

Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích

Zdravotně sociální fakulta

**Verifikace dodané dávky v radioterapii pomocí in vivo povrchové  
dozimetrie**

Bakalářská práce

Autor: Hana Linhartová

Vedoucí práce: Mgr. Lubomír Zámečník

3. května 2010

## **ABSTRACT**

The bachelor thesis shall focus on in-vivo dosimetry assessment at the Department of Radiotherapeutic Oncology of the Thomayer University Hospital with Polyclinic.

In-vivo dosimetry is applied in regular intervals in the majority of curative patients, and it is a verification method of particularly the entrance and exit dose of irradiated fields.

The thesis is aimed at evaluating this dosimetry as mentioned above, performing a comparison with the planning system, comparing individual doses, and deviations from prescribed doses. This method is independent both of the classical dosimetric procedure and also of the planning system support. Therefore the method is of high importance in the common clinical process of external radiotherapy within the framework of the quality assurance (QA) and quality control (QC) programme.

**Prohlášení:**

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci na téma „Verifikace dodané dávky v radioterapii pomocí in vivo povrchové dozimetrie“ vypracovala samostatně a použila jen zdrojů, které cituji a uvádím v příložené bibliografii.

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

V Českých Budějovicích dne 3. května 2010

.....  
Hana Linhartová

**Poděkování:**

Děkuji vedoucímu práce panu Mgr. Lubomírovi Zámečnickovi za odborné vedení mé bakalářské práce a za poskytnutí pomoci při zpracování daného tématu, dále vedoucímu radiolog.as. Michalu Michaelovi Ritochovi, DiS. a kolektivu ozařovny FTN, Praha 4 – Krč za podporu během studia.

## OBSAH

ÚVOD .....	7
1. SOUČASNÝ STAV DANÉ PROBLEMATIKY.....	8
1.1 Ionizační dozimetrie .....	9
1.1.1 Detektory ionizujícího záření.....	9
1.1.2 Klinická dozimetrie .....	11
1.1.3 Dozimetrické pojmy v radioterapii.....	12
1.1.4 Dozimetrická měření na oddělení radioterapie .....	16
1.1.4.1 Způsoby dozimetrických měření .....	16
1.2 In vivo dozimetrie .....	17
1.2.1 Metody in vivo dozimetrie.....	17
1.2.2 In vivo v procesu plánování léčby.....	19
1.2.3 Praktické aspekty pro in vivo měření .....	19
1.2.4 Zabezpečení kvality v in vivo dozimetrii .....	20
1.2.5 Vybavení pro in vivo dozimetrii .....	20
1.2.5.1 Polovodičové detektory .....	21
1.2.5.2 Termoluminiscenční dozimetrie.....	24
2. CÍL PRÁCE A HYPOTÉZA.....	30
2.1 Cíl práce.....	30
2.2 Hypotéza.....	30
3. METODIKA PRÁCE .....	31

3.1 Zdroje a materiály .....	31
3.2 Charakteristika sledovaného souboru pacientů.....	31
3.3 In vivo dozimetrie v praxi.....	38
4. VÝSLEDKY.....	41
4.1 Celková procentuální průměrná odchylka vstupních dávek .....	41
4.2 Celková procentuální průměrná odchylka výstupních dávek .....	41
4.3 Absolutní průměrná procentuální odchylka vstupních a výstupních dávek podle diagnóz.....	42
5. DISKUSE .....	47
6. ZÁVĚR .....	49
7. SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY .....	50
8. KLÍČOVÁ SLOVA .....	52
9. PŘÍLOHY.....	53

## ÚVOD

Radioterapie se využívá především k léčbě zhoubných nádorů citlivých na záření. Radioterapie je neodmyslitelnou součástí moderní onkologické léčby. Cílem je vpravit předepsanou dávku do tumoru při maximálním šetření zdravých tkání. Přesnost dodání dávky do oblasti zájmu je základním předpokladem úspěšné léčby zářením. Proto jsou v radiační onkologii používány metody ověření aplikované dávky měřením za podmínek *in vivo*.

Bakalářská práce je zaměřená na vyhodnocení *in vivo* dozimetrie na pracovišti Radioterapie Onkologického oddělení Fakultní Thomayerovy nemocnice s poliklinikou v Praze.

*In vivo* dozimetrie je uskutečňována v pravidelných intervalech u většiny kurativních pacientů a je to metoda verifikace zejména vstupní a výstupní dávky ozařovacích polí.

Cílem práce je vyhodnocení této dozimetrie, porovnání s preskripcí v plánovacím systému, srovnání jednotlivých dávek. Zjištění odchylek od předepsaných dávek. Tato metoda je nezávislá jak od klasické dozimetrické procedury tak i zabezpečení procesu plánování. Proto v rámci zabezpečení kvality (QA - quality assurance) a kontroly kvality (QC - quality control) v rámci běžného klinického procesu externí radioterapie má velký význam.

## 1. SOUČASNÝ STAV DANÉ PROBLEMATIKY

Nedílnou součástí práce na onkologickém oddělení při ozařování pacientů je kontrola předepsané dávky během ozařování. Vstupní dávka poskytuje informaci o nastavení pacienta, výpočtu monitorovacích jednotek nebo času ozáření, volbě některých ozařovacích parametrů a modifikátorů svazku a činnosti ozařovače během konkrétního ozáření.

Kontrola vstupní a výstupní dávky poskytuje informaci o některých anatomických údajích pacienta a o přesnosti výpočtu při plánování. Pečlivým prováděním těchto měření lze odhalit jak systémové chyby při léčbě, tak i chyby náhodné.

Tato bakalářská práce objasňuje význam použití in vivo dozimetrie.

První kapitola teoretické části práce se zabývá problematikou ionizační dozimetrie. Dále se zaměřuje na jednotlivé typy detektorů ionizujícího záření, podrobně popisuje nejdůležitější dozimetrické veličiny v radioterapii a uvádí způsoby dozimetrických měření na oddělení radioterapie.

Druhá kapitola se zabývá vlastní in vivo dozimetrií. Zaměřená je na jednotlivé metody, praktické aspekty a technické vybavení in vivo dozimetrie.



## ***1.1 Ionizační dozimetrie***

Dozimetrie je fyzikální obor, který se zabývá stanovením dávky jakožto míry fyzikálních účinků záření v ozářené látce a stanovení distribuce dávky v ozářeném objektu. [2]

### ***1.1.1 Detektory ionizujícího záření***

Detektory ionizujícího záření jsou založeny na vlastnostech ionizujícího záření a jeho vzájemném působení s hmotným prostředím.

Nejpoužívanější detektory ionizujícího záření se dělí obvykle do těchto skupin:

- elektrické detektory – jsou založeny na látkách, které působením ionizujícího záření mění své vlastnosti, jako třeba vodivost (ionizační komůrky, Geiger-Müllerovy počítače),
- scintilační detektory - jsou založeny na látkách, v nichž působením ionizačního záření vzniká luminiscence, která se převádí na elektrický signál,
- samostatné detektory – jsou založeny na látkách, které dlouhodobě mění své vlastnosti (barvu, složení) jako filmové, chemické [2],
- polovodičové detektory – přímo využívají ionizačních účinků záření, čímž se podobají ionizační komoře. Přičemž ovšem citlivým médiem není plyn, ale vhodný polovodičový materiál [14].

**Tabulka č. 1:** Srovnání výhod a nevýhod jednotlivých dozimetrů [7]

<b>DOZIMETR</b>	<b>VÝHODY</b>	<b>NEVÝHODY</b>
<b>IONIZAČNÍ KOMORA</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• přesnost a preciznost</li> <li>• doporučená pro kalibraci svazku</li> <li>• je třeba dobře srozumitelné korekce</li> <li>• okamžité vyhodnocení</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• požadovaná spojovací kabeláž</li> <li>• požadované vysoké napětí</li> <li>• mnoho oprav pro vysoce-energetickou dozimetrii</li> </ul>
<b>FILM</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• 2D prostorové výsledky</li> <li>• velmi tenký – neruší svazek</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• požadovaná tmavá komora pro zpracování</li> <li>• vyhodnocení je obtížné kontrolovat</li> <li>• odchylky mezi filmy ve skupině</li> <li>• potřeba přesné kalibrace vůči měřením ionizační komory</li> <li>• problémy energetické závislosti</li> <li>• nemůže být použit pro kalibraci svazku</li> </ul>
<b>TLD</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• malá velikost - možnost měření dávky v bodě</li> <li>• mohou být exponované jednorázově</li> <li>• dostupné v různých formách</li> <li>• některé jsou tkáním ekvivalentní</li> <li>• nejsou drahé</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• signál je smazán během hodnocení</li> <li>• lehká ztráta dat</li> <li>• není okamžité vyhodnocení</li> <li>• přesné výsledky vyžadují velkou péči</li> <li>• vyhodnocení a kalibrace jsou časově náročné</li> <li>• nedoporučuje se pro kalibraci svazku</li> </ul>
<b>POLOVODIČOVÝ DETEKTOR</b>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• malá velikost</li> <li>• vysoká citlivost</li> <li>• okamžité vyhodnocení</li> <li>• není externí napětí</li> <li>• jednoduchý instrumentář</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• spojovací kabeláž</li> <li>• variabilnost kalibrace od teploty</li> <li>• změna v citlivosti s akumulovanou dávkou</li> <li>• zvláštní pozornost potřebná pro zajištění konstantní citlivosti</li> <li>• nemůže se použít na kalibraci svazku</li> </ul>

### ***1.1.2 Klinická dozimetrie***

Klinická dozimetrie je definována jako dozimetrie ionizujícího záření vztažená specificky na léčení a diagnostiku pacientů. Dozimetrie ionizujícího záření, která se zabývá přenosem energie ionizujícího záření na látky, se stává klinickou, je – li absorpčním prostředím živý lidský organismus [4].

Standardní postupy klinické dozimetrie zjednodušují reálné podmínky.

Je velice složité změřit dávkové rozložení přímo v nemocném, který je léčen zářením. Data o dávkovém rozložení jsou často zjišťována z měření prováděných na fantomech, to je na materiálech, jejichž absorpce záření odpovídá. Takto získaná data jsou potom použita u konkrétního nemocného.

Základním fantomovým materiálem je voda. Voda je univerzálním materiálem lehce dosažitelným, se stejnými vlastnostmi, se snadno měnitelnými místy měření přesně určenými. Měřicí pomůcky jsou taktéž vyrobeny z materiálu vodě podobnému. Mimo vodu se v praxi používají i další materiály pro výrobu fantomů, jako například polystyren, plexisklo, parafín. Při použití těchto materiálů se musí přihlížet k efektivnímu atomovému číslu.

Rozdílnost hloubkové dávky závisí na mnoha faktorech, jako je energie svazku, hloubka, velikost pole, vzdálenost od zdroje, kolimační systém [2]. Dále pak na kalibračních faktorech měřícího zařízení, na faktorech zeslabení v měřícím materiálu a poměru denzit materiálu měřidla.

Většina měření ve vodním fantomu provádí při přesně definovaných podmínkách. Tyto podmínky se označují jako referenční.

Další krok výpočtu rozložení dávky uvnitř pacientova těla umožňují počítačové plánovací systémy (TPS – treatment planning system). Plánovací systémy využívají údaje o denzitách tkání uvnitř těla konkrétního pacienta. Zdrojem těchto informací je zpravidla CT vyšetření.

Zmíněné způsoby zjištění dávkové distribuce musí být v rámci zajištění a kontroly kvality vzájemně propojeny a kontrolovány.

### ***1.1.3 Dozimetrické pojmy v radioterapii***

Od roku 1980, kdy je v ČR v platnosti mezinárodní soustava jednotek SI se pro charakteristiku dozimetrických vlastností zdrojů a svazků záření v radioterapii používají následující základní veličiny:

- **Aktivita**

charakterizuje množství radioaktivní látky.

Její jednotkou je 1 Bq (becquerel), který znamená jeden rozpad za sekundu. Dříve používanou jednotkou byl 1 Ci (curie), kde  $1\text{Ci} = 3,7 \cdot 10^{10}\text{Bq}$ .

- **Dávka (absorbovaná dávka)**

přestavuje poměr střední energie  $dE$  předané ionizujícím záření látce o hmotnosti  $dm$ . Absorbovaná dávka je energie absorbovaná v jednotce hmotnosti ozařované látky v určitém místě.

Jednotkou absorbované dávky je gray (Gy), který představuje energii 1 joulu (J) absorbovanou v jednom kg látky.

- **Dávkový příkon**

je přírůstek dávky za časový interval. Jednotkou dávkového příkonu je gray za sekundu.

- **Kerma**

používá se pro nepřímo ionizující záření. Představuje součet počátečních kinetických energií všech nabitých částic uvolněných nenabitými ionizujícími částicemi v uvažovaném objemu stanovené hmotnosti. Jednotkou pro kermu je stejně jako v případě dávky jeden gray (Gy).

- **Kermový příkon**

představuje přírůstek kermy  $dK$  za časový interval  $dt$ . Jednotkou kermového příkonu je gray za sekundu.

- **Expozice**

je poměr absolutní hodnoty celkového elektrického náboje iontů jednoho znaménka, vzniklých ve vzduchu při úplném zabrzdění všech elektronů a pozitronů, které byly uvolněny fotony v objemovém elementu vzduchu o hmotnosti  $dm$ .

Definice expozice je výhradně pro vzduch. Jednotkou je coulomb na kg. Dříve bylo používáno jednotky 1 R (rentgen).

- **Expoziční příkon**

je přírůstek expozice  $d X$  za časový interval  $d t$ .

Od jednotky expozice se upouští. Používá se výhradně při primární atalónáži ionizujícího záření. V praxi se doporučuje používat jednotku kerma ve vzduchu či tkáni [2].

Základní dozimetrická veličina - absorbovaná dávka - v sobě nezahrnuje okamžité lokální rozložení energie přenesené na látku, které může ovlivnit konkrétní procesy fyzikálních, chemických (a zvláště pak biologických) účinků ionizujícího záření. Proto se zavádí další veličina, která popisuje míru ztrát energie podél dráhy částice v látce, a tím také míru brzdění částice a hustotu vytvářených iontů podél dráhy:

- **Lineární přenos energie LET (Linear Energy Transfer)**

Představuje střední energii lokálně předanou látce prolétající částicí, vztaženou na jednotkovou dráhu částice průchodu po dráze.

Základní jednotkou lineárního přenosu energie by sice byl  $1\text{J}/1\text{m}$  [ $\text{J}\cdot\text{m}^{-1}$ ], v praxi se však používá  $\text{keV}/\text{m}$  ( $1\text{ keV}\cdot\text{m}^{-1} = 1,602\cdot 10^{-10}\text{ J}\cdot\text{m}^{-1}$ ).

Má-li záření krátký dosah (záření alfa), je absorbovaná energie rozložena podél krátké dráhy, lineární přenos energie je vysoký, takže ionty jsou podél dráhy částice rozloženy velmi hustě.

- **Radiobiologická účinnost záření; dávkový ekvivalent, efektivní dávka**

Z hlediska biologických účinků ionizujícího záření na ozařovanou látku se záření dělí podle hustoty ionizace, kterou v látce při svém průchodu vyvolává:

- záření řídké ionizující - záření X, gama, beta.
- záření hustě ionizující - záření alfa, neutronové záření, protonové záření.

Jelikož biologická účinnost různých druhů záření se může značně lišit (v závislosti právě na hustotě ionizace), pro účely radiobiologie a radiační ochrany se pro každý druh záření zavádí tzv. **jakostní faktor**  $Q$  (nazývaný též "radiační váhový faktor"  $w_R$  nebo "relativní biologická účinnost"), který udává, kolikrát je

daný druh záření biologicky účinnější než záření fotonové - X nebo gama (za základ se bere rentgenové záření o energii 200 keV).

- **Dávkový ekvivalent (ekvivalentní dávka)** v uvažované tkáni je dán součinem absorbované dávky D v daném místě a jakostního faktoru Q:

$$H = Q * D$$

Jednotkou dávkového ekvivalentu je 1 Sievert [Sv]. Dávka 1 Sv jakéhokoli záření má stejné biologické účinky jako dávka 1 Gy rentgenového nebo gama záření (pro které je jakostní faktor stanoven 1).

- **Efektivní dávka HE** - součet vážených středních hodnot ekvivalentních dávek v tkáních či orgánech lidského těla:

$$HE = \sum w_T * HT,$$

kde HT je ekvivalentní dávka v dané tkáni T,  $w_T$  je tkáňový váhový faktor. Sčítá se přes všechny uvažované tkáně T. Tkáňový (orgánový) váhový faktor  $w_T$  vyjadřuje relativní příspěvek daného orgánu nebo tkáně T k celkové zdravotní újmě způsobené rovnoměrným ozářením těla; je normován tak, aby se součet všech váhových faktorů rovnal 1 ( $\sum w_T = 1$ ).

- **Biologická efektivní dávka**

Pro vyjádření závislosti biologického účinku záření na frakcionaci dávky se zavádí odvozená biofyzikální dávková veličina biologická efektivní dávka BED (biologický ekvivalent dávky).

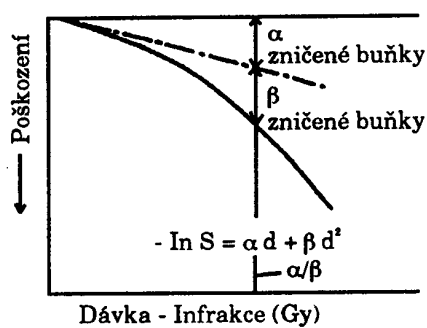
Modelování radiobiologických účinků radioterapie pomocí lineárně kvadratického (LQ) modelu umožňuje radiačním onkologům porozumět složitým procesům a důsledkům použití různých frakcionačních schémat v radiační onkologii. Výpočet izoefektivních vztahů na základě LQ modelu vychází z koncepce biologicky efektivní dávky BED, zavedené Barendsenem a Fowlerem:  $BED = D[1 + d/(\alpha/\beta)]$ , kde D je celková dávka záření, d je dávka na frakci [3].

Lze říci, že BED ukazuje, jak biologický účinek ozáření závisí na frakcionaci a poměru a/b pro konkrétní ozařovanou tkáň.

Konkrétní hodnoty BED se vyjadřují v dávkových jednotkách [Gy] opatřených indexem daným numerickou hodnotou poměru a/b pro konkrétní tkáň. Alfa efekt je

způsobený komponentou záření o vysokém lineárním přenosu energie (LET), a na křivce přežívání buněk je charakterizovaný lineární závislostí. Beta efekt je charakterizovaný různě velkým raménkem (graf 1.), představuje možnost reparace buněk po subletálním poškození a potom přechází do lineárního průběhu, který je určený kumulací subletálních účinků do účinku letálního. Obě tyto poškození vznikají nezávisle na sobě. Koncepce BED má význam především pro vzájemné porovnávání účinků různých frakcionačních režimů [2].

**Graf č.1:** Lineárně kvadratický model (LQ) [2]



### Fyzikální a biofyzikální dozimetrické veličiny

Je třeba upozornit na rozdílnou povahu dozimetrických veličin. Dávka, kerma, expozice, lineární přenos energie a další jsou fyzikální dozimetrické veličiny, které mohou být (aspoň v principu) stanoveny na základě čistě fyzikálních měření. Dávkový ekvivalent a efektivní dávka jsou však biofyzikální dozimetrické veličiny, určené pro radiační ochranu - ze základních fyzikálních veličin vznikají přepočtem pomocí empirických fyzikálně-biologických koeficientů - jakostního faktoru Q a tkáňových váhových faktorů wT. Nejsou přímo měřitelné. Je třeba dále rozlišovat, které veličiny se vztahují na stochastické a nestochastické (deterministické) radiační účinky [14].

- **Stochastické účinky** jsou takové, u nichž s dávkou roste míra účinku. Jakékoliv ozáření má tedy nenulovou pravděpodobnost vzniku.

- **Deterministické účinky** jsou takové, kdy účinek roste s růstem obdržené dávky záření. Tyto účinky lze vyloučit, nebude-li u daného organismu překročena určitá (pro daný účinek specifická) prahová hodnota [1].

#### ***1.1.4 Dozimetrická měření na oddělení radioterapie***

K zabezpečení klinického provozu na pracovišti radioterapie je nezbytný celý systém dozimetrických měření. Jejich úkolem je zejména průběžná kontrola jednotlivých radioterapeutických přístrojů.

Tato měření se provádí především v rámci pravidelných zkoušek provozní stálosti a zkoušek dlouhodobé stability.

Vedle těchto dozimetrických měření patří do systému klinické dozimetrie také ověřování přesnosti dodání předepsané dávky během ozáření za využití in vivo dozimetrie [7].

##### ***1.1.4.1 Způsoby dozimetrických měření***

- *Kontinuální "on-line" měření*

Poskytuje průběžnou informaci o okamžité intenzitě záření či počtu kvant ionizujícího záření. Odezva (signál, výsledek měření) takového detektoru by měla být úměrná okamžité intenzitě záření. Přestane-li být detektor ozařován, signál na jeho výstupu poklesne na nulu či na hodnotu pozadí. K detektorům, umožňující kontinuální měření patří detektory elektronické.

- *Kumulativní (integrální) měření*

Detektory postupně shromažďují svou rostoucí odezvu během expozice. Tato odezva (signál, výsledek měření) zůstává v detektoru uchována i po skončení expozice a může se vyhodnotit dodatečně. Do této skupiny patří především fotografické a materiálové detektory, TLD – po zahřátí se uvolní energie ve formě termoluminiscenčního záření, které je detekováno.

Avšak i některé elektronické detektory mohou pracovat v kumulativním režimu. Např. elektronické dozimetry mohou být přepnuty buď do režimu měření okamžitého dávkového příkonu, nebo do režimu měření dávky, jejíž hodnota se pak v přístroji



kumuluje od spuštění měření až do zastavení a odečtu. Zpravidla však u elektronických přístrojů je možné i v kumulativním režimu nastřádanou hodnotu průběžně sledovat či odečítat, což u fotografických a materiálových detektorů nelze [14].

## ***1.2 In vivo dozimetrie***

Pomocí in vivo dozimetrie lze verifikovat přesnost dodání předepsané dávky během ozařování. Má sloužit k ověření správnosti aplikované dávky uvnitř pacientova těla. V praxi samozřejmě není běžně možné aplikovat detektory invazivně do tělních tkání a in vivo metody tedy zpravidla využívají nepřímých postupů [2].

Snahou je, umístit detektory co nejbližně zájmové oblasti. Měření se provádí běžně na kůži pacienta, další možností je zavést detektory do přirozených tělních dutin (konečník, pochva, jícen) [6].

### ***1.2.1 Metody in vivo dozimetrie***

První možný cíl v in vivo dozimetrii je srovnat dávky pocházející ze signálů detektorů umístěných na kůži s teoretickými hodnotami, které vypočítal plánovací systém (TPS – treatment planning system).

Dalším cílem v in vivo dozimetrii je kontrola cílové dávky (ICRU, 1993, 1999 a 2004), aby prověřil správnou aplikaci záření. Tu je však potřebná aplikace in vivo detektorů v rámci možnosti přímo v cílovém objemu. Využívají se především malé detektory, které je možné umístit převážně v tělesných dutinách, nebo zasunout přes přirozené cesty v těle pacienta (tlusté střevo, močový měchýř, děloha, pochva, dutina ústní, ezofág, atd.)

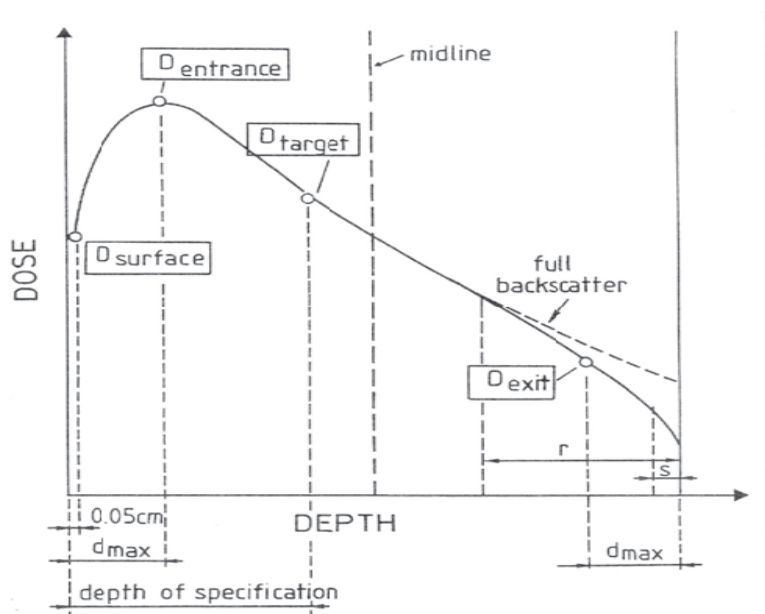
Třetí možný cíl v in vivo dozimetrii je samotné určení kožní dávky. Toto měření je rozhodující a vyžaduje zvláštní metodologii [6].

- **Měření povrchové dávky na kůži**

Povrchová dávka je ovlivněna velikostí pole a modifikací svazku, která se mění. Tudiž je obtížné dávku spočítat přesně. Je důležité, se rozhodnout, v jaké hloubce je třeba dávku měřit a v případě potřeby použít vhodnou tloušťku build-up materiálu. TLD čipy jsou velmi vhodné pro měření kožní dávky, protože jejich vhodná

tloušťka reprezentuje citlivé vrstvy kůže. Příklady situací, kdy kožní dávky jsou zajímavé, jsou měření k určení přiměřenosti build-up materiálu (např. měření přes tkáň jizvy nebo povrchové nádory) a sledování ztráty šetření kůže z důvodu směru ozařovacího pole anebo podložky bloků. To může způsobit zvýšení dávky na kůži v rozporu s naplánovanou dávkou [7].

**Graf č. 2:** Schéma rozličných dávek zahrnutých v in vivo dozimetrii pro jedno pole záření.



Povrchová dávka ( $D_{\text{surface}}$ ) je definovaná v 0,05 cm pod povrchem vstupu.

Dávka v hloubce maxima  $d_{\text{max}}$  – buildup ( $D_{\text{entrance}}$ ).

Cílová dávka ( $D_{\text{target}}$ ) v hloubce specifikace dávky.

Výstupní dávka ( $D_{\text{exit}}$ ) ve vzdálenosti  $d_{\text{max}}$  od výstupního povrchu na ose svazku. Definice výstupní dávky vyplývá z podmínek elektronového zpětného rozptylu (protože  $d_{\text{max}}$  je větší než rozsah elektronového zpětného rozptylu  $s$ , ale menší než rozsah fotonového zpětného rozptylu  $r$ ) [6].

### ***1.2.2 In vivo v procesu plánování léčby***

Léčebný plán pro pacienta je výsledkem pečlivé práce a vzájemné spolupráce mezi radiologickým fyzikem a radiačním onkologem. Podle doporučení ICRU (International Commission for Radiology Units and Measurements), Report No 50 a 62, může být předepsaná (cílová) dávka jenom částí specifikace. Použity jsou i některé jiné prostředky specifikace, např. dávka v kritických orgánech (OAR – Organ at risk), frakcionační režim, technika ozáření – podle počtu a vzájemné polohy ozařovacích polí, nebo dokonce konformní versus speciální techniky (IMRT, IGRT, stereotaktická radiochirurgie nebo radioterapie, brachyterapie, atd). Důležitým krokem v plánování léčby je výpočet rozložení dávky. Nicméně na každém kroku v procesu plánování a při léčení mohou vznikat určité nejistoty. Ty mohou zahrnovat následující:

- nejistoty v pozici a rozsahu cílového objemu;
- nepřesnosti ve výpočtu algoritmu dávky;
- nepřesnosti v kalibraci přístrojů;
- nepřesnosti v mechanickém přizpůsobení přístroje;
- nepřesnosti v nastavení pacienta;
- pohyby pacienta (některé mohou být nevyhnutelné, např. při dýchání);
- variabilita, co se týče vnitřní anatomie pacienta;
- chyby v nastavení přístroje.

Komplexní verifikace by měly zahrnovat ověření dávky, ověření pozice ozařovacího pole a ověření správnosti nastavení parametrů přístroje [6].

### ***1.2.3 Praktické aspekty pro in vivo měření***

Přesná in vivo dozimetrie je velmi náročná oblast radioterapeutické fyziky, která je až příliš často považována za banální rutinní úkol.

Toto jsou faktory, které je třeba zvážit před in vivo měřením:

- Co je cílem měření?
- Je to dávka na kůži, dávka maxima, či hloubková dávka?
- Pokud je to dávka na kůži, v jaké hloubce je třeba ji měřit?

- Lze odhadnout očekávanou dávku?
- Je měření bodu v oblasti high-dose gradient?
- Jaký je nejvhodnější dozimetr a detektor a jaké by měli být jeho vlastnosti a parametry?
- Jak přesné měření musí být a jaká opatření jsou nutná k dosažení této úrovně přesnosti?
- Mělo by být samostatné měření prováděno pro jednotlivé oblasti léčby? Měření vstupní a výstupní dávky může být prováděno jako pravidelná kontrola léčby a plánovacího procesu [6].

#### ***1.2.4 Zabezpečení kvality v in vivo dozimetrii***

Měření vstupní dávky může být i pomocníkem při zajištění kontroly a kvality nastavení jak přístrojů, tak přesnosti nastavení pacienta. Týká se to zejména kontroly:

- kalibrace přístrojů
- klínových filtrů a jiných modifikátorů svazku (kontrola výstupních a klínových faktorů)
- pozice pacienta ve vztahu k ozařovacímu přístroji

Měření výstupní dávky zkontroluje výše uvedené faktory, stejně jako nastavení svazku záření a radiační tloušťku pacienta [6].

#### ***1.2.5 Vybavení pro in vivo dozimetrii***

Detektory používané pro potřeby in vivo dozimetrie

Vhodnými detektory pro in vivo dozimetrii jsou detektory termoluminiscenční a detektory polovodičové. Oba typy detektorů jsou srovnatelně přesné, mají své přednosti i nevýhody (viz tabulka č. 1). Jejich výběr pro každé pracoviště záleží na vybavení pracoviště a také na osobních preferencích [6].

### **1.2.5.1 Polovodičové detektory**

Mechanismem přímého elektrického využití ionizačních účinků záření se polovodičový detektor svým principem poněkud podobá ionizační komoře, přičemž ovšem citlivým médiem není plyn, ale vhodný polovodičový materiál.

Z elektronického hlediska je polovodičový detektor v podstatě dioda zapojená v elektrickém obvodu s vysokým napětím (cca 1000-2000 V) přes velký ohmický odpor v závěrném (nevodivém) směru, takže v klidovém stavu obvodem neprotéká elektrický proud.

Vnikne-li do aktivní vrstvy detektoru (je to "ochuzená" vrstva či objemová oblast bez volných nosičů náboje) kvantum ionizujícího záření, ionizační energie způsobí v polovodiči přeskok úměrného množství elektronů do vodivého pásma a vznik elektron-děrových párů. Tyto elektrony se v elektrickém poli okamžitě začnou pohybovat ke kladné elektrodě (a díry k záporné) - elektrickým obvodem projde krátký proudový impuls, na pracovním odporu  $R$  vznikne napěťový úbytek a přes kondenzátor  $C$  se elektrický impuls vede k předzesilovači. Amplituda (resp. časový integrál) impulsu na výstupu zesilovače je přímo úměrná celkovému sebranému náboji, a tedy energii detekovaného záření (přesněji řečeno energii, která se absorbovala při průchodu kvanta záření aktivní vrstvou detektoru). Amplitudovou analýzou výstupních impulsů můžeme tedy provádět spektrometrickou analýzu energie detekovaného záření, podobně jako u scintilačních detektorů. Zesílené impulsy se vedou na analogově-digitální konvertor a odtud do paměti "mnohokanálového analyzátoru", realizovaného nyní v počítači, v jehož paměti se střeďává výsledné spektrum.

Jelikož sběr náboje vytvořeného v polovodiči ionizací je poměrně dokonalý z celého citlivého objemu, mají germaniové detektory záření gama velmi dobrou energetickou rozlišovací schopnost (zpravidla lepší než 1 keV), asi 30 - krát lepší než detektory scintilační. Mají též vysoký poměr fotopíku ke spojitému Comptonovskému pozadí. Oproti scintilačním detektorům však mají nižší detekční účinnost pro záření gama a též delší mrtvou dobu (mrtvá doba je dána kapacitou systému detektor + předzesilovač a hodnotou pracovního odporu). Polovodičové detektory jsou zhotoveny většinou z monokrystalů germania, buď se stopovým množstvím lithia, tzv. drift -

detektory Ge (Li) či nověji ze superčistého germania HPGe (High Purity Ge), nebo křemíku Si. Detektory Ge (Li) se konstruují buď v koaxiálním uspořádání n-i-p vrstev (pro detekci vyšších energií gama), nebo v planárním tvaru s tenkým vstupním okénkem (pro detekci měkkého gama a X). Pro detekci měkkého záření gama a X s vysokým rozlišením jsou určeny detektory z vysoce čistého germania HPGe a detektory Si (Li), často bývá použito beryliového vstupního okénka s nízkou absorbcí měkkého záření X.

Polovodičové spektrometrické detektory pro svou správnou funkci zpravidla potřebují být chlazeny na teplotu kapalného dusíku (LN2 - Liquid Nitrogen). U detektorů pro nízké energie bývá často chlazen i předzesilovač, jehož vstupní prvek (tranzistor řízený polem) je umístěn v kryostatu společně s detektorem, aby byl na co nejmenší míru omezen šum předzesilovače. U některých nových typů polovodičových spektrometrů s HPGe již není třeba používat k chlazení kapalný dusík dolévaný do Dewarovy nádoby, neboť se používá elektronický chladicí systém, pracující na základě Joule-Thomsonovy expanze stlačeného plynu (vedle dusíku se používá i hélium či jiné vhodné kryogenní plyny), s miniaturizovaným kompresorem se Stirlingovým cyklem a příp. též s Peltierovým termočlánkem.

- **Multidetektorové polovodičové systémy**

Výhodné elektro-mechanické vlastnosti polovodičových detektorů umožňují jejich miniaturizaci a integraci jednotlivých polovodičových elementů do multidetektorových systémů. Tyto multidetektorové systémy mohou poskytovat informaci jak o energii registrovaného záření, tak o místě dopadu jednotlivých ionizujících kvant, či o dráhách prolétajících částic - mají tedy zobrazovací vlastnosti. Nejčastěji používané polovodičové multidetektorové systémy jsou trojího druhu:

- a) pole polovodičových detektorů
- b) pixelové polovodičové detektory (SPD - Semiconductor Pixel Detector)

Na tenké polovodičové destičce (nejčastěji křemíkové, typu N) jsou nanášeny elektrody (P), které ve formě výstupního elektrického signálu odvádějí náboj vytvořený průletem ionizující částice. Elektrody jsou rozmístěny v husté

pravidelné mřížce, vytvářející buňky - pixely - o rozměrech několika mikrometrů až desetin mm. Na destičce mohou být integrovány i elektronické obvody pro vyhodnocování - předzesilovače, diskriminátory, multiplexory, čítače, analogově-digitální konvertory (ADC - umožňují vyhodnocovat energii částic absorbovanou v jednotlivých pixelech). Zpracováním impulsů z takového detektoru dostaneme planární obraz distribuce poloh přilétajících částic a příp. i jejich energií. Takové zobrazovací detektory se používají m. j. v radiografii, především rentgenové, někdy i neutronové. Pixelové detektory lze prostorově poskládat do mnoha vrstev, do bloků či jiných útvarů, což umožňuje prostorové zobrazení drah prolétajících částic - jedná se o tzv. tracker (sledovač stop částic). Systémy těchto detektorů se používají ve složitých analyzátoch interakcí částic vysokých energií. Uspořádání a konfigurace detektorů záření tvoří nejnvtnější část detekčního systému, trackeru.

c) Polovodičové driftové detektory (SDD - Semiconductor Drift Detector)

Na povrchu křemíkové destičky typu N s vysokým měrným odporem jsou implantovány oblasti P, vytvářející P-N přechody. Na okraji destičky jsou umístěny anody, sbírající náboj z detektoru. Při průletu ionizující částice se uvolňují elektron-děrové páry, načež elektrony se driftovým pohybem posunují do oblastí anod, kde jsou zachytávány a vytvářejí výstupní elektrický signál. Pokud známe rychlost difuze elektronů, můžeme z časového okamžiku impulsu na anodě (z času driftového pohybu) určit polohu místa, kudy částice proletěla detektorem [14].

Základní vlastnosti polovodičových detektorů:

- stabilita signálu po ozáření,
- přesnost,
- citlivost: označení dozimetrů,
- vliv dávky,
- vliv dávkového příkonu,

- vliv teploty,
- vliv energie,
- směrový vliv, vliv úhlu dopadu [6].

### **1.2.5.2 Termoluminiscenční dozimetrie**

Řada krystalických materiálů se vyznačuje fenoménem, který se jmenuje termoluminiscence. To znamená, že krystal po ozáření v sobě uchová absorbovanou energii.

Po zahřátí dochází k uvolnění části této absorbované energie ve formě viditelného světla. Tento fenomén uvolnění viditelného fotonu zahřátím se jmenuje termoluminiscence. Ozářený materiál se zahřeje a emitované světlo je vhodným systémem zaznamenáno nebo počítáno [2].

Látky vykazující tuto vlastnost se nazývají scintilátory. Nejstarším používaným scintilátorem je sirník zinečnatý aktivovaný stříbrem ZnS(Ag), ze kterého byla stínítka skiaskopických rentgenových přístrojů, v minulosti se používal i kyanid platino-barnatý.

Pro účely detekce záření gama se však nejčastěji používá jodid sodný aktivovaný thaliem - NaI(Tl), ve formě monokrystalu.

- **Konstrukční provedení scintilačních krystalů a fotonásobičů**

Scintilátory - mohou být anorganické krystaly, organické plastické materiály, kapalně roztoky organických látek, popř. i vzácné plyny. Nejčastěji se používají krystaly jodidu sodného aktivovaného thaliem – NaI(Tl). Scintilátor NaI(Tl) je umístěn ve světlotěsném hliníkovém pouzdře, které chrání krystal před pronikáním vlhkosti vzduchu a před pronikáním vnějšího světla do fotonásobiče. Vnitřní strany pouzdra jsou opatřeny bílou reflexní vrstvou, která odráží světelné fotony na fotokatodu fotonásobiče. Pro obecnou detekci a spektrometrii záření gama se používají planární scintilační krystaly válcového tvaru o průměru kolem 2-7cm a výšky cca 2-8cm. Pro detekci měkkého gama a X záření pak tenké krystaly tloušťky 1-5mm s tenkým aluminiovým nebo beryliovým vstupním okénkem. Pro detekci vysokoenergetického záření gama jsou naopak vhodné velkoobjemové



scintilační krystaly. Vedle obecně používaných planárních scintilátorů válcového tvaru se vyrábějí i studnové nebo příčně vrtané scintilační krystaly s otvorem pro měření vzorků ve zkumavkách. Pro měření větších objemů vzorků se používají velkoobjemové studnové scintilační detektory o průměru cca 18cm a výšce asi 12cm s objemem měřicího studnového prostoru cca 250ml. Při prostém přiložení scintilačního krystalu k fotonásobiči by docházelo ke ztrátám scintilačních fotonů totální reflexí ve vzduchové vrstvičce mezi oběma skly, krystalu a fotonásobiče. Prostor mezi výstupním okénkem scintilátoru a fotokatodou je proto vyplněn světlovodným materiálem, nejčastěji se nanáší silikonová vazelina (s indexem lomu přibližně stejným jako u skla), zajišťujícím dobrý optický kontakt fotokatody s krystalem. Pokud jsou fotonásobič a scintilátor dále od sebe, jsou spojeny světlovodičem, ve speciálních případech se používají i světlovodná optická vlákna.

Fotonásobiče - jsou speciální opto-elektronické součástky pro citlivou detekci slabých světelných toků a jejich přeměnu na elektrické signály. Vysoké citlivosti je dosahováno tím, že malý počet elektronů, emitovaných dopadem fotonů (v důsledku fotoelektrického jevu), je násoben opakovaným vyrážením sekundárních elektronů. Signál je tím natolik zesílen, že i dopad jednoho fotonu světla může vyvolat dobře detekovatelný elektrický impuls. Fotonásobiče se používají nejen ve scintilačních detektorech, ale i ve spektrofotometrii, detekci luminiscence (fyzikálního, chemického či biologického původu), detekci Čerenkovova záření a v dalších technických aplikacích. Klasické fotonásobiče jsou speciální vakuové elektronky, v nichž jsou elektrony generovány fotoemisí z fotokatody. Takový fotonásobič - PMT (PhotoMultiplier), je tvořen skleněnou baňkou opatřenou na jednom (čelním) konci optickým vstupním okénkem, uvnitř obsahuje řadu elektrod spojených s vývody na patici na druhém konci fotonásobiče. Ojediněle se používají fotonásobiče s bočním vstupním okénkem.

Fotokatoda - je tvořena velmi tenkou vrstvičkou (tloušťky cca 10-7cm, je opticky polopropustná) napařenou na vnitřní straně vstupního okénka, pracuje v transmisním režimu (na rozdíl od fotokatody fotonky, která pracuje v emisním režimu; ojediněle se používá emisní, neboli reflexní režim fotokatody

i u fotonásobičů). Fotokatoda musí být dostatečně tenká, aby elektrony uvolněné fotoefektem mohly snadno vylétnout ven a nebyly absorbovány v materiálu. Materiálem fotokatody jsou látky s nízkou výstupní prací elektronů pro fotoefekt. Nejčastěji jsou to antimonidy alkalických prvků, např. cesia a antimonu Sb-Cs ( $\text{SbCs}_3$ ), bialkalické materiály Cs-K-Sb, Cs-Rb-Cs, Na-K-Sb, dále Ag-O-Cs, nebo multialkalické Na-K-Sb-Cs. Byly též vyvinuty fotokatody z polovodičových materiálů typu p s vhodnou pásovou strukturou, jejichž povrch vykazuje negativní elektronovou afinitu, takže elektrony excitované světlem do vodivostního pásu velmi snadno pronikají ven do vakua. Používá se např. galium-arsenidová fotokatoda GaAs, nebo InGaAs. Důležitým parametrem je tzv. kvantová účinnost fotokatody udávající procentuálně poměr počtu emitovaných elektronů k počtu dopadajících fotonů světla. Tato účinnost závisí jednak na materiálu fotokatody, dále též výrazně na vlnové délce  $l$  světla (energii fotonů  $h \cdot \nu = h \cdot c / l$ ) - spektrální citlivost fotokatody. Pro optimální detekci je žádoucí, aby se luminiscenční spektrum scintilátoru dostatečně překrývalo s maximem spektrální citlivosti fotokatody. V případě, že část spektra zasahuje do ultrafialové oblasti, je žádoucí vstupní okénko fotonásobiče zhotovit z křemenného skla.

Dynody - slabý tok elektronů z fotokatody je dále zesilován sekundární emisí elektronů na dynodách. Na povrchu dynod je nanášena tenká vrstvička kovu s nízkou výstupní prací elektronu (nejčastěji SbCs nebo BeO) a tím vysokým součinitelem sekundární emise  $S$ , podobně jako je materiál fotokatody. Střední počet vyražených sekundárních elektronů je úměrný energii dopadajícího elektronu. Proudové zesílení  $DM$  jednoho násobícího stupně (jedné dynody) je tedy  $DI = S \cdot DU$ , kde  $DU$  je mezidynodový potenciál. Při obvyklé hodnotě součinitele  $S \gg 0,04-0,06$  a používaném rozdílu napětí mezi dynodami  $DU \gg 80-100\text{V}$  činí zesílení jednoho stupně cca  $DI \gg 3-6$ . Opakováním elektronového násobícího procesu mezi dynodami lze dosáhnout velkého zesílení  $M$  (až 108) původně velmi slabého proudu z fotokatody (pro  $N$  dynod je celkové zesílení  $M = DI^N$ ). Násobící systém, sestávající z cca 8-12 dynod, je zakončen sběrnou elektrodou - anodou - s nejvyšším kladným potenciálem, odkud se přes pracovní odpor  $R$  odebírá výstupní signál.

Mezi fotokatodou a první dynodou je někdy umístěna mřížka (diafragma), jejíž kladné napětí urychluje emitované elektrony a směřuje je na dynodu. Pro napájení dynod fotonásobiče se používá buď vysokonapěťový zdroj (o napětí cca 1000-2000 V) a odporový dělič, nebo diodový kaskádní násobič. Elektrické přívody fotokatody a dynod nejsou vyvedeny "z boku" (až na výjimky), jak je pro názornost nakresleno na obrázcích, ale jsou všechny vyvedeny "dole" (na opačném konci než je fotokatoda) v mnoha-kolíkové patici.

- **Nepříznivé vlivy u fotonásobičů**

Jedním z nepříznivých jevů u fotonásobičů je tzv. temný proud: je to elektrický proud protékající fotonásobičem, i když fotokatoda není ozářena. Temný proud je způsoben termoemisí elektronů z fotokatody, příp. se na něm podílí termoemise z prvních dynod; násobícím efektem na ostatních dynodách je pak zesílen. Statistické fluktuace temného proudu vyvolávají detekované šumové impulsy. Temný proud fotonásobiče je teplotně závislý, chlazením fotokatody nebo celého fotonásobiče jej podstatně snížíme. Dalším problémem, ovlivňujícím energetickou rozlišovací schopnost celého detekčního systému, je nehomogenita sběru fotoelektronů; zvláště z okrajových částí fotokatody je snižená účinnost sběru fotoelektronů na první dynodu násobícího systému. Ke zhoršování energetického rozlišení přispívají i statistické fluktuace kvantové účinnosti a temného proudu, které se superponují s užitečným signálem a rozmazávají amplitudu výstupních impulsů. Problematické je dále použití fotonásobičů za přítomnosti magnetického pole, které Lorentzovou silou odchyluje elektrony na jejich dráze mezi dynodami.

- **Měření počtu impulsů vyvolaných detekcí záření gama určité energie.**

V tomto jednodušším případě impulsy ze zesilovače vedeme na amplitudový analyzátor, což je elektronický obvod propouštějící impulsy, jejichž amplituda leží v nastavitelném rozmezí mezi dolní a horní diskriminační hladinou (impulsy ležící mimo toto rozmezí nejsou propuštěny. Nastavení dolní a horní hladiny se děje (pomocí potenciometrů nebo digitálně) buď nezávisle, nebo častěji se nastavuje

základní úroveň a kolem ní "okénko". Okénko analyzátoru se nastavuje většinou tak, aby zahrnovalo fotopík záření gama měřeného radionuklidu. Normované impulsy z analyzátoru se již vedou do čítače - naměřený počet impulsů (za zvolený časový interval) je pak úměrný počtu impulsů záření gama vybrané energie, a tedy i aktivitě měřeného vzorku.

- **Spektrometrická analýza energií záření gama**

Impulsy ze zesilovače vedeme na analogově-digitální převodník (ADC), kde se analogová velikost amplitudy impulsu převádí na digitální bitovou kombinaci, která se vede do paměti "mnohokanálového analyzátoru" - do vymezené části paměti počítače. Střádací (akviziční) procedura každé amplitudě impulsu, a tedy energii fotonu gama, přidělí odpovídající adresu v paměti, jejíž obsah se při detekci takového impulsu zvyšuje o 1. V paměti počítače či analyzátoru tak postupně vzniká digitální energetické spektrum, kde adresa každé paměťové buňky je úměrná energii záření gama a její nastřádaný obsah představuje detekovaný počet fotonů této energie. Při zobrazení na obrazovce počítače pak dostaneme typickou křivku - scintilační spektrum.

Ve speciálních případech vícedetektorových systémů se provádí další elektronická analýza signálů - koincidence, antikoincidence a komparace signálů z jednotlivých fotonásobičů - za účelem zobrazení, vyhodnocení polohy zdrojů, trajektorií částic či úhlových korelací.

- **Přednosti scintilačního detektoru**

Vysoká detekční účinnost (citlivost) - v masivním scintilačním krystalu o poměrně vysoké hustotě a protonovém čísle se účinně absorbuje (a tedy detekuje) podstatně větší část záření gama než ve zředěném plynu G-M trubice (kde většina kvant  $\gamma$  prolétá bez interakce). Scintilační detektory tedy mají vysokou detekční účinnost (citlivost), která se často blíží 100%.

Krátká mrtvá doba - doba trvání scintilace v krystalu je neobyčejně krátká - jen asi  $10^{-9}$  sec. Doba, po kterou procházejí elektrony a násobí se ve fotonásobiči, je rovněž velmi krátká - cca  $10^{-8}$  sec. Doba formování a zpracování elektrického

impulsu (časová konstanta) v zesilovači a analyzátoru je u současné elektroniky cca  $10^{-6}$  sekundy; právě tato (nejpomalejší) doba je v celém spektrometrickém řetězci určující. Mrtvá doba scintilačního detektoru je tedy asi 1ms, což je téměř 100 krát kratší, než u G-M detektorů.

Spektrometrické vlastnosti - intenzita světelného záblesku ve scintilátoru je přímo úměrná energii kvanta, která se tam pohltila. A intenzitě záblesku je přímo úměrný počet fotoelektronů emitovaných z fotokatody fotonásobiče. Multiplikační proces elektronů na dynodách je rovněž přesně lineární. Takže amplituda  $A$  výstupního impulsu z fotonásobiče je přímo úměrná energii  $E_g$  detekovaného záření:  $A \sim E_g$  (přesněji řečeno amplituda je úměrná energii kvanta, která byla ve scintilátoru absorbována). Amplitudovou analýzou výstupních impulsů ze scintilačního detektoru můžeme tedy provádět energetickou analýzu detekovaného záření - jeho spektrometrii.

Tyto tři vlastnosti dělají ze scintilačního detektoru téměř ideální přístroj pro detekci a spektrometrii ionizujícího záření, především záření gama. Vysoká detekční citlivost umožňuje jeho použití pro detekci i velmi slabého záření či nízkých aktivit. Krátká mrtvá doba zase umožňuje bezztrátové měření i relativně vyšších intenzit záření či vyšších aktivit. Scintilační detektor má tedy značně široké rozmezí detekovatelných intenzit ionizujícího záření [14].

## **2. CÍL PRÁCE A HYPOTÉZA**

### ***2.1 Cíl práce***

Cílem bakalářské práce je:

- podrobné vyhodnocení in vivo dozimetrie. Porovnání s preskripcí v plánovacím systému, srovnání jednotlivých vstupních i výstupních dávek, zjištění odchylek od předepsaných dávek.
- potvrdit významnost in vivo dozimetrie a minimalizovat případné chyby daného měření na pracovišti.

### ***2.2 Hypotéza***

Průměrná odchylka naměřených jednotlivých dávek od referenčních dávek je stanovena na 3 %.

### **3. METODIKA PRÁCE**

#### ***3.1 Zdroje a materiály***

Při zpracování problematiky in vivo dozimetrie jsou využity informace z dostupné odborné literatury a firemních návodů k dozimetrickým systémům.

Dále je čerpáno z poznatků z praxe pracoviště radioterapie Onkologického oddělení Fakultní Thomayerovy nemocnice s poliklinikou v Praze.

#### ***3.2 Charakteristika sledovaného souboru pacientů***

Ke studii byla vybrána skupina 50 pacientů, kteří byli ozářeni na lineárním urychlovači FTN v průběhu roku 2009. Do hodnoceného souboru jsou zařazeni pacienti s diagnózou nádoru prostaty, rekta a seminomu. Pacienti jsou ve věkovém rozmezí 30 – 80 let.

In vivo dozimetrie byla prováděna u jednotlivých pacientů v pravidelných časových intervalech dle délky léčby 2 – 3 krát.

V následujících tabulkách jsou uvedeny naměřené hodnoty vstupních a výstupních dávek vybraných ozařovacích polí a referenčních dávek.

**tabulka č. 2:** měření vstupní dávky AP pole a výstupní dávky PA pole v Gy

**diagnóza:** ca rekta

**ozařovaná oblast:** malá pánev

**ozařovací poloha:** na zádech

**umístění 1. detektoru:** AP pole

pacient	ozařovací technika	věk	1. měření		2. měření		3. měření	
			AP/PA		AP/PA		AP/PA	
			1 detektor		1 detektor		1 detektor	
			vstup	výstup	vstup	výstup	vstup	výstup
1	BOX	72	0,9724	0,2641	0,9832	0,2525	0,9864	0,2541
2	BOX	60	1,3940	0,2633	1,3800	0,2642	1,3800	0,2722
3	BOX	45	0,6363	0,3202	0,6191	0,3005	0,6360	0,3106
4	BOX	62	1,8280	0,2996	1,7830	0,3208	1,7550	0,3224
5	BOX	33	1,0260	0,1985	1,0320	0,1914	1,0320	0,1918
6	BOX	48	1,3300	0,2825	1,3290	0,2804	1,3310	0,3052
7	BOX	40	0,9204	0,3055	0,9058	0,3156	0,9040	0,3125
8	BOX	80	0,8886	0,3423	0,8997	0,3390	0,8996	0,3349
9	BOX	60	1,2480	0,2212	1,2380	0,2220	1,2400	0,2257
10	BOX	53	1,2990	0,2083	1,2820	0,2073	1,3110	0,1937

**tabulka č. 3:** měření vstupní dávky DEX pole a výstupní dávky SIN pole v Gy

**diagnóza:** ca rekta

**ozařovaná oblast:** malá pánev

**ozařovací poloha:** na zádech

**umístění 2. detektoru:** DEX pole

pacient	ozařovací technika	věk	1. měření		2. měření		3. měření	
			DEX/SIN		DEX/SIN		DEX/SIN	
			2 detektor		2 detektor		2 detektor	
			vstup	výstup	vstup	výstup	vstup	výstup
1	BOX	72	1,7090	0,1802	1,5250	0,1787	1,5090	0,1814
2	BOX	60	1,1130	0,1410	1,0960	0,1443	1,0990	0,1444
3	BOX	45	1,3160	0,2530	1,3470	0,2542	1,3270	0,2544
4	BOX	62	2,1420	0,2936	2,1330	0,2890	2,0780	0,2950
5	BOX	33	1,4190	0,2142	1,4280	0,2098	1,4220	0,2087
6	BOX	48	1,1610	0,1386	1,1670	0,1403	1,1430	0,1537
7	BOX	40	1,0840	0,1893	1,0930	0,1885	1,0800	0,1910
8	BOX	80	0,7626	0,1647	0,7795	0,1669	0,7727	0,1592
9	BOX	60	1,1552	0,1552	1,1525	0,1525	1,1530	0,1552
10	BOX	53	1,3140	0,1702	1,3390	0,1777	1,3180	0,1780



**tabulka č. 4:** měření vstupní dávky PA pole a výstupní dávky AP pole v Gy

**diagnóza:** ca rekta

**ozařovaná oblast:** malá pánev

**ozařovací poloha:** na břicho

**umístění 1. detektoru:** PA pole

pacient	ozařovací technika	věk	1. měření		2. měření		3. měření	
			PA/AP		PA/AP		PA/AP	
			1 detektor		1 detektor		1 detektor	
			vstup	výstup	vstup	výstup	vstup	výstup
11	BOX	59	0,9463	0,3351	0,9563	0,3412	0,9176	0,3447
12	BOX	40	1,0170	0,3355	1,0200	0,3265	1,0250	0,3182
13	BOX	59	0,8902	0,3034	0,8872	0,3096	0,8900	0,3092
14	BOX	67	0,7614	0,3142	0,7688	0,3147	0,7632	0,3148
15	BOX	68	0,9446	0,3617	0,9566	0,3612	0,9233	0,3715

**tabulka č. 5:** měření vstupní dávky SIN pole a výstupní dávky DEX pole v Gy

**diagnóza:** ca rekta

**ozařovaná oblast:** malá pánev

**ozařovací poloha:** na břicho

**umístění 2. detektoru:** SIN pole

pacient	ozařovací technika	věk	1. měření		2. měření		3. měření	
			SIN/DEX		SIN/DEX		SIN/DEX	
			2 detektor		2 detektor		2 detektor	
			vstup	výstup	vstup	výstup	vstup	výstup
11	BOX	59	1,3100	0,148	1,2890	0,1474	1,2840	0,1557
12	BOX	40	1,0830	0,1596	1,0600	0,1702	1,0670	0,1569
13	BOX	59	0,9737	0,1827	1,0030	0,1822	0,9720	0,1779
14	BOX	67	1,3040	0,2012	1,2870	0,2081	1,3200	0,2007
15	BOX	68	1,0700	0,1509	1,1180	0,1533	1,1360	0,1528

**tabulka č. 6:** měření vstupní dávky AP pole a výstupní dávky PA pole v Gy

**diagnóza:** seminom

**ozařovaná oblast:** paraaortální uzliny

**ozařovací poloha:** na zádech

**umístění 1. detektoru:** AP pole

pacient	ozařovací technika	věk	1. měření		2. měření	
			AP/PA		AP/PA	
			1 detektor		1 detektor	
			vstup	výstup	vstup	výstup
16	4 POLE	38	1,0100	0,2892	1,0070	0,2929
17	4 POLE	30	0,9617	0,3120	0,9365	0,3165
18	4 POLE	46	1,1390	0,4170	1,1270	0,4144
19	2 POLE	47	1,9510		1,8990	
20	2 POLE	33	1,3970		1,3660	

**tabulka č. 7:** měření vstupní dávky DEX pole a výstupní dávky SIN pole v Gy

**diagnóza:** seminom

**ozařovaná oblast:** paraaortální uzliny

**ozařovací poloha:** na zádech

**umístění 2. detektoru:** DEX pole

pac	ozařovací technika	věk	1. měření		2. měření	
			DEX/SIN		DEX/SIN	
			2 detektor		2 detektor	
			vstup	výstup	vstup	výstup
16	4 POLE	38	0,2121	0,0742	0,2095	0,0636
17	4 POLE	30	0,1875	0,0586	0,1869	0,0646
18	4 POLE	46	0,1449	0,0311	0,1459	0,0325
19	2 POLE	47				
20	2 POLE	33				

**tabulka č. 8:** měření vstupní dávky AP pole a výstupní dávky PA pole v Gy

**diagnóza:** ca prostaty

**ozařovaná oblast:** malá pánev

**ozařovací poloha:** na zádech

**umístění 1. detektoru:** AP pole

pacient	ozařovací technika	věk	1. měření		2. měření		3. měření	
			AP/PA		AP/PA		AP/PA	
			1 detektor		1 detektor		1 detektor	
			vstup	výstup	vstup	výstup	vstup	výstup
21	BOX	73	1,0940	0,2642	1,0830	0,2504	1,0980	0,2462
22	BOX	58	0,9720	0,2701	1,0080	0,2699	0,9379	0,2838
23	BOX	65	1,2310	0,1963	1,2410	0,1884	1,2440	0,1893
24	BOX	67	1,0840	0,2730	1,0680	0,2711	1,0480	0,2714
25	BOX	70	1,1120	0,2247	1,1170	0,2199	1,1070	0,2263
26	BOX	79	1,1110	0,2530	1,0880	0,2497	1,0920	0,2525
27	BOX	76	1,1670	0,2600	1,1690	0,2578	1,1850	0,2541
28	BOX	74	1,2900	0,2805	1,2920	0,2811	1,2830	0,2792
29	BOX	74	1,3800	0,2721	1,3780	0,2569	1,3630	0,2621
30	BOX	71	0,7545	0,3554	0,7590	0,3508	0,7444	0,3552
31	BOX	71	0,9171	0,2535	0,8926	0,2604	0,9089	0,2526
32	BOX	59	1,1600	0,2107	1,1750	0,2077	1,0620	0,1973
33	BOX	72	1,1020	0,3203	1,1000	0,3300	1,0800	0,3348
34	BOX	72	1,1630	0,3096	1,1560	0,3129	1,1570	0,3091
35	BOX	74	1,0910	0,2452	1,1010	0,2469	1,1170	0,2536
36	BOX	72	0,9931	0,3119	1,0030	0,3131	1,0060	0,3070
37	BOX	64	1,1690	0,2941	1,1720	0,2932	1,1660	0,2956
38	BOX	75	1,3890	0,2780	1,4110	0,2718	1,3850	0,2792
39	BOX	66	0,9473	0,2879	0,9393	0,2948	0,9390	0,2908
40	BOX	67	0,9138	0,3188	0,9177	0,3190	0,9118	0,3198
41	BOX	68	1,1080	0,2541	1,1050	0,2528	1,1000	0,2549
42	BOX	73	1,2530	0,2954	1,2060	0,3155	1,1930	0,3164
43	BOX	77	0,8833	0,3142	0,8837	0,3281	0,8894	0,3010
44	BOX	80	1,2100	0,3080	1,2150	0,3085	1,2100	0,3055
45	BOX	59	1,2180	0,2518	1,2200	0,2530	1,2300	0,2536
46	BOX	63	1,1660	0,2551	1,1620	0,2577	1,1630	0,2561
47	BOX	74	0,8162	0,2341	0,8141	0,2364	0,8150	0,2372
48	BOX	74	0,9725	0,2315	0,9656	0,2317	0,9808	0,2315
49	BOX	67	1,1260	0,2647	1,1430	0,2565	1,1280	0,2602
50	BOX	67	1,0790	0,2471	1,0560	0,2507	1,0330	0,2570

**tabulka č. 9:** měření vstupní dávky DEX pole a výstupní dávky SIN pole v Gy

**diagnóza:** ca prostaty

**ozařovaná oblast:** malá pánev

**ozařovací poloha:** na zádech

**umístění 2. detektoru:** AP pole

pacient	ozařovací technika	věk	1. měření		2. měření		3. měření	
			DEX/SIN		DEX/SIN		DEX/SIN	
			2 detektor		2 detektor		2 detektor	
			vstup	výstup	vstup	výstup	vstup	výstup
21	BOX	73	1,3520	0,1834	1,3610	0,1813	1,3550	0,1768
22	BOX	58	1,4710	0,1566	1,4550	0,1617	1,4650	0,1569
23	BOX	65	1,4740	0,1869	1,4640	0,1890	1,4900	0,1822
24	BOX	67	1,3580	0,1786	1,3420	0,1814	1,3320	0,1818
25	BOX	70	1,5520	0,1746	1,5270	0,1790	1,5180	0,1780
26	BOX	79	1,3280	0,1822	1,3140	0,1764	1,3020	0,1798
27	BOX	76	1,3200	0,1764	1,3360	0,1691	1,3240	0,1757
28	BOX	74	1,1400	0,1396	1,1200	0,1445	1,1170	0,1451
29	BOX	74	1,0370	0,1627	1,0310	0,1564	1,0410	0,1595
30	BOX	71	1,1780	0,1773	1,1840	0,1764	1,1770	0,1787
31	BOX	71	1,0380	0,1767	1,0170	0,1779	1,0450	0,1680
32	BOX	59	1,3040	0,1821	1,2870	0,1850	1,3020	0,1978
33	BOX	72	1,9499	0,1581	0,9375	0,1622	0,9416	0,1587
34	BOX	72	1,0500	0,1539	1,0290	0,1558	1,0280	0,1593
35	BOX	74	1,3340	0,1774	1,3450	0,1825	1,3370	0,1931
36	BOX	72	1,1270	0,1660	1,1700	0,1800	1,1600	0,1794
37	BOX	64	1,1230	0,1413	1,1120	0,1488	1,1190	0,1442
38	BOX	75	1,1760	0,1379	1,1780	0,1374	1,1700	0,1373
39	BOX	66	1,2880	0,1780	1,2720	0,1891	1,2700	0,1877
40	BOX	67	1,1912	0,1842	1,1820	0,1994	1,1815	0,1954
41	BOX	68	1,2260	0,1810	1,2200	0,1814	1,2070	0,1813
42	BOX	73	1,2160	0,1274	1,2190	0,1271	1,2160	0,1301
43	BOX	77	1,3700	0,1865	1,2990	0,1871	1,2950	0,1905
44	BOX	80	1,0150	0,1580	1,0170	0,1576	1,0320	0,1584
45	BOX	59	1,3210	0,1637	1,3100	0,1635	1,3140	0,1632
46	BOX	63	1,2510	0,1630	1,2430	0,1625	1,2340	0,1621
47	BOX	74	1,6090	0,2119	1,6120	0,2109	1,6190	0,2085
48	BOX	74	1,3170	0,1778	1,3200	0,1790	1,3190	0,1831
49	BOX	67	1,2820	0,1726	1,2810	0,1672	1,2810	0,1700
50	BOX	67	1,4140	0,1671	1,3950	0,1665	1,4090	0,1639

**tabulka č. 10:** referenční vstupní a výstupní dávky v Gy

pac	věk	AP	PA	DEX	SIN
1	72	0,99	0,25	1,55	0,18
2	60	1,39	0,26	1,10	0,14
3	45	0,62	0,30	1,35	0,25
4	62	1,79	0,32	2,14	0,29
5	33	1,04	0,19	1,43	0,21
6	48	1,33	0,28	1,17	0,14
7	40	0,91	0,31	1,10	0,19
8	80	0,90	0,34	0,78	0,16
9	60	1,24	0,22	1,15	0,15
10	53	1,28	0,20	1,34	0,17
11	59	0,33	0,95	0,15	1,29
12	40	0,33	1,00	0,17	1,07
13	59	0,30	0,90	0,18	1,00
14	67	0,31	0,75	0,21	1,29
15	68	0,36	0,95	0,15	1,12
16	38	1,01	0,29	0,07	0,21
17	30	0,97	0,31	0,06	0,19
18	46	1,14	0,42	0,03	0,14
19	47	1,90			
20	33	1,40			
21	73	1,08	0,25	1,36	0,18
22	58	1,00	0,27	1,46	0,16
23	65	1,24	0,19	1,46	0,19
24	67	1,07	0,27	1,34	0,18
25	70	1,12	0,22	1,53	0,18
26	79	1,09	0,25	1,30	0,18
27	76	1,17	0,26	1,32	0,17
28	74	1,29	0,28	1,12	0,15
29	74	1,38	0,26	1,02	0,16
30	71	0,76	0,35	1,18	0,18
31	71	0,90	0,26	1,00	0,18
32	59	1,18	0,21	1,30	0,18
33	72	1,10	0,33	0,94	0,16
34	72	1,16	0,31	1,03	0,16
35	74	1,10	0,25	1,33	0,18
36	72	1,00	0,30	1,16	0,18
37	64	1,17	0,29	1,12	0,15
38	75	1,41	0,27	1,18	0,14
39	66	0,94	0,30	1,27	0,19
40	67	0,92	0,32	1,19	0,19
41	68	1,11	0,25	1,20	0,18
42	73	1,21	0,31	1,22	0,13
43	77	0,88	0,33	1,30	0,19
44	80	1,22	0,31	1,00	0,16
45	59	1,22	0,25	1,30	0,16
46	63	1,15	0,27	1,24	0,16
47	74	0,82	0,24	1,60	0,21
48	74	0,97	0,23	1,30	0,18
49	67	1,14	0,26	1,27	0,17
50	67	1,06	0,25	1,40	0,17

### **3.3 In vivo dozimetrie v praxi**

Verifikace dávky je možná nejvíce zřejmý způsob, jak zkontrolovat správnost léčby pacienta. Všeobecně je dáno, že odchylka od předepsané dávky musí být menší než 5% nebo dokonce 3%, v závislosti od terénu, v kterém se měří, a jeho pravidelnosti. In vivo dozimetrie se používá od doby, kdy kožní erytém byl jedinou formou dozimetrie. V současnosti zarudnutí kůže je dost podceňovaný způsob dozimetrie a neočekávaná kožní reakce by měla být vždy pečlivě vyšetřena. Může poskytnout údaje o hrubých chybách, o chybách v kalibraci, může upozornit pracovníky na nutnost zlepšení šetření kůže. Může také poskytnout jasný údaj o přesnosti a reprodukovatelnosti léčby.

V publikaci WHO pro zajišťování kvality v radioterapii, doporučuje, aby se in vivo dozimetrie prováděla u všech pacientů. Nicméně, je nezbytné dosáhnout rovnováhy mezi náklady na provádění těchto postupů a výhodám zabezpečení systému jakosti [7].

- **In vivo dozimetrie na oddělení radioterapie FTN**

In vivo dozimetrie se provádí na pracovišti radioterapie FTN od konce roku 2008 zejména u těchto ozařovacích metod:

1. při ozařování pánve

- 2 detektory: (pole AP a DEX) při poloze na zádech  
(pole PA a SIN) při poloze na břicho
- techniky tři a více pólové
- u nádorových onemocnění gynekologických, prostaty, análního kanálu, konečníku

2. při ozařování mozku

- 1 detektor (pole DEX)
- dvě pole (latero - laterální)
- poloha na zádech, fixace hlavy

### 3. při ozařování seminomu - paraaortálních lymfatických uzlin

- 2 detektory (pole AP a DEX) při technice 4 polí
- 1 detektor (pole AP) při technice 2 polí
- poloha na zádech

Ve FTN se využívá pro měření in vivo dozimetrie sady polovodičových detektorů pro fotonový svazek 6 MV.

Detektory jsou propojeny s řídicím počítačem následně: detektor (polovodičový PTW, typ T60010) – elektrometr (Multidos, firmy PTW) – software (VivoSoft, firma PTW) – PC.

Měří se vstupní a výstupní dávka vybraných ozařovacích polí. Ověřuje se 1 – 2 ozařovací pole dle ozařovací techniky. Vybírají se pole s kolmým dopadem svazku záření. Tento výběr byl aplikován z důvodu rutinního měření, možnosti rychlé kontroly a porovnání, a taky z důvodu reprodukovatelnosti. Při nepravidelném povrchovém reliéfu - ozařovaném terénu je větší problém v nastavení a umístění detektoru. Horší je i srovnání s dávkou z plánovacího systému. V těchto případech je lepší měření cílové dávky. Pracoviště radioterapie FTN však není technicky a personálně na toto vybaveno.

Měření se uskutečňuje v pravidelných časových intervalech jednou týdně. Tři měření v první sérii léčby, v druhé sérii léčby jedno měření. Probíhá v místě přiložení detektoru na povrchu těla pacienta. Měřícím bodem u kolmých a symetrických polí je průmět světelného kříže na centrálním paprsku ozařovaného pole, u nesymetrických polí je to průmět laserů.

K zajištění kvality in vivo dozimetrie je nezbytná pravidelná kalibrace měřícího systému. Kalibrace navazuje na pravidelné zkoušky provozní stálosti nebo zkoušky dlouhodobé stability v referenčních podmínkách.

**Provedení vlastního měření:**

- ověření totožnosti pacienta,
- zadání osobních údajů do programu VIVO SOFT,
- vybrání vhodného protokolu pro dané měření,
- pečlivé přilepení detektorů na měřící body pomocí papírové náplasti,
- provedení měření - záznam naměřených dat – uchování v databázi,
- stanovení hodnoty referenční dávky – z plánovacího systému, nebo prvního měření při prvním ozáření pacienta,
- stanovení odchylky, analýza odchylky, příčina a náprava – po měření in-vivo ve druhém a dalších týdnech od zahájení léčby.

V případě odchylky větší než 5 % se zjišťuje příčina odchylky – systematická nebo náhodná.

**Chyby měření:**

- špatně nalepený detektor, odlepení
- nalepený detektor mimo referenční bod
- změna teploty detektoru – teplota prostředí ozařovny
- vybrán nesprávný pacient z protokolu
- pozdě spuštěný či přerušovaný záznam měření

**Zjištění chyb:**

- jiná aktuální dávka než plánovaná
- záměna pacienta, či ozařovacího plánu u jednoho pacienta
- špatná kalibrace



## 4. VÝSLEDKY

### *4.1 Celková procentuální průměrná odchylka vstupních dávek*

- byla vypočítána součtem absolutních hodnot všech vstupních procentuálních odchylek a podílem četnosti měření (aritmetický průměr) z tabulky č. 12 a tabulky č. 14

součet: 290,6

četnost měření: 286

**výsledek: 1,02 %**

**Celková průměrná procentuální odchylka vstupních dávek je 1,02 %**

U pacientů č. 16 – 20 měření č. 3 neproběhlo.

U pacienta č. 32 byla u 3. měření naměřena vyšší procentuální odchylka z důvodu špatné fixace detektoru na pacientovi.

### *4.2 Celková procentuální průměrná odchylka výstupních dávek*

- byla vypočítána součtem absolutních hodnot všech výstupních procentuálních odchylek a podílem četnosti měření (aritmetický průměr) z tabulky č. 13 a tabulky č. 15

součet: 530,67

četnost měření: 282

**výsledek: 1,88 %**

**Celková průměrná procentuální odchylka vstupních dávek je 1,88 %**

U pacientů č. 16 – 18 měření č. 3 neproběhlo.

U pacientů č. 19 – 20 měření neproběhlo (technika 2 polí – použit pouze 1 detektor na vstupní dávku AP pole).

U pacienta č. 43 byla u 3. měření naměřena vyšší procentuální odchylka z důvodu špatné fixace detektoru na pacientovi.

U pacienta č. 12 u 3. měření, 36 a 39 u 1. měření chybné umístění detektorů.

### ***4.3 Absolutní průměrná procentuální odchylka vstupních a výstupních dávek podle diagnóz***

V následující tabulce je uvedena absolutní průměrná procentuální odchylka vstupních a výstupních dávek rozdělena podle jednotlivých diagnóz. Způsob výpočtu je stejný jako v předchozích podkapitolách 4.1 a 4.2.

**Tabulka č. 11:** absolutní průměrná procentuální odchylka vstupních a výstupních dávek v % a četnost měření

	absolutní průměrná odchylka (%)			četnost měření	
	vstupní dávka	výstupní dávka	celkově	vstupní dávka	výstupní dávka
Ca rekta	1,13	2,14	1,64	90	90
Seminom	1,46	1,50	1,48	16	12
Ca prostaty	0,92	1,78	1,35	180	180

**tabulka č. 12:** odchylka vstupní dávky od referenční dávky na 1. detektoru v %

<b>pacient</b>	<b>věk</b>	<b>1. měření</b>	<b>2. měření</b>	<b>3. měření</b>
1	72	-1,78	-0,69	-0,36
2	60	0,29	-0,72	-0,72
3	45	2,63	-0,15	2,58
4	62	2,12	-0,39	-1,96
5	33	-1,35	-0,77	-0,77
6	48	0,00	-0,08	0,08
7	40	1,14	-0,46	-0,66
8	80	-1,27	-0,03	-0,04
9	60	0,65	-0,16	0,00
10	53	1,48	0,16	2,42
11	59	-0,39	0,66	-3,41
12	40	1,70	2,00	2,50
13	59	-1,09	-1,42	-1,11
14	67	1,52	2,51	1,76
15	68	-0,57	0,69	-2,81
16	38	0,00	-0,30	
17	30	-0,86	-3,45	
18	46	-0,09	-1,14	
19	47	2,68	-0,05	
20	33	-0,21	-2,43	
21	73	1,30	0,28	1,67
22	58	-2,80	0,80	-5,21
23	65	-0,73	0,08	0,32
24	67	1,31	-0,19	-2,06
25	70	-0,71	-0,27	-1,16
26	79	1,93	-0,18	0,18
27	76	-0,26	-0,09	1,28
28	74	0,00	0,16	-0,54
29	74	0,00	-0,14	-1,23
30	71	-0,72	-0,13	-2,05
31	71	1,90	-0,82	0,99
32	59	-1,69	-0,42	<b>-10,00</b>
33	72	0,18	0,00	-1,82
34	72	0,26	-0,34	-0,26
35	74	-0,82	0,09	1,55
36	72	-0,69	0,30	0,60
37	64	-0,09	0,17	-0,34
38	75	-1,49	0,07	-1,77
39	66	0,78	-0,07	-0,11
40	67	-0,67	-0,25	-0,89
41	68	-0,18	-0,45	-0,90
42	73	3,55	-0,33	-1,40
43	77	0,37	0,42	1,07
44	80	-0,82	-0,41	-0,82
45	59	-0,16	0,00	0,82
46	63	1,39	-0,43	1,13
47	74	-0,46	-0,72	-0,61
48	74	0,26	-0,45	1,11
49	67	-1,23	0,26	-1,05
50	67	1,79	-0,38	-2,55

tabulka č. 13: odchylka výstupní dávky od referenční dávky na 1. detektoru v %

pacient	věk	1. měření	2. měření	3. měření
1	72	4,48	1,00	1,64
2	60	1,27	1,62	4,69
3	45	4,20	0,17	3,53
4	62	-4,59	0,25	0,75
5	33	4,47	0,74	0,95
6	48	0,89	0,14	4,00
7	40	-1,45	1,81	0,81
8	80	0,68	-0,29	-1,50
9	60	0,55	0,91	2,59
10	53	4,15	3,65	-3,15
11	59	1,55	3,39	4,45
12	40	1,67	-1,06	-3,58
13	59	1,13	3,20	3,07
14	67	1,35	1,52	1,55
15	68	0,47	0,33	3,19
16	38	-0,28	1,00	
17	30	0,65	2,10	
18	46	-0,71	-1,33	
19	47			
20	33			
21	73	3,89	0,16	-1,52
22	58	0,04	-0,04	5,11
23	65	3,32	-0,84	-0,37
24	67	1,11	0,41	0,52
25	70	2,14	-0,05	2,86
26	79	1,20	-0,12	1,00
27	76	0,00	-0,85	-2,27
28	74	0,18	0,39	-0,29
29	74	4,65	-1,19	0,81
30	71	1,54	0,23	1,49
31	71	-2,50	0,15	-2,85
32	59	0,33	-1,10	-5,59
33	72	-2,94	0,00	1,45
34	72	-0,13	0,94	-0,29
35	74	-1,92	-1,24	1,44
36	72	3,97	4,37	2,33
37	64	1,41	1,10	1,93
38	75	2,96	0,67	3,41
39	66	-4,03	-1,73	-3,07
40	67	-0,38	-0,31	-0,06
41	68	1,64	1,12	1,96
42	73	-4,71	1,77	2,06
43	77	-4,79	-0,58	<b>-8,79</b>
44	80	-0,65	-0,48	-1,45
45	59	0,72	1,20	1,44
46	63	-4,92	-0,85	-4,93
47	74	-2,46	-1,50	-1,17
48	74	0,65	0,74	0,65
49	67	1,81	-1,35	0,08
50	67	-1,16	0,28	2,80

**tabulka č. 14:** odchylka vstupní dávky od referenční dávky na 2. detektoru v %

<b>pacient</b>	<b>věk</b>	<b>1. měření</b>	<b>2. měření</b>	<b>3. měření</b>
1	72	-1,61	-1,61	-2,65
2	60	1,18	-0,36	-0,09
3	45	-2,52	-0,22	-1,70
4	62	0,09	-0,33	-2,90
5	33	-0,77	-0,14	-0,56
6	48	-0,77	-0,26	-2,31
7	40	-1,45	-0,64	-1,82
8	80	-2,23	-0,06	-0,94
9	60	0,45	0,22	0,26
10	53	-1,94	-0,07	-1,64
11	59	1,55	-0,08	-0,47
12	40	1,21	-0,93	-0,28
13	59	-2,63	0,30	-2,80
14	67	1,09	-0,23	2,33
15	68	-4,46	-0,18	1,43
16	38	1,00	-0,24	
17	30	-1,32	-1,63	
18	46	3,77	4,21	
19	47			
20	33			
21	73	-0,59	0,07	-0,37
22	58	0,75	-0,34	0,34
23	65	0,96	0,27	2,05
24	67	1,34	0,15	-0,60
25	70	1,44	-0,20	-0,78
26	79	2,15	1,08	0,15
27	76	0,00	1,21	0,30
28	74	1,79	0,00	-0,27
29	74	1,67	1,08	2,06
30	71	-0,17	0,34	-0,25
31	71	3,80	1,70	4,50
32	59	0,31	-1,00	0,15
33	72	1,05	-0,27	0,17
34	72	1,94	-0,10	-0,19
35	74	0,30	1,13	0,53
36	72	-2,84	0,86	0,00
37	64	-0,27	-0,71	-0,09
38	75	-0,34	-0,17	-0,85
39	66	1,42	0,16	0,00
40	67	0,10	-0,67	-0,71
41	68	2,17	1,67	0,58
42	73	-0,33	-0,08	-0,33
43	77	3,99	-0,08	-0,38
44	80	1,50	1,70	3,20
45	59	1,62	0,77	1,08
46	63	0,89	0,24	-0,48
47	74	0,56	0,75	1,19
48	74	1,31	1,54	1,46
49	67	0,94	0,87	0,87
50	67	1,00	-0,36	0,64

tabulka č. 15: odchylka výstupní dávky od referenční dávky na 2. detektoru v %

pacient	věk	1. měření	2. měření	3. měření
1	72	0,11	-0,72	0,78
2	60	0,71	3,07	3,14
3	45	1,20	1,68	1,76
4	62	1,24	-0,34	1,72
5	33	2,00	-0,10	-0,62
6	48	-1,00	0,21	5,08
7	40	-0,37	-0,79	0,53
8	80	2,94	4,31	-0,50
9	60	3,47	1,67	3,47
10	53	0,12	4,53	4,71
11	59	-1,33	-1,73	3,80
12	40	-4,92	0,12	<b>-7,71</b>
13	59	1,50	1,22	-1,17
14	67	-4,19	-0,90	-4,43
15	68	0,60	2,20	1,87
16	38	1,00	-0,24	
17	30	-1,32	-1,63	
18	46	3,50	4,21	
19	47			
20	33			
21	73	1,89	0,72	-1,78
22	58	-2,13	1,06	-1,94
23	65	-1,63	-0,53	-4,11
24	67	-0,78	0,78	1,00
25	70	-3,00	-0,56	-1,11
26	79	1,22	-2,00	-0,11
27	76	3,76	-0,53	3,35
28	74	-4,92	-3,67	-3,27
29	74	1,69	-2,25	-0,31
30	71	-1,50	-2,00	-0,72
31	71	-1,83	-1,17	-3,90
32	59	1,17	2,78	1,67
33	72	-1,19	1,38	-0,81
34	72	-3,81	-2,63	-0,44
35	74	-1,44	1,39	4,80
36	72	<b>-7,78</b>	0,00	-0,33
37	64	-4,90	-0,80	-3,87
38	75	-1,50	-1,86	-1,93
39	66	<b>-6,32</b>	-0,47	-1,21
40	67	-3,05	4,95	2,84
41	68	0,56	0,78	0,72
42	73	-2,00	-2,23	0,08
43	77	-1,84	-1,53	0,26
44	80	-1,25	-1,50	-1,00
45	59	2,31	2,19	2,00
46	63	1,88	1,56	1,31
47	74	0,90	0,43	-0,71
48	74	-1,22	-0,56	1,72
49	67	1,53	-1,65	0,00
50	67	-1,71	-2,06	-3,59

## 5. DISKUSE

Cílem praktické části bakalářské práce bylo přezkoumat možnost použití in vivo dozimetrie jako programu zajištění kvality na oddělení radioterapie.

Program in vivo dozimetrie je s patřičným vysvětlením a zaučením radiologických asistentů možné nastavit pro běžnou kontrolu kvality. Během prvního či druhého ozáření je nastavena procedura in vivo dozimetrie u vybraných pacientů, lokalit a technik.

Vybraní pacienti jsou periodicky kontrolováni jednou týdně.

Při vyhodnocení jednotlivých měření byl zaznamenán určitý výskyt větších odchylek od referenčních dávek. Z výsledků je patrné, že došlo k chybnému měření celkem pětkrát z celkového počtu měření. Tato chyba nastala ve dvou případech kvůli špatnému připevnění detektoru, ve třech případech k nesprávnému umístění detektoru.

Celkový výsledek in vivo dozimetrie při ca prostaty bylo dodání dávky v průměrné odchylce 1,35 % při ca rekta 1,64 % a u seminomu 1,48 %.

Výsledky této práce ukazují, že pro vyžadovanou vysokou přesnost v dodání požadované dávky pro pacienty léčené konformními radioterapeutickými technikami, je rutinní in vivo dozimetrie prospěšná.

Díky in vivo dozimetrii můžou být vysledovány a následně korigovány náhodné i systematické chyby ve výpočtu dávky či dodání dávky.

Bez in vivo dozimetrie je vyšší možnost výskytu chyb z důvodu nezachycených systematických chyb. Korekce systematických chyb, které byly objeveny pomocí in vivo dozimetrie, můžou vést ke zlepšení celkové přesnosti další léčby.

K uskutečnění přesné in vivo dozimetrie musí být splněno několik požadavků: stabilní a přesný měřicí systém, kalibrační faktory diod, korekční faktory, které musí být měřené periodicky.

Selhání procesu kontroly kvality (QC) může být přítomno buď na úrovni oddělení, to vede k systematickým chybám pro všechny pacienty, nebo na individuální úrovni. Systematické chyby jsou typické v kalibračních faktorech diod či korekčních faktorech (vynecháním potřebných korekčních faktorů). Také můžou vzniknout chybnou kalkulací vstupní dávky. V závislosti na činnostech oddělení můžou

systematické odchylky v QC procesu zvýšit pracovní zatížení od možného startu hledání „reálné“ dozimetrické chyby nebo od možného požadavku nového měření k vyloučení jiných „individuálních“ chyb v QC postupu.

Individuální chyby v QC pro vstupní dávku jsou hlavně následující:

- špatná kalkulace očekávaného signálu diody ze vstupní dávky (použitím špatného kalibračního faktoru, korekčních faktorů)
- špatný záznam
- chybný výběr nebo záznam měřeného in vivo signálu
- špatná pozice detektoru (není na centrálním paprsku, nebo je umístěn příliš blízko strmého spádu dávky)
- špatná fixace detektoru

Huyskens (2001) srovnává používání in vivo dozimetrie na pracovištích v Leuvenu (Belgie), Barceloně (Španělsko), Nancy (Francie), Kodani (Dánsko), Amsterdamu (Nizozemí), Milánu (Itálie), Edinburghu (Velká Británie) [10].

Ve většině případů používají měření vstupní dávky na kůži pacienta u různých technik záření, především však v podobných případech jako ve FTN. V některých případech taky výstupní dávku. Korekční faktory jsou vesměs stejná nebo podobná (SSD, velikost pole, modifikátory). Toleranční a zásahové úrovně pro fotonový svazek 6MV používají především na úrovni 5 %. Na pracovišti v Amsterdamu používají navíc toleranční úroveň 2,5 % pro konformní ozařování prostaty.

Při překročení toleranční úrovně se používají následující akce: okamžitá kontrola parametrů léčby (MU, geometrie pole, poloha pacienta, pohyb diody), kontrola všech parametrů léčby, verifikace výpočtu MU, kontrola QC procesu (výpočet očekávané dávky, poloha diody, praktické problémy), opakování měření, záznam léčby.



## 6. ZÁVĚR

Úkolem in vivo dozimetrie je nezávislá verifikace aplikované dávky záření a srovnání s dávkou plánovanou a také slouží pro zjištění chyb při aplikaci ozařovacího plánu.

In vivo dozimetrie jako procedura zajištění kvality (QA) je vhodnou metodou ke kontrole celkového systému léčby.

V této práci bylo provedeno měření dávek, které se ukázalo jako vyhovující. Stanovené všeobecné odchylky pro vstupní a výstupní dávky 3 % byly prokazatelně dodrženy.

Stanovená hypotéza v této práci byla dodržena pro vstupní dávku, jejíž průměrná absolutní odchylka činí 1,02 %. V případě výstupní dávky činí průměrná absolutní odchylka 1,88 %, což splňuje všeobecně stanovenou odchylku 3 %.

Pro jednotlivé diagnózy byl zjištěn celkový výsledek in vivo dozimetrie při ca prostaty v průměrné odchylce 1,35 %, při ca rekta 1,64 % a u seminomu 1,48 %, což koresponduje s všeobecně stanovenými odchylkami.

Kontrola vstupní dávky poskytuje informaci o nastavení pacienta, výpočtu monitorovacích jednotek nebo času ozáření.

Pečlivým prováděním těchto měření lze odhalit jak systémové chyby při léčbě, tak i chyby náhodné. Zavedení alespoň jednoduché úrovně in vivo dozimetrie se proto doporučuje jako prostředek k zajištění kvality.

Tuto práci je možné prezentovat na odborných radiologicko-onkologických seminářích a pracovištích nebo publikovat v odborné literatuře. Rovněž je možné využití při tvorbě místních standardů a doporučení na pracovišti.

## 7. SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

[1] Kuna, P., Navrátil L. *Klinická radiobiologie*. 1.vyd. Praha: Manus, 2005. 222 s. ISBN 80-86571-09-2.

[2] Spurný, V., Šlampa, P. *Moderní radioterapeutické metody*. Brno: Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 1999. 118 s. ISBN 80-7013-267-1.

[3] Šlampa, P., Petera, J. *Radiační onkologie*. 1. vyd. Praha: Galén, 2007. č. XVII, s. 457. ISBN 978-80-7262-469-0.

[4] Singer, J. *Dozimetrie ionizujícího záření*. 1.vyd. České Budějovice: Jihočeská univerzita. Zdravotně sociální fakulta, 2005. 67 s. ISBN 80-7040-752-2.

[5] Zámečník, J, Jiří. *Radioterapie : Učebnice pro střední zdravotnické školy . 2. vyd .* Praha : Avicenum , 1990 . 476 s. . ISBN 80-201-0051-2

[6] Van Dam, J., M., G. *Methods for in vivo dosimetry in external radiotherapy*. 2.edition. Brussels: ESTRO, 2006.

[7] Mayles W., P., et al. *Treatment Verification and In Vivo Dosimetry*. Radiotherapy Physics in Practice. 2.edition. Oxford: University Press, 2000. ISBN 0-192628-X.

[8] Voordeckers, M., et al. *The implementation of in vivo dosimetry in a small radiotherapy department*. Radiother and Oncol, 1998. č. 47, s. 45-48.

[9] Lanson, J., H., et al. *In vivo dosimetry during conformal radiotherapy: Requirements for and findings of a routine procedure*. Radiother and Oncol, roč. 1999. 52, s. 51-59.

[10] Huyskens, D., P. *Practical guidelines for implementation of in vivo dosimetry with diodes in external radiotherapy with proton beams*. Brussels: ESTRO, 2001. ISBN 90-804532-3.

[11] Meijer, G., J. et al. *Accurate in vivo dosimetry of a randomized trial of prostate cancer irradiation*. Radiother Oncol Biol Phys, 2001. č. 49, s. 1409-1418.

**Internetové zdroje:**

[12] Dostupné manuály k dozimetrii firmy PTW /online/, /cit.28.4.2010/. Dostupné na: [http://ptw.de/radiation\\_therapy.html](http://ptw.de/radiation_therapy.html)

[13] Česká onkologická společnost /online/, /cit.28.4.2010/. Dostupné na: <http://www.linkos.cz/>

[14] Systém AstroNuklFyzika /online/, /cit. 28.4.2010/. Dostupné na: <http://astronuklfyzika.cz/index.htm>

## **8. KLÍČOVÁ SLOVA**

in vivo dozimetrie

ionizační dozimetrie

polovodičové detektory

radioterapie

termoluminiscenční dozimetrie

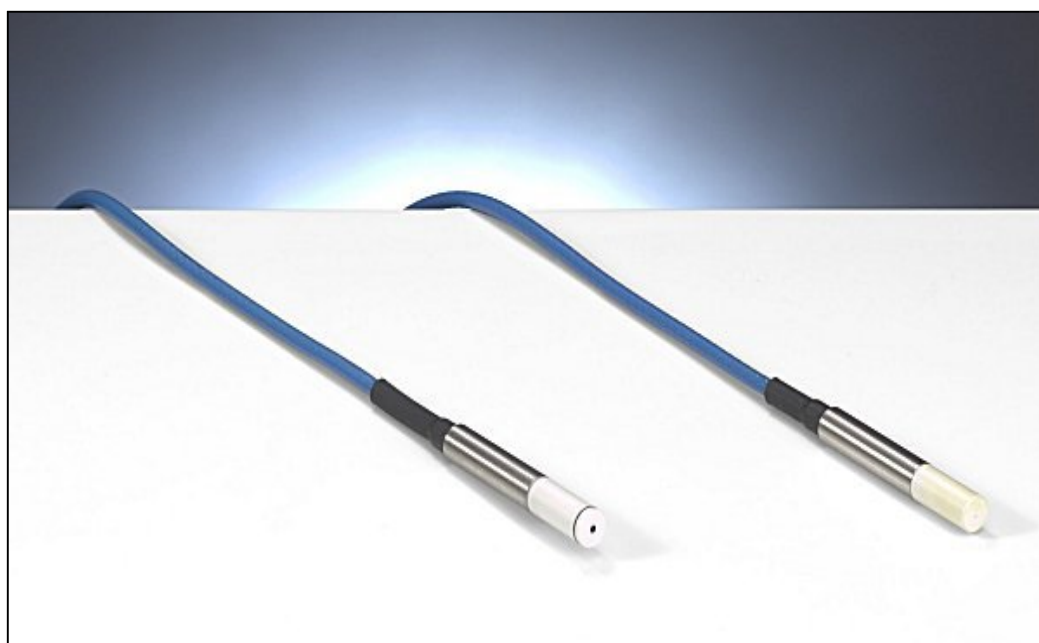
verifikace dávky

## 9. PŘÍLOHY

- Příloha 1           obrázek    Polovodičové detektory – ilustrační foto
- Příloha 2           obrázek    Elektrometr Multidos
- Příloha 3           obrázek    Fixace detektorů na pacientovi
- Příloha 4           obrázek    Program VivoSoft, firma PTW

Příloha 1

Polovodičové detektory

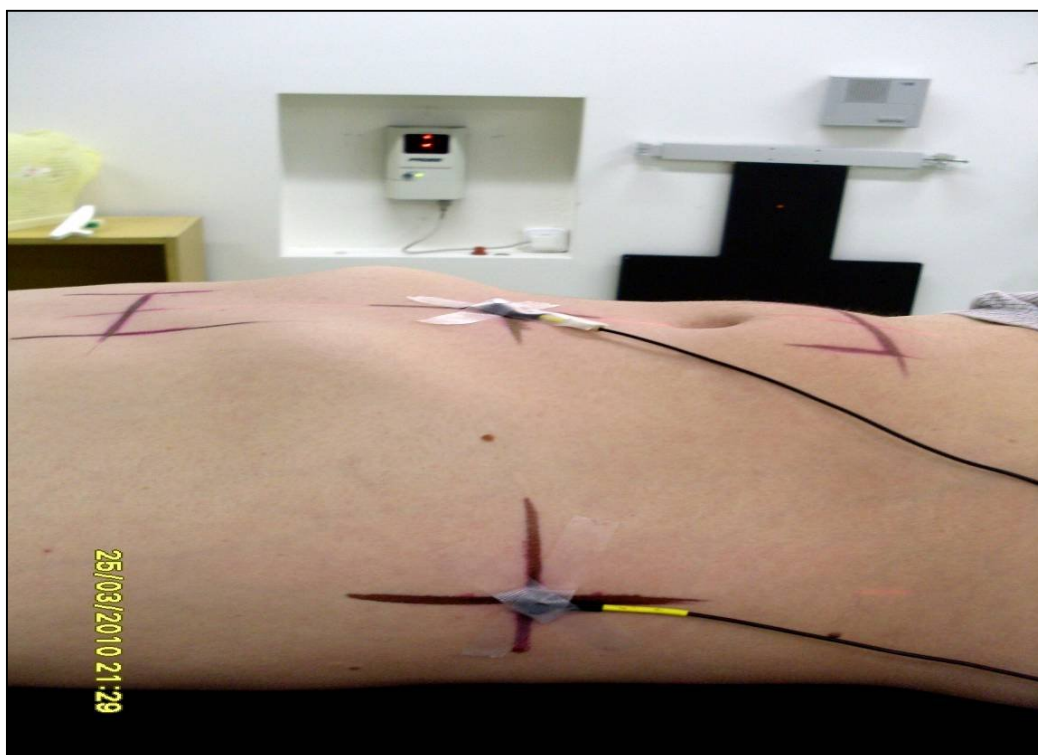


Elektrometr Multidos



Příloha 3

Fixace detektorů na pacientovi





# Příloha 4

## Program VivoSoft, firma PTW

