

Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích
Zdravotně sociální fakulta

**Zhodnocení problematiky verifikace izodózního plánu -
postavení ozařovacích polí na simulátoru Acuity**

Bakalářská práce

Autor práce: Michal Kocourek

Vedoucí práce: RNDr. Petr Berkovský

4. 5. 2009

ABSTRACT

Analysis of the Problems Related to the Verification of the Isodose Plan – Location of the Treatment Fields on the Acuity Simulator

The verification of the treatment fields' location on a simulator is one of the main activities within the field of radiation quality. Simulation pictures (from a simulator) are compared with reference pictures (a DRR, or a digitally reconstructed radiograph) during the simulation. If a patient's position during the simulation differs from the reference picture, the deviations are shown in individual axes: vertical, longitudinal and lateral. The aim of a radiotherapy assistant is to reduce the extent of those deviations to a minimum, or at least to the range of tolerance given in a tolerance table. The accuracy of the setup is an important factor in the process of quality assurance in radiotherapy. There are two methods available for the assessment of deviations on a simulator:

- ⇒ the method of anatomical structures comparison
- ⇒ the method of picture fusion

In the case of the method of comparison of anatomical structures, the level of equivalence of the pictures is ascertained by using the multi-leaf collimator's lamellas or the degree scale shown in the picture.

Further verification of the accuracy of the setup is done in the individual radiotherapists' workplaces, specifically the linear accelerator and/or the cobalt irradiator, where the DRR is mostly compared with the portal picture.

The method of comparison of the anatomical structures is used more frequently at the Radiotherapeutic Clinic of the České Budějovice Hospital than the method of picture fusion.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci na téma Zhodnocení problematiky verifikace izodózního plánu - postavení ozařovacích polí na simulátoru Acuity vypracoval samostatně pouze s použitím pramenů a literatury 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 vzniklé vypuštěním vyznačených částí archivovaných Zdravotně sociální fakultou elektronickou cestou ve veřejně přístupné části databáze STAG provozované Jihočeskou univerzitou v Českých Budějovicích na jejích internetových stránkách.

V Českých Budějovicích dne 4. 5. 2009

.....
Michal Kocourek

Poděkování

Na této stránce bych rád vyjádřil své poděkování panu RNDr. Petrovi Berkovskému, vedoucímu mé bakalářské práce, za jeho odborné vedení, laskavý přístup, cenné rady a připomínky, které mi v průběhu zpracovávání tématu poskytnul.

Rovněž bych rád poděkoval paní MUDr. Miluši Dolečkové, PhD. a personálnímu obsazení Onkologického oddělení Nemocnice České Budějovice a.s.

V neposlední řadě děkuji svým rodičům, kteří mi umožnili studium na vysoké škole a své přítelkyni za veškerou podporu.

Obsah

Úvod

1. Současný stav.....	9
1.1 Plánování radioterapie	9
1.2 Ozařovací předpis (plán).....	9
1.3 Ozařovací poloha	10
1.4 Ozařovací pole v teleterapii	10
1.5 Ozařovací techniky	14
1.6 IMRT	14
1.6.1 Princip.....	14
1.6.2 Důvod použití IMRT	15
1.7 Fixační pomůcky.....	16
1.8 Simulátor Acuity.....	16
1.8.1 Polohovací systém	17
1.9 Lokalizace nádoru na simulátoru.....	21
1.9.1 Postup při lokalizaci.....	21
1.10 CT	23
1.11 Plánovací systém.....	23
1.12 Simulace ozařovacího plánu	25
1.12.1 Postup při simulaci.....	25
1.12.2 DRR	28
1.13 Verifikační systém	29
1.14 EPID.....	30
1.14.1 XVI – portál – planar view	30
1.15 Verifikace.....	31
1.16 Faktory ovlivňující velikost odchylek	31
2. Cíl práce a hypotézy	35
2.1 Cíl práce	35
2.2 Hypotézy	35

3. Metodika	36
3.1 Verifikace pomocí metody porovnání anatomických struktur	36
3.2 Verifikace pomocí metody fúze obrazu.....	39
3.3 Charakteristika souboru	45
4. Výsledky.....	46
4.1 Výsledky měření	48
4.1.1 Oblast hlava - krk.....	48
4.1.2 Ca mammae	52
4.1.3 Ca plíc	56
4.1.4 Oblast pánve	59
4.1.5 Celkové vyhodnocení získaných dat.....	64
4.2 Zpracování výsledků	46
5. Diskuse	67
6. Závěr	68
7. Klíčová slova.....	71
8. Seznam použitých zkratek	72
9. Seznam použité literatury	73
10. Přílohy.....	78

ÚVOD

Radioterapie je léčebnou metodou využívající k léčebným účelům specifických účinků ionizujícího záření na biologickou tkáň, speciálně tkáň obsahující maligní buňky. Cílem léčebného ozáření v radioterapii je ozáření vymezeného objemu v těle pacienta dávkou záření specifikovanou v ozařovacím předpise. Příprava a realizace léčebného ozáření vyžaduje stanovit poměrně značný počet položek^A a k tomu se využívá speciálních procesů^B. Zajištění jakosti radioterapie vyžaduje zajištění jakosti stanovených položek i použitých procesů. Prakticky je zajištění jakosti procesem, který minimalizuje odchylky velikosti stanovených položek od předepsané hodnoty. Na velikost odchylek má vliv nejen přístrojová chyba ale i chyba lidská^C, která je ovlivnitelná (např. výběrem personálu, minimalizováním stresových momentů, apod.).

Verifikace postavení ozařovacích polí by měla být součástí procesního stromu radioterapie^D. Zajištění jakosti stanovených položek a použitých procesů se neobejde bez jejich ověřování.

Ve své práci se budu zabývat problematikou ověřování izodózního plánu a to té její části, která ověřuje postavení ozařovacích polí a je prováděna na radioterapeutickém simulátoru.

Verifikace postavení ozařovacích polí se provádí metodou porovnání anatomických struktur nebo fází obrazu a je součástí verifikace ozařovacího plánu.

^A **Položka**- to, co lze individuálně popsat a vzít v úvahu (provádějící osoba, přístroj, ozařovací plán, dokumentace, metodický postup, standard apod.).^[6]

^B **Proces** - soubor vzájemně propojených činností, které proměňují vstupy na výstupy (např. plánování, simulace ověřování atd.).
Proces radioterapie – postup činností (kroků) od příjmu pacienta, přes léčbu radioterapií, až po dispenzarizaci.^{[4], [6]}

^C **Lidská chyba**- jakákoliv lidská akce, která překračuje určitý definovaný limit přijatelnosti nebo provedení procesu nebo systému, ve kterém je lidský činitel nezbytnou komponentou. Limity provedení daného procesu jsou dány požadavky pro úspěšný průběh procesu nebo systému.^[4]

^D **Procesní strom radioterapie** – diagram s logickými postupy (testy) popisující proces radioterapie, obsahující hlavní komponenty procesu (hlavní větve procesního stromu), vedlejší komponenty procesu (postranní větve) a případně i jednotlivé malé kroky (listí stromu), jejich vzájemné vazby a propojení, který při jeho plné funkčnosti zajistí kvalitní a bezchybnou léčbu pacientů.^[4]

Úkolem mé práce je porovnat odchylky současně získané oběma metodami, včetně časové náročnosti a určit, která z metod je pro vybrané diagnózy vhodnější. V předložené práci jsou použita data získaná na souboru pacientů procházejících procesem plánování radioterapie na Onkologickém oddělení Nemocnice České Budějovice a.s. Soubor pacientů byl omezen na 4 vybrané diagnózy / oblasti a časové období leden až březen 2009.

Závěry odvozené z výsledků měření v této práci jsou platné pouze pro systém *Vision* a *Acuity Vision by Varian* ve verzi SW 7.3.10 [SP3] a sestavení 7.1.67.3 [SP7].

1. SOUČASNÝ STAV

1.1 Plánování radioterapie

Plánování léčby ozářením spočívá v nalezení optimálních ozařovacích podmínek tak, aby byla splněna hlavní zásada léčby zářením: **dodání dostatečné dávky záření do nádorového ložiska za maximálního šetření zdravých tkání.**

Základním předpokladem pro naplánování bezpečného a účinného léčebného ozáření je adekvátní technické vybavenosti pracoviště. Proces plánování zahrnuje stanovení cíle ozáření (radikální, paliativní, kombinované s jinou léčbou) na základě zhodnocení typu a rozsahu nádoru, zdravotního stavu pacienta, interkurentních onemocnění, dále stanovení cílových objemů a rizikových orgánů, určení dávky a jejich časového rozložení, volbu zdroje záření, techniky ozáření, vypracování izodózního plánu, simulace ozařovacích polí, zadání dat do verifikačního systému, verifikace ozařovacích polí na ozařovači, dozimetrickou kontrolu ozáření. ^[7]

1.2 Ozařovací předpis (plán)

Ozařovací předpis je úředním dokladem a spolu s denním záznamem ozařování se vkládá do chorobopisu pacienta a archivuje se. Jeho obsahem jsou identifikace pacienta (jméno, rodné číslo, druh pojišťovny), diagnóza, histologie nádoru, TNM (Tumor Nodus Metastasis) klasifikace, operační výkon, předchozí léčba, ozařovací technika, celková dávka (minimální a maximální), dávka pro frakci, dávka v bodě ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements), frakcionační schéma, izodózní plán, verifikační snímek ozařovacích polí ze simulátoru (výtisk), datum, a podpis u jednotlivých kroků. ^[1]

1.3 Ozařovací poloha

Ozařovací poloha je poloha pacienta ve které je pacient po celou dobu ozařování. Základem pro léčebné ozáření je fixní, dobře reprodukovatelná ozařovací poloha. Důležité je, aby byla stejná jak na simulátoru, tak na CT a při každém ozáření na ozařovacím stole. Ozařovací poloha může být vleže na zádech (*supinační*), na břiše (*pronační*), ve stoje (speciální postavení), vsedě. Pozice horních končetin je variabilní (nad hlavou, podél těla, na hrudníku), stejně tak i dolních končetin (natažené, podložené, speciální).

1.4 Ozařovací pole v teleterapii

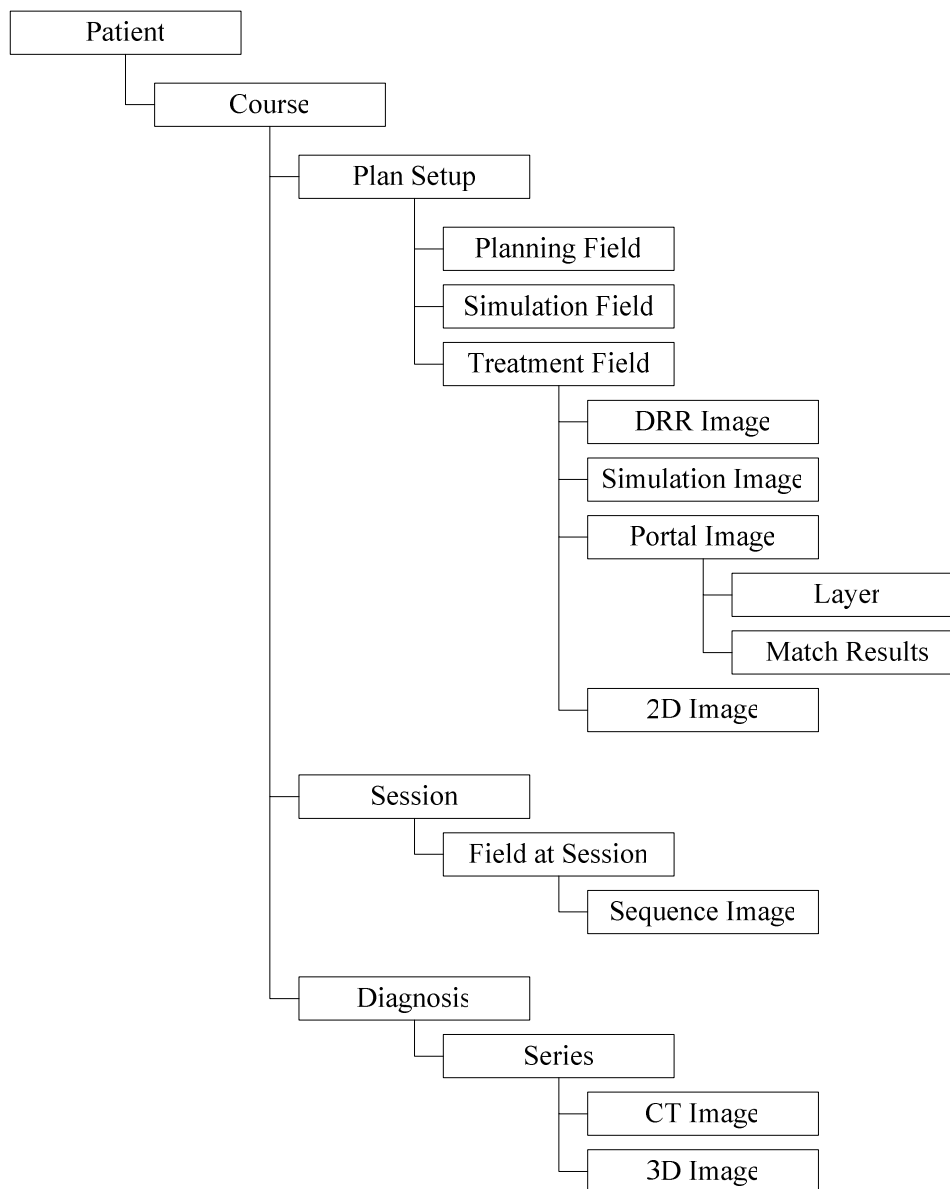
Plocha kůže, kterým záření vstupuje do těla se nazývá ozařovací pole, ozáření z více stran bývá označováno jako ozáření z více polí. Ozařovacím polem je plocha ve vzdálenosti SSD (Source - Skin Distance), nebo SAD (Source - Axis Distance), kolmá na centrální paprsek a vymezená geometrií svazku záření. Velikost pole je určena definitoricky, např. velikost pole určuje křivka spojující body s 50% dávkou ležící v rovině kolmé k ose svazku záření a je možné ji stanovit i dozimetricky. Měla by být taková, aby primární svazek záření zasáhl celé nádorové ložisko. Pole je také možné tvarovat pomocí systému clon a tubusů.

Svazek záření, který je nejprve vymezen pomocí systému clon a tubusů do pravoúhlého tvaru, lze dále přizpůsobit nepravidelnému tvaru nádorového ložiska pomocí vykrývacích bloků, které jsou zhotoveny individuálně pro každého pacienta. Jejich moderní alternativou pro fotonové záření je vícelamelový kolimátor (multileaf colimator, MLC), který se využívá ke konformní radioterapii. Jeho clony jsou rozděleny do mnoha tenkých lamel. Ty mění svoji pozici nezávisle na sobě a tak mohou přizpůsobit tvar svazku záření tvaru cílového objemu. Tvarování ozařovacích polí umožní zvýšení dávky v nádorovém ložisku bez rizika poškození okolních zdravých tkání a orgánů.

S multileaf kolimátorem a konformní radioterapií souvisí i metoda modulovaného svazku záření (IMRT – Intensity Modulated Radiation Therapy). Ta využívá svazky záření o modulované intenzitě. Tím je dosaženo lepšího prostorového rozložení dávky v cílovém objemu a zároveň se šetří okolní zdravé tkáně. ^{[9],[24]}

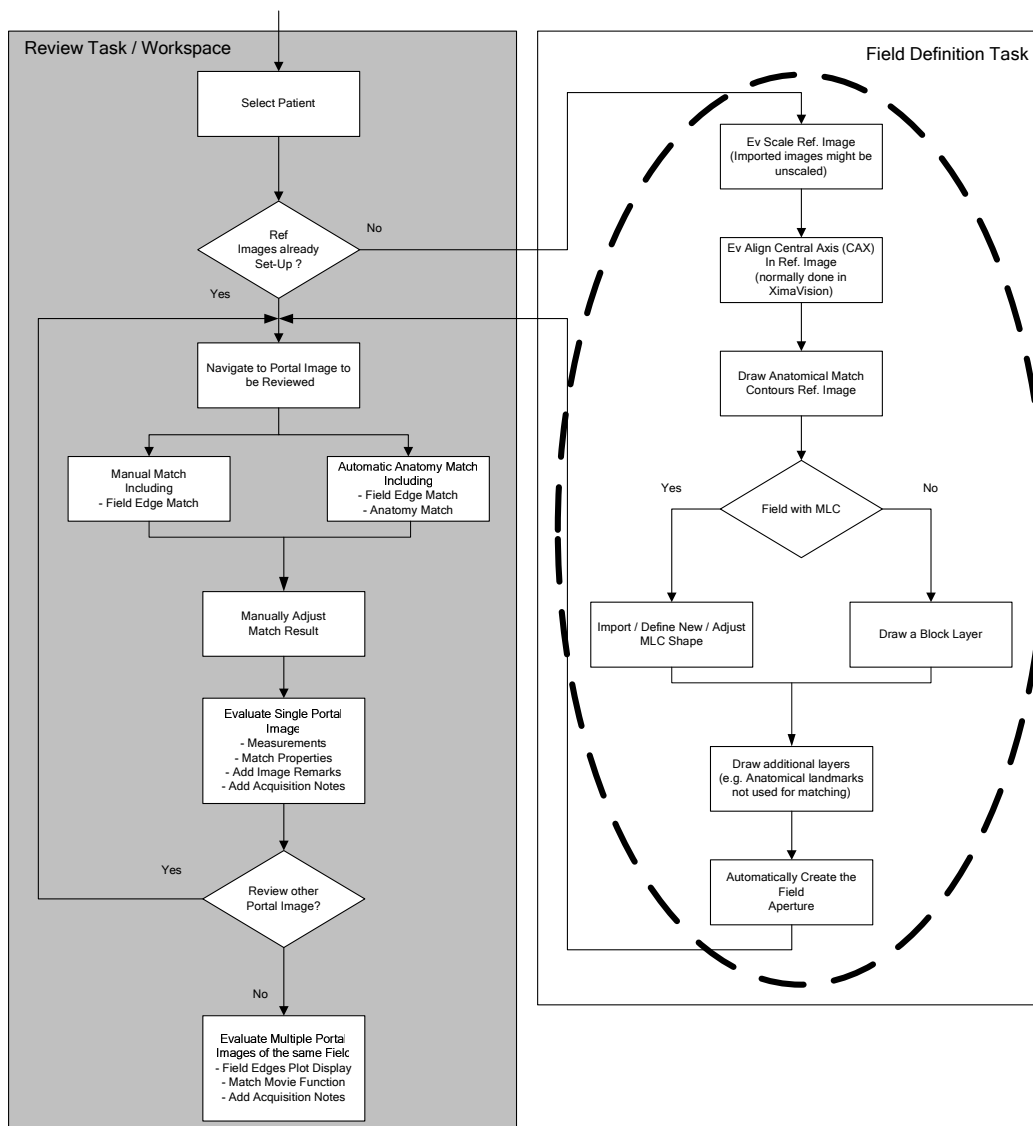
Na Obrázku 1 je popsán přehled položek k vytváření ozařovacího pole v ozařovacím plánu. Samotný postup vytváření ozařovacího pole je zobrazen na Obrázku 2 (vyznačená oblast). Postup při srovnávání obrazu tzv. *matching* je vyznačen na Obrázku 3.

Obrázek 1: Přehled položek k vytváření ozařovacího pole v ozařovacím plánu



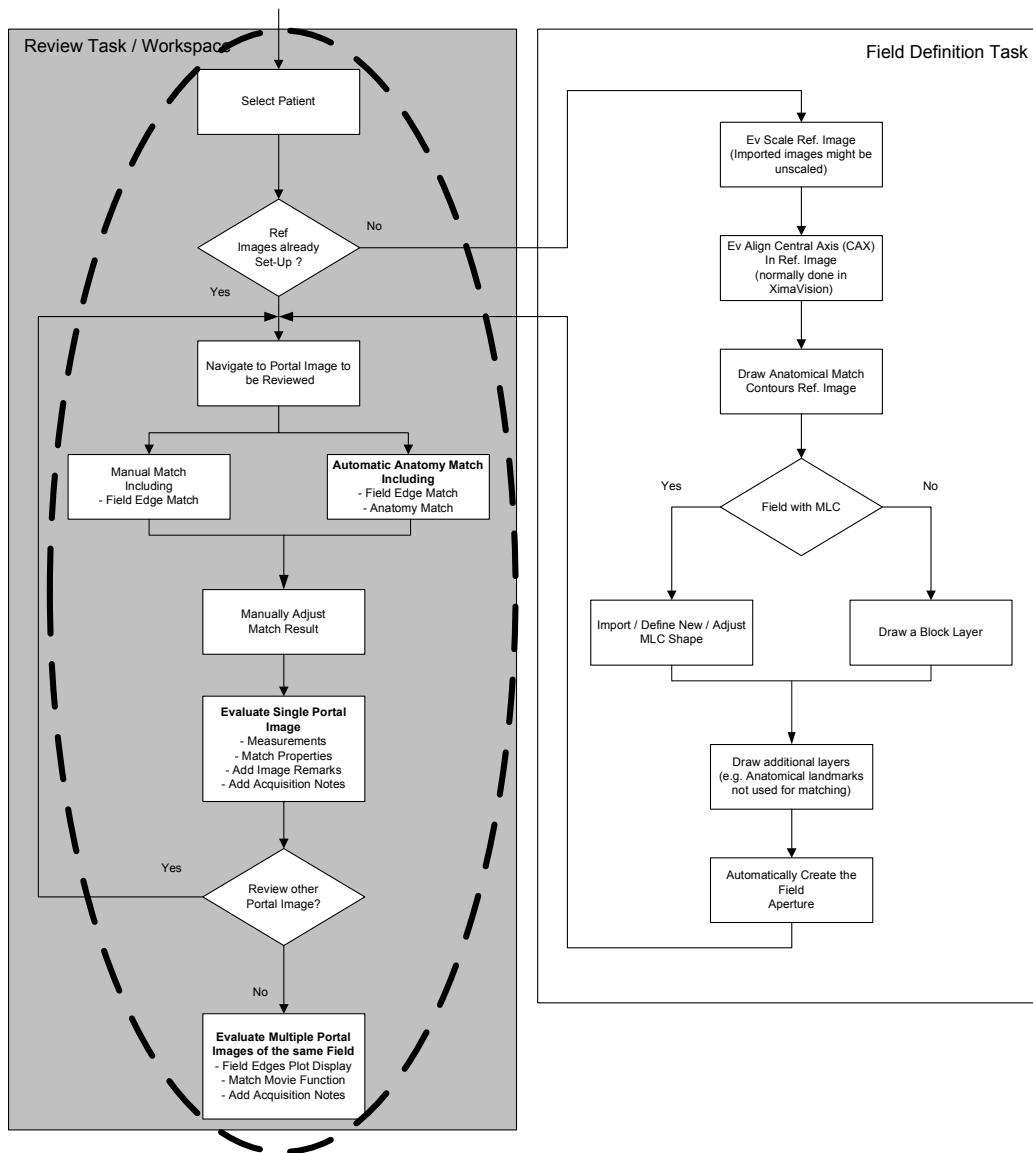
zdroj: Seznam použité literatury ^[20]

Obrázek 2: Vývojový diagram (vyznačená oblast popisuje postup při vytváření ozařovacího pole)



zdroj: Seznam použité literatury [22]

Obrázek 3: Vývojový diagram (vyznačená oblast popisuje postup při srovnávání obrázků)



zdroj: Seznam použité literatury [22]

1.5 Ozařovací techniky

Aby bylo dosaženo co nejlepších výsledků v léčbě maligního onemocnění je potřeba zvolit optimální ozařovací techniku. Při jejím výběru je třeba řídit se několika důležitými hledisky. V první řadě jde o typ léčebného záměru, zda-li je kurativní či paliativní. Dále se volba ozařovací techniky řídí typem, biologickou aktivitou, lokalizací a rozsahem nádoru. Přihlíží se také k předchozí léčbě a celkovému stavu pacienta. V neposlední řadě je nutné hodnotit jaké jsou technické možnosti daného pracoviště. Zda-li je schopné zabezpečit plánovanou léčbu svým přístrojovým i personálním vybavením. ^[9]

Ozařovací techniky pro vybrané diagnózy / oblasti:

- | | |
|----------------------|--------------------------------------|
| ○ oblast hlava - krk | IMRT |
| ○ ca mammae | 2 tangenciální pole, 1 přední pole |
| ○ oblast pánve | IMRT, BOX, T – technika |
| ○ ca plic | 2 kontralaterální pole, 2 kolmá pole |

1.6 IMRT

Technika IMRT (Intensity Modulated RadioTherapy) dovoluje:

- eskalaci dávky v cílovém objemu
- šetření okolních zdravých tkání
- obojí

1.6.1 Princip

Svazek záření je definovaným způsobem znehomogenizován, používá se tvarovaných polí. Nehomogenizace se docílí tak, že pole je rozděleno na soustavu segmentů různého tvaru a různých dílčích dávek. Tvar dílčích segmentů je vymezen MLC (mnoholistový kolimátor).

V klinické praxi se uplatňují dvě metody, které k modifikaci intenzity svazku používají MLC:

- *Step – and – shoot* je technika postavena na superpozici několika dílčích polí (segmentů) rozdílně tvarovaných pomocí MLC, složením se dosáhne požadované modulace svazku. Při daném úhlu gantry je nejprve ozářen první segment. Následně se lamely MLC automaticky posunou a ozáří se druhý segment. Opět se posunou lamely a následuje třetí segment atd. Při pohybu lamel mezi segmenty je záření vypnuto. Po ozáření posledního plánovaného segmentu se změní úhel gantry a celý proces se opakuje pro další pole.
- *Sliding windows* je technika, jejíž princip spočívá v tom, že lamely MLC se během ozáření plynule pohybují napříč svazkem. Software určuje sekvenci a rychlost pohybu lamel, vzdáleností a měnící se rychlostí jednotlivých párů lamel je svazek modulován. ^[11]

1.6.2 Důvod použití IMRT

Technikou IMRT lze dosáhnout:

- a) zvýšení homogenity cílového objemu
- b) zvýšení dávky do cílové objemu při zachování dávky tolerančních dávek v kritických orgánech
- c) nebo při zachování dávky v cílovém objemu snížení dávky v kritických orgánech

Obecně lze charakterizovat pole IMRT větším gradientem dávky. Ozařování IMRT polem zvyšuje požadavky na přesnost postavení a jeho reprodukovatelnost vůči cílovému objemu. Léčba pomocí IMRT vyžaduje kvalitní imobilizaci, protože jedna frakce ozáření může trvat kolem 20 – 30 minut při použití 5 – 10 nedělených polí. ^[15]

citace RNDr. Berkovský Petr

1.7 Fixační pomůcky

K zajištění polohy a její reprodukovatelnosti během ozařování se užívají tzv. **fixační pomůcky**, které napomáhají nastavení správné polohy pacienta a její udržení během ozařování, neboť plní rovněž funkci imobilizační. V mnoha případech je použití fixačních pomůcek podmínkou správného ozáření nádorového ložiska.

Fixační pomůcky napomáhají k reprodukovatelnosti ozařovací polohy. Seznam použitých fixačních pomůcek musí být jednoznačně uveden v ozařovacím protokole konkrétního pacienta. Ozařovací technika ovlivňuje ozařovací polohu a použití fixačních pomůcek. Fixační pomůcky mají být voleny tak, aby pacientovi umožnily udržení požadované polohy během celé frakce ozáření.

Na Onkologickém oddělení Nemocnice České Budějovice a.s. se používá k fixaci pacienta modrý, šedý nebo žlutý program. Mohou se užívat samostatně a nebo v kombinaci. Jedná se o firemně dodávané fixační pomůcky. Na simulátoru, CT nebo lineárním urychlovači by měl být pacient nastaven vždy do stejné ozařovací polohy s využitím vždy stejných fixačních pomůcek.

1.8 Simulátor Acuity

Radioterapeutický simulátor je přístroj, který dokáže simulovat většinu situací ozařovacího procesu v geometrii shodné s geometrií ozařovače. Mezi jeho hlavní použití patří lokalizace a simulace ozařovacího plánu. K simulaci svazku záření ozařovače využívá simulátor relativně nízkoenergetické záření rtg lampy. Simulátor má nezastupitelnou úlohu v procesu plánování radioterapie.

Simulátor Acuity je zástupcem nejnovější generace radioterapeutických simulátorů s detektorem obrazu na bázi amorfního křemíku a SW vybavením pro digitální zpracování obrazu.

Práci se systémem *Acuity* zprostředkovávají dva podsystémy - *Acuity Control System* ovládající samotný simulátor a *Acuity Vision* pro získávání a zpracování obrazu. Celé zařízení je s ostatními pracovními stanicemi ozařoven propojeno sítí *Varis Vision*.

Kontrola parametrů radioterapeutických simulátorů. ^{[5], [10]}

1.8.1 Polohovací systém

➤ Gantry

Rameno obsahuje rentgenku, kolimátor, světelný zdroj a optický dálkoměr. Lze jej otáčet o 185° v obou směrech.

➤ Couch

Stůl pro ukládání pacienta je motoricky pohyblivý svisle, podélně, příčně a lze jej otáčet až o 100° na obě strany. Lze jej přepnout do režimu plovoucí desky, což umožňuje ruční nastavení v podélném a příčném směru. Maximální zatížení stolu je do hmotnosti 250 kg s podmínkou rovnoměrného rozložení.

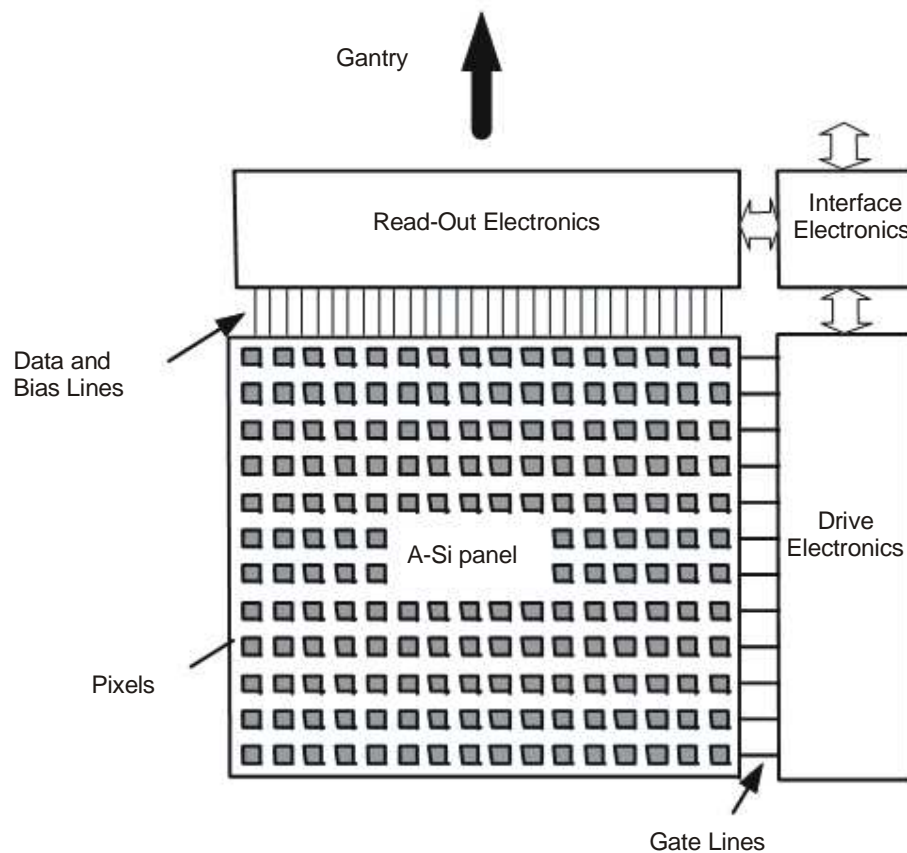
➤ Imager

Detektor obrazu obsahuje matici detektorů z amorfního křemíku (aSi) s příslušnou elektronikou, která konvertuje získaný signál pro zobrazení na monitoru počítače. Detektor je pohyblivý pomocí motorizovaného ramene (Exact Arm) a nastavitelný v pracovní poloze svisle, podélně a příčně nebo je možné Imager zasunout do základní klidové polohy. ^[10]

➤ Princip detektoru

Scintilátor v detekční jednotce převádí dopadající rtg záření na viditelné světlo. Světlo je snímáno polem fotodiod na panelu z amorfního křemíku. Fotodioda integruje dopadající světlo jako nábojové množství. Citlivá oblast detektoru má velikost 40 x 30cm. Elektronika detektoru dovozuje náboje z obrazových bodů - pixelů do čtecích obvodů aktivováním matice pixelů řada po řadě zatímco je čteno ze sloupců.

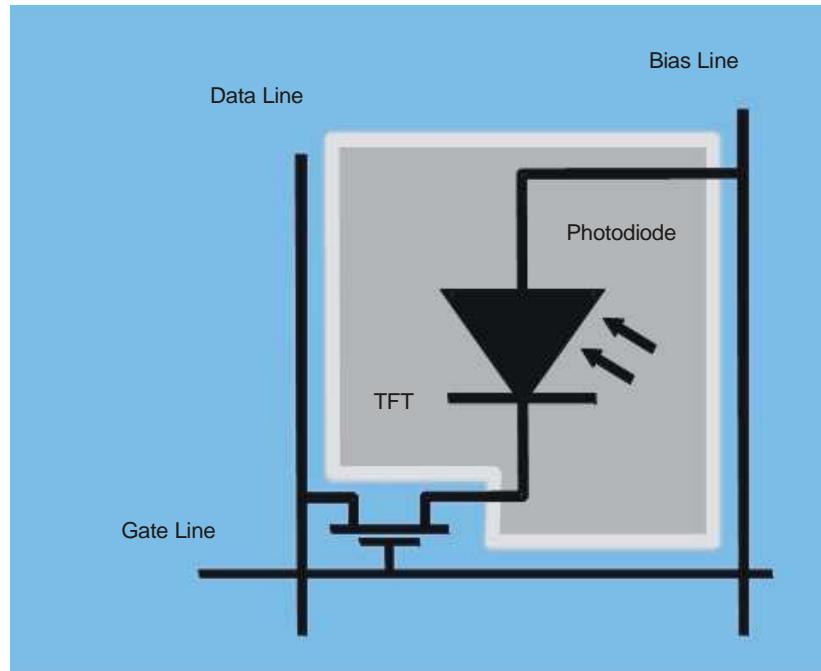
Obrázek 4: Funkční schéma detektoru obrazu na bázi aSi



zdroj: Seznam použité literatury^[19]

Každý obrazový bod - pixel aSi panelu se skládá z fotocitlivé diody a tenkovrstvového tranzistoru (TFT). Fotodioda funguje jako kapacitor, odezva na dopadající světlo je integrována a uchována ve formě elektrického náboje. Při aktivování řídicí elektrody TFT tranzistoru - gate line, je tranzistor ve vodivém stavu a náboj akumulovaný ve fotodiodě je čten po datovém vodiči - data line.

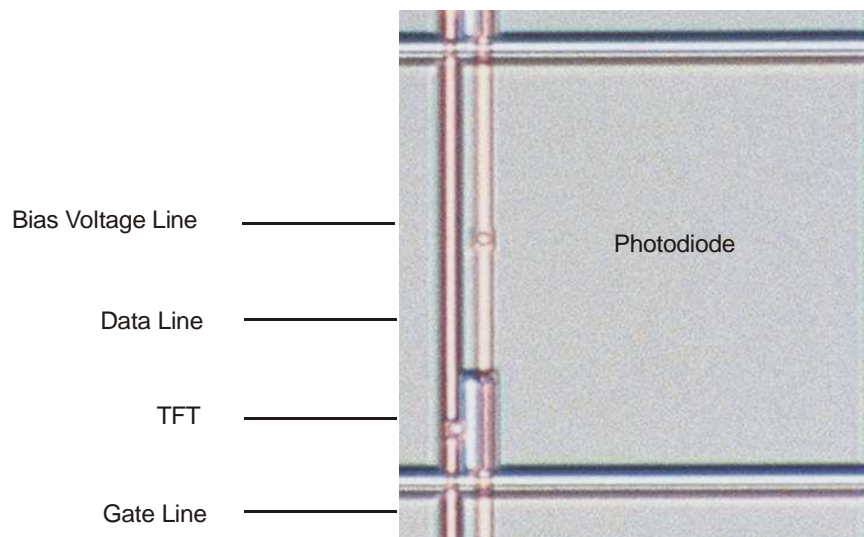
Obrázek 5: Vytvoření pixelu detektoru aSi



zdroj: Seznam použité literatury^[19]

Obrázek ukazuje mikroskopický pohled na jeden obrazový bod - pixel. K zachycení co možná nejvíce světla zaujímá dioda max. plochu pixelu.

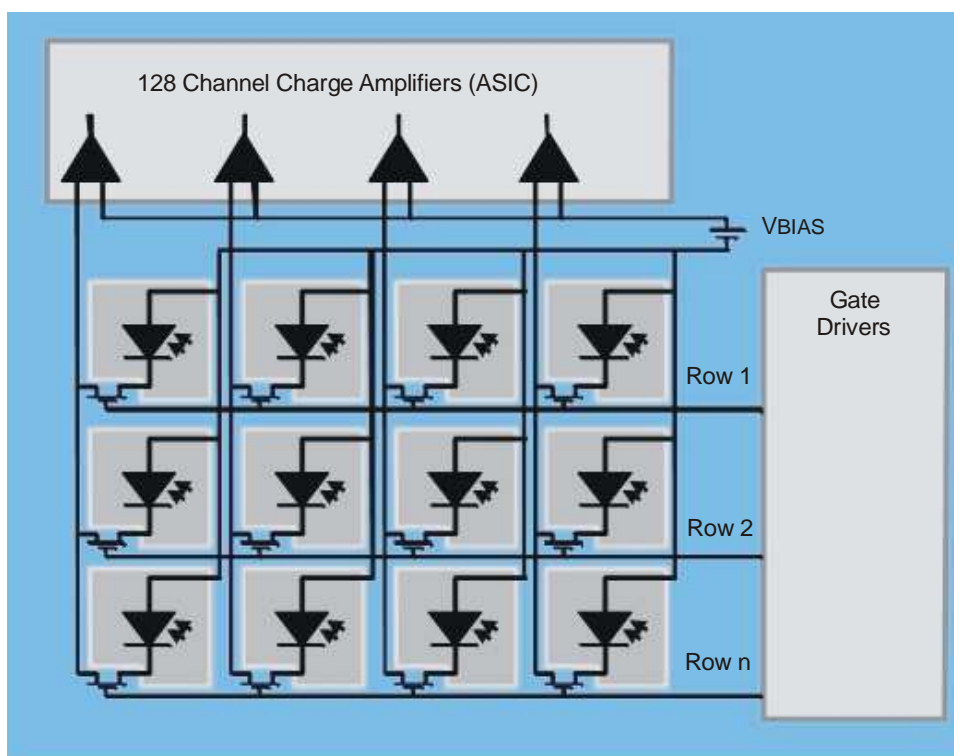
Obrázek 6: Pixel detektoru aSi pod mikroskopem



zdroj: Seznam použité literatury^[19]

Pro tvorbu obrazu jsou pixely sestaveny do matice. Elektronika ovládání vstupů aktivuje první řadu, tzn. všechny TFT tranzistory, celé řady pixelů jsou přepnuty do vodivého stavu. Náboje držené ve všech diodách (kapacitorech) dané řady jsou tak převedeny na čtecí elektroniku, která má jeden zesilovač pro každý sloupec. Jakmile je řada přečtena, systém přepne na další řadu a tak dále, až je sejmut celý obraz.

Obrázek 7: Schéma části pole detektoru



zdroj: Seznam použité literatury^[19]

Výhodou detektoru tohoto typu je vysoká kvalita a kontrast snímaného obrazu. Oproti systému se zesilovačem obrazu jako detektorem odpadá nutnost získaný obraz digitálně korigovat na zkreslení způsobené magnetickým polem. Další výhodou je, že stejný princip získání obrazu lze užít i pro vysokoenergetické záření lineárního urychlovače. V tomto případě je jiný *pouze scintilátor*.

Technologie zobrazení pomocí aSi vyžaduje odlišné nastavení rtg svazku pro fluoroskopické i radiografické techniky. Obecně jsou hodnoty vyšší oproti systému se

zesilovačem obrazu. Nicméně díky novým možnostem tzn. pulsnímu fluoro a obrazem řízené simulaci zůstává dávka na pacienta stejná a v některých případech i nižší.

Pro potřeby ověřování postavení ozařovacích polí je důležité, že obraz z aSi detektoru je na monitoru *in time* ve správné geometrii a ne až po korekci jako je tomu u detektoru na principu zesilovače obrazu. ^[19]

1.9 Lokalizace nádoru na simulátoru

Správná lokalizace nádoru má prvořadou důležitost při vypracování ozařovacího plánu, a proto se jí věnuje největší péči. Udává nejen velikost a tvar nádorového ložiska, ale hlavně jeho topografické vztahy, určuje umístění nádoru v lidském těle a jeho vztah k okolí. U povrchově ležících nádorů není lokalizace obtížná. U nádorů ležících v hloubce však správná lokalizace vyžaduje dobré anatomické znalosti. Nikdy nesmí být opomenuta doplňující vyšetření, která zpřesňují uložení nádoru nebo orgánu, který je nádorem postižen. Správné stanovení rozsahu ozařovaného ložiska a jeho topografie by mělo odstranit největší slabinu radioterapie, tj. *možnost plného zasažení nádoru svazkem záření*. Do oblasti nádoru se musí dostat maximální množství záření, naopak zdravé tkáně je nutné ozářit co nejméně a některým je nutné se pokud možno vyhnout. Pokud by nádor byl ozářen jen z jedné strany, tkáně před ním by byly ozářeny více než nádor a přivrácená strana nádoru více než strana odvrácená. Z tohoto důvodu se používá ozáření z více stran. Lokalizace nádoru se má provádět v poloze pacienta, v níž předpokládáme, že budeme pacienta ozařovat. ^{[24], [8]}

1.9.1 Postup při lokalizaci

V první fázi je nutná příprava dokumentace, kdy je pacientovi založen nový ozařovací záznam (předpis) či je vyhledán již existující ozařovací záznam v archívu. Vytvoří se záznam pacienta v systému *Varis (New Patient)* a vloží se základní identifikační údaje. Totožnost pacienta je ověřena ústním dotazem. Pacientovi je pořízena fotografie a následně přenesena do záznamu v síti *Varis*. V další fázi je pacient poučen o výkonu (případně o výrobě fixačních termoplastických masek, či dotaz na alergii při případném použití kontrastních látek) společně se stručným seznámením s navazujícími

výkony souvisejícími s radioterapií. Pacient si odloží oblečení a odstraní všechny kovové materiály z lokalizované oblasti (šperky, zubní náhrady). Pacienta je uložen do ozařovací polohy na ozařovací stůl s použitím vhodných fixačních pomůcek (ozařovací polohu a způsob fixace určuje radiační onkolog). Pacientovi je zde zhotovena individuální fixace a zakresleny značky pro nastavení pomocí laserů. Zvolená ozařovací poloha odpovídá předpokládané ozařovací technice (reprodukovatelnost, stabilita, komfort). Radiologický asistent zaznamená do ozařovacího záznamu druh fixačních pomůcek a popis ozařovací polohy (zcela identickou polohu zaujímá pacient během přípravy radioterapie i během každé frakce ozáření). Následuje lokalizace tumoru, kdy se umístí rameno, detektor obrazu a ozařovací stůl s pacientem do požadované vzájemné polohy. Nastaví se vhodný zobrazovací režim a expoziční parametry. Podle požadavků radiačního onkologa se mohou umístit rtg kontrastní značky na kůži do zobrazované oblasti (příp. aplikace kontrastní látky). Pořízení snímku (ev. skiaskopická kontrola). Radiační onkolog určí polohu středu svazku, rozsah a hustotu CT skenů vůči zobrazeným anatomickým strukturám (CT skeny zahrnují oblast cílového objemu s bezpečnostním lemem, rozsah CT skenů je indikován polohou drátků Y1 a Y2). Uložení obrazu do záznamu pacienta a následné vytisknutí a vložení obrazu do ozařovacího předpisu. Radiologický asistent zakreslí průměty laserových zaměřovačů na kůži pacienta zelenou zakreslovací barvou (případně nalepení náplasti na termoplastickou fixační masku a zakreslení značek na náplast lihovým fixem). Pacient je sundán z ozařovacího stolu a je poučen o nutnosti uchování čerstvých značek a o dalším průběhu procesu radioterapie. Ve svlékacím boxu se oblékne a podle podaných informací odchází nebo vytrvá v čekárně ozařoven. Provede se zápis do knihy simulátoru a zadají se provedené výkony v NIS (Nemocniční Informační Systém).^[23]

1.10 CT

Plánování radioterapie obvykle vychází z dat získaných při výpočetní tomografii (CT), která poskytuje kvalitní informace o obrysu těla a orgánů i o jejich hustotě. 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. Zakreslené značky, na kůži pacienta, jsou označeny rtg kontrastní látkou (jemný drátek). Přesné uložení pacienta je dosaženo s pomocí nejméně jednoho podélného a nejméně dvou bočních laserových zaměřovačů. Skeny se zhotoví vždy v označeném průmětu (postavení CT stolu v pozici 0), další na horním a dolním okraji lokalizovaného objemu (platí: „ čím přesnější technika, tím menší vzdálenost mezi skeny“). Pro zpřesnění plánování radioterapie se informace získané pomocí CT doplňují informacemi z dalších zobrazovacích modalit, jako je MR (Magnetic Resonance), PET (Positron Emission Tomography), SPECT/ CT (Single Photon Emission Computed Tomography / Computed Tomography) a UZ (Ultrasonography).^{[1], [12]}

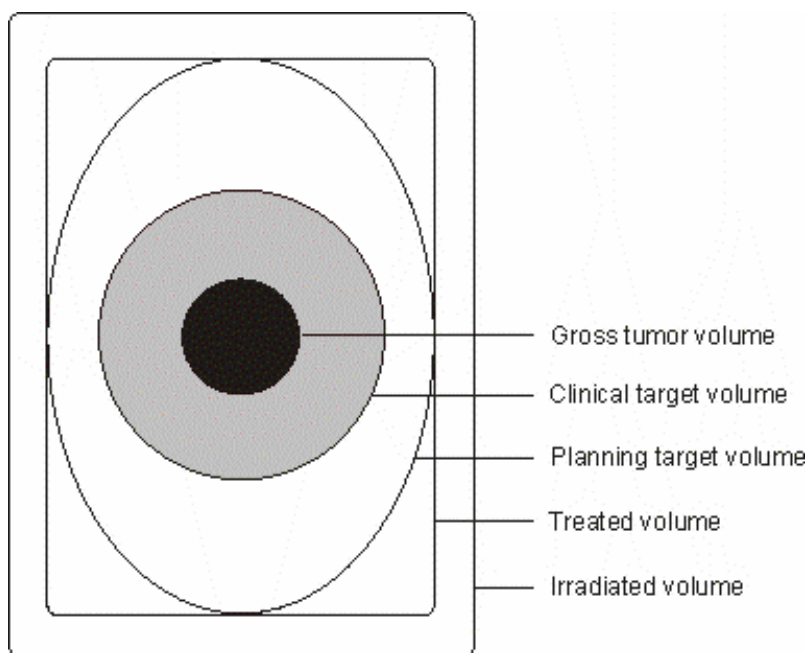
1.11 Plánovací systém

Jako plánovací systém je označován výpočetní systém, který na importovaných CT obrazech umožňuje provést naplánování ozaření. V současnosti se používají systémy, které umožňují nejméně 3D plánování využívající série CT obrazů (obvykle v rozestupu 5 – 20 mm). Plánovací systém umožňuje konturování oblastí zájmu (cílový objem, rizikové orgány) na CT řezech, výběr ozařovače a druhu záření s příslušnou energií, volbu vhodné ozařovací techniky a modifikaci svazku záření (tvarování polí, klínové filtry, kompenzátory). Plánovací systém zobrazuje vyznačené struktury z pohledu svazku záření (BEV – beam's eye view) a je schopen vytvořit *digitálně rekonstruovaný rentgenogram* (DRR – digitally reconstructed radiograph). Optimalizace plánu se provádí po vyhodnocení dávkově objemových histogramů (Dose - Volume Histogram, DVH), které znázorňují expozici cílového objemu a rizikových orgánů. Dále moderní systémy dokáží fúzovat CT a MR obraz, event. i PET obraz s CT. Tím se významně zpřesní určení cílových objemů.

Na jednotlivých CT řezech vyznačí lékař kontury cílového objemu a kritických orgánů. Podle doporučení International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) č. 50 se definují základní objemy:

1. *objem nádoru* (gross tumor volume – GTV)
2. *klinický cílový objem* (clinical target volume – CTV)
3. *plánovací cílový objem* (planning target volume – PTV)
4. *léčebný objem* (treated volume - TV)
5. *ozářovaný objem* (irradiated volume - IV)

Obrázek 8: Objemy v plánování



zdroj: Seznam použité literatury ^[1]

Dávka záření se specifikuje dle doporučení ICRU č. 50 do izocentra, které má být lokalizováno přibližně uprostřed cílového objemu. Dávka v izocentru je normalizována na hodnotu 100 %. Doporučené kolísání dávky v plánovacím cílovém objemu by se mělo pohybovat v rozmezí 95 – 107 % a provádí se podle dávkově objemových histogramů (DVH). ^{[1], [7]}

1.12 Simulace ozařovacího plánu

Při simulaci vybraného ozařovacího plánu je pacient v ozařovací poloze s fixačními pomůckami (příp. s dalšími modifikátory svazku záření) uložen na polohovací stůl simulátoru, kde je podle značek na kůži zaměřen laserovými paprsky. Posoudí se souhlas reálných hodnot a ozařovacích podmínek pro každé pole s hodnotami na výtisku z plánovací konzole a ve verifikačním systému (druh a energie záření, zdroj záření, velikost pole, úhel gantry, kolimátoru, ozařovacího stolu, použití klínů, stínících bloků, kompenzátorů, bolusu, SSD, monitorovací jednotky – MU). Provede se simulační snímek pro každé pole, který může sloužit k verifikaci na ozařovači jako referenční snímek. Na kůži pacienta se zakreslí středy polí a průmět izocentra. ^[1]

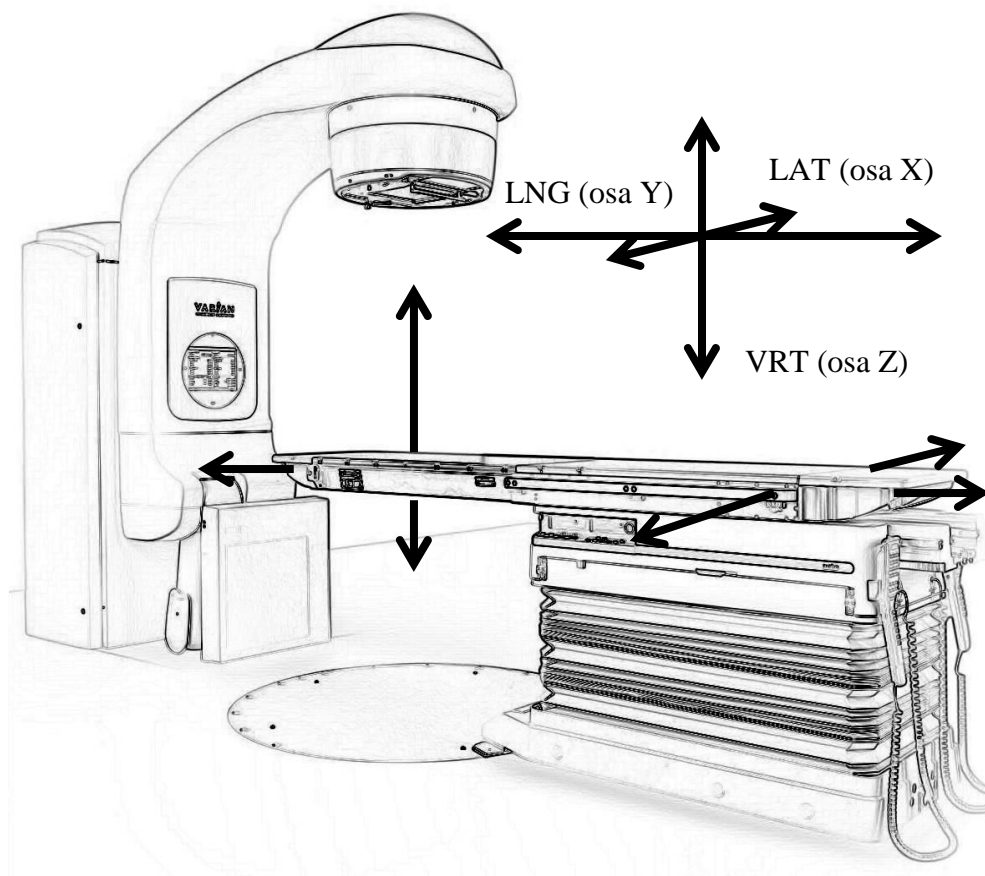
1.12.1 Postup při simulaci

Pacient je poučen o výkonu simulace a především o zachování nehybnosti v jejím průběhu. Ve svlékacím boxu si odloží oblečení podle simulované oblasti. Radiologický asistent připraví fixační pomůcky a podložky pod pacienta na ozařovací stůl.

Pacient je uložen do ozařovací polohy na ozařovací stůl s použitím stejných fixačních pomůcek jako při lokalizaci a plánovacím CT vyšetřením (ozařovací poloha a fixační pomůcky jsou jasně a jednoznačně definovány v ozařovacím záznamu pacienta).

Stolem se najede do polohy pro simulování a dorovná se poloha pacienta tak, aby se laserové zaměřovače promítaly přesně do výchozích značek zakreslených při lokalizaci na kůži pacienta (případně na fixační termoplastické masce). Tím je pacient srovnán ve všech třech osách / rovinách (vertikální, longitudinální a laterální).

Obrázek 9: Simulátor Acuity s vyznačením rovin pohybu stolu (bez rotace)



zdroj: Seznam použité literatury ^[25] (graficky upraveno).

Podle údajů v ozařovacím plánu jsou provedeny posuny do izocentra v osách:

- X – laterální
- Z – vertikální
- Y – longitudinální

Pro posun ve správné rovině je nutné zadat opačnou hodnotu než je uvedena v ozařovacím plánu (znaménko + měníme na – a naopak). Zakreslíme provizorní značky (průměty laserových zaměřovačů) fixem na kůži pacienta pro detekci případného pohybu během procesu simulace. Porovná se vzdálenost od desky stolu / od podložky do výšky izocentra s naměřenou hodnotou v ozařovacím plánu (v případě výraznější odchylky ověříme polohu pacienta, či správné posunutí v osách X, Y a Z).

Dalším krokem je vlastní simulace ozařovacího plánu. Ve verifikačním systému *Varis*, se otevře záznam pacienta a vybere se plán, který se bude simulovat a nastaví se všechny parametry pole podle údajů v ozařovacím plánu (úhel gantry, úhel kolimátoru, úhel otočení stolu, velikost pole – drátky X a Y, popřípadě X1, X2, Y1, Y2, vykrývací bloky).

Na monitoru pracovní stanice jsou otevřena dvě okna *View*, do pravého natáhne DRR obraz aktivního pole. Poté se vytvoří simulační snímek:

Radiační onkolog porovná simulační snímek s DRR obrazem, ověřuje polohu pacienta, polohu ozařovacího pole vůči anatomickým strukturám a kritickým orgánům a ověřuje vhodnost ozařovacího plánu:

- Podle požadavku radiačního onkologa lze upravit polohu svazku vůči pacientovi a ověřit na nově pořízeném snímku nebo lze provést drobné korekce ozařovacího plánu, např. drobné změny velikosti pole nebo poloh listů MLC
- Radiační onkolog může provést kontrolu projekce listů MLC na kůži pacienta po zapnutí *DSP (Digital Shape Projection)*.

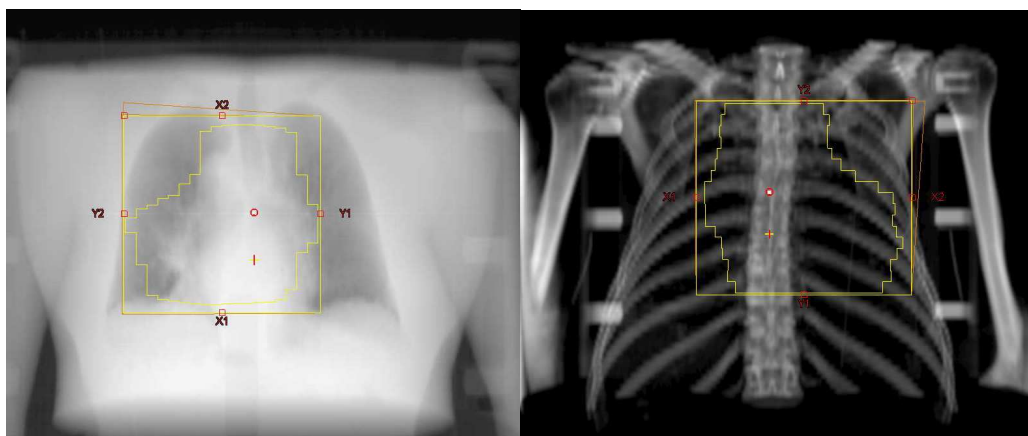
Po schválení radiačním onkologem se přiřadí definitivní snímek k aktivnímu poli, zkontrolujeme všechny ukládané parametry a uložíme. Stejným způsobem jsou postupně ověřena všechna ostatní pole daného ozařovacího plánu. Ověří se, zda nedošlo během procesu simulace k pohybu pacienta (podle provizorních značek). Zakreslí se průměty laserových zaměřovačů na kůži pacienta nebo na fixační masku (na nalepenou náplast) červenou (fialovou) zakreslovací barvou nebo červeným fixem.

Pacienta je sundán z ozařovacího stolu a opětovně poučen o nutnosti uchovat červené značky a o dalším průběhu procesu radioterapie. Ve svlékacím boxu se oblékne a opustí pracoviště simulátoru. ^[23]

1.12.2 DRR

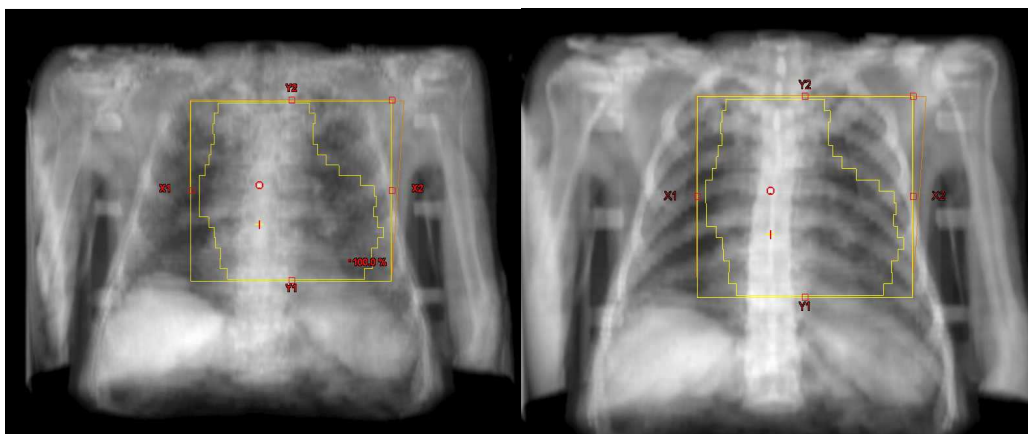
DRR (digitálně rekonstruovaný rentgenogram) slouží jako referenční snímek pro verifikaci postavení ozařovacích polí. Po zaslání CT skenů do plánovací konzole lze v plánovacím systému vytvořit DRR snímek. Druhy DRR jsou podle toho, v jaké anatomické oblasti je lokalizováno nádorové ložisko. Druh DRR, který vygeneruje plánovací systém z CT skenů, si řídí lékař. Na výběr je ze 4 odlišných druhů (viz. Obrázek 10, 11). Transverzální CT skeny se přenesou do plánovací konzole, kde lze z nich vygenerovat DRR v libovolně zvolené rovině.

Obrázek 10: DRR plicní (vlevo) a DRR kostěný (vpravo)



zdroj: ONO Nemocnice České Budějovice a.s.

Obrázek 11: DRR měkkých tkání (vlevo) a DRR balancovaný (vpravo)



zdroj: ONO Nemocnice České Budějovice a.s.

1.13 Verifikační systém

Přenos dat a vzájemnou komunikaci mezi jednotlivými prvky procesu ozáření zajišťuje verifikační systém. Verifikační systém je někdy označován jako **RV** systém (z angl. **R**ecord and **V**erify). Je tvořen pracovními stanicemi, plánovacím systémem a serverem propojených datovou sítí s propojením na plánovací CT, MR atd. V ideálním případě je do pracovní stanice ozařovače integrován i modul pro in-vivo dozimetrii. Při vstupu pacienta do léčby zářením jsou do systému zadány jeho identifikační údaje a ozařovací předpis. Ze simulátoru jsou do verifikačního systému ukládány parametry jednotlivých polí a následně jsou transportovány do ozařovače. Z plánovacího systému jsou navíc přenášeny údaje o modifikátorech svazku záření, dávce a monitorovacích jednotkách. Ozařovač je potom schopen automaticky nastavovat ozařovací parametry u konkrétního nemocného na základě údajů verifikačního systému. Verifikační systém tak napomáhá zajištění kvality a bezpečnosti provozu, monitoruje počet frakcí, dávku na frakci a celkovou předepsanou dávku. Pro usnadnění práce s verifikačním systémem je SW vybaven souborem závor, které zabrání startu ozáření nebo pokračování v případě, že by tímto došlo k překročení povolených odchylek nebo nastavených limitů. Při konfiguraci systému jsou akční limity pro spuštění závor zadány do tzv. tolerančních tabulek. Toleranční tabulky, které se vztahují k parametrům dotčeným v této práci jsou uvedeny v *Příloze 7 - 9*. K ověření správnosti nastavení pacienta slouží snímky polí získané na ozařovači, tzv. *verifikační snímky*. Obraz pole generovaný zářením prošlým zeslabovacím objektem (pacient) lze na lineárním urychlovači získat bez použití filmového materiálu pomocí elektronického detekčního zařízení (EPID). ^{[7], [13]}

1.14 EPID

Elektronický portálový zobrazovací systém (EPID) je zařízení pro získání obrazu pomocí vysoce energetického fotonového záření. Portálový vyhodnocovací systém je zobrazovací systém, který se skládá z detektoru umístěného na mechanickém rameni umístěném na gantry a propojeného se čtecím a vyhodnocovacím zařízením. Rameno lze vysunout pod stůl pro expozici snímků a zatáhnout zpět po ukončení expozice. Tuto sestavu lze užít i k verifikaci polohy pacienta na ozařovacím stole těsně před zahájením ozařování. Vznik obrazu je podmíněn různou hodnotou zeslabení záření v příslušné části těla. Obraz z portálového zobrazování umožňuje zodpovědnému pracovníkovi posoudit přesnost nastavení pacienta ve srovnání s plánem. Využívá se pro verifikaci polohy pacienta před, v průběhu nebo bezprostředně po ukončení záření. Portálové zobrazování Portal Vision umožňuje přímou korekci nastavení pacienta o zjištěnou odchylku v rámci stanovené tolerance. Počet monitorovacích jednotek se používá 1-2 MU. Detektor pro portálové zobrazování typu aSi se skládá ze třech vrstev. Princip je stejný jako u detektoru použitého u simulátoru Acuity. ^[17]

1.14.1 XVI – portál – planar view

S rozvojem moderních radioterapeutických metod, které minimalizují objem, cílový objem a objem ozařované tkáně je silně spjat rozvoj verifikačních technologií, které umožňují ověřovat správnost pozice pacienta v průběhu ozařování a tudíž nás informují, zda je předepsaná dávka distribuována do správné lokalizace. Klasické portálové zobrazování se doplňuje o možnost získat před ozářením obraz s vyšším rozlišením pořízený kilovoltážním zdrojem stejným způsobem jako na simulátoru. Zjištěné hodnoty odchylek jsou korigovány posuvem stolu s pacientem. Tato modalita se nazývá obrazem řízená radioterapie, *IGRT* (Image – guided Radiation Therapy). Přesto portálová verifikace má své místo v ověřovacím procesu radioterapie. Jistou obdobou je *planar view*, které ale využívá kilovoltážní zdroj záření a sním spojené lepší zobrazovací rozlišení. ^[16]

1.15 Verifikace

(z lat. *verum facere*, činit pravdivým)

Verifikace obecně:

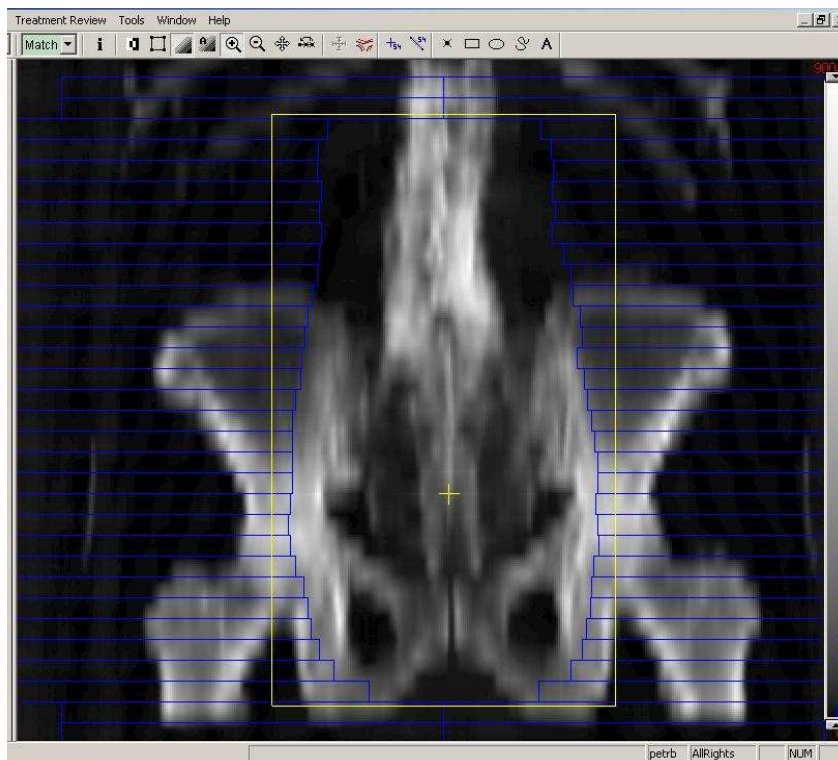
- Soubor operací, které umožňují dokázat platnost nějaké hypotézy tím, že se její důsledky srovnávají se zkušeností,
- Ověřování platnosti úsudku formální analýzou. [26]

1.16 Faktory ovlivňující velikost odchylek

a) Rozlišení DRR snímku

Čím je vzdálenost mezi transversálními skeny větší, tím horší DRR vygeneruje plánovací systém. Málo kvalitní DRR jsou špatně srovnatelné s ostatními snímky (viz. Obrázek 12).

Obrázek 12: DRR zhotovený z CT řezů se vzdáleností 10 mm mezi CT snímky



zdroj: ONO Nemocnice České Budějovice a.s.

b) Nepřesné nastavení pacienta

Snahou radiologického asistenta je uložit pacienta přesně na průměty laserových zaměřovačů směřujících do středů zakreslených značek na těle pacienta. Radiologický asistent proto vždy po srovnání jednoho středu křížku do laserového zaměřovače se musí ujistit, zda provedeným posunem pacienta jsou ostatní značky přesně zaměřeny.

c) Nepřesná kontura křížků při simulaci

Při zakreslování křížků je použita špejle se seříznutou špičkou, která se namáčí v lahvičce s barvicím roztokem. Pro simulační pole se volí zelená barva - roztok na bázi dusičnanu stříbrného s barvivem *Veridin*, pro ozařovací pole se volí barva červená - roztok na bázi dusičnanu stříbrného s barvivem *Fuchsin*. Psychická a fyzická vyrovnanost radiologického asistenta hraje důležitou roli při zakreslování značek na obnaženou část pacienta (eliminace nežádoucích faktorů např. „třesu rukou“). Radiologický asistent po ztlumení osvětlení v místnosti rozsvítí laserové zaměřovače a zakreslí jejich obrys na těle pacienta v dostatečné velikosti. Pokud je těchto zakreslených značek / křížků více, je aktuální křížek zvýrazněn kolečkem při jeho středu. V případě nízké viditelnosti křížků (důvod: osobní hygiena pacienta) je nutno překreslení. A právě překreslení může být potencionální možností vzniku odchylek.

d) Nespolupráce pacienta (pohyb)

K úspěšnému provedení léčby zářením je nutná úzká spolupráce nemocného. Je dobré, když je pacient plně informován o tom, co se s ním bude dělat, co všechno ho čeká a čemu se má vyhnout, aby (nevědomky) nemařil naše úsilí. ^[8]

e) Nepřesnosti dotčených parametrů simulátoru

Nepřesnost posuvných a úhlových stupnic přístroje (viz. Tabulka 1)

Tabulka 1: Tolerance dotčených parametrů simulátoru Acuity

(*tolerance použitých nástrojů SW Acuity Simulation)

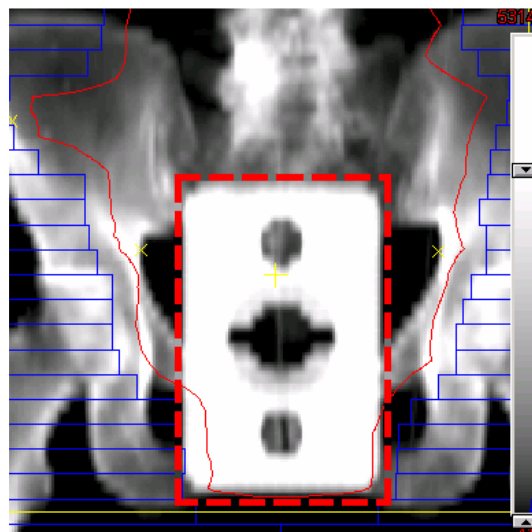
isocentrum při	tolerance
rotaci kolimátoru	$\leq 1,0\text{mm}$
rotaci ramene	$\leq 1,0\text{mm}$
rotaci stolu	$\leq 2,0\text{mm}$
souhlas	tolerance
rad. pole vs. sv.pole vs. rotace kolimátoru	$\leq 1,0\text{mm}$
rad. pole vs. sv.pole vs. vymežovací drátky	$\leq 1,0\text{mm}$
odečty polohy	tolerance
rotace ramene	$\pm 0,5^\circ$
rotace kolimátoru	$\pm 0,2^\circ$
rotace stolu	$\pm 1^\circ$
vymežovací drátky	$\pm 1\text{mm}$, indiv. $\pm 0,5\text{mm}$ vůči isocentru
SSD	$\pm 2\text{mm}$ v rozsahu 80 – 120mm
detektor	$\pm 3\text{mm}$, reprodukovatelnost $\pm 5\text{mm}$
stůl podélně, příčně, vertikálně	$\pm 2\text{mm}$
délková měření*	2mm nebo 1%, co nastane dříve

zdroj: Seznam použité literatury^[18]

f) Přítomnost obrazu zámků fixace v oblasti pánve

Zámek fixačního zařízení je vložen do ozařovací desky (ozařovače, simulátoru a CT). Při hodnocení odchylek ztěžuje samotnou verifikaci svou přítomností a velikostí (zmenšuje oblast pro zakreslení struktur). Viz. Obrázek 13.

Obrázek 13: DRR snímek pánve se zámkem fixačního zařízení



zdroj: ONO Nemocnice České Budějovice a.s.

g) Subjektivní hodnocení

Subjektivní hodnocení verifikace je diskusního charakteru. Každý radiologický asistent má jiné subjektivní vnímání hodnocení.

h) Celková doba verifikace

Při dlouhém době verifikace se zvyšuje možnost pohybu pacienta, a tím ke vzniku významných odchylek v nastavení. Tato skutečnost nabývá na významu hlavně při technice IMRT, kde je použito mnoho ozařovacích polí a tudíž stoupá celková doba ozařování.

i) Váhový úbytek pacienta

Váhový úbytek pacienta při průběhu léčby zářením má vliv na velikost odchylek. Klasické frakcionační schéma užívané v kurativní teleradioterapii trvá 6 týdnů (dávka na frakci 2 Gy / den do celkové dávky 60 Gy). Tělesná hmotnost během těchto šesti týdnů může výrazně kolísat a tím dát vznik odchylkám.

2. CÍL PRÁCE A HYPOTÉZA

2.1 Cíl práce

Cílem práce je vyhodnocení obou metod verifikace postavení ozařovacích polí na simulátoru Acuity z hlediska časové náročnosti a odchylek polohy.

Druhým cílem práce bylo posouzení obou metod z hlediska podmínek při verifikaci postavení ozařovacích polí na simulátoru Acuity.

2.2 Hypotéza

Při verifikaci ozařovacích polí se více využívá porovnání anatomických struktur verifikačního snímku na simulátoru s DRR snímku, než jejich fúze (realita klinické praxe).

3. METODIKA

Metodiku pro tuto práci jsem rozdělil na 2 části

- část získání dat
- část pro zpracování dat

V části pro získání dat jsem se musel řídit následujícími omezeními:

1. Nebudu mít samostatný přístup do verifikačního systému *Varis*,
2. Budu provádět jen takové úkony s daty uloženými v systému *Varis*, jejichž provedení nevyžaduje uložení výsledků.

Ad.1 Z důvodu zabezpečení dat a ochrany dat pacienta mají přístup do systému pouze vybraní pracovníci oddělení.

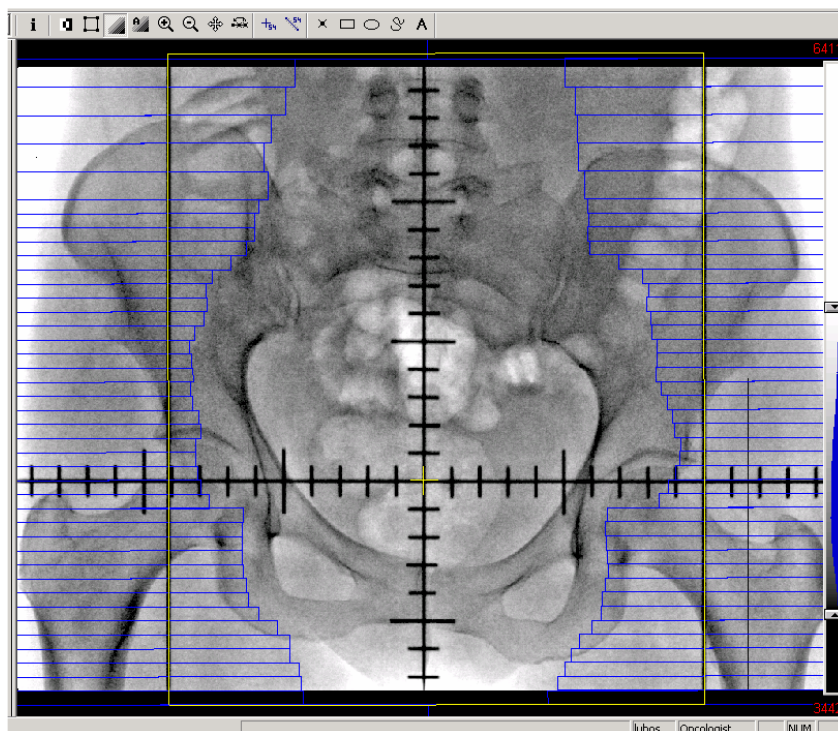
Ad.2 Změna v schváleném (*Approved*) plánu se ukládá jako nový plán, nebylo možné zasahovat do již schválené dokumentace z důvodu, který přímo nesouvisí s vlastní léčbou.

3.1 Verifikace pomocí metody porovnání anatomických struktur

(Pracovní stanice simulátoru)

Radiologický asistent otevřel záznam pacienta ve verifikačním systému *Varis*. Vybral plán který se bude simulovat a nastavil všechny parametry pole podle údajů v ozařovacím plánu. Na monitoru pracovní stanice byla otevřena dvě okna (*View*), do pravého natáhne DRR obraz aktivního pole. Poté byl vytvořen simulační snímek (Viz. Obrázek 14).

Obrázek 14: Simulační snímek pánve (AP pole, technika BOX)



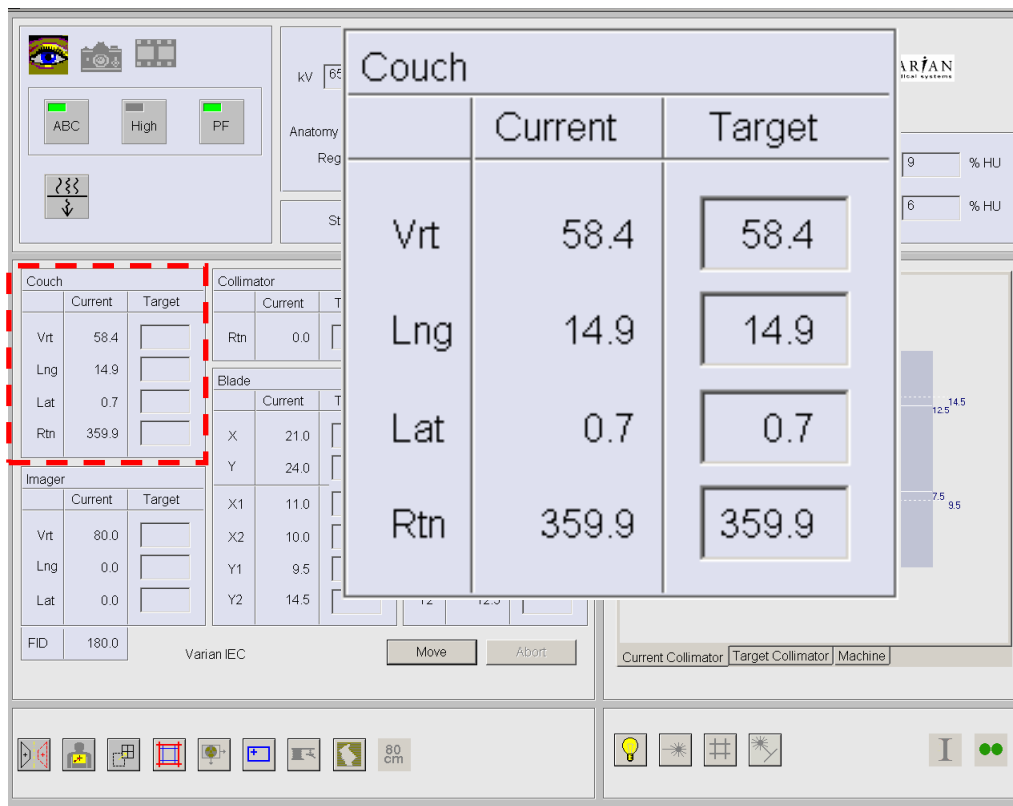
zdroj: ONO Nemocnice České Budějovice a.s.

Simulační snímek byl graficky upraven do vhodné podoby pro verifikaci (úprava kontrastu, zoom, polohy atd.). Radiologický asistent vybral ozařovač, kde bude pacient ozařován.

Radiační onkolog porovnal simulační snímek s DRR, buď pomocí lamel MLC, anebo stupnice zobrazené na snímku.

Průběžně jsem si do tabulky zaznamenával odchylky v jednotlivých osách (vertikální, longitudinální a laterální) z hodnot uvedených na monitoru *Acuity Workstation* v kolonce *Couch*, pro každé ozařovací pole.

Obrázek 15: Obrazovka Acuity Workstation



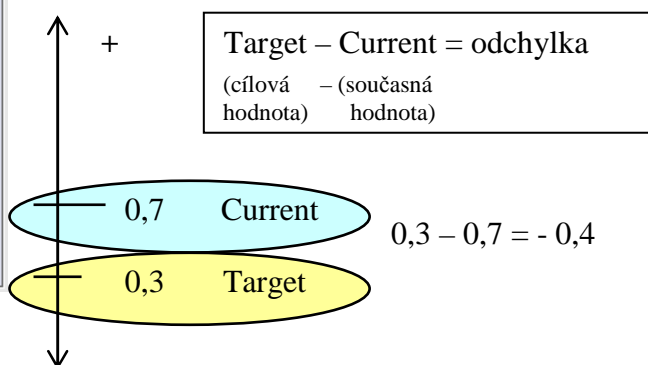
zdroj: ONO Nemocnice České Budějovice a.s.

Odchylku pro každé ozařovací pole jsem vypočetl následovně:

Couch		
	Current	Target
Vrt	58.4	58.4
Lng	14.9	14.9
Lat	0.7	0.3
Rtn	359.9	359.9

Odchylka pro laterální osu (*Lat*) je

- 0,4 cm.



Údaje v kolonce *Couch* jsou pro osy (Vrt, Lng a Lat) uvedeny v cm. Pro přehlednost jsem je převedl na mm.

Měření doby trvání vyhodnocení postavení ozařovacích polí při metodě porovnání anatomických struktur jsem započal ve chvíli, kdy byl vytvořen simulační snímek pro dané ozařovací pole. Při souhlasu radiačního onkologa s výsledkem vyhodnocení verifikace jsem ukončil měření doby trvání verifikace daného ozařovacího pole.

3.2 Verifikace pomocí metody fúze obrazu

Verifikaci postavení ozařovacích polí pomocí metody fúze obrazu nebylo možné provádět na pracovišti simulátoru z provozních důvodů:

- Vytížení simulátoru
- Neúměrné prodlužování doby simulace

Zvolil jsem náhradní řešení – provádět ověření na pracovní stanici *Varis/Vision*, PC s identickými SW nástroji jako má *Acuity Vision* na pracovní stanici simulátoru.

V programu *RT Chart Review* jsem si vyhledal pacienta, u kterého byla provedena simulace ozařovacích polí. Pokud byl ozařovací plán schválený (*Approved*), bylo nutné zadat heslo k jeho „odemčení“ (nutnost přítomnosti dohlížející osoby). Po vybrání příslušného ozařovacího pole jsem do DRR snímku zakreslil vždy 3 referenční struktury ke kterým bylo nutné přiřadit typ (*Match Anatomy*). Většina referenčních struktur pro danou diagnózu / oblast byla zakreslena jednotně (Viz. Obrázek 16 – 23.). Do portálového snímku jsem obdobným způsobem zakreslily 3 referenční body, v takovém umístění, aby se při fúzi obrazu promítali do zakreslených referenčních struktur. U každého referenčního bodu bylo opět nutné přiřadit typ (*Match Anatomy*). Se stisknutím tlačítka *Manual Match Adjustment* bylo možné vyvolat fúzi obrazu a korekcí posunu k souhlasu referenčních bodů s referenčními strukturami. Po vypnutí *Image Gallery* se

zobrazily odchylky v jednotlivých osách, které jsem přiřadil do tabulky k danému ozařovacímu poli příslušného pacienta. Tento postup jsem opakoval pro každé ozařovací pole.

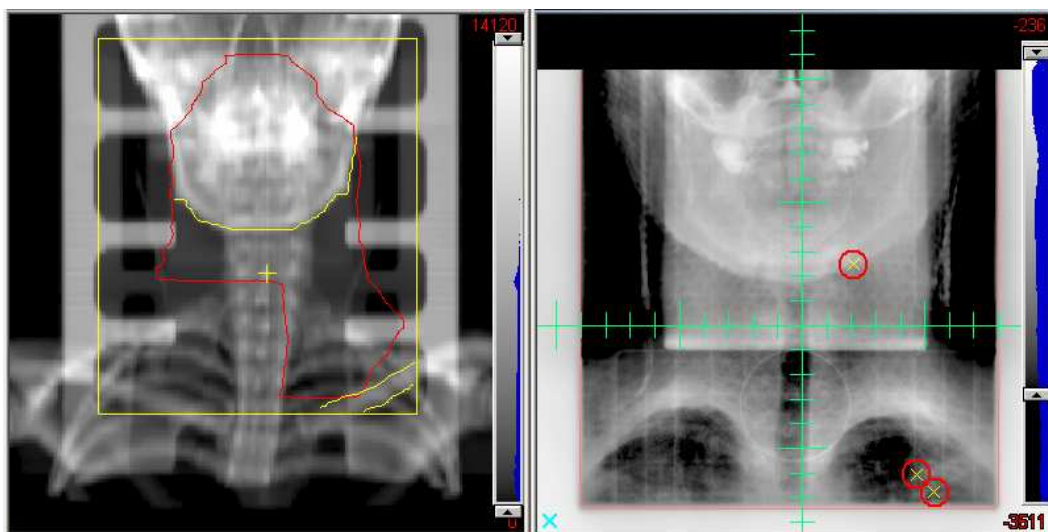
Při hodnocení metody fúze obrazu jsem v programu *RT Chart Review* do portálového snímku zakreslil standardní referenční body (kromě výjimek při špatném zobrazení struktur):

⇒ Pro oblast hlava – krk (technika IMRT)

- *AP pole* – kontura dolního okraje mandibuly, horní a dolní okraj kosti klíční (popř. horní okraje obou kostí klíčních)
- *Bočné pole* – zevní okraj bradového výběžku, dolní okraj kosti týlní, spojnice mezi foramen intravertebrale (C2 až C7)

Obrázek 16: Zakreslené body v AP poli pro oblast hlava - krk při technice IMRT

(vpravo)



zdroj: ONO Nemocnice České Budějovice a.s.

Obrázek 17: Zakreslené body v DEX poli pro oblast hlava - krk při technice IMRT
(vpravo)

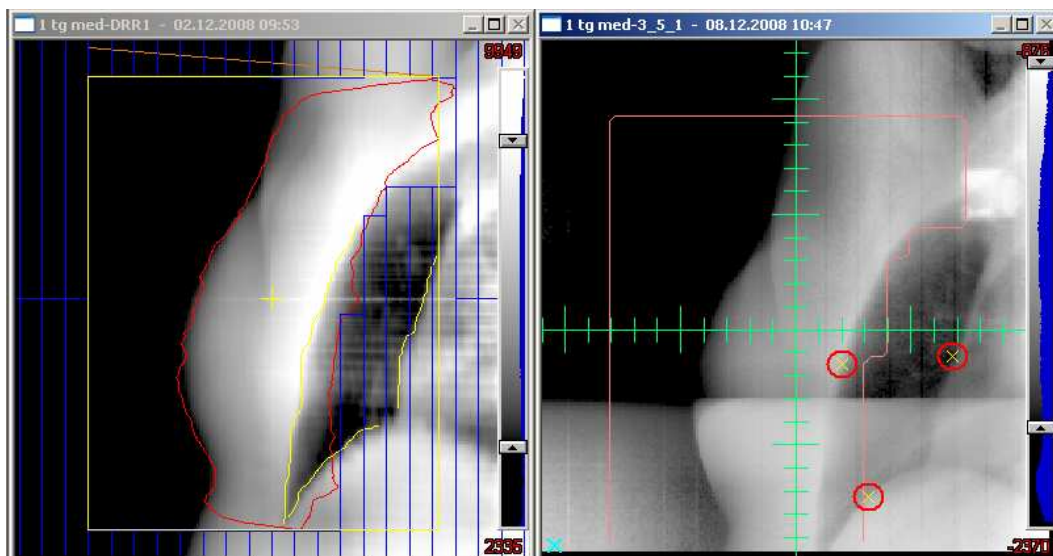


zdroj: ONO Nemocnice České Budějovice a.s.

⇒ Pro ca mammae (technika 2 tangenciální pole)

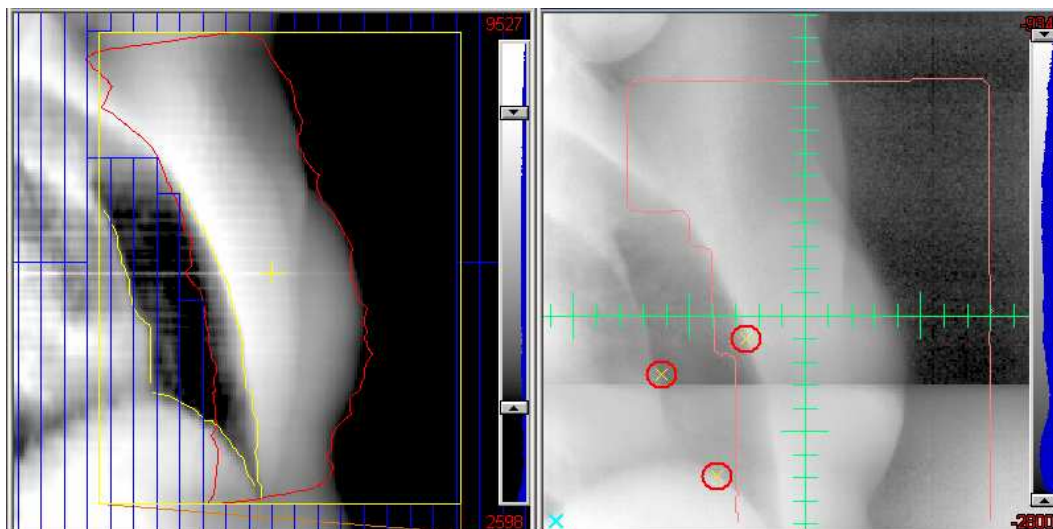
- 1 tg pole (mediální) – ventrální, kaudální a mediální okraj plíce
- 2 tg pole (laterální) – ventrální, kaudální a mediální okraj plíce

Obrázek 18: Zakreslené body v mediálním poli pro ca mammae při technice
2 tangenciálních polí (vpravo)



zdroj: ONO Nemocnice České Budějovice a.s.

Obrázek 19: Zakreslené body v laterálním poli pro ca mammae při technice 2 tangenciálních polí (vpravo)

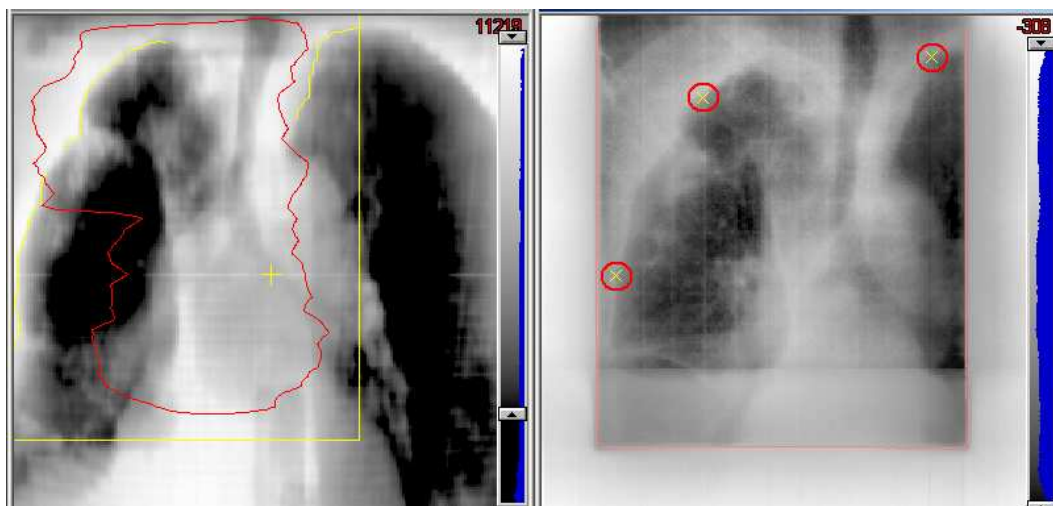


zdroj: ONO Nemocnice České Budějovice a.s.

⇒ Pro ca plic (technika 2 kontralaterální pole, 2 kolmé pole)

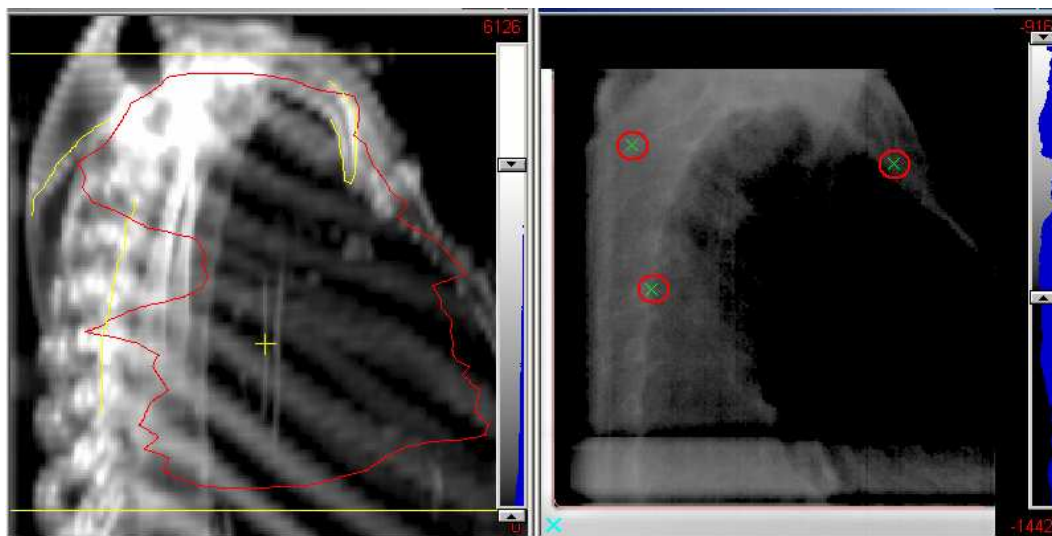
- *AP pole* – laterální okraj, kontura hrotů plic
- *Bočné pole* – osa páteřního kanálu, mečíkový výběžek, dolní okraj lopatky

Obrázek 20: Zakreslené body v AP poli pro ca plic při technice 2 kolmých polí (vpravo)



zdroj: ONO Nemocnice České Budějovice a.s.

Obrázek 21: Zakreslené body v DEX poli pro ca plic při technice 2 kolmých polí
(vpravo)

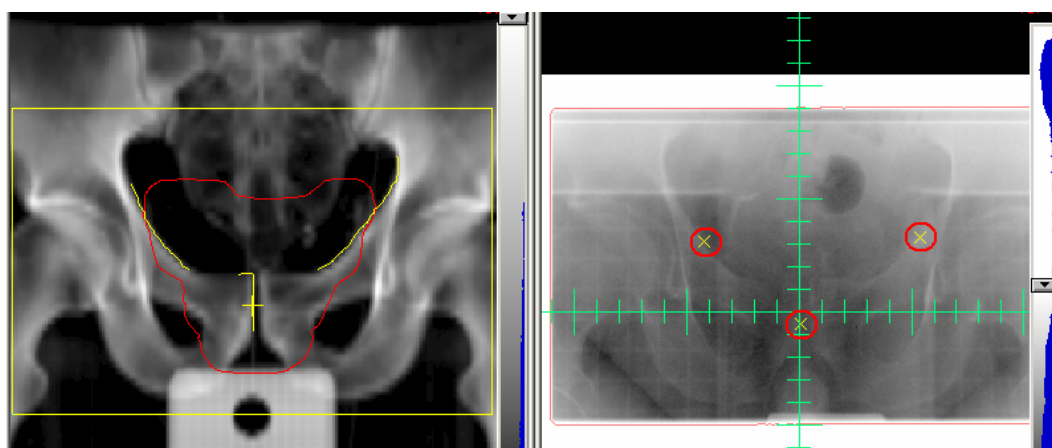


zdroj: ONO Nemocnice České Budějovice a.s.

⇒ Pro oblast pánve (IMRT, BOX, T - technika)

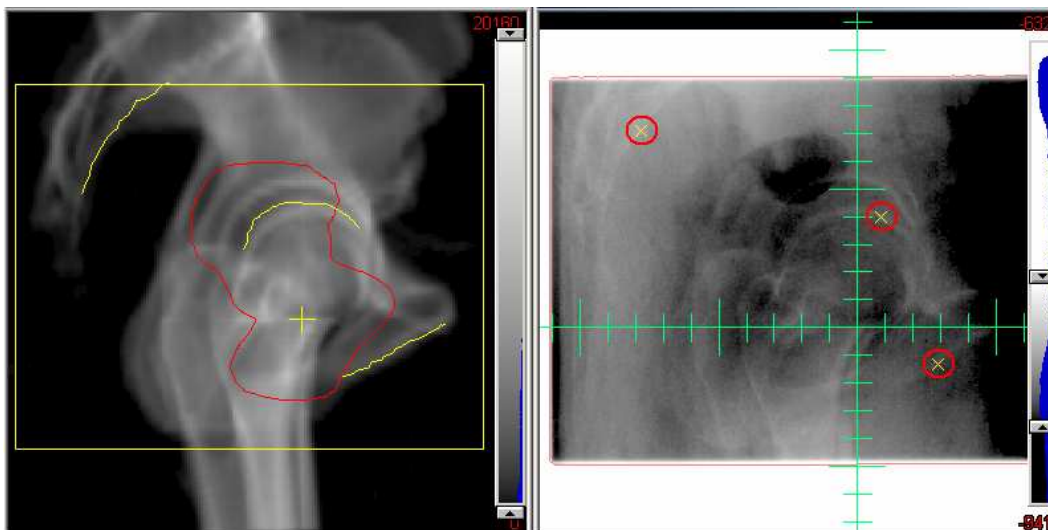
- *AP pole* – střední část symfýzy, pravý a levý hřeben stydké kosti (kraniální hrana)
- *Bočné pole* – promontorium, zadní strana os sacrum, hlavice stehenní kosti

Obrázek 22: Zakreslené body v AP poli pro oblast pánve při technice IMRT (vpravo)



zdroj: ONO Nemocnice České Budějovice a.s.

Obrázek 23: Zakreslené body v DEX poli pro oblast pánve při technice IMRT (vpravo)



zdroj: ONO Nemocnice České Budějovice a.s.

Časové měření bylo spuštěno ve chvíli, kdy již byly zakresleny referenční struktury. Ukončení měření proběhlo v momentu, kdy se zobrazily odchylky v postavení ozařovacího pole.

Tabulka 2: Akční limity pro verifikaci ozařovacího pole

Simulace		
Technika / Lokalita	Odchylka	Úprava polohy
IMRT/hlava krk		vždy
hrudník/ malá pánev	< 3mm	ne
	≥ 3mm	ano
Ozařování		
Technika / Lokalita	Odchylka	Úprava polohy
IMRT/ hlava krk	< 3mm	ne
hrudník/ malá pánev	≥ 3mm	ano

zdroj: ONO Nemocnice České Budějovice a.s.

Pro ostatní lokalizace a ozařovací modalitty jsou stanoveny příslušné akční limity.

3.3 Charakteristika souboru

Ze získaných údajů za časové období leden - březen jsem vytvořil hodnocený soubor pacientů. Hodnoceným souborem bylo 33 mužů a 58 žen (celkem 91 pacientů). Všichni pacienti byli indikováni k teleterapeutickému ozařování. Věkové rozmezí žen se pohybovalo od 36 do 83 let, kde průměrný věk byl 62 let. U mužů s věkovým rozmezím od 37 do 74 let byl průměrný věk 59 let. Metodou porovnání anatomických struktur bylo hodnoceno, při simulaci ozařovacích podmínek, 91 pacientů na simulátoru Acuity. U 48 pacientů jsem následně provedl verifikaci ozařovacích polí pomocí metody říze obrazu v identickém SW prostředí.

U každého ozařovacího pole jsem změřil dobu trvání. Odchytky jsem u obou metod pro každé pole zaznamenal do tabulky a vyhodnotil v programu *Microsoft Office 2003 Excel*.

Ozařovaná oblast/vybrané diagnózy:

Hodnocený soubor pacientů byl vybrán podle ozařované oblasti / diagnózy:

- | | |
|--------------------|-------------|
| ▪ Oblast hlava-krk | 10 pacientů |
| ▪ Ca mammae | 19 pacientů |
| ▪ Oblast pánve | 14 pacientů |
| ▪ Ca plíc | 5 pacientů |

4. VÝSLEDKY

4.1 Zpracování výsledků

Pro zpracování naměřených hodnot jsem využil program Microsoft Office Excel 2003, ve kterém jsem si vytvořil tabulku. Do tabulky jsem zaznamenával pořadí pacienta, rok narození, hmotnost, ozařovací techniku a pole, naměřené odchylky v jednotlivých osách (vertikální, longitudinální, laterální) a čas vyhodnocení verifikace pro každé pole. V tomto programu jsem provedl základní statistické vyhodnocení:

- aritmetický průměr
- maximální odchylka v kladné hodnotě
- maximální odchylka v záporné hodnotě
- směrodatná odchylka
- F – test
- Wilcoxonův test

Aritmetický průměr

Statistická veličina vyjadřující hodnotu popisující soubor mnoha hodnot. Jedná se vlastně o součet všech hodnot vydělený jejich počtem.

$$x = \frac{1}{n}(x_1 + x_2 + \dots + x_n) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i$$

n počet pacientů

x_i odchylka i -tého snímku v daném směru

Maximální odchylka v kladné hodnotě

Statistická veličina vyjadřující maximální hodnotu z množiny hodnot.

$$MAX = \max(x_1, x_2 \dots x_n)$$

Maximální odchylka v záporné hodnotě

Statistická veličina vyjadřující minimální hodnotu z množiny hodnot.

$$MIN = \min(x_1, x_2 \dots x_n)$$

Směrodatná odchylka

Směrodatná odchylka je definována jako odmocnina z rozptylu náhodné veličiny X .

$$\sigma = \sqrt{\frac{n \sum x^2 - (\sum x)^2}{n^2}} = \sqrt{\frac{\sum x^2 - \frac{1}{n} (\sum x)^2}{n}}$$

n počet pacientů

F - test

Použit výpočet pomocí funkce FTEST programu *Excel*, sady *Microsoft Office 2003*.

Tato funkce se lze použít pro rozhodnutí, zda dva výběry mají odlišný rozptyl.

Wilcoxonův test

2 pozorování pro každou z n jednotek, celkem $2n$ pozorování

Zjist' uji, zda úroveň hodnot je v obou souborech stejná, testuji hypotézu

$H_0: \mu_1 = \mu_2$ oproti alternativě $H_1: \text{non } H_0, H_1: \mu_1 \neq \mu_2$

Hodnota testového kritéria

$$T_w = \min\left\{\sum c_i^{(+)}; \sum c_i^{(-)}\right\}$$

Pro hodnoty $n' > 20$ nejsou tabulky kritických hodnot uváděny, použito normální aproximace s parametry

$$\mu_T = \frac{n'(n'+1)}{4} \quad \sigma_T = \sqrt{\frac{n'(n'+1)(2n'+1)}{24}}$$

pak $u = \frac{|T - \mu_T|}{\sigma_T}$ $u_{1\%} = 2,58$. Pro $u > u_\alpha$ se H_0 zamítá

4.2 Výsledky měření

Výsledky měření verifikace ozařovacích polí pro jednotlivé diagnózy / oblasti. Získaná data jsou pro přehlednost uvedena ve 4 tabulkách podle příslušné diagnózy (souhrnná tabulka je uvedena v příloze). Celkové vyhodnocení získaných dat je uvedeno ke konci kapitoly *Výsledky měření*.

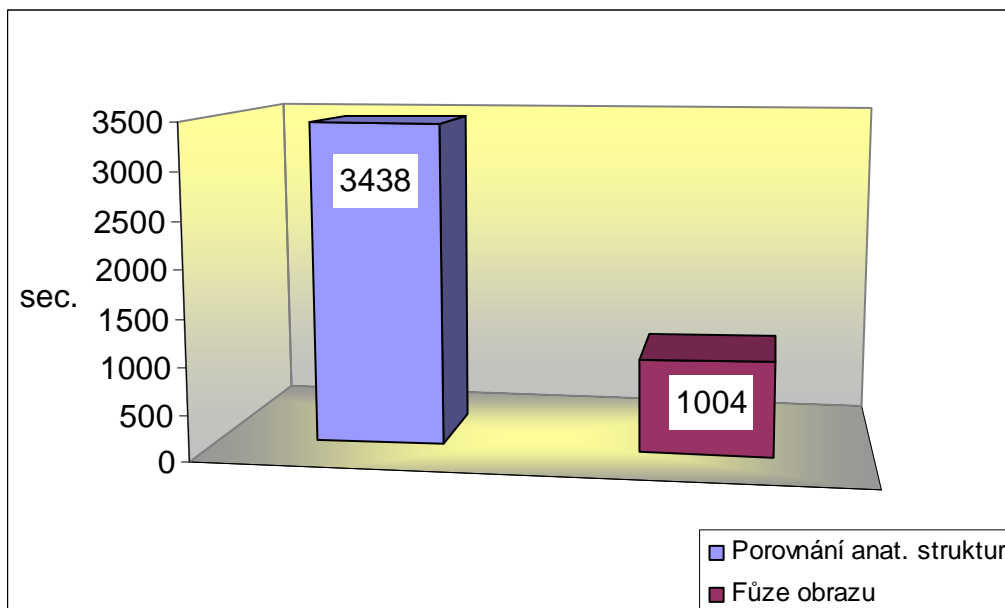
4.2.1 Oblast hlava - krk

Tabulka 3: Soubor pacientů pro oblast hlava – krk

Pacient	Pohlaví	Ročník	Váha	Technika	Pole	Porovnání anat. struktur				Fúze obrazu			
						Vrt	Lng	Lat	Čas	Vrt	Lng	Lat	Čas
1.	F	1942	98	IMRT	AP		0,2	-0,2	10:31		-0,9	0	0:47
					DEX	0	0		2:09	-0,4	-0,5		0:46
2.	M	1951	65	IMRT	AP		0	0	3:01		-1,5	-0,1	0:53
					DEX	0	0		1:23	-0,6	-2,9		1:02
3.	F	1965	50	IMRT	AP		0	-0,1	2:43		-0,9	0,5	0:47
					DEX	0	0		0:33	0,2	-1,2		0:40
4.	M	1954	83	IMRT	AP		0,1	-0,2	2:41		-1,1	0,8	0:46
					DEX	-0,1	0,1		9:24	0,1	-0,7		0:55
5.	M	1943	87	IMRT	AP		0	0	1:36		1,1	0	0:42
					DEX	0	0		0:51	-0,2	0,6		0:39
6.	M	1943	87	IMRT	AP		0	0	1:44		0,8	0	0:32
					DEX		0	0	0:52		0,9	-0,1	0:34
7.	M	1958	85	IMRT	AP		0	-0,1	3:15		-0,5	0,4	0:55
					DEX	0	0		3:08	-0,2	-0,1		1:10
8.	M	1941	78	IMRT	AP		0	0	2:35		-0,1	0,2	0:53
					DEX	0	0		3:11	0,2	-0,1		0:41
9.	M	1955	79	IMRT	AP		0	0	1:34		0,5	0	0:59
					DEX	0	0		0:20	0	0,4		1:06
10.	M	1962	89	IMRT	AP		0	0	3:19		-0,3	0	1:01
					DEX	0	0		2:28	0	-0,7		0:56
Aritmetický průměr						-0	0,02	-0,1		-0,1	-0,4	0,15	
Maximální odchylka v kladném směru						0	0,2	0		0,2	1,1	0,8	
Maximální odchylka v záporném směru						-0,1	0	-0,2		-0,6	-2,9	-0,1	
Odchylka < - 0,3 cm						0	0	0		2	10	0	
Odchylka > 0,3 cm						0	0	0		0	6	3	
Součet odchylek > 0,3 cm						0	0	0		2	16	3	
Počet verifikací delších než 2 min.									12				0
Nejdelší doba verifikace									10:31				1:10
Nejkratší doba verifikace									0:20				0:32
Průměrná doba verifikace									2:58				0:50

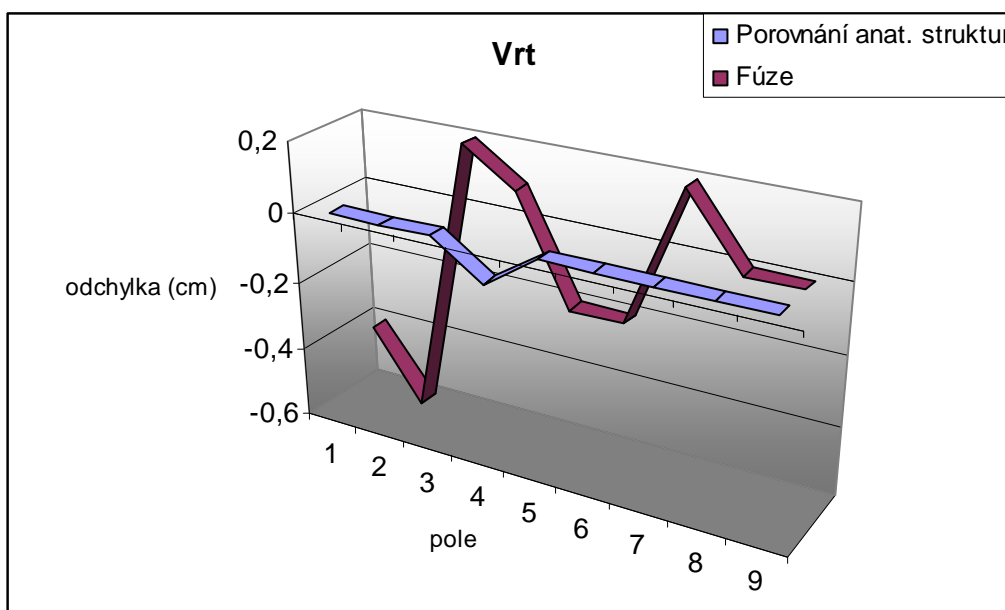
zdroj: Vlastní výzkum

Graf 1: Celková doba trvání verifikace všech ozařovacích polí pro oblast hlava – krk



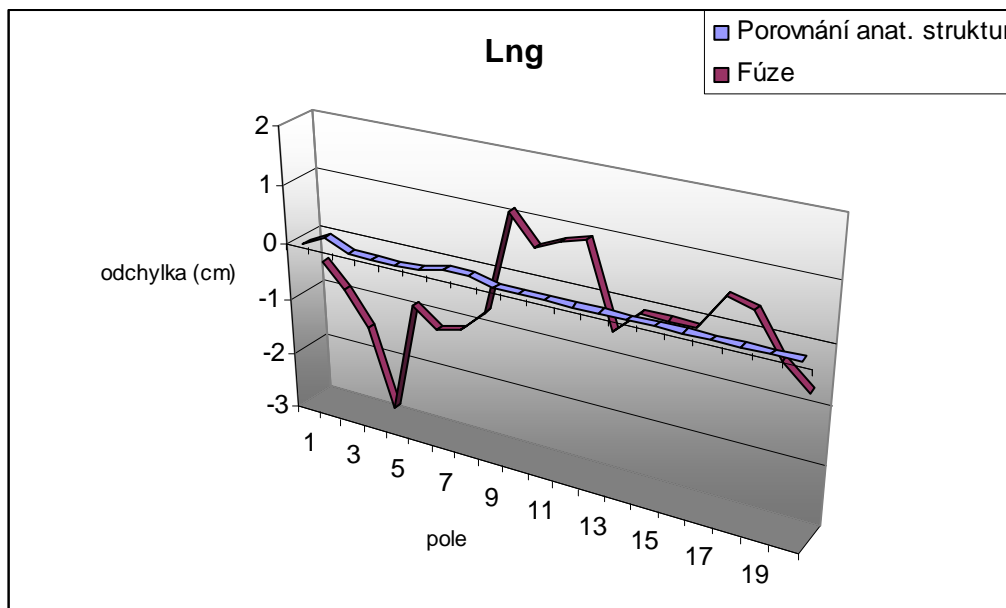
zdroj: Vlastní výzkum

Graf 2: Porovnání velikosti odchylek pro vertikální osu v oblasti hlava – krk



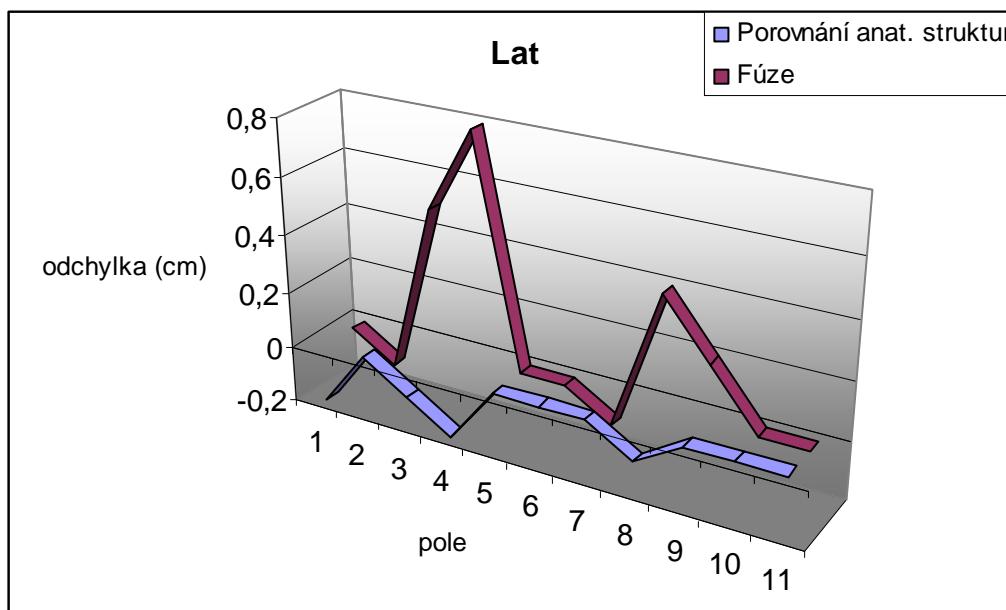
zdroj: Vlastní výzkum

Graf 3: Porovnání velikosti odchylek pro longitudinální osu v oblasti hlava – krk



zdroj: Vlastní výzkum

Graf 4: Porovnání velikosti odchylek pro laterální osu v oblasti hlava – krk



zdroj: Vlastní výzkum

Tabulka 4: Wilcoxonův test pro oblast hlava – krk

Pacient	$X_i - Y_i$		
	Vrt	Lng	Lat
1.	0	1,1	-0,2
	0,4	0,5	0
2.	0	1,5	0,1
	0,6	2,9	0
3.	0	0,9	-0,6
	-0,2	1,2	0
4.	0	1,2	-1
	-0,2	0,8	0
5.	0	-1,1	0
	0,2	-0,6	0
6.	0	-0,8	0
	0	-0,9	0,1
7.	0	0,5	-0,5
	0,2	0,1	0
8.	0	0,1	-0,2
	-0,2	0,1	0
9.	0	-0,5	0
	0	-0,4	0
10.	0	0,3	0
	0	0,7	0
$X_i - Y_i < 0$	4	14	2
$X_i - Y_i > 0$	3	6	5
n	7	20	7
suma+	1,4	11,9	0,2
suma-	-0,6	-4,3	-2,5
T_w	0,6	4,3	0,2
$T_{w;0,01}$	3	60	3
$T_w \leq T_{w;0,01}$	ano	ano	ano
H_0	ne	ne	ne

zdroj: Vlastní výzkum

4.2.2 Ca mammae

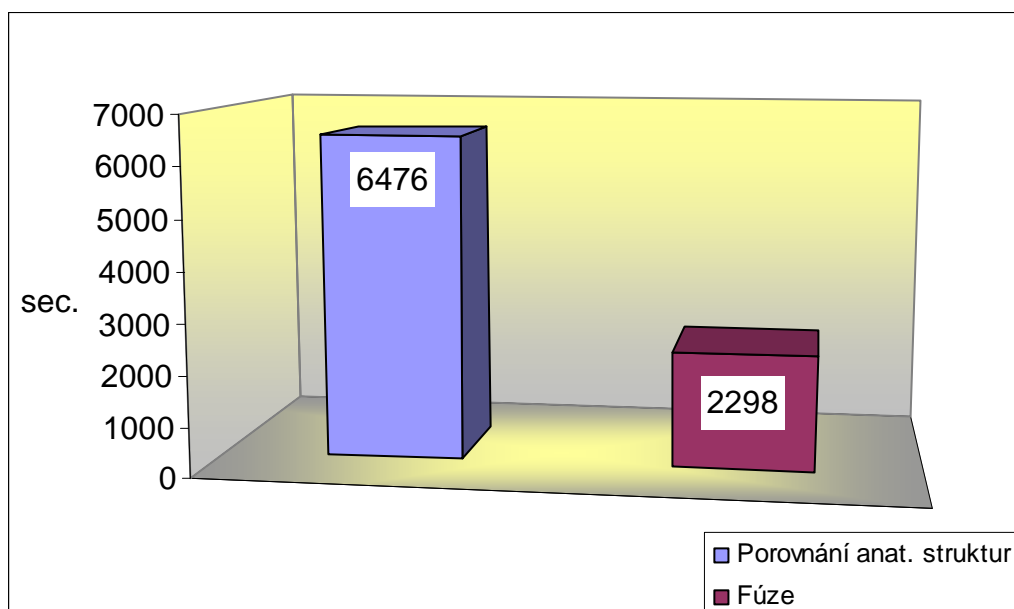
Tabulka 5: Soubor pacientů pro ca mammae

Pacient	Pohlaví	Ročník	Váha	Technika / Pole	Porovnání anat. struktur				Fúze obrazu			
					Vrt	Lng	Lat	Čas	Vrt	Lng	Lat	Čas
1.	F	1946	79	boost AP		0	0	0:33		-0,8	0,9	0:44
2.	F	1955	80	1tg med	0	0	0	0:27	0,2	-0,1	0,2	0:42
				2tg lat	0	0	0	3:01	0,1	0,3	0,1	0:41
3.	F	1941	100	1tg med	0	0	0	2:29	0	0,2	0	0:55
				2tg lat	0	0	0	1:06	0,6	0,4	-0,5	1:03
4.	F	1952	51	boost AP		-0,4	0	4:08		-0,6	0,1	1:25
				1tg med	0	0	0	0:50	0,1	-0,4	0,1	1:00
				2tg lat	0	0	0	0:41	0,1	0,1	0,1	0:56
5.	F	1962	63	boost AP		0	0,7	2:24		-0,3	0,6	0:46
				1tg med	0,1	0	0,7	0:51	0	0,7	0	1:36
				2tg lat	0,1	0	0,7	0:42	-0,2	0,7	-0,1	0:54
6.	F	1952	49	1tg med	0	0	0	2:02	-0,8	0	-0,6	1:13
				2tg lat	0	0	0	3:34	-0,6	0,5	-0,6	0:37
7.	F	1955	75	1tg med	0	0	0	2:25	-0,4	-0,6	-0,3	1:18
				2tg lat	0	0	0	1:11	-0,7	-0,9	-0,5	1:00
8.	F	1942	80	1tg med	0	0,4	0	2:10	-0,4	0,5	-0,3	0:45
				2tg lat	0	0,4	0	1:07	-0,4	0,5	-0,3	0:40
9.	F	1953	64	boost AP		0	-0,5	3:58		-0,5	1,1	0:53
				1tg med	0	0	-0,5	0:21	-0,3	-0,3	0,2	0:56
				2tg lat	0	0	-0,5	0:53	0,1	0,1	-0,1	0:45
10.	F	1940	70	1tg med	0	0,1	-0,7	7:04	0,1	0,6	0	0:43
				2tg lat	0	0,1	-0,7	6:09	0,6	1,4	-0,5	0:46
11.	F	1940	79	1tg med	0	0	0	1:34	-0,2	-1,2	0,2	0:32
				2tg lat	0	0	0	1:22	0,1	-1,2	0	0:38
12.	F	1942	78	boost AP		0,3	0,4	2:15		-0,2	-0,9	0:37
				1tg med	0,8	0,3	0,4	10:43	-3,8	2,4	-2,4	0:37
				2tg lat	0,8	0,3	0,4	1:00	-4,2	2,2	-3,2	0:39
13.	F	1955	75	1tg med	0	0	0	1:49	-0,2	0	-0,2	0:59
				2tg lat	0	0	0	0:37	-0,4	-0,3	-0,3	0:52
14.	F	1954	56	1tg med	0	0	0	0:51	0,1	-0,6	-0,1	0:48
				2tg lat	0	0	0	0:24	-0,2	-0,1	-0,7	1:05
15.	F	1938	72	boost AP		0	0	1:38		-0,1	0,3	1:13
				1tg med	0	0	0	2:08	0,5	3,2	1,9	0:50
				2tg lat	0	0	0	1:32	-0,4	3,2	1,9	1:15
16.	F	1956	60	1tg med	0	0	0	3:05	0,1	-0,5	-0,1	0:44
				2tg lat	0	0	0	0:55	0	-0,2	0	0:52
17.	F	1948	73	1tg med	0	0	0	2:09	-0,3	0,4	-0,2	0:53
				2tg lat	0	0	0	0:31	-0,5	0,1	-0,4	0:58
18.	F	1941	78	1tg med	-0,3	0,3	0	8:07	0,1	0,4	-0,2	1:24
				2tg lat	-0,3	0,3	0	14:11	-0,2	0,3	-0,1	1:17
19.	F	1950	79	1tg med	0	0,6	0	4:34	-2,2	3,1	1,6	1:01
				2tg lat	0	0,6	0	0:25	0,2	1	-0,2	0:46
Aritmetický průměr					0,03	0,08	0,01		-0,4	0,32	-0,1	
Maximální odchylka v kladném směru					0,8	0,6	0,7		0,6	3,2	1,9	
Maximální odchylka v záporném směru					-0,3	-0,4	-0,7		-4,2	-1,2	-3,2	
Odchylka < - 0,3 cm					0	1	5		12	10	10	
Odchylka > 0,3 cm					2	4	6		3	16	6	
Součet odchylek > 0,3 cm					2	5	11		15	26	16	

Počet verifikací delších než 2 min.				19				0
Nejdelší doba verifikace				14:11				1:36
Nejkratší doba verifikace				0:21				0:32
Průměrná doba verifikace				2:34				0:54

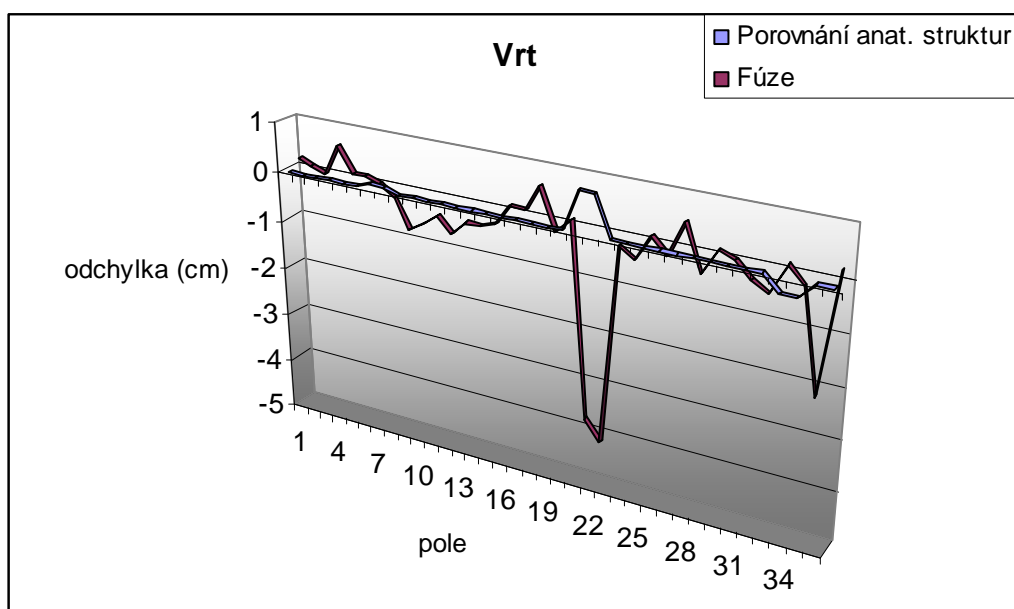
zdroj: Vlastní výzkum

Graf 5: Celková doba trvání verifikace všech ozařovacích polí pro ca mammae



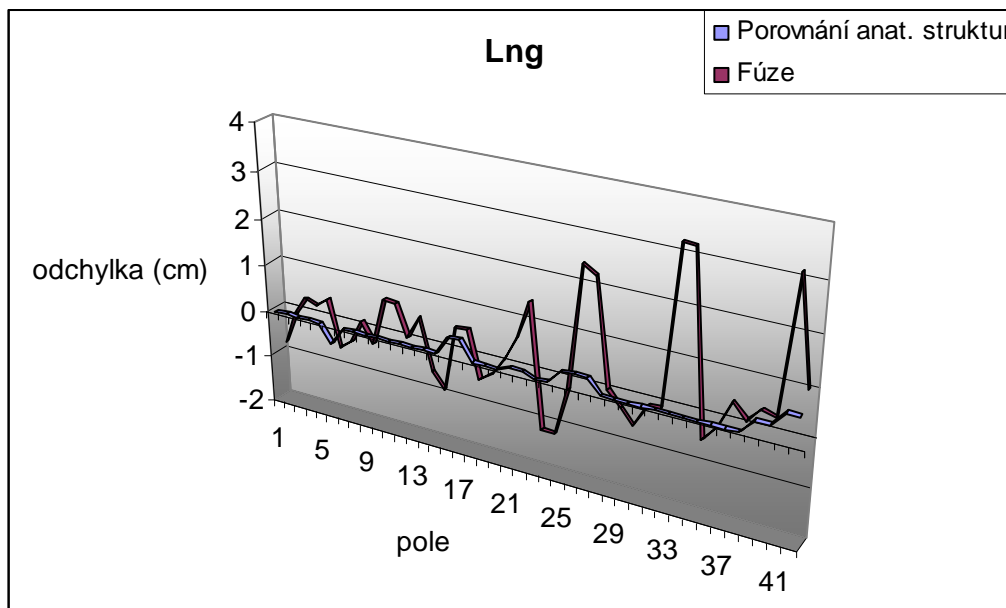
zdroj: Vlastní výzkum

Graf 6: Porovnání velikosti odchylek pro vertikální osu u ca mammae



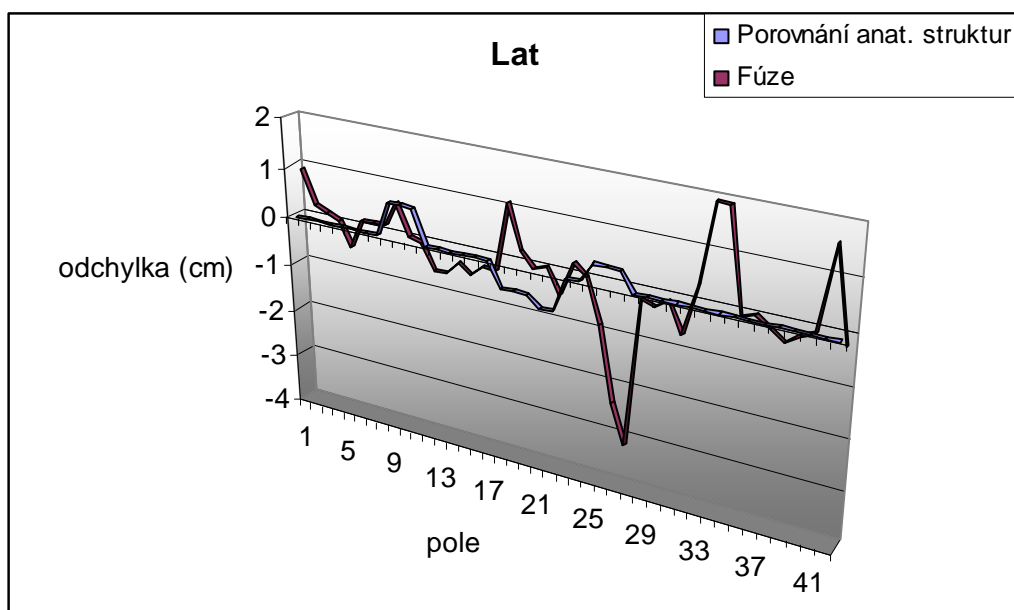
zdroj: Vlastní výzkum

Graf 7: Porovnání velikosti odchylek pro longitudinální osu u ca mammae



zdroj: Vlastní výzkum

Graf 8: Porovnání velikosti odchylek pro laterální osu u ca mammae



zdroj: Vlastní výzkum

Tabulka 6: Wilcoxonův test pro ca mammae

Pacient	$X_i - Y_i$		
	Vrt	Lng	Lat
1.	0	0,8	-0,9
2.	-0,2	0,1	-0,2
	-0,1	-0,3	-0,1
3.	0	-0,2	0
	-0,6	-0,4	0,5
4.	0	0,2	-0,1
	-0,1	0,4	-0,1
	-0,1	-0,1	-0,1
5.	0	0,3	0,1
	0,1	-0,7	0,7
	0,3	-0,7	0,8
6.	0,8	0	0,6
	0,6	-0,5	0,6
7.	0,4	0,6	0,3
	0,7	0,9	0,5
8.	0,4	-0,1	0,3
	0,4	-0,1	0,3
9.	0	0,5	-1,6
	0,3	0,3	-0,7
	-0,1	-0,1	-0,4
10.	-0,1	-0,5	-0,7
	-0,6	-1,3	-0,2
11.	0,2	1,2	-0,2
	-0,1	1,2	0
12.	0	0,5	1,3
	4,6	-2,1	2,8
	5	-1,9	3,6
13.	0,2	0	0,2
	0,4	0,3	0,3
14.	-0,1	0,6	0,1
	0,2	0,1	0,7
15.	0	0,1	-0,3
	-0,5	-3,2	-1,9
	0,4	-3,2	-1,9
16.	-0,1	0,5	0,1
	0	0,2	0
17.	0,3	-0,4	0,2
	0,5	-0,1	0,4
18.	-0,4	-0,1	0,2
	-0,1	0	0,1
19.	2,2	-2,5	-1,6
	-0,2	-0,4	0,2

Xi-Yi<0	19	18	23
Xi-Yi>0	15	21	16
n	34	39	39
suma+	18	8,8	14,9
suma-	-3,4	-18,9	-11
T _w	3,4	8,8	11
μ _T	297,5	390	390
σ _T	58,49	71,66	71,66
u	5,03	5,32	5,29
u _{1%}	2,58	2,58	2,58
u>u _{1%}	ano	ano	ano
H ₀	ne	ne	ne

zdroj: Vlastní výzkum

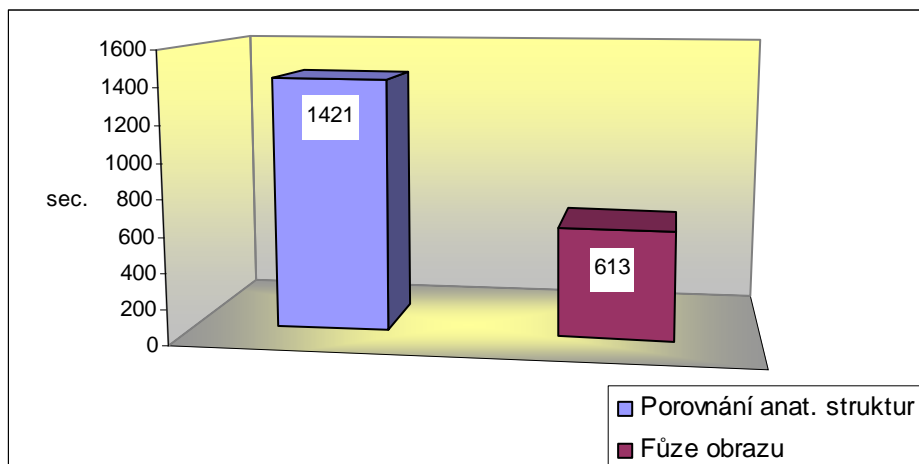
4.2.3 Ca plic

Tabulka 7: Soubor pacientů pro ca plic

Pacient	Pohlaví	Ročník	Váha	Technika / Pole	Porovnání anat. struktur				Fúze obrazu					
					Vrt	Lng	Lat	Čas	Vrt	Lng	Lat	Čas		
1.	M	1952	85	2 kontra	AP		0	-0,6	1:43		-0,6	0,3	0:54	
					PA		0	-0,6	2:33		-0,2	-0,3	1:14	
2.	M	1950	55	2 kontra	AP		0	-0,5	5:15		-0,5	0,2	0:43	
					PA		0	-0,3	3:00		-3,7	2,8	0:44	
3.	M	1949	90	2 kontra	AP		0	0	2:51		-0,4	0,3	0:52	
					PA		0	0	0:49		-0,3	-0,4	1:40	
4.	F	1954	56	2 kontra	AP		0	0	2:30		-0,7	0,2	0:49	
					PA		0	0	1:17		-0,5	-0,2	1:01	
5.	F	1946	49	boost	AP		0	0	1:05		-0,1	0,2	0:41	
					2 kontra	AP		0	0	1:38		0	0,6	0:37
					PA		0	0	1:00		-0,5	1,9	0:58	
Aritmetický průměr							0	-0,2			-0,7	0,51		
Maximální odchylka v kladném směru							0	0			0	2,8		
Maximální odchylka v záporném směru							0	-0,6			-3,7	-0,4		
Odchylka < - 0,3 cm							0	3			7	1		
Odchylka > 0,3 cm							0	0			0	3		
Součet odchylek > 0,3 cm							0	3			7	4		
Počet verifikací delších než 2 min.									5				0	
Nejdelší doba verifikace									5:15				1:40	
Nejkratší doba verifikace									0:49				0:37	
Průměrná doba verifikace									2:09				0:55	

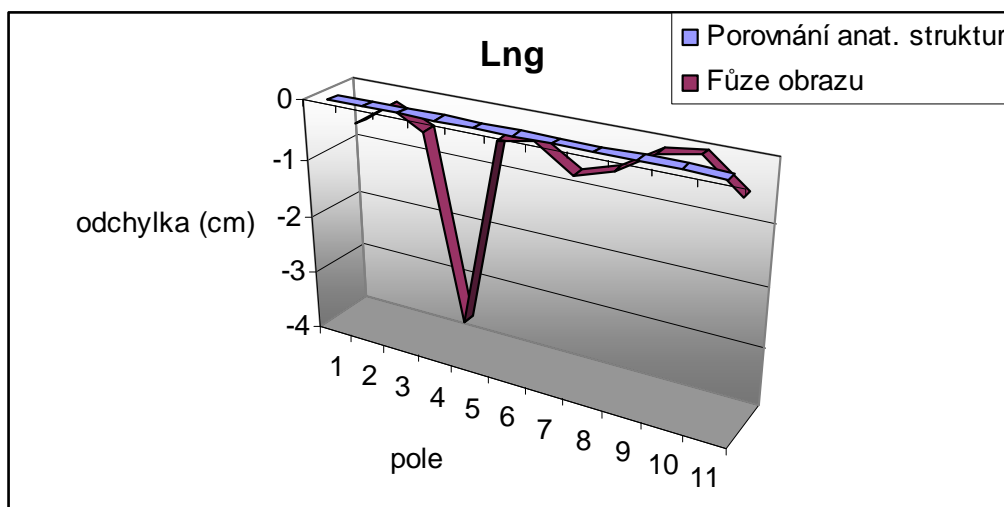
zdroj: Vlastní výzkum

Graf 8: Celková doba trvání verifikace všech ozařovacích polí pro ca plic



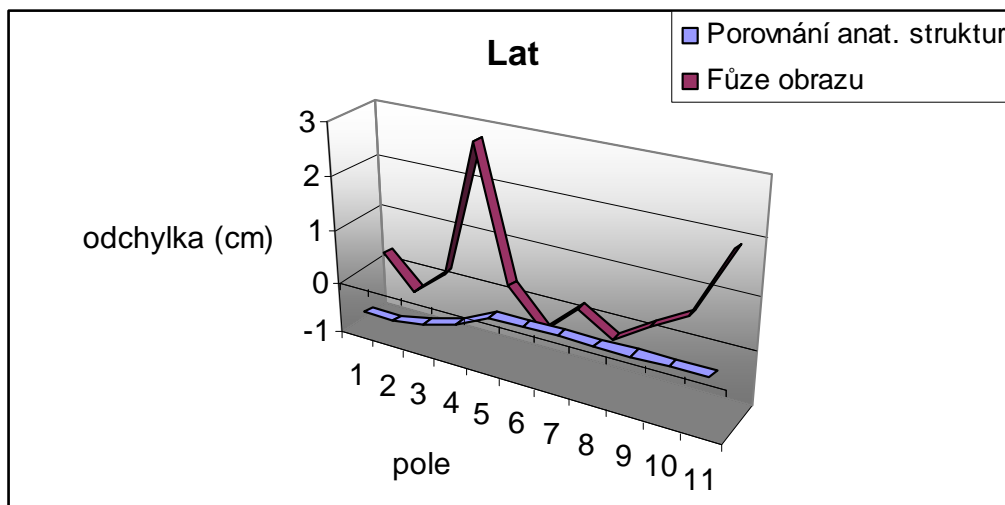
zdroj: Vlastní výzkum

Graf 9: Porovnání velikosti odchylek pro longitudinální osu u ca plic



zdroj: Vlastní výzkum

Graf 10: Porovnání velikosti odchylek pro laterální osu u ca plíc



zdroj: Vlastní výzkum

Tabulka 8: Wilcoxonův test pro ca plíc

Pacient	Xi-Yi		
	Vrt	Lng	Lat
1.	0	0,6	-0,9
	0	0,2	-0,3
2.	0	0,5	-0,7
	0	3,7	-3,1
3.	0	0,4	-0,3
	0	0,3	0,4
4.	0	0,7	-0,2
	0	0,5	0,2
5.	0	0,1	-0,2
	0	0	-0,6
	0	0,5	-1,9
Xi-Yi<0	0	10	2
Xi-Yi>0	0	0	9
n	0	10	11
suma+	0	7,5	0,6
suma-	0	0	-8,2
T _w	0	0	0,6
T _{w,0,01}		10	13
T _w ≤T _{w,0,01}	ano	ano	ano
H ₀	ne	ne	ne

zdroj: Vlastní výzkum

4.2.4 Oblast pánve

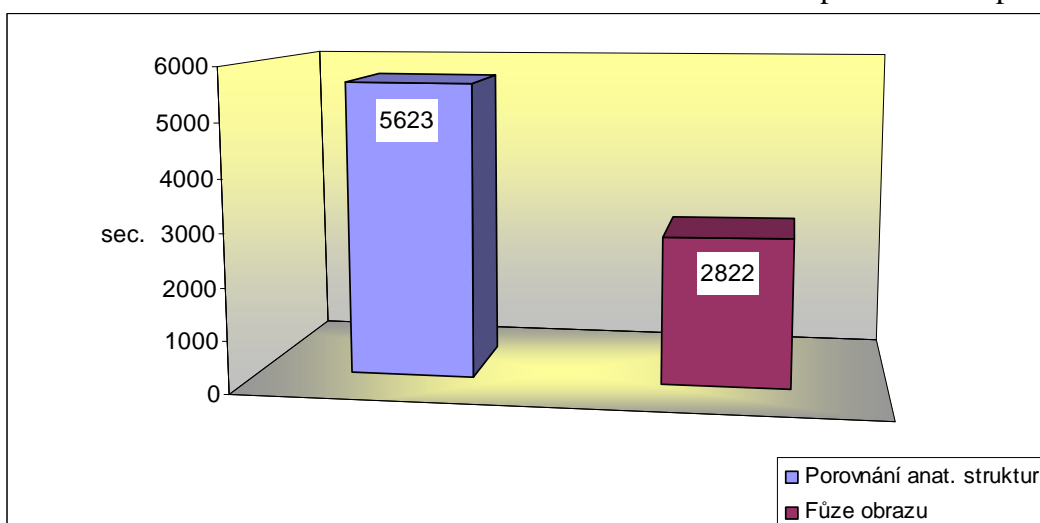
Tabulka 9 : Soubor pacientů pro oblast pánve

Pacient	Pohlaví	Ročník	Váha	Technika / Pole	Porovnání anat. struktur				Fúze obrazu						
					Vrt	Lng	Lat	Čas	Vrt	Lng	Lat	Čas			
1.	F	1932	70	BOX	PA		0	0	0:58		2,5	-1,3	0:46		
					SIN	0	0		0:33	-0,2	0,9		0:43		
					AP		0	0	0:39		2,4	2,2		0:46	
					DEX	0	0		1:04	-0,5	1,2			0:37	
2.	M	1936	96	T-technika	PA		0	0	0:40		-1,5	-0,4	0:46		
					SIN	0,5	0		2:12	0	-2			0:45	
					DEX	0,5	0		1:13	-0,3	-2			1:03	
3.	F	1932	47	BOX	AP		0	0	1:36		-0,2	0,6	0:57		
					SIN	0	0		0:47	0,3	-0,4			0:51	
					PA		0	0	0:52		-0,5	0,3		0:49	
					DEX	0	0		1:21	-0,1	-0,1			2:26	
4.	M	1946	84	T-technika	PA		0	0	1:10		-0,3	0,2	0:55		
					SIN	0	0		3:10	0,7	-0,3			0:58	
					DEX	0	0		1:38	0,5	-0,3			0:46	
5.	M	1944	79	IMRT	AP		0	0,3	1:27		-0,1	-0,2	2:15		
					DEX	0	0		0:50	0	0			2:21	
6.	F	1933	70	BOX	DEX	0	1		0:45	-0,5	-2,8		2:23		
					AP		1	0	2:05		-3,2	0,2		0:43	
					SIN	0	1		1:36	0,5	-3,6			1:27	
					PA		1	0	0:52		-2,7	0		0:58	
7.	F	1952	52	BOX	PA		0	0,3	1:11		-0,3	-1,1	1:35		
					SIN	0	0		0:39	0,6	-0,5			0:34	
					AP		0	0,3	1:08		-0,3	-0,6		2:16	
					DEX	0	0		0:39	0,1	-0,6			0:35	
8.	F	1973	66	BOX	AP		0	0,3	1:40		1	-0,2	0:48		
					SIN	0	0		0:46	0	1,1			0:40	
					PA		0	0,3	0:57		1,2	-0,3		0:34	
					DEX	0	0		0:39	-0,1	1,1			0:50	
9.	F	1956	67	BOX	AP		0	0	2:50		1	0,3	0:42		
					SIN	0	0		4:52	-0,1	1,1			0:35	
					PA		0	0	1:56		1,3	0		0:33	
					DEX	0	0		1:27	-0,4	1,3			0:42	
10.	F	1952	67	BOX	PA		0	0,6	0:30		1,1	0	0:32		
					SIN	0	0		1:33	0	1,2			0:37	
					AP		0	0,6	2:18		0,5	0,4		0:33	
					DEX	0	0		0:47	-0,1	1			0:35	
11.	F	1933	80	T-technika	PA		0,2	0,3	8:34		0,2	-0,1	0:42		
					SIN	0,5	0,2		11:31	-0,4	0,6			0:40	
					DEX	0,5	0,2		2:35	-0,3	0,1			0:39	
12.	F	1940	86	BOX	AP		0,5	0,1	5:35		-1,4	-1,6	0:33		
					PA		0,5	0,1	0:42		0,4	-0,1		0:36	
					DEX	0	0,5		0:29	-0,1	0,2			0:31	
					SIN	0	0,5		0:37	0	0,2			0:42	
					2 kontra	PA		0,5	0,1	0:34		2,1	-2,3		0:31
					AP		0,5	0,1	0:33		1,8	-2,1		0:37	
13.	M	1963	78	BOX	AP		-0,2	0,4	3:33		1,7	1,2	0:49		
					SIN	-0,8	-0,2		2:55	0	0,5			0:49	
					PA		-0,2	0,4	0:49		-0,1	-0,3		0:48	
					DEX	-0,8	-0,2		1:28	0,6	0,1			0:55	

14.	M	1947	90	IMRT	AP		-0,4	0,3	3:21		0,1	-0,1	1:10
					DEX	0,1	-0,4		1:17	-0,4	-0,3		1:04
Aritmetický průměr						0,02	0,12	0,18		-0	0,09	-0,2	
Maximální odchylka v kladném směru						0,5	1	0,6		0,7	2,5	2,2	
Maximální odchylka v záporném směru						-0,8	-0,4	0		-0,5	-3,6	-2,3	
Odchylka < - 0,3 cm						2	2	0		5	12	7	
Odchylka > 0,3 cm						4	10	4		5	22	4	
Součet odchylek > 0,3 cm						6	12	4		10	34	11	
Počet verifikací delších než 2 min.									13				5
Nejdelší doba verifikace									11:31				2:26
Nejkratší doba verifikace									0:29				0:31
Průměrná doba verifikace									1:50				0:55

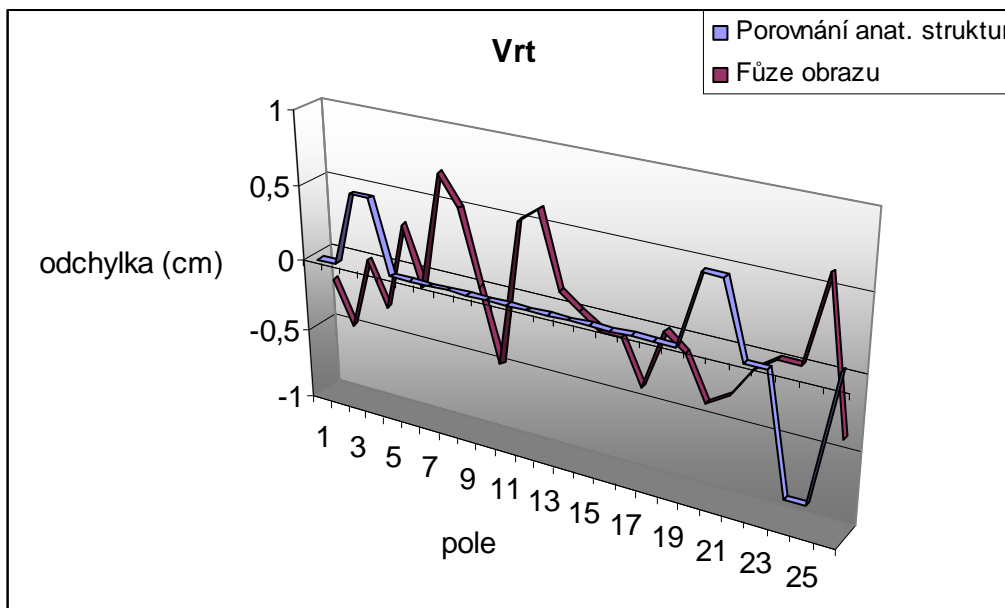
zdroj: Vlastní výzkum

Graf 11: Celková doba trvání verifikace všech ozařovacích polí v oblasti pánve



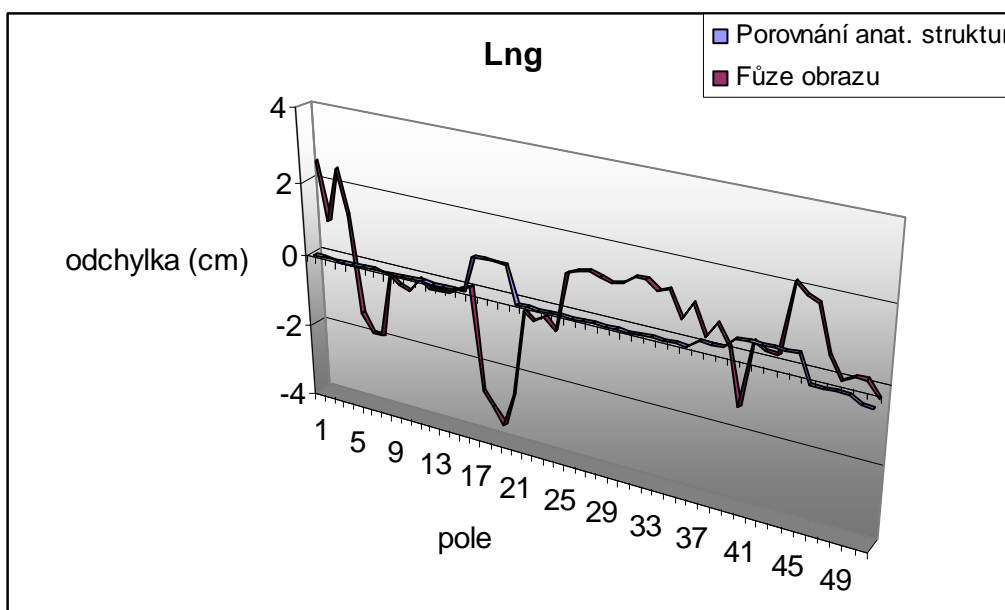
zdroj: Vlastní výzkum

Graf 12: Porovnání velikosti odchylek pro vertikální osu v oblasti pánve



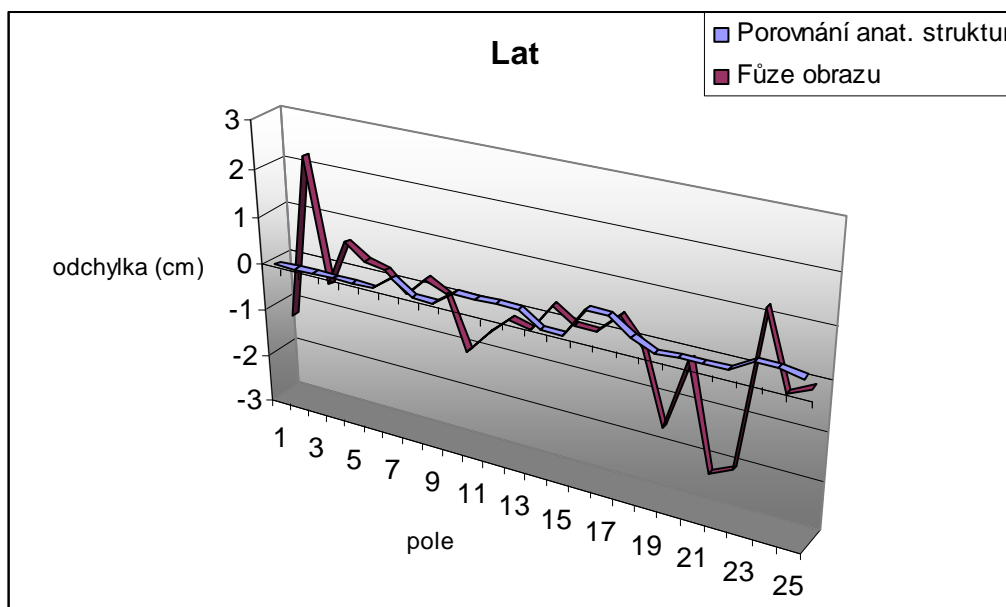
zdroj: Vlastní výzkum

Graf 13: Porovnání velikosti odchylek pro longitudinální osu v oblasti pánve



zdroj: Vlastní výzkum

Graf 14: Porovnání velikosti odchylek pro laterální osu v oblasti pánve



zdroj: Vlastní výzkum

Tabulka 10: Wilcoxonův test pro oblast pánve

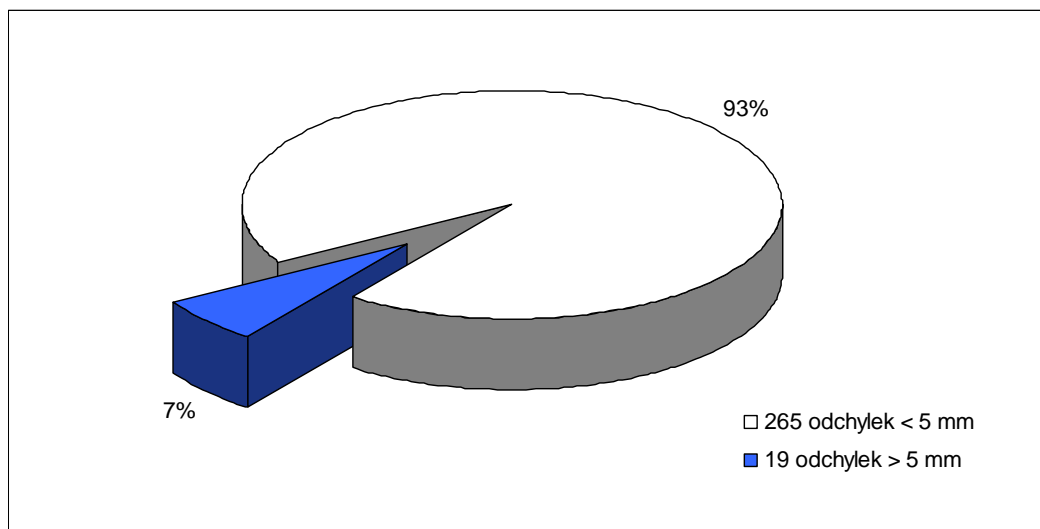
Pacient	Xi-Yi		
	Vrt	Lng	Lat
1.	0	-2,5	-2,5
	0,2	-0,9	-0,9
	0	-2,4	-2,4
	0,5	-1,2	-1,2
2.	0	1,5	1,5
	0,5	2	2
	0,8	2	2
3.	0	0,2	0,2
	-0,3	0,4	0,4
	0	0,5	0,5
	0,1	0,1	0,1
4.	0	0,3	0,3
	-0,7	0,3	0,3
	-0,5	0,3	0,3
5.	0	0,1	0,4
	0	0	0
6.	0,5	3,8	2,8
	0	4,2	3,2
	-0,5	4,6	3,6
	0	3,7	2,7

7.	0	0,3	0,6
	-0,6	0,5	0,5
	0	0,3	0,6
	-0,1	0,6	0,6
8.	0	-1	-0,7
	0	-1,1	-1,1
	0	-1,2	-0,9
	0,1	-1,1	-1,1
9.	0	-1	-1
	0,1	-1,1	-1,1
	0	-1,3	-1,3
	0,4	-1,3	-1,3
10.	0	-1,1	-0,5
	0	-1,2	-1,2
	0	-0,5	0,1
	0,1	-1	-1
11.	0	0	0,1
	0,9	-0,4	-0,6
	0,8	0,1	-0,1
12.	0	1,9	1,5
	0	0,1	-0,3
	0,1	0,3	-0,2
	0	0,3	-0,2
	0	-1,6	-2
	0	-1,3	-1,7
13.	0	-1,9	-1,3
	-0,8	-0,7	-0,5
	0	-0,1	0,5
	-1,4	-0,3	-0,1
14.	0	-0,5	0,2
	0,5	-0,1	0,3
$X_i - Y_i < 0$	14	24	25
$X_i - Y_i > 0$	8	25	25
n	22	49	50
suma+	5,6	28,4	25,3
suma-	-4,9	-26,8	-25,2
T_w	4,9	26,8	25,2
μ_T	126,5	612,5	637,5
σ_T	30,80179	100,5298	103,5917
u	3,947823	5,82613	5,910703
$u_{1\%}$	2,58	2,58	2,58
$u > u_{1\%}$	ano	ano	ano
H_0	ne	ne	ne

zdroj: Vlastní výzkum

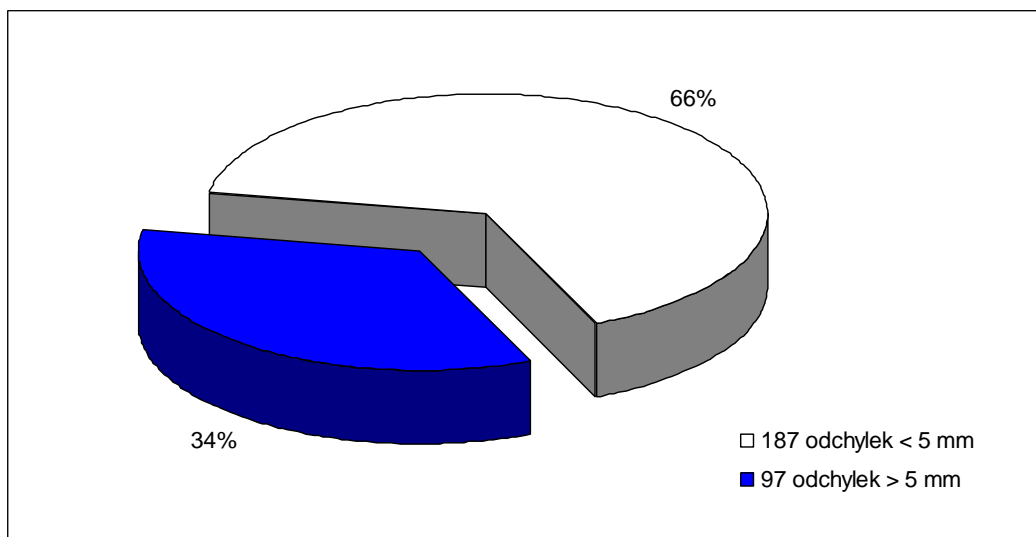
4.2.5 Celkové vyhodnocení získaných dat

Graf 15: Počet odchylek přesahující 5 mm ve všech osách při metodě porovnání anatomických struktur



zdroj: Vlastní výzkum

Graf 16: Počet odchylek přesahující 5 mm ve všech osách při metodě fúze obrazu



zdroj: Vlastní výzkum

Tabulka 11: Výsledky vyhodnocení doby trvání verifikace

	Metoda	
	Porovnání anatomických struktur	Fúze obrazu
počet verifikací delších než 2 minuty	99	5
průměrný čas verifikace jednoho pole (sec.)	137	54
maximální doba trvání verifikace jednoho pole (sec.)	851	146
minimální doba trvání verifikace jednoho pole (sec.)	20	31

zdroj: Vlastní výzkum

Tabulka 12: Výsledky vyhodnocení velikosti odchylek

	Metoda					
	Porovnání anatomických struktur			Fúze obrazu		
	<i>VRT</i>	<i>Lng</i>	<i>Lat</i>	<i>VRT</i>	<i>Lng</i>	<i>Lat</i>
průměr velikosti odchylek	-0,07	0,04	0,11	-1,55	0,27	-0,6
maximální kladná odchylka	8	10	7	28	32	22
maximální záporná odchylka	-8	-14	-7	-42	-37	-32
počet odchylek > + 3 mm	10	16	21	12	46	17
počet odchylek < - 3 mm	12	12	20	22	45	20
počet odchylek > 0 mm	22	28	41	34	91	37

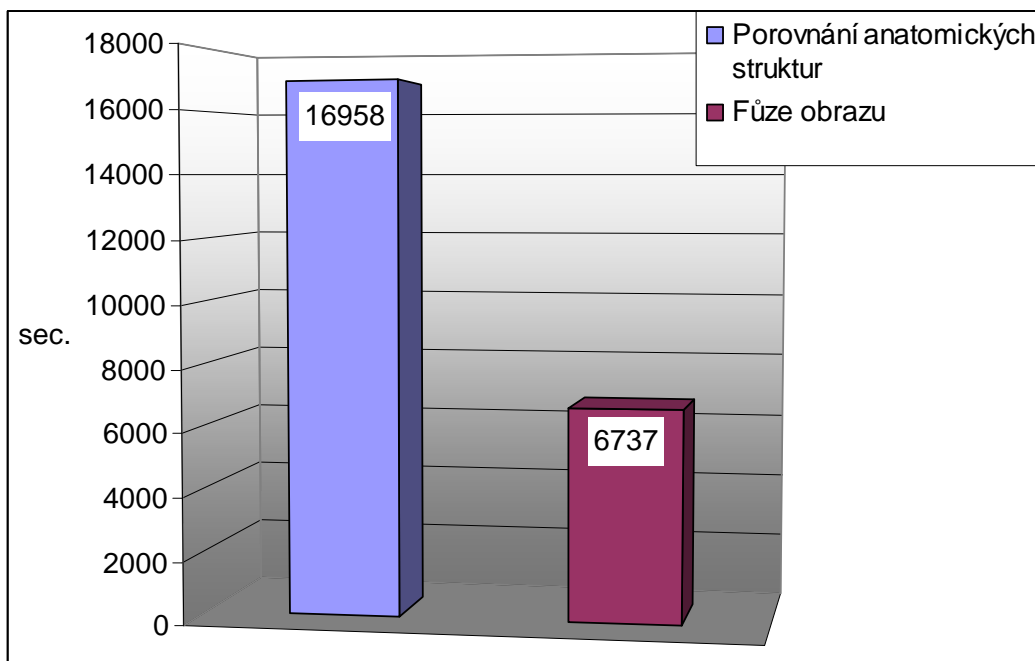
zdroj: Vlastní výzkum

Tabulka 13: Srovnání obou metod v jednotlivých osách pomocí F – testu.

F - test		
<i>Vrt</i>	<i>Lng</i>	<i>Lat</i>
2,5545E-22	2,0696E-53	9,0856E-22

zdroj: Vlastní výzkum

Graf 17: Celková doba vyhodnocení verifikace postavení všech ozařovacích polí



zdroj: Vlastní výzkum

5. DISKUSE

Vznik odchylek v postavení ozařovacích polí může být daný pohybem kůže jehož příčinou je dýchání, ztráta hmotnosti nebo relaxace pacienta, jak uvádí W. C. Hurkmans^[14].

Při vyhodnocování verifikace ozařovacích polí na simulátoru Acuity hrají významnou roli podmínky při vyhodnocení. Osvětlení místnosti, při které se provádí lokalizace nádorového ložiska a vyhodnocování verifikace postavení ozařovacích polí, nevyhovuje při administrativních činnostech. Nutno volit kompromis.

Radiologický asistent který je často střídán na různá pracoviště, se nemusí vždy při vyhodnocování struktur do portálového snímku shodovat s ostatními kolegy. Na některých pracovištích se, kvůli minimalizaci subjektivní chyby hodnotitele, přiklání k tomu, že je vyčleněn radiologický asistent pouze pro hodnocení verifikace ozařovacích polí.

Chybějící zakreslení anatomických struktur do referenčního snímku prodlužuje dobu potřebnou k vyhodnocení řezu obrazu. Tím je tato metoda, která je rychlejší a přesnější, pro praktické používání zbytečně diskvalifikována.

Dalším ztížením při provádění verifikace ozařovacích polí je přítomnost zámků u fixačního zařízení, který se nachází na ozařovací desce (CT, simulátoru, lineárního urychlovače) v oblasti pánve. Jeho nevýhodou je, že nepříznivě působí při zakreslování referenčních bodů portálových snímků.

6. ZÁVĚR

Zvoleným cílem předložené práce je vyhodnocení obou metod verifikace postavení ozařovacích polí na simulátoru Acuity z hlediska časové náročnosti a odchylek polohy. Druhým cílem je posoudit obě metody z hlediska podmínek při verifikaci.

Stanovil jsem si kritéria pro výběr pacientů do zkoumaného souboru. Při výběru jsem se omezil na 4 diagnózy/oblasti: oblast hlava – krk, ca mammae, ca plic, oblast pánve. Jedná se o diagnózy / oblasti které se často vyskytují, a jejich léčba probíhá na onkologickém oddělení Nemocnice České Budějovice a.s. Dalším důvodem výběru těchto diagnóz / oblastí je, že odchylky v postavení polí u těchto diagnóz mohou vést k významnému poškození pacienta, vzniku časných i pozdních poiradiačních komplikací. Důvodem pro výběr diagnózy / oblasti hlava - krk, prostata technikou IMRT je, že vyžaduje vyšší nároky na minimalizaci odchylek v postavení ozařovacích polí.

Při simulaci na simulátoru Acuity jsem si zaznamenával odchylky v postavení ozařovacích polí společně s dobou trvání pro každé pole, které zjistil obsluhující personál při verifikaci ozařovacího plánu při použití metody porovnání anatomických struktur. Z provozních důvodů - vytížení simulátoru a neúměrné prodlužování doby simulace, nebylo možné současně provádět vyhodnocení metodou fúze obrazu.

Pro metodu fúze obrazu již byla v systému *Varis* uložena potřebná data. Rozhodl jsem se tuto metodu (kvůli blokování jak provozu na simulátoru, tak i obsluhujícího personálu) provést sám v identickém SW prostředí na jiné pracovní stanici.

Pracovník provádějící simulaci má na výběr ze dvou metod:

- metoda porovnání anatomických struktur
- metoda fúze obrazu

Předpokládal jsem hypotézu, že při verifikaci ozařovacích polí se více využívá porovnání anatomických struktur verifikovaného snímku s referenčním snímkem, než jejich fúze.

Předpokládal jsem shodnost obou souborů dat, ale hodnocení pomocí Wilcoxonova testu tento předpoklad vyvrátila (stejný závěr lze odvodit ze závěru F – testu).

Příčina minimálního využívání metody fúze obrazu je v prvotně v procesu vlastní tvorby ozařovacího plánu, kdy na plánovací konzoli nejsou zakresleny referenční anatomické struktury do referenčního snímku. Anatomické struktury je pak nutno dodatečně zakreslit před vlastním ověřováním. Z toho vyplývá delší doba vyhodnocení odchylek pokud jsou anatomické struktury zakreslovány dodatečně. Je-li na výběr ze dvou metod, a jedna z nich je časově náročnější, přiklání se užívání k druhé časově méně náročné. Z výsledků práce ovšem vyplývá, že metoda fúze obrazu je přesnější a z hlediska časové náročnosti rychlejší, pokud jsou předem zakresleny referenční struktury. Po splnění této podmínky by se mohlo dojít k rozšířenějšímu využívání metody fúze obrazu.

Při získávání dat na Onkologickém oddělení Nemocnice České Budějovice a.s. jsem se setkal z několika problémy různého charakteru. Při technice IMRT u ca prostaty se přes oblast stydké spony promítal obraz zámku fixačního zařízení, který znemožňoval zakreslení referenčního bodu. Dalším problémem bylo nekvalitní rozlišení DRR snímku. V některých případech vzdálenost CT skenů z kterých bylo DRR vygenerováno dosahovalo až 10 mm, což se ukázalo jako velmi nedostačující pro zakreslení struktur i samotné vyhodnocení metody fúze obrazu. Při zakreslování struktur neobsahoval portálový snímek celé ozařované pole. U některých pacientů jsem se tudíž musel uchýlit k náhradní pozici značek. Dle mého názoru si myslím, že volba kostěného DRR při srovnání s portálovým snímkem, kde jsou vidět plíce a velmi málo kostěné struktury, není příliš vhodná.

Rozdíl v počtech pacientů hodnocených metodou porovnání anatomických struktur a metodou fúze obrazu:

1. K verifikaci postavené ozařovacích polí jsem mohl využít pouze dat uložených ve verifikačním systému *Varis*,
2. Nemohl jsem provádět postupy, které vedou ke změně dat.

Metoda porovnání fúzí obrazu vyžaduje úplné zadání a uložení v systému. Z důvodu neúplnosti nebylo možné 43 pacientů vyhodnotit metodou fúze obrazu.

Vhodnost použití metody fúze obrazu nevyplývá pouze z výsledků získaných v této práci, ale vyplývá z obecných požadavků systémů jakosti. Systémy jakosti vyžadují, aby všechny položky a postupy byly jednoznačné a úplně popsány a zdokumento-

vány. I z těchto důvodů je vhodnější metoda fúze obrazu. Výsledky jednotlivých porovnání jsou v systému uloženy a je možné se k nim kdykoliv vrátit. Systém dále umožňuje export výsledků porovnání pro další zpracování. U metody porovnání anatomických struktur nelze výsledky automaticky ukládat, lze pouze pořizovat výtisk obrazovky, který však není automaticky přiřazen k pacientovým datům. Následné vyhodnocování a export do jiných programů lze provádět jen obtížně.

Se získanými poznatky budou seznámeni pracovníci Onkologického oddělení Nemocnice České Budějovice a.s. (především personál obsluhující simulátor).

7. KLÍČOVÁ SLOVA

Simulátor	<i>(Simulator)</i>
Metoda porovnání anatomických struktur	<i>(The method of anatomical structures comparison)</i>
Metoda fúze obrazu	<i>(The method of picture fusion)</i>
Verifikace	<i>(Verification)</i>
Simulace	<i>(Simulation)</i>
Ozařovací pole	<i>(Treatment field)</i>
Radioterapie	<i>(Radiotherapy)</i>
DRR	<i>(Digitally reconstructed radiographs)</i>

8. SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

AP (Anterior – posterior)	předozaďní pole
Ca (Carcinoma)	karcinom (zhoubný nádor)
CT (Computed Tomography)	počítačová tomografie
DRR (Digitally Reconstructed Radiograph)	digitálně rekonstruovaný rentgenogram
EPID (Electronic Portal Imaging Device)	přístroj pro portálové zobrazování
IMRT (Intensity Modulated Radiation Therapy)	modulovaná intenzita svazku záření
LAT (Laterální osa)	příčná osa
LNG (Longitudinální osa)	podélná osa
MLC (Multi – Leaf Collimator)	mnoholistový kolimátor
MR (Magnetic Resonance)	magnetická rezonance
MU (Monitoring units)	monitorovací jednotky
PA (Posterior – Anterior)	zadopřední pole
PET (Pozitron Emission Tomography)	pozitronová emisní tomografie
QA (Quality Assurance)	kontrola kvality
SAD (Source – axis Distance)	vzdálenost zdroj – osa rotace
SPECT (Single Photon Emission Tomography)	jednofotonová emisní tomografie
SSD (Source - skin distance)	vzdálenost ohnisko - kůže
SW (Software)	programové vybavení
TPS (Treatment Planing System)	system pro plánování radioterapie
UZ, US (Ultrasonography)	ultrazvukové vyšetření
VRT (Vertikální osa)	svislá osa
ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements)	Mezinárodní komise pro radiační jednotky a měření

9. SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

Monografie

- 1) DOLEČKOVÁ, M.: *Radioterapie III. (doplňkové texty pro RA)*, České Budějovice, ZSF JCU, 2007. 20 s.
- 2) HINDLS, R., HRONOVÁ, S.: *Odhady a testy - manuál*, Fakulta informatiky a statistiky VŠE, Praha 2003. s 128.
- 3) KUBÁNKOVÁ, V., HENDL, J.: *Statistika pro zdravotníky*, 1. vyd., Zdravotnické aktuality MZ ČSR, Svazek 208, Praha: Avicenum, 1987, s. 280.
- 4) Radiační ochrana. Doporučení. *Zavedení systému jakosti při využívání významných zdrojů ionizujícího záření v radioterapii - Radiologické události v systému jakosti pracoviště*, SÚJB Praha 2008, str. 39.
- 5) Radiační ochrana. Doporučení. *Zavedení systému jakosti při využívání významných zdrojů ionizujícího záření v radioterapii – Radioterapeutické simulátory*, SÚJB, červen 2003, s. 62, dostupné z: http://www.sujb.cz/docs/26-radioterap_simulatory.pdf
(cit. 30.3.2009)
- 6) Radiační ochrana. Doporučení. *Zpracování programu zabezpečování jakosti pro provádění předepsaných zkoušek zdrojů ionizujícího záření*, SÚJB Praha v nakladatelství NUKLIN v Ústavu jaderných informací Zbraslav, a.s., březen 1999, s. 27.

- 7) ŠLAMPA, P., PETERA, J., et al.: *Radiační onkologie*, 1. vyd., Galén, Karolinum, 2007, s. 457, ISBN 978-80-7262-496-0 (Galén), ISBN 978-80-246-1443-4 (Karolinum).
- 8) ZÁMEČNÍK, J.: *Radioterapie*. 1. vyd., Praha: Avicenum, 1983, s. 496, ISBN 08-055-83

Bakalářské práce

- 9) HARTMANOVÁ, M.: *Analýza odchylek v lokalizaci ozařovacích polí v průběhu ozařování pomocí EPID u pacientů s nádory konečnicku*. České Budějovice, 2008. 55 s. Bakalářská práce na Zdravotně sociální fakultě Jihočeské univerzity na Katedře radiologie a toxikologie. Vedoucí práce MUDr. Miluše Dolečková, Ph.D.
- 10) JANOUŠKOVÁ, V.: *Úloha simulátoru z pozice radiologického asistenta*. České Budějovice, 2007. 88 s. Bakalářská práce na Zdravotně sociální fakultě Jihočeské univerzity na Katedře radiologie a toxikologie. Vedoucí práce RNDr. Petr Berkovský.
- 11) LOŠKOVÁ, M.: *Ověřování IMRT plánů*. České Budějovice. 2008. 52 s. Bakalářská práce na Zdravotně sociální fakultě Jihočeské univerzity na Katedře radiologie a toxikologie. Vedoucí práce Mgr. Petr Malecha.
- 12) ROSICKÝ, V.: *Verifikace a vyhodnocení nastavení pacienta v radioterapii*. České Budějovice, 2007. 68 s. Bakalářská práce na Zdravotně sociální fakultě Jihočeské univerzity na Katedře radiologie a toxikologie. Vedoucí práce doc. MUDr. Karel Odrážka, Ph.D.

- 13) TÁBORSKÁ, H.: *Úloha verifikačního systému, a verifikace obecně, v moderní radioterapii*. České Budějovice, 2008. 82 s. Bakalářská práce na Zdravotně sociální fakultě Jihočeské univerzity na Katedře radiologie a toxikologie. Vedoucí práce Ing. Karel Polák.

Články z časopisů:

- 14) HURKMANS, W. C., et al., Set-up verification using portal imaging; review of current clinical practice. In *Radiotherapy & Oncology: Journal of The European Society for Therapeutic Radiology and Oncology*. February 2001, Vol. 58, No. 2, p. 105-120.
- 15) KOLÁŘOVÁ, I., a kol., Nové metody radiologie, *Vojenské zdravotnické listy*, 2008, roč. 77, č.3, s. 93-97. Dostupné z:
<http://www.pmfhk.cz/VZL/VZL3_2008/04-Kolářová.pdf> [on-line]
[cit. 2009-04-08]

Články ze sborníků:

- 16) BINAROVÁ, A., Souboj titánů: XVI vs portál vs planar view, In: *Radiační onkologie 2009 (Sborník příspěvků)*, Hradec Králové, Klinika onkologie a radioterapie LFUK a FN Hradec Králové, 1. vyd., 2009, s. 175, ISBN 978-80-254-3145-0
- 17) KLEMPÍŘOVÁ, P., HÜBLOVÁ, K., Portálový vyhodnocovací systém (Portal Vison), In: *Radiační onkologie 2009 (Sborník příspěvků)*, Hradec Králové, Klinika onkologie a radioterapie LFUK a FN Hradec Králové, 1. vyd., 2009, s. 175, ISBN 978-80-254-3145-0

Manuály:

- 18) *Acuity. Customer Acceptance Procedure, Varian, P/N: TM695530000, CAP- AV Issue M, October/2008*
- 19) *Acuity Reference Guide, Varian P/N B402402R01A, 14/January/2005*
- 20) *Vision, Operators Manual Varian, PN VA B4 01304-01, July/1998*
- 21) *Vision, Using SomaVision, PN B4 01491-01, November/1999*
- 22) *Vision, Using Vision, PN B4 01398-01, January/2000*

Elektronické zdroje

- 23) *Národní radiologické standardy – radiační onkologie/radioterapie. MZ ČR a Společnost radiační onkologie, biologie a fyziky 2007. [on-line]. Dostupný z: <http://www.srobf.cz/dokumenty/standard_RT_2007.doc> [cit. 2009-04-21]*
- 24) PETERA, J.: *Slovníček odborných pojmů z onkologie*
Česká onkologická společnost ČLS JEP pacientům [on-line]. Dostupné z:
<<http://www.linkos.cz/pacienti/slovnicek.php?s=1&text=oza%F8ovac%ED%20pl%E1n>>
[cit. 2009-04-23]. Poslední úpravy 23.4.09.

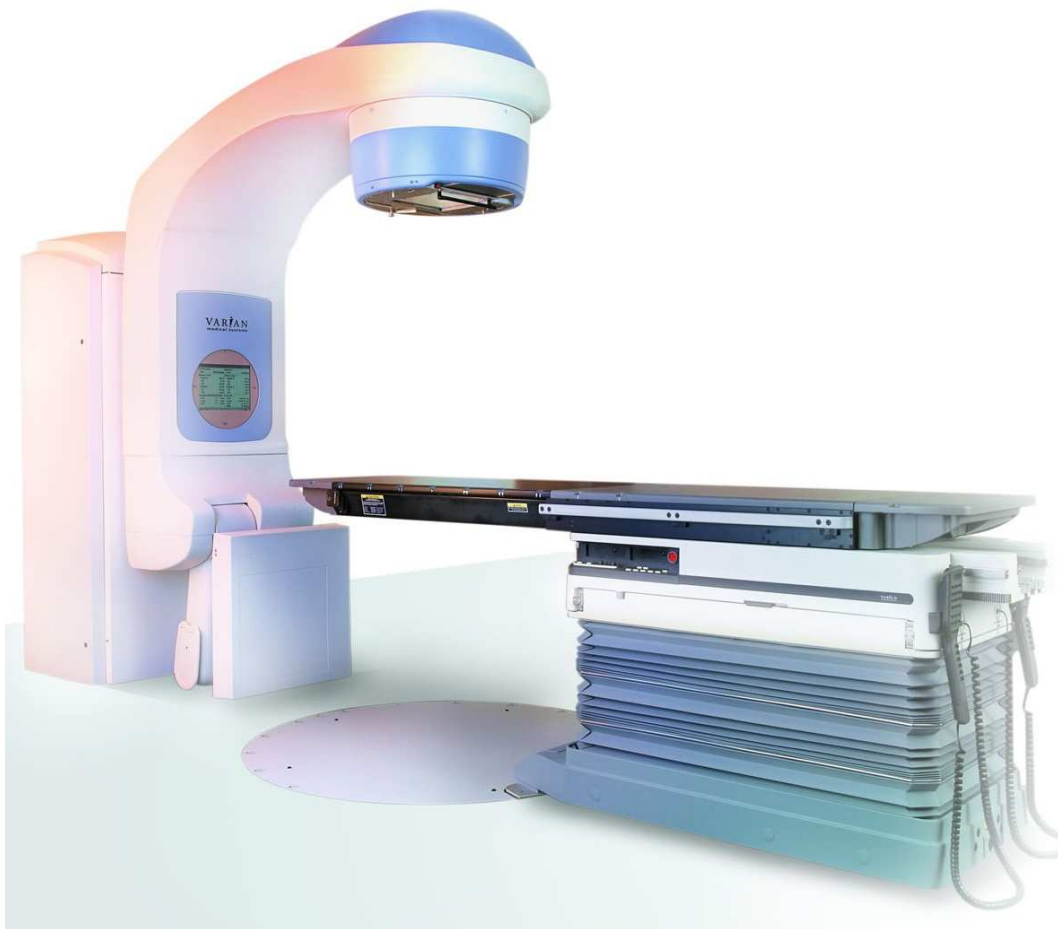
25) *Simulátor Acuity s polohovacím stolem*. [on-line]. Dostupné z:
<http://www.medoro.org/download/amedis/content_pics/content/simulation/images/Acuity%20HR%20-%20no%20background_jpg.jpg>. [cit. 2009-03-03]. Poslední úpravy 25.3.08.

26) *Slovník pojmů*. Technická univerzita v Liberci
Fakulta přírodovědně-humanitní a pedagogická, [on-line]. Dostupné z:
<http://www.fp.vslib.cz/kfl/materialy/FVI/Html/04_pojmyV.htm>
[cit. 2009-04-13]

10. PŘÍLOHY

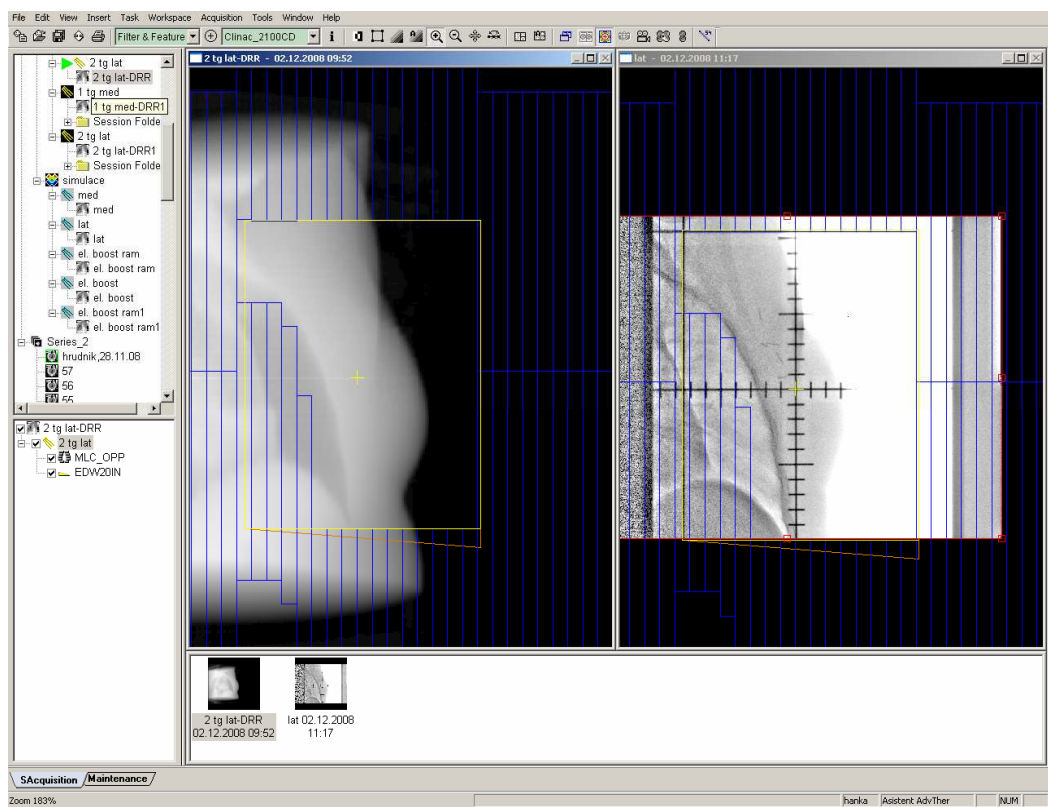
- Příloha 1:* Simulátor Acuity
- Příloha 2:* DRR & Simulační snímek
- Příloha 3:* DRR & Portálový snímek
- Příloha 4:* Izodózní plán
- Příloha 5:* EPID
- Příloha 6:* Celková tabulka souboru pacientů
- Příloha 7:* Toleranční tabulka pro oblast hlava – krk s fixací
- Příloha 8:* Toleranční tabulka pro oblast pánve a hrudníku
- Příloha 9:* Toleranční tabulka pro ozařovací techniku IMRT pánve

Příloha 1: Simulátor Acuity



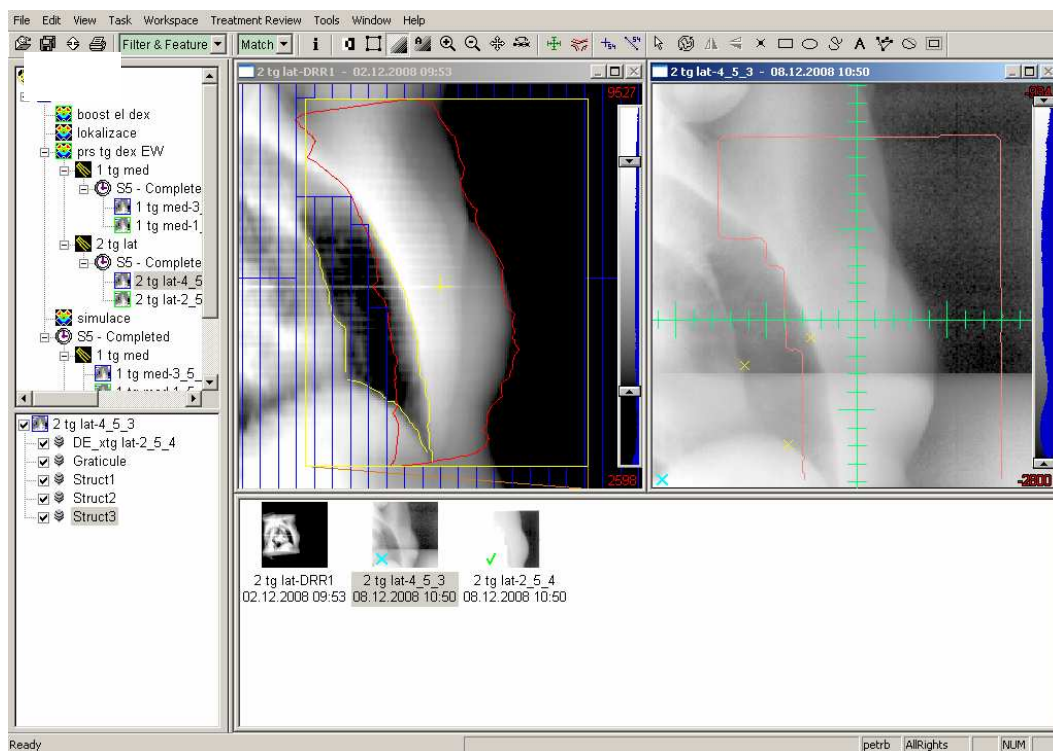
zdroj: Seznam použité literatury^[25]

Příloha 2: DRR & Simulační snímek



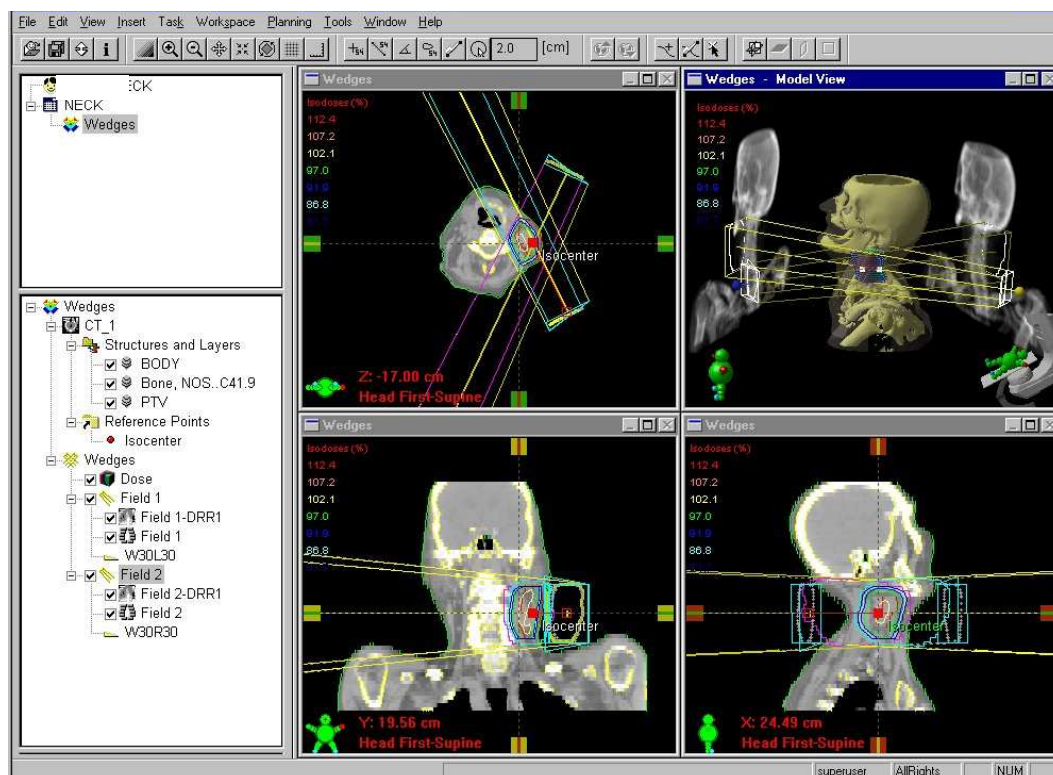
zdroj: ONO Nemocnice České Budějovice a.s.

Příloha 3: DRR & Portálový snímek



ONO Nemocnice České Budějovice a.s.

Příloha 4: Izodózní plán



zdroj: ONO Nemocnice České Budějovice a.s.

Příloha 5: EPID



zdroj: ONO Nemocnice České Budějovice a.s.

Příloha 6: Tabulka souboru pacientů

Pacient	Pohlaví	Ročník	Váha	Dg. / oblast	Technika	Pole	Porovnání anat. struktur				Fúze obrazu				
							Vrt	Lng	Lat	Čas	Vrt	Lng	Lat	Čas	
1.	M	1952	85	příce	2 kontra	AP		0	-0,6	1:43		-0,6	0,3	0:54	
						PA		0	-0,6	2:33		-0,2	-0,3	1:14	
2.	F	1946	79	prs	2 tg. pole	AP		0	0	0:33		-0,8	0,9	0:44	
3.	M	1950	55	příce	2 kolmé	AP		0	-0,5	5:15		-0,5	0,2	0:43	
						DEX	-0,3	0		3:00	2,8	-3,7		0:44	
4.	F	1932	70	pánev	BOX	PA		0	0	0:58		2,5	-1,3	0:46	
						SIN	0	0		0:33	-0,2	0,9		0:43	
						AP		0	0	0:39		2,4	2,2		0:46
						DEX	0	0		1:04	-0,5	1,2		0:37	
5.	M	1936	96	pánev	T-technika	PA		0	0	0:40		-1,5	-0,4	0:46	
						SIN	0,5	0		2:12	0	-2		0:45	
						DEX	0,5	0		1:13	-0,3	-2		1:03	
6.	F	1955	80	prs	2 tg. pole	med.	0	0	0	0:27	0,2	-0,1	0,2	0:42	
						lat.	0	0	0	3:01	0,1	0,3	0,1	0:41	
7.	F	1941	100	prs	2 tg. pole	med.	0	0	0	2:29	0	0,2	0	0:55	
						lat.	0	0	0	1:06	0,6	0,4	-0,5	1:03	
8.	F	1942	98	hlava-krk	IMRT	DEX	0	0		2:09	-0,4	-0,5		0:46	
						AP		0,2	-0,2	10:31		-0,9	0	0:47	
9.	F	1952	51	prs	boost	AP		-0,4	0	4:08		-0,6	0,1	1:25	
						2 tg. pole	med.	0	0	0	0:50	0,1	-0,4	0,1	1:00
							lat.	0	0	0	0:41	0,1	0,1	0,1	0:56
10.	M	1949	90	příce	2 kontra	AP		0	0	2:51		-0,4	0,3	0:52	
						PA		0	0	0:49		-0,3	-0,4	1:40	
11.	F	1962	63	prs	boost	AP		0	0,7	2:24		-0,3	0,6	0:46	
						2 tg. pole	med.	0,1	0	0,7	0:51	0	0,7	0	1:36
							lat.	0,1	0	0,7	0:42	-0,2	0,7	-0,1	0:54
12.	F	1952	49	prs	2 tg. pole	med.	0	0	0	2:02	-0,8	0	-0,6	1:13	
						lat.	0	0	0	3:34	-0,6	0,5	-0,6	0:37	
13.	F	1955	75	prs	2 tg. pole	med.	0	0	0	2:25	-0,4	-0,6	-0,3	1:18	
						lat.	0	0	0	1:11	-0,7	-0,9	-0,5	1:00	
14.	F	1942	80	prs	2 tg. pole	med.	0	0,4	0	2:10	-0,4	0,5	-0,3	0:45	
						lat.	0	0,4	0	1:07	-0,4	0,5	-0,3	0:40	
15.	F	1954	56	příce	2 kontra	AP		0	0	2:30		-0,7	0,2	0:49	
						PA		0	0	1:17		-0,5	-0,2	1:01	
16.	F	1932	47	pánev	BOX	AP		0	0	1:36		-0,2	0,6	0:57	
						SIN	0	0		0:47	0,3	-0,4		0:51	
						PA		0	0	0:52		-0,5	0,3	0:49	
						DEX	0	0		1:21	-0,1	-0,1		2:26	
17.	F	1946	84	pánev	T-technika	PA		0	0	1:10		-0,3	0,2	0:55	
						SIN	0	0		3:10	0,7	-0,3		0:58	
						DEX	0	0		1:38	0,5	-0,3		0:46	
18.	F	1953	64	prs	boost	AP		0	-0,5	3:58		-0,5	1,1	0:53	
						2 tg. pole	med.	0	0	-0,5	0:21	-0,3	-0,3	0,2	0:56
							lat.	0	0	-0,5	0:53	0,1	0,1	-0,1	0:45
19.	F	1946	49	příce	boost	AP		0	0	1:05		-0,1	0,2	0:41	
						2 kontra	AP		0	0	1:38		0	0,6	0:37
						PA		0	0	1:00		-0,5	1,9	0:58	

20.	M	1944	79	pánev	IMRT	AP			0	0,3	1:27		-0,1	-0,2	2:15
						DEX	0	0		0:50	0	0		2:21	
21.	M	1951	65	hlava-krk	IMRT	AP			0	0	3:01		-1,5	-0,1	0:53
						DEX	0	0		1:23	-0,6	-2,9		1:02	
22.	F	1965	50	hlava-krk	IMRT	AP			0	-0,1	2:43		-0,9	0,5	0:47
						DEX	0	0		0:33	0,2	-1,2		0:40	
23.	F	1933	70	pánev	BOX	DEX	0	1			0:45	-0,5	-2,8		2:23
						AP		1	0	2:05		-3,2	0,2	0:43	
						SIN	0	1		1:36	0,5	-3,6		1:27	
						PA		1	0	0:52		-2,7	0	0:58	
24.	F	1940	70	prs	2 tg. pole	med.	0	0,1	-0,7	7:04	0,1	0,6	0	0:43	
						lat.	0	0,1	-0,7	6:09	0,6	1,4	-0,5	0:46	
25.	F	1952	52	pánev	BOX	PA		0	0,3	1:11		-0,3	-1,1	1:35	
						SIN	0	0		0:39	0,6	-0,5		0:34	
						AP		0	0,3	1:08		-0,3	-0,6	2:16	
						DEX	0	0		0:39	0,1	-0,6		0:35	
26.	F	1940	79	prs	2 tg. pole	med.	0	0	0	1:34	-0,2	-1,2	0,2	0:32	
						lat.	0	0	0	1:22	0,1	-1,2	0	0:38	
27.	F	1973	66	pánev	BOX	AP		0	0,3	1:40		1	-0,2	0:48	
						SIN	0	0		0:46	0	1,1		0:40	
						PA		0	0,3	0:57		1,2	-0,3	0:34	
						DEX	0	0		0:39	-0,1	1,1		0:50	
28.	M	1954	83	hlava-krk	IMRT	AP		0,1	-0,2	2:41		-1,1	0,8	0:46	
						DEX	-0,1	0,1		9:24	0,1	-0,7		0:55	
29.	F	1956	67	pánev	BOX	AP		0	0	2:50		1	0,3	0:42	
						SIN	0	0		4:52	-0,1	1,1		0:35	
						PA		0	0	1:56		1,3	0	0:33	
						DEX	0	0		1:27	-0,4	1,3		0:42	
30.	F	1952	67	pánev	BOX	PA		0	0,6	0:30		1,1	0	0:32	
						SIN	0	0		1:33	0	1,2		0:37	
						AP		0	0,6	2:18		0,5	0,4	0:33	
						DEX	0	0		0:47	-0,1	1		0:35	
31.	F	1933	80	pánev	T - technika	PA		0,2	0,3	8:34		0,2	-0,1	0:42	
						SIN	0,5	0,2		11:31	-0,4	0,6		0:40	
						DEX	0,5	0,2		2:35	-0,3	0,1		0:39	
32.	M	1943	87	hlava-krk	IMRT	AP		0	0	1:36		1,1	0	0:42	
						DEX	0	0		0:51	-0,2	0,6		0:39	
33.	F	1940	86	pánev	BOX	AP		0,5	0,1	5:35		-1,4	-1,6	0:33	
						PA		0,5	0,1	0:42		0,4	-0,1	0:36	
						DEX	0	0,5		0:29	-0,1	0,2		0:31	
						SIN	0	0,5		0:37	0	0,2		0:42	
				boost	2 kontra	PA		0,5	0,1	0:34		2,1	-2,3	0:31	
						AP		0,5	0,1	0:33		1,8	-2,1	0:37	
34.	F	1942	78	prs	boost	AP		0,3	0,4	2:15		-0,2	-0,9	0:37	
						2 tg. pole	med.	0,8	0,3	0,4	10:43	-3,8	2,4	-2,4	0:37
						lat.	0,8	0,3	0,4	1:00	-4,2	2,2	-3,2	0:39	
35.	M	1943	87	hlava-krk	IMRT	AP		0	0	1:44		0,8	0	0:32	
						DEX		0	0	0:52		0,9	-0,1	0:34	
36.	M	1958	85	hlava-krk	IMRT	AP		0	-0,1	3:15		-0,5	0,4	0:55	
						DEX	0	0		3:08	-0,2	-0,1		1:10	

37.	M	1941	78	hlava-krk	IMRT	AP	0	0		3:11	0,2	-0,1		0:41
						DEX		0	0	2:35		-0,1	0,2	0:53
38.	M	1963	78	pánev	BOX	AP		-0,2	0,4	3:33		1,7	1,2	0:49
						SIN	-0,8	-0,2		2:55	0	0,5		0:49
						PA		-0,2	0,4	0:49		-0,1	-0,3	0:48
						DEX	-0,8	-0,2		1:28	0,6	0,1		0:55
39.	F	1955	75	prs	2 tg. pole	med.	0	0	0	1:49	-0,2	0	-0,2	0:59
						lat.	0	0	0	0:37	-0,4	-0,3	-0,3	0:52
40.	F	1954	56	prs	2 tg. pole	med.	0	0	0	0:51	0,1	-0,6	-0,1	0:48
						lat.	0	0	0	0:24	-0,2	-0,1	-0,7	1:05
41.	F	1938	72	prs	boost	AP		0	0	1:38		-0,1	0,3	1:13
					2 tg. pole	med.	0	0	0	2:08	0,5	3,2	1,9	0:50
						lat.	0	0	0	1:32	-0,4	3,2	1,9	1:15
42.	F	1956	60	prs	2 tg. pole	med.	0	0	0	3:05	0,1	-0,5	-0,1	0:44
						lat.	0	0	0	0:55	0	-0,2	0	0:52
43.	F	1948	73	prs	2 tg. pole	med.	0	0	0	2:09	-0,3	0,4	-0,2	0:53
						lat.	0	0	0	0:31	-0,5	0,1	-0,4	0:58
44.	M	1955	79	hlava-krk	IMRT	AP		0	0	1:34		0,5	0	0:59
						DEX	0	0		0:20	0	0,4		1:06
45.	M	1962	89	hlava-krk	IMRT	AP		0	0	3:19		-0,3	0	1:01
						DEX	0	0		2:28	0	-0,7		0:56
46.	M	1947	90	pánev	IMRT	AP		-0,4	0,3	3:21		0,1	-0,1	1:10
						DEX	0,1	-0,4		1:17	-0,4	-0,3		1:04
47.	F	1941	78	prs	2 tg. pole	med.	-0,3	0,3	0	8:07	0,1	0,4	-0,2	1:24
						lat.	-0,3	0,3	0	14:11	-0,2	0,3	-0,1	1:17
48.	F	1950	79	prs	2 tg. pole	med.	0	0,6	0	4:34	-2,2	3,1	1,6	1:01
						lat.	0	0,6	0	0:25	0,2	1	-0,2	0:46
Aritmetický průměr							0,02	0,08	0,03		-0,2	0,03	-0	
Maximální odchylka v kladném směru							0,8	1	0,7		2,8	3,2	2,2	
Maximální odchylka v záporném směru							-0,8	-0,4	-0,7		-4,2	-3,7	-3,2	
Odchylka < - 0,3 cm							2	3	8		19	39	18	
Odchylka > 0,3 cm							6	14	10		9	44	15	
Součet odchylek > 0,3 cm							8	17	18		28	83	33	
Počet verifikací delších než 2 min.											49			5
Nejdelší doba verifikace											14:11			2:26
Nejkratší doba verifikace											0:20			0:31
Průměrná doba verifikace											2:17			0:54

zdroj: Vlastní výzkum

Příloha 7: Toleranční tabulka pro oblast hlava – krk s fixací

Volume Type	Anatomical Code	Diagnosis Code	Histology Code	Volume Code	Color and Style	Add-On Material
Brachy Applicator		Tolerance		Radioactive Source Model		
New Table		Delete Table		New Tolerance		Delete Tolerance

ID	Name	Status	Comment
IMRT	IMRT panev	Active	
C	HLAVA S FIXACI	Active	
B	HLAVA BEZ FIXACE	Active	
A	panev, hrudnik	Active	
PAL	paliativni	Active	

Parameter Type	Tolerance Value	Tolerance Unit	Auto Setup Level
Collimator Rotation	0.2	deg	Remote
Field X	0.1	cm	Remote
Collimator X1/X2	0.1	cm	Remote
Field Y	0.1	cm	Remote
Collimator Y1/Y2	0.1	cm	Remote
Couch Lateral	0.5	cm	Manual
Couch Longitudinal	0.3	cm	Manual
Couch Vertical	0.3	cm	Manual
Gantry Rotation	0.2	deg	Remote
Patient Support Angle	0.5	deg	Manual

zdroj: ONO Nemocnice České Budějovice a.s.

Příloha 8: Toleranční tabulka pro oblast pánve a hrudníku

Volume Type	Anatomical Code	Diagnosis Code	Histology Code	Volume Code	Color and Style	Add-On Material
Brachy Applicator		Tolerance		Radioactive Source Model		
New Table		Delete Table		New Tolerance		Delete Tolerance

ID	Name	Status	Comment
IMRT	IMRT panev	Active	
C	HLAVA S FIXACI	Active	
B	HLAVA BEZ FIXACE	Active	
A	panev, hrudnik	Active	
PAL	paliativni	Active	

Parameter Type	Tolerance Value	Tolerance Unit	Auto Setup Level
Collimator Rotation	0.2	deg	Remote
Field X	0.1	cm	Remote
Collimator X1/X2	0.1	cm	Remote
Field Y	0.1	cm	Remote
Collimator Y1/Y2	0.1	cm	Remote
Couch Lateral	5.0	cm	Manual
Couch Longitudinal	8.0	cm	Manual
Couch Vertical	3.0	cm	Manual
Gantry Rotation	0.2	deg	Remote
Patient Support Angle	0.5	deg	Manual

zdroj: ONO Nemocnice České Budějovice a.s.

Příloha 9: Toleranční tabulka pro ozařovací techniku IMRT pánve

Volume Type	Anatomical Code	Diagnosis Code	Histology Code	Volume Code	Color and Style	Add-On Material
Brachy Applicator		Tolerance		Radioactive Source Model		
New Table		Delete Table		New Tolerance		Delete Tolerance

Tolerance Table			
ID	Name	Status	Comment
IMRT	IMRT pánve	Active	
C	HLAVA S FIXACI	Active	
B	HLAVA BEZ FIXACE	Active	
A	pánve, hrudník	Active	
PAL	paliativní	Active	

Tolerance			
Parameter Type	Tolerance Value	Tolerance Unit	Auto Setup Level
Collimator Rotation	0.2	deg	Remote
Field X	0.1	cm	Remote
Collimator X1/X2	0.1	cm	Remote
Field Y	0.1	cm	Remote
Collimator Y1/Y2	0.1	cm	Remote
Couch Lateral	3.0	cm	Manual
Couch Longitudinal	6.0	cm	Manual
Couch Vertical	2.0	cm	Manual
Gantry Rotation	0.2	deg	Remote
Patient Support Angle	0.5	deg	Manual

zdroj: ONO Nemocnice České Budějovice a.s.