

Univerzita Pardubice

Fakulta zdravotnických studií

Obrazem naváděná radioterapie a úloha radiologického asistenta při ní.

Vojtěch Štrof

Bakalářská práce

2014

Univerzita Pardubice  
Fakulta zdravotnických studií  
Akademický rok: 2012/2013

## ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: **Vojtěch Štrof**  
Osobní číslo: **Z11111**  
Studijní program: **B5345 Specializace ve zdravotnictví**  
Studijní obor: **Radiologický asistent**  
Název tématu: **Radioterapie naváděná obrazem a úloha radiologického asistenty při ní**  
Zadávající katedra: **Katedra informatiky, managementu a radiologie**

### Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

- 1.Sběr informací a studium literatury.
- 2.Stanovení cílů a metod práce.
- 3.Konzultace s vedoucím práce.
- 4.Vypracování teoretické části.
- 5.Vypracování praktické části.
- 6.Závěrečná diskuze, zhodnocení výsledků práce.

Rozsah grafických prací: dle doporučení vedoucího

Rozsah pracovní zprávy: 35 stran

Forma zpracování bakalářské práce: tištěná/elektronická

Seznam odborné literatury:


1. HYNKOVÁ, L., ŠLAMPA, P. a kol. Základy radiační onkologie. Brno: Masarykova univerzita, 2012. ISBN 978-80-210-6061-6
2. NÁVRÁTIL, L., ROSINA, J. a kol. Medicínská biofyzika. Praha: Grada Publishing, 2010. ISBN 978-80-247-1152-2
3. BINAROVÁ, A. Radioterapie. Ostrava: Lékařská fakulta Ostravské univerzity, 2012. ISBN 978-80-7368-701-4
4. ŠLAMPA, P., PETERA, J. a kol. Radiační onkologie. Praha: Galén, 2007. ISBN 978-80-7262-469-0

Vedoucí bakalářské práce: prof. MUDr. Jiří Petera, Ph.D.  
Katedra informatiky, managementu a radiologie

Datum zadání bakalářské práce: 1. října 2012  
Termín odevzdání bakalářské práce: 9. května 2014

  
prof. MUDr. Arnošt Pellant, DrSc.  
děkan

L.S.

  
Ing. Jana Holá, Ph.D.  
vedoucí katedry

V Pardubicích dne 26. března 2014

Prohlášení

Prohlašuji:

Tuto práci jsem vypracoval samostatně. Veškeré literární prameny a informace, které jsem v práci využil, jsou uvedeny v seznamu použité literatury.

Byl jsem seznámen s tím, že se na moji práci vztahují práva a povinnosti vyplývající ze zákona č. 121/2000 Sb., autorský zákon, zejména se skutečností, že Univerzita Pardubice má právo na uzavření licenční smlouvy o užití této práce jako školního díla podle § 60 odst. 1 autorského zákona, a s tím, že pokud dojde k užití této práce mnou nebo bude poskytnuta licence o užití jinému subjektu, je Univerzita Pardubice oprávněna ode mne požadovat přiměřený příspěvek na úhradu nákladů, které na vytvoření díla vynaložila, a to podle okolností až do jejich skutečné výše.

Souhlasím s prezenčním zpřístupněním své práce v Univerzitní knihovně.

V Pardubicích dne 17.1.2013

Vojtěch Štrof

### **Poděkování**

Chtěl bych poděkovat především Prof. MUDr. Jiřímu Peterovi, Ph.D. za odborné vedení a trpělivost, s níž moji práci vedl. Dále děkuji zaměstnancům Kliniky onkologie a radioterapie Fakultní nemocnice Hradec Králové za odborné rady, které vedly k vypracování praktické části práce.

## **ANOTACE**

Bakalářská práce se zabývá obrazem naváděnou radioterapií a úlohou radiologického asistenta při ní. Práce je rozdělena na dvě části, na teoretickou a praktickou. V teoretické části se zabývám charakteristikou a dalšími metodami souvisejícími s obrazem naváděnou radioterapií. V praktické části popisuji léčbu a využití této metody na vybraném pacientovi.

## **KLÍČOVÁ SLOVA**

obrazem naváděná radioterapie, ionizující záření, zdroje ionizujícího záření. detekce ionizujícího záření

## **TITLE**

Image guided radiotherapy and the role radiology assistant in it.

## **ANNOTATION**

The bachelor thesis deals with image-guided radiotherapy and role of radiology assistant. The work is divided into two parts, theoretical and practical. The theoretical part presents the principals and methods of image-guided radiotherapy. The practical part describes the use of this method in individual patient.

## **KEYWORDS**

Image guided radiotherapy, ionizing radiation, source of ionizing radiation, detection of ionizing radiation

## OBSAH

ÚVOD.....	11
CÍL.....	12
1 TEORETICKÁ ČÁST .....	13
1.1 Historie radioterapie .....	13
1.2 Charakteristika ionizujícího záření.....	15
1.2.1 Druhy radioaktivní přeměny.....	15
1.3 Interakce ionizujícího záření s obaly atomů.....	17
1.3.1 Záření alfa a jeho interakce s obalem .....	18
1.3.2 Záření beta a jeho interakce s obalem.....	18
1.3.3 Záření gama a jeho interakce s obalem.....	19
1.4 Zdroje ionizujícího záření.....	21
1.4.1 Lineární urychlovač .....	21
1.4.2 Kilovoltážní zdroj (Rentgenka) .....	25
1.5 Detekce ionizujícího záření .....	27
1.5.1 Nepřímá konverze.....	28
1.5.2 Přímá konverze .....	28
1.6 Konformní radioterapie (3D-CRT).....	29
1.6.1 Inverzní plánování .....	29
1.7 Cílové objemy .....	29
1.8 Obrazem řízená radioterapie (IGRT).....	31
1.9 Radioterapie s modulovanou intenzitou (IMRT) .....	34
1.9.1 Multileaf kolimátor .....	35
1.10 Stereotaktická radioterapie .....	37
1.10.1 Leksellův gama nůž .....	37
1.10.2 Cyber Knife.....	38
1.11 Tomoterapie.....	40
1.12 Činnosti radiologického asistenta dle vyhlášky č. 55/2011 sb.....	41
1.13 Biologické účinky ionizujícího záření.....	42
1.14 Radiační ochrana .....	43
2 PRAKTICKÁ ČÁST .....	45
2.1 Začátek léčby.....	45
2.2 Plánovací CT .....	45
2.3 Zakreslení klinických objemů .....	46
2.4 Výpočet plánu.....	46

2.5	Simulace .....	48
2.6	Verifikace .....	48
2.7	Ozáření .....	50
3	DISKUZE .....	51
4	ZÁVĚR .....	53
5	SEZNAM BIBLIOGRAFICKÝCH CITACÍ .....	54
6	POUŽITÁ LITERATURA .....	55



## SEZNAM ILUSTRACÍ A TABULEK

### Obrázky

Obrázek 1 Radioaktivní přeměny alfa a beta s doprovodným gama zářením .....	17
Obrázek 2 Záření alfa, beta a jejich interakce s obalem .....	19
Obrázek 3 Interakce gama záření s prostředím .....	20
Obrázek 4 Lineární urychlovač .....	21
Obrázek 5 Urychlovací trubice, vlevo pro elektrostatický LU, vpravo pro vysokofrekvenční LU .....	23
Obrázek 6 Modulace svazku .....	24
Obrázek 7 Homogenizační filtr .....	24
Obrázek 8 Kv zdroj na pravém rameni LU (při pohledu nalevo) .....	25
Obrázek 9 Schéma kv zdroje .....	26
Obrázek 10 Flat panel na levém rameni LU (při pohledu vpravo) .....	27
Obrázek 11 Konstrukce flat panelu .....	28
Obrázek 12 Schématické znázornění jednotlivých objemů podle ICRU 50 .....	30
Obrázek 13 LU s vysunutým systémem EPID .....	32
Obrázek 14 Verifikace pacienta pomocí kV soustavy (zelený paprsek) .....	34
Obrázek 15 Nehomogenní distribuce dávky při IMRT technice .....	35
Obrázek 16 MLC .....	36
Obrázek 17 Systém respiratory gating .....	39
Obrázek 18 Tomoterapie .....	40
Obrázek 19 Plánovací CT .....	45
Obrázek 20 Zakreslení cílových objemů .....	46
Obrázek 21 Plánování radioterapie .....	47
Obrázek 22 Dose volume histogram .....	47
Obrázek 23 Plánovací CT vs CBCT .....	49
Obrázek 24 Ozáření .....	50

### Tabulky

Tabulka 1 Kritéria pro optimalizaci SIB IMRT karcinomu prostaty .....	48
Tabulka 2 Odhad efektivní dávky .....	49

## **SEZNAM ZKRATEK**

LU - lineární urychlovač

IGRT - obrazem naváděná radioterapie

CT - počítačová tomografie

IMRT - radioterapie s modulovanou intenzitou

PET/CT - hybridní přístroj obsahující PET (pozitronovou emisní tomografii) a CT

eV - elektronvolt

KeV - kiloelektronvolty

MeV - megaelektronvolty

IZ - ionizující záření

KV - kilovolt

MV - megavolt

MR - magnetická rezonance

PTV - plánovaný cílový objem

ICRU - mezinárodní komise pro radiační jednotky a měření

DNA - deoxyribonukleová kyselina

MLC - vícelamelový kolimátor

mMLC - miniaturizovaný vícelamelový kolimátor

OBI - snímek z kilovoltážního zdroje

CBCT - počítačová tomografie kuželovým svazkem

EPID - portálový zobrazovací systém

## **TERMINOLOGIE**

Proton - částice s kladným nábojem

Neutron - částice bez elementárního náboje

Elektron - částice se záporným nábojem

Nukleon - společný název pro protony a neutrony

Radioaktivita - schopnost atomových jader podléhat samovolné přeměně

Elektromagnetické záření - fyzikální jev představovaný postupnou vlnou

Brachyterapie - ozařování z krátké vzdálenosti

Radioizotop - radioaktivní nuklid s odlišným počtem neutronů v jádře

Emise - vyslání částice

Izomerie - existence dvou i více izomerů

Metastabilní - rovnovážný

Deexcitace - návrat ze vzbuzeného stavu do základního stavu

Epidermis - vrchní vrstva kůže

Specifická lineární ionizace - ztráta energie nabitě částice způsobená ionizací na dráze

Termoemise - vysílání částic způsobené teplem

Supravodivost - stav látky vyznačující se nulovým elektrickým odporem

Elektromagnet - železo s magnetickými vlastnostmi při průchodu elektrickým proudem

Katoda - záporná elektroda

Anoda - kladná elektroda

Reparace - oprava

Apoptóza - řízená smrt buňky

Expirium - výdech

Baze - zásadité sloučeniny nukleových kyselin

Interfázová smrt - bezprostřední zánik

## ÚVOD

Onkologická onemocnění jsou ve světě častá. „*Minimálně třetina obyvatel České republiky onemocní v průběhu svého života zhoubným nádorem a příčinou více než pětiny všech úmrtí u nás jsou onkologické choroby. V současné době se daří vyléčit asi 50-60% dospělých pacientů s malignitou; úspěšnost léčby v dětském věku je vyšší, asi 70-80%. Úspěšnost léčby se především odvíjí od stádia onemocnění, ve kterém je choroba zachycena a léčena.*“ (Hynková, Šlampa a kol., 2012, s. 7)

Základními metodami v léčbě nádorů jsou – chirurgie, která je nejdůležitější metodou, a radioterapie – léčba ionizujícím zářením. Systémové způsoby léčby jsou chemoterapie, hormonoterapie a v poslední letech rychle se rozvíjející biologická léčba. K těmto léčebným metodám patří také podpůrná terapie, tzn. léčba komplikujících stavů. Podpůrná léčba se využívá hlavně u kombinovaného způsobu léčby nádorů. Radioterapie trvale zůstává neefektivnější a základní nechirurgickou léčebnou metodou. [1]

Zdokonalování přesnosti radiační léčby je spojeno se zlepšením terapeutických výsledků ve smyslu zvýšení dávky v cílových objemech za současného snižování rizika předávkování vedoucího k zvýšení počtu komplikací, nebo naopak k poddávkování, jež snižuje kontrolu nádoru a šanci na vyléčení. Zejména je důležité realizovat důsledně APARA princip pro plánovací cílové objemy („as precisely as readily achievable“ – tak přesně, jak je jen možné dosáhnout) a respektovat ALARA pro ostatní tkáně („as low as reasonably achievable“ – tak nízké, jak je jen možné rozumně dosáhnout). [1]

K zdokonalování výsledků radioterapie také přispívá zdokonalující se systémy lineárních urychlovačů, které jsou standardem většiny radioterapeutických pracovišť v ČR. Jsou velice nákladné jak na pořizovací cenu, tak i na samotný provoz. Jedním ze systémů LU je obrazem naváděná radioterapie, nebo-li IGRT (Image Guided Radiation Therapy). IGRT slouží k přesnému nastavení pacienta před a v průběhu jednotlivých frakcí ozáření. Vybral jsem si právě toto téma pro svoji bakalářskou práci. Zajímalo mě, jak systémy fungují v praxi a z čeho se skládají. V současnosti také prodělávají velký rozvoj.

## **CÍL**

Cílem mé bakalářské práce je teoreticky popsat a vysvětlit systémy obrazem naváděné radioterapie a na konkrétním příkladu ukázat úlohu radiologického asistenta při ní.

# 1 TEORETICKÁ ČÁST

## 1.1 Historie radioterapie

Radioterapie patří mezi nejmladší lékařské obory. Její počátky souvisí s fyzikálně-chemickými objevy konce 19. a počátku 20. století. V roce 1895 Wilhelm Konrad Rontgen objevil doposud neznámé záření, které nazval „paprsky X“ a které bylo po něm později pojmenováno. První odborné zmínky o pokusech s paprsky X v českých zemích se datují již od ledna 1896, následovaly vědecké poznatky o biologických (zejména nežádoucích) účincích záření. Bylo tedy i důležité záření kvantifikovat (vývoj měřicích přístrojů, stanovení jednotek záření). V roce objevů rentgenového záření je datován i první léčebný pokus (u nádoru prsu) a o rok později je už záření použito i u čtyřletého nemocného s nádorovým onemocněním kůže. Přesto byla veřejnost vůči rentgenovému záření nedůvěřivá. [1]

Dalším důležitým bodem v historii radioterapie je objev přirozené radioaktivity H. Bequerelem v roce 1896 a o dva roky později objev radia izolací z jáchymovského smolince Marie Curie-Sklodowskou. Poté se začalo radium léčebně i komerčně využívat. Stalo se hlavním, ale na dlouhou dobu i jediným používaným radioizotopem. Rádium u nás poprvé léčebně využil prof. Jedlička v roce 1902. [1]

V Československu také vznikala řada nových léčebných metod využívajících radioaktivní záření. Prof. Ostrčil vyvinul metodu ozařování děložního hrdla. V metodě kombinoval ozařování zblízka (dnešní brachyterapie) se zevní roentgenovou radioterapií. Jeho metoda se stala v té době učebnicovou v problematice léčení děložního hrdla. První polovina 20. století je dobou rozvoje „roentgenoterapie“. Uplatňovala se v nejrůznějších nenádorových onemocněních, ale i přes technický pokrok (zavedení filtrace záření, zvyšování energie, zvětšování ozařovací vzdálenosti, rozvoje ozařovacích technik) bylo obtížné léčit hluboko uložené nádory, hlavně z důvodu nežádoucích účinků na zdravé tkáně. Následný vývoj vysokoenergetických zdrojů záření (cyklotron, betatron, kobaltových ozařovačů, lineárních urychlovačů) umožnil aplikovat dostatečnou dávku záření do hlouběji uloženého ozařovaného objemu. V roce 1951 byl instalován první kobaltový ozařovač na světě, o rok později lineární urychlovač. Velký rozvoj nastává po 2. světové válce. V současnosti je v České republice 35 radioterapeutických pracovišť. K 1.4.2012 bylo v ČR v provozu 43 LU, jeden robotický LU a jeden gama nůž. [1]

Významný rozvoj v plánování radioterapie přinesl pokrok v zobrazovacích metodách, zejména objev CT v roce 1973, a pokrok ve výpočetní technice. Došlo ke zlepšení nejen lokalizace nádorového ložiska s možnostmi zobrazení okolních tkání, ale i přechodu od manuálního "papírového" sčítání isodozních křivek k dvojrozměrnému plánování (2D plánování, kalkující dávku v daném CT řezu) a poté k trojrozměrnému, prostorovému plánování (3D plánování, sledující homogenitu dávky v celém cílovém objemu i v kritických strukturách) a s následným rozvojem vysoce konformních technik radioterapie (IMRT, stereotaktické radiochirurgie/radioterapie). Další rozvoj zobrazovacích technologií v posledních letech umožnil začlenění „ času“ jako čtvrtého rozměru ke konformní radioterapii (4D radioterapie, IGRT). Při metodě IGRT se pomocí zobrazovacích metod kontroluje poloha zdravých tkání, cílových objemů a případná odchylka se koriguje s cílem dosažení přesnosti ozáření. Úprava tvaru ozářeného pole pomocí vykrývacích bloků se nahrazuje tvarováním pomocí vícelamelových kolimátorů (lamely v hlavici přístroje automaticky upravují tvar svazku záření). Jsou dále rozvíjeny verifikační systémy, které slouží ke kontrole klinicko-léčebných, fyzikálních, technických a geometrických parametrů průběhu ozařování. Rovněž jsou využívány další zobrazovací metody v plánování radioterapie (magnetická rezonance, PET/CT – tzv. funkční plánování). [1]

## 1.2 Charakteristika ionizujícího záření

Radioaktivní atomy mají jádra v nestabilním stavu a samovolně se mění na jádra jiná (která mohou být opět radioaktivní nebo již stabilní). Přeměna nestabilních jader obsahujících nadbytek energie je provázena emisí částice, kvanta elektromagnetického záření nebo zachycením elektronu z elektronového obalu. Snahou radioaktivní přeměny je dosažení stability atomu. Protože procesy probíhají v jádře atomů, není možné rychlost přeměny jádra ovlivňovat žádným fyzikálním nebo chemickým procesem. [2]

**Ionizující záření** - „je tok hmotných částic nebo fotonů elektromagnetického záření, které mají schopnost ionizovat atomy prostředí nebo excitovat jejich jádra.“ (Navrátil, Rosina a kol., 2005, s. 331). Vzniká jako vedlejší jev jaderných procesů (u rentgenového záření procesů odehrávajících se v elektronovém obalu atomů). Při těchto procesech jádro nebo obal atomu přechází do excitovaného stavu, stává se energeticky nestabilní. Stabilní stav získá právě vyzářením energie ve formě částic nebo fotonů elektromagnetického záření.

**Korpuskulární ionizující záření** - je charakterizováno proudem částic. Má klidovou hmotnost a kinetickou energii. Podle hmotnosti dělíme částice na těžké (částice alfa, protony,) a lehké (elektrony, pozitrony). [2]

**Fotonové ionizující záření** - má vlnový charakter. Je podobné elektromagnetickému vlnění. Částice mají nulovou klidovou hmotnost. Fotonové záření můžeme rozdělit na gama a rentgenové záření. Z fyzikálního hlediska jde o elektromagnetické záření, rozdíl je v tom, že vlnová délka záření gama je menší než u rentgenového záření, a také v tom, že gama záření vzniká v atomovém jádře (přirozená radioaktivita) a rentgenové záření vzniká interakcí elektronu z obalu s těžkými atomy v materiálu anody (rentgenové přístroje, lineární urychlovač, aj.). [2]

### 1.2.1 Druhy radioaktivní přeměny

**Přeměna  $\alpha$**  - je nejčastější případ, kdy dojde k emisi těžké částice z jádra. Stává se pouze u těžkých přirozených radionuklidů, protože se stoupajícím protonovým číslem dochází i k narůstání odpudivých jaderných sil protonů. Částice alfa se skládá ze dvou protonů a dvou neutronů, je to tedy jádro helia. Tyto čtyři nukleony mají velkou vazebnou energii a chovají se jako jedna kladně nabitá částice. Při emisi částice alfa vzniká dceřiné jádro, které se v Mendělejevově tabulce prvků posune o dvě místa vlevo od původního mateřského. Kinetická energie emitované částice alfa se většinou nerovná energii rozpadu, ale je nižší. V tomto případě je dceřiné jádro i po emisi částice excitované, ale prakticky okamžitě přechází



do základního energetického stavu vyzářením kvanta elektromagnetického záření gama. Proto je tento typ přeměny doprovázen emisí kvant záření gama. [2]

**Přeměna  $\beta^-$**  - při této přeměně je zachován stejný počet nukleonů. Vyskytuje se hlavně v oblasti lehkých jader přirozených radionuklidů. Nestabilita jádra je způsobena tím, že jádro má buď velký nadbytek neutronů (nedostatek kladného náboje), nebo naopak nedostatek neutronů (nadbytek kladného náboje). „Podle Fermiho (1934) si lze tuto přestavbu představit jako přeměnu jednoho nukleonu z neutronového stavu v protonový stav nebo naopak.“ (Navrátil, Rosina a kol., 2005, s. 344). [2]

**Přeměna  $\beta^-$** , mateřské jádro emituje záporně nabitý elektron a antineutrino. Protonové číslo dceřiného prvku je o jednotku vyšší než protonové číslo mateřského prvku, protože při této přeměně jádra se jaderný neutron mění na proton při současné emisi elektronu a antineutrina. Emitované elektrony mají spojité energetické spektrum, protože část energie vzniklé přeměnou jádra odnáší antineutrino. [2]

**Přeměna  $\beta^+$** , mateřské jádro emituje kladně nabitý pozitron a neutrino. Protonové číslo dceřiného prvku je o jednotku nižší než protonové číslo mateřského prvku, protože při této přeměně jádra se jaderný proton mění na neutron při současné emisi pozitronu a neutrina. Emitované pozitrony mají spojité energetické spektrum, protože část energie vzniklé přeměnou jádra odnáší neutrino. [2]

**Elektronový záchyt**, záchyt elektronu nejčastěji z obalu, konkrétně ze slupky K, do jádra. Při této přeměně se mění jeden jaderný proton v neutron, proto je protonové číslo dceřiného prvku o jednotku nižší (podobně jako u  $\beta^+$ ) než u prvku mateřského. Při zachycení elektronu jádrem vznikne volné místo v nejnižší energetické hladině obalu pro jeden elektron, toto místo se zaplní přeskokem elektronu z vyšší hladiny a v ní uvolněné místo přeskokem elektronu z další hladiny atd. Vždy když dojde k přeskoku elektronu, dojde také k vyzáření charakteristického rentgenového záření. [2]

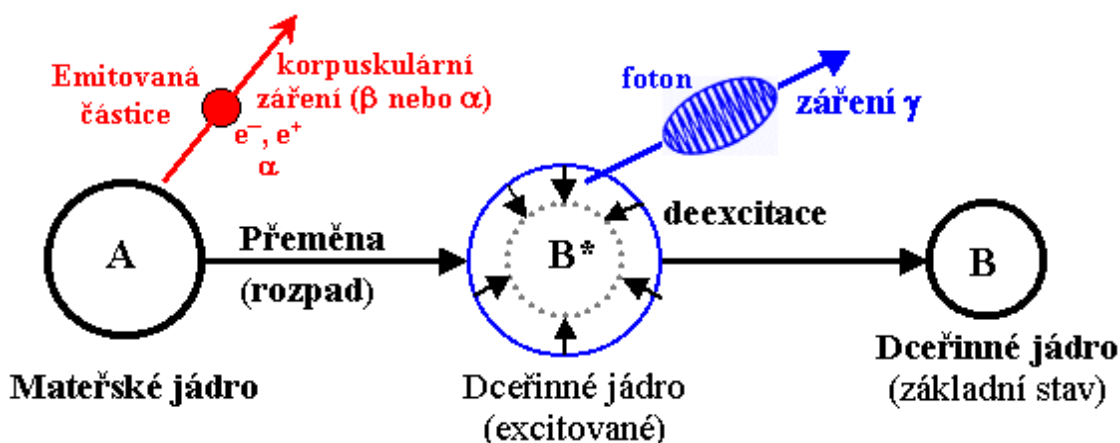
U všech tří způsobů přeměny  $\beta$  vzniká většinou dceřiné jádro v nestabilním stavu, které se prakticky okamžitě dostává do základního stavu vyzářením kvanta elektromagnetického záření  $\gamma$ . Proto se v praxi často setkáváme se smíšenými zářiči  $\beta$  a  $\gamma$ . [2]

**Přeměna  $\gamma$**  - je jadernou reakcí, kdy výsledné jádro, které je ve vzbuzeném stavu, vyzáří kromě částice také několik fotonů gama záření a tím se dostane do základního stavu. Doba existence excitovaného jádra je velmi krátká, takže foton se vyzáří prakticky současně s emisí hmotné částice. [2]

Ionizující záření  $\gamma$  má podobný charakter, jako např. rentgenové paprsky nebo světlo, má ovšem kratší vlnovou délkou (kolem  $10^{-13}$  m). Vzhledem ke krátkým vlnovým délkám má

záření  $\gamma$  velkou energií, a tudíž velkou pronikavostí. U přirozených radioaktivních prvků velice často doprovází přechod excitovaného dceřiného jádra do stabilnějšího stavu při přeměně  $\alpha$  a  $\beta$ . Emisí záření  $\gamma$  se protonové ani hmotnostní číslo prvku nemění. [2]

Při určitých podmínkách může být doba života vzbuze­ného stavu dostatečně dlouhá, tak aby se dala změřit. Takové jádro jeví svou vlastní radioaktivitu  $\gamma$  o určitém charakteristickém poločasu. Jedná se o izomerii jádra a přechod metastabilní formy v nižší nebo základní stav se nazývá izomerický přechod. Tento jev se využívá pro některé medicínské aplikace, zejména na odděleních nukleární medicíny, kde je nutné zabezpečit čisté zářiče  $\gamma$ . Ty se dají připravit v jaderných reaktorech nebo jsou produkovány v generátorech. Protože fotony záření  $\gamma$  mají stejnou fyzikální podstatu jako jiné druhy elektromagnetického záření, jejich rychlost se rovná rychlosti světla. [2]



Obrázek 1 Radioaktivní přeměny alfa a beta s doprovodným gama zářením<sup>1</sup>

### 1.3 Interakce ionizujícího záření s obaly atomů

Ionizující záření ztrácí při průchodu absorbu­jící látkou svou energii. Způsoby ztráty energie závisí na druhu ionizujícího záření a na fyzikálních vlastnostech látky. Pochody, které se podílejí na těchto ztrátách energie při interakci ionizujícího záření s obaly atomů, jsou: excitace, ionizace, rozptyl, vznik brzdného rentgenového záření. [2]

**Excitace** je děj, při kterém se elektron v atomu absorbu­jící látky dostává absorpcí energie ionizujícího záření do excitovaného stavu. Atom setrvává v excitovaném stavu krátkou dobu ( $10^{-5}$ - $10^{-8}$ s). Při deexcitaci je rozdíl příslušných energetických hladin uvolněn ve formě kvanta elektromagnetického záření (charakteristické záření). [2]

<sup>1</sup>Astronuklfyzika.cz. Radioaktivita [online]. [cit. 2014-03-20]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/JadRadFyzika2.htm>

**Ionizace** spočívá ve vyražení elektronu z obalu absorbujícího atomu. Dodá-li se elektronu při jeho interakci s ionizujícím zářením energie větší než vazebná, pak část této energie se spotřebuje na výstupní práci elektronu a část energie se podílí na vyražení elektronu. Z neutrálního atomu vzniká kladně nabitý iont. Tento děj potřebuje energii asi kolem 34eV a při tom nezáleží na druhu ani energii částic. Díky interakci s elektronovým obalem ionizující částice postupně ztrácí kinetickou energii, až se dostává do hodnot odpovídajících tepelnému pohybu. [2]

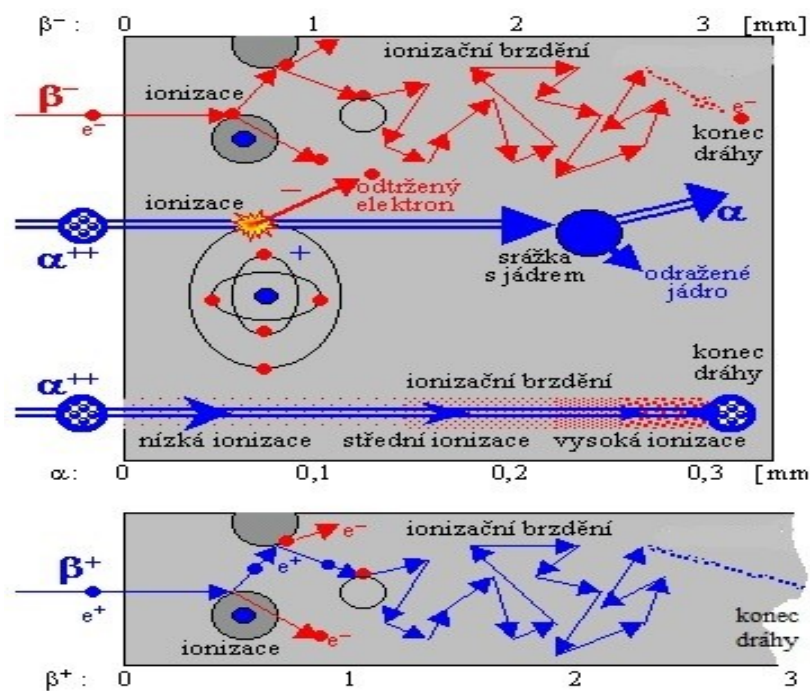
Primární ionizace se definuje jako počet iontových párů, což jsou kladný iont a elektron, vytvořených ionizující částicí. Některé elektrony mohou dosáhnout velkých energií, a tak mohou dále ionizovat. Tento proces se nazývá sekundární ionizace. [2]

### **1.3.1 Záření alfa a jeho interakce s obalem**

Částice alfa má velkou ionizační schopnost, je to dáno její hmotností a elektrickým nábojem. Obsahuje dva kladné elementární náboje. Částice alfa mají vysokou specifickou lineární ionizaci (vznikají řádové desítky tisíc iontů na dráze 1cm). Protože ionizační ztráty jsou velké, dosah částic alfa je velmi malý (ve vzduchu při energiích kolem 10 MeV se pohybuje kolem 10cm). Přibližně polovina tohoto záření připadá na ionizaci a polovina na excitaci atomů prostředí. Z hlediska poškození lidských tkání není příliš významné s výjimkou oka a vnitřní kontaminace. Při dopadu na kůži se absorbuje v horních vrstvách epidermis. [2]

### **1.3.2 Záření beta a jeho interakce s obalem**

Elektrony mají menší hmotnost i náboj než alfa částice, proto je jejich specifická lineární ionizace mnohem menší, a proto je větší dosah. Uplatňuje se zde mnohem více tvorba tzv. brzdného záření (popsáno níže v kapitole zdroje IZ-rentgenka). U zářičů beta je jejich dosah v měkké tkáni řádově v milimetrech. [2]



Obrázek 2 Záření alfa, beta a jejich interakce s obalem<sup>2</sup>

### 1.3.3 Záření gama a jeho interakce s obalem

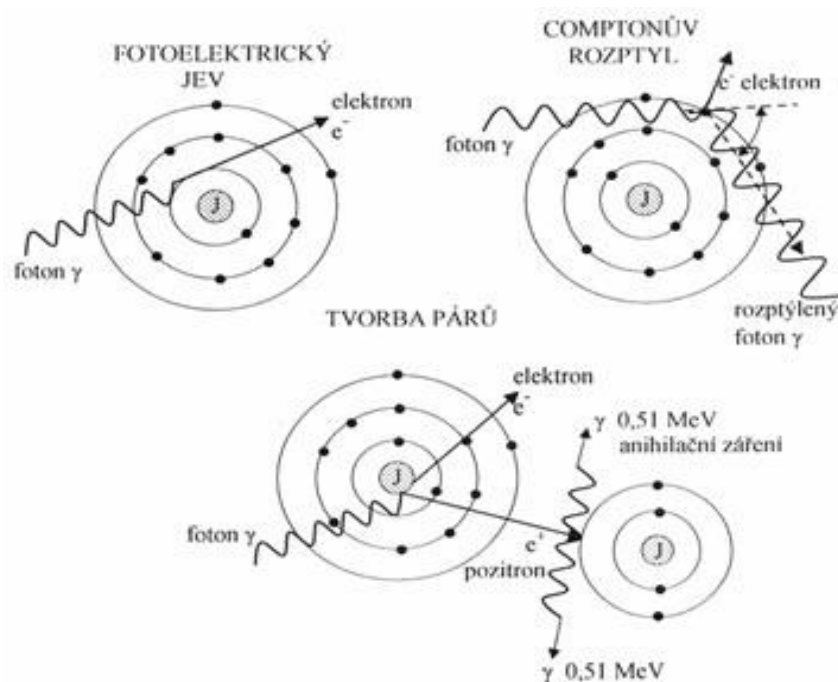
Záření gama interaguje s absorpční látkou nepřímo, pomocí fotoelektrického jevu, Comptonova efektu a tvorby elektron-pozitronových párů.

K **fotoelektrickému jevu** dochází v případech, kdy se veškerá energie záření gama předá některému elektronu z elektronového obalu absorbujícího materiálu nebo volnému elektronu. Foton elektromagnetického záření předá všechnu energii nově vzniklému fotoelektronu, který dále ionizuje prostředí. Atom, ze kterého byl elektron vyražen, je v excitovaném stavu a do základního stavu přechází emisí elektromagnetického záření o frekvenci, která odpovídá rozdílu energie vzbuzeného a základního stavu. Fotoefekt se uplatňuje u energií kolem 100 keV. [2]

**Comptonův rozptyl** vzniká, když foton elektromagnetického záření předá elektronu jen část své energie. Elektron při interakci získá kinetickou energii a dá se do pohybu. Sekundární foton s nižší energií se dále pohybuje. Děj se může opakovat a pak zanikne díky malé energii fotoelektrickým jevem. Energie sekundárních fotonů je závislá na úhlu rozptylu. Comptonův rozptyl se uplatňuje u energií kolem 0,5 MeV. [2]

<sup>2</sup>Astronuklfyzika.cz. Radioaktivita [online]. [cit. 2014-03-20]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/JadRadFyzika2.htm>

**Tvorba elektron-pozitronového páru** - tato interakce začíná v blízkosti atomového jádra nebo jiné částice, kdy se foton elektromagnetického záření zcela přemění na částice elektron pozitron. Tyto částice pak dále ztrácejí kinetickou energii excitací a ionizací atomů prostředí. Když pozitron sníží svou energii až na hodnoty podobné rychlostem tepelného pohybu, spojí se s libovolným elektronem a následně vzniknou dva fotony elektromagnetického záření o energii 511keV, které se rozletí pod úhlem 180°. Tento jev převládá u energií vyšších než 1,02 MeV. Pozitron má dolet v tkáni cca 1-2mm. [2]



Obrázek 3 Interakce gama záření s prostředím<sup>3</sup>

<sup>3</sup> Hušák, [online]. [cit. 2014-03-20]. Dostupné z: [http://eamos.pf.jcu.cz/amos/kra/externi/kra\\_7169/ch01.htm](http://eamos.pf.jcu.cz/amos/kra/externi/kra_7169/ch01.htm)

## 1.4 Zdroje ionizujícího záření

### 1.4.1 Lineární urychlovač

LU se skládá ze zdroje elektronů, urychlovací dráhy a kolimačního systému a dalších systémů.



Obrázek 4 Lineární urychlovač<sup>4</sup>

Vysokou kinetickou energii získávají částice v urychlovacích působením elektromagnetických polí, t.j. přeměnou části elektrické energie, kterou jsou urychlovače napájeny. Tak složité přístroje, jakými urychlovače jsou, musejí být opatřeny složitou elektronickou aparaturou, obsahující několik typů a zdrojů elektrického napájení:

**Napájení urychlovacích elektrod** je základním elektrickým napájením. Dodává elektrickou energii pro urychlování nabitých částic. U rentgenek a elektrostatických lineárních urychlovačů jsou elektrody napájeny vysokým stejnosměrným napětím (kV až mV). U vysokofrekvenčních lineárních urychlovačů jsou napájeny střídavým napětím o frekvenci

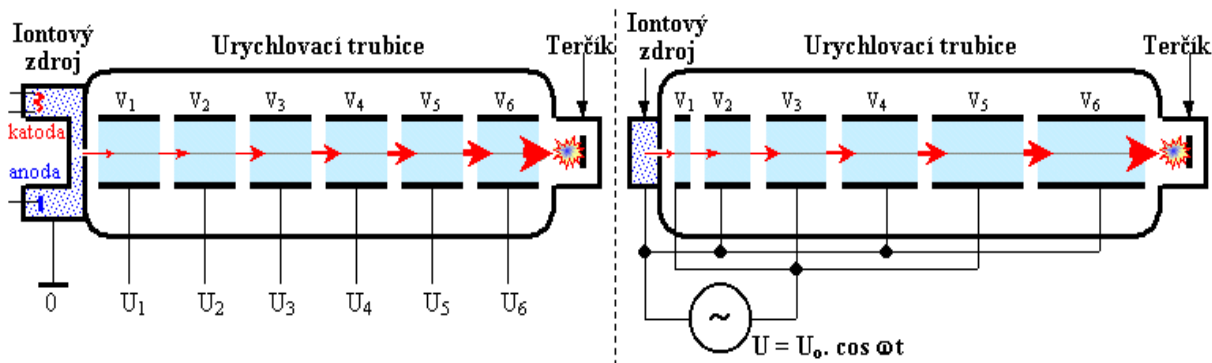
---

<sup>4</sup> Fakultní nemocnice Hradec Králové, Klinika onkologie a radioterapie

řádově MHz až několika GHz. **Napájení iontového zdroje** slouží k rozžhavení katody. Ta je napájena žhavicím proudem, který se transformuje z 220V na 6-24V. Při tomto procesu dochází k termoemisi elektronů. Tento proces probíhá před vlastním urychlením částic. **Napájení cívek elektromagnetů** slouží pro tvarování dráhy urychlených nabitých částic. U starších a menších přístrojů se jedná o klasické elektromagnety. Je to energeticky náročné, vzniká teplo, elektromagnety se musejí chladit. U novějších velkých urychlovačů se v elektromagnetech používají často supravodivé cívky. Výhodou je redukce tepla, ale supravodivé cívky je třeba udržovat při nízké teplotě kolem 3°K pomocí kapalného hélia. **Napájení vakuového a chladicího systému** slouží pro zajištění vakua v urychlovacích trubicích. V řadě elektricky napájených součástí se velká část elektrické energie mění v teplo, které je potřeba odvádět pomocí chladicích systémů. U supravodivých elektromagnetů se sice teplo přímo nevyvíjí, avšak chladicí hélium je třeba recyklovat ve zkapaňovacích přístrojích. Všechno toto technické "zázemí" urychlovače obsahuje řadu elektromotorů, které jsou napájeny buď přímo ze střídavé sítě (220V), nebo jsou řízeny elektronikou. **Napájení řídicí a regulační elektroniky** je velice důležité, slouží k přesné synchronizaci mezi elektrickými a magnetickými poli v různých částech urychlovacího systému. Toto zajišťují složité elektronické obvody, řízené digitální počítačovou technikou. [3]

K urychlení se používají elektrony, protože mají bodovou vnitřní strukturu a reagují jako celek. LU se rozdělují na vysokofrekvenční a elektrostatické.

Elektrostatické urychlují částice s nábojem během jejich pohybu po přímce. Z iontového zdroje (elektronové dělo) vylétají požadované částice, v tomto případě elektrony, do urychlovacího systému, který je tvořen několika válcovými kovovými elektrodami. Na těchto elektrodách je vloženo postupně vzrůstající vysoké napětí. Tímto elektrostatickým polem jsou elektrony urychlovány. Magnetické pole působící v mezerách mezi válcovými elektrodami fokusuje proud částic do úzkého svazku, ten pak nakonec dopadá na terčík. Urychlovací elektrody jsou napájeny vysokým napětím buď z elektronického kaskádního násobiče (soustava vhodně zapojených diod a kondenzátorů), nebo z elektrostaticko-mechanického Van de Graffova generátoru. Používá se napětí stovky kilovoltů až megavolty.[3]



Obrázek 5 Urychlovací trubice, vlevo pro elektrostatický LU, vpravo pro vysokofrekvenční LU<sup>5</sup>

Vysokofrekvenční LU využívají místo vysokého napětí vysokou energii. Válcové elektrody jsou připojeny ke střídavému elektrickému napětí. Liché válce jsou připojeny k jednomu pólu napětí, sudé válce k druhému. Částice je tak přitahována vždy opačným napětím na elektrodě. Frekvence střídavého napětí musí být volena tak, aby docházelo k přepolování elektrod, právě když částice vstoupila do mezery mezi válci. Další podmínkou k urychlení částic je také správná synchronizace mez frekvencí, napětím, délkou elektrod a vstřikováním elektronů ze zdroje. Elektrody jsou postupně delší kvůli stále narůstající rychlosti částic. K vlastnímu elektrickému urychlení dochází v mezerách mezi elektrodami. Částice v elektrodě pouze prolétá díky své setrvačnosti, protože elektrické pole je zde odstíněno. To je stejné i u elektrostatických urychlovačů. [3]

Obecně lineární urychlovače ozařují elektrony a fotony o energiích od 6MeV do 20Mev. Po urychlení jsou elektrony magnetickým polem nasměrovány po kružnici směrem vzhůru a pak kolmo dopadají do hlavice ozařovače, tak nedochází k rozostření svazku. Dopadají na terčik, který podle interakce záření s hmotou mění elektrony na fotony. Dále procházejí primárním kolimačním systémem, který vymezuje svazek. Svazek není homogenní, tzn. fotony nemají stejnou intenzitu uprostřed a na okrajích svazku. Proto se používá filtr pro fotony a pro elektrony je zde elektronový rozptylovací folie na otočném karuselu.

<sup>5</sup>Astronuklfyzika.cz. Elementární částice a urychlovače. [online]. [cit. 2014-03-21]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/JadRadFyzika5.htm>





Obrázek 6 Modulace svazku<sup>6</sup>

homogenizační filtr  
pro  $E_e = 6 \text{ MeV}$



Obrázek 7 Homogenizační filtr<sup>7</sup>

Poté je svazek monitorován (kontrolována homogenita a symetrie svazku) v ionizační komoře. Nakonec je sekundární kolimační systém plus přídatná zařízení.

Clony sekundárního kolimátoru umožňují vytvářet pole obdélníkového tvaru. Tak malá variabilita tvaru radiačního pole je pro moderní radioterapii nepostačující, protože neposkytuje efektivní stínění zdravé tkáně v okolí cílového objemu. Z tohoto důvodu může být tvar radiačního pole dále modifikován prostřednictvím tzv. stínících bloků, které stíní části obdélníkového radiačního pole tak, aby nedošlo k ozáření zdravé tkáně či dokonce kritického orgánu. Výroba těchto individuálních stínících bloků je pro každé jednotlivé pole časově a technologicky náročná. Dnes stínící bloky většinou nahrazují MLC. Pro formování elektronového svazku se používají tubusy. V současnosti se mnohem častěji ozařuje fotonovým svazkem, který se může tvarovat klíny a hlavně mnoholamelovými kolimátory. Úhel klínu závisí na izodózní křivce. Klín absorbuje záření, proto zvyšuje dávku až dvojnásobně podle klínu. MLC jsou popsány v kapitole IMRT. [3]

<sup>6</sup>Astronuklfyzika.cz. Jaderné a radiační vlastnosti. [online]. [cit. 2014-03-22]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/JadRadMetody.htm#6>

<sup>7</sup>Fakultní nemocnice Hradec Králové, Klinika onkologie a radioterapie

### 1.4.2 Kilovoltážní zdroj (Rentgenka)

Zdrojem X-záření v KV soustavě lineárního urychlovače je speciální vakuová elektronka zvaná rentgenka, rentgenová lampa či trubice. Z elektronického hlediska je rentgenka dioda zapojená v obvodu s vysokým napětím cca 20-200kV. Skládá se z katody a anody. Katoda a anoda jsou z wolframu. Wolfram je kov, který má vysoké protonové číslo, tudíž se hodí k brzdění prudce letících elektronů a také dobře snáší vysoké teploty až okolo 3000°C. Žhavená katoda emituje elektrony, které jsou přitahovány k anodě, přičemž jsou silným elektrickým polem urychlovány na kinetickou energii, danou vysokým napětím mezi katodou a anodou (tj.  $E = \text{cca } 20,200\text{keV}$ ). Magnetické pole způsobuje fokusaci elektronů do bodového ohniska. Anoda bývá nejčastěji ve tvaru talíře a rotuje. Elektrony dopadají pokaždé na jiné místo anody a tím se zabraňuje přehřátí. Vždyť při dopadu elektronů na materiál anody vzniká z 99% teplo a asi z 1% elektromagnetické záření. Těsně před dopadem na anodu získá elektron značně vysokou rychlost přibližně 150000km/s (poloviční rychlost světla). Napětí je přímo úměrné kinetické energii elektronů, takže při napětí 60KV budou mít elektrony kinetickou energii 60KeV. Po dopadu na anodu se elektrony prudce zabrzdí, přičemž část jejich kinetické energie se přemění na tvrdé elektromagnetické záření - X-záření dvojího druhu: brzdné záření a charakteristické záření. Toto rtg záření opouští anodu a vylétá z trubice ven. [3]



Obrázek 8 Kv zdroj na pravém rameni LU (při pohledu nalevo)<sup>8</sup>

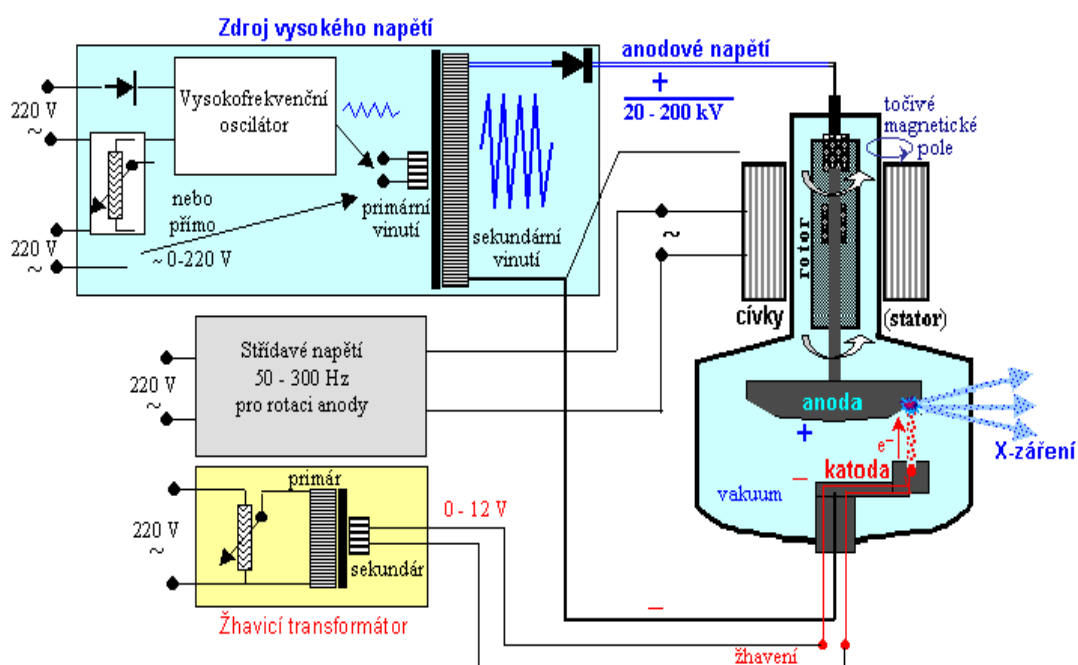
<sup>8</sup> Fakultní nemocnice Hradec Králové, Klinika onkologie a radioterapie

### 1.4.1.1. Brzdné záření

Elektrony přilétající na anodu se brzdí o jádra atomu wolframu, proto i elektron po prudkém zabrzdění v materiálu anody vyzařuje elektromagnetické vlnění. Podle zákonitostí elektrodynamiky dochází při každém zrychleném pohybu elektrického náboje k vyzařování elektromagnetického vlnění. Čím je zabrzdění prudší, tím je záření intenzivnější a tvrdší. Jednotlivé elektrony proniknou různě hluboko do atomů materiálu anody a každý ztrácí jiné množství energie, proto hovoříme o spojitém spektru fotonů. Nejkratší vlnové délky vznikají u elektronů, které pronikly na úroveň slupky K a blíže k jádru. Brzdné záření závisí na anodovém napětí. [3]

### 1.4.1.2. Charakteristické záření

Urychlené elektrony vyřazují elektrony z atomů materiálu anody. Vyřazené elektrony buď přeskakují do vyšší energetické hladiny (excitace), nebo jsou vyřazeny úplně z atomu (ionizace). Přeskokem elektronu z jiné energetické hladiny na vyřazené místo se atom zbavuje energie ve formě elektromagnetického záření a přechází z nestabilního stavu do základního. Tento druh záření závisí na materiálu anody a má čárové spektrum. Uplatňuje se výrazně méně v porovnání s brzdným zářením, při napětí 100Kv asi z 30% při 200Kv už jen okolo 3%. [2]



Obrázek 9 Schéma kv zdroje<sup>9</sup>

<sup>9</sup>Astronuklfyzika.cz. Jaderné a radiační metody. [online]. [cit. 2014-03-22]. Dostupné z : <http://astronuklfyzika.cz/JadRadMetody.htm#6>

Mezi rentgenkou a krytem se nachází vrstva oleje, která má dobré izolační vlastnosti. Kryt slouží k ochraně rentgenky. Na krytu je také upevněno sklíčko, filtr a vymežovací clony. Sklíčko z berylia nepustí elektrony, které se mohou někdy z anody odrazit. Filtr je destička hliníková nebo měděná tlustá asi 1,5-4mm, která se vkládá do cesty svazku záření, aby pohltila fotony o malých energiích. Vymežovací clony slouží k vymezení svazku. Všechny rentgenové přístroje mají dva samostatné elektrické obvody: žhavicí katodový a vysokonapěťový anodový. Katodový obvod slouží k transformování napětí z 220/380V na 5-15V, tím se zvýší intenzita proudu a dochází na katodě k termoemisi elektronů (vytváří elektronový mrak). Anodový obvod transformuje 220V na 150kV. Elektrony začnou dopadat vysokou rychlostí na anodu, vzniká teplo, brzdné a charakteristické záření. [3]

### 1.5 Detekce ionizujícího záření

Detektorem u kilovoltážního zařízení je flat panel (plochý panel). Obsahuje velký počet pixelů, sestavených do obrazové matice, cca 2000\*2000 obrazových elementů i více. Úroveň elektrického signálu z každého obrazového elementu je úměrná intenzitě, respektive počtu fotonů X-záření dopadajících do daného místa flat-panelu. Z hlediska způsobu převodu X-záření na elektrický signál se konstruují flat-panely dvojího druhu. [3]



Obrázek 10 Flat panel na levém rameni LU (při pohledu vpravo)<sup>10</sup>

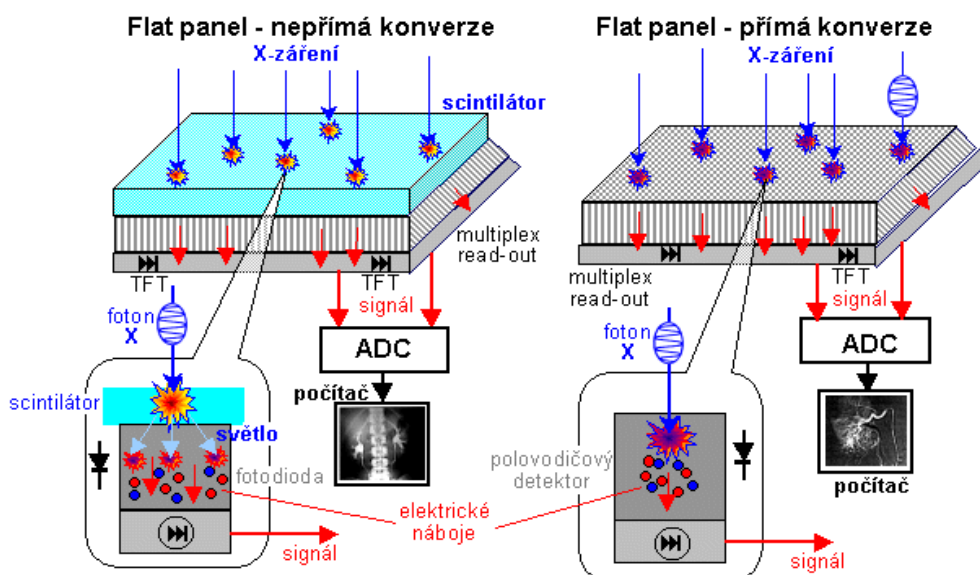
<sup>10</sup> Fakultní nemocnice Hradec Králové, Klinika onkologie a radioterapie

### 1.5.1 Nepřímá konverze

Fotony X-záření dopadají nejprve na vrstvu scintilační látky, která je nejčastěji z thália, a vzbuzují v ní záblesky viditelného světla. Toto světlo pak vstupuje do polovodičových fotodiod (jako polovodičový materiál se používá většinou amorfnní křemík), v nichž se vnitřním fotoefektem uvolňuje elektrický náboj (elektrony a "díry") ,a světlo je takto převáděno na elektrický signál. Tato konstrukce flat-panelů je se v současné době nejvíce používá. [3]

### 1.5.2 Přímá konverze

Fotony X-záření dopadají rovnou do polovodičových detektorů (vhodným materiálem je selén), kde svou interakcí uvolňují elektrické náboje a jsou tak přímo převáděny na elektrický signál. „Flat panely s přímou konverzí se zatím používají méně často, avšak patří jim pravděpodobně budoucnost.“ (Ullmann, AstroNuklFyzika, Aplikace ionizujícího záření, [online]. [cit.2014-03-22]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/JadRadMetody.htm#2>). Konstruuji se také v řádu několika centimetrů s velmi vysokou hustotou miniaturních obrazových elementů (vysokým obrazovým rozlišením) a používají se ve speciálních laboratorních metodách ,jako je rentgenová mikroskopie. [3]



Obrázek 11 Konstrukce flat panelu<sup>11</sup>

<sup>11</sup>Astronuklfyzika.cz. Jaderné a radiační metody. [online]. [cit. 2014-03-22]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/JadRadMetody.htm#6>

U nepřímé i přímé konverze je elektrický signál z fotodiod nebo polovodičových detektorů snímán speciální maticí tranzistorů TFT (Thin Film Transistors - "tenký film tranzistorů") v tenké vrstvě na skleněném nosiči. Snímání probíhá ve směru osy x a y - poskytuje souřadnicové impulsy o poloze místa detekce fotonu rtg záření ve flat-panelu. Tyto souřadnicové impulsy jsou analogově-digitálním konvertorem (ADC) převedeny do digitální formy a střádány do odpovídajících adres paměti v obrazové matici počítače - vzniká digitální rentgenový obraz. [3]

## **1.6 Konformní radioterapie (3D-CRT)**

Konformní radioterapie je ozařovací technikou, při které se ozařovaný objem přizpůsobuje nepravidelnému trojrozměrnému tvaru naplánovaného PTV. Při konvenční radioterapii je objem vnímán v rovině a využívá se v jednoduchých ozařovacích polích. 3D radioterapie využívá CT nebo MR plánování, popřípadě jejich fúze. Tyto metody jsou synchronizované s ostatními plánovacími systémy. S MR plánováním lze dosáhnout přesnější anatomie pacienta, je tedy výhodou. Dávka může být přizpůsobena pro různé nádorové tvary a také v případě, kdy nádorové ložisko naléhá na kritické orgány. Lze tedy vykrýt určité místo v cílovém objemu poblíž kritického orgánu s možností navýšení dávky z jiných polí. Výsledkem je tedy dostatečně homogenně pokrytý cílový objem s výrazným šetřením okolních kritických tkání. Důsledkem je lepší lokální kontrola až o 20%. Výše uvedený systém plánování, kdy se zadají požadavky a speciální plánovací software vypočítá optimální dávku, se nazývá inverzní plánování. [4]

### **1.6.1 Inverzní plánování**

U každého CT řezu na plánovacím CT se stanovuje dávka do cílového objemu a maximální dávka na okolní tkáň. Plánovací software sám navrhne počet ozařovaných polí, dávkový příkon, úhly ozařovače na gantry. U 2D radioterapie tyto procesy dělal ručně radiologický fyzik. Důležité jsou údaje o natočení MLC a o pozici lamel. Inverzní plánování dokáže snížit PTV, což nese zvýšené požadavky na verifikaci pacienta. [4]

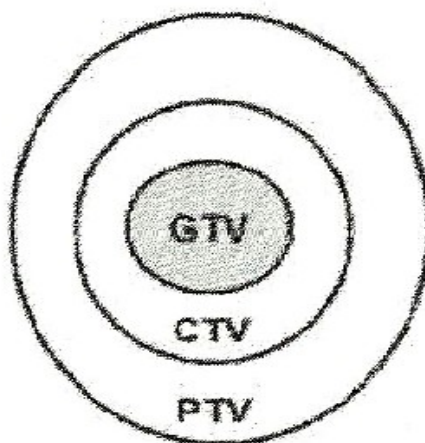
## **1.7 Cílové objemy**

Cílový objem je oblast, do které chceme aplikovat co největší dávku záření za účelem zničení nádorových buněk. Cílový objem obsahuje samotný nádor i oblast, která obklopuje primární nádor. U resekovatelných nádorů se jedná o lůžko po nádoru. U oblasti, která obklopuje nádor, můžeme předpokládat třeba i minimální populaci nádorových buněk, přesto

je důležité ji zahrnout do ozařovaného objemu. Dále také zmiňovaný objem zahrnuje bezpečnostní lemy. Tyto lemy nám zajišťují, že oblast nádoru bude v ozařovaném poli i přes fyziologické pohyby (dýchací pohyby, trávicí pohyby). [4]

„Mezinárodní organizace ICRU definuje 3 základní objemy:

- *GTV (gross tumor volume) - oblast vlastního nádoru .*
- *CTV (clinical target volume) – klinický cílový objem, který zahrnuje oblast vlastního nádoru (GTV), a lem, který zahrnuje potencionální mikroskopické šíření.*
- *PTV (planning target volume) – plánovaný cílový objem, zahrnuje klinický cílový objem s bezpečnostním lemem, který bere v úvahu fyziologické pohyby nádoru a chyby v nastavení pacienta.“ (Binarová, 2012, s. 26)*



Obrázek 12 Schématické znázornění jednotlivých objemů podle ICRU 50<sup>12</sup>

Dalším druhem objemu je ITV (irradiated target volume), který zahrnuje oblast vystavenou ionizujícímu záření. [4]

Zásadní význam má definování cílového objemu. Zobrazovacími metodami určíme rozsah GTV. Jako okraj nádoru označíme CTV, do něhož by mohl prorůstat mikroskopicky nádor, který nelze zobrazovacími metodami zjistit. K CTV se přidává bezpečnostní lem vzniklý z vnitřního lemu a lemu pro nastavení. [4]

Vnitřní lem - (Internal Margin) zohledňuje fyziologické pohyby a pozici CTV v průběhu ozařování. Tento lem vymezuje ITV(vnitřní cílový objem). [4]

<sup>12</sup> A.BINAROVÁ. *Radioterapie*. Ostrava: Lékařská fakulta Ostravské univerzity, 2012, s. 26. ISBN 978-80-7368-701-4

Lem pro nastavení (Set-up margin) vymezuje nepřesnosti nastavení pacienta a vymezení ozařovacího svazku. PTV je tedy definováno jako CTV, IM a SM. [4]

Další důležitou oblastí v plánování je objem rizikových orgánů – PRV ( Planning organ at Risk Volume), někdy OARs (organs at risk). Tento objem zohledňuje pohyby a změny tvaru a velikosti kritických orgánů v průběhu ozařování a nepřesnosti nastavení pacienta. PTV může být hodně podobný CTV, záleží na stavu pacienta, lokalizaci CTV a konečně na ozařované technice (např. velká blízkost PTV s CTV u nádoru prostaty, opačný případ třeba u nádorů plic). Cílové objemy se určují podle CT, MR nebo fúze CT/PET. [4]

Při radikálním ozařování je výše celkové dávky aplikované do plánovacího cílového objemu závislá na toleranci zdravých tkání. Radiační onkolog musí zhodnotit stupeň rizika poškození zdravých tkání a dávku potřebnou k zničení tumoru. Rizika poškození zdravých tkání a orgánů jsou jedním z nejvýznamnějších kritérií při samotné indikaci radioterapie, volbě způsobu aplikace (brachyterapie nebo zevní ozáření), druhu ionizujícího záření (brzdné záření, záření elektrony nebo jiné) a jeho energie, při volbě frakcionace radioterapie, při tvorbě ozařovacího plánu a při volbě polohy pacienta a užití fixačních pomůcek, volbě výše dávky. Výjimečně si riziko poškození zdravých tkání vyžádá úpravu plánovacího cílového objemu (například pro přítomnost OAR nemožnost zachovat předepsaný bezpečnostní lem).[4]

## **1.8 Obrazem řízená radioterapie (IGRT)**

IGRT využívá zobrazovacích metod v průběhu konformních technik ozařování. Tím se zvyšuje přesnost ozáření a přesnost je jednou z podmínek zvyšování konformity ozařování. Při každém nastavení pacienta na urychlovači (typicky se ozařuje každý den několik týdnů) mohou vznikat odchylky, např. mírnou změnou polohy pacienta při nastavení nebo anatomickými změnami (otok, váhový úbytek apod.). Dalšími odchylkami mohou být fyziologické pohyby orgánů pacienta (peristaltika, náplň orgánů). Je mnoho faktorů, které tak mohou v průběhu ozařování vést k poddávkování cílového objemu, nebo naopak k většímu zatížení kritických orgánů.

Proto je zásadní, aby pacient byl ve stejné poloze vůči jednotnému souřadnému systému, jako byl v okamžiku pořízení CT série, na které byla naplánována léčba. Jedině tak lze garantovat, že dávková distribuce spočtená na CT modelu pacienta bude odpovídat skutečné dávkové distribuci v těle pacienta. Základní metoda nastavení pozice pacienta je založena na lasery vyznačeném souřadném systému, který je totožný ve všech částech



terapeutického řetězce. Pacient má na kůži značky, které musí být vždy ve shodě s pozičními lasery. Přesnost samozřejmě není příliš vysoká (~ 5 mm) a navíc nastavení na základě pozice značek na povrchu pacienta negarantuje korektní polohu nádoru, o kterou jde především.

Základní rozdělení IGRT metod podle charakteru zobrazení může být na 2D (tělo v jedné rovině) a trojrozměrná 3D (objemová) nebo podle fyzikálního způsobu detekce.

Základní radiografická metoda nastavení pacienta využívá tzv. elektronický portálový zobrazovací systém (EPID). Zde je detektorem X-záření flat-panel, který poskytuje signály pro digitální rtg obraz. Tento panel je umístěn pod pacientem naproti zdroji terapeutických MV fotonů (popsáno v kapitole zdroje IZ). Po nastavení pacienta pod urychlovačem podle značek a pozičních laserů se pořídí MV- rentgenová předozadní projekce ozařované oblasti těla. Vzniká dvojrozměrný portálový snímek. K pořízení snímku je třeba velmi málo záření z urychlovače. [5]



Obrázek 13 LU s vysunutým systémem EPID<sup>13</sup>

K prostorovému zobrazení se provádí projekce ze dvou, nejčastěji kolmých úhlů. Tedy z úhlu 0° a z úhlu 90°. Tyto MV snímky se následně porovnají s tzv. digitálně rekonstruovaným rentgenogramem (DRR), což je numericky vypočtený snímek ze série CT snímků (3D modelu pacienta) odpovídající dané projekci.

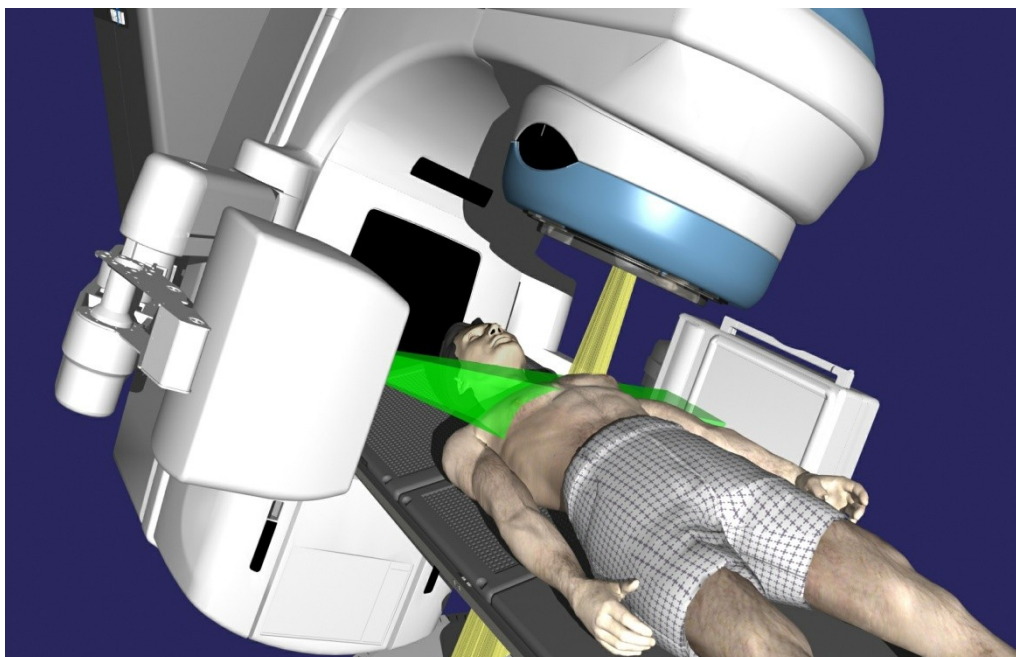
<sup>13</sup> Varian..com. Overview - The Right Dose for Fewer MUs. [online]. [cit. 2014-03-23]. Dostupné z: [http://www.varian.com/us/oncology/radiation\\_oncology/clinac/](http://www.varian.com/us/oncology/radiation_oncology/clinac/)

Snímky se porovnávají buď automaticky nebo manuálně. Pokud se snímky porovnávají manuálně, dopočítává se rozdíl v pozici pacienta pomocí číselných os. Automatickou korekci provádí ozařovací stůl také v příslušných osách (laterální, longitudiální a vertikální).

MV snímek pořízený pomocí EPID je podstatně méně kontrastní než odpovídající DRR, které bylo spočteno z CT snímků pořízených pomocí kilovoltážní (kV) rentgenky. Důvodem je, že rozdíl od kV svazků se v případě MV svazků a lidské tkáně uplatňuje Comptonův rozptyl, který je tak dominantní interakcí podílející se na zeslabení svazku průchodem tkání. Přesto jsou na MV snímku jasně viditelné např. struktury kostí, které umožňují korigovat pozici pacienta pomocí terapeutického stolu, tak aby odpovídala kostním strukturám na odpovídajícím DRR. Radiografická verifikace výrazně zpřesňuje nastavení pacienta (~2 mm). [5]

Dalšího zpřesnění lze dosáhnout implantací speciálních kovových markerů přímo do nádoru. Právě popsaná metoda má totiž stále nejistotu v korelaci pozice kostních struktur a samotného nádoru, který na MV snímku nikdy vidět není. Implantované markery jsou na MV snímcích i odpovídajících DRR jasně viditelné a navíc identifikují přímo nádor.

Fyzikální omezení v kvalitě MV snímku se u moderních klinických ozařovačů řeší zařazením kV rentgenky a flat-panel detektoru (kV plošný detektor) v úhlu 90°, resp. 270° vůči hlavici urychlovače na jeho rameni. Postup radiografické verifikace nastavení pacienta je podobný jako v případě MV zobrazování pomocí EPID. Rozdíl je v kvalitě, respektive kontrastu verifikačního snímku. Přesnost nastavení na základě anatomických struktur je pak samozřejmě lepší. Je-li ozařovač vybavený jak kV zdrojem a flat panel detektorem, tak EPIDem, je principiálně možné pořídit laterální projekci kV soustavou a předozadní projekci MV soustavou, což zvyšuje rychlost verifikace. Další možností využití kV soustavy je provedení tzv. verifikačního cone beam CT (v principu lze i s MV soustavou), což je provedení rotace o 360° a pořízení sérií projekcí kuželovým (cone) svazkem. Zvolí se objem vyšetřované oblasti, tzv. FOV (field of view). CBCT trvá řádově sekundy. Sofistikovaným rekonstrukčním algoritmem se podobně jako u klasického CT získá trojrozměrný obraz ozařované oblasti. Tato metoda pak umožňuje plně třídimenzionální srovnání verifikačních CT snímků s CT sérií pořízenou plánovacím CT. Srovnání se dělá opět ručně nebo automaticky. Při automatickém srovnání se vybere vhodný algoritmus, který využívá např.: porovnání stupňů šedí měkkých tkání. [6]



Obrázek 14 Verifikace pacienta pomocí kV soustavy (zelený paprsek)<sup>14</sup>

Historickou metodou bylo v ozařovací místnosti umístění diagnostické CT. Pacient se tak mohl pomocí rotace stolu pohybovat mezi gantry CT a radioterapeutickým zdrojem.

V současnosti IGRT přispívá k rozvoji adaptivní radioterapie, protože čím je přesnější nastavení pacienta, tím je možno zvolit menší bezpečnostní lem (PTV). Čím menší PTV, tím se více šetří zdravé tkáně a zvýší se dávka na oblast nádoru.

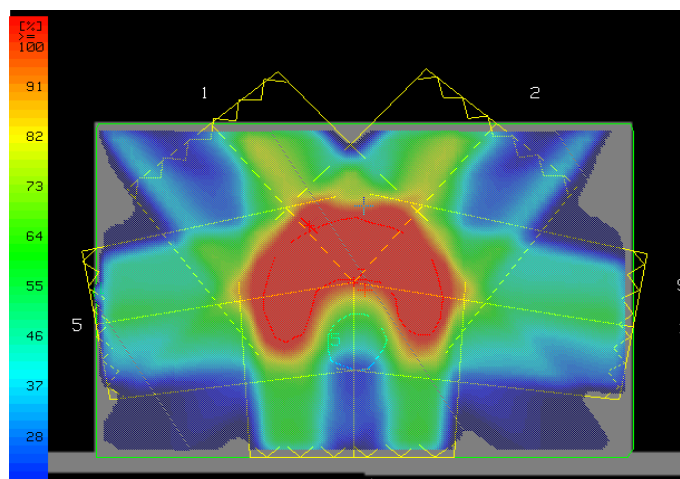
### **1.9 Radioterapie s modulovanou intenzitou (IMRT)**

Princip této metody spočívá v modulaci svazku záření. Rozložení dávky odpovídá tvaru nádoru, takže dávka na oblast nádoru může být vyšší za současného šetření okolních tkání nebo vyhnouti se kritickým orgánům. Tato technika využívá více ozařovaných polí. [4]

Svazek brzděného záření vycházející z LU je rozdělen na pixely, které mají rozdílnou intenzitu záření díky naprogramovanému pohybu lamel MLC v průběhu ozařování. Požadovaná dávka je pouze v cílovém objemu (PTV). Dávka mimo PTV prudce klesá vzhledem k vykrytí lamel MLC. [4]

---

<sup>14</sup> Varian.com. Image Gallery - On-board Imager device. [online]. [cit. 2014-03-23]. Dostupné z: <http://newsroom.varian.com/index.php?s=31899&mode=gallery&cat=2474>



Obrázek 15 Nehomogenní distribuce dávky při IMRT technice<sup>15</sup>

Ke zjištění ideálního rozložení dávky se využívá tzv. inverzního plánování. Speciální software rozloží jednotlivé svazky na "body" (pixely), kterým přiřadí požadované parametry zadané lékařem a spočítá optimální prostorovou distribuci dávky v požadované oblasti. Jakmile spočítá optimální rozložení, převede intenzity do pohybů lamel MLC. Nezbytnou součástí IMRT je multileaf kollimátor, který dokáže vytvořit nehomogenní pole a snížit vznik polostínu. Během ozáření se jednotlivé lamely pohybují a modulují svazek a tím i dávku v cílovém objemu. Kombinací těchto modulovaných polí z různých směrů umožňuje optimálnější rozložení dávky. [4]

### 1.9.1 Multileaf kolimátor

Multi leaf kolimátory můžeme rozdělit na:

**Mikro-MLC** - miniaturizovaný kolimátor pro ozařování úzkými ostře kolimovanými svazky při tzv. stereotaktické radioterapii. Používá se většinou jako nástavec upevněný na standardní ozařovací hlavici s MLC pro radioterapii s modulovaným svazkem IMRT. [3]

**Binární** či **bipolární MLC** tvaru štěrbin s větším počtem (64) lineárně řazených lamel, které se otvírají a zavírají, čímž modulují svazek v rovině transverzálního řezu. Používá se při tzv. tomoterapii. Lamely u binárních MLC se pohánějí elektromagneticky nebo pneumaticky, čímž se dosahuje velmi rychlé odezvy otvírání a zavírání lamel (desetiny sekundy). [3]

Z hlediska časového řízení lze techniku rozdělit na :

**Step and shoot** (přerušovaný režim) lamely MLC jsou v pohybu v pauze před ozářením. Vytvaruje se požadovaný otvor a následně se ozáří. Poté se ozařování přerušuje,

<sup>15</sup> Fakultní nemocnice Hradec Králové, Klinika onkologie a radioterapie

vytváří se další otvor, otočí se úhel na gantry a proběhne další ozáření. Je to zdokonalená technika více statistických polí. [3]

**Sliding Windows** (kontinuální režim) lamely kolimátoru se pohybují a modulují svazek do požadovaného tvaru během ozařování. Kromě pohybu lamel řídí speciální software také pohyb hlavice a kolimátoru, kontinuálně mění dávkový příkon apod. [3]

Zdokonalení systému Sliding windows se označuje jako RapidArc (objemově modulovaná oblouková terapie). Umožňuje modulaci MLC a řízenou rotaci ozařovače kolem pacienta. Je možný rovněž řízený posun stolu aj. Díky dalšímu, úhlově-intenzitnímu stupni volnosti (je k dispozici větší počet jemně nastavitelných úhlů ozařovacího paprsku s individuálně nastaveným tvarem a intenzitou svazku) se dosahuje dalšího zlepšení selektivity radiační dávky dopravené do cílové tkáně. [3]



Obrázek 16 MLC<sup>16</sup>

Rozložení dávky je často nehomogenní, a proto je proti konvenční nebo konformní technice výhodnější. Většinou je nutno zvětšit počet ozařovaných polí. To může být limitujícím faktorem k indikaci ozařování IMRT technikou. Celková doba ozáření závisí na počtu ozařovaných polí, nicméně je asi 3-5 krát delší než u konvenčních technik. Lékař tedy musí brát v úvahu stav pacienta. [4]

Radioterapie s modulovanou intenzitou s mnohalistovým kolimátorem se stává nedílnou součástí léčby u indikací hlavy, krku, plic, prostaty, cervixu apod. Vzhledem k blízkému vztahu cílového objemu a plánované dávky distribuce jsou IMRT techniky spjaté s rozvojem verifikačních technologií, tedy i IGRT. Jestliže nám IMRT umožňuje specificky upravovat cílový objem, je důležité zjistit, zda je dávka distribuována do předem

---

<sup>16</sup> Varian.com. Image Gallery - Multileaf Collimators. [online]. [cit. 2014-03-24]. Dostupné z: <http://newsroom.varian.com/image-gallery?mode=gallery&cat=2473>

definovaného objemu. S rozvojem této techniky přímo souvisí rozvoj megavoltážní verifikace MVCT a samozřejmě také kilovoltážní verifikace CBCT a OBI. [4]

## **1.10 Stereotaktická radioterapie**

Stereotaktická radioterapie je velmi přesné ozáření malého cílového objemu vysokými dávkami. Ozařuje se více paprsky, které jsou tenké a produkují intenzivní ionizující záření. Mají strmý úbytek dávky mimo cílový objem. Každý jednotlivý paprsek je relativně slabý a na své cestě tkání nevyvolává výraznější radiobiologické účinky. Pokud jsou tyto paprsky nasměrovány do společného ohniska - cílové tkáně, jejich sečtením zde vzniká vysoká dávka schopná poškodit nádorové buňky. Mimo ohnisko dávka záření prudce klesá, takže již ve vzdálenosti několika milimetrů od ohniska odpovídá dávka již prakticky dávce z jednoho paprsku. Stereotaktické zaměření přenese diagnostický obraz do trojrozměrného souřadnicového systému. Tím vymezí přesný cílový objem ve 3D zobrazení. Na základě těchto souřadnic, které lokalizují dané místo, je možno dosáhnout vysoce přesného ozáření i malého cílového ložiska vysokou dávkou záření při relativně nízkém poškození okolních tkání. Tato metoda se používá v těžko dostupných oblastech, např. v mozku, a může nahradit klasický operační zásah. Vysoká přesnost (1-2mm) umožňuje efektivní léčbu i malých nádorů v blízkosti důležitých center či v oblastech se složitou anatomickou strukturou. Ozáření se provádí většinou jednorázově, nebo s malým počtem frakcí. [3]

Při konformní technice se používají dávky cca 2Gy aplikované ve 20-40 frakcích. Cílem je vyvolat apoptózu buňky. U stereotaktické radioterapie se do malého cílového ložiska aplikuje vysoká dávka (až desítky Gy) v několika málo frakcích. Buňka zaniká interfázovou smrtí, je doslova "vypálena". Stereotaktická radioterapie umožňuje účinnou likvidaci nádorového ložiska s nižší radiotoxicitou a menším rizikem sekundárních malignit. [3]

### **1.10.1 Leksellův gama nůž**

Léčba se provádí pomocí přesně zacíleného ozáření cílového místa v mozku zářením gama ze 201 radioaktivních zdrojů  $^{60}\text{Co}$ . Uzké kolimované paprsky se střetnou v ohnisku. Do tohoto ohniska se napolohuje mozková tkáň určená k léčbě. V ohnisku dojde ke sčítání dávky ze 192 paprsků. Mimo toto ohnisko dávka strmě klesá, je 100 krát menší než v ohnisku. Zářiče jsou uspořádány do půlkruhu a jsou opatřeny kolimátory, propouštějícími svazky záření  $\gamma$  do centra. Sekundární kolimace se provádí speciální kolimační helmicí. Před vlastní radioterapií se na hlavu pacienta pomocí čtyř šroubů upevní koordinační stereotaktický zaměřovací rám, který umožní na rtg snímku označit patologické léze vzhledem k

trojrozměrné souřadnicové soustavě ozařovače. CT snímek mozku, na němž jsou zobrazeny i značky stereotaktického rámu, se přenesou do plánovacího systému a slouží pro přesné nastavení cílového objemu do ohniska gama-nože. V případě výskytu kritických struktur (oční čočka) v ose paprsku je možné požadovaný paprsek vyřadit stínící "zátkou". Ozařovací doba záleží na dávce, kterou chceme dostat do patologické léze, tedy na druhu a velikosti léze. K prozáření celého objemu můžeme využít posun stolu. [3]

Pomocí gama-nože se léčí především mozkové nádory a metastázy. Nevýhodou je využití jenom v oblasti hlavy, a také zdroje gama-nože. Radioizotopové zářiče  $^{60}\text{Co}$  mají poločas rozpadu cca 5 let. Jejich výměny jsou nákladné a zářiče s poločasem rozpadu slábnou. Nicméně je využíván pro svou přesnost a eskalaci dávky. [3]

### 1.10.2 Cyber Knife

Je to lineární urychlovač pro stereotaktickou, obrazem naváděnou radioterapii. Zdrojem záření je lineární urychlovač produkující brzdné rentgenové záření o energiích 6 MeV. Ozařuje se úzkým svazkem, proto se nevyužívá homogenizační filtr a MLC jako u standardních lineárních urychlovačů. Tento tenký svazek se kolimuje mMLC. Výhodou je uchycení zdroje na robotické rameno ovládané motorky a řízené počítačem, které má velké manipulační schopnosti. Ozařování může probíhat z nejrůznějších úhlů. U novějších typů se může posunovat i lehátko s pacientem. [3]

Verifikační RTG systém u stereotaktické radioterapie tvoří dvě rentgenky, většinou zavěšené na stropě ozařovny, a zobrazovací flat-panely, umístěné buď pod lehátkem nebo na podlaze. Rentgenky snímají ozařovanou oblast. Snímky určitých struktur, například skeletu, mohou být využity jako vztažná soustava. Kromě skeletu to může být také dobře diferenciovatelný nádor. Není tedy třeba využívat vnější fixaci stereotaktickým rámem. Pro spolehlivou navigaci stereotaxi lze do oblasti kolem nádoru implantovat zlatá zrna (tzv. fiduciální markery). Mají vysokou denzitu na rtg snímku a chemicky neinteragují s okolními tkáněmi. [3]

#### **On-line tracking tumoru (přímé sledování nádoru)**

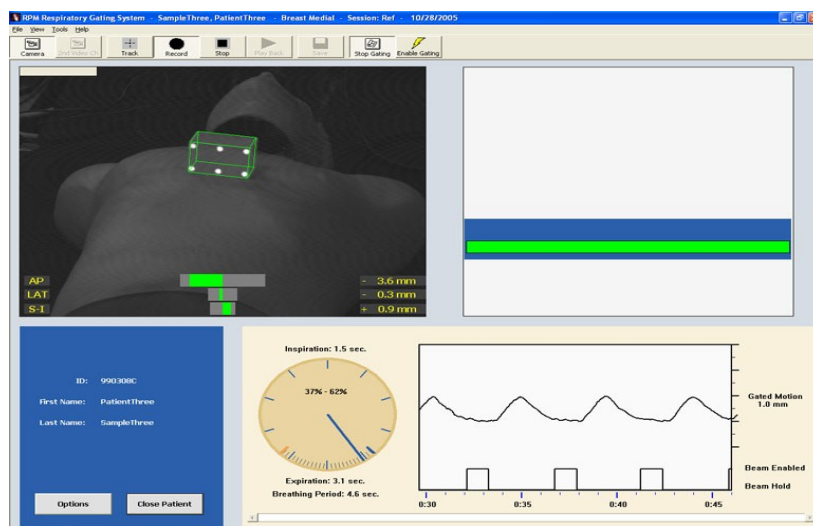
Výše zmiňované vztažné body (skelet apod.) se označí na ozařovacím plánu a rtg verifikační systém na ozařovači je pak monitoruje a řídí podle nich rameno ozařovače nebo posun lehátka. Před každým ozařovacím polem z určitého úhlu se udělá snímek, který se porovná s DRR při plánování. V případě nepřesnosti cílového objemu s DRR software spočítá korekci pro ozařovač. Ten pak s následnou korekcí ozařovacího svazku a robotického ramena ozáří pacienta. Tato průběžná kontrola umožňuje ozařovat s přesností cílový objem

bez korekce polohy pacienta. Dokonce dokáže částečně eliminovat nežádoucí pohyby neklidného pacienta při jednotlivých frakcích. Tato integrace systému dvou rentgenek-flat panelů, tedy IGRT a lineárního urychlovače pro stereotaxi, dokáže optimální on-line obrazem řízenou úhlově dávkovou modulaci ozařovacích svazků. Tato technika obrazem naváděné radioterapie je jednou z nejsofistikovanějších v současnosti. [3]

### Systémy pro korekci dýchacích pohybů

Zařízení pro synchronizaci a korekci na dýchací pohyby se nazývá respiratory gating či tracking. Respiratory tracking se provádí pomocí optického laserového systému s čidly uchycenými na hrudník pacienta. Takto monitorované dýchací pohyby se přes počítač elektronicky přenášejí na servomotorůky ramene ozařovače, který se "kývá" v rytmu dechu, aby ozařovací paprsek stále směřoval do cílového ložiska - tracking. Tracking může využívat cyber kníže. Pro klasický lineární urychlovač je limitující vzhledem k jeho pohybovým schopnostem. [3]

Respiratory gating je způsob, kdy se ozařovací svazek vypíná a zapíná tak, aby ozařování probíhalo jen ve vybrané definované fázi dýchacího cyklu (např. v expiriu). Pacientovi se při plánování radioterapie připevní marker na hrud' a systém snímá dýchací cyklus. Na základě tohoto cyklu vytvoří křivku, pomocí níž LU vypíná a zapíná terapeutický svazek buď v nádechu, nebo ve výdechu. Gating využívají také běžné LU. [3]



Obrázek 17 Systém respiratory gating<sup>17</sup>

<sup>17</sup> Varian.com. Treatment Delivery Technology - RPM respiratory gating. [online]. [cit. 2014-03-24]. Dostupné z: [http://www.varian.com/us/oncology/radiation\\_oncology/clinac/rpm\\_respiratory\\_gating.html](http://www.varian.com/us/oncology/radiation_oncology/clinac/rpm_respiratory_gating.html)



## 1.11 Tomoterapie

Variantou IGRT-radioterapie s CT obrazem je tzv. tomoradioterapie. Tato metoda ozařuje pacienta v řadě transversálních řezů vzhledem k podélné ose pacienta a je vymezena paprskem z obíhajícího zdroje záření. Diagnostické zobrazení (verifikace) a terapeutické ozáření je zde integrováno do jednoho systému. CT zobrazení poskytuje informace o poloze ozařovacích objemů před každou ozařovací frakcí a na základě těchto informací se optimalizuje radioterapie. [4]

Obvyklou metodou tomoterapie je zařízení používající lineární urychlovač o energiích 6 MeV, který se využívá pro diagnostické zobrazení i pro terapeutickou léčbu. CT zobrazení se provádí v režimu "low dose" se sníženou energií a intenzitou svazku megavoltového X-záření, které je vějířovitě kolimované (Cone Beam). Tomoterapie nedisponuje přídavným kv zdrojem, jako např. lineárním urychlovačem. Snímek z MvCT je tedy méně kontrastní. Tato metoda zvětšuje radiační zátěž pacienta v porovnání s kv zdrojem. V protilehlém směru je detekováno soustavou detektorů uspořádaných do kružnicové výseče. Stejně jako u diagnostického CT skenování může být helikální nebo spirální s následnou výstavbou denzitního obrazu. [4]

Linac přepnutý do "high dose" režimu vykonává terapeutické ozáření podle předchozího kroku stejným pohybem (helikální či spirální), ozařování může probíhat s MLC, který umožňuje tvarovat svazek záření nebo vypnout, aby se šetřily okolní tkáně. Detektory otáčející se proti zdroji záření jsou vypnuty, aby nedošlo v důsledku vysokého toku záření k jejich poškození. Principiálně lze použít i radionuklidový zdroj 60-kobalt. Nicméně využití radionuklidových zdrojů klesá. [4]



Obrázek 18 Tomoterapie<sup>18</sup>

<sup>18</sup> Colin.com. Konstruktion Company. Portfolio - oncology. [online]. 2007 [cit. 2014-03-24]. Dostupné z: <http://www.colincc.com/project/alta-bates-summit-medical-center-tomotherapy-project>

## **1.12 Činnosti radiologického asistenta dle vyhlášky č. 55/2011 sb.**

*„(1) Radiologický asistent vykonává činnosti podle § 3 odst. 1 a dále bez odborného dohledu a bez indikace může:*

*a) provádět a vyhodnocovat zkoušky provozní stálosti zdrojů ionizujícího záření a souvisejících přístrojů ve všech typech zdravotnických radiologických pracovišť,*

*b) zajišťovat, aby lékařské ozáření nebylo v rozporu se zásadami radiační ochrany, a v rozsahu své odborné způsobilosti vykonávat činnosti při zajišťování optimalizace radiační ochrany, včetně zabezpečování jakosti,*

*c) vykonávat činnosti zvláště důležité z hlediska radiační ochrany, pokud splní požadavky jiného právního předpisu,*

*d) provádět specifickou ošetrovatelskou péči poskytovanou v souvislosti s radiologickými výkony,*

*e) přejímat, kontrolovat a ukládat léčivé přípravky, manipulovat s nimi a zajišťovat jejich dostatečnou zásobu,*

*f) přejímat, kontrolovat a ukládat zdravotnické prostředky a prádlo, manipulovat s nimi a zajišťovat jejich dezinfekci a sterilizaci a jejich dostatečnou zásobu.*

*(2) Radiologický asistent může provádět jako aplikující odborník v obecně odůvodněných případech stanovených standardy bez odborného dohledu na základě požadavku indikujícího lékaře jednotlivé lékařské ozáření, a to:*

*a) skiagrafické zobrazovací postupy včetně screeningových,*

*b) peroperační skiaskopii,*

*c) kostní denzitometrii;*

*a nese za ně klinickou odpovědnost.*

*(3) Radiologický asistent může provádět bez odborného dohledu na základě požadavku indikujícího lékaře a na základě indikace lékaře, který je aplikujícím odborníkem, praktickou část jednotlivého lékařského ozáření, především jeho konkrétní provedení. Přitom může:*

*a) provádět radiologické zobrazovací postupy používané při lékařském ozáření,*

*b) asistovat a instrumentovat při postupech intervenční*

*radiologie,*

*c) provádět léčebné ozařovací techniky,*

*d) provádět nukleárně medicínské zobrazovací i nezobrazovací*

*postupy, a za tuto část přebírá klinickou odpovědnost.*

*(4) Radiologický asistent bez odborného dohledu na základě indikace lékaře může:*

a) provádět léčebné a zobrazovací výkony, které využívají jiné fyzikální principy než ionizující záření,

b) aplikovat léčivé přípravky nutné k provedení výkonů podle písmene a) nebo podle odstavce 2 trávícím traktem, dýchacími cestami, formou podkožních, kožních a nitrosvalových injekcí.

(5) Radiologický asistent může aplikovat pod odborným dohledem lékaře intravenózní léčiva nutná k realizaci postupů podle odstavce 2 nebo odstavce 3 písm. a).

(6) Radiologický asistent může vykonávat pod odborným dohledem radiologického fyzika se specializovanou způsobilostí v radioterapii dílčí činnosti při plánování radioterapie.“

(mzcr.cz. Vyhláška o činnostech..... [online]. 2011 [cit. 2014-03-24]. Dostupné z: [http://www.mzcr.cz/Odbornik/dokumenty/informace-k-vyhlasce-c-sb-kterou-se-stanovi-cinnosti-zdravotnickych-pracovniku-a-jinych-odbornych-pracovniku-ve-zneni-vyhlaske-c-sb\\_4763\\_949\\_3.html](http://www.mzcr.cz/Odbornik/dokumenty/informace-k-vyhlasce-c-sb-kterou-se-stanovi-cinnosti-zdravotnickych-pracovniku-a-jinych-odbornych-pracovniku-ve-zneni-vyhlaske-c-sb_4763_949_3.html))

### 1.13 Biologické účinky ionizujícího záření

Při ozáření živého organismu dojde v průběhu času ke změnám fyzikálním, chemickým a biologickým. Ke změnám fyzikálním patří excitace a ionizace, při chemických změnách dochází k tvorbě volných radikálů. Biologické změny nastupují hned po změnách chemických. Změny, které jsou v biologicky důležitých molekulách, mohou být opravitelné, nebo neopravitelné. Pokud dojde k chybě opravy v klíčových strukturách, např. v genomu, dochází ke smrti buňky. [7]

Ve tkáni zasažené ionizujícím zářením dochází k ionizaci molekul buněk. Zásadní molekulou z hlediska biologického účinku je DNA. Fotony nebo elektrony mohou interagovat s DNA přímo. Přímé interakce nejsou časté, ale vedou k velkému poškození DNA. Častěji se uplatňuje nepřímý efekt na DNA. Většinu buňky tvoří voda, proto většina ionizace připadá na ionizaci molekul vody. Tento proces vytváří radikály, které reagují s DNA (poškozují baze). IZ vede k široké škále poškození DNA. Jedním z těchto poškození jsou jednoduché zlomy. Jsou nejčastějšími lézemi. Buňka však obsahuje mechanismy pro jejich reparaci. Složitější poruchou jsou dvojité zlomy. I jeden dvojitý zlom může být pro buňku letální. Složitěji se opravuje a při neopravení narušuje zdvojení DNA. Při takovém poškození genomu může zdravá buňka zastavit růst a následně vyvolat reparaci nebo vyvolat apoptózu. DNA pro svoji reparaci používá několik základních mechanismů. První metodou je "vyříznutí" postižené baze a následná náhrada správnou bazí. Druhou možností je vyříznutí celého nukleotidu a

okolí kolem místa postížení a náhrada správným úsekem. Dalšími opravami DNA jsou reparace zlomů řetězce a reparace chybně spárovaných bazí. [7]

V nádorových buňkách je mechanismus odlišný. Rozdíl mezi nádorovými a zdravými buňkami spočívá v odlišné schopnosti reparovat vzniklé poškození a k omezené schopnosti apoptózy. Tyto dva faktory způsobují větší počet chyb v genomu a tím větší usmrcování nádorových buněk. Pravděpodobnost vyléčení nádorů souvisí s celkovou dávkou záření. Větší nádory s větším množstvím nádorových buněk potřebují k vyléčení větší dávku než malé nádory. S tím souvisí zmenšování ozařovaného objemu, to je důležité k minimalizaci komplikací. Teoreticky lze všechny lokální nádory vyléčit radioterapií, problémem jsou dávkové limity kritických orgánů. [7]

## 1.14 Radiační ochrana

Právní a hygienické normy řeší zákon č. 18/1997, tzv. atomový zákon. Dohledem na dodržování tohoto zákona je pověřen Státní úřad pro jadernou bezpečnost (SÚJB), který má svá regionální centra. Základní principy radiační ochrany a bezpečnosti zdrojů záření lze shrnout takto:

Činnost spojená s ozářením může být akceptovatelná, pokud užitek z této činnosti je větší než újma z ozářením. Činnosti se zdroji záření musí být uvedeným způsobem zdůvodněny. [7]

Velikost individuálních dávek a počet ozářených osob mají být tak nízké, jak je možné dosáhnout při respektování ekonomických hledisek. Jedná se o optimalizaci radiační ochrany, která se nazývá ALARA. [7]

Individuální dávky ze všech činností nesmí přesahovat stanovené limity. Tyto limity jsou stanoveny tak, aby se při jejich nepřekročení vyloučily deterministické účinky záření a omezily stochastické účinky na rozumně přijatelnou míru. V ČR jsou limity ozáření týkající se obyvatelstva, radiačních pracovníků se zdroji apod. uvedeny ve Vyhlášce č. 307/2002 Sb. Nicméně pro lékařské ozáření nejsou stanoveny žádné limity. Důvodem je realizace terapeutického ozáření, znamenající deterministická poškození nemocných tkání. [7]

Ochrana a bezpečnost má být zajištěna odborným řízením, moderní technikou, kontrolou jakosti, vzděláváním personálu, hodnocením bezpečnosti a také výměnou poznatků a zkušeností. [7]

Při tvorbě provozu se zdroji ionizujícího záření má být vytvořena ochrana schopna kompenzovat selhání ochranných a bezpečnostních opatření. [7]

Na oddělení radiační onkologie se zřizují kontrolovaná pásma, kde riziko překročení limitů je 3/10 limitu ročního dávkového limitu pro pracovníky se zdroji IZ a kde jsou vyžadována zvláštní ochranná a bezpečnostní opatření. Kontrolovaná pásma jsou monitorována a musí být náležitě označena. Pracovníci nosí osobní dozimetry s pravidelnými vyhodnocovacími intervaly. [7]

## 2 PRAKTICKÁ ČÁST

V této části se budu zabývat pacientem s karcinomem prostaty, zejména plánováním a léčbou radioterapie. Na tomto onemocnění budu prezentovat systém IGRT a úlohu radiologického asistenta.

### 2.1 Začátek léčby

Pacient při prvním setkání přijde do ambulantní poradny. Zde lékař určí podle klinického stavu, rozsahu choroby, histologickém nálezů apod. způsob léčby.

### 2.2 Plánovací CT

Nejdříve pacienta vyfotíme a uložíme jeho fotku do databáze v počítači, aby nemohlo dojít k záměně. Plánování probíhá s mírně naplněným močovým měchýřem a vyprázdněným konečníkem. Nastavíme pacienta do polohy na zádech a zafixujeme mu pánev a dolní končetiny fixační pomůckou pro dolní končetiny. Na plánovacím CT se na pacienta přilepí nulový bod. Tento bod se nachází blízko vlastního nádoru. Většinou je to drátek, který je kontrastní, na CT řezech je dobře viditelný. Nulový bod slouží k orientaci na těle pacienta. Takže nejen radiologický asistent, ale i radiologický fyzik, který provádí plánování, a také lékař se podle tohoto bodu řídí a jsou tedy všichni synchronizováni. Radiologický asistent vytvoří plánovací CT v oblasti nádoru.



Obrázek 19 Plánovací CT<sup>19</sup>

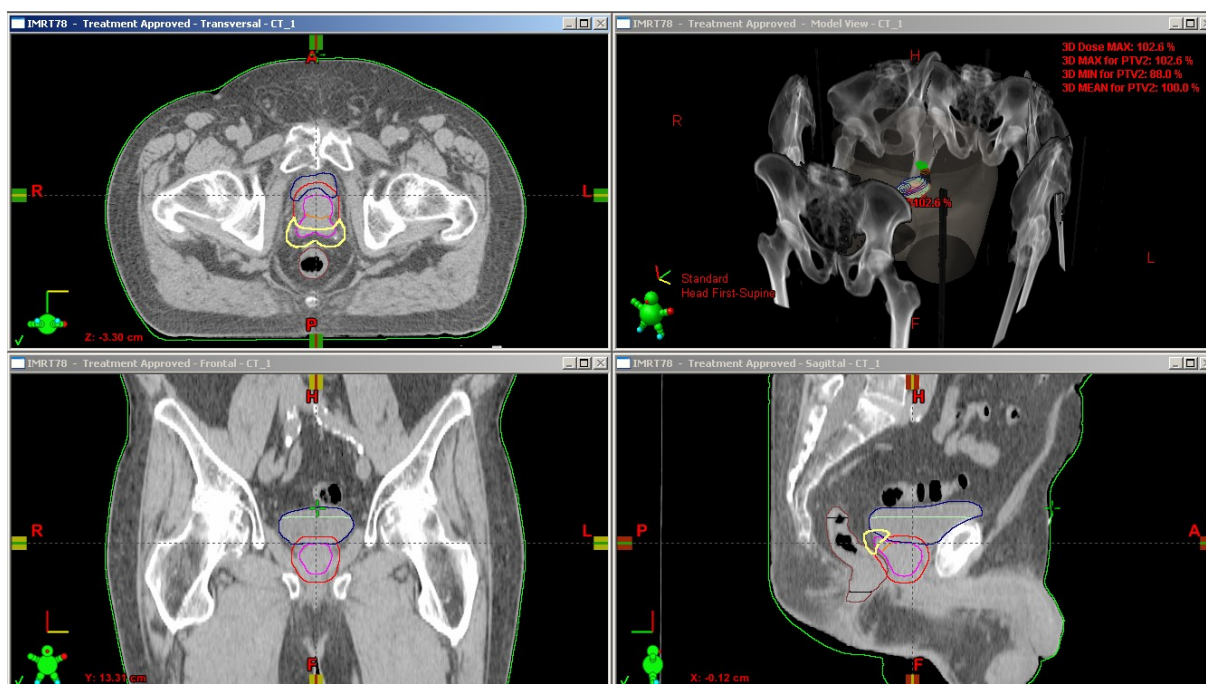
<sup>19</sup> Fakultní nemocnice Hradec Králové, Klinika onkologie a radioterapie

Zobrazené pole (Field of view) je tedy na oblast nádoru s určitým okrajem pro úplnou jistotu zobrazení celé postižené tkáně. CT řezy se dělají většinou po 5 mm. Z výchozího vyšetření se mohou zrekonstruovat kromě axiálních i sagitální a transverzální roviny.

Vytvoříme tedy digitálně rekonstruovaný radiogram (DRR). Po dokončení CT vyšetření radiologický asistent namaluje značky na tělo pacienta. Ty slouží ke korekci pacienta na ozařovnách před každou frakcí ozáření. Laserový souřadnicový systém je na ozařovnách totožný s plánovacím CT. Poté odešle snímky na úsek plánování.

### 2.3 Zakreslení klinických objemů

Lékař zakreslí klinický objem CTV - prostatu a semenné vajíčky, PTV - oblast nádoru s lemem a kritické orgány. Dříve byl lem u PTV 1cm, v současnosti je snížen na 7 mm díky IMRT technice. Dále zakreslí kritické orgány, kterými jsou močových měchýř, rektum a sygmoideum, což je klička tlustého střeva, většinou bývá uložena kraniálně od CTV, takže má menší význam v plánování radioterapie.



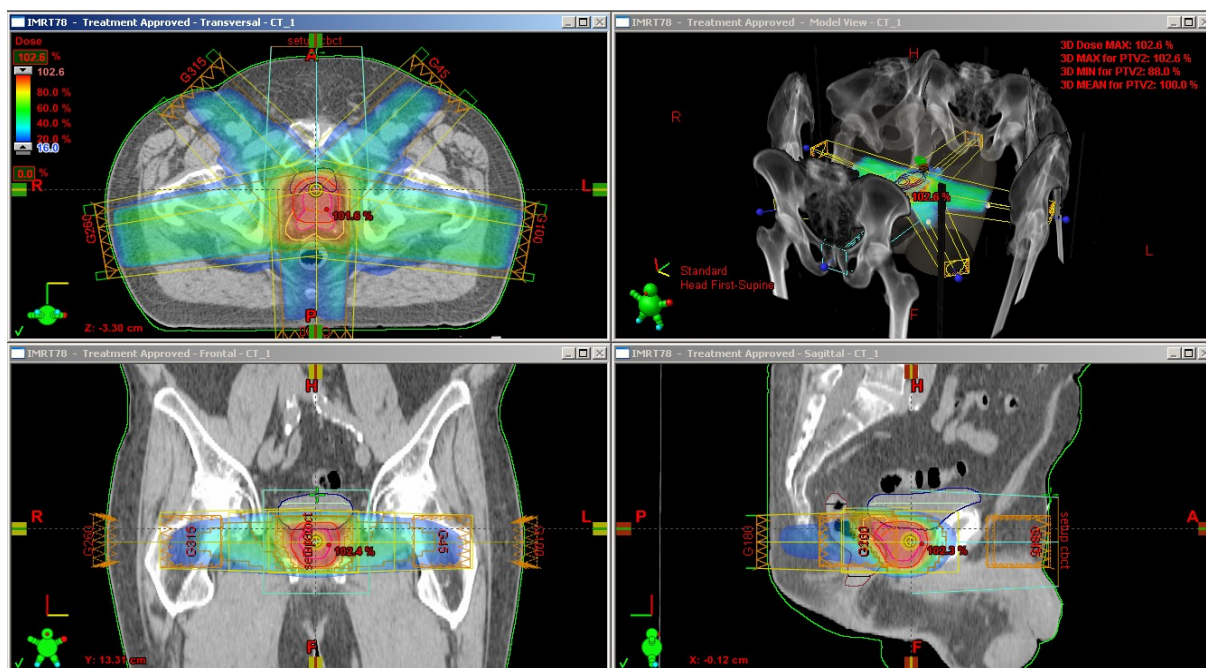
Obrázek 20 Zakreslení cílových objemů<sup>20</sup>

### 2.4 Výpočet plánu

Radiologický fyzik, ve vybraných případech radiologický asistent, provede plánování. U karcinomu prostaty se využívá techniky simultánního integrovaného boostu pomocí IMRT.

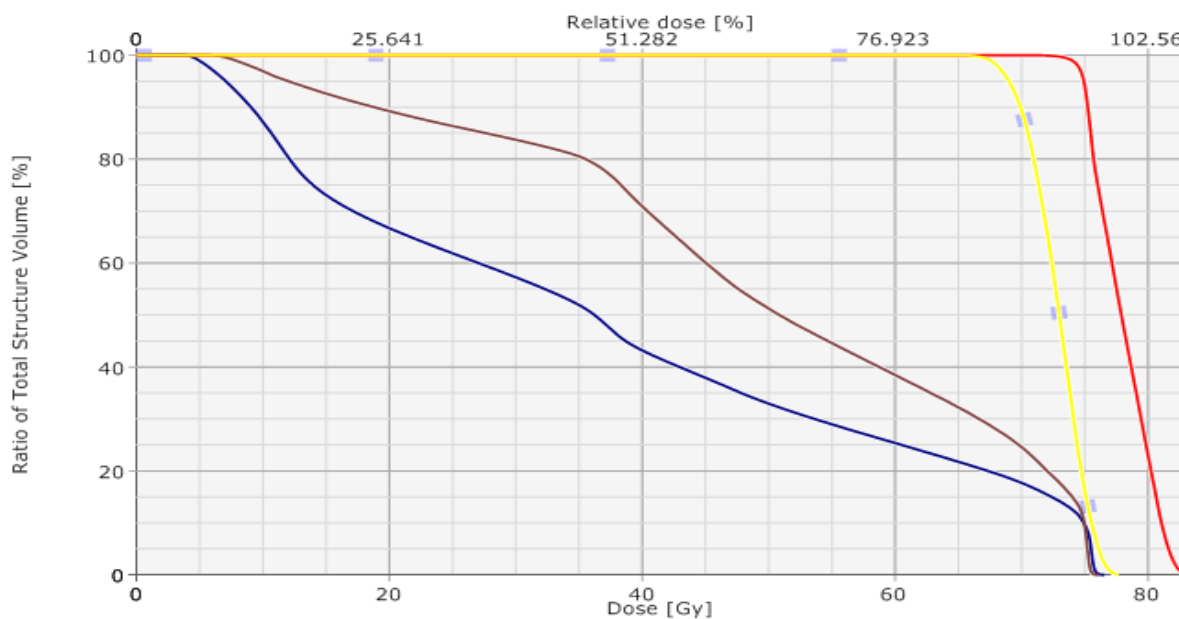
<sup>20</sup> Fakultní nemocnice Hradec Králové, Klinika onkologie a radioterapie

Ozařuje se z 5 polí z úhlů: 180°, 260°, 315°, 45°, 100°. U pacienta s náhradou kyčelního kloubu se pole orientují individuálně, aby se předešlo absorpci záření v kloubní náhradě a následného poddávkování cílového objemu. Léčebné schéma pro prostatu se plánuje ve 39 frakcích (2Gy/1frakce). Celková dávka je tedy 78Gy. Semenné vajíčky se ozařují 1,85Gy/1frakce v celkovém počtu 39 frakcí, takže celková dávka je 72,15Gy.



Obrázek 21 Plánování radioterapie<sup>21</sup>

Zadají se kritéria a následně software inverzně optimalizuje dávkou distribuci v cílových objemech. Tato dávková distribuce bývá vyjádřena v grafu tzv. dose volum histogram (DVH).



Obrázek 22 Dose volume histogram<sup>22</sup>

<sup>21</sup> Fakultní nemocnice Hradec Králové, Klinika onkologie a radioterapie



Červená křivka znázorňuje prostatu, žlutá semenné vāčky, hnědá a modrá křivka zobrazují močový měchýř a rektum. Důležité je, aby bylo pokryto aspoň 95 % cílového objemu 95% dávkou. Naopak u kritických orgánů nás zajímá, jaký objem obdrží jakou dávkou a jestli to je v souladu s tolerančními dávkami. Přesnější kritéria pro cílové objemy jsou uvedena v tabulce (Tabulka 1).

**Tabulka 1 Kritéria pro optimalizaci SIB IMRT karcinomu prostaty<sup>23</sup>**

<b>Prostata</b>	Předepsaná dávka:	78Gy = 39 fr po 2 Gy	
	Požadavky:	alespoň 95% PTV obdrží 95% předepsané dávky, maximální dávka 107%	
<b>Semenné vāčky</b>	Předepsaná dávka:	72,15Gy = 39 fr po 1,85Gy	
	Požadavky:	alespoň 95% PTV obdrží 95% předepsané dávky(tj. 68,5 Gy), maximální dávka 107% (tj. 77,2 Gy)	
<b>Rektum</b>	Požadavky:	50Gy	max 50% objemu
		70Gy	max 25% objemu
		75Gy	max 15% objemu
			max 15 cm <sup>3</sup>
<b>Močový měchýř</b>	Požadavky:	70Gy	max 30% objemu
		75Gy	max 15% objemu
			max 15 cm <sup>3</sup>

## 2.5 Simulace

Na Klinice onkologie a radioterapie FNHK se simulace neprovádí, protože při plánovacím CT se zakreslí nulový bod - izocentrum. Tento nulový bod je jasně viditelný na všech zrekonstruovaných rovinách plánovacího CT a s tímto obrazem se pracuje na úseku plánování. Proto provádění simulace (ověřování přesnosti naplánování) je po vytvoření plánu zbytečné.

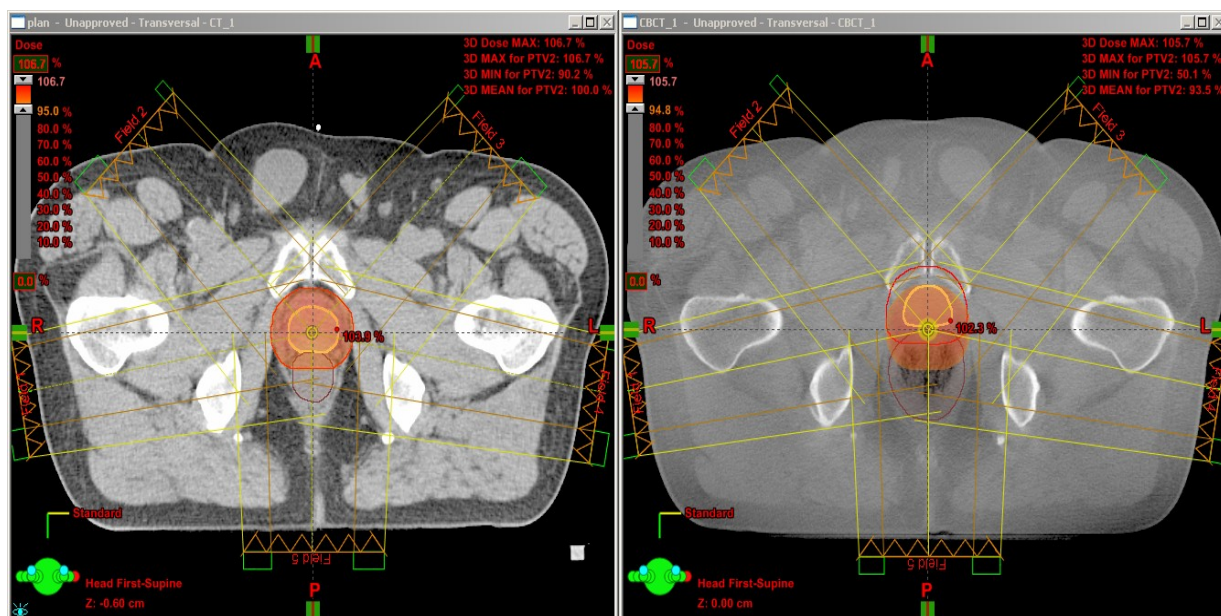
## 2.6 Verifikace

U pacienta s karcinomem prostaty se provádí před každým ozářením verifikace pomocí Cone beam CT. CBCT umožňuje verifikaci na měkkotkáňové úrovni. Toto "low dose" CT pořízené kilovoltážní soustavou porovnává lékař s plánovacím CT. Lékař využívá fúze obou CT obrazů a případnou odchylku koriguje na počítači, který převede správnou

<sup>22</sup> Fakultní nemocnice Hradec Králové, Klinika onkologie a radioterapie

<sup>23</sup> Fakultní nemocnice Hradec Králové, Klinika onkologie a radioterapie

korekci na lůžko na ozařovně. Na obrázku (Obrázek 23) je vpravo CBCT vytvořené těsně před frakcí ozáření. Nejsou zde dobře viditelné anatomické struktury, jak je to na plánovacím CT. Nicméně pro korekci je dostačující. Vidíme, že dávka nekoreluje s pozicí cílového objemu, jak tomu je na plánovacím CT vlevo.



Obrázek 23 Plánovací CT vs CBCT<sup>24</sup>

Verifikační snímky jsou zaznamenávány do ozařovacího protokolu k denním záznamům. Při uzavření ozařovacího protokolu je zaznamenán celkový počet snímků včetně diagnostického CT a vypočtena celková efektivní dávka - ta je pak zaznamenána do ozařovacího protokolu. Tabulka 2 porovnává radiační zátěž jednotlivých verifikačních zobrazovacích modalit.

Tabulka 2 Odhad efektivní dávky<sup>25</sup>

	CBCT	OBI	EPID	Diagnostické CT
<b>Pánev, břicho, hrudník</b>	2,5 mSv	0,7 mSv	2 mSv	5 mSv
<b>hlava a krk</b>	0,3 mSv	0,05 mSv	-	0,1 mSv

<sup>24</sup> Fakultní nemocnice Hradec Králové, Klinika onkologie a radioterapie

<sup>25</sup> Fakultní nemocnice Hradec Králové, Klinika onkologie a radioterapie

## 2.7 Ozáření

Před samotným ozářením pacienta uložíme na ozařovací lůžko do polohy na zádech. Stejně jako na plánovacím CT má pacient mírně naplněný močový měchýř a vyprázdněný konečník. Pomocí fixační pomůcky na dolní končetiny zafixujeme pacientovi pánev a dolní končetiny. Nastavíme gantry a hlavici LU do předem naplánované polohy. Dále nastavíme pacienta tak, aby se shodovaly značky nakreslené na pacientovi s laserovým systémem na ozařovně. Pacienta poučíme, aby se nehýbal. Poté terapeutickým svazkem pacienta ozáříme podle plánu. Po dosažení celkové dávky do cílového objemu pacient dochází na průběžné kontroly.



Obrázek 24 Ozáření<sup>26</sup>

---

<sup>26</sup> Fakultní nemocnice Hradec Králové, Klinika onkologie a radioterapie

### 3 DISKUZE

Obrazem naváděná radioterapie je nedílnou součástí radioterapeutických pracovišť. Umožňuje přesnější nastavení pacienta. Obzvláště CBCT je velice sofistikovaná metoda, která je přesnější než portálový snímek nebo snímek z OBI. Úzce souvisí z technikou IMRT, která umožňuje navyšovat celkovou dávku do cílového objemu a vytvářet konkávní tvary, to vše za předpokladu přesného nastavení pacienta pomocí IGRT. U karcinomu prostaty se využívá před každou frakcí také z důvodu dvou blízkých orgánů citlivých na záření. Další metodou volby je implantace kovových zrn do oblasti nádoru. Tato zrna jsou dobře viditelná i na portálovém snímku a podle nich se provádí korekce. U odlišných diagnóz se může využívat kombinace technik nebo menší frekvence verifikace dle uvážení. Tyto zobrazovací metody zvyšují radiační zátěž pacienta. Nicméně platí, že přínos z těchto metod musí být větší než rizika spojená s ozářením.

Důležitou roli zastává radiologický asistent, který je nejčastěji v kontaktu s pacientem. Své chování by měl přizpůsobit stavu pacienta a dalším okolnostem souvisejícím s onemocněním. Jeho práce by měla být přesná a bezchybná. Záleží také na časovém rozmezí mezi verifikací a ozářením. Čím je verifikace provedena rychleji, tím se snižuje možnost dalšího nežádoucího pohybu pacienta. Jeho úloha spočívá v přesném nastavení pacienta na ozařovně. Poté provádí verifikaci a následnou korekci kromě metody CBCT, kde korekci provádí lékař, a následně provádí ozářením. Radiační zátěž zdravotnických pracovníků na radioterapeutických odděleních je minimální. Radiologický asistent každé ozářením provádí v ovladovně, která musí splňovat požadavky z hlediska radiační ochrany. Do ozařovny vstupuje pouze před nebo po vypnutí zdroje ionizujícího záření.

Velice elegantní léčebnou metodou karcinomu prostaty je implantace radioaktivních zrn do karcinomu prostaty. Tato metoda se provádí v jediném komplexním onkologickém centru. Tato zrna se zavedou permanentně do oblasti nádoru a následně dojde k ozářením. Absorbovaná dávka klesá s poločasem rozpadu radioaktivní složky až na úroveň přírodního pozadí. Bohužel tato metoda není zatím hrazena zdravotními pojišťovnami.

Komplexní onkologické centrum FNHK a spolupracující pracoviště Onkologické centrum Pardubice provádí léčbu karcinomu prostaty velice podobně. Myslím si, že jedním z důvodů je používání lineárních urychlovačů a jiných systémů od stejné firmy. Odlišná je fixace pacienta. V Pardubicích používají vakuovou podložku naplněnou polystyrenovými kuličkami. Tato podložka se tvaruje u každého pacienta individuálně. Speciální přístroj upraví podložku podle anatomických tvarů a poté z ní vyfoukne vzduch, takže nebude možné změnit

její tvar. Na Klinice onkologie a radioterapie FNHK využívají fixační podložku, která není tvarovatelná a je univerzální pro všechny pacienty.

## 4 ZÁVĚR

Ve své bakalářské práci jsem se věnoval fyzikálním vlastnostem záření, zdrojům a detekci ionizujícího záření. Značnou část práce tvoří obrazem naváděná radioterapie a metody s ní související. V kapitole stereotaktická radioterapie jsem popisoval Leksellův gama nůž a cyber knife. Konkrétně cyber knife dokáže vzhledem ke svým pohybovým možnostem využívat maximálně potenciál IGRT. Kontinuálně koriguje své pohyby podle pohybu svého ozařovaného objemu. Myslím si, že stereotaktické radioterapii bude patřit budoucnost.

## 5 SEZNAM BIBLIOGRAFICKÝCH CITACÍ

- [1] HYNKOVÁ, L.; ŠLAMPA, P. a kol. *Základy radiační onkologie*. Brno: Masarykova univerzita, 2012. ISBN 978-80-210-6061-6.
- [2] NÁVRÁTIL, L.; ROSINA, J. a kol. *Medicínská biofyzika*. Praha: Grada, 2010. ISBN 978-80-247-1152-2.
- [3] ULLMANN, V. *Astronuklfyzika* [online]. [cit. 2014-03-22]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/>
- [4] BINAROVÁ, A. *Radioterapie*. Ostrava: Lékařská fakulta Ostravské univerzity, 2012. ISBN 978-80-7368-701-4.
- [5] VARIAN. *PORTALVISION™ MV Imaging system*. [online]. [cit. 2014-04-03]. Dostupné z: [http://www.varian.com/us/oncology/radiation\\_oncology/upgrades/igrt.html](http://www.varian.com/us/oncology/radiation_oncology/upgrades/igrt.html)
- [6] VARIAN. *On-Board Imager - Confidence in tumor targeting* [online]. [cit. 2014-04-03]. Dostupné z: [http://www.varian.com/us/oncology/radiation\\_oncology/clinac/on-board\\_imager.html](http://www.varian.com/us/oncology/radiation_oncology/clinac/on-board_imager.html)
- [7] ŠLAMPA, P.; PETERA, J. a kol. *Radiační onkologie*. Praha: Galén, 2007. ISBN 978-80-7262-469-0.

## 6 POUŽITÁ LITERATURA

1. HYNKOVÁ, L.; ŠLAMPA, P. a kol. *Základy radiační onkologie*. Brno: Masarykova univerzita, 2012. ISBN 978-80-210-6061-6.
2. NÁVRÁTIL, L.; ROSINA, J. a kol. *Medicínská biofyzika*. Praha: Grada, 2010. ISBN 978-80-247-1152-2.
3. BINAROVÁ, A. *Radioterapie*. Ostrava: Lékařská fakulta Ostravské univerzity, 2012. ISBN 978-80-7368-701-4.
4. ŠLAMPA, P.; PETERA, J. a kol. *Radiační onkologie*. Praha: Galén, 2007. ISBN 978-80-7262-469-0.
5. ZÁMEČNÍK, J. *Radioterapie-učebnice pro střední školy*. Praha: Avicenum, 1990. ISBN 80-201-0051-2.
6. DOROTÍK, J. *Radioterapeutické přístroje*. Ostrava: Fakulta zdravotnických studií UO, 2006. ISBN 80-7368-220-6.

### INTERNETOVÉ ZDROJE :

1. ULLMANN, V. *Astronuklfyzika* [online]. [cit. 2014-03-22]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/>
2. VARIAN. *upgrades, igrt* [online]. [cit. 2014-03-22]. Dostupné z: [http://www.varian.com/us/oncology/radiation\\_oncology/upgrades/igr.html](http://www.varian.com/us/oncology/radiation_oncology/upgrades/igr.html)
3. VELKÝ LÉKAŘSKÝ SLOVNÍK. *Apoptóza* [online]. 2008 [cit. 2013-03-24]. Dostupné z: <http://www.lekarske.slovniky.cz/pojem/apoptoza>.
4. MINISTERSTVO ZDRAVOTNICTVÍ ČR. *Vyhláška č. 55/2011 Sb.* [online]. 2011 [cit. 2013-03-23]. Dostupné z: [http://mzcr.cz/Odbornik/dokumenty/informace-k-vyhlisce-c-sb-kterou-se-stanovi-cinnosti-zdravotnickych-pracovniku-a-jinych-odbornych-pracovniku-ve-zneni-vyhlaske-c-sb\\_4763\\_949\\_3.html](http://mzcr.cz/Odbornik/dokumenty/informace-k-vyhlisce-c-sb-kterou-se-stanovi-cinnosti-zdravotnickych-pracovniku-a-jinych-odbornych-pracovniku-ve-zneni-vyhlaske-c-sb_4763_949_3.html)



5. SÚJB. *Zákon č.18/1997 Sb.* [online]. [cit. 2013-04-03]. Dostupné z:  
<http://www.sujb.cz/legislativa/zakony/>
6. SÚJB. *Vyhláška č. 307/2002 Sb.* [online]. [cit. 2013-04-03]. Dostupné z:  
<http://www.sujb.cz/legislativa/provadecci-pravni-predpisy/vyhlaskey-sujb/>
7. FBMI CVUT. *Nové techniky v radioterapii.* [online]. [cit. 2013-04-03]. Dostupné z:  
<http://www.fbmi.cvut.cz/files/nodes/657/public/nove-techniky-v-radioterapii.pdf>