

Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích

Zdravotně sociální fakulta

Verifikace a vyhodnocení nastavení pacienta v radioterapii

Bakalářská práce

Vilém Rosický

Verification and patient positioning evaluation in radiotherapy

Prostate cancer belongs to the category of dose dependent tumours, in which the dose escalation brings the improvement of medical results. When using either conventional or conformal radiotherapy the dose is limited by the risk of damaging the surrounding structures, especially rectum and bladder. Radiotherapy method of Intensity Modulated Radiation Therapy enables to treat the target volume with the homogenous dose with the accurate shaping of treated volume, which almost corresponds with the shape of planning target volume. This particular method leads to the fact that the surrounding organs at risk are being spared from both the acute and the following undesirable effects and therefore enables an escalation of applied doses up to the level of 80 Gy. Radiation is applied from 5 fields with the utilization of Multileaf Collimator. To maintain the reproducibility of patient positioning as identical as possible, the verification and patient positioning evaluation system by means of electronic portal imaging device has been introduced in our clinic with the aim of ensuring a safe treatment with keeping the low toxicity of radiotherapy.

For the verification of positioning were created individual verification fields with the identical isocenter treatment plan, specifically from the anterior-posterior projection (gantry angle 0°) and right lateral projection (gantry angle 270°). As a standard the format 12 x 12 cm was used. Verification fields do not belong to the treatment plan, however they served to verification purpose. This enables the verification of patient positioning by portal imaging in all three coordinate axes.

Always in the first fraction and subsequently once a week we were taking the image of anterior-posterior field and right lateral field with the help of electronic portal imaging device (Portal Vision LC 250). We were reading set-up errors in each individual image in three axes (medial-lateral, cranial-caudal and anterior-posterior) compared to the reference image. The matching had been carried out on the basis of bony structures conformity. Set-up errors were evaluated separately for the three orthogonal directions. The following parameters of set-up inaccuracies were calculated: average absolute error, the value of absolute error in mm for 90% and 95 % of all verifications, percen-

tage of the absolute error greater than 5 mm and 10 mm, respectively, systematic error, random error and the size of planning target volume margin.

Average absolute set-up error was the greatest in the medial-lateral axis (2,3 mm), in cranial-caudal axis (2,2 mm) and the smallest average absolute set-up error was in anterior-posterior axis (1,8 mm). The value of absolute error in mm for 95% of all verifications was the greatest in the medial-lateral axis (5,17 mm) and nearly identical for the cranial-caudal axis (4,94 mm) and anterior-posterior axis (4,96 mm).

By leg immobilization using standard fixation cushion (Med Tec), together with the marking projections of isocenter using tattoo on the patient's skin we reached the situation when recorded gross error in the observed group was ≥ 10 mm, the greatest error 8,8 mm was recorded only in one patient, concretely in anterior-posterior axis. Significant set-up error (greater than 5 mm in any axis) was recorded in 34 out of 234 patient positionings (14,5%).

With regard to prostate motion during radiotherapy, calculated sizes of planning target volume margin and gained values of absolute errors for 95 % patient position (in the medial-lateral axis, in the cranial-caudal axis and anterior-posterior axis) the used cumulative margin between clinical target volume and planning target volume (10 mm anterior-posterior, medial-lateral and cranial-caudal) seems to be optimal. Reduction of safety margin could lead to the under-treatment of targeted volume and deterioration of clinical results or to an increase of complications.

Prohlášení

Prohlašuji, že svoji bakalářskou práci na téma „Verifikace a vyhodnocení nastavení pacienta v radioterapii“ jsem vypracoval samostatně 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 elektronickou cestou ve veřejně přístupné části databáze STAG provozované Jihočeskou univerzitou v Českých Budějovicích na jejích internetových stránkách.

V Českých Budějovicích 15. 5. 2007

.....
podpis studenta

Poděkování

Rád bych na tomto místě poděkoval vedoucímu mé bakalářské práce, kterým je primář Kliniky onkologie a radioterapie Fakultní nemocnice Hradec Králové Doc. MUDr. Odrážka Karel, PhD. Jeho cenné rady a připomínky přispěly ke konečné podobě této práce. Dále bych rád poděkoval fyzikovi Kliniky onkologie a radioterapie Fakultní nemocnice Hradec Králové Ing. Petrovi Paluskovi, bez jehož pomoci by tato práce nevznikla.

Obsah

Úvod.....	8
1. Současný stav.....	9
1.1 Verifikace a vyhodnocení přesnosti nastavení pacienta	9
1.2 Představení a popis zařízení Portal Vision LC 250	10
1.3 Kalibrace a kontroly Portal Vision LC 250	14
1.3.1 Kalibrace Portal Vision LC 250.....	14
1.3.2 Kontroly Portal Vision LC 250.....	17
1.3.2.1 Testy vyjížděcího ramene	17
1.3.2.1.1 Poloha ramena EPID.....	17
1.3.2.1.2 Rozsah pohybu EPID.....	17
1.3.2.1.3 Přesnost polohy EPID	18
1.3.2.1.4 Signalizace kolize	19
1.3.2.1.5 Antikolizní systém	19
1.3.2.1.6 Odblokování ochrany proti kolizi	20
1.3.2.2 Testy se zářením	20
1.3.2.2.1 Artefakty EPID	20
1.3.2.2.2 Prostorové zkreslení EPID.....	21
1.3.2.2.3 Kontrola kvality portálového snímku pro běžně klinicky používaná nastavení (kontrast).....	21
1.3.2.2.4 Rozlišení kontrastu / poměr signál - šum.....	22
1.4 Technické a personální požadavky na verifikaci a vyhodnocení přesnosti nastavení pacienta	24
1.5 Finanční zajištění verifikace přesnosti nastavení pacienta v našich podmínkách	25
2. Cíle práce a hypotézy.....	26
3. Metodika	27
3.1 Postup při verifikaci a vyhodnocení	27
3.1.1 Simulátor.....	27
3.1.2 Plánovací CT.....	28
3.1.3 Zpracování CT řezů se zakreslením cílového objemu a rizikových orgánů..	28

3.1.4	Naplánování individuálního IMRT ozařovacího plánu	29
3.1.5	Simulace individuálního ozařovacího plánu.....	29
3.1.6	Kontrola a doplnění údajů ozařovacího plánu ve verifikačním systému.....	30
3.1.7	Vytvoření verifikačních polí pro verifikaci nastavení	30
3.1.8	Doplnění údajů verifikačních polí s přiřazením akvizičních módů.....	31
3.1.9	První ozáření s verifikací nastavení polohy pacienta.....	31
3.1.10	Hodnocení nepřesností nastavení – zakreslení kostěných struktur s úpravou obrazu.....	33
3.1.11	Porovnání referenčních obrazů s elektronickými obrazy AP pole a pravým bočním polem	34
3.1.12	Záznam zjištěných odchylek.....	36
3.1.13	Statistika.....	36
3.1.14	Hodnota tolerance odchylek a řešení nepřesností mimo stanovenou toleranci	37
3.2	Charakteristika souboru	37
4.	Výsledky	38
4.1	Zaznamenané hodnoty odchylek	38
4.2	Shrnutí výsledků s výpočty.....	43
5.	Diskuse.....	51
6.	Závěr	54
7.	Seznam použité literatury	55
8.	Klíčová slova	58
9.	Přílohy.....	59

Úvod

Obor radioterapie zažívá v poslední době mimořádný rozvoj. Do klinické praxe jsou zaváděny nové ozařovací techniky, které umožňují díky vyšší přesnosti prostorového výpočtu dávky a novým typům ozařovacích přístrojů zvýšit celkovou dávku dodanou cílovému objemu na úroveň, která byla donedávna nereálná vzhledem k míře možného poškození zdravých tkání.

To vše by nebylo možné bez rozsáhlého systému zabezpečování jakosti, jehož nedílnou součástí jsou verifikační mechanismy, které výrazně snižují výskyt rizika nepřesností. Potřeba kontroly kvality je nezpochybnitelná, v poslední době se klade značný důraz na přesnost a reprodukovatelnost dodání dávky záření do požadovaného objemu. I přes pečlivou kontrolu simulačního a plánovacího procesu se mohou vyskytnout chyby při vlastním ozařování.

Celý proces verifikace ozařovacích plánů je komplikovaný. Je to především kvůli provázanosti a množství jednotlivých kroků, ze kterých se skládá celý proces radioterapie.

Pro zachycení geometrických nepřesností je k dispozici portálové zobrazování (verifikační snímek) na ozařovači. Toto ověření nám potvrzuje, zda je nastavení pacienta, co se týká geometrických parametrů v pořádku.

Pro úspěšnou léčbu radioterapií není ovšem klíčová jen geometrická přesnost nastavení pacienta, ale i přesnost dodání dávky do cílového objemu. Metoda, jak si tuto přesnost ověřit přímo na pacientovi, se nazývá in vivo dozimetrie. Právě kombinace verifikačních snímků s in vivo dozimetrií se stává běžným standardem zajištění kvality v radioterapii (QA – quality assurance).

Rád bych v této práci představil a popsal problematiku verifikace a vyhodnocení nastavení polohy pacienta před, v průběhu radioterapie, pomocí elektronického portálového zobrazovacího zařízení Portal Vision LC250, které se aktivně věnuji na Klinice onkologie a radioterapie Fakultní nemocnice Hradec Králové.

1. Současný stav

1.1 Verifikace a vyhodnocení přesnosti nastavení pacienta

Cílem radioterapie je léčba nádorů s maximálním šetřením okolní zdravé tkáně. Verifikace a vyhodnocení přesnosti nastavení pacienta je nezbytnou součástí procesu zajištění kvality ozáření. Postup umožňuje odhalit systematické nebo náhodné chyby při nastavení pacienta do správné ozařovací polohy před začátkem a v průběhu radioterapie (Příloha 1, 2).

Při použití nových ozařovacích technik jakou je právě technika IMRT (Intensity Modulated Radiation Therapy) se verifikace a vyhodnocení nastavení pacienta stává nezbytnou. Radioterapie s modulovanou intenzitou svazku záření (IMRT) je pokročilou formou zevní radioterapie. Princip metody spočívá v modulaci fluence napříč svazkem záření. Výsledkem je cílené ozáření oblasti nádoru, kdy rozložení dávky záření přesně odpovídá konkávnímu tvaru cílového objemu. Dochází tak k významnému šetření okolních zdravých tkání a významné ochraně rizikových orgánů. Použitím IMRT techniky je možné navýšení dávky záření v cílovém objemu, což vede k lepší lokální kontrole a tím k většímu počtu vyléčených pacientů. Dodání vyšší dávky záření do cílového objemu by nebylo možné právě bez pravidelné kontroly zobrazovacím zařízením pro verifikaci pozice izocentra.

Verifikace nastavení polohy pacienta zobrazovacím systémem pro verifikaci správné pozice izocentra je zahrnuta ve standardech radioterapie pro radikální radioterapii a radioterapii s modulovanou intenzitou (IMRT), vydaných Ministerstvem zdravotnictví ČR ve spolupráci se Státním úřadem pro jadernou bezpečnost, Společností radiační onkologie, biologie a fyziky ČLS JEP a Českou společností fyziků v medicíně.⁽¹⁾

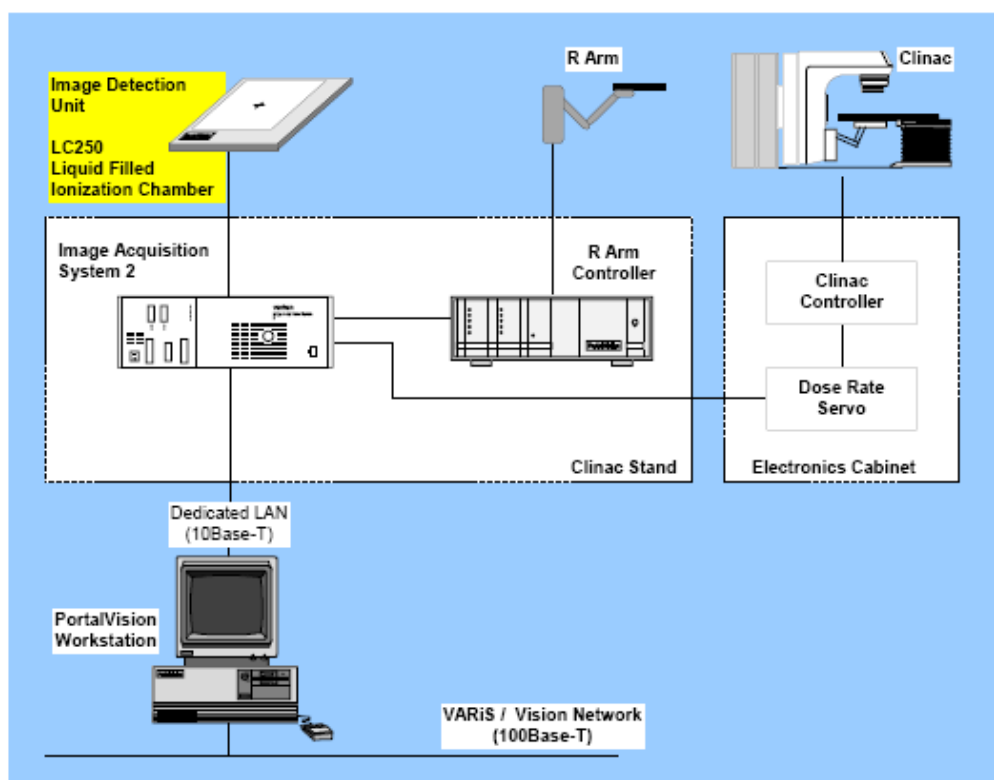
V současnosti se používají pro verifikaci pozice izocentra na lineárních urychlovacích přídavná elektronická portálová zobrazovací zařízení (EPID), která dovolují zobrazení ozařovacího pole na pacientovi při reálných ozařovacích podmínkách. Vyhodnocovací systém spojený s elektronickým zobrazovacím systémem umožňuje kontrolu polohy pacienta porovnáním s referenčními obrazy a tím odhalit nepřesnosti v nastavení pacienta do správné ozařovací polohy.

1.2 Představení a popis zařízení Portal Vision LC 250

Portal Vision LC 250 je druhou generací elektronického portálového zobrazovacího zařízení vyrobeného firmou Varian a dodávaného jako příslušenství k lineárním urychlovačům téhož výrobce. Zařízení bylo poprvé uvedeno na trh a použito pro verifikaci radioterapie v roce 1997.⁽²⁾

Hlavní součásti zařízení Portal Vision LC 250 (Obr. 1)

- **Obrazová detekční jednotka (IDU)** – obsahuje kapalinou naplněnou ionizační komoru a elektronické prvky. Detekční jednotka je upevněna na výsuvném rameni.
- **Výsuvné rameno (R Arm)** – zajišťuje rychlé, snadné a přesné umístění obrazové detekční jednotky do pracovní polohy. Pohyby jsou plně motorizovány a řízeny počítačem. Umožňuje hýbat s obrazovou detekční jednotkou vertikálním, longitudinálním a laterálním směrem.
- **Soustava pro získávání obrazu (IAS2)** – zahrnuje řídicí a akviziční elektroniku pro obrazovou detekční jednotku, rozhraní pro spojení s lineárním urychlovačem a výsuvným ramenem, síťové propojovací rozhraní pro komunikaci s pracovními stanicemi.
- **Pracovní stanice** – v současné době je ovládání plně integrováno do řídicího počítače lineárního urychlovače Clinac.
- **Kabely pro propojení** s výše zmíněnými zařízeními.



Obr. 1: Schéma systému Portal Vision LC 250

Systém je ovládán z pracovní stanice přímo integrované do vnitřní počítačové sítě s přímým spojením do centrální databáze. Pracovní stanice je připojena odděleným síťovým spojením se soustavou pro získávání obrazu IAS2, která je umístěná v ozařovně v blízkosti lineárního urychlovače.

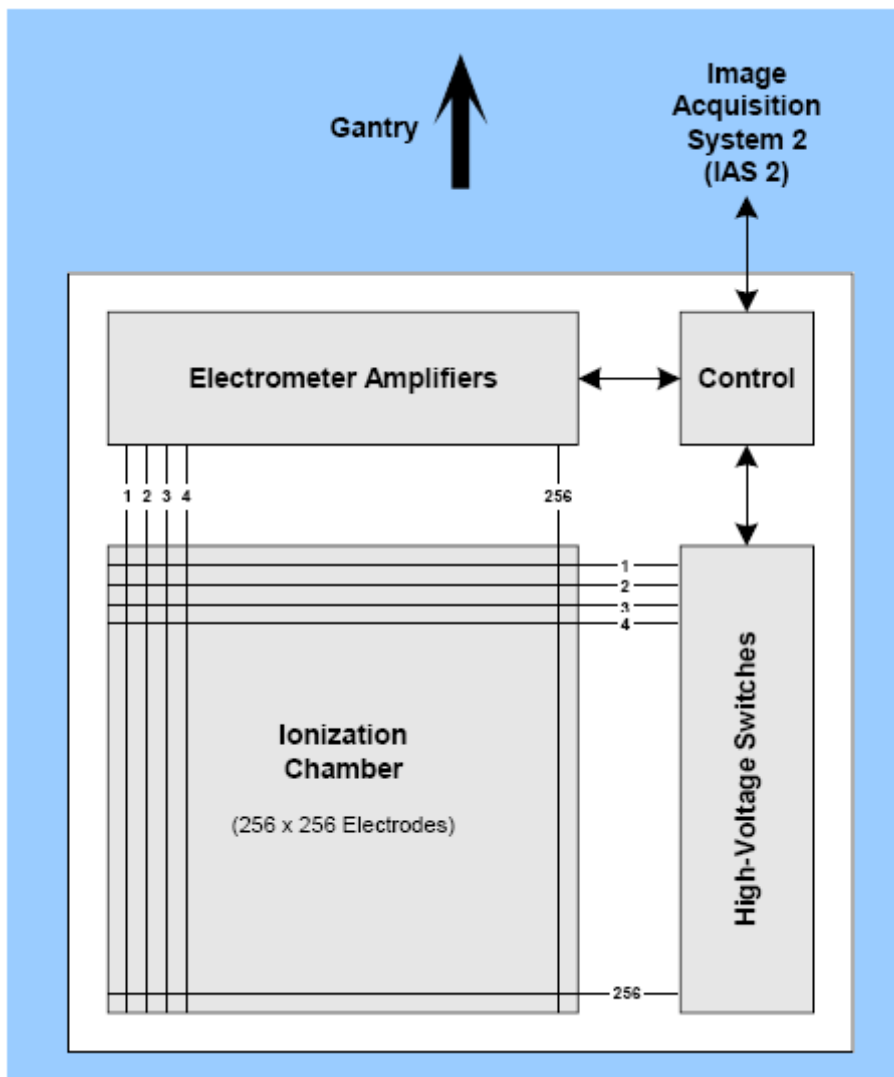
Soustava pro získávání obrazu IAS2 kontroluje správnou funkci sama sebe a zajišťuje čtení signálů z obrazové detekční jednotky (IDU). Obsahuje napájení pro detekční jednotku a propojuje lineární urychlovač s výsuvným ramenem, na němž je připevněna obrazová detekční jednotka. Kontroluje správné umístění obrazové detekční jednotky do zvolené pracovní polohy.

Obrazová detekční jednotka (IDU)

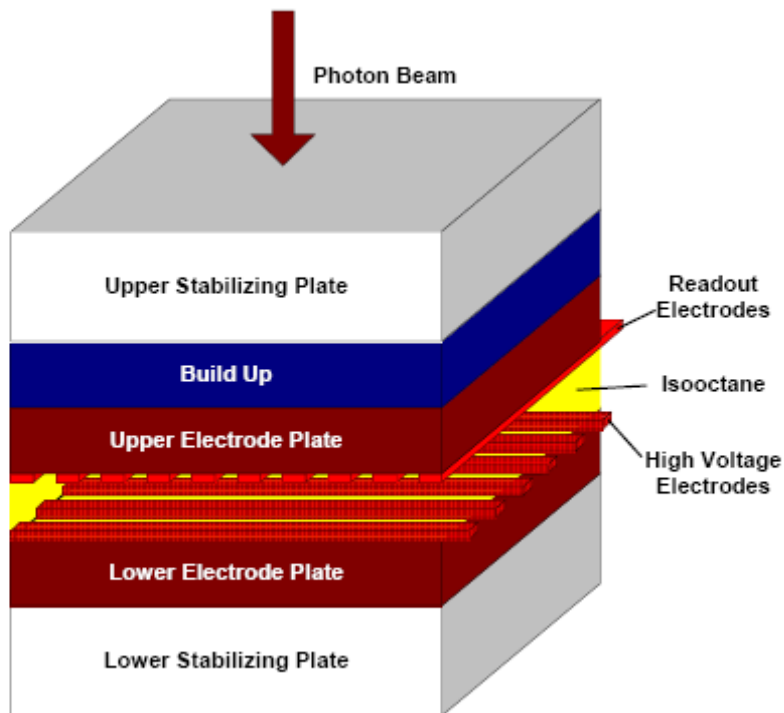
Obrazová detekční jednotka má tvar a velikost standardní filmové kazety a umísťuje se a používá se obdobným způsobem (Obr. 2). Je připojena síťovým kabelem

k soustavě pro získávání a zpracování obrazu (IAS2) a dále do pracovní stanice lineárního urychlovače.

Obrazovou detekční jednotku tvoří matice 256 x 256 přímých drátěných elektrod přiložených v komoře naplněné zvláštním kapalným uhlovodíkem, izooktanem (Obr. 3). Záznamem velmi malých ionizačních proudů a jejich zpracováním získáme obraz složený z 65536 pixelů.



Obr. 2: Schéma obrazové detekční jednotky (pohled shora)



Obr. 3: Schéma kapalinou naplněné iontové komory – křížový řez

Matice má citlivou oblast $32,5 \times 32,5 \text{ cm}^2$. Detektor je navržen tak, že je možné vystavit celou citlivou oblast fotonovému záření. V závislosti na vzdálenosti ohnisko detektor se tento rozměr zmenšuje. Okolo čtvercové citlivé plochy jsou dva 12 cm široké okraje, obsahující vysoce citlivou elektroniku, která nesmí být nikdy vystavena přímo fotonovému svazku záření. Jestliže je pole větší než citlivá oblast detektoru, nesmí se použít obrazový detektor nebo je možné ho posunout longitudinálně nebo laterálně tak, aby pole pokrývalo jen citlivou oblast detektoru. Následující tabulka ukazuje vztah mezi maximální vzdáleností ohnisko detektor (FDD) a maximální délkou pole (Tab. 1).

FDD [cm]	Max. field size [cm ²]
100	32.5 x 32.5
110	29.5 x 29.5
120	27.1 x 27.1
130	25.0 x 25.0
140	23.2 x 23.2
150	21.7 x 21.7
160	20.3 x 20.3
170	19.1 x 19.1
180	18.0 x 18.0

Tab. 1: Maximální délka pole v závislosti na vzdálenosti ohnisko detektor (FDD)

1.3 Kalibrace a kontroly Portal Vision LC 250

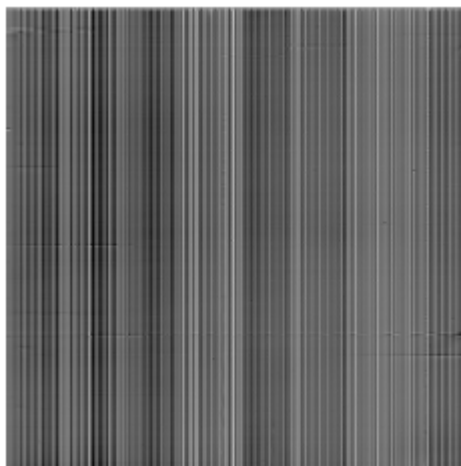
Celý systém Portal Vision LC 250 je součástí procesu zajištění kvality ozáření (Quality assurance), a proto musí být průběžně kalibrován a kontrolován. Frekvenci a rozsah kontrol uvádí doporučení Státního úřadu pro jadernou bezpečnost: „*Zavedení systému jakosti při využívání významných zdrojů ionizujícího záření v radioterapii. Lineární urychlovače pro 3D konformní radioterapii a IMRT.*“⁽³⁾ Detailní popis a postup provedení jednotlivých zkoušek udává: „*Katalog metodik pro zkoušky v radioterapii.*“⁽⁴⁾

1.3.1 Kalibrace Portal Vision LC 250

Před prvním použitím elektronického portálového zobrazovacího zařízení Portal Vision LC 250 se musí provést jeho kalibrace pro plánovanou energii záření a dávkový příkon, používaný při verifikaci nastavení pacienta. Na našem pracovišti kalibrujeme Portal Vision LC 250 pro energii záření 6 MeV a dávkový příkon 240MU/min. Kalibraci zajišťuje servisní technik, správce systému a fyzici. Kalibraci je nutné opakovat každých čtrnáct dní. Po této době můžeme dále získávat kontrolní obrazy, ale jejich kvalita postupně klesá a verifikaci není možné provádět.

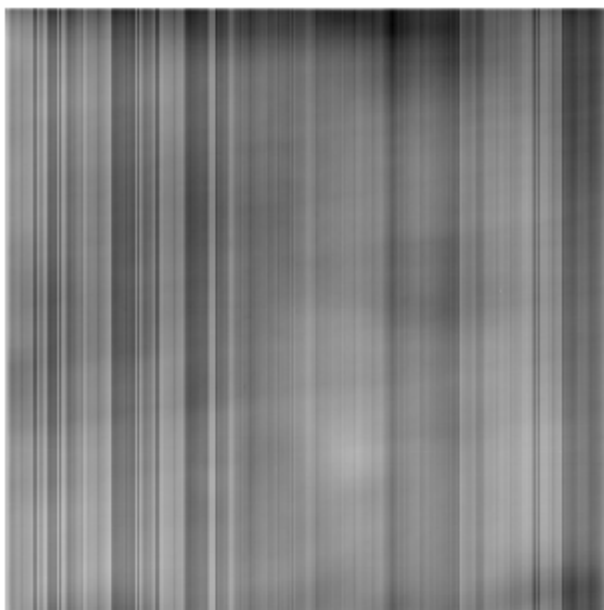
Používají se dva typy kalibračních nebo korekčních obrazů.:

- Dark-field image (DF) – tento obraz se získává bez použití svazku záření. Obraz z obrazové detekční jednotky (IDU) je snímán pixel po pixelu desetkrát v rychlém sledu za sebou, kvůli nízké hladině šumu. Získané obrazy jsou následně zprůměrovány do jednoho. Výsledný obraz slouží k zjištění nedokonalostí iontové komory a artefaktů. Správný Dark-field image obsahuje světlé a tmavé svislé pruhy, rozmístěné v těsné blízkosti (Obr. 4).



Obr. 4: Dark-field image

- Flood-field image (FF) – obraz vzniká za použití svazku záření X a světelné pole pokrývá celou citlivou oblast obrazové detekční jednotky. Obrazy jsou snímány z celé aktivní plochy desetkrát v rychlém sledu za sebou a zprůměrovány do jednoho, kvůli nízké hladině šumu. Výsledný obraz se liší podle použité energie a nastaveného dávkového příkonu. Správný Flood-field image zobrazuje svislé pruhy proměnného jasů (Obr. 5), které nejsou již v tak těsné blízkosti, jako je tomu u Dark-field image.



Obr. 5: Flood-field image

Oba kalibrační obrazy jsou uloženy do soustavy pro získávání obrazu (IAS2) a používají se pro korekci obrazu.

Postup při kalibraci

1. Gantry lineárního urychlovače se nastaví do polohy 0° .
2. Obrazový detektor (IDU) se umístí do pozice určené pro kalibraci (vzdálenost 140 cm od ohniska k povrchu obrazového detektoru).
3. Světelné pole kolimátoru se vymezení přesně na celý povrch citlivé oblasti obrazového detektoru.
4. Spuštění programu pro automatickou kalibraci.
5. Akvizice Dark-field image bez použití svazku záření.
6. Snímání Flood-field image s použitím svazku záření X.
7. Provedení kontroly kalibrace testovacími obrazy.
8. Uložení kalibračních obrazů do soustavy pro získávání obrazu (IAS2).

1.3.2 Kontroly Portal Vision LC 250

Kontroly pro elektronický portálový zobrazovací systém (EPID) se dělí na testy vyjížděcího ramene a testy se zářením (Příloha 3). V případě využití EPID pro portálovou dozimetrii se tento seznam rozšiřuje o další zkoušky. Portal Vision LC 250 tuto funkci nepodporuje.

1.3.2.1 Testy vyjížděcího ramene

1.3.2.1.1 Poloha ramena EPID

„Cíl kontroly: Ověření, že skutečná poloha ramene EPID vzhledem k izocentru souhlasí s polohou udanou na displeji ručního ovladače s přesností 3mm.

Použité pomůcky: Kovové měřítko.

Způsob kontroly: Stanovení odchylky skutečné a indikované hodnoty.

Postup kontroly: Nastavit rameno EPID do polohy $-20,0/0,0/0,0$ cm (vrt/lng/lat) s přesností $\pm 0,1$ cm pomocí ručního ovladače a zaznamenat (pro každou z os vrt, lng a lat) zobrazený údaj na displeji včetně znaménka. Změřit skutečnou polohu středu detektoru obrazu (bez krytu) vzhledem k izocentru a zaznamenat (pro všechny osy) tyto hodnoty včetně znaménka. Použít podle potřeby mechanický pointer nebo záměrný kříž. Stanovit pro každou osu odchylku jako rozdíl (v absolutní hodnotě) mezi zobrazenou a stanovenou polohou. Zaznamenat pro každou osu odchylku a ověřit, že je ≤ 3 mm pro každou z os.

Tolerance: 3mm

Vyhodnocení: ano- odchylka je ≤ 3 mm / ne- odchylka je > 3 mm.

Dokumentace výsledku: Výsledek kontroly je zaznamenán do protokolu zkoušky. “⁽⁴⁾

1.3.2.1.2 Rozsah pohybu EPID

„Cíl kontroly: Ověření, že rozsahu pohybu EPID ve vzdálenosti 30 cm od izocentra se neliší o více než 2mm od údajů výrobce.

Použité pomůcky: Kovové měřítko.

Způsob kontroly: Stanovením odchyłky skutečného rozsahu pohybů a deklarované hodnoty.

Postup kontroly: Nastavit rameno EPID do počáteční polohy -30,0/ 0,0/ 0,0 cm (vrt/ lng/lat) $\pm 1\text{mm}$ podle odečtu na ručním ovladači. Z výchozí polohy pohybovat ramenem v podélném směru s použitím páčky lng ručního ovladače do obou krajních poloh. Zaznamenat odečty na displeji ovladače a stanovit odchyłku od deklarované hodnoty.

Z výchozí polohy pohybovat ramenem v příčném směru za použití páčky lat do obou krajních poloh. Zaznamenat hodnoty na ručním ovladači a stanovit odchyłku od deklarované hodnoty.

Z výchozí polohy pohybovat ramenem ve vertikálním směru za použití páčky vrt do obou krajních poloh. Zaznamenat hodnoty na ručním ovladači a stanovit odchyłku od deklarované hodnoty.

Tolerance: 2mm

Vyhodnocení: ano- odchyłka $\leq 2\text{mm}$ / ne- odchyłka $> 2\text{mm}$

Dokumentace výsledku: Výsledek kontroly je zaznamenán do protokolu zkoušky. “⁽⁴⁾

1.3.2.1.3 Přesnost polohy EPID

„Cíl kontroly: Ověření, že po rotaci ramene ozařovače do libovolné polohy se rameno s detektorem EPID vrátí do výchozí polohy, tj. do polohy, jaká byla před rotací ramene ozařovače a tato poloha má být v libovolné ose $\leq 8\text{mm}$ (vrt, lng a lat).

Použité pomůcky: Kovové měřítko.

Způsob kontroly: Stanovením poloměru kružnice, kterou opiše střed detektoru EPID po rotaci ramena.

Postup kontroly: Nastavit rameno urychlovače do polohy 0° , rameno EPID do polohy -20,0/0,0/0,0 (vrt/lng/lat) $\pm 1\text{mm}$ podle odečtu na ručním ovladači. Měřit skutečnou polohu povrchu středu (vrt, lng a lat) detektoru obrazu vzhledem k izocentru. Použít podle potřeby mechanický pointer nebo záměrný kříž. Stanovit a zaznamenat pro vrt a lng odchyłku A mezi zobrazenou a měřenou hodnotou včetně znaménka.

Otočit ramenem ozařovače do polohy 180°, změnit polohu ramena EPID na -20,0/0,0/0,0 cm (vrt/lng/lat) ± 1mm podle odečtu na ručním ovladači. Změřit skutečnou polohu lng a vrt středu povrchu detektoru obrazu vzhledem k izocentru. Stanovit a zaznamenat pro vrt a lng odchylku B včetně znaménka mezi zobrazenou a měřenou hodnotou.

Stanovit absolutní hodnotu rozdílu odchylek A-B pro vrt a lng pro polohy ramena urychlovače 0° a 180°.

Tolerance: 8mm

Vyhodnocení: ano- $|A-B| \leq 8\text{mm}$ pro libovonnou osu / ne- $|A-B| > 8\text{mm}$ pro libovolnou osu

Dokumentace výsledku: Výsledek kontroly je zaznamenán do protokolu zkoušky. “⁽⁴⁾

1.3.2.1.4 Signalizace kolize

„Cíl kontroly: Ověření, že signalizace kolize vydává akustický signál, jakmile je sepnut alespoň jeden kontakt detektoru kolize.

Použité pomůcky: ----

Způsob kontroly: Prohlídkou a provozem.

Postup kontroly: Nainstalovat detektor kolize (kryty, tyč atd.). Aktivovat alespoň jeden kontakt tlakem na detektor a ověřit, že zazní tón bzučáku.

Tolerance: F

Vyhodnocení: ano- systém funkční/ ne- systém nefunkční

Dokumentace výsledku: Výsledek kontroly je zaznamenán do protokolu zkoušky. “⁽⁴⁾

1.3.2.1.5 Antikolizní systém

„Cíl kontroly: Ověření, že v případě kolize (je-li sepnut alespoň jeden kontakt) je aktivován detekční dotykový rám. Všechny pohyby ramene EPID jsou zastaveny a vypnuty. Všechny pohyby urychlovače s výjimkou pohybů kolimátoru a pohyby stolu jsou zastaveny a vypnuty.

Použité pomůcky: ----

Způsob kontroly: Prohlídkou a provozem.

Postup kontroly: Pohybovat ramenem EPID v laterálním směru, zatlačit na detekční kryty horní části ramene. Ověřit, že je aktivována ochrana proti kolizi a jsou zastaveny a vypnuty všechny pohyby ramene detektoru obrazu, urychlovače s výjimkou pohybů kolimátoru a stolu.

Tolerance: F

Vyhodnocení: ano- systém funkční/ ne- systém nefunkční

Dokumentace výsledku: Výsledek kontroly je zaznamenán do protokolu zkoušky. “⁽⁴⁾

1.3.2.1.6 Odblokování ochrany proti kolizi

„Cíl kontroly: Ověření funkčnosti tlačítka pro odblokování ochrany proti kolizi.

Použité pomůcky: ----

Způsob kontroly: Prohlídkou a provozem.

Postup kontroly: Vyvolat stav kolize. Aktivovat tlačítko pro odblokování ochrany proti kolizi. Ověřit funkčnost spuštěním pohybu ramena a stolu.

Tolerance: F

Vyhodnocení: ano- systém funkční/ ne- systém nefunkční

Dokumentace výsledku: Výsledek kontroly je zaznamenán do protokolu zkoušky. “⁽⁴⁾

1.3.2.2 Testy se zářením

1.3.2.2.1 Artefakty EPID

„Cíl kontroly: Ověření, že obraz z EPID je bez rušivých artefaktů.

Použité pomůcky:

Způsob kontroly: Ověření, že na portálovém snímku kontrolního fantomu pro rozlišení nejsou patrné artefakty.

Postup kontroly: Nastavit rameno urychlovače do polohy 0°, rameno EPID do polohy – 20,0/0,0/0,0 (vrt/lng/lat). Provést snímek fantomu pro kontrolu rozlišení. Vizualně zhodnotit přítomnost artefaktů.

Tolerance: Ano - Ne

Vyhodnocení: ano- artefakty nepřítomny/ ne- artefakty přítomny

Dokumentace výsledku: Výsledek kontroly je zaznamenán do protokolu zkoušky. “⁽⁴⁾

1.3.2.2.2 Prostorové zkreslení EPID

„Cíl kontroly: Ověření, že obraz z EPID má zkreslení menší než 1 mm.

Použité pomůcky: Deska fantomu IsoAlign

Způsob kontroly: Ověření, že na portálovém snímku fantomu pro rozlišení není větší zkreslení než 1 mm.

Postup kontroly: Nastavit rameno urychlovače do polohy 0°, rameno EPID do polohy – 20,0/0,0/0,0 (vrt/lng/lat) . Provést snímek fantomu ve vzdálenosti SSD 100 cm. Změřit vzdálenosti kontrastních bodů v desce fantomu. Diference žádného bodu od známé hodnoty nesmí být větší než 1 mm.

Tolerance: 1 mm

Vyhodnocení: ano- maximální diference ≤ 1 mm/ ne- maximální diference > 1 mm

Dokumentace výsledku: Výsledek kontroly je zaznamenán do protokolu zkoušky. “⁽⁴⁾

1.3.2.2.3 Kontrola kvality portálového snímku pro běžně klinicky používaná nastavení (kontrast)

„Cíl kontroly: Ověření, že obraz z EPID na monitoru má odpovídající jas a kontrast pro vyhodnocení.

Použité pomůcky: Deska fantomu IsoAlign

Způsob kontroly: Ověření, že na portálovém snímku fantomu na monitoru jsou jasně a kontrastně zobrazeny olověné body.

Postup kontroly: Nastavit rameno urychlovače do polohy 0°, rameno EPID do polohy – 20,0/0,0/0,0 (vrt/lng/lat) . Provést snímek fantomu ve vzdálenosti SSD 100 cm. Ověřit viditelnost kontrastních bodů v desce fantomu a porovnat s referenčním obrazem.

Tolerance:

Vyhodnocení: ano- porovnání odpovídající/ ne- porovnání neodpovídající

Dokumentace výsledku: Výsledek kontroly je zaznamenán do protokolu zkoušky. “⁽⁴⁾

1.3.2.2.4 Rozlišení kontrastu / poměr signál - šum

„Definice: Rozlišení kontrastu předmětu je definováno na obraze EPID fantomu. Různé hloubky děr odpovídají různým hodnotám kontrastu předmětu v závislosti na energii záření.

Tento kontrast je fyzikální kontrast. Po akvizici obrazu se zobrazí viditelné stupně jasu na pozadí. Poněvadž akviziční proces je nelineární, výchozí kontrast předmětu (v %) neodpovídá kontrastu viditelného obrazu (v %).

Poměr signál/ šum je určen ze šumu zobrazení. Např. rozlišení kontrastu $\leq 0,4\%$ pro 6 MV odpovídá poměru signál/ šum ≥ 400 (zobrazený šum $\leq 0,25\%$).

V tabulce je seznam kontrastů předmětu pro různé hloubky EPID fantomu jako funkce energie (BJR 11). Díry EPID fantomu odpovídající kontrastu předmětu nad silnou čarou musí být podle specifikace pro hodnotu kontrastu předmětu viditelné. “⁽⁴⁾

	4 MV	6 MV	8 MV	10 MV	15 MV	18 MV	25 MV
3 mm	2,25%	1,75%	1,50%	1,33%	1,05%	1,05%	0,97%
2 mm	1,50%	1,17%	1,03%	0,89%	0,76%	0,70%	0,65%
1 mm	0,75%	0,59%	0,52%	0,44%	0,38%	0,35%	0,33%
0,5 mm	0,38%	0,30%	0,27%	0,23%	0,19%	0,18%	0,17%
0,25 mm	0,19%	0,15%	0,15%	0,13%	0,10%	0,09%	0,08%

Tabulka 2: Kontrast předmětu [%] při použití EPID fantomu jako funkce hloubky děr [mm] a energie fotonů [MV].

„Cíl kontroly: Ověření, že rozlišení kontrastu předmětu má být $\leq 0,4\%$ pro 6MV, jinými slovy, při 6 MV předmět s kontrastem $\geq 0,4\%$ má být viditelný. To odpovídá měřenému zobrazenému kontrastu specifikovanému na obrázku a v tabulce. Tabulka a obrázek ukazují EPID fantom a viditelné díry. Toto je závislé na energii fotonů a je specifikováno pro minimální dávkový příkon 200 MU/min. Předpokládá se vždy první díra

z příslušné horizontální řady, protože ostatní díry v téže řadě mají stejnou hloubku a tudíž odpovídají témuž kontrastu předmětu. EPID fantom se umísťuje do izocentra (střed tloušťky fantomu je ve výšce izocentra) a je orientován tak, že nejhlubší díra (3mm) a nejmělkčí (1mm) jsou zobrazeny v levém horním rohu obrazu.“⁽⁴⁾

Energie fotonů (BJR 11)	4 MV	6 MV	8 MV	10 MV	15 MV	18 MV	25 MV
Viditelné díry PV fantomu	W, X, Y	W, X, Y	W, X, Y	W, X, Y	W, X	W, X	W, X

Tabulka 3: Specifikace zobrazeného kontrastu při minimálním dávkovém příkonu 200 MU/min s EPID fantomem.

„Použité pomůcky: EPID fantom.

Způsob kontroly: Stanovením počtu viditelných děr EPID fantomu.

Postup kontroly: Pro každou energii fotonů a při dávkové rychlosti nejvíce užívané při klinickém provozu otevřít testovací soubor a sejmout obraz EPID fantomu umístěného ve výšce izocentra. Analyzovat obraz, zaznamenat viditelné díry a ověřit rozlišení kontrastu předmětu porovnáním s údaji v tabulce 2.“⁽⁴⁾

Dávkový příkon MU/min MU/min
Kvalita akvizice	Standard	
Actual	⊗Označ viditelné díry	⊗Označ viditelné díry

Dávkový příkon MU/min MU/min
Kvalita akvizice	Redukovaná	
Actual	⊗Označ viditelné díry	⊗Označ viditelné díry
	o o o o o	o o o o o
	o o o o o	o o o o o
	o o o o o O	o o o o o O
	o o o o o O	o o o o o O
	o o o o o O	o o o o o O

„Vyhodnocení: ano- rozlišení kontrastu $\leq 0,4\%$ / ne- rozlišení kontrastu $> 0,4\%$

Dokumentace výsledku: Výsledek kontroly je zaznamenán do protokolu zkoušky.“⁽⁴⁾

1.4 Technické a personální požadavky na verifikaci a vyhodnocení přesnosti nastavení pacienta

Proto, aby mohlo pracoviště provádět verifikaci a vyhodnocení přesnosti nastavení pacienta, je nezbytné, aby bylo vybaveno speciálním systémem pro elektronické portálové zobrazení. Celý systém se skládá z celé řady komponent. Vlastní verifikaci na počátku léčby provádí radiační onkolog, který léčbu předepsal. Následnou periodickou kontrolu nastavení zajišťuje radiologický asistent v rámci léčby. Odpovědnost za správné nastavení pacienta nese především radiologický asistent. V případě výskytu odchylky neodpovídající tolerančním limitům, je radiologický asistent povinen neprodleně informovat radiačního onkologa a zajistit tak šetření příčin.

Základní vlastnosti ideálního systému verifikace přesnosti nastavení pacienta

- Přesnost
- Bezpečnost (pro pacienta)

- Mechanická odolnost
- Nezávislost
- Real-time (okamžité vyhodnocení)
- Snadno použitelný
- Jednoduše kalibrovatelný
- Snadno ověřitelný
- Finanční dosažitelnost

1.5 Finanční zajištění verifikace přesnosti nastavení pacienta v našich podmínkách

V podmínkách stávajícího systému zdravotního pojištění je proplácení tohoto výkonu zajištěno zařazením výkonu v seznamu zdravotních výkonů s bodovými hodnotami, kde je uveden pod identifikačním číslem 43619 (Verifikační snímek na ozařovači – ověření 1 pole). Tento výkon spadá do kategorie, který je plně hrazen a mohou ho provádět pouze specializovaná pracoviště. Může se vykázat maximálně 4x za týden během léčby. Bodové ohodnocení za jeho provedení činí 95 bodů.⁽⁵⁾

Obecně se dá říci, že verifikace nastavení pacienta elektronickými zobrazovacími systémy je poměrně finančně náročná na pořízení (řádově milióny korun), ale následný provoz je finančně nezatěžující. Nespornou výhodou je zkvalitnění léčby.

2. Cíle práce a hypotézy

Cílem této bakalářské práce bylo představení problematiky verifikace a vyhodnocení nastavení polohy pacienta před, v průběhu nebo bezprostředně po ukončení ozáření, pomocí elektronického portálového zobrazovacího systému Portal Vision LC 250. Představí zobrazovací zařízení Portal Vision LC 250 včetně všech zkoušek nutných pro jeho provoz.

Vyhodnocení odchylek od správného nastavení u vybrané skupiny pacientů by mělo poskytnout odpověď, zda-li je bezpečnostní lem okolo cílového objemu dostačující.

Popíše postup aplikovaný při verifikaci nastavení pacienta na naší klinice včetně řešení nepřesností.

Jestliže verifikace s následným vyhodnocením bude prováděna soustavně a pečlivě, povede to k lepší reprodukovatelnosti ozáření. V důsledku toho lze očekávat optimální léčebný výsledek při nízké toxicitě.

3. Metodika

Verifikace nastavení polohy pacienta pomocí elektronického portálového zobrazovacího systému Portal Vision LC 250 je na našem pracovišti standardním postupem při zahájení radikální radioterapie a při použití IMRT ozařovací techniky.

3.1 Postup při verifikaci a vyhodnocení

Pro pochopení celého procesu verifikace a vyhodnocení je nutné znát celý algoritmus plánování radioterapie (Příloha 4).

3.1.1 Simulátor

Pacient se nejprve dostavuje na simulátor. Klinika onkologie a radioterapie Fakultní nemocnice Hradec Králové používá simulátor Varian XC, vyrobený firmou Varian (Obr. 6). Jde o speciální rentgenový přístroj, který pracuje na principu skiaskopie vybavené zesilovačem obrazu. Geometrické parametry konstrukce simulátoru a lineárního urychlovače jsou identické. Slouží k zaměřování cílového objemu, stanovení rozsahu plánovacího CT (výpočetní tomografie) a především k vyznačení průmětů izocentra na pacienta nebo imobilizační pomůcky.⁽⁶⁾ Co je nejpodstatnější, volí se zde fixační pomůcky, které budou použity během radioterapie. Cílem ozařovací techniky IMRT je co nejpřesnější ozáření, představuje dodržení správné polohy nemocného základní podmínku pro úspěšnou léčbu. V současné době využíváme fixační pomůcky od firmy Med Tec. Po simulátoru následuje vyšetření na plánovacím CT.



Obr. 6: Simulátor Varian XC

3.1.2 Plánovací CT

Plánování radioterapie obvykle vychází z dat získaných při výpočetní tomografii (CT), která poskytuje kvalitní informace o obrysu těla a orgánů i o jejich denzitě. V současnosti využíváme pro potřeby plánování diagnostické CT zařízení, umístěné v budově Chirurgické kliniky Fakultní nemocnice Hradec Králové. Snímkování na CT s cílem získání dat pro plánovací systém je nezbytné provádět v poloze, v níž bude pacient ozařován a s použitím všech fixačních pomůcek. Přesné uložení pacienta je dosaženo s pomocí jednoho centrálního a dvou bočních laserových zaměřovačů. Při plánovacím CT vyšetření se používá řada lokalizačních značek, které jsou umístěny na pacientovi a imobilizačních pomůckách a které dovolují lokalizovat umístění jakéhokoliv bodu v těle ve třech rovinách.

Plánovací CT řezy byly u sledované skupiny pacientů snímány v 3 mm rozestupu při tloušťce řezu 3 mm.

3.1.3 Zpracování CT řezů se zakreslením cílového objemu a rizikových orgánů

Rekonstrukcí z CT řezů je vytvořen nejprve trojrozměrný obraz, který umožňuje plánování v prostoru. Obrys těla a rizikové orgány (rektum, močový měchýř) vyznačuje na CT řezech radiologický asistent. Nádorové ložisko (GTV – gross tumor volume), klinický cílový objem (CTV – clinical target volume) zakresluje radiační onkolog a současně provádí kontrolu s korekcí v zakreslení rizikových orgánů. Plánovací cílový objem (PTV – planning target volume) vytváří radiační onkolog automatickou objemovou expanzí kolem CTV (10 mm anteroposteriorně, laterálně a kраниokaudálně). Tato expanze zohledňuje fyziologické pohyby a variace ve velikosti, tvaru a pozici prostaty v průběhu radioterapie (vnitřní lem – internal margin) a také slouží k eliminaci nepřesností při nastavení pacienta a nepřesnosti ve vymezení svazku záření (lem pro nastavení - set-up margin). PTV se potom definuje jako CTV plus kombinovaný lem, tvořený vnitřním lemem a lem pro nastavení. Detailní popis a definice jednotlivých objemů jsou popsány ve zprávách ICRU 50 a ICRU 62 (ICRU – International Commission on Radiation Units and Measurements).^(7, 8)

3.1.4 Naplánování individuálního IMRT ozařovacího plánu

Před započítáním plánování individuálního ozařovacího plánu radiační onkolog specifikuje požadovanou dávku do cílového objemu, frakcionaci a dávkové limity na zdravé tkáně, které zapisuje do ozařovacího protokolu. Dále určuje pro tyto oblasti priority, která stanovuje relativní závažnost dodržení požadované dávky. Ve většině případů má nejvyšší priority oblast tumoru, avšak i rizikové orgány mohou mít vyšší priority, pokud jejich poškození může mít závažný negativní efekt. Riziko poškození je obvykle funkcí nejen velikosti dávky, ale i objemu, který je zatížen. Proto se určují další dávkové limity, které specifikují maximální objem daného orgánu, který může být zatížen zvolenou dávkou. Pro cílový objem lze stanovit minimální a případně i maximální dávku. Stanovené limity musí být reálně dosažitelné a v některých případech je nutné tolerovat jejich překročení. Dochází k tomu u složitě tvarovaných tumorů v těsné blízkosti kritických struktur. V těchto situacích je nezbytné buď redukovat předepsanou dávku, nebo tolerovat její překročení.

Výsledkem plánovacího procesu je zjištění prostorové distribuce dávky (3D), homogenita dávky v plánovacím cílovém objemu (PTV) a absorbované dávky v rizikových orgánech. Homogenita dávky v definovaném PTV má být co největší. Měla by dosahovat hodnot +7% až -5%. Nelze-li tohoto stupně dosáhnout, rozhoduje radiační onkolog, zda léčbu schválí či ne. Prostorovou homogenitu dávky hodnotíme z histogramu dávka – objem (DVH – dose volume histogram) pro PTV a rizikové struktury. Plánování bylo u všech pacientů prováděno pomocí 3D plánovacího systému (Eclipse 7.3., Varian).

Po pečlivém zhodnocení vytvořeného individuálního ozařovacího plánu radiačním onkologem a jeho schválení, případně provedených úpravách je odeslán do verifikačního systému a přistupuje se k další fázi radioterapie.

3.1.5 Simulace individuálního ozařovacího plánu

Pacient přichází opět na simulátor, kde je nastaven do ozařovací polohy se všemi fixačními pomůckami. Stále stejnou polohu pacienta zajišťuje jeden centrální a dva bočné laserové zaměřovače. Provádí se zde ověření navrhnutého izodozního plánu a

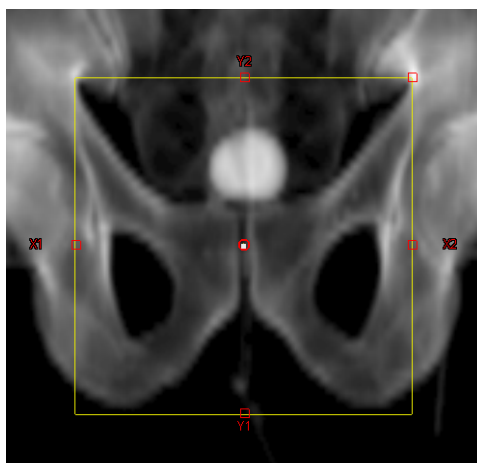
izocentrické nastavení posunem stolu v osách x, y a z. Správná poloha izocentra je ověřována digitálně rekonstruovanými snímky (DRR – digitally reconstructed radiograph) generovanými v plánovacím systému z AP a boční projekce. Po úspěšném nastavení pacienta vyznačujeme na jeho tělo průměty izocentra na kůži, zajišťující reprodukovatelnost polohy pacienta a to vždy dvěma laterálními protilehlými značkami a třetí v téže transversální rovině v podélné ose. U IMRT techniky lokalizovaného karcinomu prostaty jsou tyto značky vytvořeny tetovázím. Dále jsou na tělo pacienta zakreslovány vstupy jednotlivých polí a současně zaznamenávány verifikační snímky všech ozařovacích polí.

3.1.6 Kontrola a doplnění údajů ozařovacího plánu ve verifikačním systému

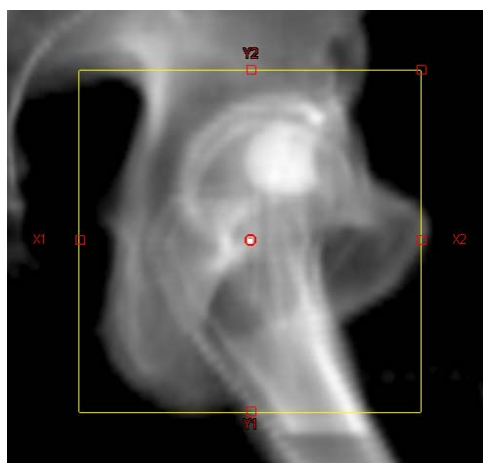
Verifikační systém počítačově řídí celý chod technologie ozařoven. Sleduje soulad hodnot všech nastavených parametrů s hodnotami předepsanými. V případě nesouladu jednoho z parametrů, nedojde k ozáření pacienta. Zadávající doplňuje a kontroluje správnost všech parametrů individuálního ozařovacího plánu před prvním ozářením a podepisuje tento úkon.

3.1.7 Vytvoření verifikačních polí pro verifikaci nastavení

Verifikační pole pro ověření správnosti nastavení pacienta na lineárním urychlovači byla vytvořena samostatně na totožné izocentrum ozařovacího plánu, a to z AP projekce (úhel gantry 0°) a pravé boční projekce (úhel gantry 270°).⁽⁹⁾ Velikost polí byla standardně 12x12 cm. Verifikační pole nejsou součástí ozařovacího plánu, ale sloužily pouze k účelům verifikace. Jednotlivým polím byly přiřazeny digitálně rekonstruované snímky (DRR) generované v plánovacím systému, které jsou využívány pro kontrolu při prvním nastavení pacienta na lineárním urychlovači a dále při periodických kontrolách (Obr. 7 a 8). Takto vytvořená verifikační pole byla odeslána do verifikačního systému.



Obr. 7: Verifikační pole AP projekce s DRR



Obr. 8: Verifikační pole boční projekce s DRR

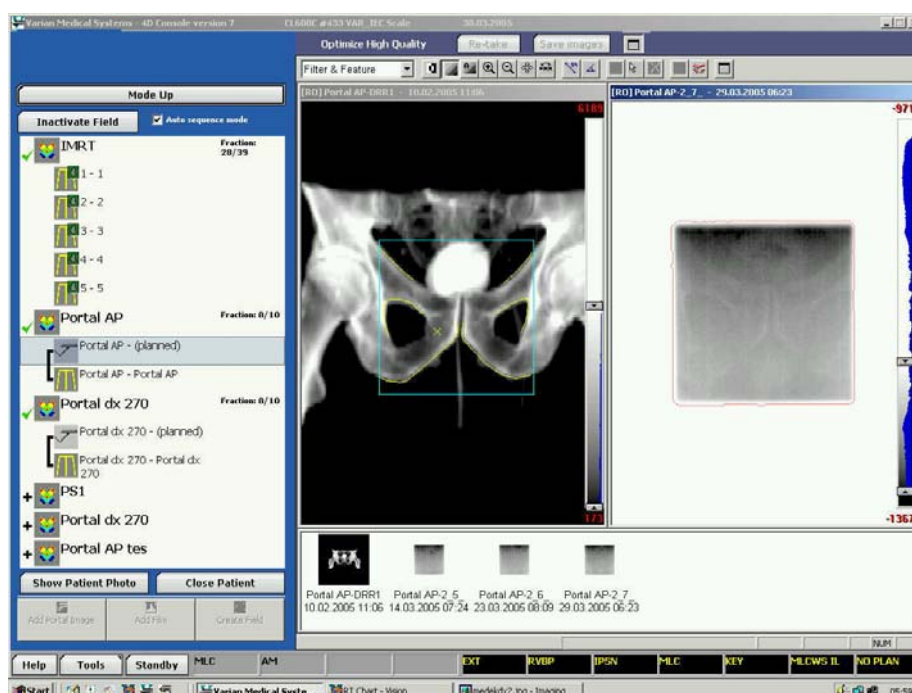
3.1.8 Doplnění údajů verifikačních polí s přiřazením akvizičních módů

Zadávající doplňuje ve verifikačním systému potřebné údaje a aktivuje verifikační pole v první frakci a dále do každé páté frakce léčebného režimu. Takto aktivním polím přiřazuje akviziční mód. U sledované skupiny pacientů jsme používali akviziční mód Single before.⁽²⁾

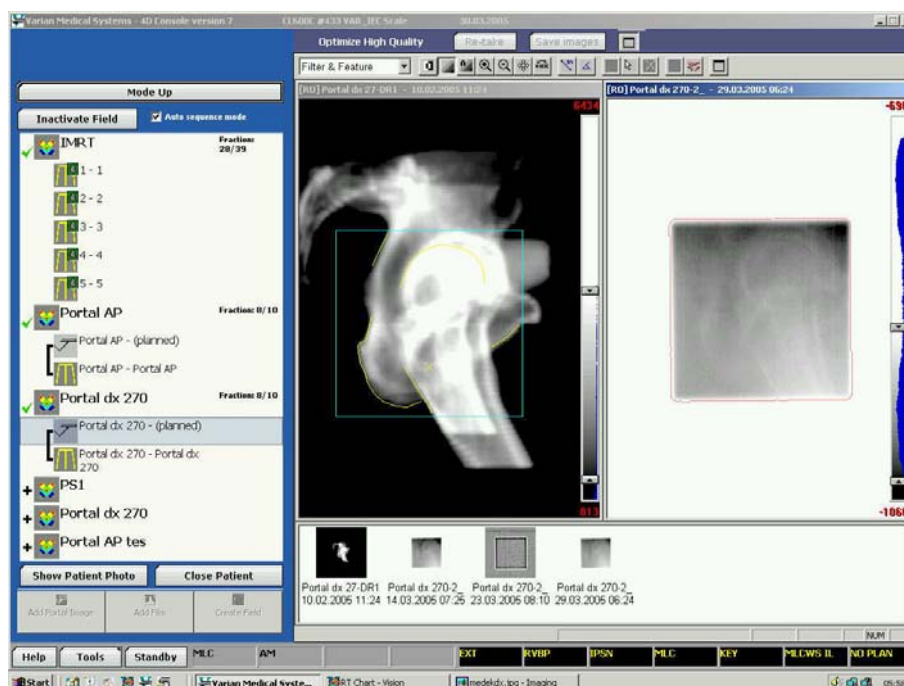
3.1.9 První ozáření s verifikací nastavení polohy pacienta

Ověření správnosti nastavení pacienta při první frakci bylo prováděno pomocí systému elektronického zobrazení polí (electronic portal imaging device EPID, Portal

Vision LC 250). Snímali jsme obraz AP pole a pravého bočního pole. AP pole a pravé bočné pole nebyly součástí IMRT ozařovací techniky, ale sloužily pouze k účelům verifikace nastavení. Proto byly exponovány jenom takovým počtem monitorovacích jednotek, který postačoval k vytvoření kvalitních obrazů (12 MU). Při frekvenci verifikace jednou týdně to v průběhu celé ozařovací série představovalo nevýznamné navýšení dávky přibližně o 1 Gy. Při prvním ozáření radiční onkolog porovnával vizuálně obrazy polí s referenčními digitálně rekonstruovanými snímky (DRR). Nastavení pacienta bylo korigováno v případě, kdy odchylka v kterékoliv ose přesáhla 5 mm. Verifikační obrazy polí byly zhotovovány v průběhu ozařovací série pravidelně jednou týdně a byly porovnávány s obrazy referenčními (obr. 9 a 10).



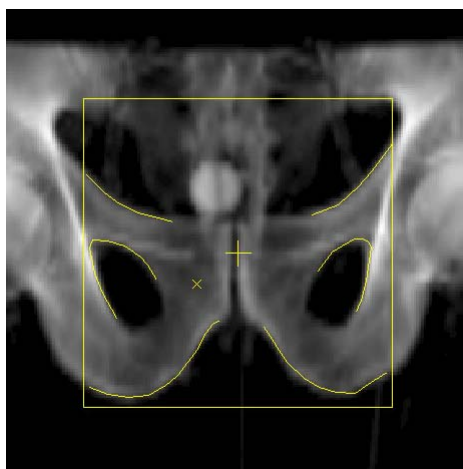
Obr. 9: Ukázka elektronického obrazu AP pole (vpravo), vlevo referenční DRR obraz



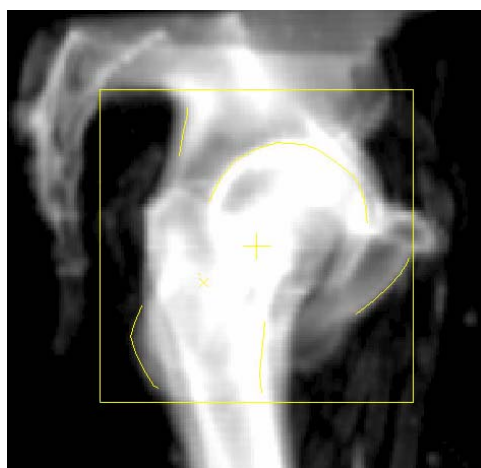
Obr. 10: Ukázka elektronického obrazu pravého bočního pole (vpravo), vlevo referenční DRR obraz

3.1.10 Hodnocení nepřesností nastavení – zakreslení kostěných struktur s úpravou obrazu

V grafickém editoru programu SomaVision jsme na referenčních obrazech nejprve automaticky vyznačili okraje pole. Obraz jsme upravili pomocí filtru Enhance3.⁽⁹⁾ K porovnání obrazů využíváme shody kostěných struktur pánve. V referenčním obraze AP pole jsme vyznačili horní a dolní raménka stydkých kostí a foramina obturatoria (Obr. 11). V referenčním obraze pravého bočního pole jsme označili dolní okraj symfýzy, hlavicí femuru, hrboly kosti sedacích a přední hranu femuru (Obr. 12).



Obr. 11: Referenční obraz pole AP s konturami kostěných struktur

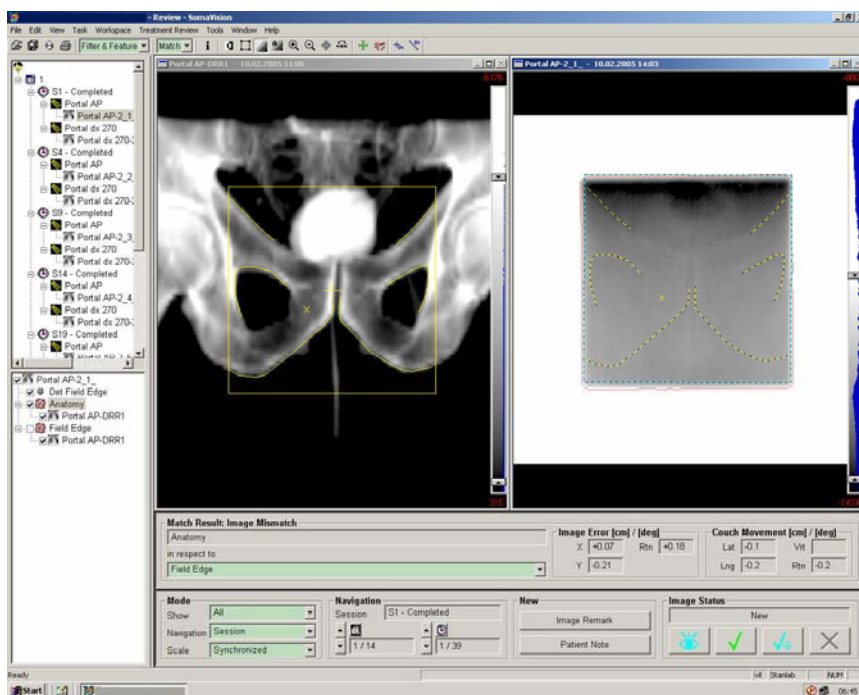


Obr. 12: Referenční obraz pravého bočního pole s konturami kostěných struktur

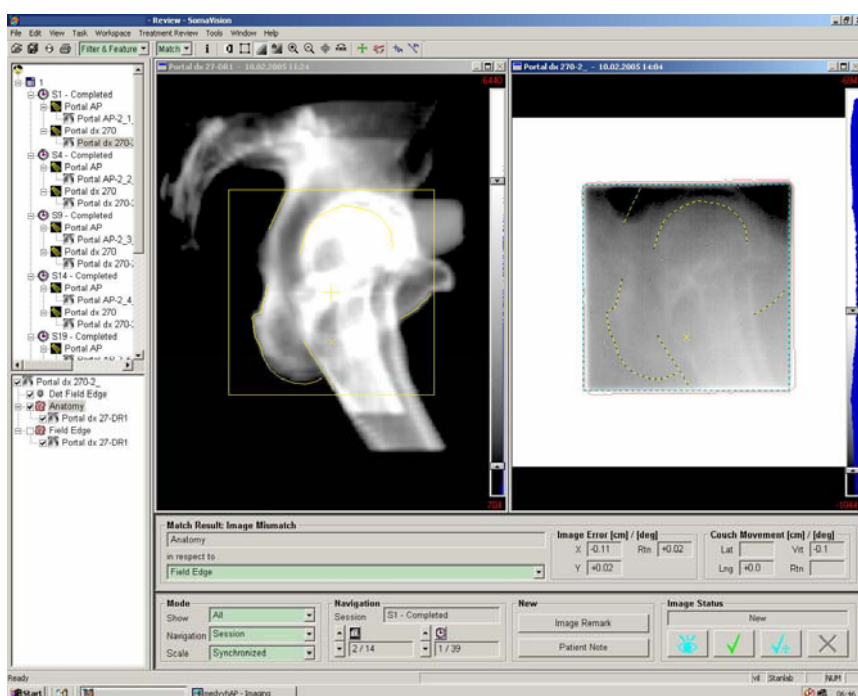
3.1.11 Porovnání referenčních obrazů s elektronickými obrazy AP pole a pravým bočním polem

U každého z 30 hodnocených pacientů jsme postupně porovnali obrazy pole AP, získané v průběhu ozařování, s referenčním obrazem AP pole (Obr. 13). Stejně jsme postupovali u obrazů pravého bočního pole (Obr. 14). Porovnávání jsme prováděli v automatickém módu s manuálním dorovnáním.⁽⁹⁾ Obraz hodnoceného pole jsme posunuli tak, aby se kontury kostěných struktur kryly s odpovídajícími strukturami na ob-

raze referenčním. Odchytky nastavení v obou osách a rotace jsou editovány automaticky. Obraz AP pole poskytuje informace o odchylce v ose mediolaterální (M-L) a kraniokaudální (C-C), zatímco z obrazu pravého bočního pole odečítáme odchylku v ose předozadní (A-P).



Obr. 13: Obraz AP pole s vyhodnocenými odchylkami



Obr. 14: Obraz pravého bočního pole s vyhodnocenými odchylkami

3.1.12 Záznam zjištěných odchylek

Odchyly nastavení jsem průběžně zaznamenával pro každou osu zvlášť do tabulek v programu Microsoft Office Excel 2000, kde byly později statisticky zpracovány.

3.1.13 Statistika

Odchyly od nastavení jsem vyhodnotil pro každou osu zvlášť (M-L, C-C, A-P). Kalkuloval jsem průměrnou absolutní odchylku a hodnotu absolutní odchylky pro 90 a 95% nastavení.

Stanovil jsem procento frakcí s výskytem absolutních odchylek 0-3 mm, 3,1-5mm a >5 mm a vyjádřil jsem graficky obrazy polí s absolutní chybou přesahující 5 mm v kterékoliv ose.

Vypočítal jsem systematickou odchylku Σ a náhodnou odchylku σ dle matematického aparátu pro statistické vyhodnocení chyb nastavení (Příloha 5). Získané hodno-

ty jsem využil pro výpočet bezpečných bezpečnostních okrajů dle zjednodušeného vzorce:

$$PTV\ le m = 2,5\Sigma + 0,7\sigma^{(10)}$$

Ke statistickému zpracování dat byl použit program Microsoft Office Excel 2000.

3.1.14 Hodnota tolerance odchylek a řešení nepřesností mimo stanovenou toleranci

Za hraniční hodnotu odchylek bylo zvoleno 5 mm. Při překročení této tolerance byla průběžně přijímána organizační opatření k zajištění kvality ozáření (Příloha 4). Nastavení pacienta bylo korigováno v případě, kdy odchylka v kterékoliv ose přesáhla 5 mm. Při odchylce přesahující 5 mm v kterékoliv ose bylo zobrazení polí následující den opakováno a nastavení případně upraveno pod dohledem radiačního onkologa. V případě výskytu totožné odchylky při kontrolním nastavení byl pacient odeslán na simulátor a provedena resimulace. Při odchylce větší než 10 mm je pacient resimulován a následně provedeno nové nastavení s verifikací správnosti nastavení polohy pacienta.

3.2 Charakteristika souboru

Pro účely této bakalářské práce jsem vybral soubor 30 pacientů, kteří byli léčeni s diagnózou lokalizovaného karcinomu prostaty (C61) na naší klinice v období od listopadu 2005 do srpna 2006. Všichni pacienti byli léčeni ozařovací IMRT technikou 5 polí s úhly gantry (260°, 315°, 45°, 100°, 180°), technikou sliding window, brzdným zářením o energii 6 MeV ve frakcionaci 2Gy/den, 5 frakcí/týden, do celkové aplikované dávky 78-82 Gy. Pacienti byli simulováni a ozařováni v poloze na zádech s plným močovým měchýřem. U pacientů byla použita imobilizace dolních končetin pomocí standardní fixační podložky (Med Tec), od horní třetiny stehen kraniálně po chodidla kaudálně. Všechny další části procesu plánování a léčby zářením absolvovali pacienti již s touto podložkou. Ověření přesnosti nastavení pacienta do správné polohy bylo vždy kontrolováno při prvním ozáření radiačním onkologem. Dále se průběžně sledovalo, obvykle jednou týdně. V případě výskytu odchylek mimo povolenou toleranci byla průběžně přijímána organizační opatření k zajištění kvality ozáření.

4. Výsledky

4.1 Zaznamenané hodnoty odchylek

Číslo pacienta	Číslo nastavení	Odchyly		
		Osa M-L [mm]	Osa A-P [mm]	Osa C-C [mm]
1	1	-2,3	0,1	-4,6
	2	2,7	1,8	-0,7
	3	6,0	2,4	3,7
	4	0,0	-0,4	0,0
	5	-3,2	-0,1	-0,8
	6	-0,9	1,6	2,0
	7	0,8	-1,0	-0,7
	8	0,7	0,1	0,4
	9	0,4	3,1	0,0
	10	2,2	0,9	0,6
	11	1,8	-0,8	-2,9
2	1	6,6	0,0	1,0
	2	7,0	1,4	-2,0
	3	-3,7	0,2	-0,7
	4	-1,4	-0,3	-1,1
	5	-1,0	0,7	-3,7
	6	4,6	-0,5	-1,6
	7	-1,2	-0,8	1,5
	8	1,5	-0,8	-0,2
3	1	0,9	2,6	-0,8
	2	-2,9	1,3	-4,2
	3	-3,8	1,4	3,4
	4	-3,4	-0,8	0,0
	5	-1,5	3,1	-1,3
	6	-3,1	-3,9	-1,7
4	1	1,2	-0,4	2,2
	2	5,9	-2,0	1,8
	3	6,5	-3,3	3,3
	4	2,3	0,1	2,1
	5	5,7	-2,1	0,1
	6	0,4	-4,2	-3,5
5	1	-0,3	-1,3	-2,6
	2	0,4	-2,9	1,3
	3	0,3	-1,5	3,1
	4	0,3	1,7	0,2
	5	-2,6	-2,8	-3,2
	6	0,4	0,3	-2,8
	7	-4,2	-3,1	-1,2
6	1	1,0	-0,6	-4,3
	2	-3,5	-0,9	-2,0
	3	-0,4	2,3	-3,2
	4	-1,2	-2,0	-3,8

	5	-3,8	0,7	-2,1
	6	-3,9	-0,3	-3,7
	7	-3,9	-3,0	-4,7
7	1	-2,9	1,7	-6,5
	2	-3,4	-1,7	1,7
	3	-5,9	-2,0	-1,7
	4	-8,5	0,0	6,2
	5	-2,9	2,9	6,1
	6	-1,6	1,9	-0,5
	7	-1,2	-0,3	-1,4
	8	-1,4	0,9	-3,1
	9	-2,1	0,5	0,3
	10	-3,2	2,8	-1,7
8	1	0,1	-0,3	-2,6
	2	0,0	0,9	-1,8
	3	0,8	1,0	-0,7
	4	0,1	0,9	-0,9
	5	-0,1	0,3	-1,8
	6	-0,8	1,4	-2,3
	7	-5,2	5,6	5,5
9	1	-2,6	0,8	4,5
	2	-4,1	3,3	4,8
	3	-4,0	1,7	1,6
	4	-3,3	2,0	0,3
	5	-3,1	5,1	-0,6
	6	-4,7	2,3	-2,4
	7	-4,0	2,3	1,6
	8	-3,8	3,0	4,6
	9	-3,7	2,1	1,7
10	1	1,4	5,6	1,1
	2	4,7	1,5	4,5
	3	-1,4	4,4	0,1
	4	1,2	5,9	0,3
	5	-0,3	3,4	-0,5
	6	-3,3	3,7	-1,9
	7	1,0	4,8	0,9
11	1	1,3	0,3	2,4
	2	0,8	2,8	5,5
	3	-2,1	2,0	0,8
	4	2,8	0,1	4,5
	5	-0,5	1,1	2,1
	6	0,7	3,8	1,1
	7	-2,4	3,5	2,3
	8	1,1	0,2	2,2
	9	2,3	-0,2	-2,8
12	1	2,4	1,0	2,6
	2	0,1	0,2	3,5

	3	1,2	0,9	2,1
	4	2,0	-1,7	2,7
	5	-0,8	3,3	0,6
13	1	0,4	-1,5	-1,0
	2	-2,4	6,3	-1,7
	3	-0,4	-0,3	1,8
	4	0,7	3,9	0,2
	5	1,8	7,8	-1,9
	6	1,9	1,5	3,1
	7	3,6	3,8	-3,0
	8	4,9	2,0	0,6
	9	4,0	3,0	-2,3
14	1	0,7	-0,6	-3,0
	2	2,2	-0,4	-2,6
	3	2,0	0,0	-2,0
	4	-1,0	2,6	-3,4
	5	-0,7	0,8	-3,4
	6	-1,5	-0,3	-2,2
	7	2,5	0,1	-1,1
	8	-2,0	-1,8	0,4
15	1	3,4	-0,8	2,6
	2	0,1	1,3	-0,6
	3	1,8	-1,5	-3,9
	4	5,1	-1,1	-2,3
	5	1,2	0,6	-3,0
	6	1,7	3,2	-2,9
	7	3,1	1,6	-2,6
16	1	4,8	2,4	-2,1
	2	3,6	2,1	-1,2
	3	4,3	4,3	-1,2
	4	3,5	3,5	-4,7
	5	-4,3	-3,1	-2,4
	6	3,3	1,9	-1,4
	7	2,2	1,0	-3,3
	8	-2,3	1,9	-1,4
	9	2,6	1,1	-0,7
	10	3,4	1,4	-4,3
17	1	0,8	2,3	-4,9
	2	2,9	0,5	2,9
	3	3,1	0,8	3,1
	4	-3,5	3,0	-4,5
	5	3,1	1,5	-5,2
	6	1,2	1,3	-5,7
	7	0,8	-2,7	-6,3
	8	0,8	-4,3	3,1
	9	-3,5	1,4	0,5
18	1	6,2	2,3	-0,6

	2	4,1	-1,3	3,0
	3	2,9	-0,1	1,8
	4	7,1	1,0	1,8
	5	4,4	3,5	1,3
	6	4,3	-0,5	2,7
	7	0,4	-0,6	2,7
	8	0,4	0,7	2,6
	9	1,1	0,3	5,0
	10	0,2	2,5	3,0
19	1	-2,2	4,3	2,7
	2	-1,8	1,2	2,3
	3	-2,2	-1,8	1,6
	4	0,4	0,8	0,9
	5	-6,7	1,6	-0,7
	6	-1,6	1,9	2,0
	7	-4,8	6,3	1,9
	8	1,0	4,4	0,2
	9	-1,0	4,6	0,1
20	1	1,9	-1,0	-1,3
	2	0,4	0,2	-1,3
	3	-0,4	1,5	-0,2
	4	-0,7	1,1	-3,7
	5	0,0	0,4	-4,7
	6	4,9	0,3	-2,8
	7	0,8	-2,4	4,9
	8	4,4	-0,9	-0,9
	9	-2,1	3,1	-4,0
21	1	-0,3	-1,5	-2,2
	2	1,9	-0,9	-1,6
	3	-4,4	-1,4	-0,2
	4	-0,6	0,6	-3,8
	5	0,2	-0,8	0,1
	6	-0,1	-3,3	0,1
22	1	1,6	2,8	-1,6
	2	3,2	2,4	-3,5
	3	5,9	1,3	1,4
	4	5,4	0,4	-0,2
	5	3,6	3,1	0,5
	6	-4,3	1,8	0,6
	7	-1,6	-0,9	1,0
23	1	0,1	-1,1	3,5
	2	0,0	-0,9	1,3
	3	-1,2	-1,4	0,1
	4	4,9	-0,8	1,0
	5	-0,3	3,6	4,0
24	1	-1,4	1,3	-0,2
	2	2,3	-0,9	-2,3

	3	0,5	0,7	-1,1
	4	-0,4	-0,1	-3,6
	5	-1,2	1,8	-2,8
	6	-0,9	1,2	-4,8
	7	6,0	1,1	-2,3
	8	0,4	3,1	-2,7
	9	1,1	-0,8	-4,4
25	1	-2,3	-1,7	0,9
	2	-8,8	-0,6	2,3
	3	-3,7	-1,0	1,2
	4	0,7	1,7	2,9
	5	2,7	2,7	1,0
	6	2,2	0,8	2,4
	7	2,8	-1,2	1,7
	8	-5,0	1,4	5,6
	9	-0,5	1,5	0,5
26	1	5,9	-1,1	3,8
	2	3,2	0,4	-1,3
	3	-2,2	-3,2	2,0
	4	2,7	-2,5	1,9
27	1	-0,8	1,9	1,4
	2	3,6	0,1	4,1
	3	2	5,1	3,6
	4	4	0,1	0,1
	5	0,7	-1,1	-3,7
	6	-1,2	-2,9	-0,5
	7	4,7	2,8	0,3
28	1	0,4	-2,7	1
	2	0,5	0,1	0,7
	3	-1,1	1,2	0,1
	4	0,4	-1,7	1,4
	5	3,4	1	2,7
	6	0,4	1,6	-4,4
	7	0,7	-0,7	1
	8	-0,3	2	0,1
29	1	0,3	2,5	1
	2	0,4	0,1	0,6
	3	1	1,3	0,1
	4	0,3	-1,5	1,4
	5	-3,2	1	2,5
	6	0,3	1,5	4
	7	0,6	-0,5	1
	8	0,2	1,9	-0,1
30	1	-1,5	2,0	-3,4
	2	-6,9	-0,6	-3,1
	3	-7,7	8,8	-1,4
	4	0,0	-2,0	-4,5

	5	0,3	3,4	-0,9
	6	-2,4	-1,9	-3,9
	7	-0,9	5,2	3,5
	8	3,7	2,8	-1,9
Celkový počet verifikací	234			

4.2 Shrnutí výsledků s výpočty

Celkem bylo u sledované skupiny provedeno 234 nastavení s verifikací správnosti nastavení.

Výsledky verifikací jsem zanesl do četnostních tabulek s intervaly odchylek a procentuálním vyjádřením pro každou ze tří os (Tab. 5, 7 a 9). Vypočítal jsem pro osy (M-L, C-C a A-P) průměrnou absolutní odchylku (Tab. 4) a hodnotu absolutní odchylky v mm pro 90 a 95% verifikací, které nám ukáží, zda-li je zvolený bezpečnostní lem dostačující (Tab. 6, 8 a 10).

Stanovil jsem procento frakcí s výskytem absolutních odchylek 0-3 mm, 3,1-5 mm a >5 mm (Tab. 11). Vyjádřil jsem graficky obrazy polí s absolutní chybou přesahující 5 mm v kterékoliv ose (Obr. 15).

Vypočítal jsem systematickou odchylku Σ a náhodnou odchylku σ dle matematického aparátu pro statistické vyhodnocení chyb nastavení (Příloha 5, Tab. 12-19). Získané hodnoty jsem využil pro výpočet bezpečných bezpečnostních okrajů dle zjednodušeného vzorce (Tab. 20):

$$\text{PTV lem} = 2,5\Sigma + 0,7\sigma \text{ [mm]}$$

Tabulka 4

Průměrná absolutní odchylka

	Průměrná absolutní odchylka [mm]	Směrodatná odchylka [mm]
Osa mediolaterální (M-L)	2,3	1,9
Osa předozadní (A-P)	1,8	1,5
Osa kraniokaudální (C-C)	2,2	1,5

Tabulka 5

Osa mediolaterální (M-L)

Odchylka [mm]	Počet verifikací	% z celkového počtu
0–3	152	64,96
3.1–5	63	26,92
>5	19	8,12

Tabulka 6

Osa M-L: absolutní odchylka pro 90 a 95% nastavení z celkového počtu

Počet nastavení [%]	Absolutní odchylka v ose (M-L) [mm]
95	5,17
90	4,9

Tabulka 7

Osa kraniokaudální (C-C)

Odchylka [mm]	Počet verifikací	% z celkového počtu
0–3	172	73,5
3.1–5	53	22,65
>5	9	3,85

Tabulka 8

Osa C-C: absolutní odchylka pro 90 a 95% nastavení z celkového počtu

Počet nastavení [%]	Absolutní odchylka v ose (C-C) [mm]
95	4,94
90	4,68

Tabulka 9

Osa předozadní (A-P)

Odchylka [mm]	Počet verifikací	% z celkového počtu
0–3	186	79,49
3.1–5	38	16,24
>5	10	4,27

Tabulka 10

Osa A-P: absolutní odchylka pro 90 a 95% nastavení z celkového počtu

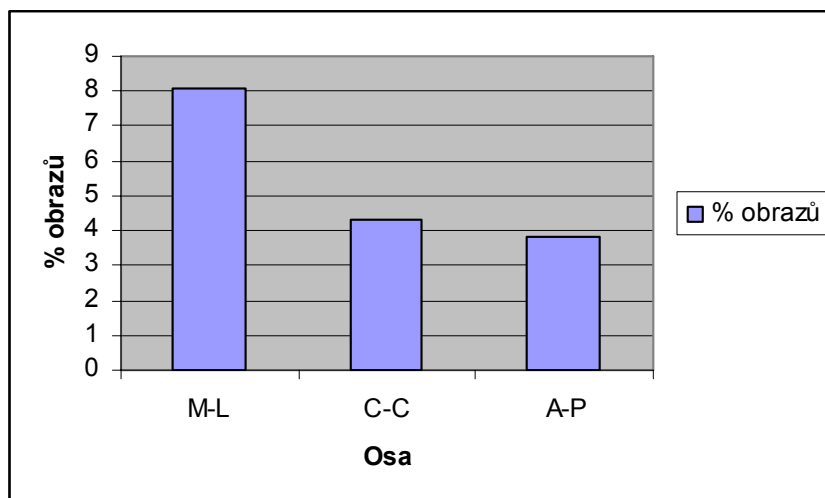
Počet nastavení [%]	Absolutní odchylka v ose (A-P) [mm]
95	4,96
90	4,7

Tabulka 11

Procento nastavení s absolutní odchylkou 0-3 mm, 3,1-5 mm a >5 mm

Absolutní odchylka [mm]	Počet nastavení	% z celkového počtu
0-3	90	38,5
3,1-5	110	47
>5	34	14,5

Obr. 15: Obrazy polí s absolutní odchylkou přesahující 5 mm v kterékoliv ose



Tabulka 12

Počet měřených frakcí F_p se součtem odchylek pro jednotlivé osy

Číslo pacienta	F_p	Součet odchylek		
		Osa M-L [mm]	Osa A-P [mm]	Osa C-C [mm]
1	11	8,2	7,7	-3
2	8	12,4	-0,1	-6,8
3	6	-13,8	3,7	-4,6
4	6	22	-11,9	6
5	7	-5,7	-9,6	-5,2
6	7	-15,7	-3,8	-23,8
7	10	-33,1	6,7	-0,6
8	7	-5,1	9,8	-4,6
9	9	-33,3	22,6	16,1
10	7	3,3	29,3	4,5
11	9	4	13,6	18,1
12	5	4,9	3,7	11,5
13	9	14,5	26,5	-4,2
14	8	2,2	0,4	-17,3
15	7	16,4	3,3	-12,7
16	10	21,1	16,5	-22,7
17	9	-16,5	8,2	-30
18	10	31,1	7,8	23,3
19	9	-18,9	23,3	11
20	9	9,2	2,3	-14
21	6	-3,3	-7,3	-7,6
22	7	13,8	10,9	-1,8
23	5	3,5	-0,6	9,9
24	9	6,4	7,4	-24,2
25	9	-11,9	3,6	18,5
26	4	9,6	-6,4	6,4
27	7	13	6	5,3
28	8	4,4	0,8	2,6
29	8	-0,1	6,3	10,5
30	8	-15,4	17,7	-15,6

Tabulka 13

Průměrná hodnota posunu m_p u konkrétního pacienta

Číslo pacienta	m_p [mm]		
	Osa M-L [mm]	Osa A-P [mm]	Osa C-C [mm]
1	0,745	0,7	-0,273
2	1,55	-0,013	-0,85
3	-2,3	0,617	-0,767
4	3,667	-1,983	1
5	-0,814	-1,371	-0,743
6	-2,243	-0,543	-3,4
7	-3,31	0,67	-0,06
8	-0,729	1,4	-0,657
9	-3,7	2,511	1,789
10	0,471	4,186	0,643
11	0,444	1,511	2,011
12	0,98	0,74	2,3
13	1,611	2,944	-0,467
14	0,275	0,05	-2,163
15	2,343	0,471	-1,814
16	2,11	1,65	-2,27
17	-1,833	0,911	-3,333
18	3,11	0,78	2,33
19	-2,1	2,589	1,222
20	1,022	0,256	-1,556
21	-0,55	-1,217	-1,267
22	1,971	1,557	-0,257
23	0,7	-0,12	1,98
24	0,711	0,822	-2,689
25	-1,322	0,4	2,056
26	2,4	-1,6	1,6
27	1,857	0,857	0,757
28	0,55	0,1	0,325
29	-0,013	0,788	1,313
30	-1,925	2,213	-1,95

Tabulka 14

Standardní odchylka náhodných chyb σ_p pro jednotlivého pacienta

Číslo pacienta	σ_p [mm]		
	Osa M-L [mm]	Osa A-P [mm]	Osa C-C [mm]
1	2,508	1,357	2,204
2	4,05	0,766	1,667
3	1,752	2,592	2,486
4	2,675	1,644	2,435
5	1,842	1,808	2,372
6	2,021	1,731	1,036
7	2,273	1,709	3,922
8	2,026	1,932	2,801
9	0,62	1,208	2,497
10	2,512	1,496	1,972
11	2,3	-0,2	-2,8
12	1,327	1,795	1,075
13	2,319	2,953	2,033
14	1,801	1,267	1,292
15	1,65	1,703	2,189
16	2,982	1,963	1,39
17	1,776	2,219	2,987
18	2,512	1,549	1,437
19	2,395	2,497	1,154
20	2,33	1,595	2,874
21	2,081	1,267	1,567
22	3,732	1,422	1,73
23	2,403	2,092	1,684
24	2,311	1,277	1,468
25	3,975	1,552	1,548
26	3,373	1,594	2,121
27	2,362	2,644	2,638
28	1,291	1,673	2,08
29	1,313	1,328	1,353
30	3,777	3,717	2,531

Tabulka 15

Celková střední hodnota M všech měřených frakcí N

N	M [mm]		
	Osa M-L [mm]	Osa A-P [mm]	Osa C-C [mm]
234	0,211	0,829	-0,179

Tabulka 16

Standardní odchylka náhodných chyb celé populace pacientů σ

σ [mm]		
Osa M-L [mm]	Osa A-P [mm]	Osa C-C [mm]
2,47	1,89	2,16

Tabulka 17

Standardní odchylka Σ systematických chyb

Σ [mm]		
Osa M-L [mm]	Osa A-P [mm]	Osa C-C [mm]
1,921	1,285	1,736

Tabulka 18

Odhad standardní odchylky systematických chyb korigovaný Σ'

Σ' [mm]		
Osa M-L [mm]	Osa A-P [mm]	Osa C-C [mm]
1,71	1,09	1,55

Tabulka 19

Čtverec celkové standardní odchylky s

s [mm]		
Osa M-L [mm]	Osa A-P [mm]	Osa C-C [mm]
2,999	2,180	2,664

Tabulka 20

Vypočtená velikost PTV lemu

PTV lem		
Osa M-L [mm]	Osa A-P [mm]	Osa C-C [mm]
6,00	4,05	5,40

5. Diskuse

Chybám v nastavení v radioterapii je věnována v poslední době značná pozornost, avšak forma prezentace výsledků je v jednotlivých studiích různorodá. Optimální je reference o chybách nastavení odděleně ve třech základních rozměrech, která vychází z Karteziánských souřadnic.⁽¹¹⁾

Procento frakcí s významnou chybou nastavení (větší než 5 mm v kterékoliv ose) je v literatuře udáváno v širokém rozmezí 4-57% a výskyt hrubých odchylek nastavení (větší než 10 mm v kterékoliv ose) se pohybuje od <1% do 15%.^(12, 13, 14) Výskyt těchto odchylek významně redukuje použitá fixace dolních končetin a frekvence verifikace v průběhu radioterapie. Volbu vhodného fixačního zařízení při ozařování pacientů s lokalizovaným karcinomem prostaty ovlivňuje celá řada aspektů: efektivita zařízení, pohodlí pacienta, technické a časové nároky na personál, cena zařízení. U souboru našich pacientů jsme došli k obdobným závěrům. Imobilizací dolních končetin standardní fixační podložkou (Med Tec), společně s vyznačením průmětů izocentra na kůži pacienta tetovází jsme dosáhli toho, že nebyla u hodnocené skupiny zaznamenána hrubá odchylka ≥ 10 mm, nejvyšší odchylka činila 8,8 mm u jednoho pacienta, a to v ose předozadní (A-P). Významná chyba nastavení (větší než 5 mm v kterékoliv ose) byla zaregistrována v 34/234 nastavení (14,5%).

K resimulaci jsme přistoupili u 6/30 pacientů (20%), vlivem výskytu opakovaných významných chyb v nastaveních větších než 5 mm. Nová kontrola geometrické přesnosti nastavení (verifikační snímek) byla provedena celkem 25/234 (10,7%).

V průběhu sledování skupiny pacientů se vyskytla náhodně se objevující chyba v zařízení Portal Vision LC 250, kdy došlo vlivem používání k opotřebením kabelu, spojujícího detekční jednotku (IDU) se soustavou pro získávání obrazu (IAS 2). Důsledkem toho bylo, že u pacientů č.12, 23 a 26 byla omezena frekvence verifikace. Náhodná chyba se projevila při vyhodnocení selháním automatické detekce okraje pole a tím bylo zcela znemožněno objektivní vyhodnocení.

Ve studii prováděné v Onkologickém centru J. G. Mendela v Novém Jičíně v období od března 2004 do července 2006 se díky propracování metodiky imobilizace (speciální podložka umožňující fixaci orfít maskou) a nastavení pacienta s denní verifi-

kací podařilo minimalizovat chyby v nastavení u pacientů s lokalizovaným karcinomem prostaty. Denní kontrola vede jednoznačně ke snížení interfrakční odchylky, ovšem za cenu zhoršení homogenity dávkové distribuce v cílovém objemu a zvýšení dávky v kritických orgánech. „V 78% případech naměřená odchylka kostěných struktur nedosáhla hranice 3mm. Při větších odchylkách provádějí manuální korekci polohy pacienta pomocí odjezdu ozařovacího stolu o naměřenou hodnotu. Správnost korekce ověřuje fyzik porovnáním rozdílu souřadnic při portálovém zobrazení a samotném ozáření. Při opakované nutnosti korekce je provedena resimulace.“⁽¹⁵⁾

Přesnost radioterapie je ovlivněna nejen chybou nastavení, ale také pohybem prostaty, který je podmíněn aktuální náplní močového měchýře a rekta. Studie detekující pohyb prostaty během radioterapie pomocí zobrazení implantovaných markerů (zlatá zrna) udávají posun v rozmezí 0-5 mm.^(16, 17) Nejmenší pohyb prostaty byl zaznamenán v ose M-L, zatímco největší v A-P a C-C ose. Další metodou pro stanovení pohybu prostaty je transabdominální lokalizace ultrazvukem insuflovaných rektálních balónkových katetrů.^(18, 19) Každá z těchto metod má své výhody i nevýhody s ohledem na přesnost, časovou náročnost a pohodlí i spolupráci pacienta.

O detekci pohybu prostaty během radioterapie pomocí zlatých zrn jsme se pokusili, ale vzhledem k velmi malým rozměrům zlatých zrn a nízkému rozlišení detektoru zařízení Portal Vision LC 250 nebylo možné tato zrna na verifikačních snímcích jednoznačně identifikovat.

S přihlédnutím k interfrakčním pohybům prostaty, vypočítané velikosti PTV lemu a zjištěným hodnotám absolutních odchylek pro 95% nastavení (v osách M-L, C-C a A-P) se bezpečnostní lem mezi CTV a PTV (10 mm anteroposteriorně, laterálně a kraniokaudálně) jeví jako optimální. Zmenšení bezpečnostního lemu by mohlo vést k podzáření cílového objemu a zhoršení léčebných výsledků nebo zvýšení počtu komplikací.

Další eskalace dávky při stávajících bezpečnostních lemech by podle výsledků naší sledované skupiny pacientů s lokalizovaným karcinomem prostaty vedla k překročení stanovených limitů pro ozáření kritických orgánů (rektum, močový měchýř). Cestou k další eskalaci dávky je zkvalitnění techniky radioterapie s využitím kon-

trastního označení prostaty a použitím techniky obrazem řízené radioterapie (IGRT – image guided radiotherapy). IGRT zahrnuje systém činností v rámci přípravy a realizace radioterapie směřující k eliminaci chyb způsobených různým uložením pacienta při jednotlivých frakcích a změnou polohy pacienta v rámci jedné frakce. Poloha pacienta je na základě portálového zobrazení automaticky korigována před vlastním ozářením.

6. Závěr

System Portal Vision LC 250 pro verifikaci a vyhodnocení nastavení pacienta je účinným nástrojem zajištění kvality léčby. Při selhání ostatních verifikačních mechanismů se stává jedním z posledních stupňů kontroly a možností vedoucí k odhalení chyb. Je tedy nezbytné, aby byla zavedena do běžné klinické praxe jako standardní součást radioterapie nejen pro náročné ozařovací techniky, jako je IMRT, ale i pro všechny ostatní.

Aby mohl systém Portal Vision LC 250 poskytovat dostatečně validní informace musí být kvalitně a dostatečně kalibrován tak, jak to jeho charakteristika vyžaduje. Kalibraci systému musí provádět erudovaná osoba dostatečně seznámená s úskalími a hranicemi možností daného systému.

Údaje o geometrické přesnosti dodání dávky do cílového objemu, kterou pacient obdržel, se stávají klíčovou informací a musí být zaneseny do zdravotní dokumentace pacienta tak, aby bylo možné v budoucnu doložit odpovídající kvalitu léčby.

7. Seznam použité literatury

- (1) *Společnost radiční onkologie, biologie a fyziky* [online]. © 2005-7. 2005 [cit. 2007-04-15]. Dostupný z WWW: <http://www.srobf.cz/dokumenty/standard_RT_2007.doc>.
- (2) *Using PortalVision - manual*. 1st edition. Baden (Switzerland) : Varian Medical Systems, 2000. 52 s.
- (3) Státní úřad pro jadernou bezpečnost: *Zavedení systému jakosti při využívání významných zdrojů ionizujícího záření v radioterapii. Lineární urychlovače pro 3D konformní radioterapii a IMRT*. Praha: SÚJB, 2006.
- (4) *Státní úřad pro jadernou bezpečnost* [online]. [2005] [cit. 2007-04-10]. Dostupný z WWW: <http://www.sujb.cz/docs/metodiky_terap.zip>.
- (5) Vyhláška MZČR č. 493/2005 Sb., *kteřou se mění vyhláška Ministerstva zdravotnictví č. 134/1998 Sb., kterou se vydává seznam zdravotních výkonů s bodovými hodnotami, ve znění pozdějších předpisů*.
- (6) SPURNÝ, Vladimír, ŠLAMPA, Pavel. *Moderní radioterapeutické metody : Základy radioterapie VI.díl*. 1. vyd. Brno : Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně, 1999. 118 s. ISBN 80-7013-267-1.
- (7) International Commission on Radiation Units and Measurements. ICRU Report No. 50: *Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy*. Bethesda, MD: ICRU, 1993.
- (8) International Commission on Radiation Units and Measurements. ICRU Report No. 62: *Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50)*. Bethesda, MD: ICRU, 1999.

(9) *Vision - reference manual*. 1st edition. Baden (Switzerland) : Varian Medical Systems, 2000. 321 s.

(10) MACHÁŇOVÁ, M., KOHOUTEK, M. Obrazem řízená radioterapie, poznatky z ESTRO kurzu. In PETERA, Jiří, et al. *Radiační onkologie 2007 : 3. konference Společnosti radiační onkologie, biologie a fyziky 16.-17. února 2007 a 1. konference všeobecných sester a radiologických asistentů Hradec Králové 16. února 2007*. 1. vyd. Hradec Králové : Klinika onkologie a radioterapie LFUK a FN Hradec Králové, 2007. Verifikace a zobrazování v radiační onkologii. s. 68-71. ISBN 978-80-239-8217-6.

(11) International Commission on Radiation Units and Measurements. ICRU Report No. 42: *Use of Computers in External Beam Radiotherapy Procedures with High Energy Photons and Electrons*. Bethesda, MD: ICRU, 1987.

(12) CATTON, C., LEBAR, L., WARDE, P. Improvement in total positioning error for lateral prostatic fields using a soft immobilization device. *Radiotherapy and Oncology*. 1997, vol. 44, is. 3, s. 265-270.

(13) MALONE, S., SZANTO, J., PERRY, G. A prospective comparison of three systems of patient immobilization for prostate radiotherapy. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*. 2000, vol. 48, is. 3, s. 657-665.

(14) ROSENTHAL, SA., ROACH, M., GOLDSMITH, BJ., et al. Immobilization improves the reproducibility of patient positioning during six-field conformal radiation therapy for prostate carcinoma. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*. 1993, vol. 27, s. 921-926.

(15) PERKOVÁ, H., et al. Vyhodnocení odchylek v nastavení při ozáření prostaty technikou IMRT. In Onkologické centrum J. G. Mendela, Nový Jičín. *Sympóziu v radiační*

onkologii : III. ročník, 15.-16. září 2006, Nový Jičín. 1. vyd. [s.l.] : [s.n.], 2006. 6. blok IMRT. s. 56-59.

(16) BALTER, JM., SANDER, HM., LAM, K. Measurement of prostate movement over the course of routine radiotherapy using implanted markers. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*. 1995, vol. 31, is. 1, s. 113-118.

(17) LENNERNAS, B., LENOCHA, H., PIKNER, G. Field displacement during external radiotherapy in prostatic adenocarcinoma treated with radioactive ¹⁹⁸Au implants and external irradiation. *Acta Oncologica*. 1995, vol. 34, s. 959-964.

(18) UHL, BM., DONG, L., TEH, BS., et al. Intensity modulated radiotherapy (IMRT) for prostate cancer: Rectal mucosal sparing by dosimetric effect of a rectal balloon. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*., 1999, vol. 45, is. 3, Supplement 1, s. 418-419.

(19) VAN HERK, M., BRUCE, A., KROES, G. Quantification of organ motion during conformal radiotherapy of the prostate by three dimensional image registration. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*. 1999, vol. 33, is. 5, s. 1311-1320.

(20) REMEIJER, P., GEERLOF, E., PLOEGER, L. 3-D portal image analysis in clinical practice: an evaluation of 2-D and 3-D analysis techniques as applied to 30 prostate cancer patients. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*. 2000, vol. 46, is. 5, s. 1281-1290.

8. Klíčová slova

1. Radioterapie
2. Karcinom prostaty
3. IMRT
4. Cílový objem
5. Zajištění kvality
6. Verifikace
7. Nepřesnost nastavení
8. EPID

9. Přílohy

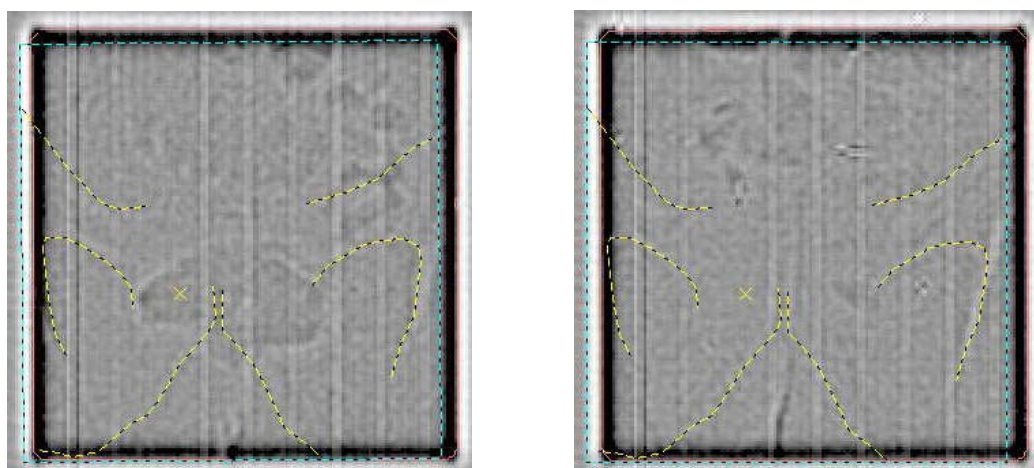
Příloha 1

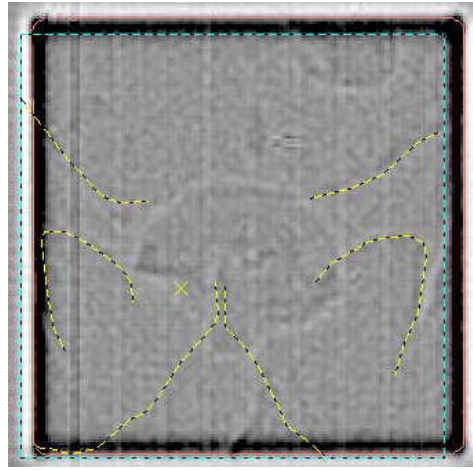
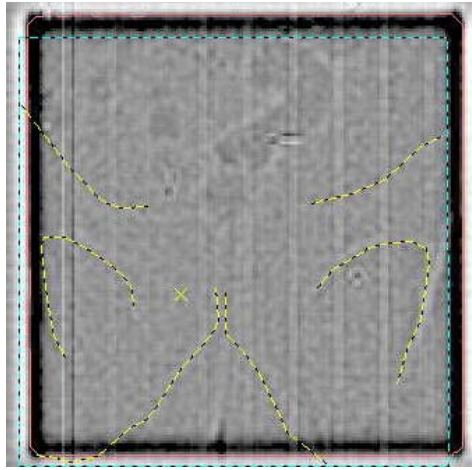
Obraz systematické chyby při nastavení pacienta



Referenční obraz AP pole

Verifikační snímky v průběhu radioterapie:





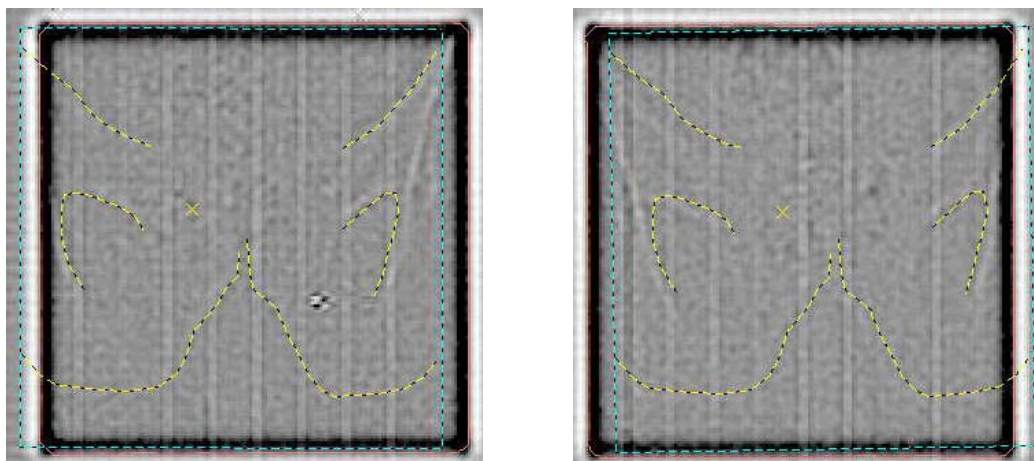
Příloha 2

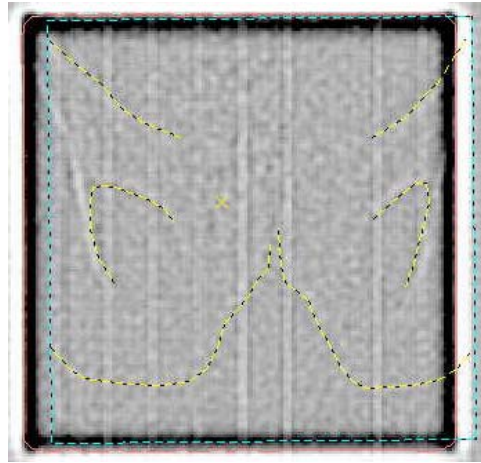
Obraz náhodné chyby při nastavení pacienta



Referenční obraz AP pole

Verifikační snímky v průběhu radioterapie:





Příloha 3

Zkoušky pro elektronický portálový zobrazovací systém⁽³⁾

Kontrolovaný parametr	ZPS		ZDS	PZ	Literatura
	Frekvence	Tolerance			
Testy vyjížděcího ramene					
	Poloha ramene EPID	T	3 mm	3 mm	[3 - A.IX.1.1, B.XII.1.1]
	Rozsah pohybu EPID	R	2 mm	2 mm	[3 - A.IX.1.2, B.XII.1.2]
	Přesnost polohy EPID	M	5 mm	5 mm	[3 - A.IX.1.3, B.XII.1.3]
	Signalizace kolize	D	F	F	[3 - A.IX.1.4, B.XII.1.4]
	Antikolizní systém	D	F	F	[3 - A.IX.1.5, B.XII.1.5]
	Odblokování ochrany proti kolizi	D	F	F	[3 - A.IX.1.6, B.XII.1.6]
	Artefakty	M	F	F	[5]
	Prostorové zkreslení	M	1 mm	1 mm	[5]
	Kontrola kvality portálového snímku pro nejběžnější nastavení (kontrast)	D	F		[5]
Testy se zářením					
	Kontrola kvality portálového snímku pro běžné klinicky používaná nastavení (kontrast)	M	F	F	[5]
	Kontrola funkce software portálového zařízení	R	0,5 mm (0,5°)	0,5 mm (0,5°)	[5]
	Šumy	R	F	F	[5]
	Prostorové rozlišení	R	1 mm	1 mm	[5]
	Podmínky rámcových testů (Varian)			F	[3 - A.IX.2.1]
	Nastavení kvality pro získávání obrazů			F	[3 - A.IX.2.1.1]
	Zařítí přístroje			F	[3 - A.IX.2.1.3]
	Kalibrace akvizičních módů			F	[3 - A.IX.2.1.4]
	Stabilita dozimetrické kalibrace EPID	M	2%	2%	[12]
Ověření relativní dávkové distribuce pro účely kontroly konkrétních patientských plánů (je-li face dostupná)	Faktory velikosti pole pro EPID	R	2%	2%	[12]
	Linearity systému EPID pro měření dávky	R	2%	2%	[12]

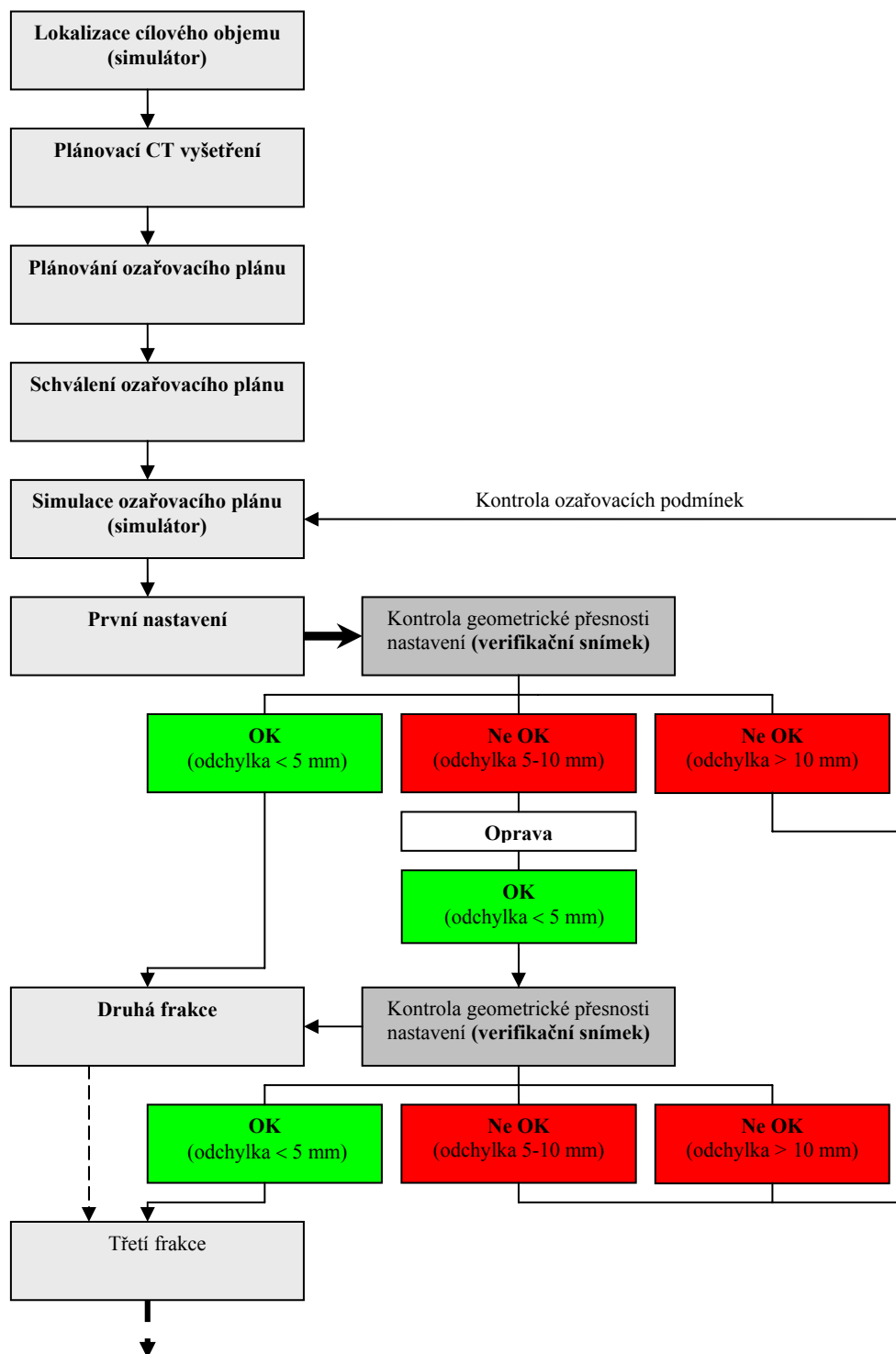
Seznam zkratk:

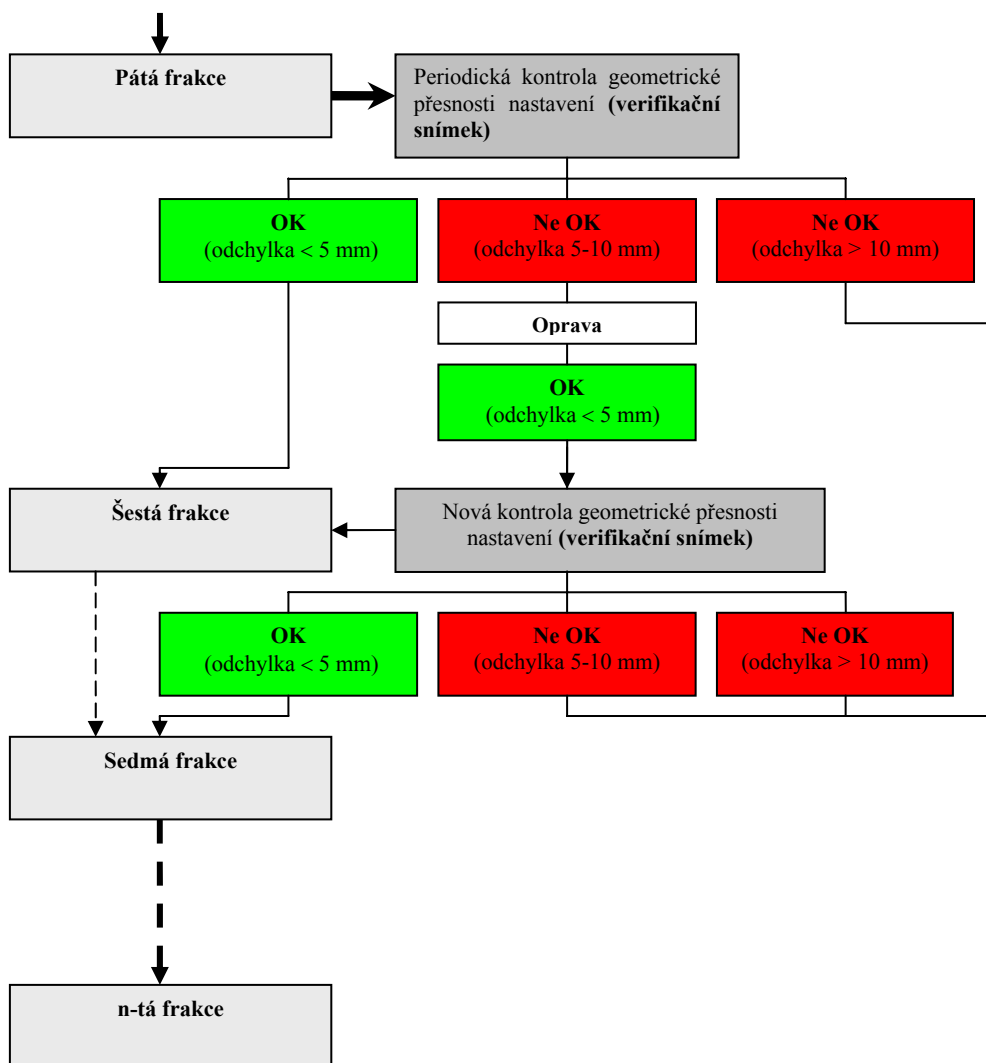
D	Kontrola se provádí denně
T	Kontrola se provádí jednou za týden
M	Kontrola se provádí jednou za měsíc
R	Kontrola se provádí jednou za rok
F	Toleranci nelze udat kvantitativně (kontrola funkčnosti, vyhovuje x nevyhovuje, provedeno)
x	Stanoví se referenční hodnota

Pokud je v tabulce prázdné pole, znamená to, že se zkouška neprovádí.

Příloha 4

Zjednodušený algoritmus radioterapie s verifikací a řešením nepřesností nastavení





Příloha 5

Matematický aparát pro statistické vyhodnocení chyb nastavení ⁽²⁰⁾

Uvažujme skupinu P pacientů, u každého pacienta počet F_p měřených frakcí. Celkový počet měřených frakcí u všech pacientů N je tedy dán součtem:

$$N = \sum_{p=1}^P F_p$$

Označme x_{pf} naměřený posun podél jedné z hlavních os pacienta p při frakci f . Celková střední hodnota M všech měření bude:

$$M = \frac{1}{N} \sum_{p=1}^P \sum_{f=1}^{F_p} x_{pf}$$

Odchylka od této střední hodnoty má dvě složky – náhodnou („day-to-day variation“, „execution error“) a systematickou („preparation error“).

Pro jednotlivého pacienta p je standardní odchylka náhodných chyb dána výrazem:

$$\sigma_p = \sqrt{\frac{1}{F_p - 1} \sum_{f=1}^{F_p} (x_{pf} - m_p)^2}$$

kde m_p značí průměrnou hodnotu posunu u konkrétního pacienta p :

$$m_p = \frac{1}{F_p} \sum_{f=1}^{F_p} x_{pf}$$

Standardní odchylka náhodných chyb celé populace pacientů σ je pak dána střední kvadratickou hodnotou individuálních náhodných chyb σ_p , vážených počtem stupňů volnosti ($F_p - 1$):

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{N - P} \sum_{p=1}^P (F_p - 1) \sigma_p^2} = \sqrt{\frac{1}{N - P} \sum_{p=1}^P \sum_{f=1}^{F_p} (x_{pf} - m_p)^2}$$

Druhou složkou je systematická chyba. Standardní odchylka Σ systematických chyb je dána výrazem:

$$\Sigma = \sqrt{\frac{P}{N(P - 1)} \sum_{p=1}^P F_p (m_p - M)^2}$$

Protože velikost vzorku při výpočtu m_p je omezená, obsahuje standardní odchylka systematických chyb i náhodnou složku. Odhad standardní odchylky systematických chyb korigovaný na tento efekt je dán výrazem:

$$\Sigma' = \sqrt{\Sigma^2 - \frac{\sigma^2}{N/P}}$$

Součet čtverců náhodných a (korigovaných) systematických standardních odchylek se bude rovnat čtverci celkové standardní odchylky s , která je měřítkem celkové odchylky od celkové střední hodnoty:

$$s = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{p=1}^P \sum_{f=1}^{F_p} (x_{pf} - M)^2}$$