

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav radiologických metod

Marie Landová



**Cone-beam CT a korekce chyb při nastavení u nádorů pánve  
ve FN Olomouc**

Bakalářská práce

Vedoucí práce: MUDr. Yvona Klementová

Olomouc 2011

Prohlašuji, že předložená práce je mým původním autorským dílem, které jsem vypracovala samostatně. Veškerou literaturu a další zdroje, z nichž jsem při zpracování čerpala, v práci řádně cituji a jsou uvedeny v seznamu použité literatury.

Souhlasím s tím, aby byla práce použita ke studijním účelům Fakulty zdravotnických věd Univerzity Palackého v Olomouci.

V Olomouci dne .....

.....

podpis

Chtěla bych poděkovat MUDr. Yvoně Klementové za odborné vedení a cenné rady při zpracování mé bakalářské práce. Zároveň děkuji kolektivu radiologických asistentů a fyziků na Onkologické klinice FN Olomouc za pomoc při sběru podkladů.

## ANOTACE

**Název práce:** Cone-beam CT a korekce chyb při nastavení u nádorů pánve ve FN Olomouc

**Název práce v AJ:** Cone-beam CT and Error Correction of its Adjustment Relating to Pelvic Tumours in Olomouc University Hospital

**Datum zadání:** 2010-11-01

**Datum odevzdání:** 2011-05-13

**Vysoká škola, fakulta, ústav:** Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav radiologických metod

**Autor práce:** Landová Marie

**Vedoucí práce:** MUDr. Yvona Klementová

**Abstrakt v ČJ:** Bakalářská práce se zabývá korekcí chyb při nastavení polohy ozařovaných pacientů s nádory pánve a samotnou metodou, kterou je možné tyto chyby diagnostikovat. Součástí práce je retrospektivní zhodnocení korekcí chyb u vybraných pacientů s diagnózou nádoru prostaty a gynekologickými nádory, léčených na Onkologické klinice FN Olomouc.

**Abstrakt v AJ:** This Bc. thesis is devoted to the correction of errors arising during the positioning of irradiated patients with pelvic tumours and describes a specific method enabling such errors to be diagnosed. This thesis also includes a retrospective assessment of error corrections in selected patients with diagnosed prostate tumours

and gynaecological tumours who were treated by the Oncology Clinic, University Hospital in Olomouc.

**Klíčová slova v ČJ:** cone-beam CT, verifikace, radioterapie řízená obrazem, radioterapie s modulovanou intenzitou

**Klíčová slova v ČJ:** cone-beam CT, verification, image-guided radiotherapy, intensity modulated radiotherapy

**Rozsah:** 37 s., 5 s. příloh

# OBSAH

ANOTACE .....	4
OBSAH.....	6
ÚVOD.....	8
1 VERIFIKACE.....	9
1.1 Základní informace o verifikaci.....	9
1.2 Vývoj verifikačních metod .....	9
1.3 Vymezení pojmů.....	10
1.3.1 Radioterapie s modulovanou intenzitou (IMRT).....	10
1.3.2 Radioterapie řízená obrazem (IGRT) .....	12
2 CONE-BEAM CT.....	14
2.1 Kilovoltážní cone-beam CT (kV CBCT).....	14
2.1.1 Konstrukce .....	15
2.1.2 Flat-panel detektor .....	15
2.1.3 Vznik rentgenového záření .....	16
2.1.4 Field Of Views (FOV) .....	17
2.1.5 Kolimátory .....	18
2.1.6 Vznik a rekonstrukce obrazu .....	18
2.2 Megavoltážní cone-beam CT (MV CBCT) .....	20

2.2.1 Konstrukce .....	20
2.2.2 Princip .....	20
2.3 Výhody a nevýhody CBCT.....	21
2.4 Korekce chyb .....	21
Praktická část .....	22
ZÁVĚR .....	31
BIBLIOGRAFICKÉ A ELEKTRONICKÉ ZDROJE.....	32
SEZNAM ZKRATEK .....	34
SEZNAM OBRÁZKŮ .....	35
SEZNAM TABULEK .....	36
SEZNAM GRAFŮ .....	36
SEZNAM PŘÍLOH.....	37
Příloha č. 1 Exac Trac X-Ray 6D .....	I
Příloha č. 2 Umístění diagnostického CT a ozařovače v jedné místnosti.....	II
Příloha č. 3 Lineární urychlovač s cone-beam CT.....	III
Příloha č. 4 Znárodnění small, medium a large FOV .....	IV
Příloha č. 5 Megavoltážní cone-beam CT .....	V

# ÚVOD

Tématem mé bakalářské práce je Cone-beam CT a korekce chyb při nastavení u nádorů pánve ve FN Olomouc.

Technický vývoj v radioterapii umožnil zvýšení aplikované dávky do nádoru, související výrazné snížení dávky v okolní zdravé tkáni a tím zkvalitnění léčby a zlepšení léčebných výsledků. Ale jak zajistit stejné nastavení pacienta při každém ozáření, aby nedošlo k poddávkování nádoru, nebo naopak k přeexponování rizikových orgánů? Právě tímto problémem se mimo jiné zabývají i verifikační systémy.

Cílem mé práce je přiblížit jednu z nejčastějších metod radioterapie řízené obrazem (IGRT), kterou je cone-beam CT. V teoretické části uvádím základní informace o verifikačních systémech, vývoj verifikace a ozařovací techniku, která vedla k vývoji systémů pro kontrolu polohy nádoru v pacientovi. Součástí práce je i výzkumné šetření provedené na Onkologické klinice FN Olomouc, kdy jsem retrospektivně zhodnotila velikosti korekcí při nastavení u nádorů pánve.



# 1 VERIFIKACE

## 1.1 Základní informace o verifikaci

Verifikační systém slouží k verifikaci, ověření správnosti ozáření pacienta. Bývá součástí softwaru ovládání ozařovače, popřípadě k němu může být externě připojen.<sup>[11]</sup> Verifikační systém slouží k přenosu dat, ke komunikaci mezi jednotlivými prvky ozařovacího procesu, zajišťuje kvalitu a v neposlední řadě také bezpečnost provozu.<sup>[13]</sup> Další možností systému je archivace a zpracování obrazů.<sup>[14]</sup> Do softwaru jsou zadávány identifikační údaje o pacientovi a jeho ozařovací předpis už při zahájení léčby. Do systému jsou ukládána veškerá data potřebná k ozáření, tzn. parametry jednotlivých polí, dávka atd. Tyto informace jsou přenášeny z plánovacího systému do ozařovače. Ten je pak schopen zadané parametry u konkrétního pacienta automaticky nastavit. Většina parametrů je fixní, některé umožňují jistou toleranci (např. výška stolu). Pokud se všechny aktuální hodnoty parametrů neshodují, nebo nejsou v toleranci, systém ozáření nespustí.<sup>[13]</sup>

## 1.2 Vývoj verifikačních metod

Nové techniky v radiační onkologii kladou vyšší nároky na přesnou pozici pacienta vzhledem k cílovému objemu. Již od počátku radioterapie se snažili lékaři a fyzici najít způsob, kterým by lokalizovali cílový objem. U radioizotopových (nejčastěji kobaltových) ozařovačů sloužil k verifikaci tzv. kobaltogram. Kazeta s filmem je umístěna pod pacienta a pole je ozářeno malou dávkou. Snímky jsou vyvolávány v temné komoře, stejnou metodou jako klasické rentgenové snímky. Nevýhodou je 2D zobrazení, vysoká časová i personální náročnost.

Pokrok v technice (rozvoj lineárních urychlovačů) znamenal i posun ve verifikaci. Dalším vývojovým stupněm je tzv. elektronický portálový zobrazovací systém (EPID - Electronic Portal Image Device).<sup>[14]</sup> EPID k získání informací o nastavení pacienta využívá megavoltových (dále jen MV) fotonů z léčebného paprsku. Plošný detektor z amorfního křemíku<sup>[10]</sup> je fixován na gantry urychlovače. Po nastavení pacienta podle značek a pozičních laserů jsou pořízeny snímky ze dvou na sebe kolmých úhlů pro rekonstrukci pozice v prostoru. Aktuální snímky jsou porovnány s referenčním obrazem z plánovacího systému tzv. digitálně rekonstruovaným rentgenovým snímkem (DRR – digitally reconstructed radiograph), který je generován z CT řezů. Rozdíl v pozici je vyjádřen číselně a poté jsou odchylky korigovány posunem ozařovacího stolu.<sup>[8]</sup> Portálové snímkování má výhodu v přesnosti a rychlosti vytvoření obrazu a jeho reprodukovatelnosti.<sup>[14]</sup> Nevýhodou však zůstává 2D zobrazení a nízký kontrast MV snímku kvůli vysoké energii fotonů. Přesto jsou na MV snímku dobře viditelné tkáně s vysokou denzitou (např. kosti), které umožňují korigovat nastavení pacienta.<sup>[10]</sup>

## 1.3 Vymezení pojmů

### 1.3.1 Radioterapie s modulovanou intenzitou (IMRT)

Odrážka formuloval definici IMRT takto: „Radioterapie s modulovanou intenzitou (intensity-modulated radiation therapy, IMRT) je pokročilou formou konformní radioterapie. Na rozdíl od 3D-CRT využívá IMRT nejenom tvarování svazku záření, ale navíc zde dochází k modulaci průtoku záření napříč svazkem.“ (Odrážka et al, Moderní metody zevní radioterapie v léčbě karcinomu prostaty, 2010) Modulace svazku je možné dosáhnout několika způsoby. Nejběžněji se v klinické praxi užívají dvě metody, které ovlivňují intenzitu svazku vícelamelovým (= mnoholistovým) kolimátorem (MLC).<sup>[13]</sup> Mnoholistový kolimátor tvoří až 80 páru na sobě nezávislých polohovatelných lamel, díky nimž je možné vytvarovat libovolné

pole. MLC doplňuje standardní kolimátor, který umožňuje vytvořit pouze obdélníkový nebo čtvercový tvar svazku. Polohování lamel je zvoleno plánovacím systémem.<sup>[11]</sup>

- 1) technika mnoha statických polí (step and shoot) – ozařované pole je rozděleno do několika (5-10) segmentů a superpozicí se dosáhne modulace svazku. Napřed se ozáří první segment, pak se lamely MLC posunou a dojde k ozáření druhého segmentu atd. Po posledním naplánovaném segmentu se změní úhel gantry a stejný proces se opakuje u dalšího ozařovaného pole.<sup>[13]</sup> Při každé změně tvaru MLC se záření zastavuje.<sup>[11]</sup>
- 2) technika s dynamickým vícelamelovým kolimátorem (sliding-windows) – lamely se během ozáření plynule pohybují napříč svazkem.<sup>[13]</sup> Jednotlivé lamely (v páru) jsou na sobě nezávislé a mohou se pohybovat odlišnou rychlostí. Díky tomu je možné ozařovat jednotlivé segmenty různě dlouhou dobu a tím měnit modulaci svazku.<sup>[8]</sup>

Díky této technice je možné naplánovat dávku, která přesně napodobuje cílový objem se sníženou dávkou okolní zdravé tkáně. To nám dovolí ozářit cílový objem bez překročení tolerančních limitů rizikových orgánů. Tento způsob je spojen s prudkým poklesem dávky mimo cílový objem, z čehož plyne nutná kontrola nepřesností, verifikaci a lokalizaci pacienta ve vztahu k plánovanému ozařovacímu objemu. Při nedodržení ozařovacího podmínek hrozí poddávkování cílového objemu nebo předávkování kritických struktur, to může mít za následek snížení kontroly nádoru nebo zvýšení toxicity.<sup>[14]</sup> Využití bývá nejčastěji u konkávních nádorů, kde tato metoda šetří rizikové orgány (např. nádor prostaty, kde je rizikovým orgánem rektum). S IMRT je spojeno tzv. inverzní plánování. Nejdříve do plánovacího systému zadáváme požadavky, které se vztahují k cílovému objemu a kritickým orgánům. Můžeme také definovat maximální a minimální dávku, popř. přiřadit k jednotlivým cílovým strukturám koeficienty priority. Plánovací systém poté provede výpočet rozložení dávky.<sup>[8]</sup> Konvenční plánování funguje metodou pokus-omyl.<sup>[13]</sup> Fyzik má zadán cílový objem a musí nalézt způsob, jak jej optimálně ozářit.<sup>[11]</sup> Zadáváme počet polí, jejich upořádání a modifikaci, nikoli požadavky na rozložení dávky. Údaje měníme dokud nevytvoříme vyhovující plán.<sup>[13]</sup> Tento způsob plánování je intuitivní a záleží na zkušenostech lékaře a fyzika.<sup>[8]</sup>

### 1.3.2 Radioterapie řízená obrazem (IGRT)

Radioterapie řízená obrazem (IGRT - image-guided radiation therapy) je jakákoliv ozařovací technika, která během léčebného procesu ověřuje polohu pacienta.<sup>[8]</sup> Dle Odrážky a spol. je IGRT definováno: „IGRT v současném pojetí znamená systematickou verifikaci pozice pacienta před a/nebo během každé frakce radioterapie spojenou s korekcí nepřesnosti nastavení.“ (Odrážka et al, Moderní metody zevní radioterapie v léčbě karcinomu prostaty, 2010) Nepřesnosti jsou způsobeny celou řadou faktorů. Může se jednat o nepřesnosti způsobené odlišnou svalovou tenzí pacienta při jednotlivých nastavení, změna tělesné hmotnosti, dýchací pohyby, nepřesnosti způsobené prací radiologického asistenta při nastavení. U nádorů prostaty se ještě přidávají nepřesnosti způsobené pohybem prostaty uvnitř pánve, které souvisejí s náplní močového měchýře a rekta.<sup>[4]</sup> Distenze rekta posunuje prostatu ve směru kraniálním a ventrálním.<sup>[14]</sup> Součet těchto nepřesností může vést k odchylkám (chybám) od ozařovacího plánu až do cca 2 cm.<sup>[4]</sup>

Díky principu, na kterém pracuje IMRT, se podařilo vystupňovat dávku dodanou do nádoru bez zvýšení dávky v okolní tkáni. Pro další snížení dávky v obklopané tkáni je možné zmenšit okraj plánovacího cílového objemu (PTV), čímž se šetří zdravá tkáň. Cílový objem zahrnuje objem nádoru (GTV) a oblast, kde hrozí mikroskopické šíření nádoru, se nazývá klinický cílový objem (CTV). CTV spolu s přidaným okrajem, kvůli nahrazení denních nepřesností při nastavení a fyziologických změn pohybu orgánů, tvoří PTV. Zmenšení okraje PTV řádově z centimetrů na milimetry je možné docílit využitím IGRT. Tento přístup nám umožnil zvýšení dávky, která se blíží letální dávce nádorových buněk.<sup>[1]</sup>

IGRT technika začínala s elektronickým portálovým zobrazovacím systémem. Jiný způsob kontroly polohy pacienta je systém nazývaný Exac Trac X-Ray 6D, kde jsou dva zdroje rentgenového záření nasměrovány na úhel asi 140° ve vztahu k pozici gantry, která je umístěna na 0°. Další typ IGRT je založený na tom, že přístroj k radioterapii i CT jsou umístěny na ozařovně. V tomto systému je stůl, namontovaný na kolejnicích, společný pro CT i ozařovač. Pacientova poloha je ověřena pomocí CT, poté je upravena dle ozařovacího plánu a pacient je „umístěn“ do referenční polohy

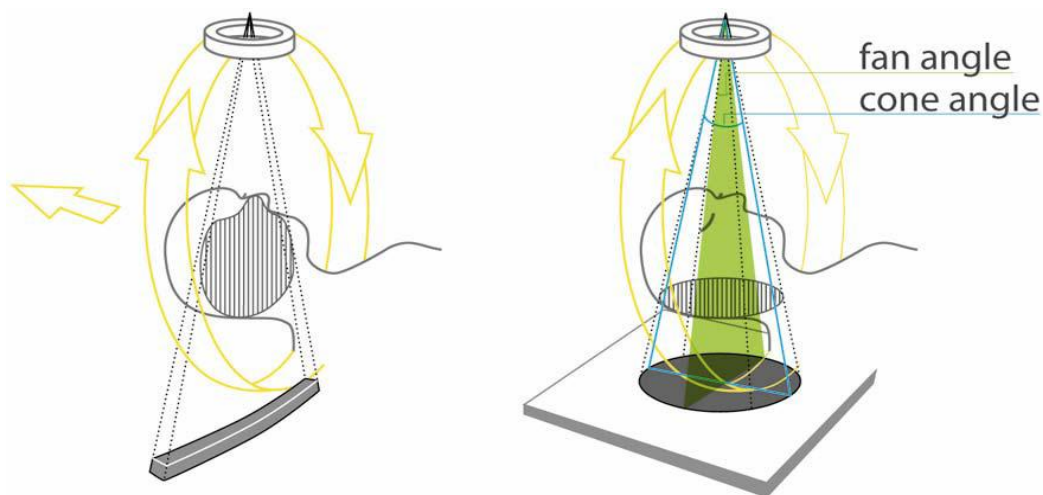
na ozařovači.<sup>[10]</sup> U karcinomu prostaty lze ke kontrole nastavení využít i ultrazvukové zobrazení nebo mikročipy s radiofrekvenční komunikací.<sup>[8]</sup> Jinou možností pro ověření polohy pacienta je použít cone-beam CT.<sup>[14]</sup>

## 2 CONE-BEAM CT

Cone-beam CT (CBCT) nám poskytuje informace o přesné anatomické poloze pacienta. Rekonstrukcí získaných portálových snímků z různých úhlů je získán výsledný 3D obraz. Výhodou je, že CBCT je pořízeno v ozařované poloze pacienta, tudíž už s ním nedochází k manipulaci.<sup>[9]</sup> CT snímky se poté porovnávají s obrazy referenčními.<sup>[4]</sup> CBCT může být rozděleno do dvou kategorií v závislosti na energii použitých fotonů, kilovoltážní (kV) CBCT a megavoltážní (MV) CBCT. Pro kV CBCT je třeba dodatečného kV zdroje a detektoru, MV CBCT je realizováno lineárním urychlovačem v kombinaci s elektronickým portálovým zobrazovacím systémem (EPID).<sup>[9]</sup> Cone-beam CT je jednou z nejčastějších metod IGRT.<sup>[14]</sup>

### 2.1 Kilovoltážní cone-beam CT (kV CBCT)

Tomografické snímky lze získat několika způsoby. Nejběžnější cestou je použití fan-beam (v překladu vějířovitý svazek) rentgenového záření a následné rekonstrukce snímků jako při běžné CT technologii. Fan-beam svazek je ve směru k pacientovi úzký a prochází celým objemem. Zdroj záření rotuje kolem pacienta za posunu stolu, tím jsou získány snímky z celé požadované oblasti.<sup>[10]</sup> U cone-beam rentgenový paprsek tvoří mezi zdrojem (vrchol kužele) a detektorem (základ) konický tvar.<sup>[5]</sup> Paprsek je tedy v podélném směru širší ve srovnání s fan-beam CT, což umožňuje skenovat požadovaný objem během jedné rotace zdroje záření (rentgenky). Pro techniku IGRT je tedy prakticky nemožné použít fan-beam CT, z důvodů časové náročnosti a mechanické komplikovanosti. Pro účely IGRT se proto využívá cone-beam CT.<sup>[9]</sup> Rozdíl mezi fan-beam a cone-beam svazkem je zobrazen na obrázku č. 1.



Obrázek č. 1 Rozdílná geometrie svazku u fan-beam (vlevo) a cone-beam (vpravo)<sup>[10]</sup>

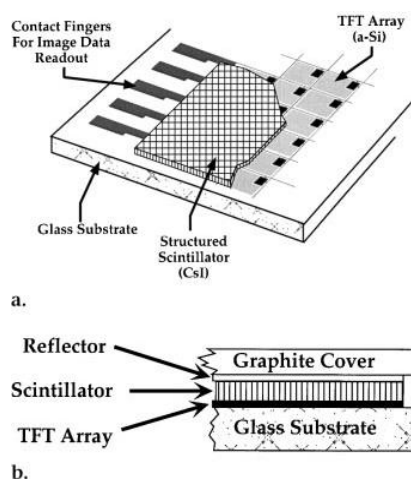
### 2.1.1 Konstrukce

Zobrazovací systém je umístěn na lineárním urychlovači. V úhlu  $90^\circ$  a  $270^\circ$  vůči hlavici urychlovače je namontována na výsuvném rameni kV rentgenka a flat-panel detektor. Rentgenka je vybavena vysokofrekvenčním generátorem a pracuje s napětím v rozmezí 60 – 150 kV. Vzdálenost mezi zdrojem záření a vertikální osou zářiče např. u přístroje Precise Treatment System od firmy Elekta činí 100 cm, vzdálenost mezi ohniskem a detektorem je 155 cm.<sup>[12]</sup> U lineárního urychlovače Elekta Synergy je vzdálenost ohnisko-detektor odlišná, tedy 153,6 cm.<sup>[10]</sup> Konkrétně u lineárního urychlovače Precise Treatment System je paprsek zkvalitněn vnitřní filtrací rentgenky s přídatným filtrem, který je složen z 2 mm hliníku a 0,1 mm mědi. Celková činnost systému je řízena počítačem s operačním systémem Windows 2000. Ke kalibraci systému, obrazové akvizici, cone-beam CT rekonstrukci dostačuje osobní počítač s dvojitým procesorem 1.7-MHz Pentium Xeon a 4GB RAM.<sup>[12]</sup>

### 2.1.2 Flat-panel detektor

Flat-panel detektor umožňuje konverzi energie záření do digitální formy s vysokým prostorovým rozlišením. Detektor je tvořený ze skleněného podkladu,

vrstva na něm je z amorfního křemíku (a-Si). Matice tranzistorů TFT (thin-film transistors, v překladu „tenký film tranzistorů“) je překryta scintilátorem<sup>[3]</sup> (literatura nejčastěji uvádí CsI nebo CsI:TI).<sup>[5, 10, 2]</sup> Poslední vrstvou je ochranný film.<sup>[3]</sup> Konstrukce detektoru je graficky znázorněna na obrázku č. 2.



Obrázek č. 2 Struktura flat-panel detektoru<sup>[3]</sup>

Každá firma užívá pro kV zobrazovací systém jiný název. Firma Elekta jej nazývá XVI (X-ray Volumetric Imaging System).<sup>[10]</sup> Označení On-Board Imager (OBI) používá americká firma Varian Medical Systems.<sup>[2]</sup>

### 2.1.3 Vznik rentgenového záření

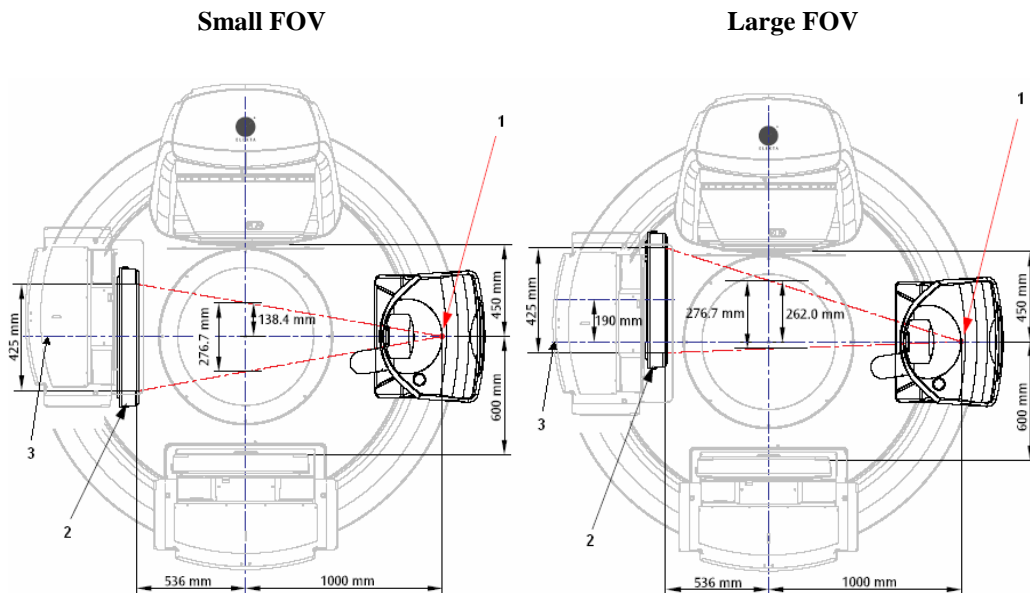
Rentgenové záření vzniká v rentgence. Ta se skládá z katody a anody. Na záporné katodě vzniká mrak elektronů, který je směřován na kladnou anodu. Při nárazu elektronů na anodu se větší část kinetické energie elektronů přemění na teplo a nepatrná část na RTG záření. Čím vyšší je kinetická energie elektronů, tím vzniká kvalitnější záření. Zrychlení elektronů se dosahuje vysokým napětím mezi katodou a anodou. RTG záření se šíří přímočaře a energie záření klesá se čtvercem vzdálenosti od zdroje.<sup>[7]</sup>

Ke kompenzaci klesající energie se u kV CBCT využívá tzv. bowtie filtrů. Pro různá zorná pole se užívá jiný bowtie filtr.<sup>[2]</sup>



### 2.1.4 Field Of Views (FOV)

Nekolimovaný svazek, dopadající na flat-panel detektor, má v průměru 425 mm. Snímky mohou být získány ze tří různých zorných polí (FOV – Field Of Views) – small (malé), medium (střední) nebo large (velké). Rozdíly mezi FOV jsou způsobeny vychýlením od centrální osy paprsku. Tato odchylka je kompenzována posunutím detektoru ve směru nahoru/dolu. Ve small FOV dopadají paprsky kolmo na detektor, což znamená, že odchýlení od centrální osy paprsku je ve směru nahoru/dolu stejný. Dle Johana Renströma rozdíl u přístroje Elekta Synergy činí 138.4 mm. Small FOV pozice umožňuje rekonstruovat objem až do 270 mm v průměru. Změnou na větší FOV dochází k větší kompenzaci paprsku, což má při rotaci kV zobrazovacího zařízení za následek snímání většího objemu pacienta. Small FOV se užívá při snímání rozsahu menším než 270 mm, např. hlavy a krku. Medium FOV může konstruovat snímky do 410 mm v průměru, což je vhodné pro snímání pánve. Pozice large FOV se v praxi nepoužívá. Průměr kužele záření dopadajícího na detektor je pro všechny FOV vždy 425 mm, paprsek se však liší ve sklonu v závislosti na vybraném kolimátoru.<sup>[10]</sup>



Obrázek č. 3 Small FOV ilustruje obrázek vlevo a large FOV je na obrázku vpravo<sup>[10]</sup>

Jiná literatura užívá pro geometrii akvizice označení full-fan (FF) a half-fan (HF). Small FOV přibližně odpovídá FF, kdy je maximální objem pro rekonstrukci 240 mm a vzdálenost mezi rentgenkou a detektorem je 150 cm. FF se stejně jako small FOV používá při zobrazování hlavy a krku pacienta. Medium FOV se blíží označení HF, které se užívá pro získávání obrazu oblasti trupu. HF umožňuje rekonstrukci do velikosti asi 450 mm, vzdálenost rentgenka-detektor je taktéž 150 cm.<sup>[2]</sup>

### **2.1.5 Kolimátory**

Pro každý FOV jsou konstruovány specifické kolimátory, které se můžou vkládat do svazku. Pro jakýkoli FOV existují 3 velikosti, které kolimují svazek v podélném směru, kolimace ve směru nahoru/dolu je pro všechny kolimátory stejná 425 mm. Pro kolimaci v podélném směru se používají kolimátory značené 2, 10 nebo 20. Výběr kolimátoru záleží na tom, jak široký rozsah bude snímán. Výměnou kolimátorů se snižuje radiační zátěž pacienta a zároveň se redukuje rozptyl, který zhoršuje rozlišení obrazu.<sup>[10]</sup>

### **2.1.6 Vznik a rekonstrukce obrazu**

Na flat-panel detektor dopadá RTG záření, které je foto-chemicky scintilátorem (CsI, popř. CsI:Tl) konvertováno na viditelné světlo a detekováno maticí fotodiod.<sup>[5]</sup> Fotodiody přemění světlo na elektrický signál, který je zaznamenán maticí tranzistorů TFT. Každý pixel je poté snímán a převeden do digitální formy.<sup>[3]</sup>

Nejčastěji používaným algoritmem pro rekonstrukci CBCT obrazů je přizpůsobený Feldkamp algoritmus. Feldkamp algoritmus je v podstatě 3D přizpůsobení zpětné filtrace užívané pro fan-beam 2D rekonstrukce. Filtrování neboli konvoluce využívá „jádra“ (v angličtině kernel), matematického filtru na data získaná ještě před zpětnou projekcí.<sup>[5]</sup> Feldkamp algoritmus vychází z filtrované zpětné projekce (FBP - Filtered Back-Projection) s „weighting“ funkcí. Nejdůležitější části algoritmu jsou: základní projekce bez „weighting“ faktoru, filtrace a 3D-zpětná projekce. „Weighting“ faktor kompenzuje dlouhou dráhu fotonů, kterou musí urazit

fotony kvůli velkému úhlu cone-beam svazku od zdroje k objektu. Kompenzace probíhá na úrovni jak fan-angle (tzn. úhel, který ohraničuje šíři paprsku napříč pacientem) a cone-angle (úhel definuje šíři paprsku v podélném směru). Algoritmus pozná data, která ještě nebyla před rekonstrukcí kompenzována. Projekce jsou řízeny řádek po řádku a filtrování je provedeno pouze v transverzálním směru u kompenzovaných projekcí v každém řádku. Filtrace se uskutečňuje pomocí tzv. ramp-filtru. Filtr odstraňuje statický šum ve Fourierově prostoru, který by se mohl objevit ve zpětné projekci. V 3D zpětné projekci jsou všechny projekce lineárně interpolovány v průběhu vychýlení roviny k určení intenzity v každém voxelu pro určitý cone-angle. Intenzity všech těchto voxelů jsou shrnuty a tím je získáno 3D zobrazení. Nevýhodou Feldkamp algoritmu u cone-beam svazku je, že se při snímání rozsáhlé oblasti (např. pánve) mohou vyskytovat u okrajů snímku artefakty. To je způsobeno dlouhou dráhou fotonů při velkých cone-angles a s tím spojený zvýšený šum v rekonstruovaných obrazech. Zvýšený šum je kvůli tomu, že ve srovnání s fan-beam svazkem dosáhne detektoru méně fotonů.

Během jedné 360° rotace systém získá data z celého skenovaného objemu a to jen s mírně nižší kvalitou obrazu ve srovnání s diagnostickým CT. Rotace trvá přibližně jednu minutu, během které systém získá přibližně 650 planárních (2D) obrazů. Ty jsou následně použity pro vytvoření trojrozměrného obrazu.<sup>[10]</sup> V průběhu snímání je každá desátá projekce zobrazena na monitoru. Čas potřebný k rekonstrukci závisí na rekonstrukčních faktorech (např. FOV, rozsah snímání, množství pixelů atd.), většinou však trvá kolem 3 minut. Celkový čas pro akvizici, rekonstrukci, registraci a korekci pozice stolu většinou nepřesáhne 10-ti minut. Snímání může být provedeno jak ve směru hodinových ručiček i v protisměru hodinových ručiček.<sup>[2]</sup>

## 2.2 Megavoltážní cone-beam CT (MV CBCT)

U megavoltážního cone-beam CT (MV CBCT) se pro získání snímků užívá radioterapeutického lineárního urychlovače s energiemi fotonů v řádech mega-elektron voltů (MeV).

### 2.2.1 Konstrukce

MV zobrazovací systém se skládá ze standardní léčebné jednotky (lineárního urychlovače) a flat-panel detektoru adaptovaného na MV fotony.<sup>[6]</sup> U lineárního urychlovače Oncor od firmy Siemens je vzdálenost mezi zdrojem záření a detektorem 145 cm.<sup>[9]</sup> Flat-panel detektor o rozměrech 41 × 41cm je z amorfního křemíku, scintilační vrstva ( $Gd_2O_2S:Tb$ ) překrývá snímače světla a matice tranzistorů TFT. Detektor obsahuje matici 1024 × 1024 TFT. Flat-panel je namontovaný na výsuvném rameni.

### 2.2.2 Princip

Pro získání snímků metodou MV CBCT se užívá uživatelem předdefinovaných CBCT protokolů s parametry pole (tzn. velikost pole, celkovou dávku, vzdálenost – odstup flat-panelu, počáteční úhel atd.). Během akvizice se gantry otočí o úhel 200° (z 270° do 110°, ve směru hodinových ručiček). V každém úhlu je pořízen jeden portálový snímek. Akvizice trvá do 45 sekund. Typická rekonstrukce je 256 × 256 × 274 (velikost voxelu 1.1 × 1.1 × 1.0 mm), začíná ihned po získání prvního portálového snímku a trvá necelé dvě minuty.<sup>[6]</sup>

## 2.3 Výhody a nevýhody CBCT

Jednou z výhod CBCT je možnost získání skenu z relativně velké oblasti zájmu. U kV CBCT lze získat obraz až o velikosti 50 cm v transverzálním řezu a 25 cm v kраниokaudálním. Dalším pozitivem při použití CBCT metody je i nízká časová náročnost. Čas potřebný k získání potřebných dat se pohybuje v rozmezí 35 – 100 sekund. Výhodou je také 3D zobrazení a možnost provedení okamžité korekce polohy pacienta před ozářením.

Naopak negativem je nižší kvalita obrazu oproti referenčním snímkům z plánovacího CT. Vyšetření je spojeno se zvýšením radiační zátěže pacienta.<sup>[14]</sup> Efektivní dávka z jednoho skenu pánve kV CBCT (XVI) při nastavení 120 kV, 1040 mAs, 360° a šířce skenu 14 cm je 4,8 mSv.<sup>[15]</sup>

## 2.4 Korekce chyby

Snímky získané z CBCT se porovnávají s referenčními snímky z plánovacího CT a vyhodnocuje se velikost a směr odchylek.<sup>[14]</sup> Porovnání může být v XVI softwaru provedeno třemi způsoby. V klinické praxi se nejčastěji užívá porovnání, kdy v nastavené oblasti zájmu (tzv. clickbox<sup>[10]</sup>, v jiné literatuře clipbox<sup>[14]</sup>) personál vybere vhodný algoritmus, který provede porovnání automaticky. Algoritmus může být založen na porovnání vysokých denzit (označováno jako „Bone“ porovnání) uvnitř clickboxu nebo na „greyscale“ (v překladu stupeň, odstín šedi) porovnání. „Bone“ (v češtině kost) porovnání srovnává pouze tkáň, která má denzitu 1,5 násobek vody. „Greyscale“ porovnání neužívá clickboxů, při srovnání užívá všech částí obrazu, což zabere více času. Třetím způsobem je porovnání ruční ve třech rovinách.<sup>[10]</sup>, kdy odchylky vyhodnocuje personál. Obecně platí, že manuální porovnání personálem bývá přesnější, ale na druhou stranu trvá déle.<sup>[14]</sup>

## Praktická část

### Úvod

Díky rozvoji nových technik v radioterapii, které zvyšují dávku směřující do nádoru (IMRT) je třeba více kontrolovat během léčebného procesu umístění nádoru v těle. Aby nedocházelo k poddávkování nádoru, nebo naopak k přeexponování okolních tkání (včetně rizikových orgánů). K tomuto účelu slouží IGRT. Nejčastěji užívanou metodou IGRT je cone-beam CT.

Za cíle práce jsem si stanovila:

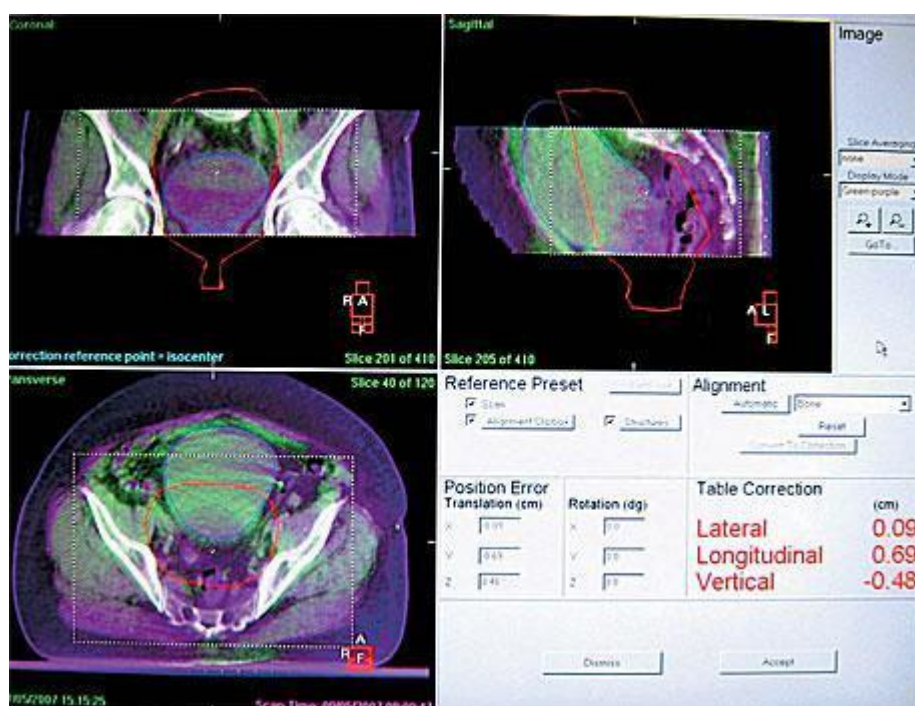
1. Zjistit a porovnat aritmetické průměry u onkologického onemocnění prostaty a gynekologickými nádory ve třech rovinách
2. Zjistit a porovnat distribuci odchylek u nádorů prostaty a gynekologických nádorů

Výzkumné šetření jsem prováděla na Onkologické klinice Fakultní nemocnice Olomouc na ozařovači Elekta Synergy se zabudovaným kV CBCT. Zaměřila jsem se na pacienty s diagnózou nádor prostaty a pacientky s gynekologickými nádory. Ve FN Olomouc se snímá kV CBCT jednou týdně. Do vyhodnocovaných dat jsem nezapočítala odchylky z CBCT provedeného před prvním ozářením kvůli zkreslení informací.

Pacient je nastaven do ozařované polohy, podle nakreslených značek a laserů. U nádorů v oblasti pánve je fixován ve správné poloze pomůckami. Ve FN Olomouc se používají pomůcky s názvem WingSTEP (kdy jsou ruce umístěny nad hlavou) a ProSTEP (což je podložka pod dolní končetiny, skládá se z klínu pod kolena a fixace pro chodidla). U pomůcky ProSTEP je možná variabilita pozic – A, B a C pod koleny, vzdálenost od kolen po paty je označena písmeny od A po Q. Tato poloha je stejná jako na plánovacím CT.

Obrazy oblasti pánve pomocí CBCT jsou ve FN Olomouc získávány v medium FOV. Do svazku jsou vkládány filtr F1 a kolimátor M20. Hodnoty expozice jsou pro oblast pánve nastaveny na: napětí o velikosti 120kV, nominální skenovací dávka je 18,5 mGy a celkové elektrické množství je 1040 mAs. Poté je spuštěna akvizice. Po získání snímků je provedena korekce. Ve FN Olomouc se užívá postup, že obsluhující personál nejprve provede korekci ručně a potom „Bone“ porovnání. Po schválení korekce lékařem software vypočítá odchylky ve třech rovinách (v laterální, longitudinální, vertikální) a zároveň určí i směr odchylky. Příklad takové korekce je zobrazen na obrázku č. 4. Poté se provede korekce odchylka posunem stolu do správné pozice, v případě potřeby dojde k překreslení čar na pacientovi.

Obrázek č. 4 Korekce chyb IGRT metodou v oblasti malé pánve (zelený podklad tvoří aktuální snímky získané kV CBCT a světle fialové jsou referenční snímky z plánovacího CT)<sup>[14]</sup>



## Metodika

Retrospektivně jsem vyhodnocovala odchylky z provedeného kV cone-beam CT u mužů s onkologickým onemocněním prostaty a žen s gynekologickými nádory,

léčených na Onkologické klinice FN Olomouc v období červen 2010 – leden 2011. Celkem jsem shromáždila data od 10 pacientů s karcinomem prostaty a 5 pacientek s gynekologickými nádory. U mužů bylo provedeno dohromady 213 korekcí a u žen celkem 75 korekcí ve třech rovinách.

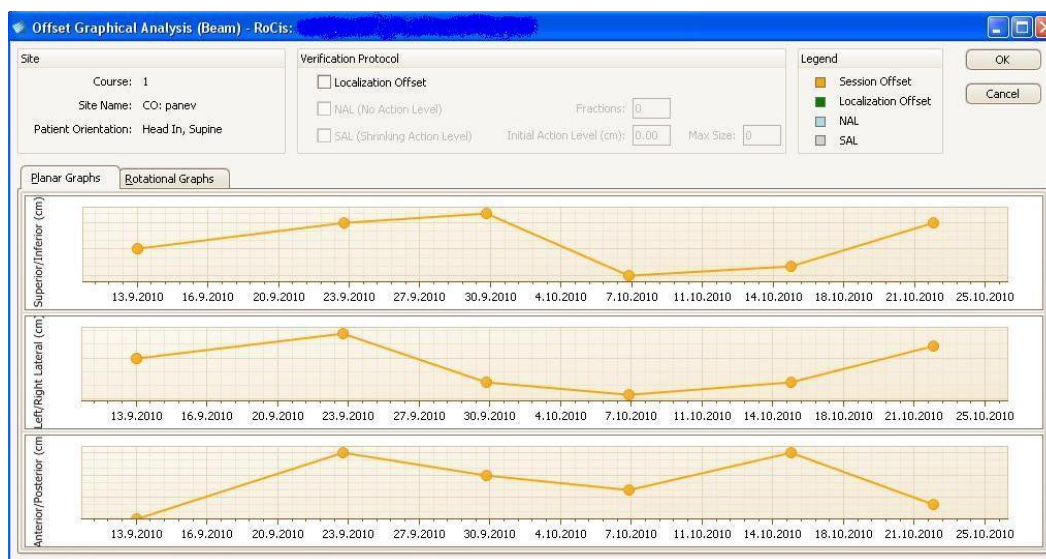
Tabulka č. 1: Korekce chyb u pacientky s gynekologickým nádorem

Sts	Description	Date	Time	Sup Shift S/I cm	Lat Shift L/R cm	Ant Shift A/P cm	Coronal Angle Dir, deg	Sagittal Angle Dir, deg	Trans Angle Dir, deg	Mag
	CO: panev									
	Portal: 2-0A - 2-0A	9/13/2010	12:21 PM	Sup 0.0	Lt 0.0					
H	Third Party: XVI - pelvis	9/13/2010	12:10 PM	Sup 0.0	Lt 0.0	Ant 0.0				
H	Third Party: XVI - pelvis	9/23/2010	3:54 PM	Sup 0.3	Lt 0.6	Ant 0.9				1.1
H	Third Party: XVI - pelvis	9/30/2010	4:11 PM	Sup 0.4	Rht 0.6	Ant 0.6				0.9
H	Third Party: XVI - pelvis	10/07/2010	4:14 PM	Inf 0.3	Rht 0.9	Ant 0.4				1.0
H	Third Party: XVI - pelvis	10/15/2010	3:03 PM	Inf 0.2	Rht 0.6	Ant 0.9				1.1
H	Third Party: XVI - pelvis	10/22/2010	2:48 PM	Sup 0.3	Lt 0.3	Ant 0.2				0.5
	IN VIVO									

Hodnoty z longitudinální roviny jsou v tabulce zaznamenány ve sloupci S/I (Superior/Inferior), laterální rovina pak v sloupci L/R (Left/Right) a ve sloupci A/P (Anterior//Posterior) jsou zapsány hodnoty z roviny vertikální. Hodnoty před kterými je zkratka *Sup*, *Lft* nebo *Ant* označují směr korekce a v grafu nabývají kladná čísla. Naopak zkratky *Inf* a *Rht* označují směr korekce v „minusových“ hodnotách. Všechny hodnoty jsou uvedeny v centimetrech. Řádky udávají časový údaj, kdy bylo kV CBCT získáno.



Graf č. 1: Znázornění korekcí chyb u pacientky s gynekologickým nádorem v průběhu radioterapie



V grafu č. osa x znázorňuje časové údaje a osa y číselné hodnoty korekcí. Údaj uvedený z prvního CBCT, tedy z 13.9.2010 znázorňuje hodnotu odchylky 0, což platí pro všechny tři grafy. První graf shora znázorňuje rovinu longitudinální s hodnotami odchylek +0,3 cm ze dne 23.9., o týden později nabyla odchylka hodnoty +0,4 cm, dne 7.10. bylo naměřeno -0,3, 15.10. pak hodnota -0,2 a dne 22.10. +0,3. Prostřední graf poskytuje informace o rovině laterální s hodnotami z 23.9. +0,6, dále 30.9. -0,6, o týden později -0,9, ze dne 15.10. byl získán údaj -0,6, 22.10. pak +0,3. Poslední graf popisuje rovinu vertikální s naměřenými hodnotami v tomto pořadí: +0,9; +0,6; +0,4; +0,9 a +0,2.

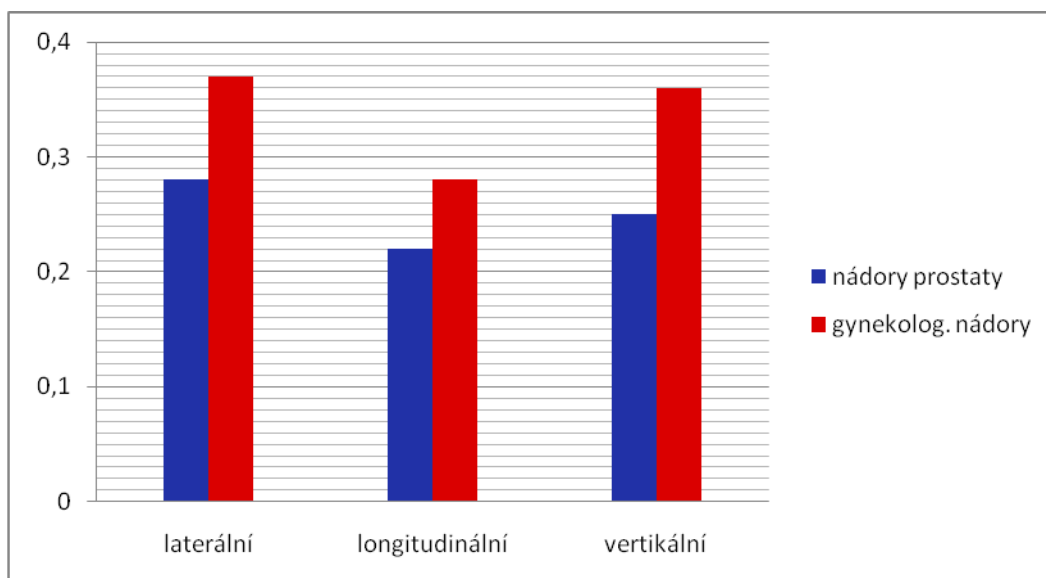
## Výsledky

Výsledky jsem zpracovala do tabulek a grafů. Vypočítala jsem aritmetický průměr, směrodatnou odchylku, absolutní a relativní četnosti ve třech rovinách (zvláště pro nádory prostaty a gynekologické nádory). V tabulce č. 2 jsem uvedla maximální odchylku a medián. Komentáře jsou uvedeny pod grafy.

Tabulka č. 2: Znázornění aritmetického průměru a směrodatné odchylky

		Aritmetický průměr (cm)	Směrodatná odchylka
Nádory prostaty	laterální	0,28	0,243
	longitudinální	0,22	0,219
	vertikální	0,25	0,213
Gynekologické nádory	laterální	0,37	0,282
	longitudinální	0,28	0,188
	vertikální	0,36	0,293

Graf č. 2: Porovnání aritmetických průměrů odchylek u nádorů prostaty a gynekologických nádorů

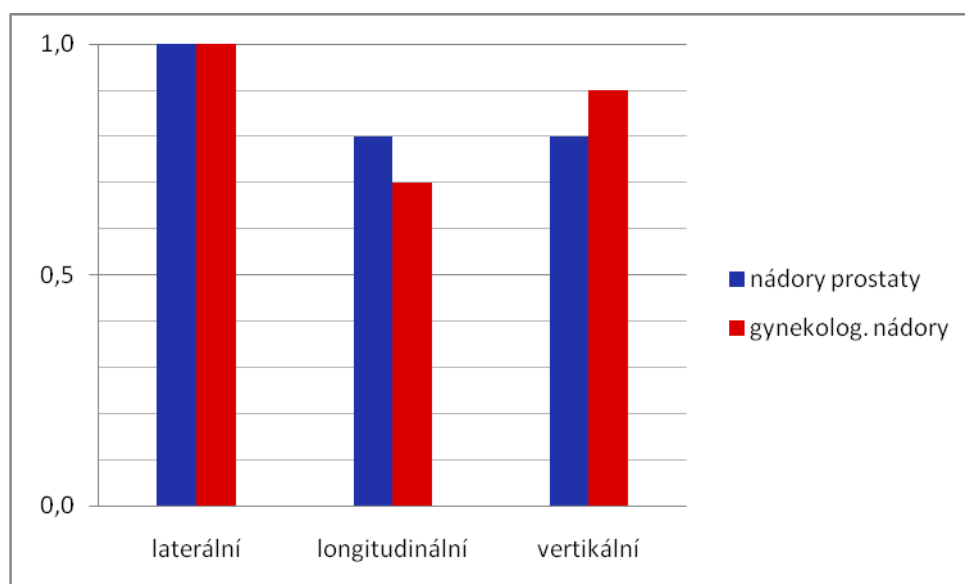


U nádorů prostaty jsem vypočítala aritmetický průměr (AP) v laterální rovině 0,26 cm, v longitudinální pak 0,22 cm a ve vertikální rovině AP nabývá hodnoty 0,25 cm. Směrodatná odchylka byla nejvyšší v laterální rovině 0,243, naopak nejnižší hodnoty dosáhla ve vertikálním směru a to 0,213. V longitudinální jsem vypočítala hodnotu 0,219. U gynekologických nádorů je AP v laterální rovině 0,37 cm, longitudinální 0,25 cm a ve vertikální 0,36 cm. Směrodatná odchylka nabývala hodnot 0,282; 0,188; 0,293 v pořadí laterální rovina, longitudinální a vertikální.

Tabulka č. 3: Znázornění maximální odchylky a mediánu

		Maximum (cm)	Medián (cm)
Nádory prostaty	laterální	1,0	0,2
	longitudinální	0,8	0,2
	vertikální	0,8	0,2
Gynekologické nádory	laterální	1,0	0,4
	longitudinální	0,7	0,3
	vertikální	0,9	0,3

Graf č. 3: Porovnání maximálních odchylek nádorů prostaty a gynekologických nádorů

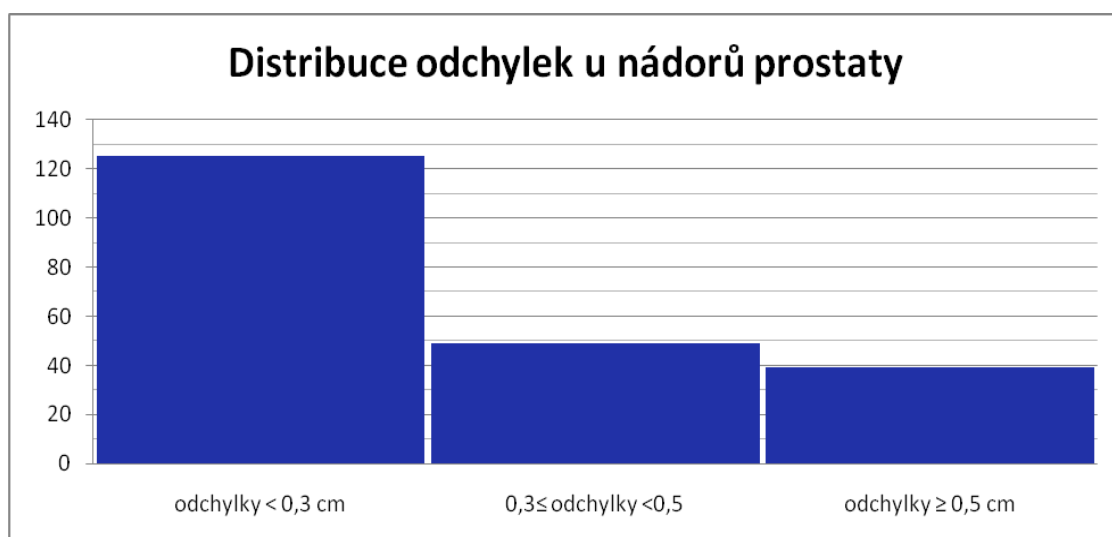


Maximální odchylky u nádorových onemocnění prostaty byly v laterální rovině 1 cm a 0,8 cm v longitudinálním a vertikálním směru. U gynekologických nádorů byla nejvyšší odchylka naměřena ve vertikální rovině a to 0,9 cm, 1 cm v laterální rovině a nejmenší 0,7 cm v rovině longitudinální. Medián byl u nádorů prostaty ve všech třech rovinách stejný 0,2 cm. U gynekologických nádorů byl shodný 0,3 cm ve směru vertikálním a longitudinálním, ve směru laterálním pak 0,4 cm.

Tabulka č. 4: Distribuce odchylek u nádorů prostaty

	Absolutní četnost	Relativní četnost
odchylky < 0,3 cm	125	58,7%
$0,3 \leq$ odchylky < 0,5	49	23,0%
odchylky $\geq$ 0,5 cm	39	18,3%
Celkem	213	100,0%

Graf č. 4: Distribuce odchylek u nádorů prostaty

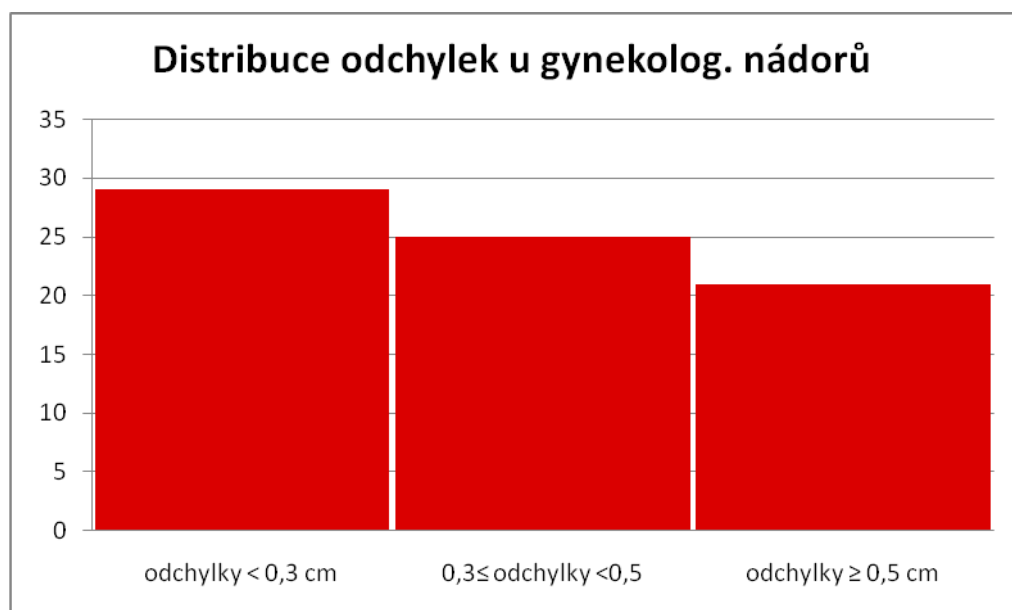


Z celkového počtu 213 korekcí u nádorů prostaty bylo v intervalu  $<0;0,3$ ) 125 korekcí (což činí 58,7% z celkového počtu). V intervalu  $<0,3;0,5$ ) jsem zaznamenala 49 odchylek (23%). Odchylek větších nebo rovných 0,5 cm jsem evidovala 39, tedy 18,3%.

Tabulka č. 5: Distribuce odchylek u gynekologických nádorů

	Absolutní četnost	Relativní četnost
odchylky < 0,3 cm	29	38,7%
$0,3 \leq$ odchylky < 0,5	25	33,3%
odchylky $\geq$ 0,5 cm	21	28,0%
Celkem	75	100,0%

Graf č. 5: Distribuce odchylek u gynekologických nádorů



U gynekologických nádorů jsem zaznamenala celkem 75 korekcí. Odchylek menších než 0,3 cm bylo 29 (tzn. 38,7%). V intervalu  $\leq 0,3; 0,5$ ) byla absolutní četnost 25 a relativní četnost 33,3%. Zbýlých 21 korekcí (28%) dosahovalo hodnoty vyšší nebo rovné 0,5 cm.

#### Diskuze

Z výše uvedených výsledků vyplývá, že aritmetický průměr číselných hodnot korekcí byl u žen léčených s gynekologickými nádory vyšší ve všech třech rovinách v porovnání s pacienty s nádory prostaty. Směrodatná odchylka byla u žen nižší pouze v longitudinální rovině. Tento fakt může být způsobený menším počtem vybraných pacientek pro mé výzkumné šetření. Maximální odchylka u obou onkologických onemocnění byla v laterální rovině shodná 1 cm, v ostatních rovinách byl rozdíl max. odchylek nepatrný. Číselné hodnoty mediánu opět svědčily v neprospěch gynekologických nádorů. U mužů byl medián pro všechny roviny stejný 0,2 cm, u žen byl vyšší – v laterální rovině 0,4 cm, ve vertikální a longitudinální rovině shodně 0,3 cm.

Průběh distribuce odchylek je však u gynekolog. nádorů i u nádorů prostaty stejný. I přes odlišné hodnoty korekcí platí, že čím vyšší číselná hodnota odchylky, tím nižší absolutní i relativní četnost v zadaných intervalech.

## ZÁVĚR

Tato práce se zabývala metodami, kterými lze zjistit odchylky v nastavení pacienta od referenčního nastavení při procesu plánování. Díky IMRT a IGRT je možné docílit zvýšení dávky pouze v nádoru při maximálním šetření okolních orgánů. První kapitola je věnována stručnému vývoji verifikačních metod v radiační onkologii, ve zbylé části kapitoly se zaměřuji na metody IMRT a IGRT. Další kapitola pojednává o metodě, kterou lze chyby při nastavení pacienta před ozáření diagnostikovat. Cone-beam CT lze rozdělit podle energie fotonů, které se k získání snímku používají. Je zde popsána konstrukce cone-beam CT a stručný popis vzniku obrazu. V této části popisuji i postup získání číselných hodnot korekce po získání snímků.

V druhé části jsem retrospektivně hodnotila a porovnávala korekce u vybraných osob ze souboru pacientů léčených s onemocněním nádor prostaty a pacientek s gynekologickými nádory. Výzkumné šetření jsem prováděla na Onkologické klinice Fakultní nemocnice Olomouc. Hodnoty aritmetického průměru, maximální odchylky, mediánu i směrodatné odchylky (s výjimkou longitudinální roviny) vycházely lépe pro nádory prostaty. Ovšem pro obě onemocnění platí nepřímá úměra mezi velikostí odchylky a absolutní i relativní četností, tedy vzrůstající hodnota odchylky znamená nižší absolutní i relativní četnost v zadaných intervalech.

## BIBLIOGRAFICKÉ A ELEKTRONICKÉ ZDROJE

1. DE RIDDER, M., et al. Image-guided radiotherapy. *Belgian Journal of Medical Oncology* [online]. 2008, vol. 2, n. 5, [cit. 2010-12-07]. Dostupný z WWW: <[http://74.125.155.132/scholar?q=cache:JsKFqN2XSPMJ:scholar.google.com/+M.+De+Ridder,+D.+Verellen,+N.+Linthout,+K.+Tournal,+S.+Bral,+G.+Storme+Image-guided+radiotherapy&hl=cs&as\\_sdt=0,5](http://74.125.155.132/scholar?q=cache:JsKFqN2XSPMJ:scholar.google.com/+M.+De+Ridder,+D.+Verellen,+N.+Linthout,+K.+Tournal,+S.+Bral,+G.+Storme+Image-guided+radiotherapy&hl=cs&as_sdt=0,5)>.
2. DJORDJEVIC, Milos. *Evaluation of Geometric Accuracy and Image Quality of an On-Board Imager (OBI)* [online]. [s.l.], 2007. 66 s. Semestrální práce. Stockholm University. Dostupné z WWW: <<http://su.diva-portal.org/smash/record.jsf?pid=diva2:197375>>.
3. FLOYD, JR., Carey E., et al. Imaging Characteristics of an Amorphous Silicon Flat-Panel Detector for Digital Chest Radiography. *Radiology* [online]. 2001, vol. 218, n. 3, [cit. 2011-01-17]. Dostupný z WWW: <<http://radiology.rsna.org/content/218/3/683.full>>.
4. KUBEŠ, Jiří. Moderní trendy v radioterapii karcinomu prostaty. *Onkologie* [online]. 2010, n. 2, [cit. 2010-10-29]. Dostupný z WWW: <<http://www.onkologiecs.cz/pdfs/xon/2010/02/06.pdf>>.
5. MIRACLE, A.C.; MUKHERJI, S.K. Conebeam CT of the Head and Neck, Part 1: *Physical Principles*. *American Journal of Neuroradiology* [online]. 2009, vol. 30, n. 6, [cit. 2010-11-16]. Dostupný z WWW: <<http://www.ajnr.org/cgi/reprint/30/6/1088>>.
6. MORIN, Olivier, et al. MEGAVOLTAGE CONE-BEAM CT: SYSTEM DESCRIPTION AND CLINICAL APPLICATIONS. *Medical Dosimetry* [online]. 2006, vol. 31, n. 1, [cit. 2011-01-11]. Dostupný z WWW: <[http://www.lcr.uerj.br/Manual\\_ABFM/megavoltage%20conebeam%20CT%20system%20description%20and%20clinical%20application.pdf](http://www.lcr.uerj.br/Manual_ABFM/megavoltage%20conebeam%20CT%20system%20description%20and%20clinical%20application.pdf)>.
7. MARTYKÁNOVÁ, Eva. *Rtg záření, jeho vlastnosti a využití*. Brno, 2007. 41 s. Diplomová práce. Masarykova univerzita, Pedagogická fakulta, Katedra fyziky. Dostupné z WWW: <[http://is.muni.cz/th/84466/pedf\\_m/rtg\\_zareni\\_diplomka.pdf](http://is.muni.cz/th/84466/pedf_m/rtg_zareni_diplomka.pdf)>.



8. ODRÁŽKA, Karel; DOLEŽEL, Martin; VAŇÁSEK, Jaroslav. Moderní metody zevní radioterapie v léčbě karcinomu prostaty. *Česká urologie* [online]. 2010, vol. 14, n. 2, [cit. 2010-12-08]. Dostupný z WWW: <[http://www.czechurol.cz/dwnld/1002\\_81\\_91.pdf](http://www.czechurol.cz/dwnld/1002_81_91.pdf)>.
9. PETIT, Steven F., et al. Calibration of megavoltage cone-beam CT for radiotherapy dose calculations: Correction of cupping artifacts and conversion of CT numbers to electron density. *Medical Physics* [online]. 2008, vol. 35, n. 3, [cit. 2011-01-11]. Dostupný z WWW: <[http://www.maastro.nl/upload/59099\\_7552\\_1202970246987-Petit\(2008\).pdf](http://www.maastro.nl/upload/59099_7552_1202970246987-Petit(2008).pdf)>.
10. RENSTRÖM, Johan . *Evaluation of the Elekta Synergy concept for patient positioning in image guided radiotherapy* [online]. Lund : Lund University, 2005. 38 s. Absolventská práce. Lund University. Dostupné z WWW: <[http://www.radfys.lu.se/references/pdf/johan\\_renstrom.pdf](http://www.radfys.lu.se/references/pdf/johan_renstrom.pdf)>.
11. ROZMAN, Jiří, et al. *Elektronické přístroje v lékařství*. Praha : Academia, 2006. 406 s. ISBN 80-200-1308-3.
12. SHARPE, Michael B., et al. The stability of mechanical calibration for a kV cone beam computed tomography system integrated with linear accelerator. *Medical Physics* [online]. 2006, vol. 33, n. 1, [cit. 2011-02-22]. Dostupný z WWW: <[http://online.medphys.org/resource/1/mphysa6/v33/i1/p136\\_s1?isAuthorized=no](http://online.medphys.org/resource/1/mphysa6/v33/i1/p136_s1?isAuthorized=no)>.
13. ŠLAMPA, Pavel, et al. *Radiační onkologie*. Praha : Galén, 2007. 467 s. Dostupné z WWW: <978-80-7262-469-0>.
14. VYBÍRALOVÁ, Martina; FELTL, David. Radioterapie řízená obrazem. *Postgraduální medicína* [online]. 2009, n. 3, [cit. 2010-10-29]. Dostupný z WWW: <<http://www.zdn.cz/clanek/postgradualni-medicina/radioterapie-rizena-obrazem-414588>>.
15. *Csfm.cz* [online]. 2010 [cit. 2011-03-12]. Stanovení dávek pacientů z lokalizačních a verifikačních metod používaných v obrazem řízené radioterapii (IGRT). Dostupné z WWW: <[http://www.csfm.cz/userfiles/file/Aktuality/Prednasky\\_Konference\\_2010/Dufek%20prednask a%20Kouty%202010.pdf](http://www.csfm.cz/userfiles/file/Aktuality/Prednasky_Konference_2010/Dufek%20prednask a%20Kouty%202010.pdf)>

## SEZNAM ZKRATEK

CT	Computer tomography / výpočetní tomografie
CTV	klinický cílový objem
DRR	Digitally reconstructed radiograph / digitálně rekonstruovaný rentgenový snímek
EPID	Electronic Portal Image Device / elektronický portálový zobrazovací systém
FBP	Filtrated Back-Projection / filtrovaná zpětná projekce
FF	full-fan
FOV	Field Of Views / zorné pole
GTV	objem nádoru
HF	half-fan
IGRT	Image-guided radiation therapy / radioterapie řízená obrazem
IMRT	Intensity-modulated radiation therapy / radioterapie s modulovanou intenzitou
kV CBCT	kilovoltážní cone-beam CT
MLC	Multileaf collimator / mnoholistový kolimátor
MV CBCT	megavoltážní cone-beam CT
OBI	On-Board Imager
PTV	plánovací cílový objem
XVI	X-ray Volumetric Imaging System

## SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek č. 1 Rozdílná geometrie svazku fan-beam a cone-beam .....	15
Obrázek č. 2 Struktura flat-panel detektoru .....	16
Obrázek č. 3 Small FOV a large FOV .....	17
Obrázek č. 4 Korekce chyb IGRT metodou .....	23

## SEZNAM TABULEK

Tabulka č. 1: Korekce chyb u pacientky s gynekologickým nádorem .....	24
Tabulka č. 2: Znázornění aritmetického průměru a směrodatné odchylky.....	26
Tabulka č. 3: Znázornění maximální odchylky a mediánu.....	27
Tabulka č. 4: Distribuce odchylek u nádorů prostaty .....	28
Tabulka č. 5: Distribuce odchylek u gynekologických nádorů .....	28

## SEZNAM GRAFŮ

Graf č. 1: Znázornění korekcí chyb u pacientky s gynekologickým nádorem v průběhu radioterapie .....	25
Graf č. 2: Porovnání aritmetických průměrů .....	26
Graf č. 3: Porovnání maximálních odchylek .....	27
Graf č. 4: Distribuce odchylek u nádorů prostaty .....	28
Graf č. 5: Distribuce odchylek u gynekologických nádorů .....	29

## SEZNAM PŘÍLOH

Příloha č. 1 Exac Trac X-Ray 6D .....	I
Příloha č. 2 Umístění diagnostického CT a ozařovače v jedné místnosti.....	II
Příloha č. 3 Lineární urychlovač s cone-beam CT.....	III
Příloha č. 4 Zázornění small, medium a large FOV .....	IV
Příloha č. 5 Megavoltážní cone-beam CT .....	V

## Příloha č. 1 Exac Trac X-Ray 6D



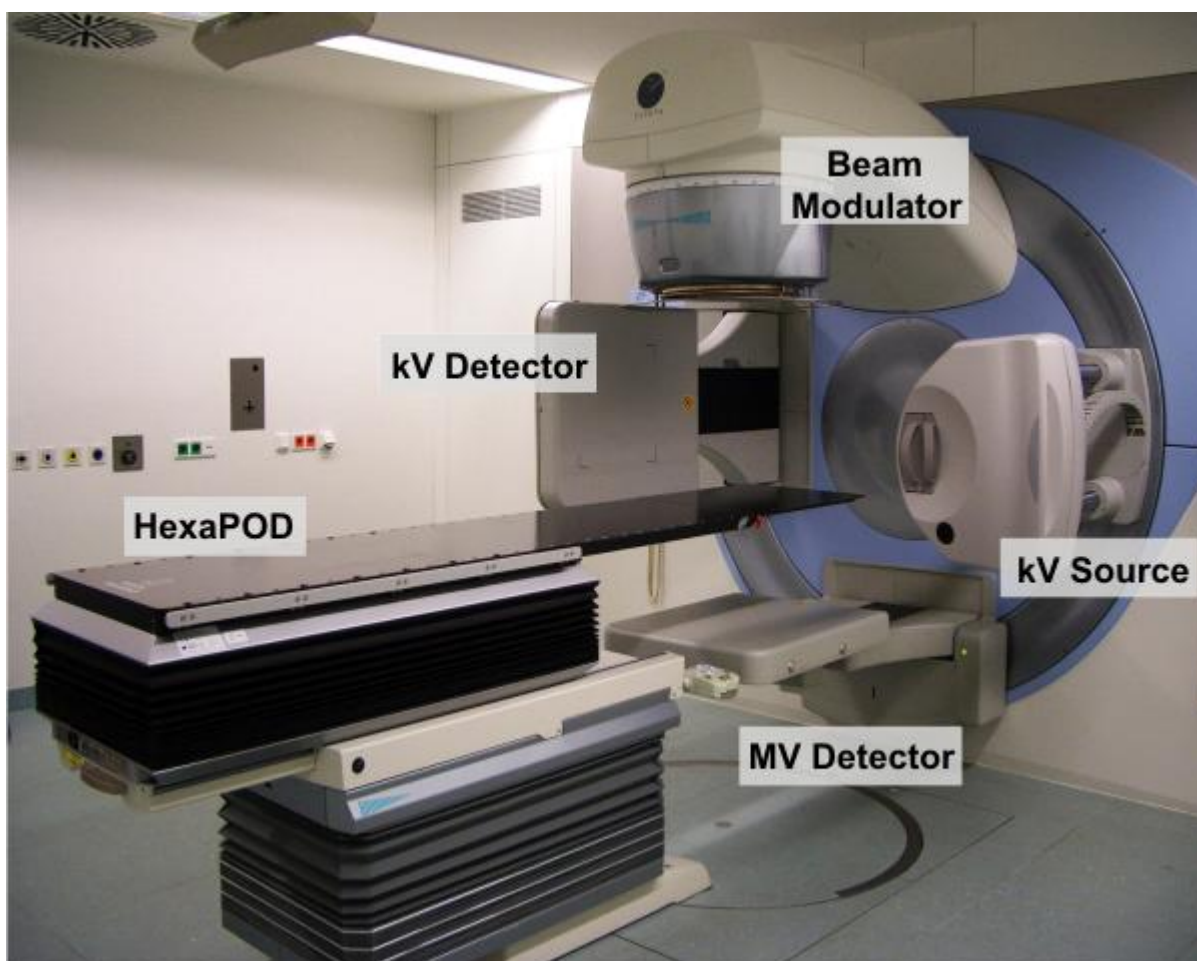
Zdroj: <[http://www.radfys.lu.se/references/pdf/johan\\_renstrom.pdf](http://www.radfys.lu.se/references/pdf/johan_renstrom.pdf)>

## **Příloha č. 2 Umístění diagnostického CT a ozařovače v jedné místnosti**



Zdroj: <[http://www.radfys.lu.se/references/pdf/johan\\_renstrom.pdf](http://www.radfys.lu.se/references/pdf/johan_renstrom.pdf)>

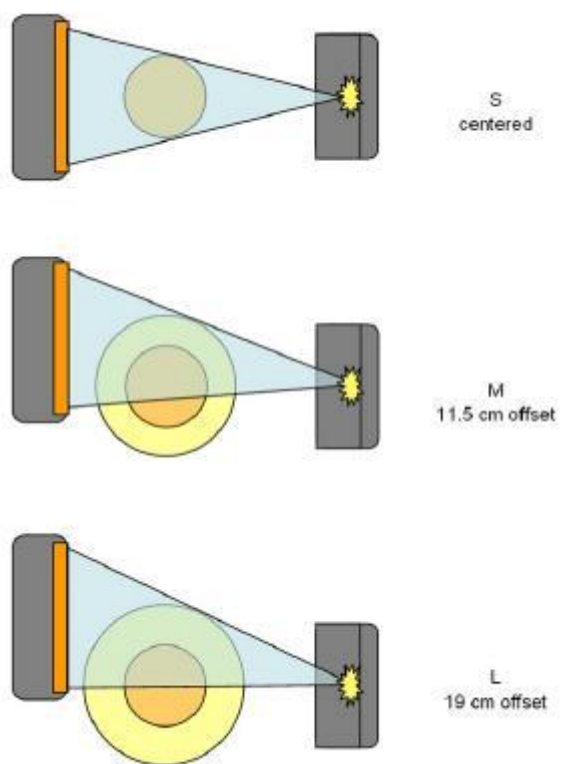
### Příloha č. 3 Lineární urychlovač Elekta Synergy S se zabudovaným cone-beam CT pro IGRT



Zdroj: <<http://www.strahlentherapie.uni-wuerzburg.de/precisionRT/igrt.html>>



#### Příloha č. 4 Znáznornění small, medium a large FOV



Zdroj: <<http://www.jacmp.org/index.php/jacmp/article/viewArticle/2354/1328>>

## Příloha č. 5 Megavoltážní cone-beam CT



Zdroj:

<[http://www.lcr.uerj.br/Manual\\_ABFM/megavoltage%20conebeam%20CT%20system%20description%20and%20clinical%20application.pdf](http://www.lcr.uerj.br/Manual_ABFM/megavoltage%20conebeam%20CT%20system%20description%20and%20clinical%20application.pdf)>