o 360°) probíhá snímkování v sériích, které je spuštěno v pravidelných časových intervalech. Náběr dat řezů z několika projekcí je během několika desítek vteřin. Výsledkem jsou až stovky projekcí, z kterých je rekonstruován trojrozměrný CT obraz. Benefitem kV CBCT je dostatečně vysoká kvalita obrazu, umožňující bezpečné rozeznání orgánů a zobrazení měkkých tkání, např. rektum, prostata, močový měchýř. [12, 25, 26, 30, 33, 34]

K verifikaci nastavení pacienta v léčbě CaP lze použít i méně obvyklé formy IGRT. Jedná se například o zobrazení s využitím ultrazvuku (UZ) (BAT – B-mode Acquisition and Targeting). [12, 26]



Obrázek 2 Schématické znázornění využití IGRT při IMRT technice [10]

### 2.5.3.1 Zlatá zrna

Jak bylo výše zmíněno, častokrát dochází ke změnám uložení prostaty, což může vést k horším klinickým výsledkům. Podle zakreslených značek na kůži a kostěných struktur se pacient každodenně umisťuje do ozařovací polohy. Tento způsob nastavení však není zcela přesný. Technika implantovaných Au markerů (zlatých zrn), podle mnohých odborných zdrojů jednoznačně zvýšila efektivnost. Z různých důvodů se však ne vždy tato technika používá v běžné klinické praxi. Pod ultrasonografickou kontrolou se intersticiálně zavádí 2 až 3 zlatá zrna do prostaty. Na RTG snímcích či CT obrazu jsou tato zlatá zrna dobře rozeznatelná a umožňují nalézt změnu umístění žlázy ve třech rovinách. Obvykle se kontrola a lokalizace kontrastních markerů provádí denně. Z důvodu chybného ozáření se musí vzniklá odchylka minimalizovat upravením polohy izocentra, buď manuálně či pomocí softwaru. [31, 35]

## 2.6 Cone – beam CT

Zkratka CBCT je označením pro Cone Beam Computed Tomography. Jedná se o techniku zobrazení, která umožňuje zvýšení přesnosti radioterapeutické léčby. Výsledný CT obraz, vzniklý počítačovou rekonstrukcí, se porovnává s referenčními snímky. Na základě toho jde určit přesnou anatomickou pozici pacienta. Používá se nejen k verifikaci izocentra, ale i k ověření správné přípravy pacienta. Tím je myšleno dostatečné naplnění močového měchýře a správné vyprázdnění konečníku. Velkým kladem je minimální manipulace s pacientem, jelikož CBCT probíhá ve stejné poloze, jako následné ozařování. [36]

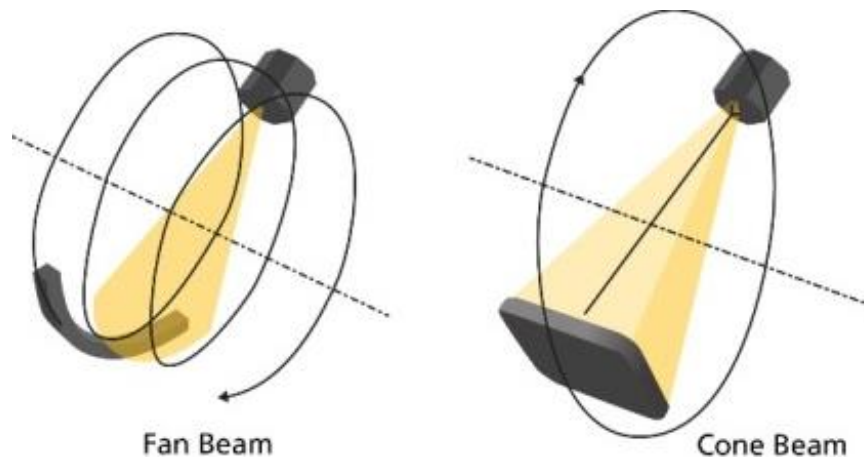
### 2.6.1 Porovnání CBCT s CT

CBCT má s tradičním medicínským CT (MSCT – Multi Slice CT) jistou podobnost, jak již název napovídá. Jedná se především o náběr dat, kdy se primárně zájmová oblast skenuje v axiální rovině. Naopak mezi klasickým CT a CBCT je mnoho zásadních rozdílů, např. počet rotací, tvar svazku i detektorů. [37]

CT využívá RTG paprsek vějířovitého tvaru (tzv. Fan Beam) a poměrně úzké detektory, které jsou seřazeny do oblouku v několika řadách. CBCT má oproti tomu čtvercové či obdélníkové flat panel detektory a RTG svazek ve tvaru kužele (tzv. Cone Beam). Další odlišností je již zmiňovaný náběr dat. Tzv. volumetrický náběr dat CBCT probíhá během jedné či neúplné rotace, běžně 220° i 180°. Tento způsob skenování je



umožněn velkou plochou detektoru a širším paprskem v podélné ose oproti klasickému CT. Což znamená, že se nenabírají data pro jednotlivé řezy, ale formou „klínu“. Z flat panel detektoru o velikosti 40 x 40 cm lze zrekonstruovat objem 25 x 25x 18 cm. Celková doba skenování je 3–20 s. Z důvodu minimální mechanické a časové náročnosti je CBCT využíváno v IGRT technice. U CBCT je důležitá i závislost výsledné dávky na úhlu skenování ovlivněné druhem orgánů, jež jsou v blízkosti průchodu RTG svazku. [37]



Obrázek 3 Tvar RTG svazků pro CT a CBCT [38]

## 2.6.2 Rekonstrukce CBCT obrazu

Feldkamp rekonstrukce, jinak řečeno volumetrická filtrovaná zpětná rekonstrukce, je nutný algoritmus ke vzniku CBCT 3D obrazů. Rekonstrukce probíhá ve směru primárního RTG svazku, který je zpětně projektován do mnoha řezů. Literatura uvádí, že rekonstrukční jádra (v angličtině kernel) algoritmického filtru se využívají v konvoluci (filtrování) na data vzniklá před zpětnou projekcí. [39] Jsou tedy kompromisem mezi šumem obrazu a prostorovým rozlišením. Rekonstrukce a její kvalita závisí na divergenci svazku tedy z jak velkého objemu jsou nabírána data po směru osy Z. Právě v ose Z je extrémní zmnožení detektorových pásů, přibližně 256 až 320 řad. [40] Většinou je úhel rozevření svazku v intervalu 0° až 20°. Se zvětšující se vzdáleností rekonstruované roviny od centrální roviny ve směru osy Z, je vysoká pravděpodobnost vzniku artefaktů. Například při snímání oblasti pánve se mohou na snímcích objevovat artefakty z periferních oblastí. [37, 39]

### 2.6.3 kV a MV CBCT

Vzhledem k tomu, že je možné použít fotony o různých energiích, rozděluje se CBCT na dva typy: kV (kilovoltážní) a MV (megavoltážní) CBCT. [36] Jak název napovídá, součástí MV CBCT je radioterapeutický LU, urychlující fotony v řádech MeV (mega-elektronvoltů). Důležité je zmínit, že dávka nutná pro vznik snímků je nižší než dávka léčebná. Přibližné rozmezí dávky u MV CBCT je od 1,2 do 0,5 Gy. [41] Z konstrukčního hlediska se skládá z RT LU a výsuvného ramene nesoucího flat panel detektor. Plošný detektor musí být určený pro vyšší energie, aby mohl zachytit 2D obrazy v několika úhlech. Z 2D portálových snímků vznikají rekonstrukcí 3D obrazy anatomických struktur. K náběru dat je většinou dostatečný 200° úhel otočení gantry. Z časového hlediska trvá samotná akvizice pár desítek minut a proces rekonstrukce do 2 minut. Druhým typem je kV CBCT. Oproti MV CBCT je kV CBCT vybaveno rentgenkou s přídatným vysokofrekvenčním generátorem, pracujícím s napětím cca 50–150 kV. Bližší popis kV CBCT je uveden výše, viz kapitola: Radioterapie řízená obrazem. [32]

### 2.6.4 Výhody a nevýhody CBCT

Značnou výhodou CBCT je krátká doba akvizice potřebných dat. Dalším kladem je možnost zachycení relativně rozsáhlé zájmové oblasti. Jako názorný příklad lze uvést zobrazení pánve u kV CBCT. Maximální velikost zobrazovaného pole (FOV – Field Of View) pro CBCT minimálně: 27 cm (ve směru kolmém k ose rotace ramene LU) x 16 cm (ve směru rovnoběžném s osou rotace ramene LU). Na základě výsledného zrekonstruovaného 3D obrazu a následném porovnání s referenčními snímky, je možné provést okamžitou úpravu ozařovací polohy pacienta. Korekce závisí na typu ozařovače, vybavení, popřípadě zvyklostech pracoviště. Nejvíce využívanou metodou je automatické porovnání, kdy RA vyberou patřičný algoritmus a software sám vyhodnotí odchylky nepřesného nastavení. Většinou se porovnávají tkáně s vysokou denzitou, tudíž kostěné struktury nebo implantové Au markery. Další metodou je manuální porovnání, ve kterém RA vyhodnocuje odchylky ve třech rovinách. [27, 37]

Nevýhodou CBCT je podstatně nižší kvalita obrazu v porovnání se snímky z klasického CT, referenčními obrazy. Kvalita je ovlivněna horším prostorovým rozlišením a rozlišením kontrastu flat panel detektoru u CBCT. I přesto je možné, byť orientačně, rozeznávat měkké struktury. Dalším negativem je radiační zátěž pacienta, která se při užití CBCT zvyšuje. [27, 37]

## 2.7 Ozařovací poloha a fixace pacienta

Fixace pacienta hraje významnou roli ve správném provedení radioterapeutické léčby s její maximální úspěšností. Záměrem je nastavení pacienta do takové ozařovací polohy, která je co nejpřesnější, pohodlná, stabilní a co nejsnadněji reprodukovatelná. Tato příprava zpravidla probíhá na simulátoru. Je nutné brát ohledy na zdravotní stav pacienta a ozařovací čas. V případě CaP je pacient obvykle zářen v supinační poloze (poloha na zádech). [10, 42, 43]

### 2.7.1 Druhy fixačních pomůcek

Na základě umístění ozařované oblasti se volí druh polohovacích a fixačních pomůcek. Polohovací pomůcky (klíny, válce, polštářky) by z hygienických důvodů měly mít lehce omyvatelný povrch. Důraz je taktéž kladen na materiál fixačních pomůcek, který by neměl ve velké míře absorbovat záření. U CaP, tedy oblast pánve, se používají termoplastické masky (Pelvicast), vakuové podložky, nastavitelné karbonové podložky (upnutí Pelvicastů), podložení dolních končetin polohovacími válci či pevná fixace kotníků. Příkladem tzv. individuální pomůcky je termoplastická maska. Po vložení do vodní lázně (60–70 °C) se přikládá na tělo pacienta, upíná k podložce a po dokonalém přilnutí se nechává ztuhnout. Následně je označena identifikačním štítkem pacienta. Veškerá individuální nastavení a seznam použitých pomůcek se zapisuje do dokumentace pacienta. [42, 43]

### 2.7.2 Možnosti posunů ozařovacího stolu

Součástí každého LU je i ozařovací stůl, jež musí taktéž splňovat přísná kritéria. Jedním z mnoha požadavků je minimální nosnost 200 kg, minimální plocha desky stolu: cca délka 210 cm a šířka 50 cm, povrchová úprava pro snadnou omyvatelnost, homogenní materiál desky vhodný pro určitou metodu (IGRT) aj. [44, 45]

Nejdůležitější funkcí ozařovacího stolu je vykonávat základní pohyby v určitém rozsahu a požadovaném směru. Dle výrobce, účelu ale i stáří stolu jsou možnosti translačních pohybů proměnlivé. Součástí technologicky vyspělých LU jsou stoly polohovatelné v 6 směrech. 3 základní posuvné pohyby: LAT – laterální (příčný), LNG – longitudinální

(podélný), VRT – vertikální (výškový) a 3 rotační pohyby: isocentrická rotace, laterální náklon a longitudinální náklon desky stolu. [44, 45]



Obrázek 4 Ovládací panel ozařovacího stolu (firmy Varian) ve Fakultní nemocnici Motol (vlastní zdroj)

## **3 CÍL PRÁCE A HYPOTÉZA**

### **3.1 Cíl**

Cílem mé bakalářské práce je komparace přípravné fáze ozařování karcinomu prostaty s cílem určit optimální postup při reprodukovatelnosti ozařovací polohy a verifikaci izocentra.

### **3.2 Předpokládaná hypotéza**

V zevní radioterapii CaP závisí reprodukovatelnost ozařovací polohy pacientů, a s tím související odchylky nastavení, na použití konkrétních fixačních pomůcek.

## 4 METODIKA

### 4.1 Charakteristika zkoumaných souborů

Při psaní tématu jsem čerpala z odborné literatury jak tuzemské, tak zahraniční. Aby bylo téma aktuální, využívala jsem i informace z ověřených internetových zdrojů. Mnoho užitečných postřehů a rad jsem získala v rámci konzultací na odborných pracovištích. Na základě získaných poznatků z těchto informačních pramenů jsem nastínila problematiku týkající se CaP. Dále jsem uváděla věcná a spolu související fakta o diagnostice, možnostech léčby, toxicitě až po samotnou verifikaci a nastavení ozařovací polohy.

Předem jsem si zvolila více pracovišť, ale v některých zdravotnických zařízeních z důvodu složité a zdlouhavé administrativy spojené s žádostí o získání informací v rámci bakalářské práce nebylo možné výzkumný záměr uskutečnit. Ve své práci jsem se zaměřila zejména na přípravnou fázi při ozařování CaP u pacientů, kteří podstoupili léčbu na:

- Onkologickém oddělení Krajská zdravotní, a.s. – Nemocnice Chomutov, o.z.;
- Radiační onkologii Krajské nemocnice Liberec, a.s.;
- Onkologické klinice 2. Lékařské fakulty UK a Fakultní nemocnice v Motole (FNM);
- Proton Therapy Center Czech, s.r.o. (PTC).

Každé pracoviště disponuje rozdílným technickým vybavením a upřednostňuje jiné fixační pomůcky, díky čemuž dochází k odlišnostem v přípravných postupech.

Osobně jsem navštívila zmiňovaná oddělení po dohodě s tamními primáři či vrchními radiologickými asistenty. Na většině pracovištích jsem strávila přibližně celý den, v případě PTC jsem docházela na konzultace pravidelně. Během návštěv jsem byla aktivně zapojena do celého přípravného procesu a zaznamenávala jsem si poznatky. Z důvodu možného porušení etického kodexu jsem v práci nezpracovávala žádné materiály, které by umožnily případnou identifikaci pacientů.

## 4.2 Metodika zpracování získaných dat

V rámci kvantitativního výzkumu jsem vyhodnotila odchylky nastavení pacientů, u kterých byly použity různé fixační pomůcky. Na každém pracovišti jsem si náhodně vybrala 10 pacientů, kteří ukončili léčbu v prvních měsících roku 2018. Některá data jsem si pod dohledem sama vyhledávala v interních systémech. Dalším krokem bylo popsání přípravné fáze se záměrem poukázat na rozmanitost zpracovaného tématu. Jelikož jsem během návštěv byla aktivně zapojena do celého přípravného procesu a mohla jsem si zaznamenávat získané poznatky, většina údajů pochází právě z mého subjektivního pozorování chodu pracoviště.

Získaná data odchylek nastavení jsem retrospektivně zpracovala kvantitativním způsobem u celého souboru pacientů, kteří podstoupili léčbu CaP na zvolených 4 pracovištích. Celkem jsem vyhodnotila data u 40 pacientů. Počet frakcí se pohyboval v rozmezí 25–35, v závislosti na léčené diagnóze. V případě PTC u časných stadií CaP léčba trvá 5 dní u ostatních pacientů s CaP pak 21 dní.

Odchylky nastavení, které jsou prezentovány v kapitole Výsledky, jsou ve třech osách: LAT (laterální), VRT (vertikální), LNG (longitudinální). V případě PTC jsou zpracovány i tři centra rotace: ROT, PITCH a ROLL, které jsou proměnné jen tehdy, když je pacient nastaven na kostěné struktury. Hodnoty pro tři základní směry jsou udávány v jednotkách centimetrů „cm“ a hodnoty pro tři centra rotace jsou zadány ve stupních „°“.

Pro všechny druhy posunů jsem vypočítala průměrnou odchylku, maximální odchylku v absolutní hodnotě, medián a směrodatnou odchylku výběru. Dále jsem si určila tři intervaly  $\langle 0;0,3 \rangle$ ,  $\langle 0,3;0,5 \rangle$  a  $\langle 0,5;\infty \rangle$ , ve kterých byla vypočtena četnost odchylek absolutních hodnot.

- $\langle 0;0,3 \rangle$  – hodnoty odchylek  $<0,3$  cm
- $\langle 0,3;0,5 \rangle$  –  $0,3$  cm  $\leq$  hodnoty odchylek  $<0,5$  cm
- $\langle 0,5;\infty \rangle$  – hodnoty odchylek  $\geq 0,5$  cm

Aby byla možná komparace jednotlivých pracovišť (toleranční limity se liší), aplikovala jsem tyto intervaly v rámci všech tabulek s četnostmi.

V případě PTC a FN Motol jsem srovnávala odchylky nastavení jak na základě korekcí na kosti, tak na zavedená zlatá zrna. Většina dat byla vyhodnocena „on-line“. Radiologičtí asistenti zaznamenávají hodnoty odchylek při každém nastavení, ve všech možných směrech, do tabulky či ozařovacího plánu (dle zvyklostí pracoviště). Ve FN Motol byly korekce na kosti provedeny v programu Offline Review a to po ukončení ozařovacího cyklu.

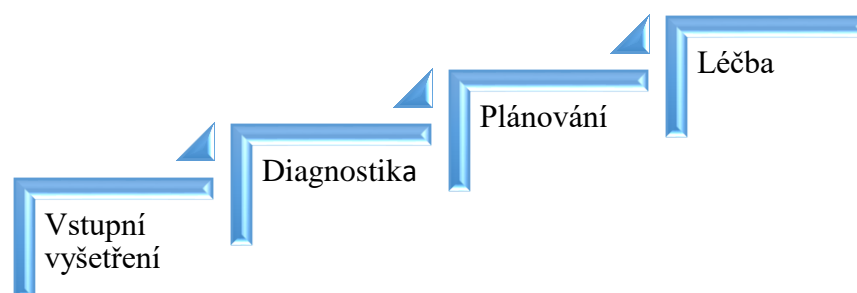
Data jsem zpracovala v programu Microsoft Excel. Pro lepší přehlednost a orientaci jsem vytvořila přehledné tabulky a grafy, které jsou uvedeny dále v kapitole Výsledky.



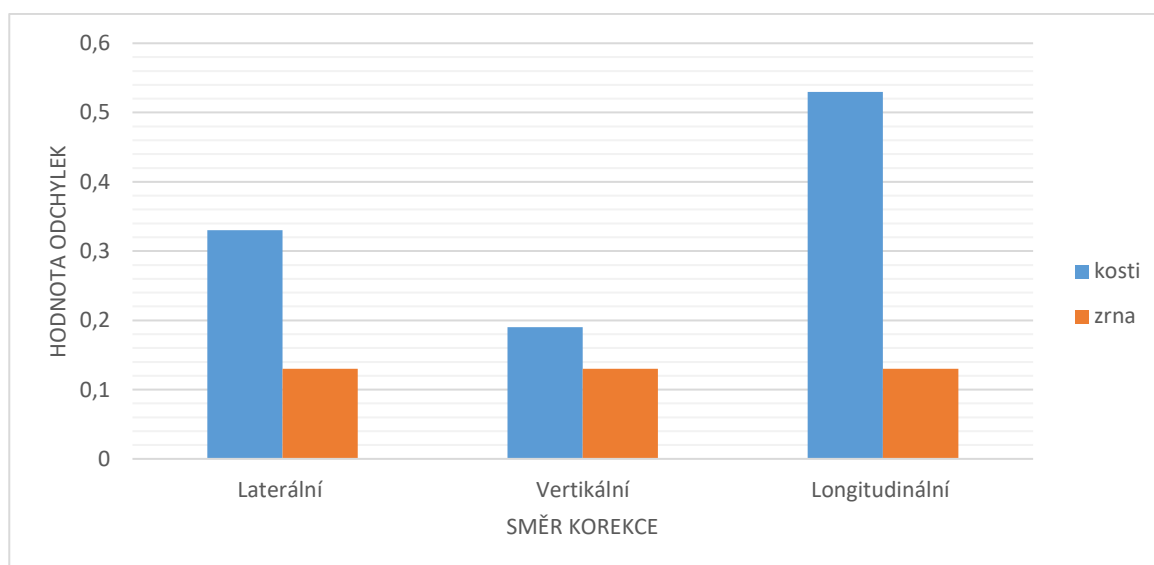
## 5 VÝSLEDKY

### Proton Therapy Center Czech, s.r.o.

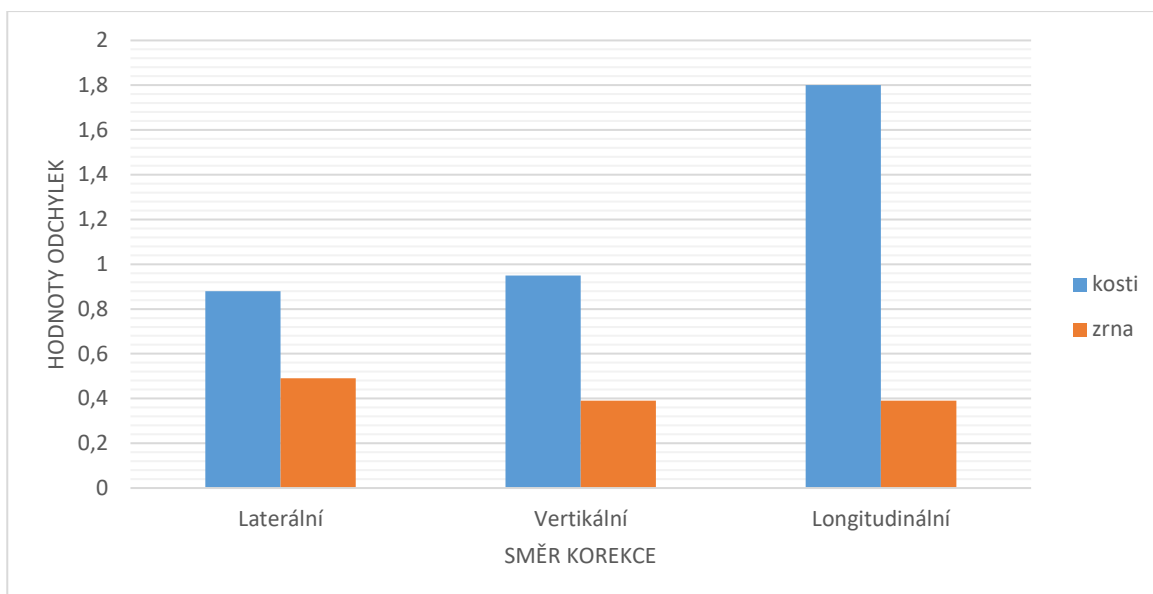
PTC je klinické centrum, které se řadí mezi nejmodernější zdravotnická zařízení v ČR. Léčba onkologických pacientů je prováděna ambulantně. Jednou z mnoha léčených diagnóz na tomto pracovišti je právě CaP. Vzhledem k tomu, že se jedná o jediné pracoviště protonové léčby v naší republice, jsou zde drobné rozdíly v přípravné fázi.



### Výsledky odchylek nastavení pacientů



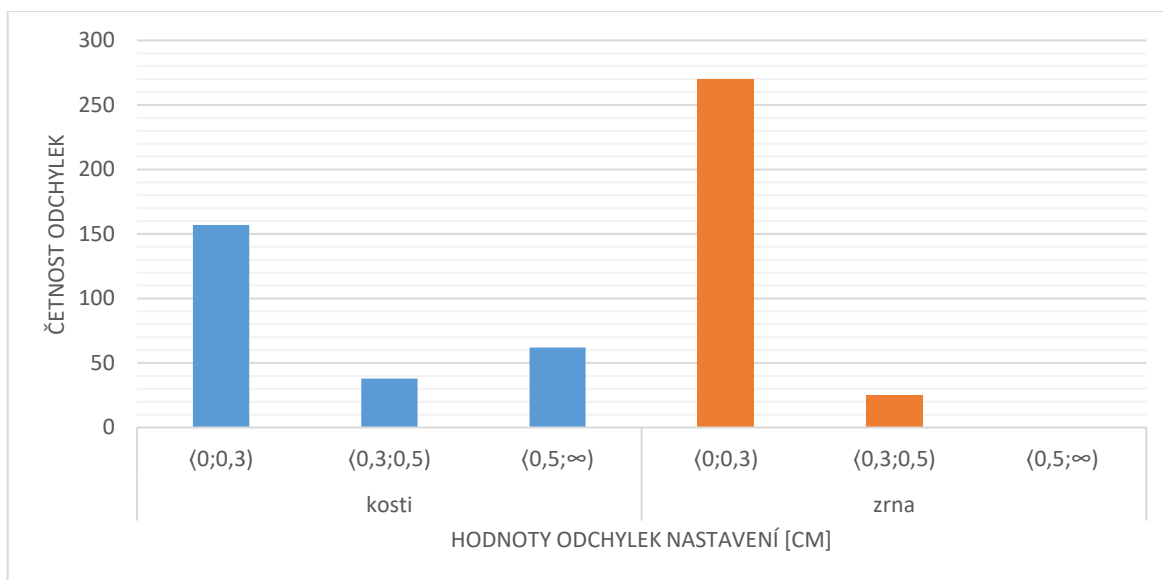
Obrázek 5 Graf průměrných odchylek nastavení pacientů ve 3 směrech při nastavení na kosti či na zrna.



Obrázek 6 Graf porovnání maximálních hodnot odchylek při nastavení ve 3 směrech na kosti nebo na zrna

Tabulka 2 Přehled průměrných odchylek absolutních hodnot, směrodatných odchylek výběru, mediánu a maximálních hodnot odchylek ve směrech LAT, VRT, LNG, získané registrací obrazů na kosti a na zrna.

Registrace obrazů		Průměrná odchylka (cm)	Směrodatná odchylka	Medián (cm)	Maximální odchylka (cm)
<b>Na kosti</b>	Laterální	0,33	0,23	0,26	0,88
	Vertikální	0,19	0,20	0,12	0,95
	Longitudinální	0,53	0,62	0,29	1,80
<b>Na zrna</b>	Laterální	0,13	0,13	0,11	0,49
	Vertikální	0,13	0,11	0,12	0,39
	Longitudinální	0,13	0,09	0,12	0,39



Obrázek 7 Graf četností odchylek při nastavení pacientů ve 3 směrech při registraci obrazů na kosti a na zrna.

Tabulka 3 Četnosti odchylek při nastavení na kosti nebo na zrna.

Registrace obrazů		Absolutní četnost	Relativní četnost
Na kosti	$\langle 0;0,3 \rangle$	157	61,10 %
	$\langle 0,3;0,5 \rangle$	38	14,78 %
	$\langle 0,5;\infty \rangle$	62	24,12 %
Na zrna	$\langle 0;0,3 \rangle$	270	91,53 %
	$\langle 0,3;0,5 \rangle$	25	8,47 %
	$\langle 0,5;\infty \rangle$	0	0,00 %

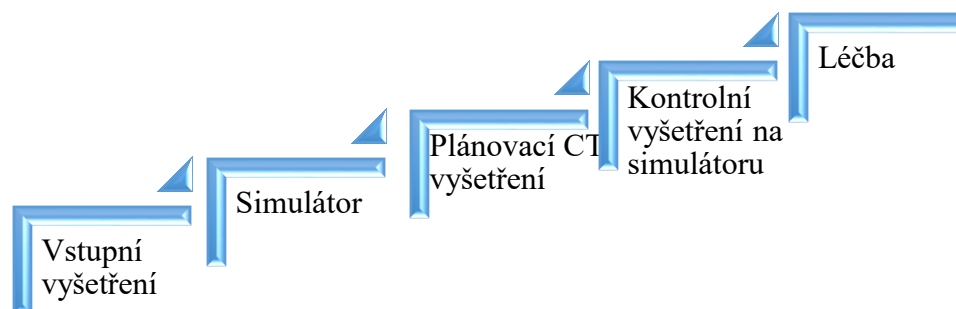
Celkový počet korekcí při registraci obrazů na kosti je 257 a na zrna je 295 ve 3 směrech. Největší rozdíl je patrný v prvním intervalu  $(0; 0,3)$ , kdy při nastavení na kostěné struktury je relativní četnost odchylek 61,10 % a na zrna 91,53 %. Poslední interval  $(0,5; \infty)$  se taktéž liší. Relativní odchylka při nastavení na kosti je 24,12 % a na zrna 0,00 %.

Tabulka 4 Přehled průměrných odchylek absolutních hodnot, směrodatných odchylek výběru, mediánu a maximálních hodnot odchylek, které jsou zpracovány pro tři rotační směry korekcí.

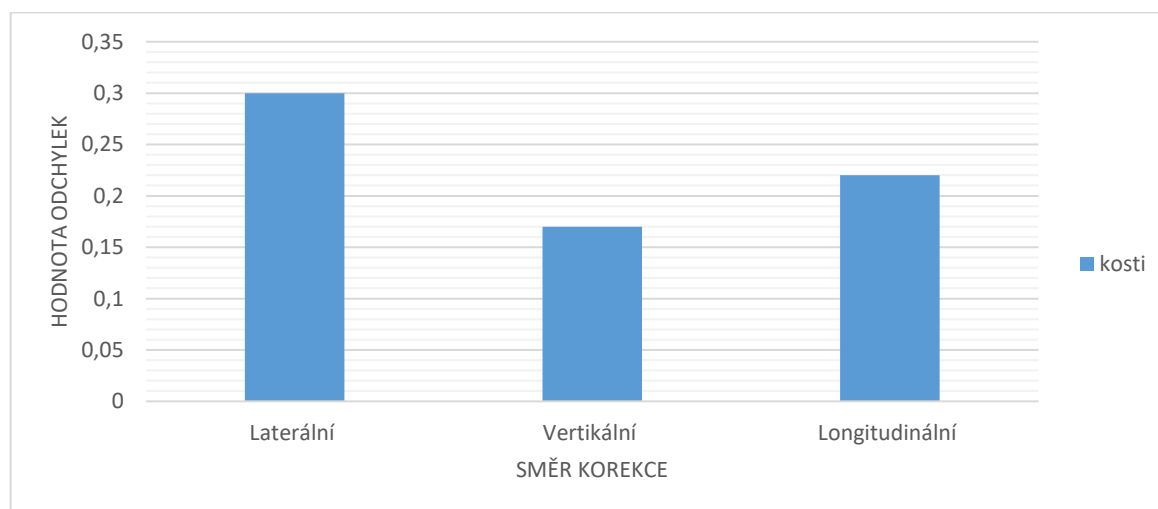
<b>Registrace obrazů na kosti</b>	<b>Průměrná odchylka (°)</b>	<b>Směrodatná odchylka</b>	<b>Medián (°)</b>	<b>Maximální odchylka (°)</b>
<b>ROT</b>	0,76	0,63	0,61	4,44
<b>PITCH</b>	1,06	0,96	0,77	4,25
<b>ROLL</b>	0,92	0,52	0,99	2,01

## Radiační onkologie Krajské nemocnice Liberec, a.s.

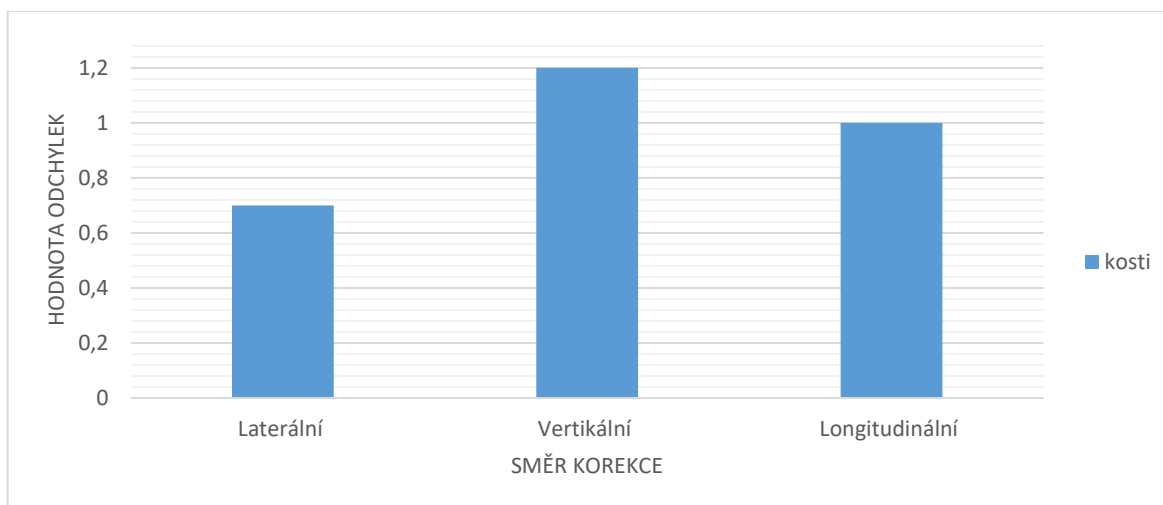
Radiační onkologie Krajské nemocnice Liberec, a.s. disponuje dvěma LU Elekta Synergy, uvedenými do provozu v roce 2015. Dalším vybavením je spirální CT, 3D plánovací systém či systém umožňující virtuální simulaci.



### Výsledky odchylek nastavení pacientů



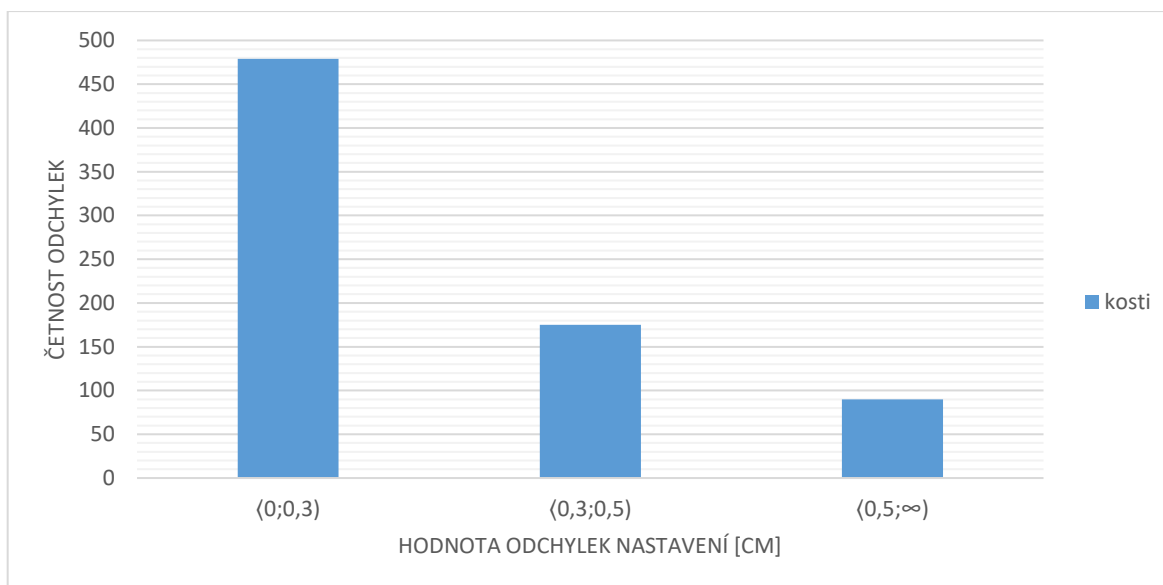
Obrázek 8 Graf průměrných odchylek nastavení pacientů ve 3 směrech při nastavení na kosti.



Obrázek 9 Graf maximálních hodnot odchylek při nastavení ve 3 směrech na kosti.

Tabulka 5 Přehled průměrných odchylek absolutních hodnot, směrodatných odchylek výběru, mediánu a maximálních hodnot odchylek ve směrech LAT, VRT, LNG, získané registrací obrazů na kosti.

Registrace obrazů		Průměrná odchylka (cm)	Směrodatná odchylka	Medián (cm)	Maximální odchylka (cm)
Na kosti	Laterální	0,30	0,23	0,20	1,20
	Vertikální	0,17	0,15	0,10	1,00
	Longitudinální	0,22	0,16	0,20	0,70



Obrázek 10 Graf četností odchylek při nastavení pacientů ve 3 směrech při registraci obrazů na kosti.

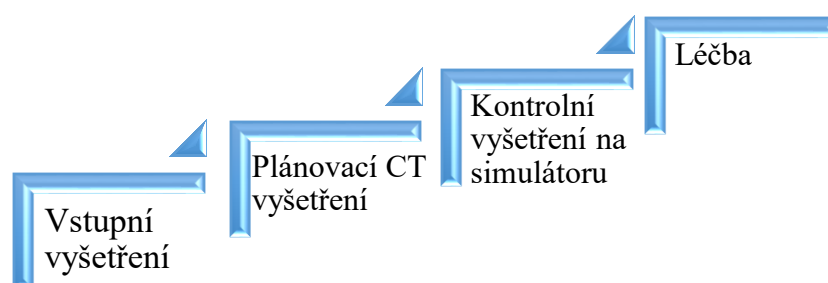
Tabulka 6 Četnosti odchylek při nastavení na kosti.

Registrace obrazů		Absolutní četnost	Relativní četnost
<b>Na kosti</b>	(0;0,3)	479	64,38 %
	(0,3;0,5)	175	23,52 %
	(0,5;∞)	90	12,10 %

Celkový počet korekcí při registraci obrazů na kosti je 744 ve 3 směrech. Relativní četnost odchylek, které jsou větší nebo rovny 0,5 cm, je 12,10 %. Naopak v intervalu  $\langle 0; 0,3 \rangle$  je relativní četnost 64,38 %, což představuje většinovou hodnotu z celku.

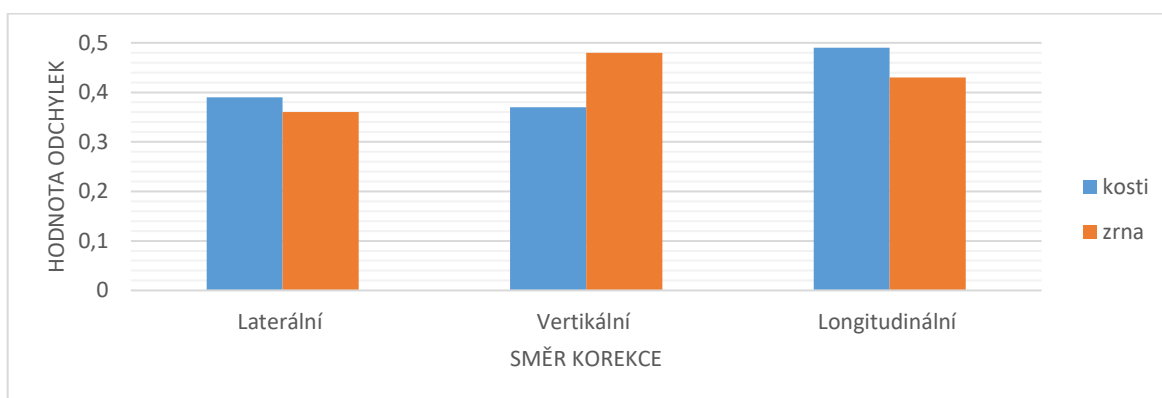
## Onkologická klinika 2. Lékařské fakulty UK a Fakultní nemocnice v Motole

Onkologická klinika 2.LF UK a FNM je vybavena třemi LU firmy Varian Medical Systems. EBRT CaP probíhá výhradně na ozařovně číslo 1, kde je umístěn Varian Clinac 2100 C/D s přídatným zobrazovacím systémem (OBI), umožňuje léčbu fotonovým zářením X 6 a 18 MV (6 MV v RT CaP). Dále je zde k dispozici simulátor, plánovací CT.



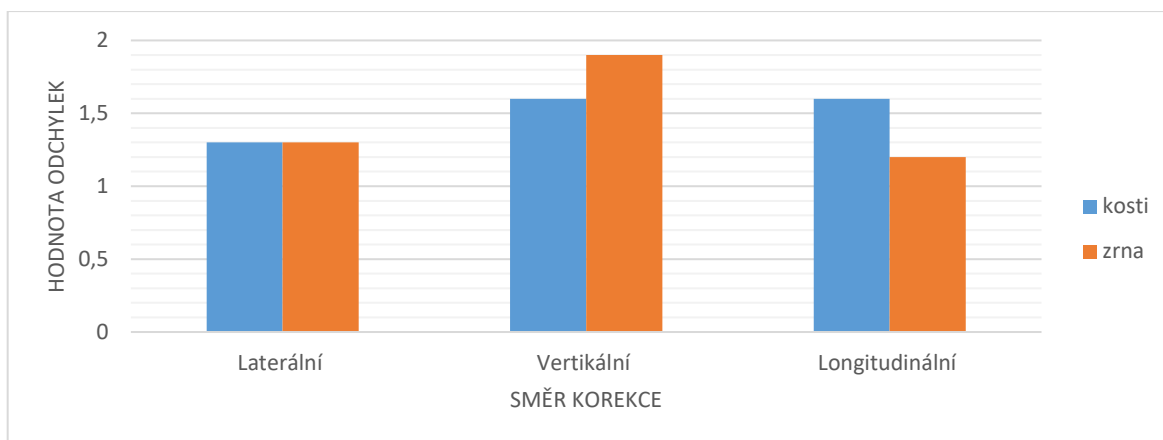
### Výsledky odchylek nastavení pacientů

I. Soubor 5 pacientů, u kterých byla provedena korekce jak na zrna, tak na kosti.



Obrázek 11 Graf průměrných odchylek nastavení pacientů ve 3 směrech při nastavení na kosti či na zrna.

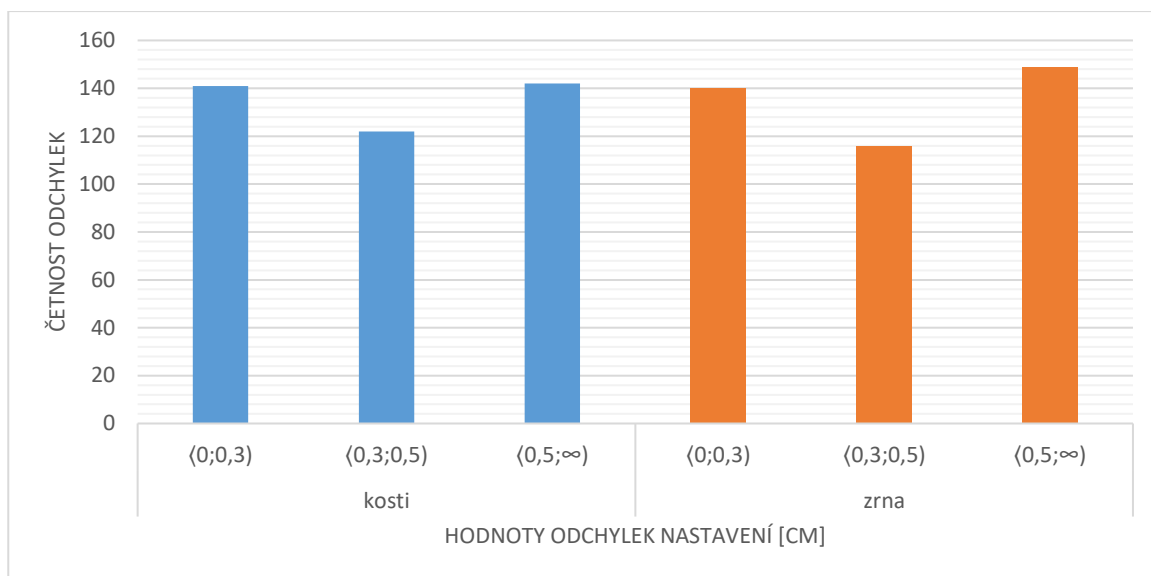




Obrázek 12 Graf porovnání maximálních hodnot odchylek při nastavení ve 3 směrech na kosti nebo na zrna.

Tabulka 7 Přehled průměrných odchylek absolutních hodnot, směrodatných odchylek výběru, mediánu a maximálních hodnot odchylek ve směrech LAT, VRT, LNG, získané registrací obrazů na kosti a na zrna.

Registrace obrazů		Průměrná odchylka (cm)	Směrodatná odchylka	Medián (cm)	Maximální odchylka (cm)
Na kosti	Laterální	0,39	0,29	0,30	1,30
	Vertikální	0,37	0,28	0,30	1,60
	Longitudinální	0,49	0,37	0,40	1,60
Na zrna	Laterální	0,36	0,26	0,30	1,30
	Vertikální	0,48	0,33	0,40	1,90
	Longitudinální	0,43	0,29	0,40	1,20



Obrázek 13 Graf četností odchylek při nastavení pacientů ve 3 směrech při registraci obrazů na kosti a na zrna.

Tabulka 8 Četnosti odchylek při nastavení na kosti nebo na zrna.

Registrace obrazů		Absolutní četnost	Relativní četnost
Na kosti	$\langle 0;0,3 \rangle$	141	34,82 %
	$\langle 0,3;0,5 \rangle$	122	30,12 %
	$\langle 0,5;\infty \rangle$	142	35,06 %
Na zrna	$\langle 0;0,3 \rangle$	140	34,57 %
	$\langle 0,3;0,5 \rangle$	116	28,64 %
	$\langle 0,5;\infty \rangle$	149	36,79 %

Pro vytvoření grafu četností odchylek a následně i tabulky bylo náhodně vybráno 5 pacientů, kteří byli nastaveni na zrna a po ukončení léčby se zálohované snímky v offline režimu zpětně „rovnaly“ na kosti. Celkový počet korekcí při registraci obrazů na kosti i na zrna je v obou případech 405 ve 3 směrech. Největší relativní odchylka 36,79 % je zaznamenána při nastavení na zrna a je výsledkem hodnot, jež spadají do intervalu  $\langle 0,5; \infty \rangle$ .

II. Soubor 10 pacientů, kteří byli nastaveni pouze na zrna.

Tabulka 9 Přehled průměrných odchylek absolutních hodnot, směrodatných odchylek výběru, mediánu a maximálních hodnot odchylek ve směrech LAT, VRT, LNG, získané registrací obrazů na zrna.

Registrace obrazů		Průměrná odchylka (cm)	Směrodatná odchylka	Medián (cm)	Maximální odchylka (cm)
Na zrna	Laterální	0,43	0,32	0,40	1,60
	Vertikální	0,43	0,36	0,40	1,90
	Longitudinální	0,48	0,35	0,40	1,70

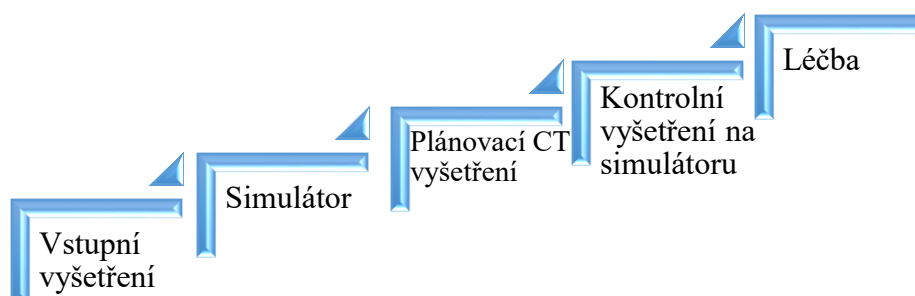
Tabulka 10 Četnosti odchylek při nastavení na zrna.

Registrace obrazů		Absolutní četnost	Relativní četnost
Na zrna	$\langle 0;0,3 \rangle$	273	33,70 %
	$\langle 0,3;0,5 \rangle$	217	26,79 %
	$\langle 0,5;\infty \rangle$	320	39,51 %

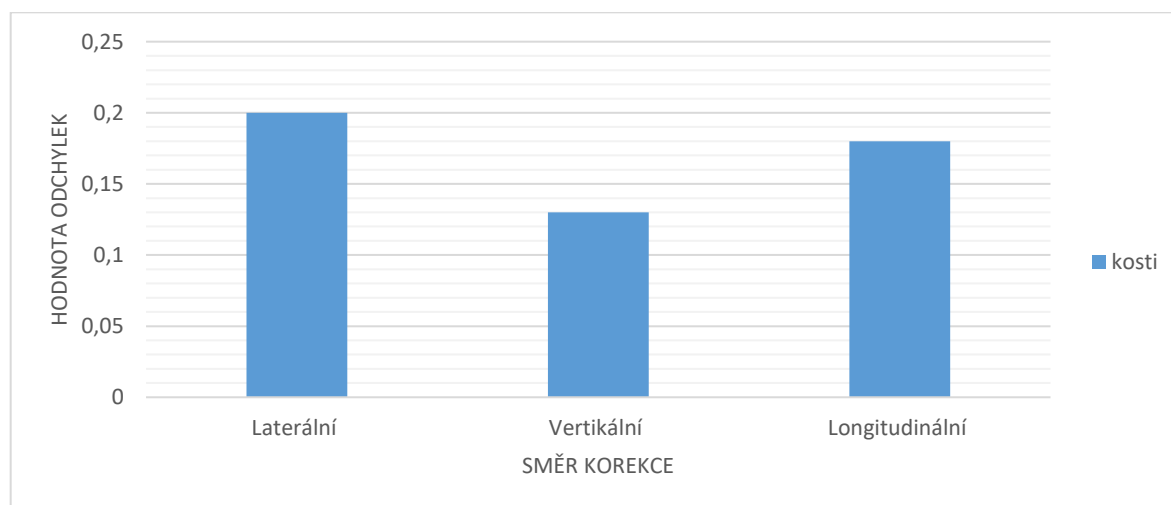
Celkový počet korekcí při registraci obrazů na zrna je 810 ve 3 směrech. Relativní četnost odchylek, které jsou větší nebo rovny 0,5 cm, je 39,51 %. Což je největší procentuální zastoupení v porovnání s ostatními intervaly. Naopak nejmenší relativní četnost – 26,79 %, je u odchylek spadajících do intervalu  $\langle 0,3; 0,5 \rangle$ .

## Onkologické oddělení Krajské zdravotní, a.s. – Nemocnice Chomutov, o.z.

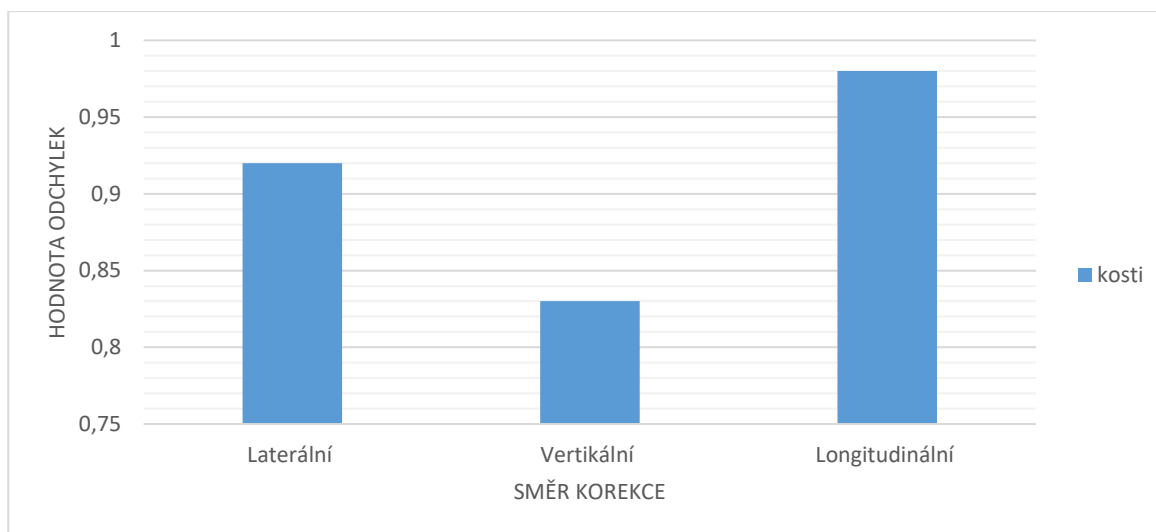
Onkologické oddělení Nemocnice Chomutov se dělí na dvě části. V prvním úseku probíhá příprava RT a je zde RTG simulátor (Acuity iX – Varian Medical Systems), plánovací CT. Druhou částí jsou 2 ozařovny, které jsou vybaveny LU firmy Elekta – tj. Elekta Synergy XVI. RT CaP probíhá v obou ozařovnách, jež umožňují léčbu fotonovým zářením X 6 a 15 MV.



### Výsledky odchylek nastavení pacientů



Obrázek 14 Graf průměrných odchylek nastavení pacientů ve 3 směrech při nastavení na kosti.

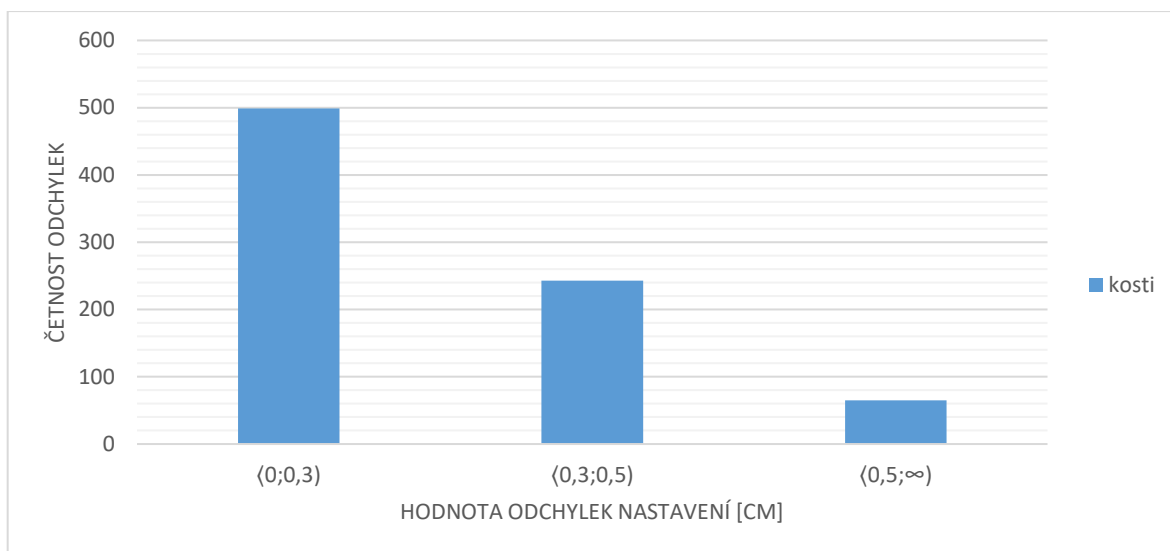


Obrázek 15 Graf maximálních hodnot odchylek při nastavení ve 3 směrech na kosti.

\*Tabulka 11 Přehled průměrných odchylek absolutních hodnot, směrodatných odchylek výběru, mediánu a maximálních hodnot odchylek ve směrech LAT, VRT, LNG, získané registrací obrazů na kosti.

Registrace obrazů		Průměrná odchylka (cm)	Směrodatná odchylka	Medián (cm)	Maximální odchylka (cm)
Na kosti	Laterální	0,20	0,24	0,00	0,92
	Vertikální	0,13	0,22	0,00	0,83
	Longitudinální	0,18	0,23	0,00	0,98

\* Soubor se liší, jelikož mi byla poskytnuta data v intervalu  $(0,3;0,5)$  a  $(0,5;\infty)$  cm. Interval  $(0;0,3)$  se na tomto pracovišti nezaznamenává a tyto odchylky jsou vyhodnocovány, jako nulové hodnoty nastavení.



Obrázek 16 Graf četností odchylek při nastavení pacientů ve 3 směrech při registraci obrazů na kosti.

Tabulka 12 Četnosti odchylek při nastavení na kosti.

Registrace obrazů		Absolutní četnost	Relativní četnost
Na kosti	(0;0,3)	499	61,83 %
	(0,3;0,5)	243	30,11 %
	(0,5;∞)	65	8,06 %

Celkový počet korekcí při registraci obrazů na kosti je 807 ve 3 směrech. Relativní četnost odchylek, které jsou větší nebo rovny 0,5 cm, je 8,06 %. Naopak v intervalu (0;0,3) je relativní četnost 61,83 %.

## 6 DISKUSE

### 6.1 Standardní algoritmus průběhu zevní radioterapie CaP

Aby mohla být radioterapie zahájena, je nutné vstupní vyšetření. Při první návštěvě se pacient setká s radiačním onkologem, který zkontroluje zdravotnickou dokumentaci a ověří, zda pacient podstoupil potřebná vyšetření. Před začátkem léčby jsou nutná tato vyšetření: odběr PSA, DRE, TRUS, MRI oblasti malé pánve, popř. i kostní scintigrafii, CT dutiny břišní aj. Na základě vstupního vyšetření je stanovena vhodná metoda léčby, kterou pracoviště umožňuje.

Důležitým bodem je poučení a seznámení pacienta s průběhem léčby. Radiační onkolog upozorňuje na možnosti vzniku vedlejších účinků RT. Pacient svůj souhlas s léčbou stvrzuje podpisem informovaného souhlasu.

První krok přípravné fáze probíhá na simulátoru (v tomto případě tzv. lokalizátoru), na kterém je možné lokalizovat zájmové oblasti, simulovat a sledovat ozařované parametry. Vzhledem k rozmanitosti technického vybavení většiny pracovišť, jsou používány dva druhy simulátorů: radioterapeutický simulátor (konvenční způsob simulace), CT simulátor (virtuální způsob). Pacient je nastaven do ozařovací polohy pomocí fixačních pomůcek, jež jsou individuálně přizpůsobeny či vyrobeny. Každé pracoviště upřednostňuje rozdílné fixační pomůcky. Jelikož při RT je kladen velký důraz na přesnost, je nezbytné zaměření pozice pacienta, již na počátku tohoto procesu. K tomu slouží zaměřovací laserový systém umístěný na protilehlých stěnách ozařovny. Dalším způsobem je optický dálkoměr, který podává informaci o vzdálenosti OK (ohnisko-kůže) a určuje centrální paprsek pole. Po dosažení vhodné polohy pacienta se provede přibližná lokalizace cílového objemu, který se zhodnotí v osách X, Y, Z. Průmět těchto tří os (event. pouze dvou os) se zakreslí na kůži pacienta či fixační pomůcku v podobě linií či křížků. Značky definují souřadnice (rozsah léčebného záměru a zejm. vstupní pole), které jsou nezbytné pro další plánování léčby.

Pro zajištění co nejpodobnějších výsledků z hlediska náplně močového měchýře a rekta je ideální, pokud pacient podstoupí plánovací CT zobrazení i plánovací MR vyšetření v jeden den a v minimálním časovém rozestupu. Pacient leží ve stejné ozařovací poloze jako v prvním kroku. Je však nutné, aby primární značky na kůži/fixační pomůcce byly zvýrazněny. K tomu slouží umístění RTG kontrastních značek (např. křížků z tenkého drátku)

na ty původní. Pro oblast pánve se volí 3 nebo 5 mm transversální řezy. Jestliže pracoviště disponuje CT simulátorem, je samotné plánování provedeno hned po zakreslení. Díky tomu se snižuje riziko špatného nastavení a zkracuje se délka přípravného procesu.

Snímky z plánovací CT akvizice jsou on-line přeposlány do plánovacího systému a vzniká 3D rekonstrukce. Následně se zakreslují obrysy těla pacienta, objemy kostěných struktur, cílové objemy a v neposlední řadě se OAR. Tento celý proces, stanovení cílových objemů, probíhá na základě doporučení ICRU (Mezinárodní komise pro jednotky a záření). Aby mohl radiologický fyzik vytvořit izodozní plán, musí lékař zadat určitá kritéria, např.: počet frakcí, dávku, ozařovací techniku, rozložení dávky na určité struktury. Ideální plán se vybírá na základě porovnání dávkově-objemových histogramů (DVH), díky nimž lze porovnat dávku v jednotlivých objemech (v % nebo  $\text{cm}^3$ ) – kritické struktury, plánovací oblast. Popis cílových objemů je přiložen v kapitole Příloha.

Při druhé návštěvě na simulátoru se kontrolují, již vzniklé optimalizované ozařovací plány. Pacient je opět umístěn do stejné polohy jako v předchozích krocích i s užitím stejných fixačních pomůcek. Ideální model ozáření je v tomto kroku přenesen znovu na pacienta. Pomocí posunů stolu se pacient přesně nastaví na určené izocentrum, jehož souřadnice jsou zaznamenány v plánu. K ověření správnosti nastavení polí i izocentra se zhotoví RTG snímky (simulační snímky) ze stejného úhlu, jímž prochází terapeutický svazek (BEV – beam's eye view). Vzniklé snímky se porovnávají s DRR. Simulační snímky mohou sloužit také jako verifikační snímky v případě, kdy pracoviště nemá plánovací CT.

Při prvním nastavení pacienta na ozařovači je nezbytná kontrola nastavení neboli verifikace. Ta se však uplatňuje po celou dobu radioterapeutického procesu a zajišťuje tak bezpečnost a přesnost léčby. V této fázi se k ověření různých parametrů mimo jiné využívají přídatné zobrazovací systémy. Pomocí nich vznikají portálové snímky (či CT obrazy). Snímkuje se z dvou různých úhlů, např.:  $0^\circ$  (AP) a  $90^\circ$  (LAT). Předozadní a boční projekce je nutná k prostorové rekonstrukci pozice. Četnost verifikačních snímků je proměnlivá, většinou se však provádějí při prvním nastavení, při změně techniky a v průběhu RT. Snímky se porovnávají s naplánovanými poli (DRR). Hodnocení snímků je prováděno buď pouhým okem, nebo pomocí softwaru, který dokáže vyhodnotit posuny kostních struktur. Každé pracoviště má své standardy, ve kterých jsou stanoveny tzv. toleranční limity a při překročení těchto hodnot se hledá příčina chybného nastavení. Odchylky jsou zaznamenány a pomocí posunů stolu lze provést jejich korekci. Při velkých nepřesnostech v nastavení je nutné celý



proces plánování zopakovat. Výše jmenované kontroly přesnosti radioterapeutické léčby mohou probíhat v různých časových intervalech (každý den, x-krát týdně), záleží na zvyklostech pracoviště.

Posledním dílčím krokem je samotná verifikace léčby. Jak již bylo zmíněno, verifikační systémy propojují on-line všechna výše zmíněná „stanoviště“ s ozařovači. Znamená to tedy, že po zadání identifikace pacienta systém přizpůsobí parametry pro individuální nastavení. Jedná se například o: velikost a počet polí, úhel sklápění ramen, polohu ozařovacího stolu.

## **6.2 Možnosti fixace pacienta**

Na úvod bych zmínila výrok z odborné práce profesora Marcela van Herka, který se řadí mezi neuznávanější radioterapeutické fyziky současnosti. Je zakladatelem výzkumného týmu, který se zaměřuje na zlepšení přesnosti radioterapie. Od roku 1982 působí v nizozemském onkologickém institutu (NKI).

V práci M. van Herka je uvedena stěžejní informace, dle níž jsem následně postupovala. *Aby byla správně zacílena zájmová oblast léčby, je nezbytné přesné nastavení pacienta. V místních standardech jednotlivých pracovišť jsou individuální postupy a možnosti fixace pacientů proměnné. Autor důrazně doporučuje, aby všechna pracoviště na vlastním souboru léčených pacientů provedla stanovení a analýzu správnosti přesnosti nastavení.* [46]

### 6.2.1 Proton Therapy Center Czech, s.r.o.

Polohování pacienta na ozařovacím stole je možno provést jak na ozařovně, tak ve fixační místnosti. PTC je vybaveno dálkově ovládanými stoly, které lze přemísťovat. Ovšem možnost fixace v místnosti k tomu určené, jsem v rámci exkurzí nikdy neviděla. Myslím si, že se od této možnosti upustilo z důvodu časové náročnosti. U zcela či částečně mobilních pacientů je i z mého pohledu jednodušší pacienta fixovat přímo v ozařovně.

Pacient je fixován vleže na zádech pomocí bloků pro fixaci dolních končetin v oblasti kotníků a pánevní masky (Pelvicastu), která je upnutá šesti body k podložce. Pod hlavou je polštář a ruce jsou volně na prsou. Jedno z mnoha opatření, které přispívají ke správné identifikaci pacienta, jsou čárové kódy na všech pomůckách, viz Příloha (Obrázek 6). Systém Mosaiqu tak hlídá pochybení lidského faktoru a při možném použití nesprávné pomůcky nedovolí spuštění expozice.

Na nastavení první frakce určitého plánu je nutná přítomnost indikujícího lékaře i radiologického fyzika. V první řadě se tzv. natáhne setupové pole. Poté se pomocí stolu nastavuje fixovaný pacient tak, aby laserové zaměřovače probíhaly ve všech směrech co nejpřesněji simulačními značkami zakreslenými na pacientovi či na pánevní masce. V systému jsou již načteny čárové kódy masek, ID pacienta a v neposlední řadě je nutné zadání úhlů ganter ( $0^\circ$ ) a úhlů ozařovacího stolu ( $90^\circ$ ). Expozice je provedena z dvou rentgenek (ozn. A a B) za vzniku dvou ortogonálních snímků, tzv. kV zobrazení.

V tomto bodě se liší následný postup v závislosti na ozařovaném objemu. Já jsem zkoumala soubor pacientů, kterým byla prostata ozařována bez uzlin. Avšak je ještě druhý způsob, jež zahrnuje cílový objem včetně uzlin a nazývá se tzv. malá pánev. Zprvu se ortogonální snímky postupně zkorigují na kostěné struktury ve všech směrech i rotacích. Bylo mi zdůrazněno, že se nejdříve provádí rotační korekce (hl. pitch), jelikož zásadně ovlivňuje posuny v LONG směru. V programu (VeriSuite) je příkazové okénko (Correction Vector), kde se kontrolují hodnoty všech posunů stolu. Platí zde:

- $x \leq 1$  cm;
- $y \leq 1$  cm;
- $z \leq 1$  cm;
- rot, pitch, roll  $\leq 2^\circ$ ,

aby mohl být zaslán korekční vektor pro posun stolu. Pokud jsou hodnoty překročeny je nutné zavolání fyzika a znovu se provede expozice z obou rentgenek. Následuje korekce na zrna, kde se upravují pouze translační pohyby, rotace snímku je v tomto případě zakázána. V okénku Correction Vector musí být splněny tyto souřadnice:

- $x \leq 0,5$  cm;
- $y \leq 0,5$  cm;
- $z \leq 0,5$  cm.

Poté může být nataženo první pole a spuštěno ozáření. PTC ozařuje CaP zejména dvěma protilehlými poli.

Z postupu je patrné, že během přípravné fáze je pacient několikrát snímkován. Ze získaných dat vyplývá průměrný počet okolo 3-4 expozic při jednom nastavení. Dva dílčí kroky vedoucí ke správné reprodukovatelnosti polohy jsem na jiném pracovišti neviděla. První krok korekce na kosti je z důvodu hrubé kontroly polohy, zda například pacient leží rovně na stole. Hodnocení polohy díky zrnům už zcela závisí na vnitřních anatomických poměrech a lokalizaci samotné žlázy a je na něho brán větší důraz.

Měly by tedy odchylky při korekcích na zrna být v menším intervalu než při korekcích na kosti. V kapitole Výsledky nám toto tvrzení potvrzuje Obrázek 6. Největší rozdíl je patrný v longitudinální rovině. Hodnoty maximálních odchylek taktéž při korekcích na zrna nepřekročily stanovené limity, avšak při srovnání na kosti jsou hodnoty podstatně vyšší. Což může souviset s opakováním expozic po prvním uložení do ozařovací polohy i změně habitu pacienta.

### 6.2.2 Radiační onkologie Krajské nemocnice Liberec, a.s.

Na tomto pracovišti probíhá identifikace pacientů pomocí náramků, díky nimž lze předcházet možnosti záměny pacientů. Jedná se o moderní způsob, s kterým jsem se setkala pouze zde. RFID technologie by měla být nástupcem čárových kódů. Pacient má náramek s RFID čipem na ruce a vysílané radiofrekvenční vlny jsou vysílány a následně registrovány systémem. RA v ovládací místnosti ozařoven vidí pohyb pacientů od příchodu do centrální recepce po samotné čekárny, kabinky i ozařovny.

První příchod pacientů směřuje do místnosti se simulátorem, kde jsou jim mimo jiné vyrobeny fixační pomůcky. Zde se používají tzv. Vac-Loky, což jsou vakuové matrace. Tuto fixační pomůcku bych popsala jako umělohmotný vak naplněný polystyrenovými kuličkami. Matrace je vložena pod pacienta v supinační poloze – od pánve po chodidla. Poté se z matrace vysaje vzduch a vznikne konkrétní obrys pacienta. Vac-Lok zajistí po celou dobu léčby imobilizaci dolních končetin a pánve. Pod hlavu se umísťuje pouze podložka. V průběhu léčby se může stát, že pacient ubyde na váze či naopak. Vakuová matrace umožňuje i opětovné použití, kdy se povolí ventil a pacientovi se znovu vytvoří otisk obrysu těla.

Vzhledem k tomu, že je kladen velký důraz na správnou identifikaci, vakuová matrace je taktéž opatřena čárovým kódem pacienta. Kdyby v systému došlo k neshodě identity: pacienta v místnosti (dle náramku) a načtené fixační pomůcce, upozornilo by to RA na ovládací konzoly před zahájením ozáření. I přesto je nutné vše kontrolovat osobně, bez ohledu na bezchybnost systému.

Další kroky v průběhu přípravné fáze se shodují s obecným algoritmem RT.

Ke kontrole správného nastavení pacienta je používán XVI přídatný zobrazovací systém (kV CBCT). Registrace obrazů je v tomto případě na kosti. Pozice pacienta se kontroluje 1x týdně. Obtížně nastavitelní pacienti nebo ti, jimž nevychází odchylky nastavení v limitu, jsou vyhodnocovány denně před každou frakcí. Taktéž se hodnotí dobře naplněný močový měchýř a vyprázdněné rektum, jež je sledováno pomocí CBCT.

Odchylky nastavení pacientů do 0,3 cm jsou korigovány posuny stolu. Pokud jsou hodnoty vyšší než 0,3 cm či se nedaří upravit polohu, je zavolán lékař, jenž rozhodne o případném vyšetření na simulátoru. Graf na Obrázku 8 vyobrazuje hodnoty průměrných

odchylek, které nepřekračují v žádném směru mez 0,3 cm, hraniční mez je v laterálním směru. Z tabulky četností (viz Tabulka 6) je patrné, že většina odchylek spadá do intervalu  $(0;0,3)$ , tedy 64,38 %. Odchytky v intervalu  $(0,5;\infty)$ , které již představují hrubé překročení limitu, se vyskytují ve zkoumaném souboru pouze v 12,10 %. Myslím si, že tento výsledek je reprezentovatelný.

Ze subjektivního pohledu jako negativum hodnotím vakuovou matraci z hlediska skladovatelnosti. Pracoviště v Liberci je k tomu přizpůsobeno, avšak z pohledu jiných pracovišť si myslím, že by to bylo prostorově náročné.

### 6.2.3 Onkologická klinika 2. Lékařské fakulty UK a Fakultní nemocnice v Motole

V průběhu třítydenních praxí jsem byla součástí radioterapeutického týmu od první návštěvy pacienta po samotnou léčbu. Vypozorovala jsem, že příprava fixačních pomůcek pacientů s CaP probíhá až na plánovacím CT vyšetření. V blízkosti této místnosti je přípravná pomůcka, včetně vodní lázně na termoplastické masky, které se před několika lety na oblast pánve zde používaly. Dnes jsou masky používány zejména pro ozařování hlavy a krku. Jedná se o konkrétní zvyklost pracoviště, jež na základě pozorování v provozu usnadnila práci RA. Standardně se pacienti polohují za vzniku či přípravy pomůcek na simulátoru. Důvodem, proč je tomu jinak, je minimalizace možného nesprávného nastavení. Čím méně se s pacientem hýbe (ve smyslu přecházení z místnosti do místnosti), tím více se snižuje riziko vzniku chyb. Dalším důvodem je zkrácení přípravné fáze, která je jistě pro začínajícího pacienta stresující. Před plánovacím CT vyšetřením a následně před každým ozářením je nutné, aby pacient 30 min před zahájením vyšetření/léčby se vymočil a v průběhu 30 min vypil 0,5 l vody. Stanovena jsou taktéž dietní opatření týkající se zákazu nadýmových a kořeněných jídel.

Identifikace pacientů je pomocí kartiček, na nichž jsou identifikační štítky a čárové kódy. RA si před každým ozářením vybere kartičku pacienta a načte ji. V systému ARIA, v kolonce SETUP NOTE, se zobrazí osobní údaje pacienta, konkrétní ozařovací plán včetně údajů o poloze a použitých fixačních pomůčkách. Tyto údaje jsou k dispozici i na obrazovce uvnitř ozařovny.

Všem pacientům s CaP jsou před začátkem přípravné fáze RT zavedena zlatá zrna do tkáně žlázy na urologické klinice. Zrna jsou ve tvaru válečků (někdy i spirálek) a mají velikost do max. 0,3 cm. Aplikují se zpravidla 3 zrna do bodů, jež představují vrcholy trojúhelníku.

Pro oblast pánve je standardní ozařovací poloha vleže na zádech. Pod pacientem je umístěna šedá podložka, hlava je podepřena polštářem a ruce jsou na prsou. Dolní končetiny jsou stabilizovány v Combifixu, ten je upevněn ke stolu indexační tyčkou, jež zabraňuje případnému posunu. Je nutné dbát na fixaci kolen, aby kolenní jamky těsně přiléhaly k vrcholu klínu. Fixace kotníků je opatřena tak, že plošky nohou pevně doléhají ke kolmé stěně Combifixu. Potřebná vzdálenost jamek pro ukotvení chodidel je na Combifixu libovolně volitelná.

Pelvicasty byly před několika lety právě zde podrobeny internímu výzkumu. Jejich dlouhodobý výzkum přinesl výsledky, díky nimž se rozhodli pánevní masky nepoužívat. Při tomto způsobu fixace záleží na přesně vytvořené masce, jež by odpovídala tělu pacienta. Během léčby se však může stát, že pacient oteče v místě léčby či ubyde na váze. V tomto případě je nutné, aby RA zhodnotili stav pacienta a popřípadě byl Pelvicast předělán. Taktéž jsem získala informace, že případné zrotování pánve nelze přes masku hodnotit a obsluhující personál nemá přesnou představu o poloze pacienta.

Na tomto pracovišti je využívána metoda IGRT a k ověření správného nastavení pacienta před vlastním ozářením jsou pořízeny dva ortogonální planární snímky (EPID). Byť je na jednom z urychlovačů i přídatný systém OBI, neviděla jsem jeho využití při ozařování CaP. EPID systém neumožňuje přesné sledování zájmové oblasti, a hlavně změnu objemu. Snímky jsou porovnávány pouze na základě umístění tří zlatých zrn. Ojedinelé však není vycestování některých zrn či vzájemné přibližování. Tento děj je podmíněn změnou struktury žlázy vlivem RT či jiným (zánětlivým) procesem. Pro tyto změny objemu je doporučováno CT vyšetření po dozáření série či změna verifikačního systému (CBCT).

Při RT pacientů se zlatými zrny v prostatě je verifikace nastavení každý ozařovací den. V případě, že odchylky nastavení jsou do 0,3 cm, poloha je upravena případným posunem ozařovacího stolu. Jestliže po zhotovení nových snímků problém přetrvává, je nutné pečlivě překontrolovat polohu pacienta i s použitými fixačními pomůckami a jejich individuální upravení. Může nastat i případ, kdy jsou hodnoty větší, než výše uvedené či problém i nadále nelze vyřešit opětovnou manipulací s pacientem. Poté je zavolán indikující lékař ke konzultaci.

Pro lepší vizualizaci prostaty jednoznačně slouží implantované zlaté markery. Díky nimž lze lépe zaměřit radioterapeutický svazek do cílového ložiska. Proto je možné tvrdit, že nastavení pacientů na zrna s ověřením polohy pomocí dvou ortogonálních snímků je časově nenáročné a velmi spolehlivé. [47]

On-line jsem získala data přímo z ozařovacího plánu, která jsou při nastavení na zrna. Off-line metodou jsem naopak získala odchylky, které by vznikly při korekcích na kosti. Ze vzniklých výsledků reprezentovaných v grafech v kapitole Výsledky (zejm. Obrázky 11 a 12) jsem překvapena. Nečekala jsem, že rozdíly obou metod budou minimální. Na Obrázku 13 jsou zahrnuty četnosti odchylek nastavení a v posledním intervalu  $(0,5;\infty)$  jsou odchylky

registrací obrazů na zrna zastoupena ve větší míře než na kosti. To může být zapříčiněno změnou tělesné konstituce pacientů, náhodným výběrem vzorku pacientů, patologickými či jinými procesy v parenchymu žlázy. V neposlední řadě změnu polohy prostaty (tedy i zrn) může ovlivňovat nesprávná příprava pacientů, díky níž se mění vnitřní anatomické poměry v malé pánvi.

Jako zajímavost bych chtěla zmínit pacienta s kyčelní endoprotézou, s kterým jsem se zde setkala. V tomto případě se volí jak speciální ozařovací poloha, tak změna úhlů, z nichž se obvykle pořizují verifikační snímky: AP snímek ( $0^\circ$  gantry) a LL snímek ( $90^\circ$  či  $270^\circ$  gantry). CaP se standardně ozařuje ze čtyř polí. Z důvodu vyhnutí se endoprotézy kyčelního kloubu, je volena technika ozařovacích polí zvaná „hokejka“. Při klasickém zhotovení dvou ortogonálních snímků by se v LL projekci sumovaly zrna s endoprotézou. Tudíž by nebylo možné určit správnou polohu pacienta. RA při dohledu indikujícího lékaře musí nastavit správné úhly, z nichž se zhotoví snímky pacienta. Důležité je sledovat viditelnost zrn v tkáni, jež budou následně dobře hodnotitelná.



#### 6.2.4 Onkologické oddělení Krajské zdravotní, a.s. – Nemocnice Chomutov, o.z.

Algoritmus přípravné fáze se od začátku shoduje s obecným algoritmem. Pacient po vstupním vyšetření a konzultaci s lékařem je prvně vyšetřen na simulátor. Zde jsou mimo jiné připravovány fixační pomůcky, konkrétně pánevní masky (tzv. Pelvicast). Pacientům je doporučeno, aby si oblékli přilehlé spodní prádlo. Pelvicast těsně kopíruje povrch těla a nevhodné spodní prádlo by nedovolilo přesně obemknout postavu.

Pacient leží na zádech a pod oblastí pánve je umístěna deska pro následné upnutí masky. Na desce je také „zarážka“, kterou pacient obemkne dolními končetinami a tím je zajištěn případný další stranový pohyb. Pod hlavu pacienta je umístěn polštář. Ruce si pacient umístí na prsa.

Jelikož je Pelvicast zhotoven z tuhé termoplastické hmoty, musí se nahřát ve vodní lázni o teplotě 65–70 °C. Je nastaven časovač na cca 3 až 5 minut. Pacient je informován o tom, co ho čeká a jsou mu vysvětleny všechny dílčí kroky. Vyjmutý změkklý Pelvicast se jemně roztáhne a oklepe. Pacienta je třeba znovu upozornit, že bude cítit teplo a vlhko a fixování nemusí být příjemné. Pelvicast se kovovými zámkami přicvakne na několika místech k podložce. Všechny záhyby je třeba vyhladit a vytvarovat. Po několika minutách, kdy Pelvicast vytvrdl, je na přední část nalepena leukoplast, na níž jsou nakresleny poziční kříže. Následně je odejmut z těla. Bezprostředně na to je na masku nalepen identifikační štítek pacienta.

Nemocnice Chomutov je druhým pracovištěm v mé práci, jež vlastní LU firmy Elekta Synergy. Díky tomu je na tomto pracovišti verifikace správného nastavení pomocí XVI, tedy kV CBCT. Před každým ozářením je provedena tato kontrola. Jestliže je ze snímků patrné nedostačující naplnění močového měchýře či nedokonalé vyprázdnění konečníku, je pacient požádán o nápravu požadavků a ozáření je časově přesunuto.

Pacienti byli nastavováni na kostěné struktury. Odchyly nastavení do 0,3 cm jsou zde v toleranční mezí. Proto nedochází k jejich korekcím a ani nejsou zaznamenány např. u ozařovacího plánu. V kapitole Výsledky jsem data zpracovala stejným statistickým způsobem, i když je nelze přesně porovnávat s ostatními zpracovanými pracovišti.

V porovnání se zbylými pracovišti, mi vyšly nejpříjemnější maximální odchyly. Vzhledem k tomu, že ani v jednom směru nejvyšší maximální odchylka nepřesáhla hodnotu

1 cm. Medián byl vypočítán jako nulová hodnota, protože odchylky do 0,3 cm jsem neměla k dispozici. Zbylé průměrné odchylky a směrodatné odchylky taktéž nelze zcela porovnat, jsou vypovídající pouze pro toto pracoviště.

Tabulka 12, která je přehledem četností odchylek, však ukazuje zajímavé výsledky. Měla jsem k dispozici celkový počet frakcí, tudíž jsem předpokládala výskyt odchylek do 0,3 cm na základě zbylých hodnot, které byly menší nebo rovny 0,3 cm. Největší relativní četnost odchylek (61,83 %) spadá právě do intervalu  $\langle 0;0,3 \rangle$ , naopak nejmenší (8,06 %) je v intervalu  $\langle 0,5;\infty \rangle$ . Tento výsledek jsem na základě získaných informací nepředpokládala.

### 6.2.5 Další faktory ovlivňující fixaci pacienta a hodnocení odchylek

Pro zhodnocení výsledků a získaných dat jsem využila vědomosti získané jak z vlastní praxe v průběhu studia, tak hlavně konzultací s pracovníky ve všech pracovištích zahrnutých do průzkumu. Krom citovaných odborníků jsem nezískala žádné informace o výzkumech, jež bych mohla pro komparaci svých dat použít. Většina pracovišť si v rámci interních statistik vyhodnocuje odchylky pro kontrolu správného nastavení a na základě toho optimalizuje přípravné fáze. Proto jsem se v rámci konzultací snažila získat informace, jež zdůvodňují použití právě konkrétních pomůcek a postupů.

Další skutečnost, která mi zúžila možnosti komparace, bylo získání informačních materiálů, kdy ne všechna pracoviště mi umožnila sběr podobných dat, která by se dala vzájemně porovnávat. Některé informace jsem si musela sama získat v rámci několikadenních konzultací či praxí a některé mi byly poskytnuty. Ale jistým způsobem se neshodovaly, tudíž jsem použila pouhý výběr z nich (např. Výsledky Chomutovské nemocnice).

Faktory, které ovlivňují druh používaných fixačních pomůcek, jsou např.: časová náročnost přípravy, skladnost, finanční důvody včetně smluv s dodávajícím výrobcem, dlouholetá osvědčenost a zvyklost pracovníků aj.

Odchylky nastavení, zpracované v kapitole Výsledky, jsou taktéž ovlivněny mnohými činiteli. Jelikož se jednalo o náhodný výběr, neměla jsem představu o tělesné konstituci pacienta. Při větší váze a tzv. pohyblivém břichu, je nastavení pacienta s případnou manipulací obtížné. Dalším faktorem je samotná spolupráce a soběstačnost pacienta. Vyzorovala jsem i psychické vypětí, kdy pacienti, byť nevědomky, zatínají hýžděové svaly. Což je pro ozařování oblasti malé pánve zásadní, z důvodu změny vnitřních anatomických poměrů. Postupem léčby se pacient uvolňuje a může dojít k větším změnám odchylek. S tím souvisí přesnost RA v ukládání pacientů do ozařovací polohy, kdy v mnohých případech je potřeba velkého úsilí. Klíčová je taktéž zraková zdatnost RA při srovnávání verifikačních snímků.

Z uvedených informací nelze konkrétně říci, že některý z postupů je správnější než jiný. Co se týká rozložení dílčích kroků přípravné fáze, je obtížné hodnotit správnost. Jedná se o případ pracoviště v Motole. Kde se pacient prvně nastavuje a připravují se individuální

pomůcky na plánovacím vyšetření CT. Důvodem může být konstrukční uspořádání pracoviště. Avšak benefitem je jednoznačné zkrácení délky přípravné fáze a snížení možnosti chybné reprodukovatelnosti ozařovací polohy, která ze začátku léčby hraje významnou roli.

Již zmíněné CT plánovací vyšetření je téměř rutinní. V PTC je jako vstupním či plánovacím vyšetřením MRI. Možnost MRI se mi zdá schůdnější z pohledu radiační zátěže pacienta i určení zájmové oblasti, kdy v malé pánvi je většina měkkotkáňových struktur a prostata je lépe identifikována od okolních tkání. V ojedinělých případech před fotonovou terapií jsou indikovány MRI, PET/CT atd. jako doplňková vyšetření.

Z grafů a tabulek v kapitole Výsledky, po vynechání chomutovského pracoviště z důvodu odlišné charakteristiky dat, lze určit vhodnou fixační pomůcku. Z hlediska nízkých průměrných a maximálních hodnot nastavení by nejvhodnější pomůckou měla být vakuová matrace používaná v liberecké onkologii. Z mého subjektivního pohledu jsou Vac-Lok matrace náročné na skladování i na konkrétní zhotovení. K tomu, aby byl obtisk těla vhodný, musí se vymodelovat celá oblast od boků pacienta po chodidla, což je z mého pohledu časově i manuálně náročné. Též jsem zpozorovala problémy v případě, kdy byl pacient obézní a polohování do matrace bylo obtížné. Jak jsem výše zmiňovala, matrace je tvořena polystyrenovou výplní, která se i v podtlakovém stavu pod váhou pacienta deformuje a stlačuje. Tudíž si myslím, že fixace pacienta v takovýchto případech není ideální.

Co se týká Pelvicastu, má vhodné výsledky maximálních hodnot. Avšak problém pozoruji u již zmiňované změny habitu či tělesných deformací (skolióza bederní páteře či jiné deformity na pánevním kruhu). Tím, že je pacient upnut Pelvicastem, ztrácí RA možnost kontroly přesné polohy či její upravení.

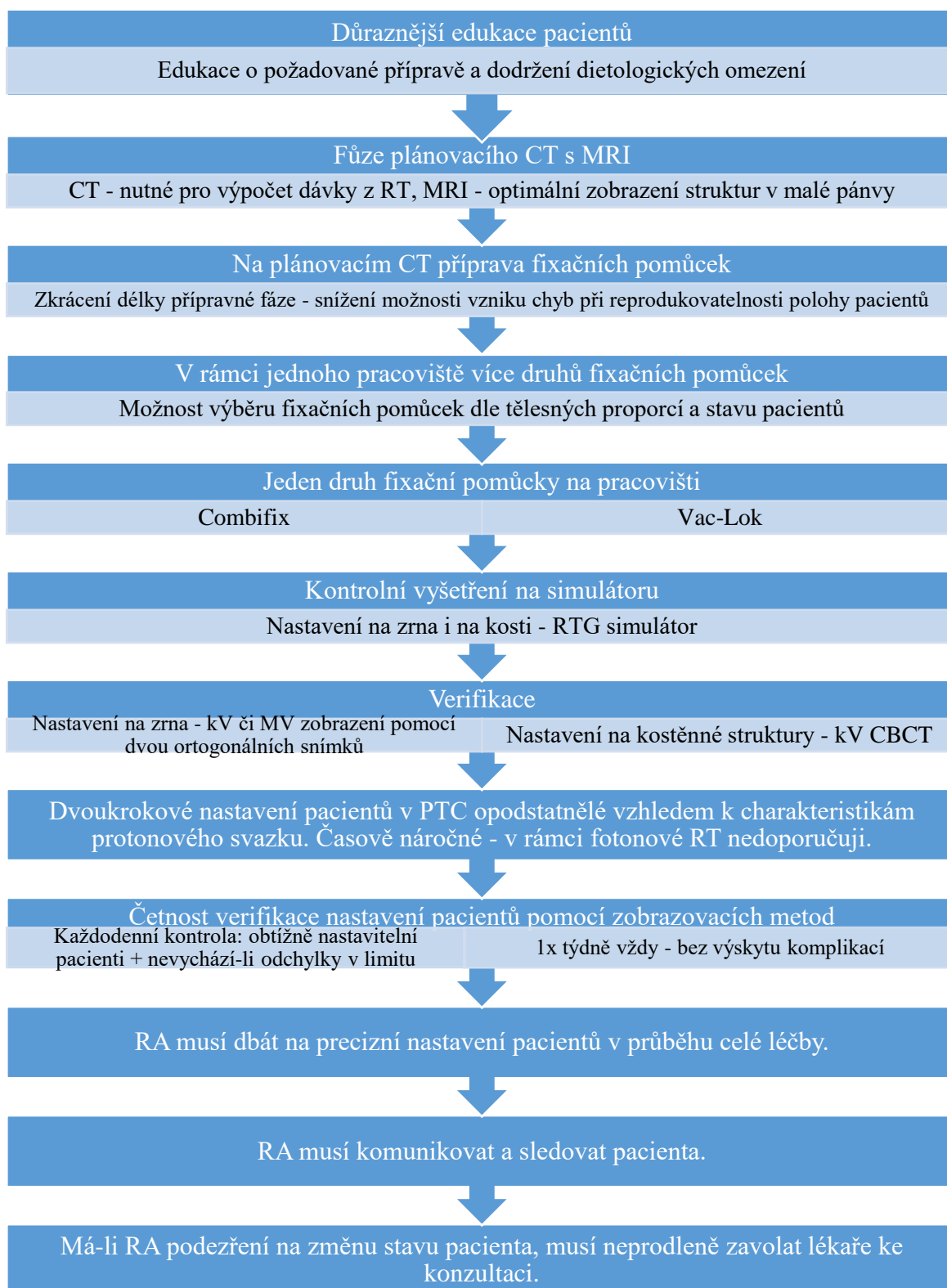
Dle mého úsudku, opírajícího se o poznatky z vlastní praxe, se přikláním k používání Combifixu. Jedná se o velice stabilní a deformacím odolnou podložku, která je vhodná pro všechny typy postav, jelikož lze variabilně nastavit vzdálenost posuvné části pro chodidla podle délky dolních končetin. Fixace je poměrně snadná a pacient je po vizuální stránce okamžitě dorovnán, jelikož jsou poziční křížky na těle pacienta. Během konzultací na pracovišti v Motole mi bylo sděleno, že vzhledem k pracovní vytíženosti, kdy se denně ozáří přes 35 pacientů i více, je příprava Combifixu snadná a rychlá. Což je další benefit, který pracovníci ve vytíženém provozu ozařoven ocení.

V této práci jsou dvě pracoviště s XVI (kV CBCT) a dvě zbylá, jež mají kV zobrazovací systém (např. EPID). Při korekcích nastavení na kosti nelze zcela přesně určit vnitřní anatomické poměry, tedy zda svazek záření bude směřovat přesně do cílové oblasti. Prostata v malé pánvi může měnit svou původní lokaci (špatně naplněný močový měchýř, naplněné rektum). EPID technikou sice získáme obrysy kostěných struktur, avšak umístění žlázy není zřejmé. Při vlastnoručně provedené korekci na kosti v off-line režimu, nevyšly markantní rozdíly v porovnání s korekcí na zrna. Avšak při korekcích na zrna je snazší srovnání snímků. Jelikož je registrace obrazů provedena na zrna, která jsou implantovaná přímo ve žláze, je zcela přesné zacílení zájmové oblasti. Otázkou je zhodnocení přínosu zrn z hlediska invazivního výkonu, který pacienti musí podstoupit.

XVI se jeví jako ideální způsob, z hlediska hodnocení pozice prostaty a správného naplnění močového měchýře a vyprázdnění konečníku. V tomto případě, kdy lze určit případné nuance změny lokace prostaty, není třeba registrovat obrazy na zrna, ale postačí korekce na kosti. Důvodem, jež mě přiměl preferovat tento způsob zobrazení, je četnost situací, kdy byl pacient požádán o doplnění tekutin aj. Pacienti podceňují požadovanou přípravu k výkonu, a tudíž bych preventivně navrhla i častější a důraznější edukaci od RA. Při nesplnění požadované přípravy je pacient ozářen v jiný čas než původně určený. Následkem jsou změny v harmonogramu ozařoven, kde vznikají volné časové prodlevy. Naopak v některém intervalu se počet pacientů nahromadí, a to způsobí změny v ozařovacích časech. Stupňují se tak stížnosti zejména z řad pacientů. Nejvýznamnějším důvodem je však situace, kde by byl pacient se špatnou přípravou ozářen.

Poslední otázkou je četnost verifikace nastavení pacientů v průběhu léčby. V této práci jsem nenepracovala s materiálem, jež by mi poskytl informace o radiační zátěži. Pouze z konzultací mohu na teoretické úrovni poznamenat, že každodenní verifikace je opodstatněná, je-li k ní důvod. Tedy míra radiační zátěže právě z verifikačních technik je zanedbatelná, má-li být vlastní radioterapeutická léčba úspěšná a správně proveditelná. Ovšem u pacientů, jejichž hodnoty odchylek nastavení ze začátku léčby spadají do přípustných limitů daného oddělení, přiklání bych se ke kontrole polohy např. v intervalu 1x týdně.

### 6.3 Vlastní návrh přípravné fáze



Obrázek 17 Postupové schéma přípravné fáze (vlastní zdroj)

V 80. letech minulého století se poprvé v radioterapeutické léčbě CaP začaly testovat endorektální balonky. Jejich užití prokazatelně snižuje anorektální toxicitu léčby. Během ozařování je prostata fixována a jiné měkkotkáňové struktury (např. rektální stěna) jsou odtlačeny mimo svazek záření. [48]

K dispozici jsou různé druhy balonků, některé jsou převzaty z RDG a zbylé byly vyrobeny přímo pro užití v RT. Důležité je správné zvolení objemu vzduchu, jímž se balonek nafoukne a vyplní rektum. Balonek umožňuje ozařování v supinační i pronační poloze, též je pacienty doposud tolerován a nepůsobí žádné komplikace. [48]

Jelikož endorektální balonky nepatří mezi standardně používané pomůcky, jsou stále podrobovány studiemi zaměřenými na možný vznik komplikací při snášenlivosti pacientů nebo dalším přínosům v moderní EBRT. [48]

V žádném zkoumaném pracovišti jsem tuto možnost nezaznamenala a ani o ní neslyšela. Z toho důvodu jsem se ji rozhodla zařadit do kapitoly Vlastní návrh. Domnívám se, že by uvedení endorektálních balonků do praxe bylo prospěšné a mohlo by zefektivnit již moderní radioterapeutickou léčbu. [48]

## 7 ZÁVĚR

Předmětem mé práce je komparace přípravné fáze ozařování karcinomu prostaty s cílem určit optimální postup při reprodukovatelnosti ozařovací polohy a verifikaci izocentra. Do průzkumu byla zahrnuta data a odchylky nastavení pacientů, kteří podstoupili léčbu na 4 různých pracovištích v rámci České republiky. Jedná se o tato pracoviště: Onkologickém oddělení Krajská zdravotní, a.s. – Nemocnice Chomutov, o.z.; Radiační onkologii Krajské nemocnice Liberec, a.s.; Onkologické klinice 2. Lékařské fakulty UK a Fakultní nemocnice v Motole (FNM); Proton Therapy Center Czech, s.r.o. Vybraná pracoviště disponují lineárními urychlovači Varian či Elekta, jež byla porovnávána s Protonovým centrem.

Vzhledem k tomu, že prevalence karcinomu prostaty celosvětově stoupá, nenarazila jsem na problém při sběru dat, co se týká počtu pacientů s CaP. Z každého pracoviště byl náhodně vybrán vzorek o 10 pacientech.

Cílem práce bylo určení optimálního postupu při reprodukovatelnosti ozařovací polohy a verifikaci izocentra. Z důvodu co nejpřesnějšího posouzení a zvolení správných postupů se praktická část rozděluje do několika podkapitol. Kvantitativním způsobem byly vyhodnoceny posuny stolu při verifikaci izocentra a správného nastavení pacientů dle ozařovacího plánu, jak na základě registrací obrazů na kosti, tak na zrna. Následně byly komparativní metodou zhodnoceny popisy všech přípravných fází na jednotlivých pracovištích, s důrazem zejména na používání různých druhů fixačních pomůcek a systémů pro verifikaci izocentra.

Na základě získaných dat jsem posoudila odlišnosti fixačních pomůcek a přípravných postupů na různých pracovištích a navrhla obecná opatření směřující k optimalizaci přípravné fáze při ozařování karcinomu prostaty, nejen na pracovištích zahrnutých do uvedeného průzkumu. Dále bych navrhovala v rámci každého pracoviště stanovení hodnot náhodných a systematických chyb. Všechna pracoviště by měla vyhodnocovat odchylky v rámci interních výzkumů, avšak nikde jsem možnost nahlédnutí do těchto materiálů nedostala.

Předpokládaná hypotéza o vlivu použitých fixačních pomůcek: „V zevní radioterapii CaP závisí reprodukovatelnost ozařovací polohy pacientů, a s tím související odchylky nastavení, na použití konkrétních fixačních pomůcek.“ byla potvrzena.



Výsledky mé BP mohou přispět k optimalizaci přípravné fáze při ozařování karcinomu prostaty, nejen na pracovištích zahrnutých do uvedeného průzkumu. Během konzultací jsem totiž došla k názoru, že většina pracovníků nemá přehled o tom, jak se jejich rutinní přípravná fáze radioterapie odlišuje od ostatních pracovišť a zda by nebylo možné místní zvyklosti zefektivnit na základě praktických zkušeností z jiného pracoviště.

## 8 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

<b>2D</b>	Two-Dimensional, dvojrozměrný
<b>3D</b>	Three-Dimensional, trojrozměrný
<b>3D-CRT</b>	Three-Dimensional Conformal Radiotherapy
<b>AP</b>	Anterior-Posterior
<b>BAT</b>	B-mode Acquisition and Targeting
<b>BEV</b>	Beam's Eye-View
<b>Bq</b>	Becquerel
<b>CaP</b>	karcinom prostaty
<b>CBCT</b>	Cone-Beam Computed Tomography
<b>CT</b>	Computed Tomography, výpočetní tomografie
<b>DRE</b>	Digital Rectal Exam, digitální rektální vyšetření
<b>DRR</b>	Digitally Reconstructed Radiograph
<b>DVH</b>	Dose-Volume Histogram, dávkově objemový histogram
<b>EBRT</b>	External Beam Radiation Therapy, zevní radioterapie
<b>EPID</b>	Electronic Portal Imaging Device
<b>eV</b>	elektronvolt
<b>FOV</b>	Field of View, velikost zobrazovacího pole
<b>ICRU</b>	International Commission on Radiation Units and Measurements
<b>IGRT</b>	Image Guided Radiation Therapy
<b>IMPT</b>	Intensity Modulated Proton Therapy
<b>IMRT</b>	Intensity Modulated Radiation Therapy
<b>kV</b>	kilovoltage, kilovoltážní, kilovolt
<b>kV CBCT</b>	Kilo-Voltage Cone-Beam Computed Tomography
<b>LAT</b>	laterální
<b>LL</b>	Latero-Lateral
<b>LNG</b>	longitudinální
<b>LU</b>	lineární urychlovač
<b>MLC</b>	Multi Leaf Collimator
<b>mpMR</b>	Multiparametric Magnetic Resonance Imaging
<b>MR/MR</b>	Magnetic Resonance Imaging
<b>MSCT</b>	Multi-Slice Computed Tomography
<b>MV</b>	megavoltage, megavoltážní, megavolt

<b>MV CBCT</b>	Mega-Voltage Cone-Beam Computed Tomography
<b>OAR</b>	Organ at Risk, kritické orgány
<b>OBI</b>	On-Board Imaging
<b>OK</b>	vzdálenost ohnisko-kůže
<b>PET/CT</b>	Positron Emission Tomography and Computed Tomography
<b>PITCH</b>	náklon
<b>PSA</b>	Prostate Specific Antigen, prostatický specifický antigen
<b>PTC</b>	Proton Therapy Center
<b>PTV</b>	Planning Target Volume, plánovací cílový objem
<b>RA</b>	radiologický asistent
<b>RF</b>	radiofarmakum
<b>RN</b>	radionuklid
<b>ROLL</b>	sklápění
<b>ROT</b>	rotace
<b>RPM</b>	Real-time Position Management, Respiratory Gating
<b>RT</b>	Radiation therapy, radioterapie
<b>RTG</b>	rentgen
<b>SIB</b>	simultánní integrovaný boost
<b>TRUS</b>	transrektální ultrazvuk
<b>UZ</b>	ultrazvuk
<b>VMAT</b>	Volumetric Modulated Arc Therapy
<b>VRT</b>	vertikální
<b>XVI</b>	X-ray Volume Imaging

## 9 SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

1. ČIHÁK, Radomír. Anatomie 2. 3., uprav. a dopln. vyd. Praha: Grada Publishing, 2013. ISBN 978-80-247-4788-0.
2. Karcinom prostaty. Česká urologická společnost ČLS JEP[online]. Praha, 20. listopadu 2012 [cit. 2018-01-31].  
Dostupné z: <http://www.cus.cz/pro-pacienty/diagnozy/karcinom-prostaty/>
3. Standard Masarykova onkologického ústavu: Karcinom prostaty. Brno: MUDr. I. Kocák, Ph.D, 2016.
4. ŠLAMPA, Pavel a Jiří PETERA. Radiační onkologie. Praha: Galén, 2007. ISBN 978-80-7262-469-0.
5. ADAM, Zdeněk, Marta KREJČÍ a Jiří VORLÍČEK. Speciální onkologie: příznaky, diagnostika a léčba maligních chorob. Praha: Galén, c2010. ISBN 978-80-7262-648-9.
6. RACEK, Jaroslav. Klinická biochemie. 2., přeprac. vyd. Praha: Galén, c2006. ISBN 80-7262-324-9.
7. DOLEJŠOVÁ, Olga. Nové možnosti diagnostiky karcinomu prostaty. Postgraduální medicína. 2014, 16(8), 802-805. ISSN 1212-4184.  
Dostupné také z: <http://zdravi.euro.cz/archiv/postgradualni-medicina/>
8. Magnetická rezonance. Klinika Jana Leštáka [online]. Praha: Klinika JL [cit. 2018-02-26].  
Dostupné z: <http://www.klinikajl.cz/magneticka-rezonance/casto-kladene-otazky/>
9. PACÍK, Dalibor. Onemocnění prostaty: proč má smysl diagnóza karcinomu prostaty v časném stadiu a jak lze toto onemocnění přežít. Brno: Medica Publishing and Consulting, 2005. Současná klinická praxe.
10. HYNKOVÁ, Ludmila a Pavel ŠLAMPA. Základy radiační onkologie. Brno: Masarykova univerzita, 2012. ISBN 978-80-210-6061-6.
11. DOLEŽEL, Martin. Cílená radioterapie karcinomu prostaty. Hradec Králové: Nucleus HK, 2011. ISBN 978-80-87009-81-9.
12. KUBEŠ, Jiří. Moderní trendy v radioterapii karcinomu prostaty. Onkologie. 2010, 4(2), 79-83. ISSN 1802-4475.  
Dostupné také z: <http://www.onkologiecs.cz/pdfs/xon/2010/02/06.pdf>

13. DVOŘÁK, Jan. Radioterapie karcinomu prostaty. *Onkologie* [online]. Praha, 2014, 8(1), 19-22 [cit. 2018-02-26]. ISSN 1802-4475.  
Dostupné také z: <http://www.onkologiecs.cz/archiv.php>
14. ODRÁŽKA, Karel. Trojrozměrná konformní radioterapie karcinomu prostaty. Praha: Galén, c2002. Alma mater. ISBN 80-7262-157-2.
15. Fyzika v moderním lékařství: Hadronová radioterapie [online]. [cit. 2018-05-06].  
Dostupné z: <http://cz7asm.wz.cz/fyz/index.php?page=hadred>
16. VARGA, Gabriel, Pavel KRUPA, Pavel ŠLAMPA a Dalibor PACÍK. Léčba lokalizovaného a lokálně pokročilého karcinomu prostaty z pohledu urologa a radiačního onkologa. *Česká urologie* [online]. 2015, 19(4), 256-269 [cit. 2018-02-26]. ISSN 1211-8729. Dostupné také z: <http://www.czechurol.cz/>
17. ČOUPKOVÁ, Irena. Komplikace spojené s radioterapií karcinomu prostaty, jejich prevence a léčba. *Urologie pro praxi* [online]. Brno, 2011, 12(5), 292-294 [cit. 2018-02-26]. ISSN 1213-1768.  
Dostupné také z: <http://www.urologiepropraxi.cz/archiv.php>
18. Radiobiologie: Nežádoucí účinky radioterapie [online]. [cit. 2018-02-26]. Dostupné z: <http://fbmi.sirdik.org/>
19. SHEETS NC, Goldin GH, Meyer AN et al. Intensity modulated radiation therapy, proton therapy, or conformal radiation therapy and morbidity and disease control in localized prostate cancer. *JAMA*. 2012; 307(15): 1611–1620. DOI: 10.1001
20. ODRÁŽKA, Karel. Protonová terapie karcinomu prostaty v světle EBM [online]. *Medical tribune*. 2014, 10(7) [cit. 2018-02-26]. ISSN 1214-8911.  
Dostupné také z: <http://www.tribune.cz/tituly/mtr>
21. ŠLAMPA, Pavel. Léčba nádorů prostaty moderní fotonovou terapií je značně efektivní. *AM review. Medicínská review*. 2016, 2016(1-2), 25. ISSN 2336-7326.
22. LUKEŠOVÁ, Anna. Výsledky studie potvrzují úspěšnost protonové léčby karcinomu prostaty. *Proton Therapy Center* [online]. Praha, 2017 [cit. 2018-05-04].  
Dostupné z: <https://www.ptc.cz/cs/2017/11/23/vysledky-studie-potvrzují-uspesnost-protonove-lecby-karcinomu-prostaty/>
23. ROZMAN, Jiří. Elektronické přístroje v lékařství. Praha: Academia, 2006. Česká matice technická. ISBN 80-200-1308-3.

24. DUFEK, Vladimír. Stanovení dávek pacientů z lokalizačních a verifikačních metod používaných v obrazem řízené radioterapii (IGRT) [online prezentace]. Kouty nad Desnou: Česká společnost fyziků v medicíně, z.s., 2010 [cit. 2018-05-04].  
Dostupné z: [http://www.csfm.cz/userfiles/file/Aktuality/Prednasky\\_Konference\\_2010/Dufek%20prednaska%20Kouty%202010.pdf](http://www.csfm.cz/userfiles/file/Aktuality/Prednasky_Konference_2010/Dufek%20prednaska%20Kouty%202010.pdf)
25. VYBÍRALOVÁ, Martina. a David FELTL. Radioterapie řízená obrazem. Postgraduální medicína [online]. 2009, 11(3), 303-307 [cit. 2018-04-22]. ISSN 1212-4184.  
Dostupné z: <http://www.zdravotnickenoviny.cz/scripts/detail.php?id=414588>
26. ODRÁŽKA, Karel, Martin DOLEŽEL a Jaroslav VAŇÁSEK. Moderní metody zevní radioterapie v léčbě karcinomu prostaty. Česká urologie [online]. 2010, 14(2), 81-91 [cit. 2018-04-22]. ISSN 1211-8729.  
Dostupné také z: [http://www.czechurol.cz/dwnld/1002\\_81\\_91.pdf](http://www.czechurol.cz/dwnld/1002_81_91.pdf)
27. RENSTRÖM, Johan. Evaluation of the Elekta Synergy concept for patient positioning in image guided radiotherapy [online]. Lund: Lund University, 2005. 38 s. [cit. 2018-04-22]. Absolventská práce. Lund University.  
Dostupné z: [http://www.radfys.lu.se/references/pdf/johan\\_renstrom.pdf](http://www.radfys.lu.se/references/pdf/johan_renstrom.pdf)
28. LIPUSOVÁ, Regina a Yvona KLEMENTOVÁ. Radioterapie karcinomu prostaty. Praktická radiologie. 2014, 19(4), 22-26. ISSN 1211-5053.
29. ODRÁŽKA, Karel, Martin DOLEŽEL a Jaroslav VAŇÁSEK. Zevní radioterapie karcinomu prostaty. Postgraduální medicína. 2012, 14(5), 553-560. ISSN 1212-4184.
30. ŠLAMPA, Pavel. Nové techniky radioterapie. Medical tribune. 2016, 12(17). ISSN 1214-8911.
31. VALICENTI, Richard K., Adam P. DICKER a David A. JAFFRAY. Image-guided radiation therapy of prostate cancer. New York: Informa Healthcare, c2008. ISBN 9781420060782.
32. Doporučení: Radiační ochrana: Zavedení systému jakosti při využívání významných zdrojů ionizujícího záření v radioterapii: Kilovoltážní zobrazovací systémy pro IGRT. Praha: Státní úřad pro jadernou bezpečnost (SÚJB), 2009.
33. VAŇÁSEK, Jaroslav, Karel ODRÁŽKA, Martin DOLEŽEL a Iveta KOLÁŘOVÁ. Adaptivní IG-IMRT karcinomu prostaty. Klinická onkologie. 2011, 24(5), 361-366. ISSN 0862-495X.

34. BINAROVÁ, Andrea. Radioterapie. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, 2010. ISBN 978-80-7368-701-4.
35. SOUMAROVÁ, Renata, Hana PERKOVÁ, Luboš HOMOLA, Stanislav MACHALA a Halina RICHTEROVÁ. Moderní radioterapie lokalizovaného karcinomu prostaty. Česká urologie. 2013, 17(3), 154-165. ISSN 1211-8729.
36. PETIT, Steven F., et al. Calibration of megavoltage cone-beam CT for radiotherapy dose calculations: Correction of cupping artifacts and conversion of CT numbers to electron density. Medical Physics [online]. 2008, vol. 35, n. 3, [cit. 2018-04-22].  
Dostupné z: [http://www.maastro.nl/upload/59099\\_7552\\_1202970246987-Petit\(2008\).pdf](http://www.maastro.nl/upload/59099_7552_1202970246987-Petit(2008).pdf)
37. SÚKUPOVÁ, Lucie. Klinické CT a cone-beam CT. Česká radiologie [online]. 2015, 69(1), 48-54 [cit. 2018-04-22]. ISSN 1210-7883.  
Dostupné také z: <http://www.cesradiol.cz/vydanacisla.php>
38. KOTTAL, Shailesh. Three-dimensional basics: CT vs. CBCT [online]. 2014 [cit. 2018-05-06].  
Dostupné z: <https://carestreamdentalblogdotcom1.wordpress.com/2014/01/03/three-dimensional-basics-ct-vs-cbct/>
39. MIRACLE, A.C.; MUKHERJI, S.K. Conebeam CT of the Head and Neck, Part 1: Physical Principles. American Journal of Neuroradiology [online]. 2009, vol. 30, n. 6, [cit. 2018-04-22].  
Dostupné z: <http://www.ajnr.org/cgi/reprint/30/6/1088>
40. FERDA, Jiří; MÍRKA, Hynek. Konstrukce výpočetního tomografu [online prezentace]. Klinika zobrazovacích metod LFUK a FN v Plzni, [cit. 2018-04-22].  
Dostupné z: [http://radiologieplzen.eu/wp-content/uploads/CT%C5%Alkola2010\\_konstrukce\\_CT.pdf](http://radiologieplzen.eu/wp-content/uploads/CT%C5%Alkola2010_konstrukce_CT.pdf)
41. BOURLAND, J.D., (ed.), Image-guided radiation therapy. Boca Raton, 2012.
42. MALINOVÁ, Běla, M. JIRKOVSKÁ, Š. VINAKURAU a A. KINDLOVÁ. Úskalí radioterapie karcinomu prostaty. In: Jihočeské onkologické dny. 2008, s. 44-45.
43. Doporučení: Radiační ochrana: Zavedení systému jakosti při využívání významných zdrojů ionizujícího záření v radioterapii: Bezpečné používání moderních radioterapeutických metod. Praha: Státní úřad pro jadernou bezpečnost (SÚJB), 2014.
44. Doporučení: Radiační ochrana: Zavedení systému jakosti při využívání významných zdrojů ionizujícího záření v radioterapii: Lineární urychlovače používané v radioterapii. Praha: Státní úřad pro jadernou bezpečnost (SÚJB), 2015.

45. DOROTÍK, Jan. Radioterapeutické přístroje. Ostrava: Ostravská univerzita, Zdravotně sociální fakulta, 2006. ISBN 80-7368-220-6.
46. VAN HERK, M., et al. The probability of correct target dosage: Dose-Population Histograms for deriving treatment margins in radiotherapy. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.* 2000; 47: 1121-1135.
47. KAŠAOVÁ, L. Kvantitativní zhodnocení přínosu použití zlatých zrn při radioterapii. Disertační práce. Univerzita obrany, Fakulta vojenského zdravotnictví, Hradec Králové. 2014.
48. SMEENK, R. J., B. S. TEH and E. B. BUTLER. Is there a role for endorectal balloons in prostate radiotherapy? A systematic review. *Radiotherapy and Oncology*, 2010, 95 (3), s 277-282. ISSN 0167-8140
49. HANZLOVÁ, Jitka a Jan HEMZA. Mužské pohlavní orgány. Základy anatomie soustavy trávicí, žláz s vnitřní sekrecí a soustavy močopohlavní [online]. Brno: Masarykova univerzita, 2013 [cit. 2018-05-08].  
Dostupné z: [https://is.muni.cz/do/fsps/e-learning/zaklady\\_anatomie/zakl\\_anatomie\\_II/pages/muzske\\_organy.html](https://is.muni.cz/do/fsps/e-learning/zaklady_anatomie/zakl_anatomie_II/pages/muzske_organy.html)
50. HRADIL, David, Vladimír ŠTUDENT a Milan KRÁL. Diagnostika a staging karcinomu prostaty. *Onkologie* [online]. 2014, 8(1), 15-18. ISSN 1802-4475 [cit. 2018-05-010].  
Dostupné také z: <http://www.onkologiecs.cz/archiv.php>



## 10 SEZNAM POUŽITÝCH OBRÁZKŮ

<b>Obrázek 1</b> Průběh hloubkových dávek v tkáni u jednotlivých typů záření .....	17
<b>Obrázek 2</b> Schématické znázornění využití IGRT při IMRT technice .....	23
<b>Obrázek 3</b> Tvar RTG svazků pro CT a CBCT .....	25
<b>Obrázek 4</b> Ovládací panel ozařovacího stolu (firmy Varian) ve Fakultní nemocnici Motol .....	28
<b>Obrázek 5</b> Graf průměrných odchylek nastavení pacientů ve 3 směrech při nastavení na kosti či na zrna. ....	33
<b>Obrázek 6</b> Graf porovnání maximálních hodnot odchylek při nastavení ve 3 směrech na kosti nebo na zrna.....	34
<b>Obrázek 7</b> Graf četností odchylek při nastavení pacientů ve 3 směrech při registraci obrazů na kosti a na zrna. ....	35
<b>Obrázek 8</b> Graf průměrných odchylek nastavení pacientů ve 3 směrech při nastavení na kosti. ....	37
<b>Obrázek 9</b> Graf maximálních hodnot odchylek při nastavení ve 3 směrech na kosti.....	38
<b>Obrázek 10</b> Graf četností odchylek při nastavení pacientů ve 3 směrech při registraci obrazů na kosti. ....	39
<b>Obrázek 11</b> Graf průměrných odchylek nastavení pacientů ve 3 směrech při nastavení na kosti či na zrna. ....	40
<b>Obrázek 12</b> Graf porovnání maximálních hodnot odchylek při nastavení ve 3 směrech na kosti nebo na zrna. ....	41
<b>Obrázek 13</b> Graf četností odchylek při nastavení pacientů ve 3 směrech při registraci obrazů na kosti a na zrna.....	42
<b>Obrázek 14</b> Graf průměrných odchylek nastavení pacientů ve 3 směrech při nastavení na kosti.....	44
<b>Obrázek 15</b> Graf maximálních hodnot odchylek při nastavení ve 3 směrech na kosti...	45
<b>Obrázek 16</b> Graf četností odchylek při nastavení pacientů ve 3 směrech při registraci obrazů na kosti. ....	46
<b>Obrázek 17</b> Postupové schéma přípravné fáze .....	62

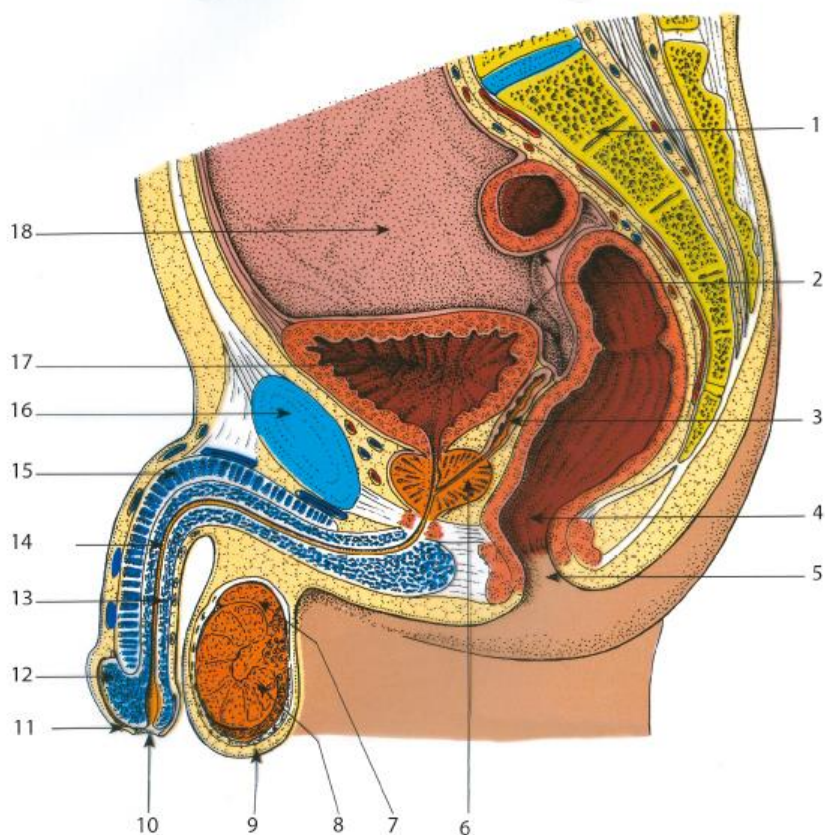
## 11 SEZNAM POUŽITÝCH TABULEK

<b>Tabulka 1</b> Přehled prognostických skupin .....	15
<b>Tabulka 2</b> Přehled průměrných odchylek absolutních hodnot, směrodatných odchylek výběru, mediánu a maximálních hodnot odchylek ve směrech LAT, VRT, LNG, získané registrací obrazů na kosti a na zrna. ....	34
<b>Tabulka 3</b> Četnosti odchylek při nastavení na kosti nebo na zrna. ....	35
<b>Tabulka 4</b> Přehled průměrných odchylek absolutních hodnot, směrodatných odchylek výběru, mediánu a maximálních hodnot odchylek, které jsou zpracovány pro tři rotační směry korekcí. ....	36
<b>Tabulka 5</b> Přehled průměrných odchylek absolutních hodnot, směrodatných odchylek výběru, mediánu a maximálních hodnot odchylek ve směrech LAT, VRT, LNG, získané registrací obrazů na kosti. ....	38
<b>Tabulka 6</b> Četnosti odchylek při nastavení na kosti.....	39
<b>Tabulka 7</b> Přehled průměrných odchylek absolutních hodnot, směrodatných odchylek výběru, mediánu a maximálních hodnot odchylek ve směrech LAT, VRT, LNG, získané registrací obrazů na kosti a na zrna. ....	41
<b>Tabulka 8</b> Četnosti odchylek při nastavení na kosti nebo na zrna. ....	42
<b>Tabulka 9</b> Přehled průměrných odchylek absolutních hodnot, směrodatných odchylek výběru, mediánu a maximálních hodnot odchylek ve směrech LAT, VRT, LNG, získané registrací obrazů na zrna. ....	43
<b>Tabulka 10</b> Četnosti odchylek při nastavení na zrna. ....	43
<b>Tabulka 11</b> Přehled průměrných odchylek absolutních hodnot, směrodatných odchylek výběru, mediánu a maximálních hodnot odchylek ve směrech LAT, VRT, LNG, získané registrací obrazů na kosti. ....	45
<b>Tabulka 12</b> Četnosti odchylek při nastavení na kosti.....	46

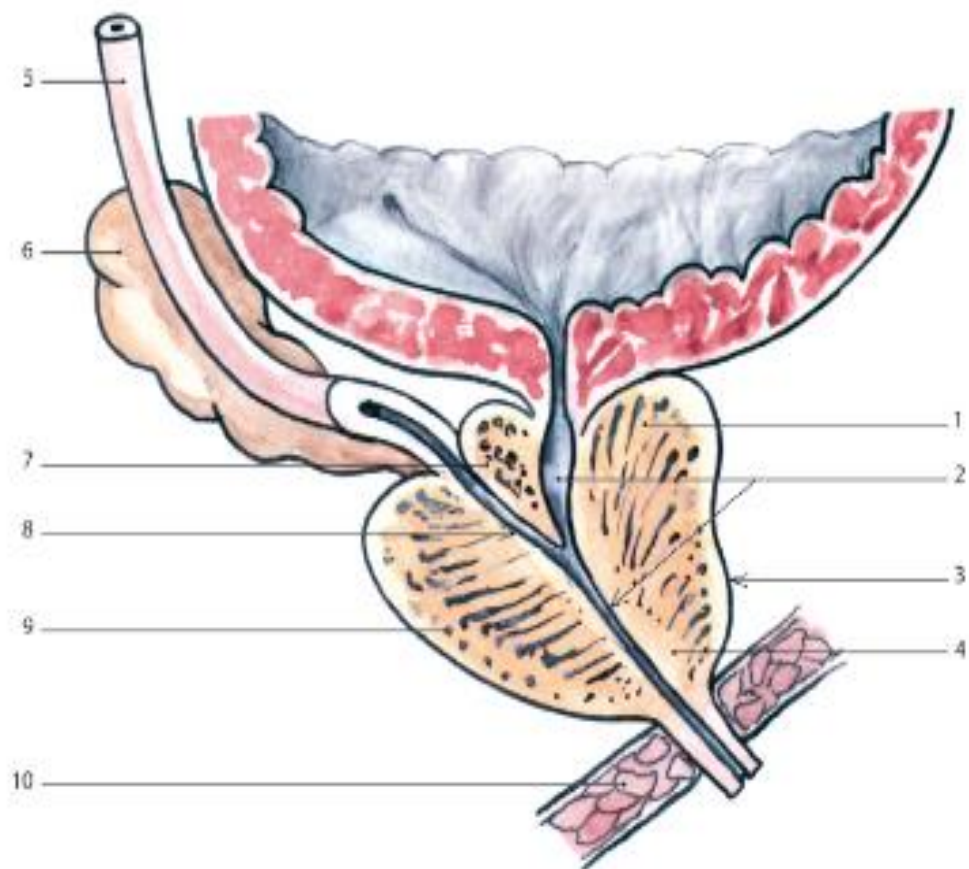
## 12 SEZNAM PŘÍLOH

<b>Příloha 1</b> Mužské pohlavní orgány .....	I
<b>Příloha 2</b> Žláza předstojná – prostata .....	II
<b>Příloha 3</b> TNM klasifikace CaP .....	III
<b>Příloha 4</b> Stanovení cílových objemů podle ICRU .....	IV
<b>Příloha 5</b> Přehled cílových objemů v radioterapii.....	IV
<b>Příloha 6</b> Ukázka fixace pacienta při léčbě CaP v PTC .....	V
<b>Příloha 7</b> Ozařovna v PTC .....	V
<b>Příloha 8</b> Pelvicast - fixační pomůcky v PTC .....	VI
<b>Příloha 9</b> Vac-Lok (vytváraný tělem pacienta) - fixační pomůcky v Krajské nemocnici Liberec .....	VI
<b>Příloha 10</b> Vac-Lok (původní stav) - fixační pomůcky v Krajské nemocnici Liberec .	VII
<b>Příloha 11</b> Ozařovna v Krajské nemocnici Liberec .....	VII
<b>Příloha 12</b> Ukázka fixace pacienta ve Fakultní nemocnici v Motole .....	VIII
<b>Příloha 13</b> Combifix – fixační pomůcky ve Fakultní nemocnici Motol .....	VIII
<b>Příloha 14</b> Ozařovna ve Fakultní nemocnici Motol .....	IX
<b>Příloha 15</b> Pelvicast - fixační pomůcka v Nemocnici Chomutov .....	IX

- 1 Křížová kost  
*Os sacrum*
- 2 Pobříšnice  
*Peritoneum*
- 3 Semenné vāčky  
*Vesiculae seminales*
- 4 Konečník  
*Rectum*
- 5 Řit  
*Anus*
- 6 Žláza předstojná  
*Prostata*
- 7 Nadvarle  
*Epididymis*
- 8 Varle  
*Testis*
- 9 Šourek  
*Scrotum*
- 10 Ústí močové trubice  
*Ostium urethrae externum*
- 11 Předkožka  
*Praeputium*
- 12 Žalud  
*Glans penis*
- 13 Houbovitě topořivé těleso  
*Corpus spongiosum*
- 14 Močová trubice  
*Urethra*
- 15 Dutinkové topořivé těleso  
*Corpus cavernosum*
- 16 Stydká spona  
*Symphysis*
- 17 Močový měchýř  
*Vesica urinaria*
- 18 Peritoneální prostor  
*Spatium peritoneale*



Příloha 1 Mužské pohlavní orgány [49]

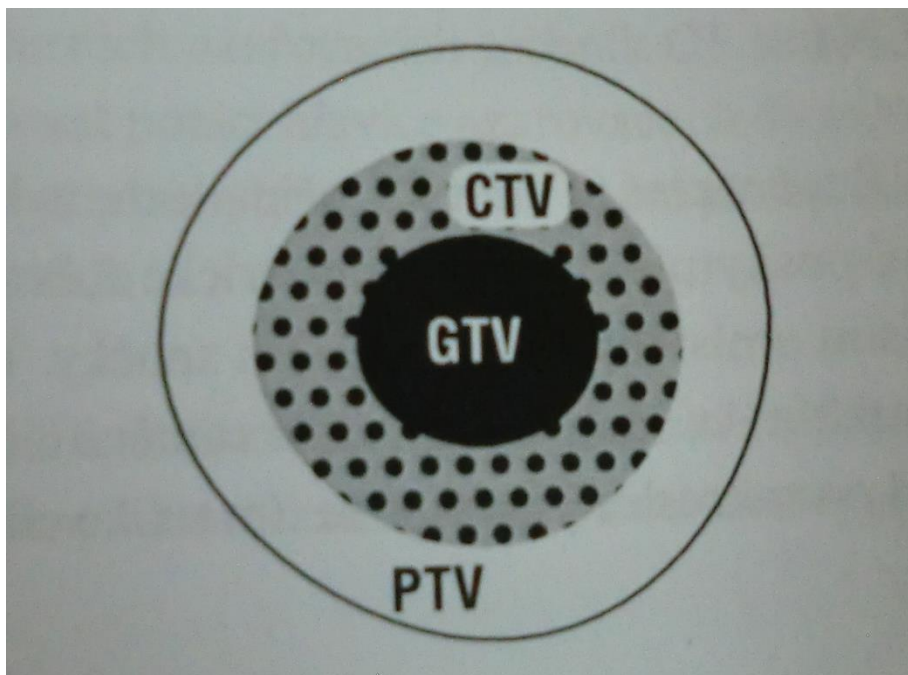


- |  |   |
|--|---|
| 1 Prostatová báze<br><i>Basis prostatae</i>                        | 6 Levý semenný váček<br><i>Glandula vesiculosa sinistra</i> |
| 2 Prostatová část trubice močové<br><i>Uretra, pars prostatica</i> | 7 Střední lalok<br><i>Lobus medius</i>                      |
| 3 Přední plocha<br><i>Facies anterior</i>                          | 8 Vystřikovací kanálek<br><i>Ductus ejaculatorius</i>       |
| 4 Prostatový hrot<br><i>Apex prostatae</i>                         | 9 Zadní lalok<br><i>Lobus posterior</i>                     |
| 5 Levý chámovod<br><i>Ductus deferens sinister</i>                 | 10 Přepážka močopohlavní<br><i>Diaphragma urogenitale</i>   |

Příloha 2 Žláza předstojná – prostata [49]

Příloha 3 TNM klasifikace CaP [50]

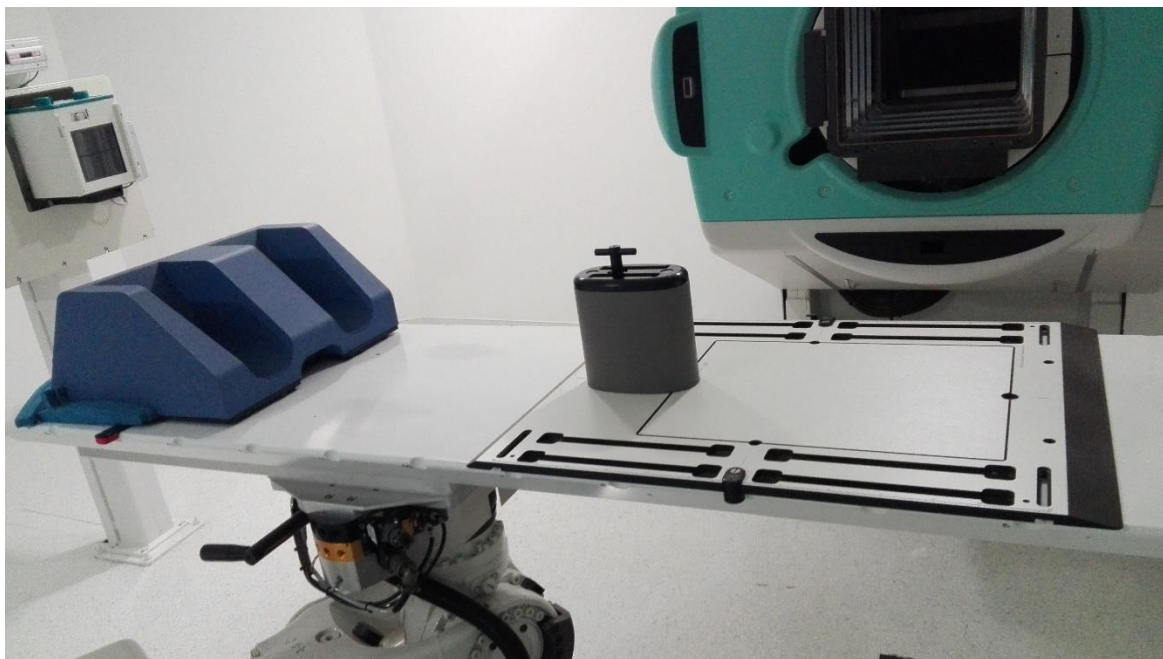
<b>TNM klasifikace</b>
<b>T – primární nádor</b>
<b>TX – Primární nádor nelze hodnotit T0 – Bez známek primárního nádoru</b>
<b>T0 – Bez známek primárního nádoru</b>
<b>T1 – Klinicky nezjistitelný nádor, ani palpačně, ani zobrazovacím systémem</b>
T1a – Náhodně zjištěný histologicky v $\leq 5\%$ resekované tkáni
T1b – Náhodně zjištěný histologicky v $> 5\%$ resekované tkáni
T1c – Nádor zjištěn při punkční biopsii (indikované např. na základě elevace PSA)
<b>T2 – Nádor omezen na prostatu</b>
T2a – Nádor postihuje polovinu jednoho laloku nebo méně
T2b – Nádor postihuje více než polovinu laloku, ne však oba laloky
T2c – Nádor postihuje oba laloky
<b>T3 – Nádor se šíří přes pouzdro prostaty</b>
T3a – Extrakapsulární šíření (jedno – nebo oboustranné) včetně mikroskopického poškození hrdla močového měchýře
T3b – Nádor infiltruje semenný váček (váčky)
<b>T4 – Nádor je fixován nebo postihuje okolní struktury jiné než semenné váčky: zevní sfinktery, rektum, mm. Levatores a/nebo stěnu pánve)</b>
<b>N – regionální mízní uzliny</b>
<b>NX – Regionální mízní uzliny nelze hodnotit</b>
<b>N0 – Regionální mízní uzliny bez metastáz</b>
<b>N1 – Metastázy v regionálních mízních uzlinách</b>
<b>M – vzdálené metastázy</b>
<b>MX – Vzdálené metastázy nelze hodnotit</b>
<b>M0 – Bez vzdálených metastáz</b>
<b>M1 – Vzdálené metastázy</b>
M1a – Jiná než regionální mízní uzlina (uzliny)
M1b – Kost (kosti)
M1c – Jiná (jiné) lokalizace



Příloha 4 Stanovení cílových objemů podle ICRU [10]

Příloha 5 Přehled cílových objemů v radioterapii [10]

<b>Přehled cílových objemů v radioterapii</b>	
<b>Nádorový objem (GTV – Gross Tumor Volume)</b>	Zahrnují veškerou viditelnou makroskopickou nádorovou infiltraci. Určení objemu nádoru všemi dostupnými diagnostickými zobrazovacími metodami či klinickým vyšetřením. Objem nelze definovat, pokud se jedná o pooperační léčbu po radikálním chirurgickém výkonu.
<b>Klinický cílový objem (CTV – Clinical Target Volume)</b>	CTV zahrnuje GTV objem s lemem zahrnujícím subklinické mikroskopické šíření nádoru, popř. svodný lymfatický systém.
<b>Plánovací cílový objem – (PTV – Planning Target Volume)</b>	Součástí PTV je CTV s lemem zahrnujícím pohyblivost tumoru (kompenzace nepřesností v důsledku pohybů – dýchání, nepřesností při nastavení pacientů, změny velikostí orgánů).



Příloha 6 Ukázka fixace pacienta při léčbě CaP v PTC (vlastní zdroj)



Příloha 7 Ozařovna v PTC (vlastní zdroj)





Příloha 8 Pelvicast - fixační pomůcky v PTC (vlastní zdroj)



Příloha 9 Vac-Lok (vytváraný tělem pacienta) - fixační pomůcky v Krajské nemocnici Liberec (vlastní zdroj)



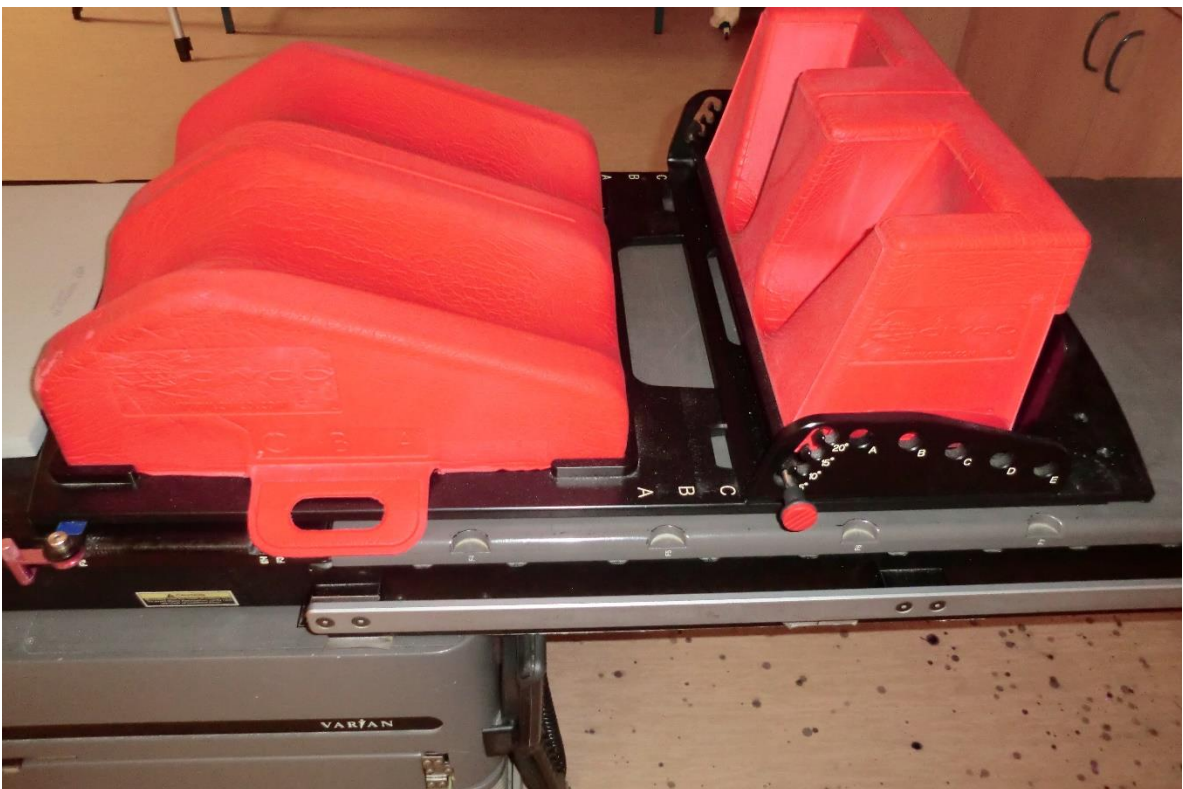
Příloha 10 Vac-Lok (původní stav) - fixační pomůcky v Krajské nemocnici Liberec (vlastní zdroj)



Příloha 11 Ozařovna v Krajské nemocnici Liberec (vlastní zdroj)



Příloha 12 Ukázka fixace pacienta ve Fakultní nemocnici v Motole (vlastní zdroj)



Příloha 13 Combifix – fixační pomůcky ve Fakultní nemocnici Motol (vlastní zdroj)



Příloha 14 Ozařovna ve Fakultní nemocnici Motol (vlastní zdroj)



Příloha 15 Pelvicast - fixační pomůcka v Nemocnici Chomutov (vlastní zdroj)