

*Jihočeská univerzita v českých Budějovicích*  
*Zdravotně sociální fakulta*

**Bakalářská práce**

*2007*

*Lucie Bártová*

**Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích**  
**Zdravotně sociální fakulta**

**Význam Electronic Portal Imaging  
při kontrole změny ozařovací polohy**

**Bakalářská práce**

**Vypracovala: Lucie Bártová**

**20. srpna 2007**

**Vedoucí práce: Mgr. Lubomír Francl**

## **Abstract**

For treatment in radiotherapy was a largely progress introduction new technology and verification device.

Portal imaging is the acquisition of images with a radiotherapy beam. Imaging theory suggests that the quality of portal images could be much higher if the efficiency of the imaging media in detecting radiation could be improved. Introduction of new media (films and electronic portal imaging devices) has confirmed this by markedly increasing the quality of portal images. Images from these devices can then be used to verify a patient's treatment. Geometric verification requires the portal image to be registered with a reference image. Dosimetric verification requires the portal imager to be calibrated for dose. This review gives a brief overview of the current areas of interest in portal imaging: imaging theory, imaging media, film and electronic portal imaging devices, image registration.

New technology performs alternative quality and correct imaging in radiotherapy; it makes possibility for improving patient health care.

With modernization and development devices tools and computer tomography in radiotherapy department lead increasing and claims for work and knowledge of radiologist assistant.

## **Poděkování**

Ráda bych poděkovala svému konzultantovi Mgr. Lubomíru Franclovi.

Dále bych chtěla poděkovat své rodině za podporu během celého mého studia.

Prohlašuji, že svoji bakalářskou práci jsem vypracoval/a samostatně pouze s použitím pramenů a literatury uvedených v seznamu citované literatury.

Prohlašuji, že v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb. v platném znění souhlasím se zveřejněním své bakalářské práce, a to v nezkrácené podobě fakultou elektronickou cestou ve veřejně přístupné části databáze STAG provozované Jihočeskou univerzitou v Českých Budějovicích na jejích internetových stránkách.

Datum 20. srpna 2007

Podpis studenta

## Obsah

Úvod .....	3
<b>1. Současný stav dané problematiky .....</b>	<b>4</b>
<b>1.1. Radioterapie .....</b>	<b>4</b>
<b>1.2. Rozdělení radioterapie .....</b>	<b>5</b>
1.2.1. Nádorová terapie .....	5
1.2.2. Nenádorová terapie .....	5
1.2.3. Kurativní radioterapie .....	5
1.2.4. Paliativní radioterapie.....	5
1.2.5. Teleterapie .....	6
1.2.6. Brachyterapie.....	6
<b>1.3. Základní pojmy používané v radioterapii.....</b>	<b>7</b>
1.3.1. Názvosloví nádorů .....	7
1.3.1.1. Benigní nádory.....	7
1.3.1.2. Maligní nádory.....	7
1.3.2. Cesty šíření nádorů .....	8
1.3.3. Druhy nádorů.....	8
1.3.4. TNM systém.....	8
<b>1.4. Fyzikální základy radioterapie .....</b>	<b>9</b>
1.4.1. Elektronové záření (elektrony).....	9
1.4.2. Záření gama .....	9
1.4.2.1. Fotoelektrický jev .....	9
1.4.2.2. Comptonův jev.....	10
1.4.2.3. Tvorba párů.....	10
<b>1.5. Základní veličiny dozimetrie.....</b>	<b>10</b>
1.5.1. Povrchová dávka.....	10
1.5.2. Maximální dávka.....	10
1.5.3. Hloubková dávka .....	11
1.5.4. Cílový objem (ozařované ložisko).....	11
1.5.5. Kritický orgán .....	11
1.5.6. Maximální ložisková dávka.....	11
1.5.7. Minimální ložisková dávka .....	11
1.5.8. ICRU bod .....	11
<b>1.6. Přístroje používané v radioterapii .....</b>	<b>11</b>
1.6.1. Simulátor.....	11
1.6.2. CT přístroje .....	12
1.6.3. Plánovací systémy.....	13
1.6.4. Ozařovací přístroje .....	13
1.6.4.1. Přístroje pro RTG terapii .....	13
1.6.4.2. Radionuklidové ozařovací přístroje .....	14
1.6.4.2. Urychlovače částic (betatron, lineární urychlovač) .....	15
<b>1.7. Ozařovací poloha .....</b>	<b>16</b>
1.7.1. Obecné požadavky na ozařovací polohu .....	16
<b>1.8. Plánování radioterapie.....</b>	<b>18</b>

1.8.1.	<i>Algoritmus plánování radioterapie</i> .....	20
1.8.2.	<i>Postup při plánování léčby zářením</i> .....	21
1.8.2.1.	Získání kompletních klinických informací .....	21
1.8.2.2.	Rozhodnutí o způsobu léčby .....	21
1.8.2.3.	Lokalizace cílového objemu, simulace ozařovacích podmínek, získání dalších informací o anatomických poměrech potřebných pro přípravu ozařovacího plánu .....	21
1.8.2.4.	Provedení CT řezů pro plánování léčby .....	22
1.8.2.5.	Určení cílových objemů a kritických orgánů.....	22
1.8.2.6.	Volba vhodného uspořádání polí a výpočet izodozního plánu, optimalizace izodozního plánu .....	25
1.8.2.7.	Simulace ozařovacích podmínek podle schváleného ozařovacího plánu	26
1.8.2.8.	Vlastní léčba .....	27
1.8.2.9.	Verifikační systém a verifikační snímky .....	27
1.8.3.	<i>Frakcionace záření</i> .....	27
1.8.3.1.	Standardní frakcionace .....	28
1.8.3.2.	Hypofrakcionace .....	28
1.8.3.3.	Hyperfrakcionace .....	28
<b>2.</b>	<b>Cíle práce a hypotézy</b> .....	<b>29</b>
2.1.	<i>Hypotézy</i> .....	29
<b>3.</b>	<b>Metodika Práce</b> .....	<b>30</b>
<b>4.</b>	<b>Výsledky</b> .....	<b>31</b>
4.1.	<i>Zobrazování v radiační onkologii</i> .....	31
4.1.1.	<i>Filmy Kodak pro onkologii</i> .....	32
4.1.2.	Elektronické zobrazovací systémy.....	33
4.1.2.1.	Kamerový systém .....	33
4.1.2.2.	Systém využívající ionizační komory.....	33
4.1.2.3.	Flat panel detektor .....	34
4.2.	<i>Provádění, zpracování a hodnocení obrazů</i> .....	36
4.2.1.	<i>Provádění portálového zobrazování</i> .....	36
4.2.1.1.	Zpracování snímků .....	37
4.2.1.2.	Hodnocení a ověřování snímků .....	37
4.3.	<i>Soubor pacientů</i> .....	38
4.3.1.	<i>Soubor 30 pacientů u nastavení pánve</i> .....	38
4.3.2.	<i>Soubor 30 pacientů u nastavení prsu</i> .....	40
4.3.3.	<i>Soubor 30 pacientů u nastavení hlavy a krku</i> .....	42
4.3.4.	<i>Soubor 10 pacientů u nastavení mozku</i> .....	44
4.4.	<i>Výsledky souborů</i> .....	44
4.5.	<i>Grafické zpracování souborů pacientů léčených na Onkologickém oddělení Nemocnice České Budějovice v roce 2006 –2007 ( procentuální zastoupení vyhovujících a nevyhovujících snímků)</i> .....	45
<b>5.</b>	<b>Diskuze</b> .....	<b>54</b>

5.1.	<i>Smysl verifikačních snímků.....</i>	54
5.2.	<i>Zhodnocení přínosu EPI pro léčbu v radioterapii.....</i>	54
6.	<b>Závěr .....</b>	<b>55</b>
7.	<b>Použitá literatura .....</b>	<b>56</b>
9.	<b>Seznam zkratk .....</b>	<b>59</b>
10.	<b>Přílohy .....</b>	<b>60</b>



## Úvod

Bakalářskou práci na téma Význam Electronic Portal Imaging při kontrole změny ozařovací polohy jsem si vybrala, protože mě toto téma zaujalo a připadá mi velmi zajímavé. Také bych si ráda v této oblasti radioterapie rozšířila znalosti.

V posledních letech dochází k technického pokroku a rozvoji lékařských oborů. Dochází k modernizaci přístrojů a zařízení ve zdravotnictví. Velký pokrok zaznamenala v posledních letech i radioterapie. To vede k výrazným pokrokům jak na zvyšování kvality léčby a péče o pacienty, tak ke zvyšování kvality radioterapie.

Radiologický asistent, jakožto součást odborného zdravotnického týmu, musí dbát při výkonu svého povolání na dodržování všech protokolů a legislativních předpisů.

K pacientům musí přistupovat jako profesionál, aby získal důvěru a spolupráci pacienta a zajistil tak hladký průběh ošetření. Zvláště v radioterapii jsou na tuto stránku kladeny vysoké nároky.

V této práci se zabývám problematikou významu Electronic Portal Imaging při kontrole změny ozařovací polohy. V úvodu bakalářské práce chci krátce seznámit čtenáře s problematikou radioterapie, jejím rozdělením, rozdělení přístrojů v radioterapii, základními veličinami dozimetrie, ozařováním, plánováním terapie a algoritmy terapie.

Dále jsem se zaměřila na zobrazování v radiační onkologii, ať už jde o snímky na filmový materiál používaný v radiační onkologii nebo o elektronické zobrazovací systémy, využívající digitalizaci obrazu. Dále jsem věnovala pozornost verifikačním systémům a verifikaci jako takové.

Vytvořila jsem vlastní soubor pacientů a porovnála odchylky u portálního snímkování u různých technik (např. na pánev, hlavu a krk, prs, plíce). Potom jsem zhodnotila přínos Electronic Portal Imaging a jeho velký význam při léčbě onkologicky nemocných pacientů. Díky němu dochází k minimalizaci chyb během ozáření a tak ke zkvalitnění léčby v radioterapii.

## **1. Současný stav dané problematiky**

Předpokladem radioterapeutického využití ionizujícího záření jsou jeho letální účinky na buňky orgánů a tkání, tj. schopnost vyvolat jejich zánik spolu se skutečností, že citlivost různých buněk k letálnímu působení záření se ve velmi širokém rozmezí liší. Obecně platí, že buňky jsou vůči záření tím citlivější, čím vyšší je jejich proliferační fáze (mitotická) aktivita a čím nižší je stupeň jejich diferenciací, proto právě zhoubné nádory (zvláště rychle rostoucí, s vysokou mitotickou aktivitou a nediferenciované, bývají často velmi radiosenzitivní).

Bylo spolehlivě prokázáno, že klíčovou strukturou, citlivým terčem radiačního působení na buňku, je jaderná deoxyribonukleová kyselina (DNA). Rozsah i kvalita jejího poškození se výrazně mění v průběhu buněčného cyklu a její citlivost je nejvyšší právě ve fázích úzce souvisejících s buněčným dělením.

Ionizující záření poškozuje nejen buňky nádoru, ale i normální tkáně. Některé z nich (mitoticky aktivní tkáně, jako krvetvorná, zárodečný epitel, kmenové buňky, z nichž regeneruje epitelová stěvná výstelka, atd.) ve stejné míře či dokonce i více než samotný nádor. Základním předpokladem efektivní radioterapie zhoubných nádorů je tedy provádět a zdokonalovat takové způsoby léčby, které maximalizují účinek záření na vlastní nádorovou tkáň, zejména na tu frakci nádorových buněk v ní, které mají schopnost neomezené proliferace (kmenové buňky), a na druhé straně minimalizují radiační poškození normálních tkání obklopujících vlastní nádor.

V současné době se radioterapie podílí na léčení asi 60% nemocných se zhoubnými nádory.

### **1.1. Radioterapie**

Radioterapie je klinický a vědní obor, využívající ionizujícího záření v léčbě nemocí jak maligních, tak nemaligních, a to buď samostatně, nebo v kombinaci s jinými léčebnými modalitami. Na nemocnou i zdravou tkáň působí pouze to záření, které bylo v tkáni absorbováno. V posledních letech udělala a stále dělá velký pokrok. Cílem radioterapie je dodání požadované dávky do cílového objemu při maximálním šetření okolní zdravé tkáně a kritických orgánů.

Se zdokonalujícími se ozařovacími přístroji a vývojem nových fixačních pomůcek se nabízí možnost dodat do cílového objemu stále vyšší dávky. S tímto trendem však rostou nároky na přesnost zaměření svazku záření do zvoleného cílového objemu při každé frakci záření.[7]

## **1.2. Rozdělení radioterapie**

Radioterapii rozdělujeme dle klinického nálezu na nádorovou a nenádorovou terapii, z hlediska léčebného záměru na paliativní a kurativní terapii, z hlediska vztahu zdroj záření - pacient na teleterapii a brachyterapii.

### **1.2.1. Nádorová terapie**

Jde o léčbu zhoubných nádorů ionizujícím zářením. Vždy je snahou ozářit cílový objem (nádor) co nejvíce je to možné, tak, aby došlo k zastavení nádorového bujení a následnému ústupu celého onemocnění. Zároveň je třeba, aby došlo k zanedbatelnému ozáření ostatních zdravých orgánů a tím se minimalizovaly případné vedlejší účinky ozáření.

### **1.2.2. Nenádorová terapie**

Vzhledem k všeobecné snaze o snížení radiační zátěže obyvatelstva i vzhledem k možným trvalým poškozením tkán a orgánů, ke kterým může dojít po ozáření, se používá léčení nezhoubných onemocnění zářením až po vyčerpání ostatních možností léčby. Ionizující záření působí v malých dávkách protizánětlivě a tlumí bolesti.

### **1.2.3. Kurativní radioterapie**

Od radioterapie očekáváme vyléčení nádorového onemocnění. Do oblasti postižené nádorovým bujením se snažíme aplikovat letální nádorovou dávku záření, o které předpokládáme, že zničí prakticky všechny nádorové buňky. Cílem je vyléčení pacienta.

### **1.2.4. Paliativní radioterapie**

Při paliativní léčbě klademe hlavní důraz na zmírnění potíží nebo na úplné vymizení potíží a teprve v druhé řadě se snažíme o likvidaci vlastního nádoru. Zásadně po skončení paliativního ozáření se má nemocný cítit lépe, než při zahájení léčby. Indikujeme tuto léčbu tam, kde předchozí vyšetření prokáže takový rozsah nádoru, že je

nevyléčitelný. Při stanovení dávky předpokládáme, že již po aplikaci 2/3 až 3/4 letální nádorové dávky dojde ke zmenšení nádoru a tím ke zmírnění obtíží.

#### 1.2.5. *Teleterapie*

Předpona „tele“ udává, že jde o ozáření „z dálky“ – zdroj záření je několik desítek centimetrů od těla nemocného. Záření ubývá s druhou mocninou vzdálenosti od zdroje. Při větší vzdálenosti tak získáme výhodnější poměr mezi množstvím záření, které dopadá na povrch těla a množstvím záření pronikajícím do hloubky, tedy do ozařované tkáně nebo orgánu. K teleterapii jsou využívány ozařovací přístroje pro teleterapii, kterým bude věnována zvláštní kapitola.

#### 1.2.6. *Brachyterapie*

Pod tímto pojmem označujeme skupinu velmi efektivních technik, jejichž charakteristickým rysem je úzký kontakt zdroje záření s cílovým objemem. Výsledkem je vysoká dávka v nádorovém ložisku většinou se sníženým nebezpečím poškození okolních zdravých tkání.

Zdroj záření se zavádí (punkcí či implantací) buď přímo do nádorového ložiska (ve formě drátků nebo jehel – kožní karcinomy, jazyk, prs) dále se příkládají na povrch nádoru (muláže – kožní karcinomy, itraorální karcinomy) nebo se intrakavitárně zavádí do tělesných dutin (např. do dělohy, pochvy, nosohltanu, jícnu, bronchů) postižených nádorovým onemocněním.

Selektivní ozáření nádorového ložiska je dosaženo tím, že intenzita záření je nejvyšší v bezprostřední blízkosti zářiče, zatímco ve větších vzdálenostech prudce klesá (ve vakuu by to bylo přibližně s druhou mocninou vzdálenosti, v tkáni je to ještě rychlejší vzhledem k exponenciální absorpci záření). Na nádorové ložisko je proto možné koncentrovat značně vysokou dávku záření, většinou bez nebezpečí závažnějšího poškození okolních zdravých tkání.

Jako zdrojů záření pro brachyterapii se dlouhou dobu používalo rádium  $^{226}\text{Ra}$ , jehož rozpadové produkty (jako je  $^{214}\text{Pb}$ ,  $^{214}\text{Bi}$ ,  $^{214}\text{Po}$ , ...) jsou intenzivními gama-zářiči. Rádium mělo některé nevýhody, např. při jeho rozpadu vzniká radon, dále nízká intenzita gama záření vedoucí k dlouhým expozičním dobám (cca 2 dny). Proto se rádium postupně nahradilo některými jinými umělými radioisotopy:  $^{60}\text{Co}$ ,  $^{137}\text{Cs}$ ,  $^{192}\text{Ir}$ ;

při dostatečně vysokých aktivitách se expoziční doba zkracuje i na 20 minut.

Zářiče, neboli radiofory, pro brachyterapii jsou uzavřené zapouzdřené radioisotopy, jejichž obaly mají tvar jehel, tub, drátů či válečků. Významné zdokonalení techniky brachyterapie představuje tzv. afterloading, jehož princip spočívá v tom, že se do cílové oblasti či tělesné dutiny se nejprve zavede aplikátor, který se přesně nastaví. Do tohoto aplikátoru se pak na stanovenou dobu zavádí vlastní zářič, který se po skončení expozice automaticky vrací zpět do stíněného boxu.

Dle velikosti náplně aplikátorů zdroje záření a tím výšky dávkového příkonu dělíme afterloadingové přístroje na přístroje s nízkým a s vysokým dávkovým příkonem.

Afterloadingové přístroje s nízkým dávkovým příkonem („low dose rate“ – LDR), dávkový příkon se zde pohybuje v rozmezí 0,6 – 1,2 Gy/hod. Jako zdroj záření se zde využívá  $^{137}\text{Cs}$  ve formě perel, tub.

Afterloadingové přístroje s vysokým dávkovým příkonem („high dose rate“ – HDR), dávkový příkon se zde pohybuje v rozmezí 60 – 120 Gy/hod. Jako zdroje záření se zde hojně využívají  $^{60}\text{Co}$  a  $^{192}\text{Ir}$  ve formě tub, perel a drátků.

Tato metoda podstatně zpřesňuje terapeutický efekt a výrazně snižuje radiační zátěž pracovníků při provádění brachyterapie.[7,8]

### ***1.3. Základní pojmy používané v radioterapii***

Nádorová onemocnění zahrnují skupinu onemocnění, jejíž podstatou je tvorba abnormální tkáňové hmoty s nekontrolovatelným růstem, s místní invazí nebo tvorbou vzdálených metastáz.

#### ***1.3.1. Názvosloví nádorů***

Nádory se dělí na dvě základní skupiny: benigní a maligní.

##### ***1.3.1.1. Benigní nádory***

Benigní nádory jsou zpravidla opouzdřeny proti okolní tkáni, netvoří vzdálené metastázy, jsou tvořeny histologicky normálními buňkami, rostou obvykle pomalu a jsou zpravidla dobře chirurgicky léčitelné.

##### ***1.3.1.2. Maligní nádory***

Maligní nádory rostou infiltrativně a destruktivně (tj. vrůstání nádorových buněk do mezibuněčných prostorů okolní tkáně a rozrušení kosti). Velice často tvoří vzdálené metastázy (dceřinná ložiska).

### *1.3.2. Cesty šíření nádorů*

Rozsev se děje krevní cestou, lymfatickou nebo preformovanými dutinami, buňky ztrácejí vlastnosti tkáně, ze které vznikly (nelze někdy určit místo prvotního vzniku), nádor je pak zcela autonomní, někdy nejde jednoduše chirurgicky odstranit a často přes usilovnou léčbu vede ke smrti svého hostitele.

### *1.3.3. Druhy nádorů*

Podle tkáňového původu rozlišujeme různé typy nádorů na nádory mezenchymové (fibrosarkom, liposarkom, chondrosarkom), nádory epitelové benigní (např. papilom, adenom), nádory epitelové maligní (karcinomy), nádory neuroektodermové (meningeom, glioblastom)

### *1.3.4. TNM systém*

TNM systém označuje rozsah choroby, byl vypracován UICC (Union Internationala Contre le Cancer), podle tohoto systému je každé histologicky ověřené onemocnění ohodnoceno pomocí tří kategorií.

T znamená rozsah primárního nádoru, N stav regionálních lymfatických uzlin, M přítomnost či nepřítomnost vzdálených metastáz.

K těmto písmenům se přiřazují dle rozsahu postižení hodnoty (pro T0 – 4, pro N0-3, pro M0 – 1). Čím vyšší číslo, tím větší rozsah a šíření. Tímto způsobem používaná klasifikace představuje velké množství kombinací, a proto se tyto kombinace shrnují do čtyř stadií.

Stadium I. představuje pouze lokální růst, bez jakékoliv diseminace.

Stadium II. představuje buď rozsáhlý lokální růst, bez diseminace, nebo minimální růst s počínající regionální diseminací.

Stadium III. představuje rozsáhlé lokální a regionální postižení bez vzdálené diseminace.

Stadium IV. představuje buď lokální přerůstání na jiné okolní tkáně, nebo i při malém místním postižení tvorbou vzdálených metastáz.

Klasifikace má svá všeobecná pravidla, která musí být striktně dodržena.[7]

#### **1.4. Fyzikální základy radioterapie**

Interakce ionizujícího záření s látkou je základem dozimetrie, radiobiologie, radiochemie a všech aplikací ionizujícího záření v různých oborech. Biologických účinků ionizujícího záření se od doby jeho objevu využívá v lékařství, v rostoucí míře především jako jednoho z účinných prostředků v rámci komplexní léčby zhoubných nádorů.

##### *1.4.1. Elektronové záření (elektrony)*

Elektrony jsou elektricky nabitě částice. Myšlenka jejich použití v léčbě onkologicky nemocných vychází z radiobiologického poznatku, že biologický účinek fotonového záření je způsoben nepřímo přes fotoelektrony, Comptonovy elektrony a elektrony z tvorby párů v ozářeném prostředí a že tyto elektrony jsou schopny ionizace a excitace. A tím tvoří fyzikální základ biologického účinku. Avšak tyto elektrony mají v tkáních jen velmi krátký dolet, a proto je třeba získat elektrony o podstatně vyšší energii. Léčba urychlenými elektrony je tudíž úzce spjata s vývojem urychlovačů částic.

##### *1.4.2. Záření gama*

Interakce záření gama s hmotným prostředím se výrazně odlišuje od interakce elektricky nabitých částic. Při průchodu prostředím uvolňují fotony elektricky nabitě částice (elektrony), které tím získají energii dostatečnou k tomu, aby byly schopné prostředí ionizovat a excitovat. Záření gama náleží tedy do kategorie nepřímo ionizujícího záření. Záření gama interaguje s látkou fotoefektem, Comptonovým rozptylem a tvorbou párů elektron – pozitron.

###### *1.4.2.1. Fotoelektrický jev*

Fotoelektrický jev popsal poprvé v roce 1887 Heinrich Hertz. Při fotoefektu předá foton záření gama veškerou svoji energii elektronu na některé z vnitřních slupek atomu. Tento elektron je z atomu uvolněn a jeho místo je zaplněno elektronem z vyšší slupky a přebytek energie je vyzářen v podobě fotonu charakteristického rentgenového záření. Fotoefekt se tedy projevuje hlavně u fotonů s nižší energií a v látkách s vysokým atomovým číslem. (např. ve stínícím materiálu Pb).

#### 1.4.2.2.Comptonův jev

Comptonův jev můžeme považovat za důkaz hmotného projevu fotonového záření. Jeho výklad byl podán až v roce 1922 Arthurem Comptonem (1892 – 1962), který experimentoval s rentgenovým zářením o vlnové délce 0.07nm, jehož kvanta odpovídají energii 17,8 keV.

Při Comptonově rozptylu se jedná o interakci fotonů se slabě vázanými elektrony na vnějších slupkách atomů. Foton předá část své energie volnému elektronu a uvede jej do pohybu. Rozptýlený foton pak s nižší energií pokračuje v pohybu v odlišném směru.

#### 1.4.2.3.Tvorba párů

Třetím nejdůležitějším procesem interakce fotonů s látkou je tvorba párů elektron – pozitron, spojená se zánikem fotonu. Energie fotonu se spotřebovává jednak na klidovou energii obou vzniklých částic, jednak na jejich kinetickou energii.

K procesu nemůže dojít bez přítomnosti třetí částice, kterou je zpravidla obal atomového jádra.Tato částice přijme zbytek hybnosti,neboť součet hybností elektronu a pozitronu je nižší než hybnost primárního fotonu a nebyl by splněn zákon zachování hybnosti.[4]

### 1.5. *Základní veličiny dozimetrie*

Aby bylo možné se zářením pracovat, je nutné jeho kvalitu i kvantitu definovat pomocí vhodných veličin, popisujících zdroje záření, pole záření, interakci a míru fyzikálních a biologických účinků záření, je celá řada. Vybrala jsem dle svého uvážení, jen ty nejdůležitější.

#### 1.5.1. *Povrchová dávka*

Je dávka na povrchu ozařovaného objemu. Není stejná na každém místě ozařovaného objemu. Nejvyšší je na centrálním paprsku (pokud není do svazku záření vložen kompenzační nebo jiný filtr, např.klínový) při kolmém dopadu centrálního paprsku na povrch ozařovaného objemu. Označuje se  $D_0$ . Vyjadřuje se v Gy/grey/.

#### 1.5.2. *Maximální dávka*



Je to nejvyšší dávka záření, která je na centrálním paprsku v určité hloubce pod povrchem (podle energie záření). Značí se  $D_{max}$ . Vyjadřuje se v Gy /grey/ a v %. U rtg terapie je maximální dávka na povrchu ložiskové léze.

#### *1.5.3. Hlubková dávka*

Je to dávka v Gy (tak jako povrchová a maximální), obvykle na centrálním paprsku ozařovacího svazku v určité hloubce (v cm) pod povrchem. Měří se přímo (na pacientovi, ve fantómu), nebo se vypočítá z tabulek procentuálních hloubkových dávek. Značí se  $D_n$ . Hlubková dávka nemusí odpovídat příslušným tabulkám, jestliže prozařovaný objem není homogenní.

#### *1.5.4. Cílový objem (ozařované ložisko)*

Je prostor, do něhož máme vpravit určitou dávku záření (v určitém čase). Je dán uložením v lidském těle – topografickými vztahy k okolí, velikostí a tvarem. Málo kdy se podaří dodat do cílového objemu stejnou dávku záření, spíše při malém objemu. Některá místa obdrží dávku vyšší, jiná nižší. Nejvyšší dávku v cílovém objemu označujeme jako maximální dávku ložiskovou, nejnižší jako minimální ložiskovou dávku. Cílový objem musí celý ležet v oblasti minimální ložiskové dávky.

#### *1.5.5. Kritický orgán*

Kritický orgán je orgán ležící v ozařovaném objemu, mající menší toleranční dávku než jaká je požadovaná celková dávka.

#### *1.5.6. Maximální ložisková dávka*

Je to nejvyšší dávka v cílovém objemu.

#### *1.5.7. Minimální ložisková dávka*

Je to nejnižší dávka v cílovém objemu. Letální nádorovou dávku počítáme do minimální ložiskové dávky.

#### *1.5.8. ICRU bod*

Tento bod by měl reprezentovat dávku u PTV (Planning Target Volume), měl by být jasně definován a přesně fyzikálně určen.

### **1.6. Přístroje používané v radioterapii**

#### *1.6.1. Simulátor*

Kurativní léčbu si dnes již nelze představit bez přesné lokalizace cílového objemu a simulace ozařovacích podmínek. K těmto úkonům slouží simulátor. Simulátor je RTG přístroj využívající během lokalizace a simulace principu skiaskopie, výsledek je dokumentován skiagrafickým obrazem, u moderních simulátorů je možnost digitalizace obrazu. Jeho technické parametry musí umožňovat napodobení všech (kromě výjimek) ozařovacích technik za daných ozařovacích podmínek. Další funkcí simulátoru je simulace ozařovacího plánu. Některé dnešní moderní simulátory jsou již schopné provádět CT řezy pro potřeby plánování léčby. Odpadá tak krok přesunu pacienta na CT přístroj.

Na simulátoru se provádí uložení pacienta do požadované ozařovací polohy, v případě potřeby s využitím fixačních pomůcek, zaměření cílového objemu (orientace dle kostěných struktur, případně podání kontrastní látky). Dále volba parametrů přístroje (velikost ozařovacích polí, úhel gantry, kolimátoru, příp. stolu - zde je omezení zesilovačem RTG obrazu při větším úhlu gantry), zhotovení lokalizačních snímků, označení (zakreslení) průmětů laserových zaměřovačů na povrch ozařovaného objemu (kůži pacienta, příp. povrch fixačních pomůcek), polohy izocentra nebo vstupu CP při SSD technikách. Pokud to technické parametry simulátoru dovolují provádí se CT řezy pro plánování léčby (při plánování bez využití CT - měření předozadních nebo laterolaterálních rozměrů pacienta). Verifikace, případně provedení změn dle schváleného ozařovacího plánu, kontrola přesnosti polohy vykrývacích bloků nebo lamel MLC a zhotovení simulačních snímků dále patří k činnostem prováděných na simulátoru.

#### *1.6.2. CT přístroje*

Plánovací CT vyšetření je dnes již nezbytností při plánování léčby zářením. Ve většině případů je CT přístroj umístěn na radiodiagnostickém oddělení, pouze na některých specializovaných radioterapeutických pracovištích je k dispozici vlastní CT přístroj.

Při tvorbě CT snímků pro potřeby plánování léčby je základním požadavkem, aby pacient ležel ve stejné ozařovací poloze s využitím fixačních pomůcek jako na simulátoru a následně při vlastním ozařování. Jen tak je zajištěno, že budou zachovány

veškeré ozařovací podmínky. Přesné nastavení ozařovací polohy je dosaženo pomocí světelných zaměřovačů, které se musí promítnout na značky na kůži pacienta. Je vhodné si polohu těchto značek označit kontrastním materiálem (např. drátkem), aby při vlastním procesu zhotovení ozařovacího plánu byla poloha značek na CT obrazech viditelná. Tyto CT obrazy jsou pak využívány pro standardní 2D (dvojměrné), tak i pro modernější 3D (trojměrné) plánování .

Pro lokalizaci, simulaci i tvorbu CT obrazů je možné využít jediný přístroj - CT simulátor. Je to speciálně upravený CT diagnostický přístroj s možností přímého plánování radioterapie. Výhodou tohoto přístroje je možnost provedení CT řezů ihned po nastavení (odpadá tak nutnost přesunu pacienta z radioterapeutického oddělení na CT, snižuje se riziko možnosti chyb při ukládání pacienta do ozařovací polohy na CT (u starších CT přístrojů byl průměr gantry menší a uložení pacienta např. do polohy s rukama za hlavou bylo velmi obtížné, ne-li nemožné), v neposlední řadě se i zkracuje čas potřebný pro přípravu ozařovacího plánu).

### *1.6.3. Plánovací systémy*

Počítačové systémy pro plánování léčby zářením slouží pro výpočet ozařovacích plánů. Rozvoj ozařovacích přístrojů a nových ozařovacích metod umožňuje i zvyšování celkové dávky dodané do cílového objemu. K tomu je také třeba zhotovit přesný izodozní plán, ze kterého získáme nejen ložiskovou dávku v cílovém objemu, ale i dávku v kritických orgánech. Moderní plánovací systémy ve spojení s moderními ozařovacími přístroji dovolují volbu optimální ozařovací techniky. Jak již bylo řečeno, tyto systémy pracují na podkladě informací z plánovacích CT řezů a simulačních snímků. Pracují ve dvou rovinách (2D plánování), nebo ve třech rovinách (3D plánování, prostorové plánování). Dávková distribuce je spočítána ve všech zhotovených CT řezech, což nám dává komplexní informaci o rozložení dávky v ozařovaném objemu.

### *1.6.4. Ozařovací přístroje*

#### *1.6.4.1. Přístroje pro RTG terapii*

Základem všech terapeutických RTG přístrojů je rentgenka s katodou tvořenou žhavicím vláknem a anodou, která má brzdny terčík. RTG záření vzniká nepružnou

srážkou rychlého elektronu emitovaného z vlákna katody a materiálem terčíku. Kombinací napětí na rentgence a filtrací záření bylo dosahováno požadované energie svazku záření. Velikost pole a vzdálenost OK je vymezena tubusy.

Přístroje pro RTG terapii dělíme na přístroje pro povrchovou RTG terapii, přístroje pro hloubkovou RTG terapii. Mezi těmito dvěma skupinami byla ještě třetí, tzv. středovoltážní terapie. Přístroje pro tento typ léčby pracovaly s napětím na rentgence 120 - 150 kV. Vzdálenost OK se pohybovala v rozmezí 15 - 20 cm. Dnes je tento způsob ozařování vytlačen radioizotopovými ozařovači a elektronovou terapií.

Přístroje pro povrchovou RTG produkují záření o velké vlnové délce - tzv. "měkké záření". Podle napětí na rentgence dělíme povrchovou terapii na Bucky terapii, kdy napětí na rentgence není větší než 20 kV. Používá se pro léčbu povrchových lézí (podle vlnové délky, která hraničí s ultrafialovým zářením se též někdy nazývá "hraniční RTG terapie"). Kontaktní terapie pracuje s napětím 40 - 100 kV. Vzdálenost OK je velmi malá, 1,5 - 5 cm. Vyznačuje se prudkým spádem dávky do hloubky. Používá se pro léčbu povrchových (kožních) nádorů, kde má velmi dobrý efekt.

Přístroje pro hloubkovou RTG terapii pracují s napětím 150 - 400 kV. Obvyklá vzdálenost OK je 40 - 50 kV. V dřívější době byly tyto přístroje používány pro léčbu všech nádorových onemocnění. Limitujícím faktorem byla maximální dávka na kůži, proto byly vyvinuty ozařovací techniky z více polí. S nástupem radioizotopových ozařovacích přístrojů a urychlovačů částic se tyto přístroje uplatňují v paliativní léčbě při ozařování kostních metastáz (rozdílná absorpce záření v kostech je zde výhodou) a při nenádorové terapii.

V současnosti jsou již k dispozici přístroje s takovým rozsahem volby kV a vzdálenosti OK, že spojují možnosti jak povrchové, tak hloubkové terapie.

#### 1.6.4.2. Radionuklidové ozařovací přístroje

Základem těchto ozařovacích přístrojů je radioizotop (v dnešní době se používá jako zdroj záření  $^{137}\text{Cs}$  a hlavně  $^{60}\text{Co}$ ), který je umístěn v ozařovací hlavici. Hlavice má většinou tvar koule a je vyrobena ze stínícího materiálu (ochuzený uran, olovo, wolframové slitiny nebo kombinace všech tří uvedených materiálů). Zdroj se uvádí do pracovní polohy různými mechanismy (zdroj se v hlavici otáčí směrem k výstupnímu

otvoru, posunuje se ze středu hlavice nad výstupní otvor, nebo zůstává v klidu v jedné poloze a ve směru užitečného svazku záření se otevírá uzávěr nebo clona). Hlavice je umístěna na stojanu u přístrojů umožňující pouze ozařování SSD technikou, nebo na pohyblivém rameni, které umožňuje použití izocentrických technik a pohybové terapie. Starší přístroje dovolovaly využití vykrývacích bloků umístěných do kolimačního systému pouze při úhlu CP 0°, dnešní moderní přístroje zajišťují využití podobných ozařovacích technik jako lineární urychlovače.

Cesiové ozařovače jsou dnes využívány hlavně v oblasti nenádorové terapie nebo při paliativním ozařování. Kobaltové ozařovací přístroje mají své využití rovněž v oblasti paliativní léčby. Na některých pracovištích jsou však i dnes používány ke kurativní terapii. Jako zdroj záření se  $^{60}\text{Co}$  používá i při stereotaktickém ozařování.

#### 1.6.4.2. Urychlovače částic (betatron, lineární urychlovač)

Činnost betatronu je založena na principu urychlování elektronů změnami magnetického pole na kruhové dráze. Vakuovaná trubice obsahuje žhavenou katodu, která je umístěna mezi pole střídavých magnetů. Uvolněné elektrony jsou na počátku urychlovacího cyklu zachyceny, soustředěny a pomocí změn magnetického pole jsou urychlovány na požadovanou rychlost. Poté jsou vychýleny na brzdný terčik a vzniká brzdné záření. Při léčbě urychlenými elektrony jsou elektrony vyvedeny z výstupního otvoru hlavice.

Dostí velkou nevýhodou betatronu bylo vymezení svazku záření X tubusy (omezená volba velikosti polí) a nízký dávkový příkon u záření X, čímž se prodlužoval ozařovací čas. I proto byly postupně vytlačovány lineárními urychlovači.

Lineární urychlovač je založen na možnosti urychlení částic (v klinické praxi nejčastěji elektronů) vysokofrekvenčními elektromagnetickými vlnami s vysokou energií v lineární trubici (odtud název lineární urychlovač). Vysokoenergetické elektrony mohou být použity přímo k léčbě nebo jsou směřovány k brzdnému terčiku a pak vzniká brzdné záření.

Existuje několik typů lineárních urychlovačů. V terapeutické praxi se používají lineární urychlovače založené na pohyblivých nebo stojatých elektromagnetických vlnách o frekvenci kolem 3 000 megacyklů za sekundu. Brzdné záření vzniká

nepružnou srážkou elektronů s materiálem terčíku o vysokém Z (wolfram). Terčík je u lineárních urychlovačů chlazený vodou. Výsledkem nepružné srážky urychlených elektronů s terčíkem je brzdné záření, které je spojitě s maximální energií rovnou počáteční energii elektronů. Průměrná energie fotonů je asi třetina až polovina maximální energie.

Při terapii urychlenými elektrony je svazek veden z okénka urychlovací trubice na rozptylovací fólii, čímž se docílí rozptýlení elektronů na celou plochu ozařovacího pole. Malá část elektronů se v rozptylovací fólii mění na brzdné záření, které kontaminuje elektronový svazek. Velikost pole je vymezeny kolimačním systémem a tubusy, do kterých je možno vložit individuálně vyrobené rámečky, což dovoluje podstatně větší možnost volby velikosti pole. Ozařuje se SSD technikami, obvyklá velikost SSD je 100 cm.

Při využití brzdného záření lineárního urychlovače je do svazku vkládán vyrovnávací filtr, který působí plošně, tzn. že ozařovací pole je v celém rozsahu homogenně ozářeno. Velikost ozařovacího pole je vymezeno kolimačním systémem (clonami). Moderní lineární urychlovače umožňují ozařování SSD technikami, izocentrickými technikami i pohybovou terapii. [8]

## ***1.7. Ozařovací poloha***

### *1.7.1. Obecné požadavky na ozařovací polohu*

Jedním z nejdůležitějších prvků v radioterapii je polohování pacienta do nejvhodnější ozařovací polohy z hlediska jak klinického, tak i technického, a zabezpečení reprodukovatelnosti této polohy po celou dobu ozařování. K tomu slouží fixace pacienta. Jejím cílem je snížit riziko nepřesností při ukládání pacienta do ozařovací polohy. Proto poloha pacienta musí být volena tak, aby byla v rámci možností pohodlná, snadno reprodukovatelná a praktická. Přesná reprodukce ozařovací polohy v průběhu celé série ( u kurativní léčby cca 30 – 40 frakcí ) je složitý úkol vyžadující kvalifikovaný a pečlivý personál. O složitosti tohoto problému svědčí celá řada publikací na toto téma.

Dalším hlediskem při volbě ozařovací polohy je požadavek, aby geometrie svazku záření byla naprosto stejná na simulátoru a na ozařovacím přístroji. I malé

rozdíly ve vztahu pacient – svazek záření na simulátoru a na ozařovači mohou hrát roli ve výsledku léčby a zvyšuje se riziko poškození pacienta. Ke kontrole je proto třeba provádět verifikační snímky na ozařovači a porovnat je se snímky ze simulátoru (největší problémy vznikají při ozařování pánve). Příčinou chyb může být rozdílné seřízení přístrojů, konstrukce (rigidita) ozařovacích stolů – např. na simulátoru je na stole pevná deska, na ozařovači pro izocentrické ozařování je “raketa”. Tyto rozdíly se mohou zdát zanedbatelné, ale jejich význam roste zvláště tam, kde ozařujeme v blízkosti kritických orgánů, při použití vykrývacích bloků, kompenzátorů apod.

Rovněž způsob obnažení ozařované části může ovlivnit ozařovací polohu a může mít vliv na reprodukovatelnost ozařovací polohy. Většinou se nepodaří, aby pacient stáhl oděv vždy stejným způsobem při každé frakci. Tím je ovlivněna křivka povrchu pacienta a tudíž nelze splnit požadavek přesné reprodukovatelnosti ozařovací polohy. Proto optimální řešení je, aby pacient měl obnaženu celou polovinu těla.

Změna hmotnosti pacienta či změna velikosti tumoru (a s tím související změna rozměrů AP, LL apod.) hraje rovněž svoji roli – může se změnit poloha vstupních bodů na kůži, tím se změní ozařovací podmínky. V tomto případě je třeba pacienta vzít znovu na simulátor a provést novou lokalizaci, verifikaci a vypracovat nový ozařovací plán.

Rovněž je třeba klást důraz na polohu končetin. Tak např. při ozařování hrudníku poloha HK hraje velkou roli, protože změna jejich polohy vede ke změně polohy značek na kůži a tak dochází k nepřesnému ozařování. Proto je jejich polohu nutno volit tak, aby byla přesně reprodukovatelná.

Staří či zmatení a nespolupracující pacienti musí navíc být fixováni k ozařovacímu stolu; u všech přístrojů musí být zajištěna možnost sledování pacientů během léčby ( okno, TV řetězec ).

Z uvedeného vyplývá, že polohování a fixace pacienta není jednoduchá záležitost a vyžaduje seriózní přístup.

Efektivní fixace pacienta je základem pro úspěšnou léčbu všude tam, kde v blízkosti ROI (event. i uvnitř ROI – region of interest-oblast zájmu) leží kritické orgány. Výhody získané tvarováním polí dle ROI mohou být smazány, nebo se změnit v nevýhodu, není-li zajištěna vhodná a dostatečná fixace pacienta v ozařovací poloze.

K tomu slouží nejrůznější fixační pomůcky. Na tyto pomůcky je kladeno mnoho požadavků. Jedním z nich je, že musí být vyrobeny z takového materiálu, který minimálně absorbuje ion. záření. Pokud obsahují kovové části, tyto musí být umístěny tak, aby nemohlo dojít k zakrytí části cílového objemu při plánovacích CT řezech, kde by mohly způsobit ztrátu důležitých obrazových informací potřebných pro plánování léčby, ani při léčbě samotné, kde by absorpce záření mohla způsobit deformaci hloubkového rozložení dávky. Dále je třeba počítat s tím, že při průchodu záření skrze fixační pomůcku může dojít ke zvýšení dávky na kůži v důsledku vznikajícího sekundárního záření. Proto jsou fixační pomůcky většinou vyráběny z umělých hmot (plexisklo, polystyren apod.). I ty mohou měnit rozložení dávky - větší tloušťka působí jako bolus a způsobuje větší zatížení kůže.

Dalším, na první pohled méně důležitým požadavkem je, že mají být vyrobeny z průhledného materiálu, aby bylo možno kontrolovat světelné pole, správnost SSD a nastavení pomocí světelných zaměřovačů. Je také nezbytné, aby fixační pomůcky byly lehké a přitom pevné a odolné. Možnost zakreslení vstupu CP na povrch pomůcek je také žádoucí, i když ve většině případů jsou značky zakreslovány na povrch pacienta.

Ve všech případech je třeba zajistit znehybnění nejen vlastní ozařované části těla, ale i jejího okolí. V praxi to znamená znehybnit alespoň jeden kloub pomocí fixační pomůcky (např. při ozařování hrudníku je nutno zajistit imobilizaci hlavy, krku, obou HK, boků). To vyžaduje určitou velikost fixačních pomůcek a je k tomu nutno přihlížet při jejich skladování v ozařovně. [3,8]

### ***1.8. Plánování radioterapie***

Při plánování ozařování hraje velkou roli stanovení optimálních ozařovacích podmínek. Zvolené ozařovací podmínky mohou velmi ovlivnit výsledek léčby v kladném i záporném významu. Znalost ozařovacích podmínek, jejich vzájemný vztah v závislosti k pacientovi a cílovému objemu je velmi důležitá.

Ozařovací podmínky - soubor fyzikálních faktorů, které ovlivňují procentuální hloubkovou dávku.

Mezi ozařovací podmínky patří kvalita záření, filtrace záření, ohnisková vzdálenost nebo SSD, ozařovací pole, ozařovaný objem, ozařovací čas, počet impulsů.



Pod kvalitou záření rozumíme druh záření, energii záření, homogenitu záření.

Ozařovaný objem se určuje během plánování ozařování a jeho velikost, umístění a další parametry mají podstatný vliv na výběr zdroje záření a určení velikosti pole. Také velikost ozařovaného objemu je určující pro výši jednotlivé a celkové dávky, neboť při velké integrální dávce (celková absorbovaná dávka záření v celém ozařovaném objemu pacienta) se zvyšuje riziko vzniku příznaků choroby z ozáření (zvracení, průjem, nauzea, leukopenie aj.)

U malých polí (objemů) lze aplikovat obecně vyšší dávku záření než u velkoobjemového ozařování.

Vývoj techniky (zejména v elektronice a v počítačové technice) vedl k rychlému vývoji změn v plánování radioterapie. Jednotlivé fáze zůstávají, kvalitativně se zlepšují.

Cílem radioterapie je zvládnout tumor při minimálním poškození zdravých tkání. V klinické radioterapii vlastnímu ozařování pacienta vždy předchází velmi důležitý a náročný proces plánování radioterapie, jehož výsledkem je tzv. ozařovací plán, obsahující všechny konkrétní detaily ozařovacího procesu pro daného pacienta.

Hlavním podkladem pro tvorbu ozařovacího plánu jsou podrobné rentgenové snímky ozařované oblasti - v současné době se jedná o snímky tomografické (CT). Tyto snímky slouží jednak pro přesnou lokalizaci nádorového ložiska spolu se stanovením jeho velikosti a tvaru, jednak jako podrobná anatomicko - denzitní mapa rozložení hustot tkání a umístění orgánů. Z těchto údajů a z požadované dávky záření v cílové tkáni (tato dávka závisí na druhu nádoru - na jeho radiosenzitivitě) se vypočítá intenzita, energie a geometrické parametry svazku záření, včetně přesného nastavení ozařovacích pozicí a úhlů, jakož i frakcionování dávky.

Celý proces plánování a následné radioterapie je nyní již do značné míry automatizován za použití počítačového softwaru, který zpracovává výchozí rtg obrazy, konstruuje izodozní křivky a spočítá dávky v cílovém orgánu, určuje ozařovací předpis a podle něj pak při vlastním ozařování řídí funkci a pohyby ozařovače. Vysoké nároky jsou kladeny na přesnost a reprodukovatelnost geometrické polohy pacienta vůči svazku záření; používají se pro to různé značky zakreslené na povrchu těla a laserové zaměřovače. Pro správnou souhru celého tohoto složitého "technologického řetězce" je

zapotřebí spolupráce zkušeného radiologického fyzika. Při exaktním plánování radioterapie se používá tzv. simulátor - přístroj, který napodobuje celý proces ozařování a umožňuje jeho optimalizaci.[3]

### *1.8.1. Algoritmus plánování radioterapie*

Základním předpokladem pro úspěšné plánování radioterapie je dobře vybavené pracoviště (tj.přístroje, dozimetrie, možnost přípravy ozařovacích pomůcek) a především odborná úroveň personálu.

Dříve než přistoupíme k plánování léčby je třeba mít dostatek vstupních informací o nádoru (orgán,kde je nádor lokalizován, typ nádoru (čili jeho histologii) a klinické stádium, v kterém se nádorové ložisko nachází) a údaje o pacientovi (jeho klinické vyšetření, je třeba znát jeho věk, předchozí léčbu, krevní vyšetření, včetně krevního obrazu) a stanovit léčebný záměr (zda uvažujeme o léčbě kurativní, zamýšlíme vyléčení pacienta, nebo je nádorové ložisko tak rozsáhlé, že lze uplatnit pouze léčbu paliativní). Popřípadě kombinace radioterapie s jinou léčbou a určit časovou posloupnost jednotlivých léčebných postupů.

Poté musíme vypracovat jednoduchý a přesný popis cílového objemu (např. mediastinum, pánev). Dále pokračujeme vhodným výběrem ozařovacího přístroje, počtem a velikostí ozařovaných polí.Také musíme určit ozařovací vzdálenost, úhel kolimátoru, úhel ramene ozařovacího přístroje. Potom potřebujeme znát dávkový příkon, povrchovou, ložiskovou minimální a maximální dávku, dávku v kritických orgánech (nověji se zavádí dávka v referenčním bodě nebo terapeutická dávka dodaná do cílového objemu).

V neposlední řadě také potřebujeme znát ozařovací čas, počet frakcí denně, týdně, interval mezi frakcemi a plánovaný celkový počet frakcí. Při plánování také volíme způsoby vykrytí. Součástí ozařovacího plánu je i úplný popis fixačních pomůcek. Výsledkem procesu plánování je vytvoření izodozního plánu. Dle standartních postupů zveřejněných ve Věstníku MZDr musí být uvedeno, kdo plán vypracoval a schválil.

Během ozařování je nutnost provádět verifikační snímky a simulační snímky pro minimalizaci chyb a správného zaměření cílového objemu.

### *1.8.2. Postup při plánování léčby zářením*

Příprava ozařovacího plánu je složitý proces, jehož výsledkem musí být vypracování optimálního léčebného postupu. Ozařovací plán musí být připraven tak, aby byl naplněn cíl radioterapie. Cílem radioterapie je dodání požadované dávky do cílového objemu během určité doby za maximálního šetření okolní zdravé tkáně a kritických orgánů.

Rozhodnutí o použití radioterapie jako způsobu léčby musí být založeno na potřebných diagnostických údajích. V procesu přípravy musí být postupně učiněny kroky k získání kompletních klinických informací, rozhodnutí o způsobu léčby, lokalizace cílového objemu, simulace ozařovacích podmínek, získání dalších informací o anatomických poměrech potřebných pro přípravu ozařovacího plánu, provedení CT řezů pro plánování léčby, určení cílových objemů a kritických orgánů, volba vhodného uspořádání polí a výpočet izodozního plánu, optimalizace izodozního plánu, verifikace ozařovacích podmínek podle schváleného ozařovacího plánu, vlastní léčba.

#### *1.8.2.1. Získání kompletních klinických informací*

Před rozhodnutím o léčbě musí být k dispozici kompletní diagnostické údaje o nádoru (diagnóza, staging, histologie, informace o TNM klasifikaci, celkový stav, další choroby pacienta apod).

#### *1.8.2.2. Rozhodnutí o způsobu léčby*

Na základě informací uvedených výše se rozhoduje o cílovém objemu, technice léčby, léčebném záměru (kurativní nebo paliativní léčba), jednotlivé a celkové dávce a připraví se ozařovací protokol.

#### *1.8.2.3. Lokalizace cílového objemu, simulace ozařovacích podmínek, získání dalších informací o anatomických poměrech potřebných pro přípravu ozařovacího plánu*

Podle oblastí, kterou je třeba ozářit, se pacient na simulátoru uloží do vhodné ozařovací polohy. Podle potřeby se využívají fixační pomůcky (více viz kapitola věnovaná volbě ozařovací polohy a fixaci). Pomocí skiaskopie se určuje cílový objem a v případě izocentrického ozařování i poloha izocentra. Orientujeme se podle anatomických struktur. V některých případech se při lokalizaci cílového objemu

využívají kontrastní látky (např. kontrastní náplně střeva, moč. měchýře, jícnu, vaginy ap.). Zvolíme vhodnou velikost pole, úhel ramene a kolimátoru a provedeme lokalizační snímky. Do těchto snímků lze v případě potřeby zakreslit tvar a polohu vykrývacích bloků. Na závěr zakreslíme průměty CP na povrch ozařovaného objemu (u SSD techniky) nebo průměty laserových zaměřovačů určujících polohu izocentra (u izocentrických technik) na kůži pacienta nebo na povrch individuálních fixačních pomůcek (např. ozařovací maska).

#### 1.8.2.4. Provedení CT řezů pro plánování léčby

Jak již bylo uvedeno, důležitý předpoklad pro přesné plánování je požadavek, aby ozařovací poloha byla naprosto stejná na simulátoru i na CT, samozřejmě rovněž i na ozařovacím přístroji. Proto při volbě ozařovací polohy je třeba vzít v úvahu např. i velikost gantry CT přístroje, na kterém se CT řezy pro potřebu plánování léčby provádějí. Je nutné provést CT řezy v celé oblasti, kterou budeme ozařovat, někdy je vhodné provést i řezy v okolí ozařované oblasti, která byla stanovena na simulátoru. Důvodem je získání přehledu o okolí nálezu, případně zvětšení cílového objemu (a z toho vyplývající zvětšení polí) bez nutnosti opakované tvorby řezů a tím větší radiační zátěže pacienta. Počet řezů a vzdálenost mezi nimi je určována velikostí cílového objemu, přítomností kritických orgánů v okolí nebo uvnitř cílového objemu, léčebným záměrem (pro paliativní léčbu v některých případech není nutné provádět větší počet řezů) a také kapacitou počítačů.

#### 1.8.2.5. Určení cílových objemů a kritických orgánů

Určení správného cílového objemu a kritických orgánů je jedním z nejdůležitějších kroků při přípravě ozařovacího plánu. Při správném stanovení cílového objemu je možné docílit vypracování optimálního ozařovacího plánu (z hlediska dodání požadované dávky do stanovené oblasti a šetření okolních struktur).

Proces stanovení cílového objemu se skládá z několika kroků. Mohou být stanoveny různé cílové objemy, často s rozdílnou koncentrací viditelných nebo skrytých maligních buněk. Při určování cílových objemů je třeba brát v úvahu i možné změny polohy cílového objemu ve vztahu ke svazku záření během léčby.

Před zahájením přípravy ozařovacího plánu musí být stanoveny dva objemy (Gross target volume a Clinical target volume).

V průběhu přípravy ozařovacího plánu jsou určeny další objemy (Planning target volume, Kritické orgány).

Jako výsledek plánování léčby zářením jsou popisovány další objemy (Treated volume, Irradiated volume).

Gross target volume (GTV) je celkový palpačně nebo vizuálně demonstrovatelný objem a lokalizace maligního růstu. Zahrnuje primární tumor (velikost, lokalizaci), metastaticky postižené lymfatické uzliny a jiné metastázy. Je definován anatomicky. Při stanovování GTV je nutné zohlednit možnosti invaze do okolních struktur. Pro stanovení GTV se využívají informace ze všech diagnostických zobrazovacích metod (CT, ultrazvuk, konvenční RTG snímky, MRI, radioizotopové metody apod.). GTV může mít při různých zobrazovacích metodách různý tvar a velikost. Pak je třeba rozhodnout, které metody zobrazení jsou nejvhodnější pro stanovení GTV. U pacientu, kteří před léčbou zářením podstoupili radikální chirurgickou léčbu, není GTV definován.

Clinical target volume (CTV) je objem tkáně, který zahrnuje GTV a okolní oblasti s možností výskytu mikroskopických metastáz, které je nutno odstranit. CTV je tedy takový objem tkáně, který musí být léčen způsobem odpovídajícím léčebnému záměru (kurativa, paliace).

$$\text{CTV} = \text{GTV} + \text{subklinické poškození okolní tkáně}$$

Termín subklinické poškození se používá tam, kde je podezření na poškození tkáně tumorosními buňkami, které však ještě nemohou být diagnostikovány. Je založen na klinických zkušenostech.

Subklinické poškození zahrnuje suspektní poškození tkáně v okolí GTV a suspektní poškození lymfatických uzlin.

Planning target volume (PTV) je cílový objem používaný pro vlastní plánování léčby. Dávka v PTV je považována za reprezentativní dávku v CTV.

PTV je určován geometricky a je definován pro volbu vhodných ozařovacích podmínek (velikost polí, uspořádání polí, počet polí, úhel gantry, kolimátoru, stolu

apod.). Přitom je brána v úvahu každá možná nepřesnost v geometrii, aby bylo zajištěno, že požadovaná dávka bude absorbována v CTV.

PTV je používán pro výpočet dávky a její specifikace. Proto musí být přesně vyznačen ve všech CT řezech použitých pro výpočet dávek. Podle klinických požadavků a zvolené ozařovací techniky si mohou být CTV a PTV velmi podobné. PTV může přesahovat normální anatomické hranice (mohou v něm být zahrnuty části okolních klinicky nepoškozených struktur), dokonce ve vyjíměčných případech může být rozčížen i do vzduchu (mimo tkáň - např. při ozařování hrudní stěny při léčbě Ca mammae).

Poloha CTV se ve vztahu ke svazku záření může měnit jak během léčby, tak i během jednotlivé frakce; záleží na vnitřních anatomických změnách (dýchací pohyby, srdeční pohyby) a rovněž na vnějších geometrických změnách (možné nepřesnosti při ukládání pacienta do zvolené ozařovací polohy, při zaměřování svazku záření aj). Proto musí být kolem CTV vytvořen bezpečnostní lem, který zajišťuje, že CTV obdrží v každé frakci požadovanou dávku.

V poslední době se zavádějí další nové pojmy Internal target volume, Treated volume, Irradiated volume.

Internal target volume (ITV) je CTV s vnitřním bezpečnostním lemem (internal margin - IM) pro zajištění kompenzace očekávaných fyziologických pohybů a změn ve tvaru a poloze CTV vzhledem k vnitřnímu referenčnímu bodu.

$$ITV = CTV + IM$$

PTV je pak ITV s bezpečnostním lemem použitým pro kompenzaci vnějších geometrických nepřesností při zaměřování svazku (set-up margin - SM) ve vztahu k vnějšímu referenčnímu bodu.

$$PTV = ITV + SM$$

Treated volume (TV) - léčený objem - je to objem tkáně, který obdrží nejméně dávku určenou jako předepsaná dávka pro daný léčebný záměr. Je ohraničen izodozou zvolenou pro normalizaci ozařovacího plánu.

Irradiated volume (IV) - ozařovaný objem - jde o objem, který obdrží takovou dávku, která může být významná z hlediska tolerance zdravých tkání. Je rovněž zpravidla vymezen určitou zvolenou izodozou.

Kritické orgány (organ at risk) jsou orgány tvořené pouze zdravou tkání, jejichž radiosenzitivita může významně ovlivnit tvorbu ozařovacího plánu a celkovou dávku (jejich toleranční dávka je významně nižší než požadovaná dávka).

Jako v případě určování cílového objemu (PTV), tak i při vymezení kritických orgánů mohou velkou roli hrát fyziologické pohyby a geometrické nepřesnosti během léčby a je třeba je brát v úvahu.

Kritické orgány mohou být rozděleny do třech kategorií.

I. kategorie, kdy poškození kritických orgánů vede ke smrti nebo k vážným ireversibilním následkům (např. mícha, ledviny).

II. kategorie, kdy poškození kritických orgánů vede k mírným až středně těžkým následkům (např. rectum, močový měchýř).

III. kategorie, kdy poškození kritických orgánů je lehké, reversibilní, nebo se klinicky neprojeví vůbec.

1.8.2.6. Volba vhodného uspořádání polí a výpočet izodozního plánu, optimalizace izodozního plánu

Výpočet izodozního plánu je možné vytvořit ručně skládáním izodozních křivek. V dnešní době se pro plánování léčby využívají počítačové plánovací systémy (2D plánování, 3D plánování).

Klasickým a nejvíce používaným způsobem plánování ozařování je zhotovení izodozního ozařovacího plánu ve dvou rovinách (2 D plánování).

Při tomto plánování se izodozní plán provádí podle údajů o pacientovi a daných ozařovacích podmínkách většinou v rovině centrálního paprsku. Lze jej však provádět i v jiných rovinách ozařovacího svazku. Moderní plánovací systémy pro 2 D plánování jsou schopny provést i složení těchto plánů v různých souběžných rovinách ve 3. ose, což do jisté míry může nahradit 3 D plánování.

Manuální tvorbu izodozních plánů pro různé kombinace ozařovaných polí (skládání izodozí) nahrazuje počítačová tvorba izodozních plánů podle plánovacích

CTřezů.V řadě případů se však stále využívá ruční tvorba izodozních plánů, ba i na moderních pracovištích se tento způsob plánování ozařování používá.

Použití plánovacího počítačového systému a CT plánovacích scanů nesmírně upřesní naplánování ozařovaného objemu i s ohledem na kritické okolní orgány a velmi zjednoduší práci radioterapeutického personálu.

Plánování ozařování v trojrozměrném obraze (plánování v prostoru) je možné pouze na speciálních plánovacích systémech. Izodozní plány se vytvářejí ve třech rovinách (osách x, y, z).

Cílový objem, kritické orgány v okolí tumoru a potřebný úsek těla nemocného znázorňuje plánovací výpočetní systém prostorově z nejrůznějších směrů a pohledů. K vytvoření prostorového obrazu však potřebujeme minimálně 5 plánovacích scanů na CT přístroji, nejlépe na CT simulátoru. Plánování izodozního plánu se provádí přesně na daný cílový objem tak, že kritické okolní orgány a zdravé tkáně jsou maximálně šetřeny.

Jedná se zatím o nejčastější způsob plánování ozařování. S výhodou se používá při plánování na malé cílové objemy (např. v okolí mozku, hrudníku, při stereotaktickém ozařování).

Metoda 3D plánování klade velké požadavky na vyškolení personálu a anatomické znalosti plánujícího radiologického asistenta.

Snažíme se o optimalizaci ozařovacího plánu pomocí stínících bloků, klínových filtrů, kompenzátorů, vážení polí, bolusu, s využitím funkcí plánovací konzole (beam's eye view, DVH – dose volume histogram), MLC.

Především optimálním výběrem ozařovacího plánu a definitivního frakcionačního režimu se zhodnocením homogenity a dávky v cílovém objemu (minimální, maximální, v bodě ICRU) a dávky v kritickém orgánu můžeme docílit úspěšné léčby pacienta a jeho hladký průběh ozáření.

#### 1.8.2.7. Simulace ozařovacích podmínek podle schváleného ozařovacího plánu

Po schválení ozařovacího plánu jsou data zadána do verifikačního systému ozařovacího přístroje. Následně je na simulátoru provedena verifikace ozařovacích podmínek - kontroluje se zaměření vstupu CP do ozařovaného objemu, případně se provádí jejich posun, dále se ve vztahu k cílovému objemu kontroluje velikost polí,



úhel natočení ramene a kolimátoru, velikost a umístění vykrývacích bloků do svazku záření apod. Po vizuálním ověření správnosti všech údajů se provádí verifikační snímky.

#### 1.8.2.8. Vlastní léčba

Po splnění všech předchozích kroků je možno přistoupit k vlastní léčbě. Při prvním ozáření se znovu provádí kontrola všech ozařovacích podmínek přímo na ozařovacím přístroji. Během léčby se provádí verifikace léčby pomocí verifikačních snímků na ozařovacím přístroji, které se pak porovnávají s referenčními snímky. Pokud se vyskytnou nějaké rozdíly, je třeba zjistit a odstranit jejich příčinu, někdy i za cenu toho, že se celý proces přípravy léčby musí zopakovat.

#### 1.8.2.9. Verifikační systém a verifikační snímky

Přenos dat a vzájemnou komunikaci mezi jednotlivými prvky procesu ozáření zajišťuje verifikační systém. Podstatou je softwarová síť spojující simulátor, plánovací systém a lineární urychlovač. Verifikační systém slouží k zadání všech potřebných dat ze schváleného ozařovacího plánu do verifikačního systému a provádí kontrolu ozařovacích parametrů při ozařovacím procesu. Jednou z nedílných funkcí verifikačního systému je programové vybavení pro zhotovování a hodnocení verifikačních snímků na lineárních urychlovačích.

V kurativní léčbě se využívá vysokoenergetického záření lineárního urychlovače (15-18 MeV, event. 6 MeV). Podmínkou aplikace dávky vyšší než 70 Gy je pravidelná verifikace ozařovaných polí minimálně 1x týdně, event. při větší odchylce dle doporučení pracoviště častěji (nejčastěji metodou portální snímkování, s vyhodnocením shody se simulačním snímkem či DRR). Verifikační snímky se provádějí na lineárním urychlovači a slouží k ověření polohy pacienta při ozáření. Provádění verifikačních snímků je nutností, minimalizují se tak chyby správného ozáření pacienta. [3]

#### 1.8.3. Frakcionace záření

Radioterapie je založena na vyšší schopnosti normálních buněk reparovat radiační poškození. Tento rozdíl může být malý a proto užití velkých jednorázových frakcí záření v počátcích radioterapie vedlo k vyléčení tumorů spojeného s nekrotizací zdravé tkáně. Rozdělením dávky do velkého počtu malých frakcí aplikovaných po

ukončení reparačních procesů se difference v reparačních schopnostech nádorových a zdravých buněk násobí.

#### 1.8.3.1. Standardní frakcionace

Standardní frakcionací rozumíme 25-35 frakcí (obvykle po 2 Gy) podávaných jednou denně pětkrát v týdnu, celkem 5-7 týdnů, čímž je možné zredukovat nádorovou populaci na nulu a ponechat dostatečné množství normálních buněk k zachování funkce normální tkáně a k repopulaci jejich kmenových buněk.

#### 1.8.3.2. Hypofrakcionace

Aplikace 1-3 vyšších frakcí týdně (3-5 Gy) se označuje jako hypofrakcionační režim. Hypofrakcionace se používá v paliativní radioterapii, její výhoda je jen v menším počtu transportů pacienta k radioterapii. Biologický účinek není srovnatelný se standardní frakcionací. Má vyšší riziko pozdních ireverzibilních změn po ozáření.

#### 1.8.3.3. Hyperfrakcionace

Ozařování 2-3 denně menšími dávkami se nazývá hyperfrakcionace. Tento typ ozařování je vhodný pro kurativní ozařování rychle rostoucích nádorů. Hyperfrakcionace prokázala zlepšení lokální kontroly například u nádorů ORL oblasti. U nádorů s krátkým buněčným cyklem a intenzivní proliferací je žádoucí zkrátit celkovou dobu ozařování. Snižuje se šance tumoru na akcelerovanou repopulaci při nezvýšeném riziku pozdních postradiačních změn.

Hyperfrakcionovaný způsob ozařování zvyšuje riziko akutních vedlejších účinků záření, přičemž pozdní změny mohou být naopak menšího rozsahu, než je tomu u standardní frakcionace. [6]

## **2. Cíle práce a hypotézy**

Jako cíl mé bakalářské práce na téma význam Electronic Portal Imaging jsem si stanovila vypracovat soubor pacientů a zdůraznit nutnost provádění verifikačních snímků u onkologicky ozařovaných pacientů.

### **2.1. Hypotézy**

Verifikační snímky přispívají k minimalizaci chyb při ozařování v radioterapii.

### **3. Metodika Práce**

Pro získání potřebných údajů k dosažení cílů a zodpovězení hypotéz jsem použila metodu, která spočívala ve shromažďování teoretických informací z odborné literatury, internetových stránek, odborných časopisů a propagačních letáků. Na jejich základě jsem provedla jakýsi ucelený přehled využití Electronic Portal Imaging, jeho využití v praxi a jeho přínos pro radioterapii. Vytvořila jsem vlastní soubor pacientů a zhodnotila odchylky u snímků provedených na EPI u různých technik a snažila se zdůraznit smysl verifikačních snímků, verifikace jako takové, včetně verifikačních systémů a v neposlední řadě plánování radioterapie.

## **4. Výsledky**

### **4.1. Zobrazování v radiační onkologii**

Radiační onkologie v posledních letech udělala a stále dělá velký pokrok. Od poloviny 20. století se objevují nové ozařovací přístroje pro izocentrické ozařování, vyvíjely se nové zobrazovací metody (CT, MR, SPECT, PET, UZ), které umožnily získat velké množství informací důležitých pro plánování léčby. Plánování léčby se začalo provádět na plánovacích systémech nejdříve jako 2D, postupem času se plánovací systémy zdokonalovaly tak, že umožňovaly a umožňují provádět 3D plánování. Ozařovací přístroje jsou vybaveny moderním příslušenstvím jako jsou laserové zaměřovače, variabilní ozařovací stoly a MLC. Pro kontrolu ozařovacího procesu slouží verifikační systémy. Všechny tyto pokroky vedou k možnosti vytváření sofistikovaných ozařovacích plánů pro moderní ozařovací metody. Rovněž s vývojem nových fixačních pomůcek se nabízí možnost dodat do cílového objemu stále vyšší dávky. S tímto trendem však rostou nároky na přesnost zaměření svazku záření do zvoleného cílového objemu při každé frakci záření.

Přesnost zaměření svazku záření a ozařovací polohy pacienta je v průběhu léčby ovlivněna mnoha komplikujícími faktory. Velikost tumoru se může během léčby měnit, poloha cílového objemu se může měnit jak v průběhu celé série, tak i v průběhu jednotlivé frakce (např. v závislosti na dýchacích pohybech, na rozdílné náplni močového měchýře apod.). Teoreticky se mohou objevit i chyby v zadání ozařovacích parametrů (velikost pole, poloha vykrývacích bloků nebo MLC, úhel gantry nebo kolimátoru).

Z těchto důvodů je důležité provádět verifikační snímky na ozařovacích přístrojích, zvláště na lineárních urychlovačích, které by se dnes jako jediné měly používat pro kurativní ozařovací metody. Je třeba si uvědomit, že při dnešních moderních ozařovacích metodách, zvláště při konformní radioterapii se počet frakcí pohybuje v rozmezí 30 - 40. Při těchto metodách i malá nepřesnost v ozařovací poloze a zaměření svazku záření do cílového objemu může hrát velkou roli jednak z hlediska výsledku léčby, jednak pro riziko poškození zdravých tkání či kritických orgánů. Ke

kontrola těchto ozařovacích podmínek slouží lokalizační a verifikační snímky na ozařovacích přístrojích. Využívá se terapeutický svazek X záření.

#### 4.1.1. *Filmy Kodak pro onkologii*

Tradiční metodou pro zabezpečování kvality při kontrole polohy pacienta byly verifikační snímky prováděné na ozařovacích přístrojích na filmový materiál. První z verifikačních snímků v radioterapii byly zhotoveny na průmyslové filmy přímou expozicí. Tyto filmy bývaly zabaleny v papírových obalech a vyžadovaly zvláštní proces zpracování. V roce 1974 představila společnost KODAK filmy ve světlotěsných papírových obalech (KODAK Ready – Pack) pro portální lokalizaci a verifikaci. Snímky přiměřené kvality byly získány přímou expozicí ozařovacím přístrojem (např.  $^{60}\text{Co}$  – svazek o energii 1,25 MeV, nebo Van de Graafovým generátorem – svazek o energii kolem 2 MeV). Při použití vyšších energií svazku však byla kvalita obrazu nízká.

V počátcích se používaly (zvláště při ozařování na kobaltových ozařovacích přístrojích) konvenční RTG filmy v kazetách s olověnou fólií. Nevýhodou této metody je nízký kontrast výsledného obrazu. Proto byly vyvinuty speciální systémy filmů a kazet pro zobrazování v radiační onkologii, umožňující provádět verifikační snímky i pro velkoobjemové ozařovací metody.

Filmový systém KODAK EC – L ( enhanced contrast for localization ) používá světelné záření místo elektronového pro expozici filmů. Tyto filmy nejsou konvenční RTG filmy „upravené“ pro portální zobrazování, ale jde o výrobek určený výhradně pro radioterapii. Elektrony, vznikající uvnitř kazety, jsou absorbovány ve folii ( gadolinium oxysulfide phosphor ) a jsou přeměněny na viditelné světlo – toto světlo emitované z folie ( ta je umístěna na přední i zadní straně kazety ) exponuje obě vrstvy emulze filmu.

Filmy pro portálové zobrazování byly určeny jednak pro vytváření lokalizačních snímků, kde se používala malá dávky záření, zpravidla 4 – 6 MU, tak i pro verifikační snímky, které se prováděly v průběhu ozáření. Proto byly upraveny pro expozici 30 – 80 MU. Kvalita obrazu těchto filmů umožňovala získat základní použitelné informace o

přesnosti nastavení. Dodnes je považována za „zlatý standard“, se kterým je srovnávána kvalita zobrazení nových systémů. [1,5]

#### 4.1.2. Elektronické zobrazovací systémy

První zobrazovací systémy pro portální zobrazování byly poprvé představeny již na konci 50.let.Postupem času se objevily systémy založené na různých principech(např. na principu zrcadla a kamery a kapalinové ionizační komory).

##### 4.1.2.1.Kamerový systém

První elektronické zobrazovací systémy byly založeny na principu kovové desky s fluorescenčním stínítkem,ze kterého je obraz snímán prostřednictvím zrcadla a kamery.Princip detekce je podobný jako byl u filmových systémů.Kovová deska pokrytá fluorescenční vrstvou,nejčastěji byl používán oxysulfid gadolinia,X záření při kontaktu s deskou produkuje vysokoenergetické elektrony.Kov (stejně jako v kazetě)filtruje nízkoenergetické rozptýlené záření(X a elektronové),které by jinak mělo negativní vliv na kontrast obrazu.Fluorescenční vrstva mění vysokoenergetické elektronové záření na viditelné světlo.Viditelné světlo se odráží od zrcadla do čočky kamery.Toto řešení umožňuje umístit kameru,resp.její části citlivé na záření,mimo primární svazek záření.Kamera je obvykle ještě stíněna.Kamera konvertuje obraz na videosignál,který je následně odeslán do počítače,kde je digitalizován,zpracován a objevuje se na monitoru.

Výhodou tohoto systému je,že obraz se objevuje na monitoru okamžitě,má dobré prostorové rozlišení,a je relativně levný z hlediska provozu a údržby.Nebvýhodou je jeho malý výkon a jeho velké rozměry,které ztěžují práci radiologickým asistentům při nastavování pacienta.

##### 4.1.2.2.System využívající ionizační komory

System založený na použití kapalinových ionizačních komor byl vyvinut v 80.letech a poprvé využit v klinické praxi byl v roce 1988 v Holandsku.Na začátku 90.let se rychle rozšířil a dnes je používá velmi běžně.tento systém vyžaduje použití kapalinové ionizační komory,která je obklopena dvěma rovinami elektrod,které jsou od sebe vzdáleny 0.8mm.mezera je vyplněna tekutinou(používá se izo-oktan nebo 2,2,4-trimetylpentan),která působí jako ionizační medium během expozice.Každá rovina

obsahuje 256x256 elektrod, vzdálených od sebe 1,27 mm. Roviny jsou orientovány kolmo k centrálnímu paprsku. Elektrody snímají ionty produkované v kapalině při expozici. Primární svazek záření dopadající na přední vrstvu 1mm silné plastoferritové desky (plní rovněž funkci filtrace nízkoenergetického záření) produkuje vysokoenergetické elektrony, které (spolu s paprsky X, které nevyvolaly ionizaci v desce), způsobí ionizaci v kapalině. Ke každé elektrodě je samostatně přiváděno vysoké napětí. Elektrody v každé rovině jsou individuálně spojeny s elektrometrem. Použitá elektronika umožňuje snímá signál vždy z celé řady elektrod. Výsledný obraz je načten a zpracován přibližně za 5 sekund, rychlejší akvizici umožňuje načítání z obou rovin najednou, avšak za cenu zhoršeného prostorového rozlišení. Nejnovější systémy používají vyšší napětí a kratší čas pro načtení signálu z elektrod, což snižuje dobu akvizice výsledného obrazu na dobu přibližně 1,25s.

Výhodou tohoto systému je praktické kompaktní a snadno ovladatelné provedení. Rovněž jsou výrazně omezeny geometrické nepřesnosti. Nevýhodou je citlivá elektronika umístěna těsně kolem aktivní zóny detektoru, jejíž ozáření způsobuje nižší životnost detektoru. Výkon tohoto systému je sice vyšší než u kamerového systému, ale využito je pouze přibližně 1,5% dopadajících paprsků X vyvolávajících interakci s plastoferritovou deskou.

V dnešní době jsou nejčastěji na trhu metody EPI (electronic portal imaging) založených na principu velkoplošných integrovaných obvodů či amorfního selenia. Jejich velkou výhodou je získání obrazu hned (on-line). Tento obraz je možno postprocesingově zpracovat. Dále je možné tento obraz porovnat se snímkem ze simulátoru, s DRR obrazem vytvořeném v plánovacím systému a nebo se snímkem z lineárního urychlovače.

#### 4.1.2.3. Flat panel detektor

Pevnolátkový detektor sestává z několika součástí, je to velkoplošný detektor, složený z křemíkových diod nebo scintilačních detektorů, uspořádaných do jednotlivých řad, dále konvertor x záření, elektronický systém pro akvizici obrazu a počítač pro kontrolu akvizice, zpracování, a archivaci obrazů. Matrice z tenké vrstvy tranzistorů a křemíkových diod je nanášena na skleněnou podložku o síle cca



1mm.křemík je používán pro svou vysokou odolnost vůči ionizujícímu záření.Integrovaná soustava obvodu tvoří velkoplošný detektor světla,který může být umístěn do přímého kontaktu s fluorescenčním stínítkem.Čidla detekují 30-50% světla emitovaného stínítkem.jde tedy ve srovnání s ostatními systémy o velice účinné zařízení.Každý pixel v matici je spojen spínačem se senzorem.Pixely jsou uspořádány do mřížky.Spínače pro jednotlivé pixely regulovány různým napětím.Každá řada pixelů je spojena ,vzájemně propojena.při ozáření jsou spínače rozpojeny,takže náboj vzniklý expozicí zůstává v pixelu.Po nabití fotodiod jsou spínače v jednotlivých řadách najednou zapnuty.Náboj z každého pixelu je přenesen do externí elektroniky.pomocí korekčních faktorů je započítán úbytek náboje,který vzniká v důsledku vodivosti materiálu za čas potřebný k odečtu nábojů v matici(systém odečítá náboje postupně po sloupcích).

V tomto systému se používají dvě metody pro přeměnu X záření na elektrický náboj.Jde o tzv.nepřímou detekci.

Při nepřímé detekci se využívá kovová deska sloužící k vytvoření elektronové rovnováhy pokrytá fluorescenční vrstvou v kombinaci s konvertorem záření X.Vysokoenergetické záření X a elektrony produkují světlo ve fluorescenční vrstvě nebo ve scintilátoru,které je přesně lokalizováno v matici.Fotony viditelného světla jsou přeměněny na pár elektron-díra ve fotosenzoru,kde dojde k vytvoření a uložení náboje.

Při přímé detekci se konvertor záření X skládá z kovové desky a fotovodiče.Ten je spojen s dalším(pomocným)kondenzátorem,zabudovaným do každého pixelu.zde jsou produkovány páry elektron-díra,které jsou uloženy v každém kondenzátoru před načtením signálu.

Většina současných systémů používá nepřímou detekci.Akvizice obrazu je rychlá,velikost aktivní zóny detektoru může být až 41x41 cm.Korekce a zpracování obrazu je podobné jako u předešlých systémů.Je možné eliminovat nedostatečné nebo špatné signály z jednotlivých pixelů nebo defekt celé řady detektorů.prostorové nepřesnosti jsou rovněž eliminovány.

## **4.2. Provádění, zpracování a hodnocení obrazů**

### **4.2.1. Provádění portálového zobrazování**

Existuje mnoho variant, jak a kdy se provádí portálové zobrazení. Můžeme provádět jak lokalizační tak verifikační snímky.

Lokalizační snímky se mohou získávat před nebo po ozáření, verifikační snímky se provádějí v průběhu ozáření daného pole. V praxi se používají nejčastěji tyto způsoby:

*1. Jeden před léčbou*-provádí se snímek ozařovacího pole před ozářením. Používá se nižší energie svazku (4-6 MV). Není výhodný u malých polí, protože anatomické struktury jsou špatně viditelné. Lze ho použít u lokalizací pro elektronová pole.

*2. Dva snímky před léčbou*-provádí se snímek otevřeného pole bez MLC, s následně provedeným snímkem ozařovacího pole. Oba snímky jsou zhotoveny nižší energií. Pro lokalizaci a následnou korekci je tato metoda výhodná.

*3. Jeden snímek před a jeden během*-provádí se snímek otevřeného pole před léčbou (nižší energie) a snímek ozařovacího pole během léčby (energie plánovaná pro léčbu). Tento způsob je vhodný pro verifikaci.

*4. Jeden snímek před a jeden po*-před ozářením se provede snímek ozařovacího pole a po ozáření snímek otevřeného pole.

*5. Jeden snímek po léčbě*-po ozáření se provede snímek ozařovacího pole. Oba snímky jsou zhotoveny nižší energií. U této metody nelze provést korekci polohy pacienta a zaměření svazku před vlastním ozářením.

*6. Dva snímky po léčbě*-provádí se snímek ozařovacího pole s následně provedeným snímkem otevřeného pole. Oba snímky jsou zhotoveny nižší energií. Tato metoda může sloužit k lokalizaci, nemůžeme však provádět žádné korekce nastavení před ozářením.

*7. Jeden snímek set-up pole před léčbou*-provádí se snímek pole, které je v plánu zadáno jen a pouze pro kontrolu ozařovací polohy. Vyhodnocení snímku se provádí on-line před vlastním ozářením. Verifikační systém spočítá odchylku od původního nastavení a

pozice pacienta je zkorigována podle získaných údajů. Tato metoda se používá např. pro kontrolu nastavení u IMRT (intensity modulated radiotherapy).

#### 4.2.1.1. Zpracování snímků

Po získání snímků je můžeme před vlastním hodnocením postprocesingově zpracovat. Použitím různých filtrů (např. contrast high) zlepšíme kvalitu výsledného obrazu tak, abychom viděli ty anatomické struktury, které jsou důležité pro hodnocení snímků. Zpracované snímky pak hodnotíme porovnáním s referenčním snímkem.

#### 4.2.1.2. Hodnocení a ověřování snímků

Hodnocení portálových snímků vytvoření souboru pacientů jsem prováděla na Onkologickém oddělení Nemocnice České Budějovice a.s., kde se pracuje s verifikačním systémem Varis. Proto popis hodnocení snímků je podán v závislosti na tomto systému.

Hodnocení portálových snímků spočívá ve srovnání portálového snímku se snímkem referenčním a vyhodnocení tohoto srovnání. Do referenčního snímku i portálového snímku musíme zadat nejméně tři body (počet bodů musí být stejný, jak v referenčním snímku, tak ve snímku z portálu). Pak vezmeme body z každého snímku a překryjeme struktury přes sebe. Software nám spočítá rozdíly od dřívějšího snímku se snímkem současným. Tato odchylka by neměla být větší než 0.5 cm v žádném směru a odchylka rotace by neměla přesáhnout  $1^\circ$  u technik, kde se nepoužívá fixace.

Z výsledku hodnocení pak vyplývají další činnosti - lepší nastavení pacienta na příští frakci, nebo nová simulace ozařovaných polí a zakreslení nových značek na kůži ozařovaného objemu.

Portálové snímky můžeme hodnotit i jinými technikami. Jako např. technikami Blend, Split a Chess.

Blend technika je založena na porovnání referenčního a portálního snímku. Dáme dva snímky přes sebe a zjistíme zda se shodují obrysy pole a anatomické struktury. Tento systém neumožňuje zobrazit odchylky číselných hodnotách.

Split technika je na stejném principu jako Blend technika. Monitor je rozdělen na čtyři oddíly, kde úhlopříčně jsou zobrazeny části snímku referenčního a snímku portálového.

Pohybem kurzoru můžeme hodnotit rozdíly v nastavení. Tento systém neumožňuje rovněž zobrazit odchylky v číselných hodnotách.

Chess technika je založena na šachovnicovém zobrazení jednotlivých struktur. Nemá v praxi příliš využití pro svoji nepřehlednost. Jinak hodnocení je stejné jako u předchozích technik.

#### **4.3. Soubor pacientů**

Velký přínos pro radioterapii mají stále dokonalejší radioterapeutické přístroje. S používáním EPI se docílilo kvalitnějšího nastavení pacientů během ozáření a minimalizovaly se tak chyby u ozářených nemocných.

Vytvořením vlastního souboru pacientů a zhodnocení odchylek u různých technik (např. pánve, prsů, hlavy a krku) bych chtěla poukázat na důležitost verifikačních snímků.

Soubory jsou vytvořeny z pacientů léčených na Onkologickém oddělení v Českých Budějovicích v roce 2006-2007.

Nejprve začnu souborem u nastavení pánve.

##### *4.3.1. Soubor 30 pacientů u nastavení pánve*

U souboru 30 pacientů s nastavením pánve léčených na Onkologickém oddělení Nemocnice v Českých Budějovicích v roce 2006 - 2007 bylo provedeno srovnání referenčního snímku se snímkem portálovým a byly vypočteny odchylky v nastavení u těchto pacientů ( tabulka 1).

**Tabulka 1 :** Pánevní – soubor pacientů léčených na Onkologickém oddělení Nemocnice v Českých Budějovicích v roce 2006-2007

Pacienti	AP,PA	boční
1.	+	+
2.	++	+
3.	+	+
4.	+	+
5.	- +	+
6.	+	+
7.	-+	+
8.	++	++
9.	- +	- ++
10.	+	+
11.	++	++
12.	+	+
13.	++	++

14.	+	+
15.	+	+
16.	++	++
17.	+	- +
18.	+	+
19.	+	+
20.	+	+ -
21.	+	+
22.	+++	- +-
23.	+	+
24.	-- +	+
25.	+	+
26.	+	+
27.	+-	--
28.	- +	- + +
29.	-- +	-- +
30.	++	++

- (špatně zhotovené snímky – odchylky v nastavení jsou větší než výše uvedené hodnoty)

+(dobře zhotovené snímky – odchylky jsou v toleranci výše uvedených hodnot)

U souboru 30 pacientů u nastavení pánve v AP, PA projekci bylo zjištěno při prvním nastavení 24 vyhovujících snímků (odchylky jsou v toleranci výše uvedených hodnot) a 6 nevyhovujících snímků (odchylky nejsou v toleranci výše uvedených hodnot)- ( tabulka 2).

U druhého nastavení bylo zjištěno 11 vyhovujících snímků (odchylky jsou v toleranci výše uvedených hodnot) a 3 snímky nevyhovující ( odchylky nejsou v toleranci výše uvedených hodnot) – (tabulka 2). Při třetím nastavení bylo zjištěno 3 vyhovující snímky (odchylky jsou v toleranci výše uvedených hodnot) a nevyhovující snímky nebyly již zjištěny ( tabulka 2).

**Tabulka 2 :** Pánev (AP, PA) - soubor pacientů léčených na Onkologickém oddělení Nemocnice v Českých Budějovicích v roce 2006 –2007

Pánev AP, PA	I .Snímek	II.Snímek	III.Snímek
Dobře	24	11	3
Špatně	6	3	0

U souboru 30 pacientů u nastavení bočné pánve bylo zjištěno při prvním nastavení 24 vyhovujících snímků (odchylky jsou v toleranci výše uvedených hodnot) a 6 nevhovujících snímků (odchylky nejsou v toleranci výše uvedených hodnot) – (tabulka 3). U druhého nastavení bylo zjištěno 9 vyhovujících snímků ( odchylky jsou v toleranci výše uvedených hodnot) a 2 nevhovující snímky ( odchylky nejsou v toleranci výše uvedených hodnot)- (tabulka 3). Z posledního třetího nastavení byly zjištěny 3 nevhovující snímky ( odchylky jsou v toleranci výše uvedených hodnot) a 1 nevhovující snímek ( odchylka není v toleranci výše uvedených hodnot) – (tabulka 3).

**Tabulka 3 :** Pánev (bočná) - soubor pacientů léčených na Onkologickém oddělení Nemocnice v Českých Budějovicích v roce 2006 –2007

Pánev (boční)	I. Snímek	II. Snímek	III. Snímek
Dobře	24	9	3
Špatně	6	2	1

#### 4.3.2. Soubor 30 pacientů u nastavení prsu

U souboru 30 pacientů při nastavení prsu léčených na Onkologickém oddělení v Českých Budějovicích v roce 2006 – 2007 bylo provedeno porovnání referenčního snímku se snímkem portálovým a byly vypočteny odchylky v nastavení u těchto pacientů (tabulka 4).

**Tabulka 4 :** Prs (axilla) - soubor pacientů léčených na Onkologickém oddělení  
Nemocnice v Českých Budějovicích v roce 2006 – 2007

Pacienti	Axilla	Tg pole
1.		++
2.		+
3.		+
4.		- +
5.		+
6.	+	+
7.		- +
8.		+
9.	+	+
10.		+
11.	- +	+
12.		+
13.		+
14.		+
15.		+
16.		+
17.		+
18.	+	-
19.		+
20.		+
21.	+	+
22.	+	+
23.		+
24.	+	+
25.		+
26.	+	+
27.	+	+
28.	+	+
29.	+	+
30.	+	+

U souboru 30 pacientů při nastavení prsu (axilly) bylo zjištěno při prvním nastavení 11 vyhovujících snímků (odchylky jsou v normě výše uvedených hodnot) a 1 nevyhovující snímek (odchylka není v normě výše uvedených hodnot) – (tabulka 5). U druhého nastavení byl zjištěn pouze 1 vyhovující snímek (odchylka je v normě výše uvedených hodnot) – (tabulka 5). Třetí nastavení již prováděno nebylo (tabulka 5).

**Tabulka 5 :** Prs (axilla) – soubor pacientů léčených na Onkologickém oddělení  
Nemocnice v Českých Budějovicích v roce 2006 – 2007

Prs ( axilla)	I. Snímek	II. Snímek	III. Snímek
Dobře	11	1	0

Špatně	1	0	0
--------	---	---	---

U souboru 30 pacientů při nastavení prsu (tg pole) bylo zjištěno při prvním nastavení 27 vyhovujících snímků ( odchylky jsou v normě výše uvedených hodnot) a 3 nevyhovující snímky (odchylky nejsou v normě výše uvedených hodnot) – (tabulka 6). Při druhém nastavení bylo zjištěny jen 3 vyhovující snímky ( odchylky jsou v toleranci výše uvedených hodnot) a nebyl zjištěn žádný nevyhovující snímek (tabulka 6). Třetí nastavení již prováděno nebylo (tabulka 6).

**Tabulka 6 :** Prs ( tg pole) - soubor pacientů léčených na Onkologickém oddělení Nemocnice v Českých Budějovicích v roce 2006 –2007)

Prs (tg pole)	I. Snímek	II. Snímek	III. Snímek
Dobře	27	3	0
Špatně	3	0	0

#### 4.3.3. Soubor 30 pacientů u nastavení hlavy a krku

U souboru 30 pacientů při nastavení hlavy, krku a mozku léčených na Onkologickém oddělení Nemocnice České Budějovice v roce 2006 – 2007 bylo provedeno porovnání referenčního snímku se snímkem portálovým a byly zjištěny odchylky v nastavení u těchto pacientů (tabulka 7).



**Tabulka 7 :** (Hlava, krk) - soubor pacientů léčených na Onkologickém oddělení  
Nemocnice v Českých Budějovicích v roce 2006 –2007

Pacienti	Contra pole	Fletcher	Mozek
1.	+	+	
2.			+
3.	+	+	
4.	+	+	
5.			+
6.	+	+	
7.	+	+	
8.			+
9.	+	+	
10.			+
11.	- +	- +	
12.	+	+	
13.	- +	+	
14.	+	+	
15.			+
16.	+		
17.	+	+	
18.			+
19.			+
20.			+
21.			+
22.	+		+
23.	+	+	
24.	+	- +	
25.	+	+	
26.	+	+	
27.	+	+	
28.	++	+	
29.	+	+	
30.	++	++	

U souboru 30 pacientů při nastavení hlavy a krku (contra pole + Fletcher) bylo děláno 40 snímků. Snímky contra pole a Fletcher byly hodnoceny dohromady. Zjištěno bylo při prvním nastavení 36 vyhovujících snímků (odchylky jsou v normě výše uvedených hodnot) a pouze 4 nevhovující snímky ( odchylky nejsou v normě výše uvedených hodnot) – ( tabulka 8). U druhého nastavení byly zjištěny pouze 4 vyhovující snímky ( odchylky jsou v normě výše uvedených hodnot) a nebyly již nalezeny žádné nevhovující snímky. Třetí nastavení již prováděno nebylo (tabulka 8).

**Tabulka 8 :** (Hlava, krk) – soubor pacientů léčených na Onkologickém oddělení Nemocnice v Českých Budějovicích v roce 2006 –2007

Hlava,krk (kontra pole + fletcher)	I. Snímek	II. Snímek	III. Snímek
Dobře	36	4	0
Špatně	4	0	0

#### 4.3.4. Soubor 10 pacientů u nastavení mozku

U souborů 10 pacientů při nastavení mozku bylo děláno 10 snímků, z toho bylo zjištěno 10 vyhovujících snímků (odchylky jsou v normě výše uvedených hodnot) a nebyly nalezeny žádné nevyhovující snímky (tabulka 9). Druhé a třetí nastavení již nebylo prováděno.

**Tabulka 9 :** ( Mozek) – soubor léčených pacientů na Onkologickém oddělení Nemocnice v Českých Budějovicích v roce 2006 – 2007

Mozek	I. Snímek	II. Snímek	III. Snímek
Dobře	10	0	0
Špatně	0	0	0

#### 4.4. Výsledky souborů

Z uvedených výsledků vyplývá, že nejlepšího nastavení se dosáhlo u nemocných ozařovaných v oblasti mozku (tabulka 9), dobrých výsledků se také podařilo dosáhnout v oblasti hlavy a krku (tabulka 8), kde velkou roli hraje fixace pacienta a tudíž jeho správné nastavení pro každou frakci záření, a u nemocných ozařovaných v oblasti prsu (tabulka 5 )

a (tabulka 6), kde fixační pomůcky hrají rovněž velkou roli.

Nejméně uspokojivých výsledků bylo dosaženo u nastavení nemocných v oblasti pánve a to jak v AP,PA,tak v bočné projekci (tabulka 2) a (tabulka 3).Příčin je hned několik.Jedna z příčin bývá především nedostatečná fixace nemocného,ale také obezita pacienta a i u neklidných pacientů bývá často správná poloha dosti svízelná.U

obézních pacientů se může podstatně měnit AP ze dne na den což může vést k chybě u izocentrických metod. U těchto pacientů je daleko přesnější technika z jednoho předního a dvou laterálních polí.

U všech těchto technik při nastavení jak v oblasti pánve, prsu, hlavy a krku i mozku sehrávají verifikační snímky důležitou roli při nastavení a následné léčbě u ozářených pacientů.

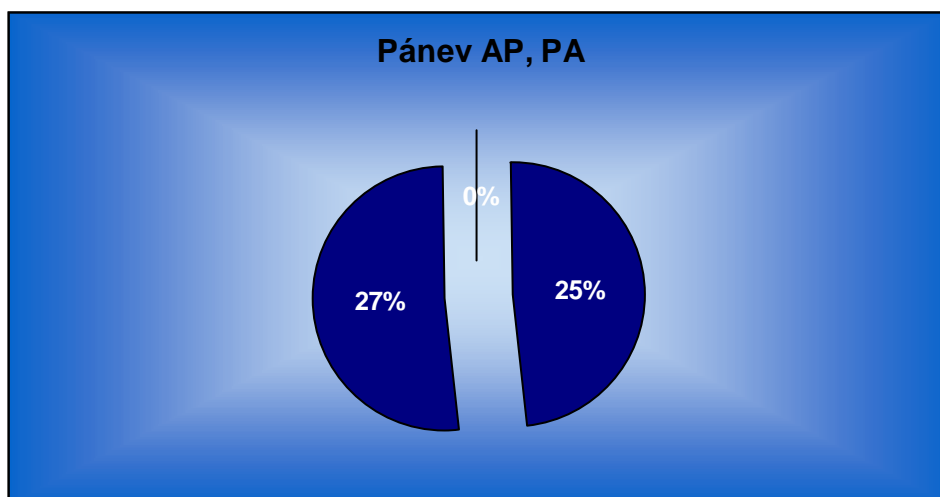
Verifikační snímkování se provádí min. jedenkrát týdně. U některých technik i častěji podle potřeby a léčby nemocného. Verifikační snímky musíme častěji provádět u obézních pacientů, neklidných nemocných u kterých předpokládáme změnu polohy od výchozího nastavení. Především u obézních pacientů, správné nastavení bývá často nelehký úkol.

Verifikační snímkování má smysl i v případě, že odchylky od normy jsou minimální.

Získáme tak např. lepší nastavení na příští frakci záření a jedině tak můžeme zajistit správné ozáření pacienta a zajistit jeho komfort při ozařování.

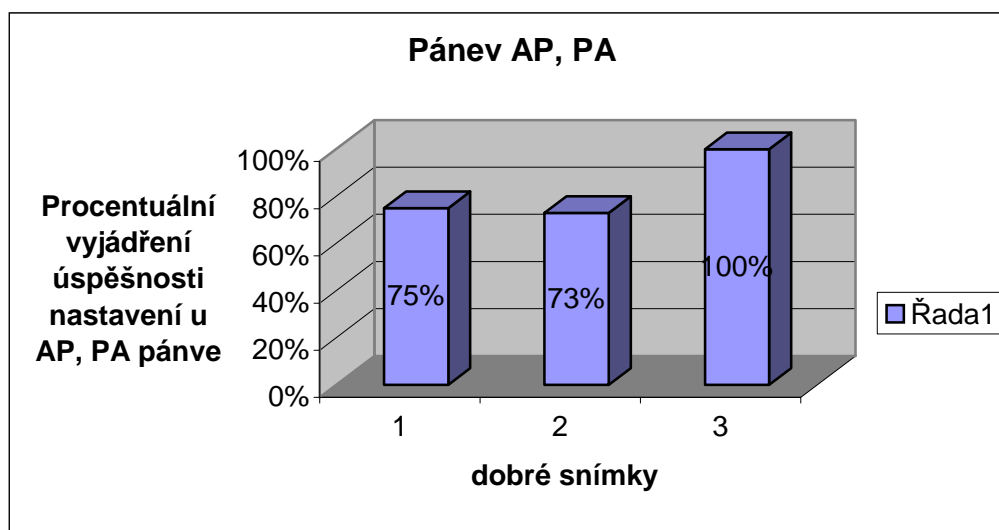
#### ***4.5. Grafické zpracování souborů pacientů léčených na Onkologickém oddělení Nemocnice České Budějovice v roce 2006 –2007 ( procentuální zastoupení vyhovujících a nevyhovujících snímků)***

**Graf 1 :** Procentuální vyjádření chyb u zhotovených snímků při nastavení pánve (AP,PA) – u pacientů léčených na Onkologickém oddělení Nemocnice v Českých Budějovicích v roce 2006 - 2007



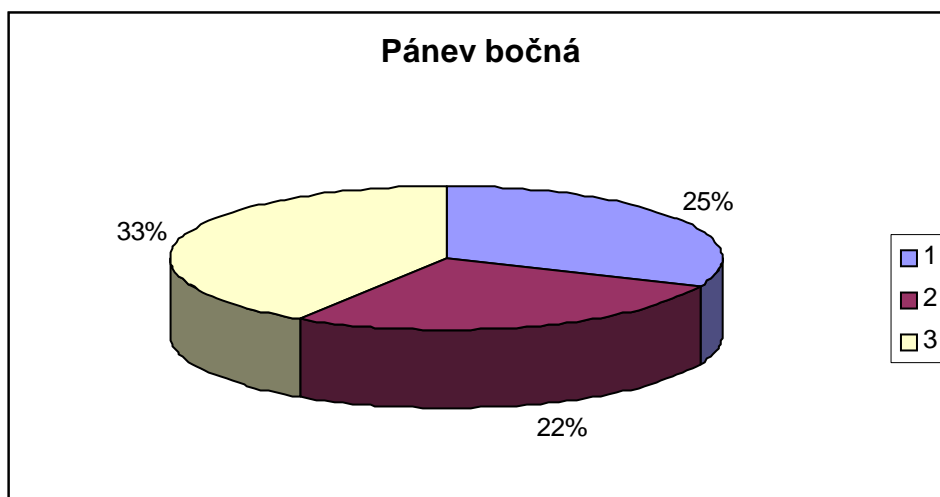
1. nastavení z 30 snímků (25 % nevyhovujících snímků)
2. nastavení ze 14 snímků (27 % nevyhovujících snímků)
3. nastavení ze 3 snímků (0 % nevyhovujících snímků)

**Graf 2 :** Procentuální vyjádření úspěšnosti zhotovených snímků u nastavení pánve (AP,PA) -u pacientů léčených na Onkologickém oddělení Nemocnice v Českých Budějovicích v roce 2006 - 2007



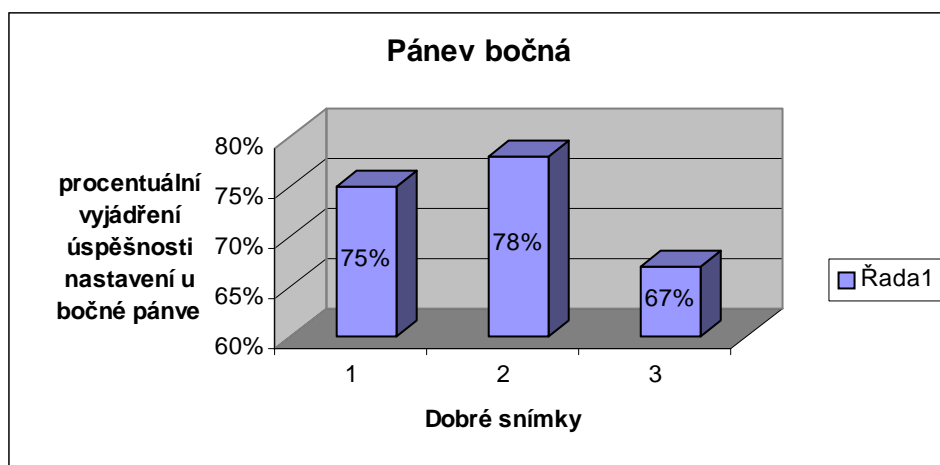
1. nastavení z 30 snímků (75 % vyhovujících snímků)
2. nastavení ze 14 snímků (73 % vyhovujících snímků)
3. nastavení ze 3 snímků (100 % vyhovujících snímků)

**Graf 3 :** Procentuální vyjádření chyb u zhotovených snímků při nastavení pánve (bočné) – u pacientů léčených na Onkologickém oddělení Nemocnice v Českých Budějovicích v roce 2006 - 2007



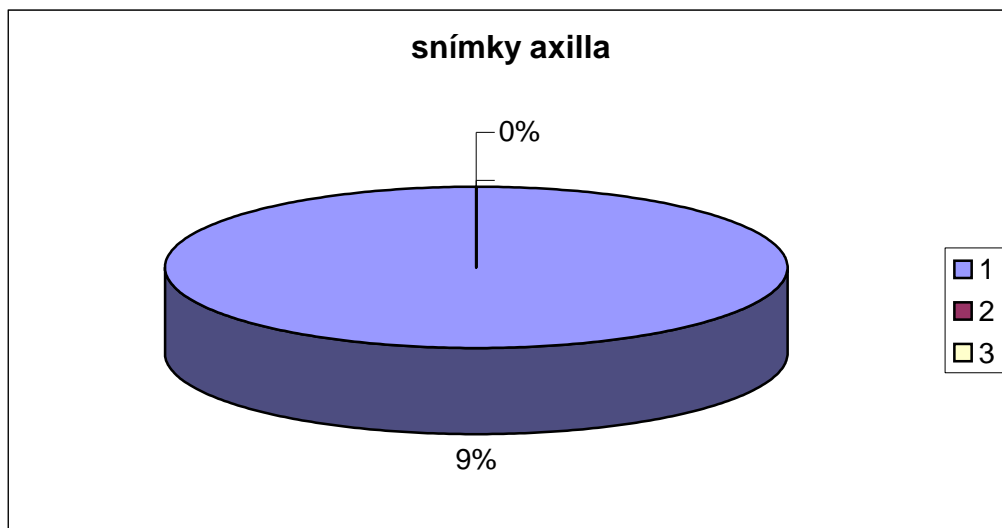
1. nastavení z 30 snímků (25 % nevhovujících snímků)
2. nastavení z 11 snímků ( 22 % nevhovujících snímků)
3. nastavení ze 4 snímků ( 33 % nevhovujících snímků)

**Graf 4 :** Procentuální vyjádření úspěšnosti zhotovených snímků při nastavení pánve (bočné) – u pacientů léčených na Onkologickém oddělení Nemocnice v Českých Budějovicích v roce 2006 - 2007



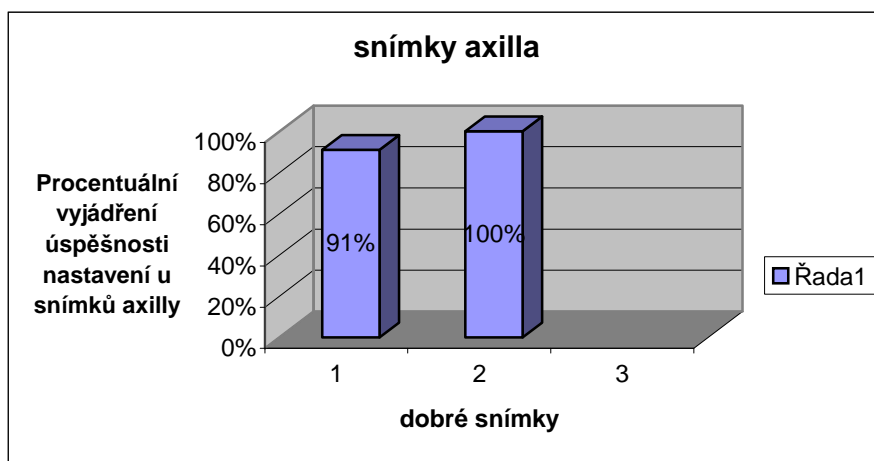
- 1 .nastavení z 30 snímků (75 % vyhovujících snímků)
2. nastavení z 11 snímků (78 % vyhovujících snímků)
3. nastavení ze 4 snímků (67 % vyhovujících snímků)

**Graf 5 :** Procentuální vyjádření chyb u zhotovených snímků při nastavení prsu (axilly) – u pacientů léčených na Onkologickém oddělení Nemocnice v Českých Budějovicích v roce 2006 - 2007



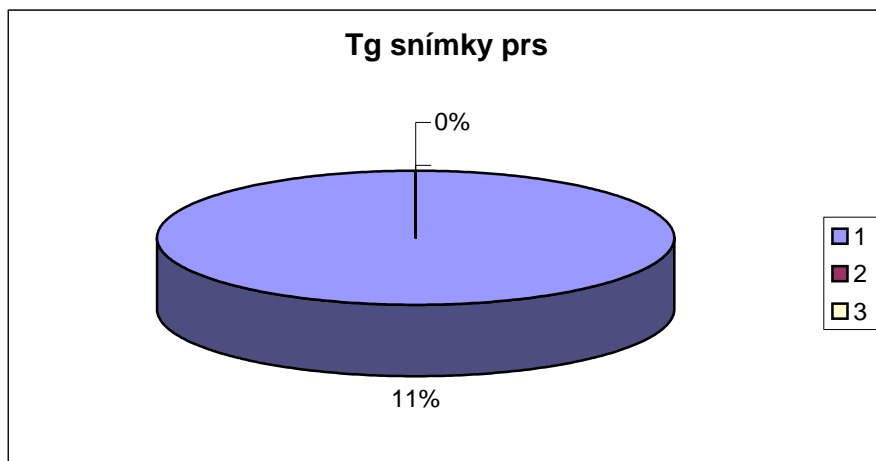
1. nastavení z 12 snímků (9 % nevyhovujících snímků)
2. nastavení z 1 snímku (0 % nevyhovujících snímků)
3. nastavení nebylo již děláno

**Graf 6 :** Procentuální vyjádření úspěšnosti nastavení u zhotovených snímků (axilly) – u pacientů léčených na Onkologickém oddělení Nemocnice v Českých Budějovicích v roce 2006 - 2007



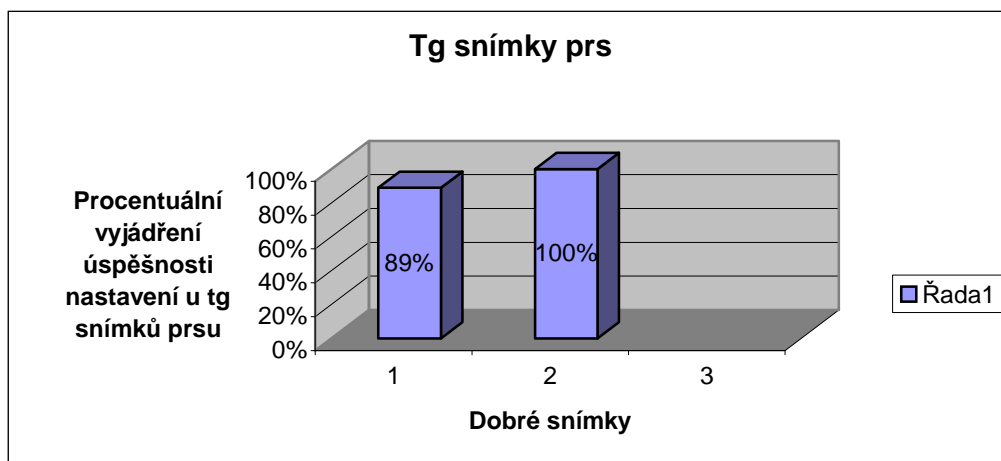
1. nastavení z 12 snímků (91 % vyhovujících snímků)
2. nastavení z 1 snímku (100 % vyhovujících snímků)
3. nastavení nebylo již děláno

**Graf 7 :** Procentuální vyjádření chyb u zhotovených snímků prsů( tg pole) – u pacientů léčených na Onkologickém oddělení Nemocnice v Českých Budějovicích v roce 2006 - 2007



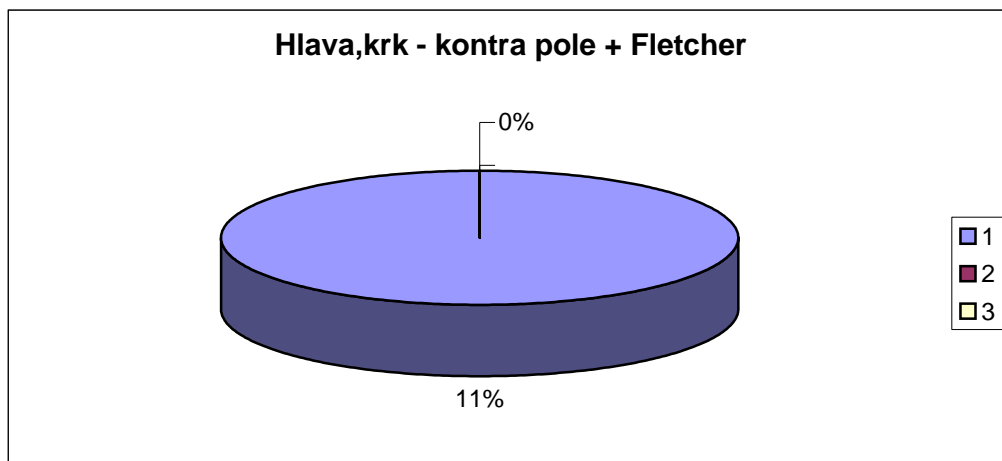
- 1.nastavení z 30 snímků (11 % nevyhovujících snímků)
2. nastavení ze 3 snímků (0 % nevyhovujících snímků)
3. nastavení nebylo již děláno

**Graf 8 :** Procentuální vyjádření úspěšnosti nastavení u zhotovených snímků prsu (tg pole) – u pacientů léčených na Onkologickém oddělení Nemocnice v Českých Budějovicích v roce 2006 - 2007



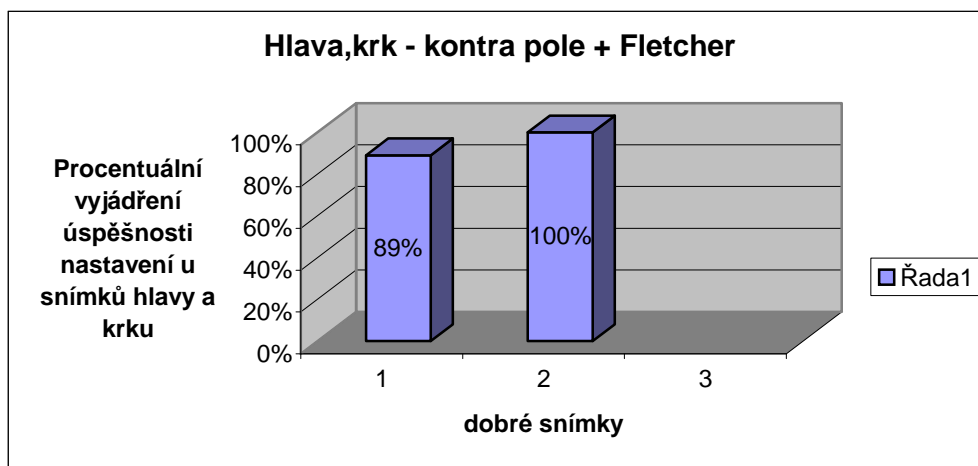
1. nastavení ze 30 snímků (89 % vyhovujících snímků)
2. nastavení ze 3 snímků (100 % vyhovujících snímků)
3. nastavení nebylo již děláno

**Graf 9 :** Procentuální vyjádření chyb u zhotovených snímků při nastavení (hlavy a krku) – u pacientů léčených na Onkologickém oddělení Nemocnice v Českých Budějovicích v roce 2006 - 2007



1. nastavení ze 40 snímků (11 % nevyhovujících snímků)
2. nastavení ze 4 snímků (0 % nevyhovujících snímků)
3. nastavení nebylo již děláno

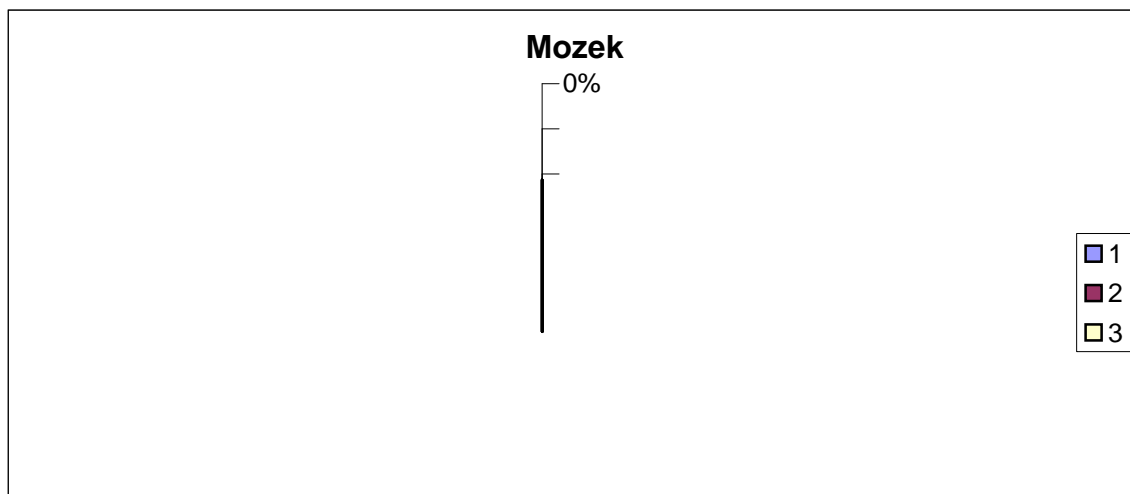
**Graf 10 :** Procentuální vyjádření úspěšnosti nastavení u zhotovených snímků při nastavení (hlavy a krku) – u pacientů léčených na Onkologickém oddělení Nemocnice v Českých Budějovicích v roce 2006 - 2007



1. nastavení ze 40 snímků (89 % vyhovujících snímků)
2. nastavení ze 4 snímků ( 100 % vyhovujících snímků)
3. nastavení nebylo již děláno

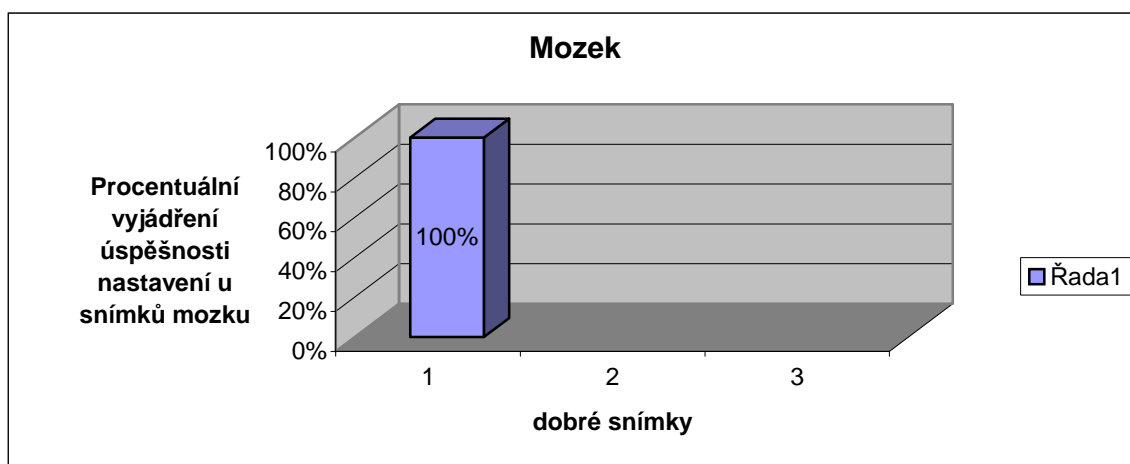


**Graf 11 :** Procentuální vyjádření chyb u zhotovených snímků při nastavení(mozku) – u pacientů léčených na Onkologickém oddělení Nemocnice v Českých Budějovicích v roce 2006 - 2007



1. nastavení 10 snímků (0 % nevyhovujících snímků)
2. nastavení nebylo již děláno
3. nastavení nebylo již děláno

**Graf 12 :** Procentuální vyjádření úspěšnosti nastavení u zhotovených snímků při nastavení (mozku) – u pacientů léčených na Onkologickém oddělení Nemocnice v Českých Budějovicích v roce 2006 - 2007



1. nastavení z 10 snímků (100 % vyhovujících snímků)
2. nastavení nebylo již děláno
3. nastavení nebylo již děláno

Jak již bylo uvedeno výše, nejlepších výsledků dosahuje nastavení u snímků mozku (tabulka 9), poté snímky hlavy a krku (tabulka 8). Slušných výsledků dosahují také snímky u nastavení prsu (tabulka 5 a 6).

Nejhorších výsledků, jak podle tabulek, tak podle procentuálního vyjádření dosahují snímky u nastavení pánve, jak v AP, PA tak v bočné projekci (tabulka 2 a 3) a (graf 1, 2 a graf 3, 4). Jak již bylo zmíněno, zapříčiněno je to především nedostatečnou fixací v dané oblasti.

Začnu nejprve snímkami v AP, PA projekci. Ze tří snímků, které byli dělány v průběhu času, bylo z prvního snímkování zjištěno 25 % nevyhovujících snímků ( graf 1. ). Z druhého snímkování bylo nevyhovujících 27 % snímků ( graf 1.) a při třetím snímkování nebyly zjištěny již žádné nevyhovující snímky (graf 1).

U snímků bočné pánve tomu nebylo jinak. U prvního snímkování se vyskytlo 25 % nevyhovujících snímků ( graf 3.), z druhého snímkování bylo nevyhovujících 22 % ( graf 3.) a i při třetím snímkování bylo zjištěno 33 % nevyhovujících snímků (graf 3).

V případě že se i při druhém snímkování objeví nějaké procento nevyhovujících snímků, je třeba pacienta odeslat znovu na simulátor, kde vše proběhne jako při prvním nastavení.

První snímek se zpravidla provádí na simulátoru, druhý na lineárním urychlovači a pokud je třeba udělat třetí snímek, provádí se zpravidla znovu na simulátoru, jako při prvním nastavení. Jak si můžeme názorně prohlédnout u snímků u nastavení pánve bývá tento jev velmi častý. Procentuální vyjádření chyb u nastavení pánve znázorňuje (graf 1) a (graf 3).

Procentuální zastoupení vyhovujících snímků zobrazuje (graf 2) a (graf 4).

Snímky u pacientů s onemocněním prsu, hlavy a krku a mozku dopadly o poznání lépe. U snímku prsu (axilly) při prvním nastavení došlo pouze u 9 % k nevyhovujícím snímkům a při druhém nastavení nebyl nalezen žádný nevyhovující snímek. Třetí snímkování již nebylo prováděno (graf 5) a (graf 6). U snímku prsu (tg pole) je tomu obdobně, pouze při prvním snímkování bylo zjištěno 11 % nevyhovujících snímků. Snímky z druhého nastavení již bylo vyhovující. Třetí nastavení nebylo prováděno (graf 7) a (graf 8).

Velmi dobrých výsledků dosahují snímky u nastavení hlavy a krku, kde je pouze malé procento nevyhovujících snímků. Pouze při prvním snímkování bylo zjištěno 11 % nevyhovujících snímků. Druhé a třetí nastavení již byl v pořádku (graf 9) a (graf 10). Ze všech snímků nejlépe dopadly snímky u nastavení mozku, kde nedošlo k žádným nepřesnostem. Je zde téměř 100 % úspěšnost, což je samozřejmě velkou mírou dáno dobrou fixací v dané oblasti (graf 11) a (graf 12).

## **5. Diskuze**

### **5.1. Smysl verifikačních snímků**

Podmínkou aplikace dávky vyšší než 70 Gy je pravidelná verifikace ozařovaných polí minimálně 1x týdně, event. při větší odchylce dle doporučení pracoviště častěji (nejčastěji metodou portálního snímkování, s vyhodnocením shody s referenčním snímkem).

Pravidelná verifikace léčby na lineárním urychlovači pomocí elektronického zobrazení pole (EPID) je důležitým prvkem protokolu 3D-CRT. Manuální nebo automatické porovnávání EPID se simulačním snímkem nebo DRR poskytuje důležité informace o geometrických nepřesnostech při léčbě.

Verifikační snímky se provádějí na lineárním urychlovači a slouží k ověření polohy pacienta při ozáření. Provádění verifikačních snímků je nutností, minimalizují se tak chyby správného ozáření pacienta. Tyto snímky se pak dají srovnat se snímky se simulátoru a z Portal Imaging.

### **5.2. Zhodnocení přínosu EPI pro léčbu v radioterapii**

Jak z uvedených výsledků vyplývá přínos EPI je značný. Zkvalitnila se tak léčba v radioterapii a komfort pacienta během ozařování. Dále se minimalizovaly chyby během ozáření pacienta a tím se předešlo zbytečným dávkám záření. Především u nastavení pánve si můžeme povšimnout jeho nezastupitelného místa kde se skutečně zredukovaly chyby díky EPI. Přesto že fixace v oblasti pánve je mizivá, výsledky ukazují na stále se zlepšující nastavení v této oblasti. EPI má však nezastupitelné místo i u jiných technik, jak u nastavení prsu, mozku, hlavy a krku, všude tam pomáhá minimalizovat chyby a tak zajistit správné ozáření pacienta. Přínos pro léčbu v radioterapii je tedy nesporný.

## 6. Závěr

Stanovená hypotéza, že verifikační snímky přispívají k minimalizaci chyb při ozařování v radioterapii se potvrdila.

Pro léčbu v radioterapii bylo velkou změnou zavedení nových technologií a verifikačních systémů - jako například Portal Imaging ,určené k verifikaci pacienta během ozáření. Velký pokrok byl zaznamenán i v zobrazovacích mediích a elektronických zobrazovacích zařízeních. Stále vyšší kvalita portálních obrazů ukazuje na stále dokonalejší zobrazovací media ( filmy a elektronická zobrazovací zařízení ). Obrazy prováděné pomocí EPI jsou k dispozici on –line, jsou digitální, dají se postprocesingově zpracovat. Je možná regulace kontrastu a další úprava obrazů. Je také možná archivace obrazu. Další výhodou je menší časová náročnost. Pokud je nutná archivace, je nevýhodou nízká kvalita výtisku snímku na papír ve srovnání s filmem. Nejčastější je však archivace v digitální podobě.

Nové technologie přináší možnost kvalitnějšího a přesnějšího zobrazování v radioterapii, umožňuje kvalitnější péči o pacienta. S modernizací a rozvojem přístrojového vybavení a výpočetní techniky na radioterapeutickém oddělení rostou i nároky na práci a vědomosti radiologického asistenta. Zvyšuje se tak nutnost jeho celoživotního vzdělávání.

## 7. Použitá literatura

1. Bentel, Qunilla C. : Radiation Therapy planning, 2. Vydání. New York : Mc Graw – Hill, 1996. 643 s. ISBN 007 – 005115 – 1
2. Cadplan<sup>R</sup> External Beam Modeling User Guide, Varian Associates inc., Oncology Systems 1998
3. Dobbs, J.; Barret, A.; Ash, D. : Praktické plánování radioterapie, Praha : Anomal 1992. 302 s. ISBN 80 – 900235 - 8 – 4
4. ICRU Report 50 : Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy. 1993
5. ICRU Report 62 : Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU 50 ) . 1999
6. Khan, F.M. : The physics of radiation therapy. 2. vydání. Baltimore : Williams & Wilkins, ISBN 0 – 68304502 – 4
7. Špurný, V. ; Šlampa P. : Moderní radioterapeutické metody, Základy radioterapie, VI. Díl. 1. vydání. Brno : IDV PZ 1999. 118 s. ISBN 57 – 860 - 98
8. Zámečník, J : Radioterapie. 2. vydání. Praha : Avicenum 1990, 476 s. ISBN 80–201- 0051-2
9. <http://www.varian.com/orad/prd069.html>
10. [10.http://www.testima.cz/html/Zobraz.html](http://www.testima.cz/html/Zobraz.html)
11. Antonuk Larry E.: Electronic portal imaging devices: a review and historical perspective of contemporary technologies and research. Phys. Med. Biol. 47 (2002) R31-R65
12. Kirby M. C., Glendinning A.G.: Developments in electronic portal imaging systems. The British Journal of Radiology, 79 (2006) 550-565
13. Herman Michael G., Balter James M., McGee Kiarion P., Munor Peter, Shalev Shlomo, Van Herk Marcel, Wog John W.: Clinical use of electronic portal imaging: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 58. Med Phys. 28 (5), May 2001
14. Šnober J.: Portálové zobrazování. Radiační onkologie, Svazek 1, číslo 1, listopad 2001, str. 33-35

15. Francl. L., Velíšková D.: Zobrazování v radiační onkologii. Praktická radiologie
16. KODAK Oncology Imaging Guide . Kodak, Lanex, Ready-Pack, X-Omat, and X-Omatic are trademarks of Eastman Kodak Company.
17. All other trademarks are the property of their respective holders.
18. ©Eastman Kodak Company, 2002
19. Francl. L: Plánování léčby záření, diplomová práce ZSF JU České Budějovice 2002

## **8. Klíčová slova**

Verifikace – verifikační systém – Portal Imaging – plánování radioterapie – ozařovací plán - ozařovací poloha — kritický orgán - verifikační snímky — nastavení pacienta



## **9. Seznam zkratek**

**PTV**

**EPI**

**CTV**

**GTV**

**CTV**

**ICRU**

**DVH**

**CP**

**CT**

**2D**

**3D**

**MLC**

**ITV**

## **10. Přílohy**



**obrázek 1- Simulátor Acuity**



**obrázek 2 - lineární urychlovač Clinac 2100C/D**



**obrázek 3 - ozařovací poloha pro ozařování hrudníku a břicha**



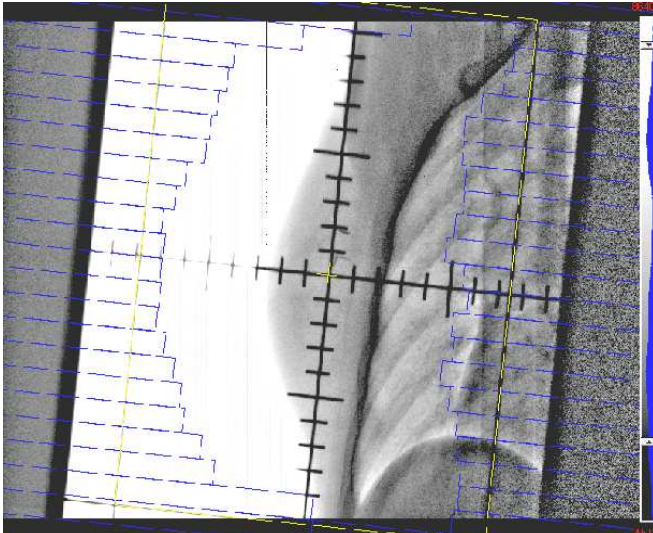
**obrázek 4 - zaměření izocentra při ozařování prsu**



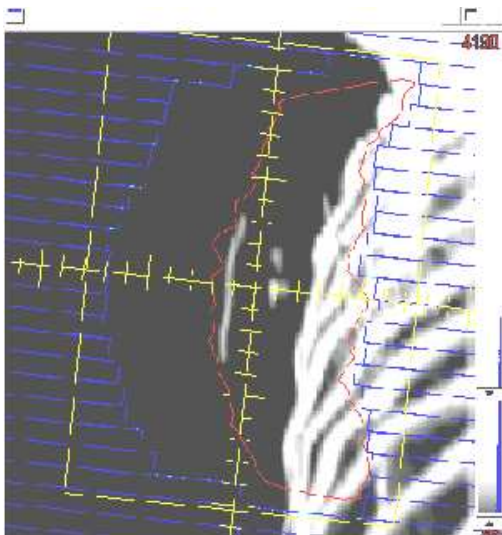
**obrázek 5 - snímek tg pole na film pro portální zobrazování**



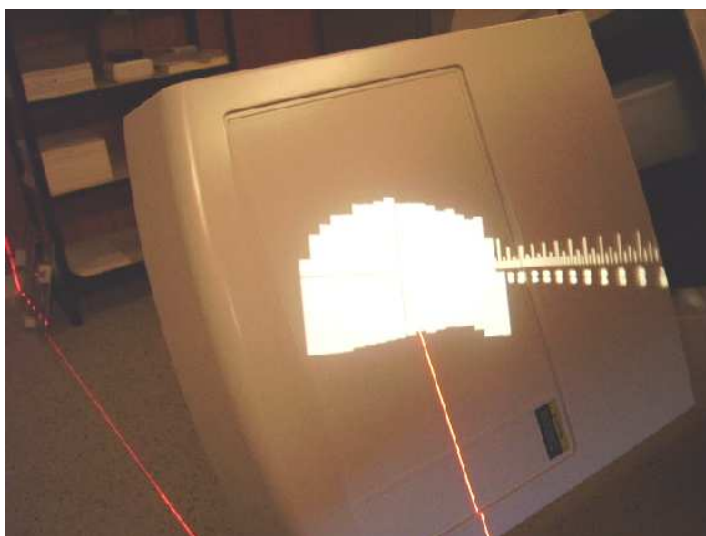
**obrázek 6 - simulace tg pole při ozařování prsu**



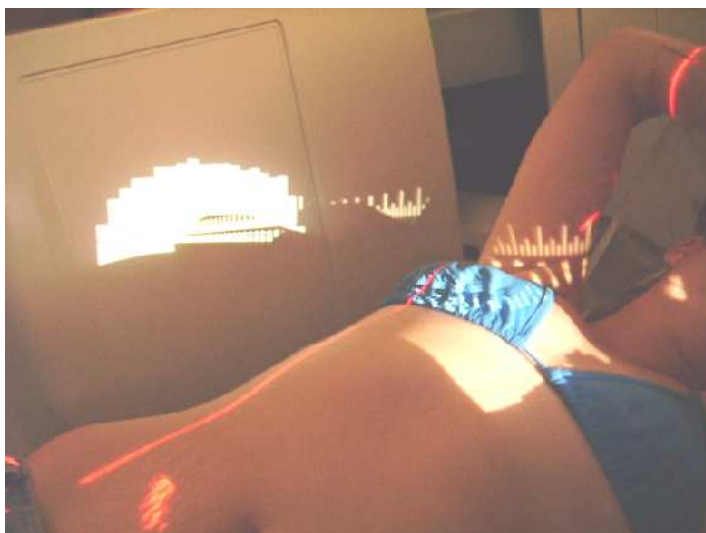
**obrázek 7 - simulační snímek tg pole**



**obrázek 8 - DRR tg pole**

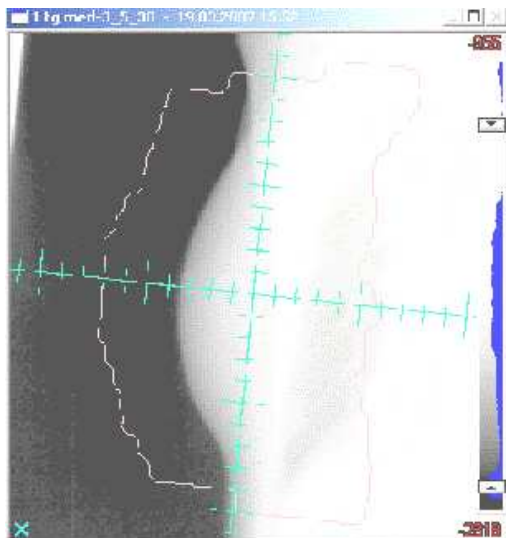


**obrázek 9 - průmět tg pole na kazetu**



**obrázek 10 - nastavení tg pole při ozařování prsu na lineárním urychlovači**



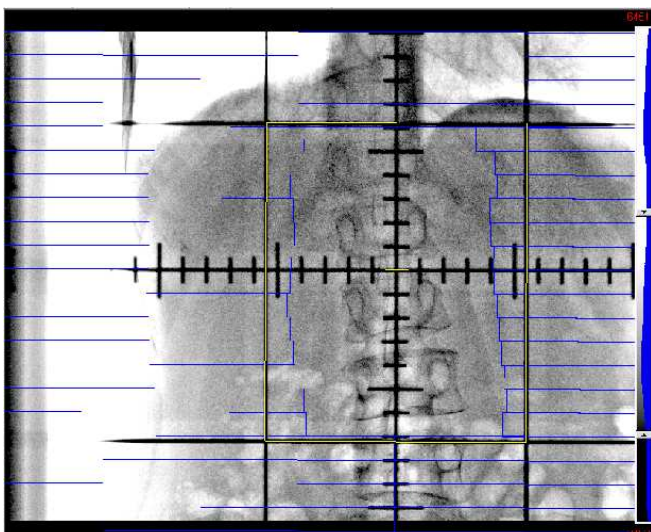


**obrázek 11 - portálový snímek tg pole**

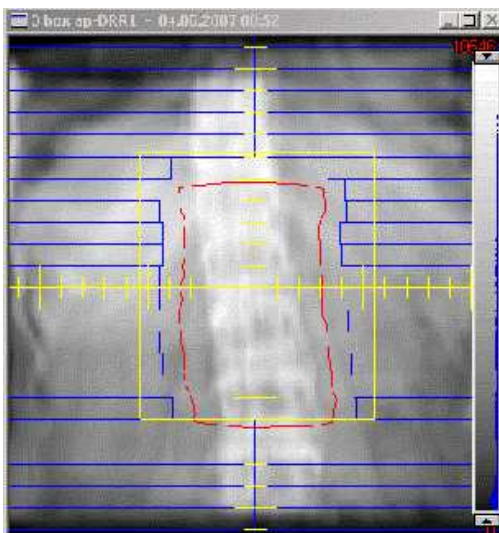


**obrázek 12 - simulace ap pole při ozařování paraaortálních uzlin**

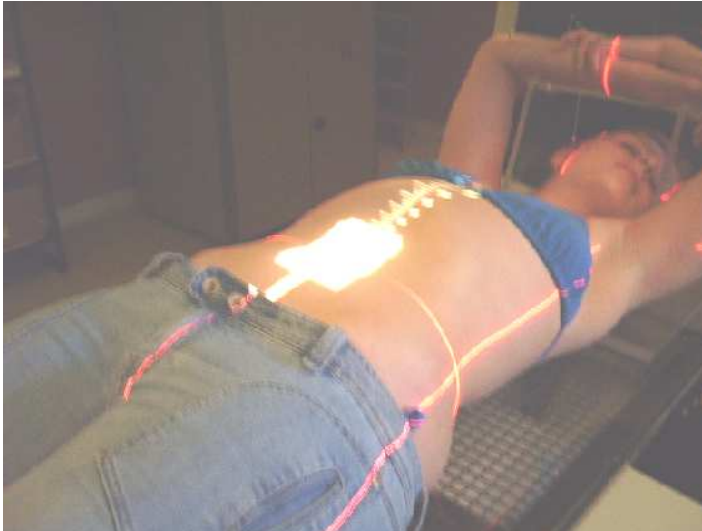




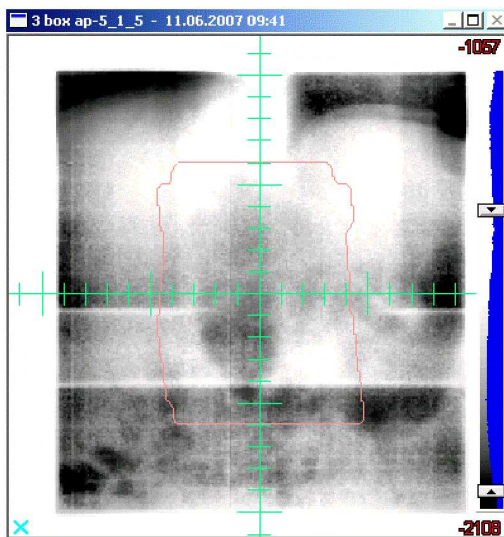
**obrázek 13 - simulační snímek ap pole při ozařování paraaortálních uzlin**



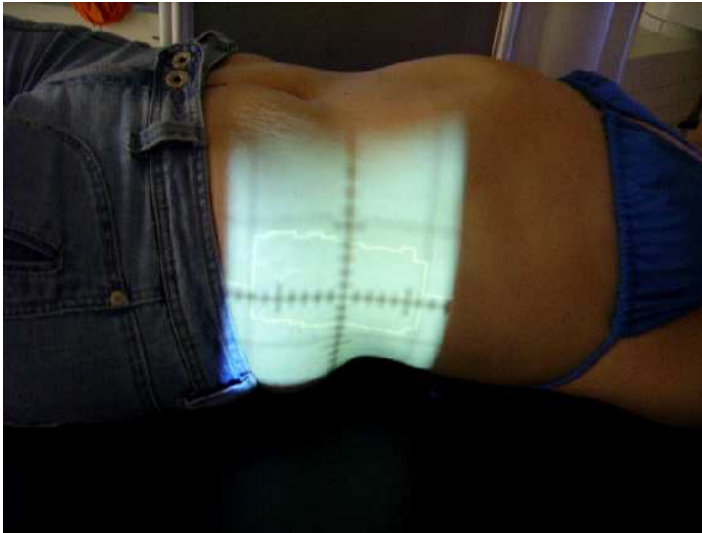
**obrázek 14 - DRR ap pole paraaortální uzliny**



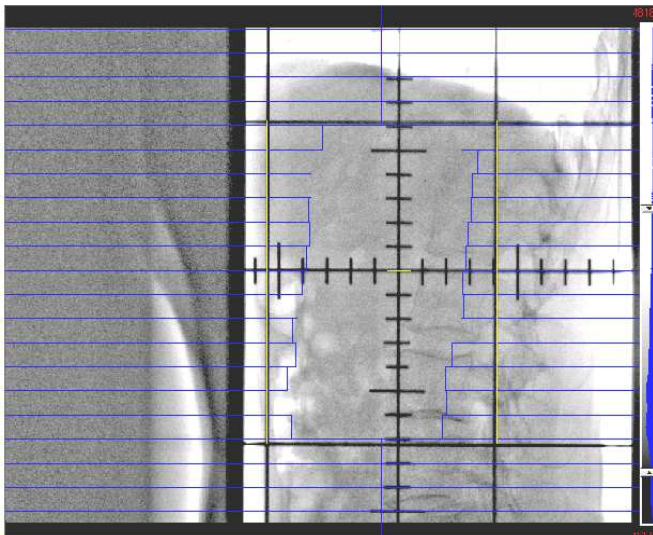
**obrázek 15 - nastavení ap pole při ozařování paraaortálních uzlin na urychlovači**



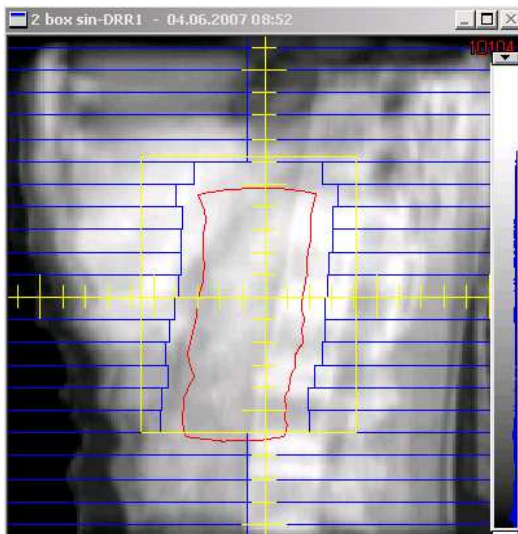
**obrázek 16 - portálový snímek ap pole paraaortální uzliny**



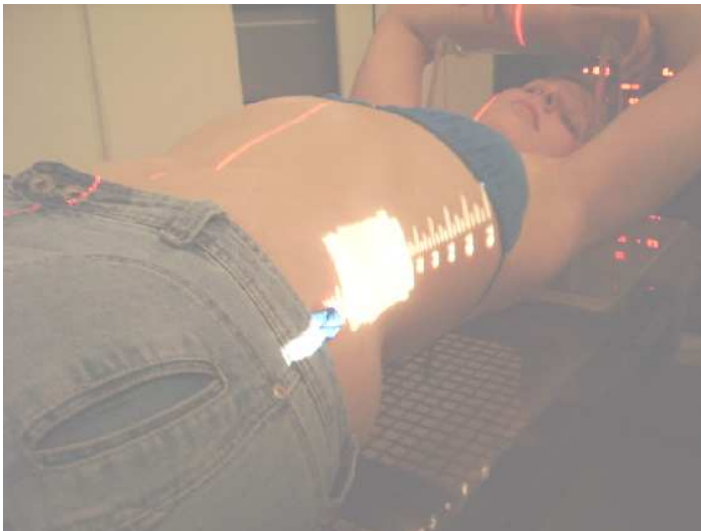
**obrázek 17 - simulace bočního pole paraaortální uzliny**



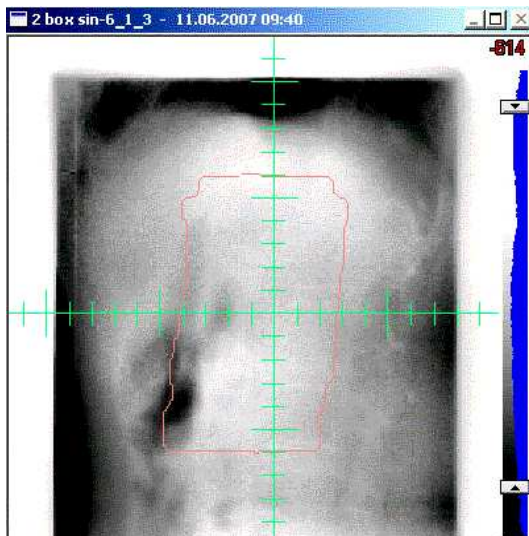
**obrázek 18 - simulační snímek bočné pole paraaortální uzliny**



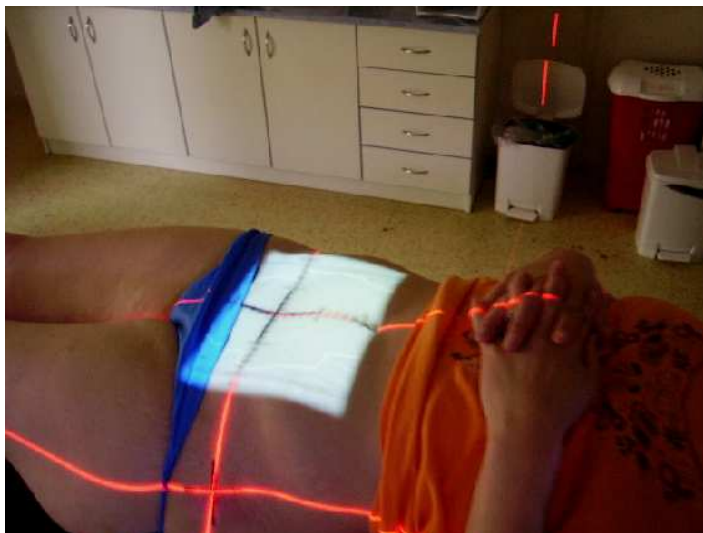
**obrázek 19 - DRR bočné pole paraaortální uzliny**



**obrázek 20 - nastavení bočného pole při ozařování paraaortálních uzlin na urychlovači**

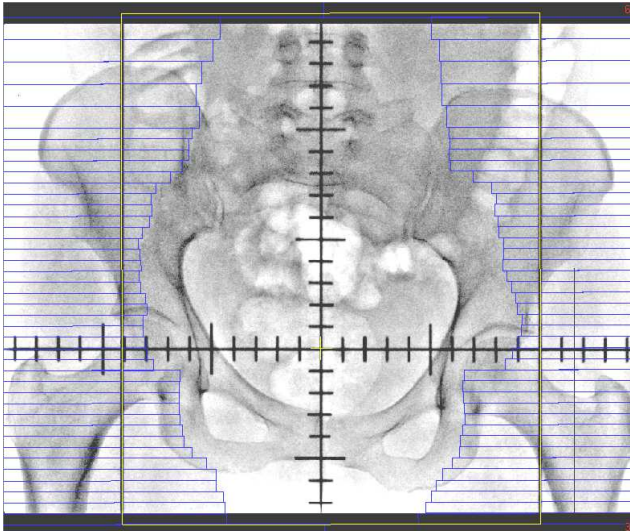


**obrázek 21 - portálový snímek bočního pole paraaortální uzliny**

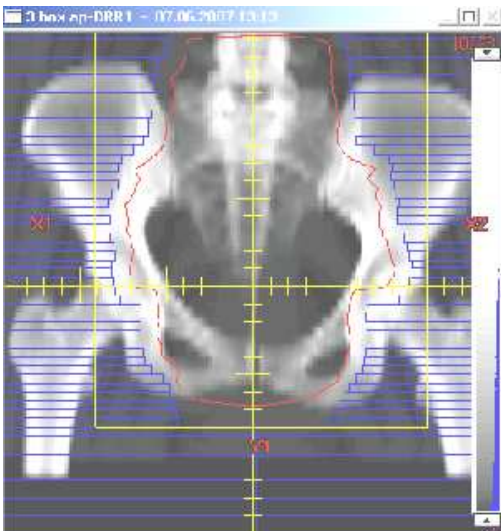


**obrázek 22 - simulace ap pole při ozařování pánve**





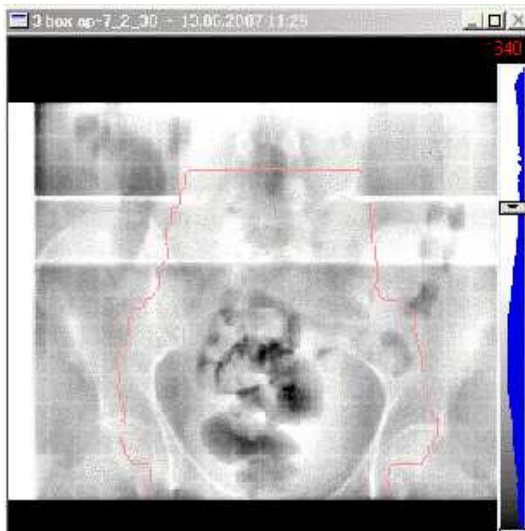
**obrázek 23 - simulační snímek ap pole pánev**



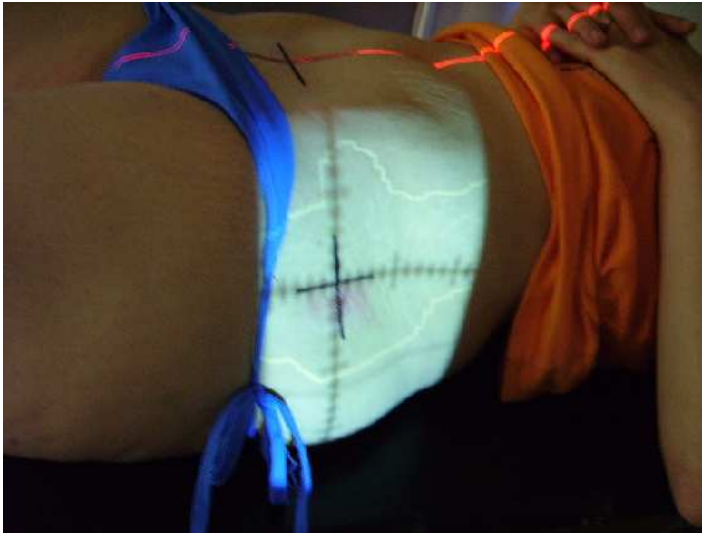
**obrázek 24 - DRR ap pole pánev**



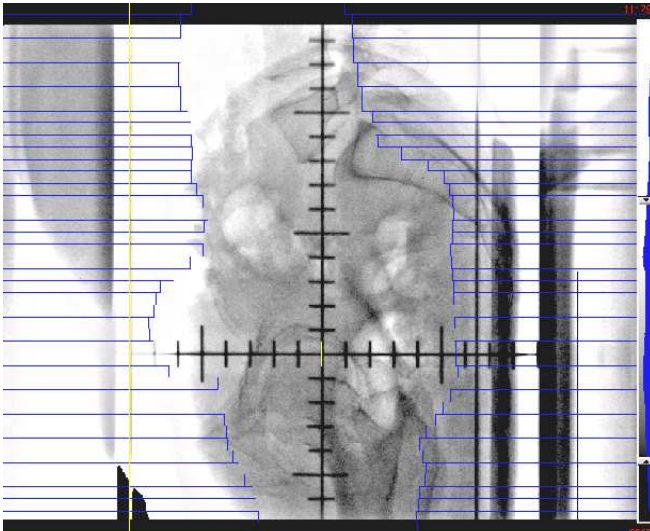
**obrázek 25 - nastavení ap pole při ozařování pánve na urychlovači**



**obrázek 26 - portálový snímek ap pole pánve**

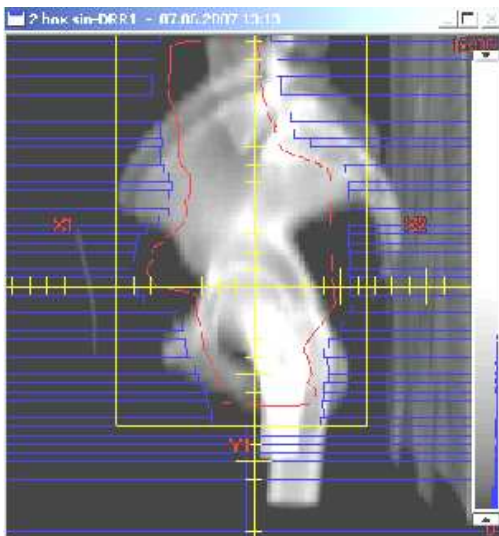


**obrázek 27 - simulace bočního pole při ozařování pánve**



**obrázek 28 - simulační snímek bočního pole pánev**

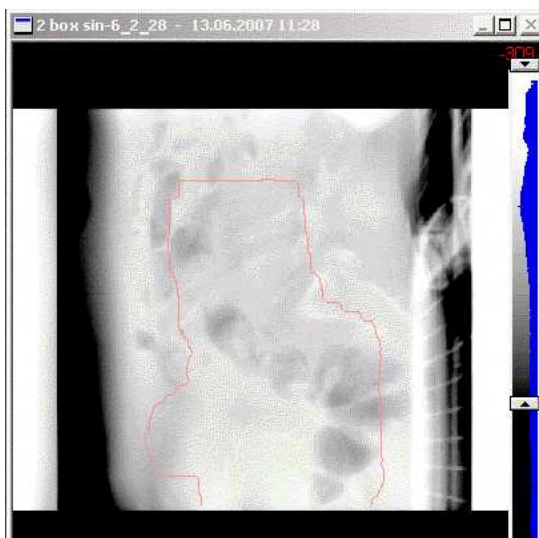




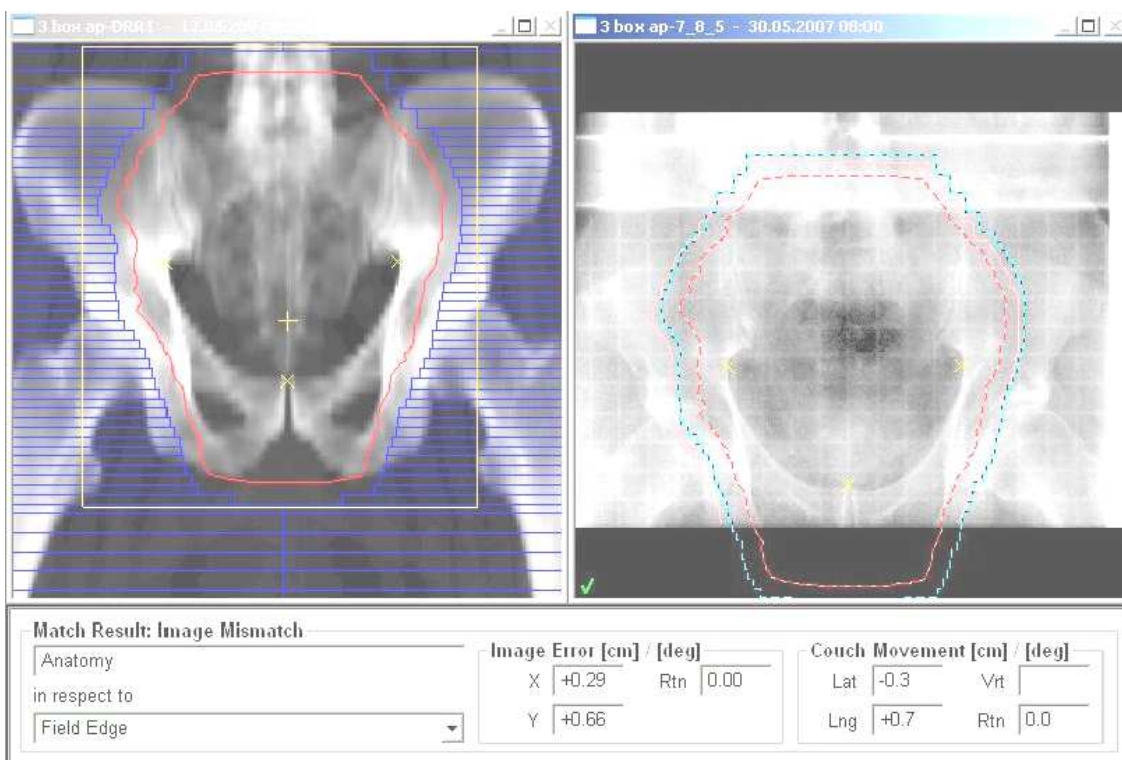
**obrázek 29 - DRR bočné pole pánev**



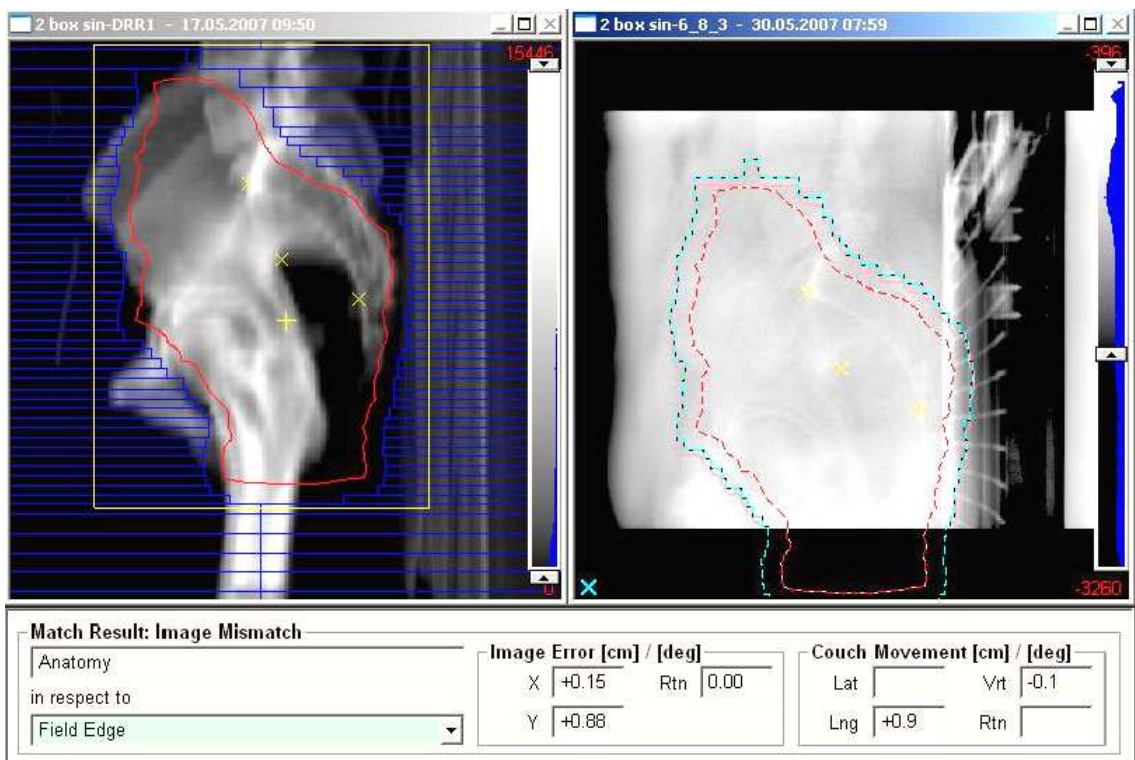
**obrázek 30 - nastavené bočného pole při ozařování pánve na urychlovači**



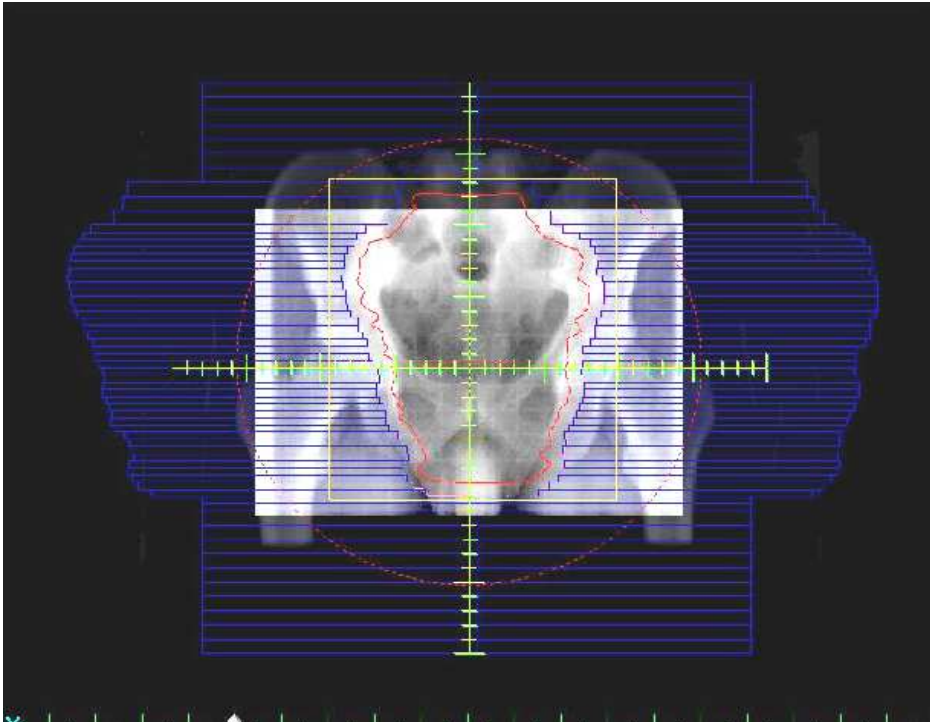
obrázek 31 - portálový snímek bočné pole pánev



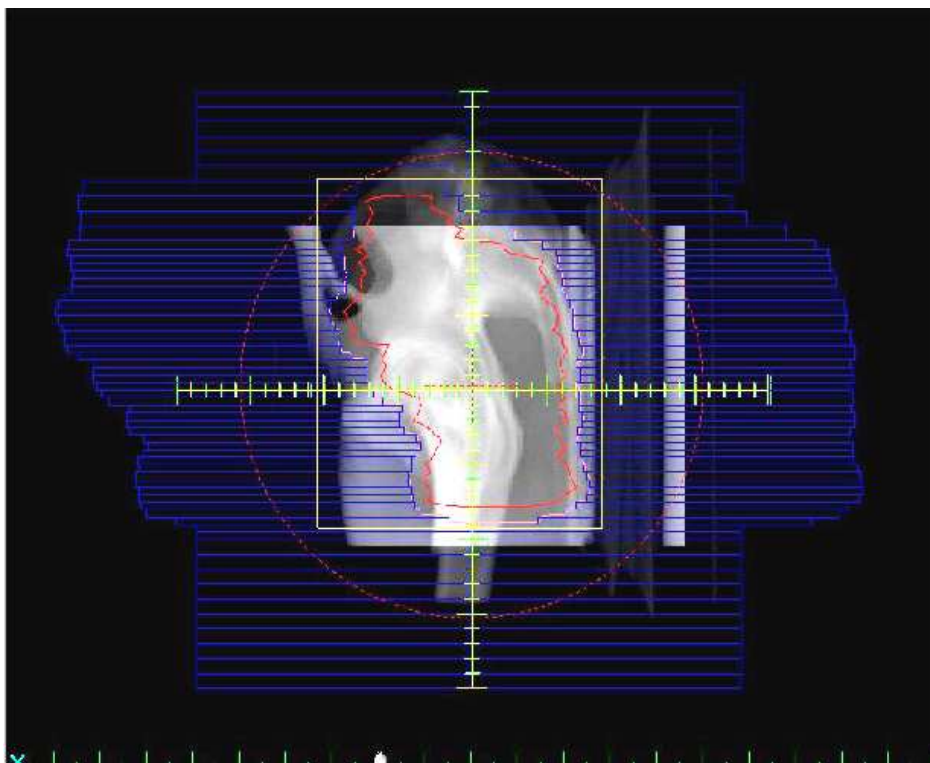
obrázek 32 - hodnocení portálových snímků metodou Match Anatomy se zobrazením odchylek – ap pole pánev



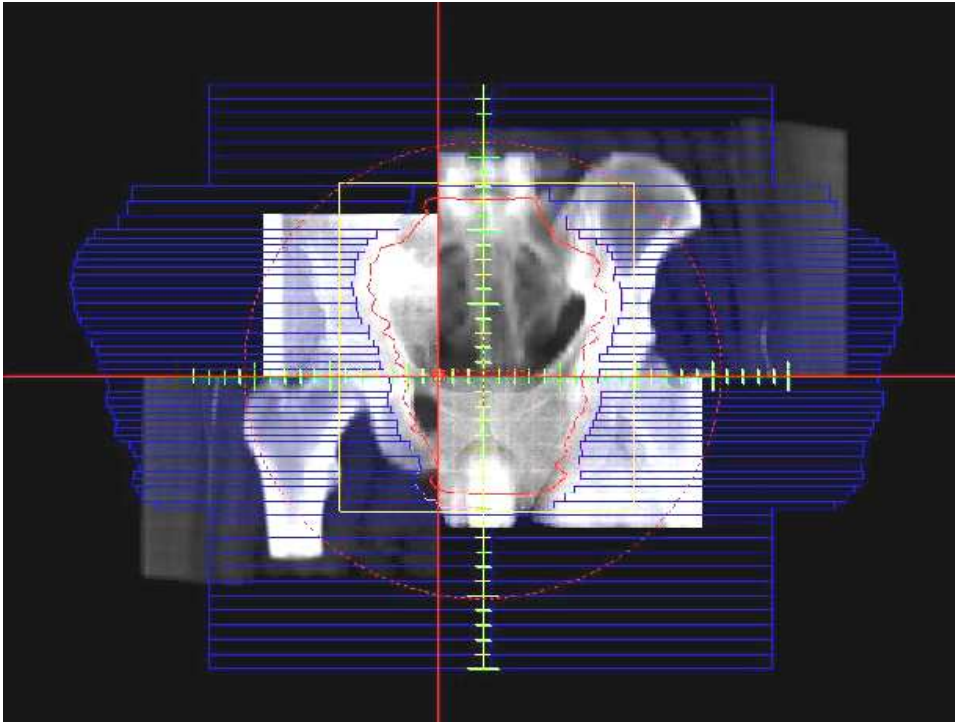
**obrázek 33 - hodnocení portálových snímků metodou Match Anatomy se zobrazením odchylek – bočné pole pánev**



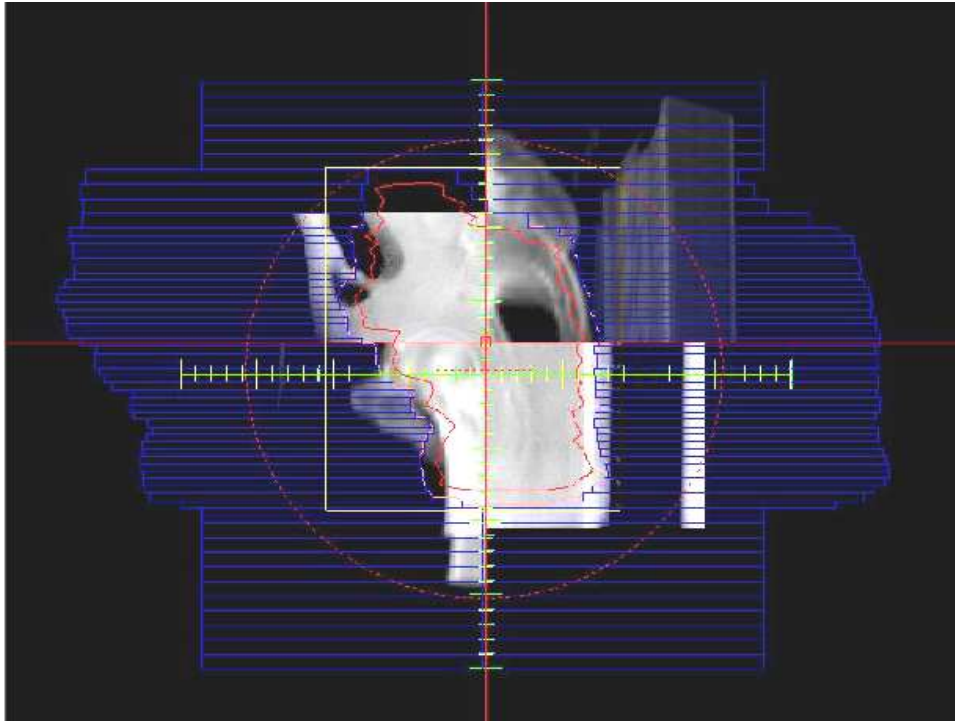
obrázek 34 - hodnocení portálových snímků metodou Verification Blend - pa pole pánev



obrázek 35 - hodnocení portálových snímků metodou Verification Blend - bočné pole pánev



**obrázek 36 - hodnocení portálových snímků metodou Verification Split - pa pole pánev**



**obrázek 37 - hodnocení portálových snímků metodou Verification Split - bočné pole pánev**