

Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích
Zdravotně sociální fakulta

In vivo dozimetrie při radioterapii elektronovými svazky

Bakalářská práce

Obor: Radiologický asistent

Autor: Andrea Řeháková

Vedoucí práce: Ing. Alena Chourová

Datum odevzdání: 3.5. 2010

Abstract: **In vivo dosimetry in electron beam radiotherapy**

Key words: *Electron field, in vivo dosimetry, in vivo semiconductor diodes, VivoSoft software.*

The theoretical part deals with general description of dosimetry, its physical parameters, types, calibration, calibration factors and quality protection systems together with setting an absorbed dose and choosing a programme suitable to measure it.

The research part is aimed at verifying dosimetry parameters of diodes presented by the PTW Freiburg and valid in standard conditions. Next I analysed a dose calibration of diodes, prepared a measurement procedure, accomplished the measurement in patients and finally processed it statically. That led to making a scheme for placing detectors on a patient and introducing methods to be used while measuring electron fields in patients in the Department of Oncology of the Hospital in České Budějovice.

The hypothesis assumed that maximum deviation of an electron field can be $\pm 7\%$, was proved.

Prohlášení:

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci na téma In vivo dozimetrie při radioterapii elektronovými svazky jsem vypracovala samostatně pouze s použitím pramenů a literatury uvedených v seznamu citované literatury.

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

V Českých Budějovicích 3.5. 2010

.....
Andrea Řeháková

Poděkování:

Ráda bych chtěla poděkovat své vedoucí práce Ing. Aleně Chourové (Studynkové) za všechny cenné připomínky a rady, za strávený čas pro získání výsledků, pevné nervy a pomoc při zpracování práce.

Dále bych ráda poděkovala RNDr. Petru Berkovskému za spolupráci a pomoc při konečné úpravě práce.

A také tímto děkuji své rodině za trpělivost a psychickou podporu.

OBSAH

ÚVOD	7
1. SOUČASNÝ STAV	8
1.1 Dozimetry ionizujícího záření	8
1.2 Vlastnosti dozimetrů	9
1.2.1 Reprodukovatelnost a přesnost	9
1.2.2 Linearita	9
1.2.3 Energetická závislost	9
1.2.4 Směrová závislost	10
1.2.5 Prostorové rozlišení	10
1.3 Druhy dozimetrů ionizujícího záření	10
1.3.1 Ionizační komory	10
1.3.2 Filmový dozimetry	11
1.3.2.1 Radiografický film	11
1.3.2.2 Radiochromatický film	12
1.3.3 Luminiscenční dozimetry	12
1.3.4 Termoluminiscenční dozimetry - TLD	12
1.3.5 MOSFET dozimetrické systémy	13
1.3.6 In vivo dozimetrie	14
1.3.6.1 In vivo diody	14
1.3.6.2 Křemíkové diody	15
1.4 Kalibrační postupy	18
1.4.1 Ověření před použitím	18
1.4.2 Kalibrace fotonových a elektronových svazků	18
1.4.2.1 Kalorimetrie	19
1.4.2.2 Ionizační komory	19
1.4.3 Kalibrace diody pro měření vstupní dávky	19
1.4.4 Kalibrace	20
1.4.4.1 Kalibrace pro elektronové záření	21
1.4.4.2 Kalibrace in vivo polovodičové diody pro měření dávky v rizikových orgánech	21
1.4.4.3 Stanovení korekčních faktorů	21
1.5 Zabezpečení jakosti v radioterapii	22
1.5.1 Kvalita jakosti v radioterapii	22
1.5.2 Řízení jakosti	23
1.5.3 Kvalita standardů	23
1.5.4 Potřeba zabezpečení jakosti v radioterapii	23
1.5.5 Požadavky na přesnost v radioterapii	24
1.5.6 Nehody v radioterapii	25
1.5.7 Řízení programu zabezpečení jakosti	25
1.5.7.1 Multidisciplinární tým	25
1.5.8 Systém jakosti – komplexní programu zabezpečení jakosti	26
1.5.9 Program zabezpečení jakosti pro zařízení	27

1.5.10	Program zabezpečení jakosti pro diody	27
1.5.10.1	In vivo měření dávky	27
1.5.10.2	In vivo techniky měření dávky	28
2.	CÍL PRÁCE A HYPOTÉZY	29
2.1	Cíl práce	29
2.2	Hypotéza	29
3.	METODIKA	30
3.1	Závislost na dávkovém příkonu	33
3.2	Závislost na dávce	34
3.3	Závislost na úhlu gantry	34
3.4	Reprodukovatelnost	34
3.5	Dávková kalibrace diod	35
3.6	Metodika měření dávky při ozařování elektronovým svazkem	35
3.7	Metodika pro provedení dávkové kalibrace	40
3.8	Metodika pro vytvoření ozařovací techniky	42
3.9	Metodika pro zadání diody do programu	43
4.	VÝSLEDKY	45
4.1	Závislost na dávkovém příkonu	45
4.2	Závislost na dávce	46
4.3	Závislost na úhlu gantry	48
4.4	Reprodukovatelnost	50
4.5	Kalibrace diod	52
5.	DISKUZE	54
6.	ZÁVĚR	57
7.	KLÍČOVÁ SLOVA	58
8.	SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ	59
9.	PŘÍLOHY	61

ÚVOD

Radioterapie je jedna z nejmocnějších zbraní pro efektivní boj proti rakovinnému onemocnění. Léčebné metody a zařízení byly vyvinuty a budou se neustále vyvíjet dopředu.

Dozimetrie a postupy pro zajištění kvality jsou nezbytné pro radioterapii a zabráňují nechtěnému ozáření. In vivo dozimetrie se užívá v radioterapii při ozařování vysokoenergetickým, fotonovým nebo elektronovým svazkem. Provádění in vivo dozimetrie v průběhu léčby zářením je důležité proto, aby bylo možné měřením kontrolovat shodu plánované a realizované dávky.

V programu zabezpečení jakosti na onkologickém oddělení Nemocnice České Budějovice a. s. je uvedeno, že in vivo dozimetrie by měla být prováděna i při technikách využívající elektronová pole. Doposud však tato technika na onkologickém oddělení nebyla zavedena.

V této bakalářské práci se zmiňuji obecně o dozimetrii a jejím dělení, vlastnostech dozimetrů, jejich kalibraci a jaké nastavení je třeba pro získání dat.

Mým úkolem, kterým se zabývám v této práci, je zavést metodiku pro naměřené dávky u pacienta pomocí polovodičových diod při ozařování elektronovým svazkem. Dalším cílem je vytvořit schéma pro pracovníky onkologického oddělení Nemocnice České Budějovice a. s., aby podle tohoto schématu mohli měření provádět.

U fotonů je maximální odchylka 7 %. Otázkou je, zda maximální odchylka je u elektronových polí také ± 7 %.

Další z důvodů, proč jsem si vybrala toto téma, že dosud nebylo v českém jazyce podrobně zpracováno.

1. SOUČASNÝ STAV

1.1 Dozimetry ionizujícího záření

Dozimetr ionizujícího záření je přístroj nebo systém, který vyhodnocuje přímo nebo nepřímo veličiny charakterizující ionizující záření - expozici, kermu, absorbovanou dávku nebo ekvivalentní dávku, jejich četnosti nebo další související veličiny. Měření dozimetrických veličin je proces stanovení hodnoty (kvantity) dozimetrickým systémem. Výsledkem měření je hodnota dozimetrické veličiny vyjádřena jako součin číselné hodnoty a příslušné jednotky. Funkce radiačního dozimetru musí mít alespoň jednu fyzikální vlastnost, která je funkcí měřené dozimetrické veličiny, jež mohou být s vlastní kalibrací použity pro radiační dozimetrii.

Dozimetry musí vykazovat několik žádoucích vlastností. Například v radioterapii je důležitá přesná znalost absorbované dávky pro vodu v daném místě a jejího prostorového rozložení, stejně jako možnost určení dávky na daný orgán pacienta. Tyto vlastnosti dozimetru budou charakterizovány přesností, linearitou odečtu v závislosti na dávce nebo dávkovém příkonu, energetickou závislostí odezvy, směrovým a prostorovým rozlišením. Je zřejmé, že ne všechny dozimetry mohou uspokojit všechny požadované vlastnosti. Proto výběr dozimetrů ionizujícího záření musíme brát s rozvahou. V úvahu se berou požadavky na použití dozimetrů, například v radioterapii jsou ionizační komory doporučené pro kalibraci svazku a neměly by se používat na měření pacienta. ^[3]

1.2 Vlastnosti dozimetrů

1.2.1 Reprodukovatelnost a přesnost

Měření dozimetry se v radioterapii často vyjadřuje z hlediska reprodukovatelnosti a přesnosti. Reprodukovatelnost dozimetrie specifikuje měření za podobných podmínek a lze ji odhadnout z údajů získaných v opakovaných měřeních. Vysoká reprodukovatelnost je spojena s malou směrodatnou odchylkou z rozdělení výsledků měření. Přesnost dozimetrie je dána blízkostí naměřených hodnot „skutečným hodnotám“ měřené kvantity. Výsledky měření nemohou být naprosto přesné a nepřesnosti výsledku jsou charakterizovány jako „nejistota“. [3]

1.2.2 Linearita

Ideálně je odečet dozimetru M přímo úměrný dozimetrické kvantitě Q . Nicméně od určité dávky tomu tak není. Lineární rozsah a nelineární chování závisí na typu dozimetru a jeho fyzikálních vlastnostech. [3]

1.2.3 Energetická závislost

Dozimetrické systémy jsou kalibrovány ve stanovené kvalitě svazku záření, ale jsou používány na mnohem širší energetické spektrum. Proto je třeba na tuto změnu provést korekci. V ideálním případě by měl být systém kalibrace nezávislý na energii v určitém rozsahu. [3]

1.2.4 Směrová závislost

Dozimetry obvykle vykazují směrovou závislost odezvy na směr dopadajícího záření. I dozimetry stejného typu mohou vykazovat různou směrovou závislost vyplývající z konstrukčního provedení. Směrová závislost je důležitá v in vivo dozimetrii při použití polovodičových dozimetrů. ^[3]

1.2.5 Prostorové rozlišení

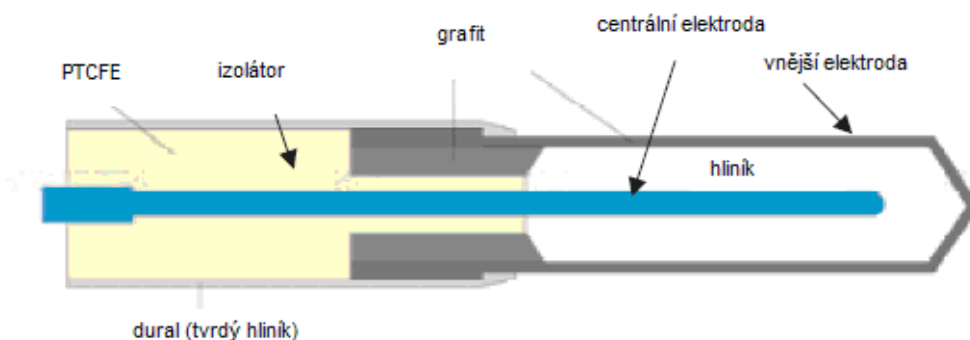
Dávka je bodová veličina, a proto by měl dozimetr umožnit její určení ve velmi malém objemu (tj. je potřeba „bodového dozimetru“ pro charakteristiku dávky v bodě). Pozice bodu, kde je dávka určena, by měla být definována v souřadnicovém systému. ^[3]

1.3 Druhy dozimetrů ionizujícího záření

1.3.1 Ionizační komory

Ke stanovení dávky v radioterapii a diagnostické radiologii se používají ionizační komory. Stanovení dávky v referenčních ozařovacích podmínkách se také nazývá kalibrace svazku. Ionizační komory se objevují v různých tvarech a velikostech, ale všechny obecně mají následující vlastnosti:

- ionizační komora je dutina plněna plynem, je obklopena vnější stěnou a má centrální sběrovou elektrodu (obr. č. 1). Stěna a sběrná elektroda jsou od sebe odděleny kvalitním izolátorem pro snížení úniku proudu při použití polarizačního napětí na komoru.



Obr. č. 1: Základní konstrukce ionizační komory [Podgorsak, E. B., *Radiation Oncology Physics: A handbook for Teachers and Students*, Vienna 2005].

- měření s otevřenými ionizačními komorami vyžaduje korekci na teplotu a tlak, protože množství náboje v objemu komory je závislé na hustotě plynu.

Existují různé typy ionizačních komor například cylindrické (náprstkový typ), planparalelní, komory využívané v brachyterapii, extrapolační komory. ^[3]

1.3.2 *Filmový dozimetry*

1.3.2.1 Radiografický film

Radiografický film má několik důležitých funkcí v diagnostické radiologii, radioterapii a v radiační ochraně. Může sloužit jako detektor záření, relativní dozimetr, zobrazovací a archivní médium.

Neexponovaný film se skládá z tenkého plastu s radiosezivní emulzí (AgBr). Typické aplikace radiografických filmů v radioterapii jsou kvalitativní a kvantitativní měření, včetně dozimetrie elektronového svazku, kontroly kvality radioterapeutických přístrojů, verifikace léčebných technik v různých fantomech a portálového zobrazování.

[3]

1.3.2.2 Radiochromatický film

Radiochromatický film je nový typ materiálu pro filmovou dozimetrii v radioterapii. Tento film obsahuje speciální barvivo, které polymerizuje při ozáření.

Dozimetrie s radiochromatickými filmy má několik výhod oproti radiografickým filmům, jako je jednoduchost používání, odstranění potřeby fotokomory, filmových kazet a zpracování filmového materiálu, lepší energetické vlastnosti a necitlivost na okolní podmínky. Mají však menší citlivost než radiografické filmy a jsou použitelné při vyšších dávkách. ^[3]

1.3.3 *Luminiscenční dozimetry*

Některé materiály při absorpci záření zadržují část z absorbované energie v metastatických (nestabilních) stavech. Následné uvolnění této energie ve formě ultrafialového, viditelného nebo infračerveného světla se nazývá luminiscencí. Jsou známé dva typy luminiscence, fosforescence a fluorescence. Typ závisí na časovém zpoždění mezi stimulací a emisí světla. K fluorescenci dojde v časovém zpoždění mezi 10^{-10} až 10^{-8} s; k fosforescenci dojde s časovým zpožděním přesahujícím 10^{-8} s. Proces fosforescence může být urychlen vhodnou excitací, například ve formě tepla a světla. ^[3]

1.3.4 *Termoluminiscenční dozimetry - TLD*

Pokud je vyvolávací příčinou teplo, jev je známý jako termoluminiscence a materiál se nazývá termoluminiscenční. Termoluminiscenční materiály lze použít pro účely dozimetrie. ^[3] V těchto látkách při ozáření ionizujícím zářením dochází ke vzniku párů elektron – díra a záchytu uvolněných elektronů v poruchách mřížky látky, v tzv. elektronových pastích. Elektron zde zůstává tak dlouho, dokud nezíská dostatečnou energii k svému uvolnění z pasti. Velikost energie závisí na hloubce elektronové pasti. Energie se dodává v tomto případě prostřednictvím tepla. Při ohřevu roste kinetická

energie tepelného pohybu elektronů a tedy i pravděpodobnost jejich uvolnění. Dochází k rekombinaci elektronů a děr a přebytečná energie je vyzářena v podobě viditelných nebo ultrafialových fotonů. Počet zachycených elektronů je do určité míry úměrný množství energie ionizujícího záření, kterou TL látka absorbuje.

Závislost světelného toku na teplotě TL materiálu vyjadřuje vyhřívací křivka. Vyhřívací křivka je složitým proložením dílčích průběhů pro jednotlivé pasti. Křivky různých TL materiálů se liší od sebe teplotou maxima i počtem těchto maxim. Počet pastí závisí na počtu mřížkových defektů, na druhu a množství atomů nečistot a na dřívějším tepelném zpracování materiálu. Každá látka má ve své křivce jedno hlavní maximum, které se označuje jako dozimetrický pík.^[7]

1.3.5 MOSFET dozimetrické systémy

MOSFET [= **M**etal **O**xid **S**emiconductor **F**ield **E**ffect **T**ranzistor] je polovodičový prvek využívající k řízení napětí přivedené na řídicí elektrodu oddělenou (izolovanou) vrstvou kysličníku kovu. Oproti tomu druhý typ tranzistoru řízeného elektrickým polem je tzv. tranzistor **J-FET** [= **J**unction **F**ield **E**ffect **T**ransistor], který má řídicí elektrodu oddělenou polovodičovým přechodem.

MOSFET vytváří miniaturní křemíkový detektor, který má výborné prostorové rozlišení a nabízí velmi malý útlum svazku vzhledem ke své malé velikosti, což je užitečné obvykle pro in vivo dozimetrii. MOSFET detektory jsou založeny na měření prahového napětí, které je lineární funkcí z absorbované dávky. Ionizující záření proniká oxidem, generuje náboj, který je trvale v pasti, což způsobuje změnu prahového napětí. Integrovaná dávka může být měřena v průběhu nebo po ozáření. MOSFET vyžaduje připojení ke spádu napětí během ozařování. Mají omezenou životnost.

MOSFET byly v provozu v posledních letech v radioterapii v různých aplikacích jako pro in vivo a fantom měření dávky, pro ověření pacientovi dávky, brachyterapii, TBI, IMRT, peroperační radioterapii a radiochirurgii.^[3]

1.3.6 *In vivo dozimetrie*

In vivo dozimetrie v radioterapii se používá ke zjištění velikosti dávky záření přímo na těle pacienta. V in vivo dozimetrii lze provést měření pomocí TLD nebo polovodičových diod. Hlavní výhodou polovodičových diod je „online“ odečítání. Práce s polovodičovými diodami oproti TLD dozimetřům je jednodušší. [3]

1.3.6.1 In vivo diody

In vivo diody se používají pro měření relativní dávky ve vysokoenergetických, fotonových a elektronových polích. Jde o polovodičové diody, které se připojí k vhodnému elektroměru. Vyznačují se vysokou citlivostí, odolností a malými rozměry. Je možné je okamžitě odečítat, jejich provoz je velmi jednoduchý.

Citlivost detektoru závisí na životnosti nosičů náboje a tedy i na množství rekombinačních center krystalu, které je určeno typem diody, stupni obohacení a akumulovanou dávkou. Protože záření vyvolá vznik rekombinačních center v mřížce, bude citlivost klesat s akumulovanou dávkou.

K získání výsledné hodnoty je třeba provádět korekci teploty, dávkového příkonu, velikosti pole, SSD (tj. vzdálenosti zdroje od kůže), bloků, klínů, energie, akumulované dávky i orientace.

Závislost vstupní dávky (tj. maximální dávka v hloubce uvnitř fantomu nebo pacienta) závisí na geometrických parametrech jako SSD; velikost pole a přítomnost klínů a bloků se bude nesprávně projevit změnou signálu.

V důsledku těchto vlivů závisí skutečné vstupní dávky na geometrických parametrech jako SSD; velikosti pole a přítomnosti klínů a bloků se bude projevit změnou odezvy. Proto je třeba stanovit příslušné korekční koeficienty.

Dioda by měla být připojena k elektroměru s nízkou vstupní impedancí a malým ofsetem. Proud diody generovaný z jiných zdrojů než ze záření je považován za unikající a není žádoucí. Unikající proud by měl být v ideálním případě nulový.

Unikající proud roste s teplotou a akumulovanou dávkou, protože vlivem ozáření vznikají v diodě vady.

Existuje řada elektroměrů pro in vivo dozimetrii. Nejjednodušší typ elektroměru poskytuje 5 až 10 kanálů pro manuální nastavení vstupního signálu a vynulování pro každý kanál. Tento typ elektroměru povoluje pouze jedno nastavení pro každý kanál, zatímco ty složitější nabízí kalibrace samostatných souborů a oprav s automatickým výpočtem, ukládáním údajů a kompenzací nuly. Jeden detektor může být kalibrován pro použití v několika různých ozařovacích podmínkách. Pokročilé systémy mají schopnost uložit všechny kalibrační a korekční faktory pro každou diodu v provozu. ^[2]

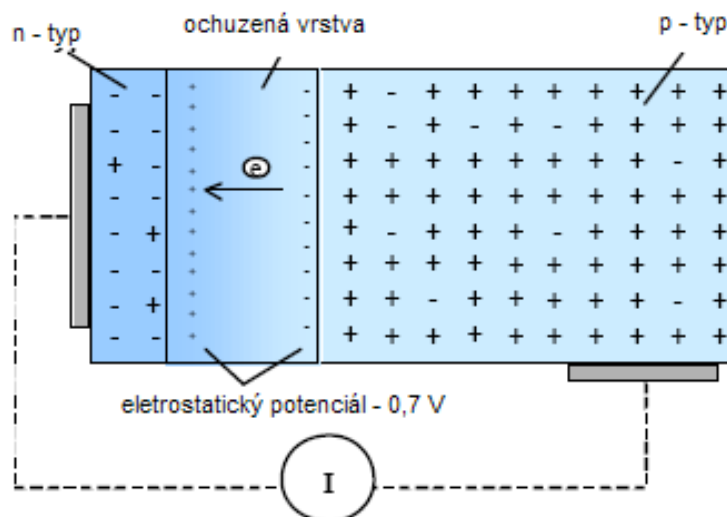
Polovodičové detektory jsou užitečné zejména pro měření fantomů, například pro malá pole používaná ve stereotaktické radiochirurgii nebo pro vysoký spád dávky v oblastech, jako je oblast polostínu. Jsou také často používané pro měření hloubkových dávek v elektronových svazcích. Pro použití snímkovacích zařízení svazku ve vodních fantomech jsou diody balené ve vodě odolných pouzdrech. ^[3]

1.3.6.2 Křemíkové diody

Křemíkové diody mohou být buď n- nebo p- typu. Každý typ se chová jinak, protože jejich menšinové nosiče jsou díry nebo elektrony (obr. č. 2). Oba typy jsou komerčně dostupné, ale p-Si typ je vhodný pro dozimetrii v radioterapii, neboť je méně ovlivňován radiačním poškozením a má mnohem menší temný proud.

Na hranici mezi dvěma oblastmi, jedna je p-Si typu a druhá je n-Si typu, se vytvoří oblast vyčerpání volného nosiče náboje. Když detektor pracuje s nulovým vnějším napětím, existuje potenciální rozdíl asi 0,7V. Na této vyčerpané oblasti způsobuje, že nosiče náboje vytvořené ionizujícím zářením jsou odstraněny do těla krystalu. Dioda je asymetricky dopována, tj. oblast n-Si typu je mnohem silněji dopována než oblast p-Si typu, náboj indukovaný ozářením je tvořen téměř pouze elektrony (dírami u diody n-Si typu). V důsledku defektů v krystalové mřížce jsou některé elektrony zachyceny a nebudou tedy přispívat k signálu diody. Dioda n-Si typu je více ovlivněna těmito rekombinacemi, díry jsou snadněji zachyceny v pasti než

elektrony. Záření produkuje pár elektron - díra v těle dozimetru včetně ochuzené vrstvy. Náboje produkované v těle dozimetru v rozmezí difuzní délky difundují do ochuzené oblasti. Jsou přeneseny přes ochuzenou oblast působením elektrického pole tvořeného vnitřním potenciálem. Tímto způsobem je vytvořen proud diody v opačném směru. ^[2]

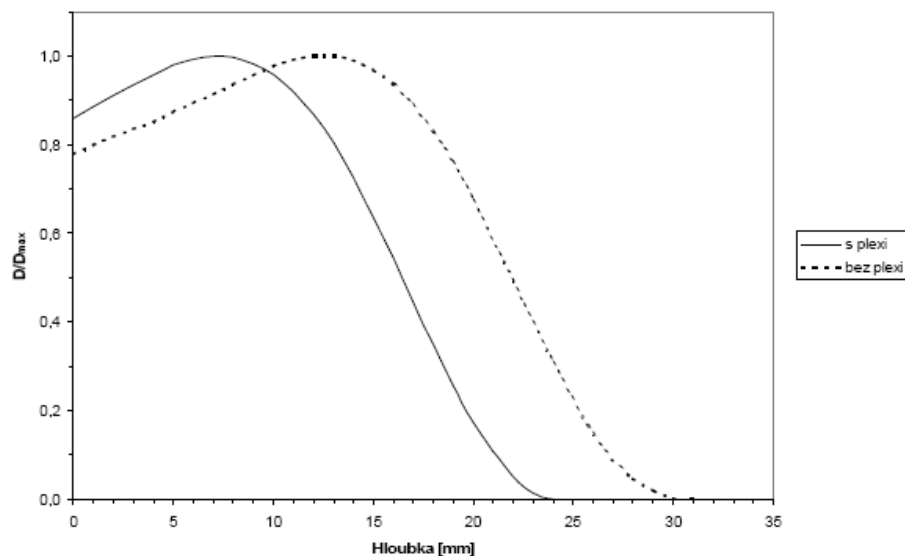


Obr. č. 2: Schéma křemíkové diody p – typu

[Huyskens, D.P., *Physics for clinical radiotherapy booklet* vol. 5, Brussels 2001].

Diody jsou citlivější a menší než typické ionizační komory. Jsou to relativní dozimetry a neměly by být použity pro kalibraci svazku, protože jejich citlivost se mění při opakovaném použití. Dochází zde k radiačnímu poškození. ^[3]

Diody jsou široce používány v rutinní in vivo dozimetrii na pacientech pro měření dávky. Tím, jak prochází primární záření jednotlivými vrstvami tkáně pod ozařovaným povrchem, přibývá sekundárních elektronů a narůstá ionizace, tedy i množství předané energie. V určitém bodě dojde k dosažení maxima a dále do hloubky záření ubývá díky absorpci a divergenci svazku. Tato oblast narůstání dávky pod povrchem se nazývá zóna narůstání elektronové rovnováhy - build up (obr. č. 3). ^[7]



Obr. č. 3: Hloubkové křivky při statické technice ozařování – s použitím a bez použití plexi desky [Šimonová, E., *Technické a fyzikální aspekty techniky TSEI (Total Skin Electron Irradiation) při léčbě mycosis fungoides*, České Budějovice 2009].

Pro použití v in vivo dozimetrii musí být diody kalibrovány. Je třeba určit několik kalibračních faktorů, které se používají k výpočtu dávky. Citlivost diod závisí na historii jejich ozáření (se stoupající dávkou klesá citlivost), a proto musí být kalibrace pravidelně opakována. Detektor by měl být umístěn při každém ozáření na jiném místě, aby se zabránilo stínícímu efektu. Diody ukazují změnu odezvy v závislosti na

- teplotě
- dávkovém příkonu (je třeba dbát u různých zdrojů záření)
- směru vstupu záření
- energii záření ^[3]

1.4 Kalibrační postupy

1.4.1 *Ověření před použitím*

Stabilitu signálu z diody ovlivňuje například unikající proud, který by měl být kontrolován po náležité ohřívací době s diodou připojenou k elektroměru. Ve srovnání s proudem získaným pro reálné měření by měl být unikající proud zanedbatelný. Je vhodné měřit unikající proud po dobu, která je nejméně pětkrát delší než doba při klinických aplikacích. Obecný test spolehlivosti a stability zařízení před prvním použitím v klinické praxi se provádí takto: dioda umístěná v horní části kalibračního fantomu je ozářena 10 – 15krát se stejným referenčním polem. Standardní odchylka výsledných signálů by měla být do 0,5 %. Měření se opakuje v různých dnech po dobu dvou týdnů. ^[2]

1.4.2 *Kalibrace fotonových a elektronových svazků*

Moderní radioterapie se spoléhá na přesné dodání dávky do cílového objemu. ICRU [= International Commission on Radiation Units and Measurements] doporučila přesnost stanovení celkové dávky v nádorech $\pm 5\%$ na základě analýzy dat, reakce na dávku a hodnocení chyb. Doporučené přesnosti není snadné dosáhnout vzhledem k nejistotám.

Výchozí kalibrace terapeutického svazku buď na základě přímého měření dávky nebo měřením za specifických referenčních podmínek se označuje jako referenční dozimetrie. V současné době existují dva typy referenční dozimetrie: kalorimetrie a ionizační komory. ^[3]

1.4.2.1 Kalorimetrie

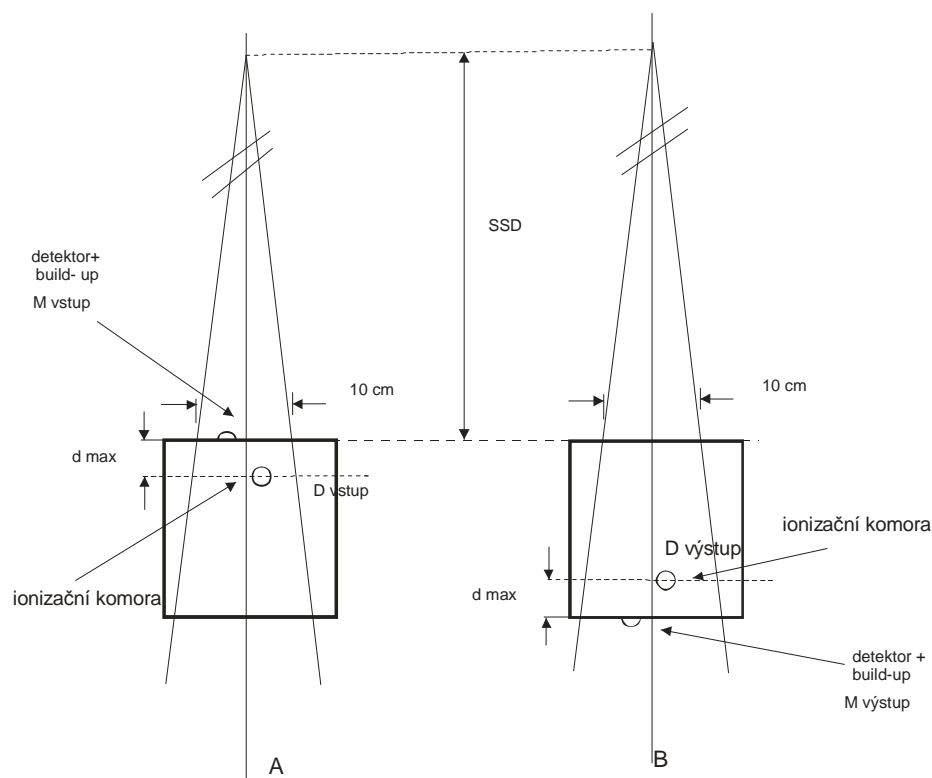
Základní metoda pro vytvoření primárního standardu absorbované dávky v referenční dozimetrii, neboť se opírá o definici dávky. Pro klinické účely nepraktická metoda. ^[3]

1.4.2.2 Ionizační komory

Nejpraktičtější a nejpoužívanější typ dozimetru pro přesné měření. Může být použit jako absolutní nebo relativní dozimetr, pro standardizační a klinická měření. Měřená dávka se stanovuje z velikosti náboje realizovaného v dutině komory na základě kalibrace komory ve známém radiačním poli v **SSDL** [= **S**ecundary **S**tandard **D**osimetric **L**aboratory]. ^[3]

1.4.3 Kalibrace diody pro měření vstupní dávky

Diodu lze kalibrovat pro měření vstupní dávky, tj. je-li dioda umístěna na kůži pacienta, změřená dávka by měla odpovídat dávce ve tkáni v hloubce dávkového maxima fotonů pro konkrétní geometrii svazku. Kalibrační postup zahrnuje především stanovení kalibračního faktoru (obr. č. 4). Tento faktor je definován jako poměr odečtu ionizační komory a odečtu diody měřených v referenční geometrii. Referenční SSD je obvykle 100 cm (pro urychlovače) a referenční pole 10 x 10 cm. Kalibrace může být provedena s jednou nebo několika diodami umístěnými do kruhu kolem středové osy. ^[6]



Obr. č. 4: Základní montáž pro stanovení výše kalibračních faktorů F_{vstup} a $F_{výstup}$ pro fotonové záření [User manual in vivo semi-conductor probe, PTW-Freiburg].

1.4.4 Kalibrace

Vstupní a výstupní dávka je stanovena polovodičovými diodami. Vstupní dávka $D_{vstupní}$ je v hloubce d_{max} , výstupní dávka $D_{výstupní}$ ve vzdálenosti d_{max} od výstupní strany.

Přímé měření těchto hodnot není u pacientů možné z důvodu, že in vivo polovodičové diody jsou připevněny na kůži. Dávka v hloubce je počítána pomocí kalibračních faktorů a naměřené hodnoty na kůži.

Kalibrační faktor je definován jako podíl dávky, který se měří s ionizační komorou na deskovém fantomu v hloubce d_{max} a signál z polovodičové diody, která je měřena na povrchu deskového fantomu.

Stanovení kalibračního faktoru má být provedeno za referenčních podmínek (SSD = 100 cm, velikost pole 10 x 10 cm, pokojová teplota). Odchytky od těchto podmínek musí být vzaty v úvahu korekčními faktory. ^[6]

1.4.4.1 Kalibrace pro elektronové záření

Stanovení *výstupní dávky* $D_{\text{výstupní}}$ není prováděno z důvodů omezeného rozsahu elektronů v materiálu fantomu. Lze stanovit pouze kalibrační faktor $F_{\text{vstupní}}$ pro vstupní dávku. ^[6]

1.4.4.2 Kalibrace in vivo polovodičové diody pro měření dávky v rizikových orgánech

Je důležité provádět kalibraci ve stejných podmínkách, v jakých je plánované použití diod. Zda se kalibrace provádí v radičním svazku nebo v oblasti rozptýleného záření, závisí od způsobu aplikace. ^[6]

1.4.4.3 Stanovení korekčních faktorů

Uživatelé mají povinnost stanovit a použít nezbytné korekční faktory. Některé z možných korekčních faktorů jsou:

- *korekční faktor pro odlišnou teplotu*: změna teploty při zachování standardních podmínek.
- *korekční faktor pro odlišné úhly*: změna úhlu gantry při zachování standardních podmínek.
- *korekční faktor pro odlišné SSD*: SSD se může měnit v klinicky relevantním rozsahu, například 75 - 110 cm při zachování standardní velikosti pole (10 x 10 cm).
- *korekční faktor pro odlišné velikosti pole*: velikost pole lze měnit od 5 x 5 cm až do 40 x 40 cm (při standardní velikosti pole 10 x 10 cm).

- *korekční faktor pro odlišnou energii*: při zachování standardních podmínek jako velikosti pole, SSD, atd. jsou diody ozářené různými energiemi.
- *korekční faktor pro modifikovaný svazek*: použití klínů, filtrů, atd.

Obecně lze říci, že korekční faktory mohou být předány jiným diodám ze stejného typu. Korekční faktory, ale musí být stanoveny individuálně pro každou diodu, pokud je požadována vysoká přesnost (tab. č. 1).^[6]

Tab. č. 1: **Technické údaje in vivo polovodičových diod**

Účinná detekční oblast	1 mm ² , kruhové
Účinné odhalování tloušťky	2,5 μm
Citlivý materiál	p- Si typ
Dávka stability	< 1% na 15 kGy (⁶⁰ Co)
Standardní délka kabelu	3 m nebo 4 m
Unikající proud	< 100 fA

[*User manual in-vivo semi-conductor probe*, PTW Freiburg].

1.5 Zabezpečení jakosti v radioterapii

Zabezpečení jakosti jsou veškerá plánovaná a systematická opatření, která poskytují adekvátní jistotu, že výrobek uspokojí dané požadavky na kvalitu (ISO 9000:1994). Zahrnují všechny příslušné postupy, činnosti a akce i všechny skupiny zaměstnanců zapojených do procesu.^[3]

1.5.1 Kvalita jakosti v radioterapii

Zabezpečení jakosti v radioterapii jsou všechny postupy, které zajišťují konzistenci od lékařského předpisu přes bezpečné plnění tohoto předpisu až po dodání předepsané dávky do cílového objemu spolu s minimálními dávkami na normální tkáň,

minimálním ozářením personálu a odpovídajícím monitorováním pacientů. Jejich cílem je určení konečného výsledku léčby. Opět je třeba zdůraznit, že zajišťování kvality v radioterapii se zabývá všemi aspekty radioterapeutického procesu a měla by zahrnovat všechny skupiny zaměstnanců, protože kvalitní činnosti jsou vzájemně závislé. ^[3]

1.5.2 Řízení jakosti

Řízení jakosti je regulační proces, pomocí kterého je hodnocena aktuální dosažená úroveň jakosti, porovnávána s existujícími standardy. Řízení je prováděno opatřeními nutnými k udržení nebo znovuzískání shody se standardy. To se týká operativních technik a činností používaných v případech:

- chceme-li ověřit, zda jsou splněny požadavky na jakost.
- chceme-li nastavit nebo upravit postupy, jestliže nejsou splněny požadavky. ^[3]

1.5.3 Kvalita standardů

Kvalita standardů je soubor přijatelných kritérií, podle nichž může být vyhodnocena kvalita z dané činnosti. Pokud nejsou k dispozici doporučené standardy, musí být místní standardy vytvořeny na základě vyhodnocení ústních požadavků. ^[3]

1.5.4 Potřeba zabezpečení jakosti v radioterapii

Hodnocení klinických požadavků v radioterapii ukazuje, že je potřebné zachovat co nejvyšší přesnost požadovaného stupně kontroly nádoru s ohledem na udržení možných komplikací na přijatelné úrovni. Postupy zabezpečení jakosti v radioterapii mohou být charakterizovány následovně:

- zabezpečení jakosti snižuje nejistoty a chyby v dozimetrii, v plánování léčby, ve výkonu zařízení, při aplikaci dávky atd. Jejím prostřednictvím je zvýšena

dozimetrická a geometrická přesnost a aplikace dávky záření. Dochází tím ke zlepšení výsledků radioterapie, zvýšení kontroly nádoru a stejně tak ke snížení komplikací a nutnosti opakování léčby.

- zajištění kvality snižuje nejen pravděpodobnost vyskytujících se nehod a chyb, ale také zvyšuje pravděpodobnost, že budou rozpoznány a opraveny dříve, než se vyskytnou, a tím se sníží jejich důsledky v léčbě pacientů. To platí nejen pro větší události, ale také pro drobné incidenty.

- zabezpečení jakosti umožňuje spolehlivé porovnání výsledků mezi různými radioterapeutickými pracovišti, zajišťuje jednodušší a přesnější dozimetrii a léčbu zářením. To je nezbytné pro klinické studie a i pro výměnu zkušeností z klinické radioterapie a komunikaci mezi pracovišti.

- inovativní technologie a komplexní léčba v moderní radioterapii mohou být plně využity pouze, pokud je dosaženo vysoké úrovně přesnosti a shody.

Cílem bezpečnosti pacientů je zajistit, aby expozice normální tkáně v průběhu radioterapie byla nejnižší, jak je jen rozumně dosažitelné (ALARA) v souladu s poskytnutím požadované dávky na **PTV** [= **P**lanning **T**arge **V**olume]. Tato snaha je součástí cíle léčby samotné. Bezpečnost pacientů je automaticky zahrnuta v systému zabezpečení jakosti léčby v radioterapii. ^[3]

1.5.5 Požadavky na přesnost v radioterapii

Klinické požadavky na přesnost jsou založeny na zjevné závislosti pravděpodobnosti kontroly nádoru (TCP) a pravděpodobnosti komplikací normální tkáně (NTCP) na dávce. Toto vyžaduje pečlivé zvažování při navrhování léčby s dobrým klinickým výsledkem. Nejistoty v realizované dávce vyústí buď ve snížení TCP nebo zvýšení NTCP, obojí však snižuje klinický výsledek. Požadavky na přesnost jsou pak definovány nejkritičtější křivkou (časně reagující tumory a normální tkáň).

Cílem programu zabezpečení jakosti je udržet jednotlivé kroky v přijatelné toleranci. Čím složitější je ozařování, tím více úrovní a podúrovní, parametrů a faktorů

je potřeba zahrnout a odpovídajícím způsobem zohlednit složitější zajišťování jakosti.
[3]

1.5.6 Nehody v radioterapii

Léčba pomocí radioterapie představuje pro pacienta dvojí nebezpečí. Zaprvé je možné selhání léčby počátečního onemocnění, pokud je nádor maligní a nakonec pro pacienta smrtící. Zadruhé existuje-li pro normální tkáň riziko z expozice zářením. Obecným problémem v radioterapii je menší dávka nebo předávkování.

Nehoda nebo administrativní chyba je v radioterapii významným problémem, jejichž výsledkem je menší dávka nebo nesprávné dávkování. V běžné radiační ochraně je obecným problémem pouze předávkování.

Rizikové rozdíly mezi předepsanou a dodanou dávkou jsou v radioterapii v běžné klinické praxi detekované ve výši 10% dávky.

Chyby se mohou vyskytnout v kterékoli fázi procesu a každý zaměstnanec musí být zapojen, aby jim bylo možné předejít. Mezi příčiny lidského chybování patří samolibost, nepozornost, nedostatek znalostí, nedostatek zdrojů a selhání v komunikaci. Lidské chyby se vždy vyskytují v jakékoli činnosti. V programu zabezpečení jakosti je důležité snížit počet výskytů chyb a jejich identifikaci, a tím minimalizovat následky. [3]

1.5.7 Řízení programu zabezpečení jakosti

1.5.7.1 Multidisciplinární tým

Každý zaměstnanec, který pracuje v radioterapii, musí mít odpovídající kvalifikaci a odpovědnost ze svou práci. Mezi členy týmu patří onkologové, fyzici radiační onkologie, technici (měření dávek pomocí dozimetrů), techničtí inženýři. [3]

1.5.8 Systém jakosti – komplexní programu zabezpečení jakosti

Systém jakosti v radioterapii se sestavuje z organizační struktury, odpovědnosti, postupů, procesů a zdrojů potřebných pro zavedení řízení jakosti. Systém jakosti v radioterapii je řídicí systém, který:

- by měl být podporován managementem oddělení, aby byla jeho práce efektivní.
- může být formálně akreditovaný (např. ISO 9000:2007).
- by měl být komplexní, jak je požadováno pro splnění cílů celkové kvality.
- musí mít jasné vymezení své působnosti a všech norem a standardů jejichž má být dosaženo.
- musí být v souladu se standardy v různých částech programu.
- vyžaduje spolupráci mezi všemi členy týmu radioterapie.
- musí obsahovat soulad se všemi právními předpisy a akreditacemi.
- vyžaduje vytvoření psaného programu zabezpečování jakosti a upřesňuje záměry a postupy ověření jakosti, testy řízení jakosti, frekvence, tolerance, zásahová kritéria, požadavky na záznamy, dokumentaci a osoby.
- musí být pravidelně přezkoumáván z hlediska provádění a vylepšování.
- vyžaduje řízení samotného systému včetně
 - odpovědnosti za ověřování jakosti a ověřování systému jakosti
 - řízení dokumentace
 - postupů ověřování provádění systému jakosti
 - ověřování funkčnosti jednotlivých částí
 - oznamování neshod a zajištění nápravných opatření
 - vytvoření pravidelné revize a kontroly provedení systému jakosti (audit systému jakosti) a jeho účinnosti (audit kvality) ^[3]

1.5.9 Program zabezpečení jakosti pro zařízení

V radioterapii jsou zahrnuta všechna zařízení od megavoltážních přístrojů pro elektrická testovací zařízení používaná k monitorování signálů v přístrojích. Tato část se zabývá hlavními položkami a systémy. Existuje mnoho souborů mezinárodních i národních doporučení, které se týkají zajištění kvality pro zařízení v radioterapii.

Program zabezpečení jakosti pro zařízení zahrnuje:

- přijímací zkoušky a uvedení do provozu pro klinické použití včetně kalibrace.
- testy, kontroly kvality, které by měly po stanovení programu formální kontroly kvality pokračovat po celou klinickou životnost zařízení.
- další kontroly kvality po každé významné opravě nebo úpravě nebo při nějakém náznaku změny ve výkonu během používání nebo během plánované preventivní údržby nebo rutinní programy kontroly kvality.
- plánované preventivní údržby programu v souladu s doporučením výrobce. ^[3]

1.5.10 Program zabezpečení jakosti pro diody

1.5.10.1 In vivo měření dávky

In vivo měření dávky lze rozdělit na měření vstupní dávky, výstupní dávky a intrakavitálního měření dávky. Měření vstupní dávky slouží ke kontrole výkonu a výsledku léčby, jakož i správnosti nastavení pacienta; měření výstupní dávky, slouží ke kontrole výpočtu dávky. Někdy je snadné určit intrakavitální dávku ve snadno dostupné dutině (ústní dutina, jícn, pochva, močový měchýř a konečník).

In vivo měření dávky slouží nejen ke kontrole dávky dodávané do cílového objemu, ale používá se i k posouzení dávky na kritické orgány (oční čočka, pohlavní žlázy, plíce během TBI) nebo v situacích, kdy je dávku obtížné předvídat.

Kombinace měření vstupní a výstupní dávky je přesnější metodou k získání cílové dávky. ^[3]

1.5.10.2 In vivo techniky měření dávky

TLD a polovodičové detektory jsou nejčastěji využívány v in vivo dozimetrii.

TLD mají tu výhodu, že jsou malé, přiměřeně rovnocenné tkáni a nejsou připojeny na měřicí zařízení s kabely a dráty. TLD mohou být kalibrovány buď samostatně nebo jako součást šarže se stejnou střední citlivostí. Je doporučeno provést kalibraci při každé sérii in vivo měření za podmínek (TLD materiál, aktuální stav zařízení). Všechny termoluminiscenční materiály trpí zeslabením signálů. S použitím stejného postupu ozařování pacientů a kalibrace, může ztráta signálu v důsledku zeslabení být snadno vzata v úvahu.

Předností diod je vysoká citlivost, použití je jednoduché. Vstupní a výstupní dávka může být určena z odezvy diody vynásobené kalibračním faktorem na absorbovanou dávku ve vodě a korekčními faktory závislými na specifických ozařovacích podmínkách. Je třeba často přehodnotit citlivost diody, například jednou za několik týdnů na zátěži diody.

Pro přesné stanovení dávky na vstupní a výstupní straně je nutné opravit rozdíly diody v závislosti na velikosti pole, zaměřit se na vzdálenost SSD, velikost pacienta, klínový filtr a teplotu. Dvě základní fyzikální vlastnosti diod jsou odpovědné za tyto korekční faktory: energetická závislost a teplotní závislost citlivosti.

Diody mohou vykazovat směrovou závislost, která souvisí s konstrukcí diody a její build-up. Vstupní a výstupní dávky jsou definovány v hloubce maximální dávky pod povrchem. In vivo detektory by měly být opatřeny vrstvou build-up materiálu odpovídající energii fotonů nebo elektronů. Přesnost měření vstupní a výstupní dávky v otevřeném svazku po řádné kalibraci diod je v řádu 1% a 2%.

In vivo dozimetrie při TBI je často aplikována kvůli ověření dávky na středové ose a v různých částech těla lze tak posoudit dávku v kritických orgánech. Měření dávky v in vivo dozimetrii je pro všechny pacienty účinným způsobem, jak zajistit kvalitu.^[3]

2. CÍL PRÁCE A HYPOTÉZY

2.1 Cíl práce

1. Zavedení metodiky měření dávky u pacienta při ozařování elektronovým svazkem za použití polovodičových detektorů.
2. Vytvoření schématu pro umístování detektorů na pacienta zejména s ohledem na použití nepravidelných polí.

2.2 Hypotéza

Hypotézou je tvrzení, že maximální odchylka u elektronových polí je $\pm 7 \%$.

3. METODIKA

V této části se budu zabývat zavedením metodiky měřené dávky u pacientů při ozařování elektronovými svazky za použití polovodičových diod. Vytvořením schématu pro umístování diod na pacienta zejména s ohledem na použití nepravidelných polí. Metodika bude sloužit jako podklad pro pracovníky onkologického oddělení Nemocnice České Budějovice a. s. při standardním měření elektronových polí u pacientů.

Na pracovišti onkologického oddělení Nemocnice České Budějovice a. s. byly zakoupeny čtyři polovodičové diody vyrobené od firmy PTW Freiburg pro elektronové svazky. Mým úkolem bylo vypracovat metodiku pro použití těchto diod při ozařování pacientů elektronovými poli na lineárním urychlovači Clinac2100 C/D, který disponuje pěti elektronovými energiemi 6, 9, 12, 16 a 20 MeV.

Před započítáním vlastních měření a stanovení kalibračních a korekčních faktorů jsem provedla ověření oprávněnosti použití kritéria uvedeného v hypotéze. K tomu jsem použila doporučení z ICRU Report No. 24 o požadované přesnosti v radioterapii. V ICRU Report No. 24 se uvádí data pro TCP a dovozuje se, že se požaduje 5% neurčitost v aplikované dávce v cílovém objemu. Toto bylo citováno jako standard bez explicitního vedení hladiny významnosti. Při zvážení vlivu kolísání dávky na TCP se doporučuje nejistota 3 - 3,5% (1 SD), tzn. 6% nebo 7% při hladině významnosti 95%. Obecně, menší z těchto hodnot (6% při 95% CL) se může použít v nejjednodušších případech s minimálním počtem ovlivňujících parametrů, zatímco větší z hodnot (7% při 95% CL) je vhodnější pro praktickou radioterapii - složitější techniky a zahrnutí vlivu pacienta.^[3]

Geometrická nejistota, například systematické chyby na pozici pole, pozici bloku atd., vzhledem k cílovým objemům nebo kritickým orgánům, vede k problémům s dávkou, a to buď k poddávkování požadovaného objemu (snížení TCP) nebo předávkování okolních struktur (zvýšení NTCP). Zohlednění těchto vlivů vedlo k doporučení geometrické (prostorové) nejistoty mezi 5 a 10 mm (při 95% hladině významnosti). 5 mm je aplikováno na veškeré vybavení v souvislosti s mechanickými/geometrickými údaji, zatímco větší hodnoty (typicky 8 nebo 10 mm)

se používají pro celkovou prostorovou přesnost. Tyto faktory samozřejmě záleží na pracovišti, na metodě imobilizace a použitím ozařovacích technik. ^[3]

Nejprve jsme museli ověřit data dodaná výrobcem diod, která zahrnují závislost na

- dávkovém příkonu
- dávce
- úhlu gantry
- reprodukovatelnosti odezvy
- SSD
- teplotě

K získání naměřených hodnot jsme použili deskový fantom RW3, diody pro měření elektronů kruhového tvaru o rozměrech 20 mm x 12 mm x 1,06 mm, MULTIDOS elektroměr (má vysokou přesnost měření, velmi dobrou dlouhodobou stabilitu, simultánní měření dávky, snadnou výměnu detektorů) a VivoSoft software ver. 1.2, které jsou dodané firmou PTW Freiburg, přístroj Clinac2100 C/D nastavený ve standardních podmínkách. Tyto závislosti byly třeba ověřit pro všechny čtyři diody a všech pět elektronových energií. Schéma zapojení přístrojů pro měření těchto závislostí je znázorněno na obr. č. 5.

In vivo polovodičové diody

Jsou polovodičové detektory v in vivo dozimetrii při použití vnějšího záření s lineárními urychlovači.

Funkce

- změření dávek na pacientovi během záření
- vhodné pro všechny ozařovací techniky včetně TBI
- jsou k dispozici pro různé kvality svazku

Polovodičové detektory jsou umístěny na tělo pacienta pro měření vstupní nebo výstupní dávky v průběhu záření. Navíc u rizikového orgánu je k dispozici zvýšená citlivost. Používají se jak u fotonů, tak i u elektronů. Mají 4 m dlouhý kabel s konektorem BNC. ^[5]

MULTIDOS Multi Channel dosemeter

Je multikanálový dozimetr pro absolutní dozimetrii používaný v radioterapii spolu s in vivo měřením pro kontrolu kvality.

Na onkologickém oddělení Nemocnice České Budějovice a. s. se používá k měření dvanácti-kanálový dozimetr pro diody (nutné připojení tzv. boxu).

MULTIDOS se může použít s ionizačními komorami a polovodičovými detektory. Splňuje standardy pro dozimetry uvedené v IEC 60731.

Funkce

- kalibrační faktory jsou uloženy v jednotce a mohou být ukládány další korekční faktory
- velký LC displej ukazuje výsledné měření v Gy, Gy/min, R, R/min, C nebo A
- MULTIDOS se charakterizuje vysokou přesností měření, která je lepší než $\pm 0,5 \%$ a velmi dobrou dlouhodobou stabilitou také menší než $\pm 0,5 \%$ ročně ^[5]

Akrylové deskové fantomy (RW3)

Akrylové a voděkvivalentní deskové fantomy přizpůsobené pro léčebnou dozimetrii.

Funkce

- lze provést kalibraci hloubkové dávky
- vhodné pro vysoké energie fotonů a elektronů
- umožňují měnit měření hloubky až 30 cm v krocích po 1 mm
- vyrobeny z akrylátu nebo voděkvivalentního RW3 materiálu a tolerantní tloušťky $\pm 0,1$ mm

Akrylové desky fantomu jsou určeny pro použití elektronového záření od energie 1 MeV do 50 MeV. Fantomy jsou používány pro kalibraci a zajištění kvality měření. Pro zajištění kvality měření jsou umístěny pod detektor. Fantom se skládá z jedné desky o tloušťce 1 mm, dvou desek o tloušťce 2 mm, jedné desky je o tloušťce 5 mm a 29 desek každá tloušťky 10 mm. Tato kombinace umožňuje měření v odlišných hloubkách v krocích po 1 mm. Velikost úplného fantomu je 30 cm x 30 cm x 30 cm. ^[5]

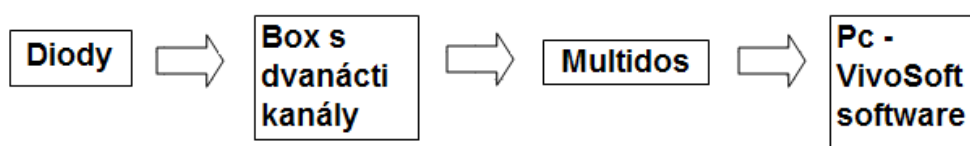
VivoSoft - In vivo software

VivoSoft - In vivo software se používá při dozimetrii pacienta v průběhu léčby vnějším svazkem záření z lineárních urychlovačů.

Funkce

- kontroluje vícekanálovou dávku integrace a zaznamenává naměřená data
- pracuje až s dvanácti polovodičovými detektory, které jsou připojené k vícekanálovému dozimetru
- určuje cílové dávky
- obsahuje údaje o pacientech

Microsoft Windows s programem VivoSoft umožňuje uživateli ovládat vícekanálové dozimetry jako je například MULTIDOS při zevní léčbě a ukládání údajů o pacientovi spolu se souvisejícími hodnotami dávek z databáze. Kromě toho se určuje dávka na kritický orgán podle brožury **ESTRO** [= **E**uropean **S**ociety for **T**herapeutic **R**adiology and **O**ncology] #1. VivoSoft je připraven s pomocí in vivo diod kontrolovat dávku na kůži pacienta. VivoSoft je také schopen nastavit uživateli diody se souvisejícími kalibračními faktory. Na obrazovce můžeme vidět naměřené hodnoty až dvanácti detektorů spolu s grafickým znázorněním na displeji. ^[5]



Obr. č. 5: Schéma zapojení [vlastní].

3.1 Závislost na dávkovém příkonu

Závislost na dávkovém příkonu byla měřena tak, že se umístil do svazku deskový fantom, na který byla přiložena požadovaná dioda ve standardních podmínkách (SSD 100 cm, velikost pole 10 x 10 cm, úhel gantry 0°). Každou diodu jsme ozářili 100MU, při každém měření jsme však použili jiný dávkový příkon (od 100 do 1000

MU/min). Výsledky jsou uvedeny v tab. č. 2 až 6 pro diodu č. 06. Pro diody č. 07, 08, 10 tabulky viz. příloha 1.

3.2 Závislost na dávce

Tato závislost byla měřena při standardních podmínkách (SSD 100 cm, velikost pole 10 x 10 cm, úhel gantry 0° a dávkový příkon 300MU/min se změnil na 50, 75, 100, 200 a 500MU). Výsledné hodnoty jsme přepočítali na 100MU. Výsledky jsou uvedeny v tab. č. 7 až 11 pro diodu č. 06. Pro diody č. 07, 08, 10 tabulky viz. příloha 1.

3.3 Závislost na úhlu gantry

Tato závislost byla měřena za použití standardních podmínek (SSD 100 cm, velikost pole 10 x 10 cm, úhel gantry 0°, dávkový příkon 300MU/min, dávka 100MU), a to ve dvou pozicích axiálně (úhel stolu 0°) a radiálně (úhel stolu 90°). Úhel gantry se měnil od 355° do 20°. Tab. č. 12 až 16 pro diodu č. 06. Pro diody č. 07, 08, 10 tabulky nejsou k dispozici z časových důvodů a pro jejich složité nastavení.

3.4 Reprodukovatelnost

Toto měření bylo prováděno tak, že pro každou energii jsme uskutečnili deset stejných měření pro 50 MU a 100 MU ve standardních podmínkách (SSD 100 cm, velikost pole 10 x 10 cm, dávkový příkon 300MU/min, dávka 50MU a 100MU). Z těchto hodnot jsme vypočítali průměr a směrodatnou odchylku. Výsledky jsou uvedeny v tab. č. 17 až 21 pro diodu č. 06. Pro diody č. 07, 08, 10 tabulky viz. příloha 1.

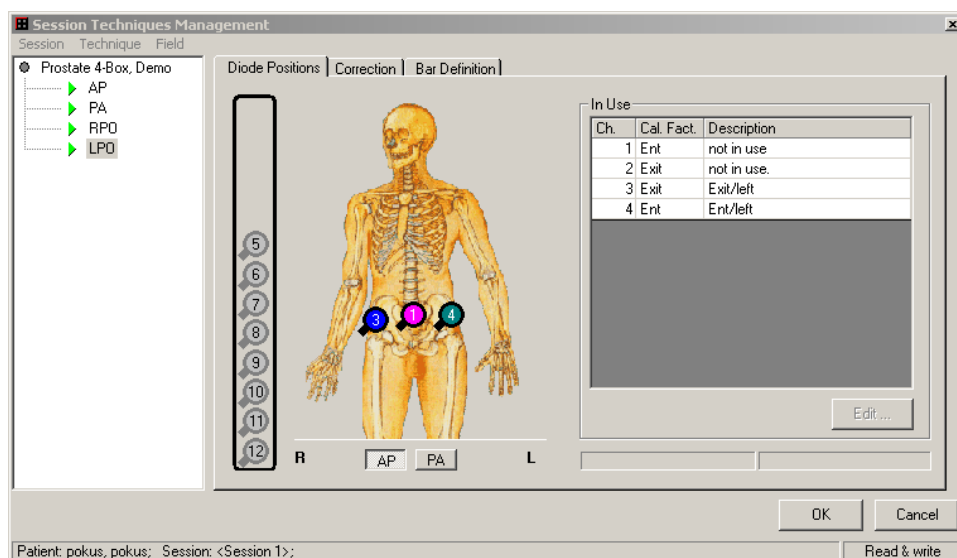
3.5 Dávková kalibrace diod

Dávková kalibrace diod byla provedena programem Vivosoft ver. 1.2, který byl dodán spolu s diodami výrobcem PTW Freiburg. Tento program slouží k dávkové kalibraci diod a k měření dávky na pacientovi. Tato kalibrace je závislá na ozáření dávce, to znamená, čím větší dávku celkové diody dostaly, tím klesá citlivost diod. Proto je třeba tuto kalibraci provádět v určitém časovém intervalu (například 1 měsíc), nebo poté, co obdrží diody určitou dávku. Byly stanoveny kalibrační faktory (100 MU, 30 s, 1 Gy) pro diody 06 a 07 (tab. č. 22), které byly určeny k rutinnímu používání, další dvě se nekalibrovaly, protože byly určeny jako záložní v případě poruchy jmenovaných dvou.

3.6 Metodika měření dávky při ozařování elektronovým svazkem

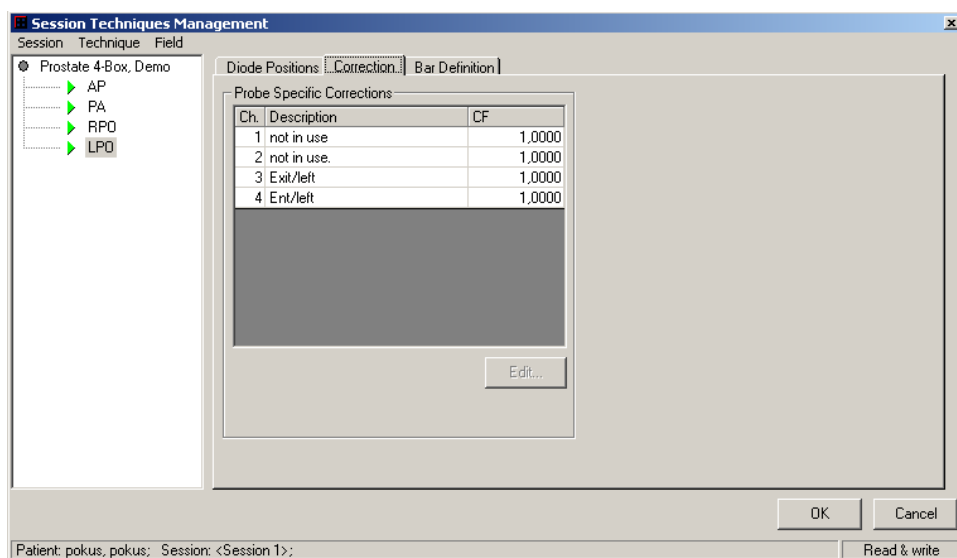
Vlastní návod, jak provést dané měření a jak provést kalibraci:

1. Zapojíme si diodu do boxu, podle schématu uvedeného obr. č. 5 (Multidos je nastaven v režimu Constancy Check, přepneme na Multichannel dozimetr).
2. Po zapojení spustíme VivoSoft.
3. Zadání nového pacienta pomocí: „*Patient*“ → „*New*“ obsahuje (jméno, příjmení, ID = rodné číslo bez lomítka) → potvrdíme „*Ok*“.
4. Objeví se tabulka s knihovnou technik. Označíme požadovanou techniku a dáme „*Add*“ → „*Ok*“. Objeví se okno „*Session techniques management*“. Zde máme v levém okně seznam polí používaných pro dané pole. Na obrázku se zobrazí umístění detektoru a v tabulce jejich popis (obr. č. 6).

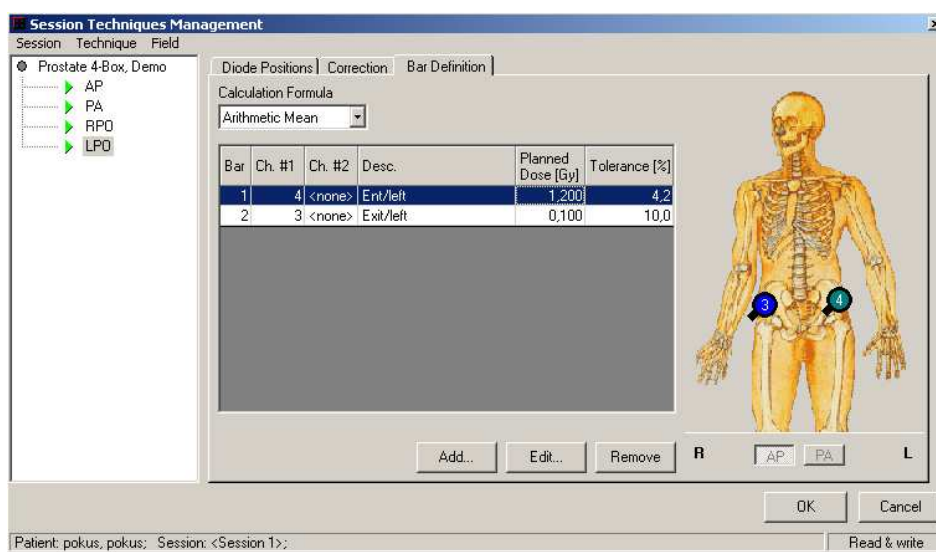


Obr. č. 6 [VivoSoft Software].

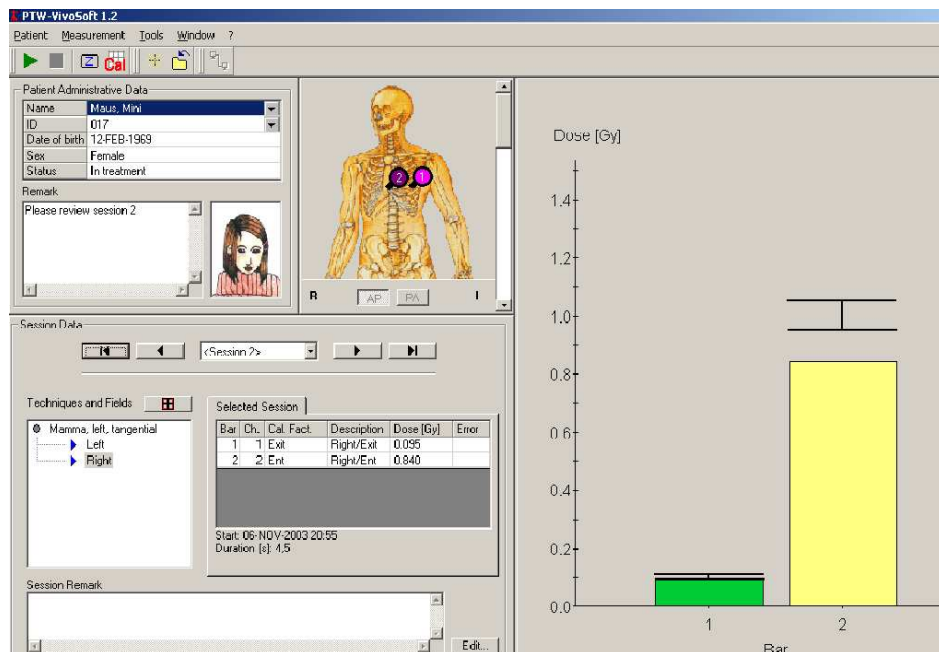
5. Přiřadíme správný detektor.
6. Při kliknutí na „*Correction*“ se objeví seznam použitých diod v daném poli a jejich kalibrační faktory. Dvojným kliknutím na faktor dané diody nebo použitím „*Edit*“ lze faktor přepsat (obr. č. 7).
7. Kliknutím na „*Bar Definition*“ se nám zobrazí seznam kanálů a je možnost je zde upravovat (obr. č. 8). Zde je třeba zapsat plánovanou dávku, kterou zjistíme na plánovací konzoli.
8. Pomocí „*Edit*“ nebo dvojným kliknutím můžeme přepsat např. plánovanou dávku a toleranci, popř. přidat nebo vymazat diodu ze seznamu. Poté se vrátíme do hlavního okna.



Obr. č. 7 [VivoSoft Software].

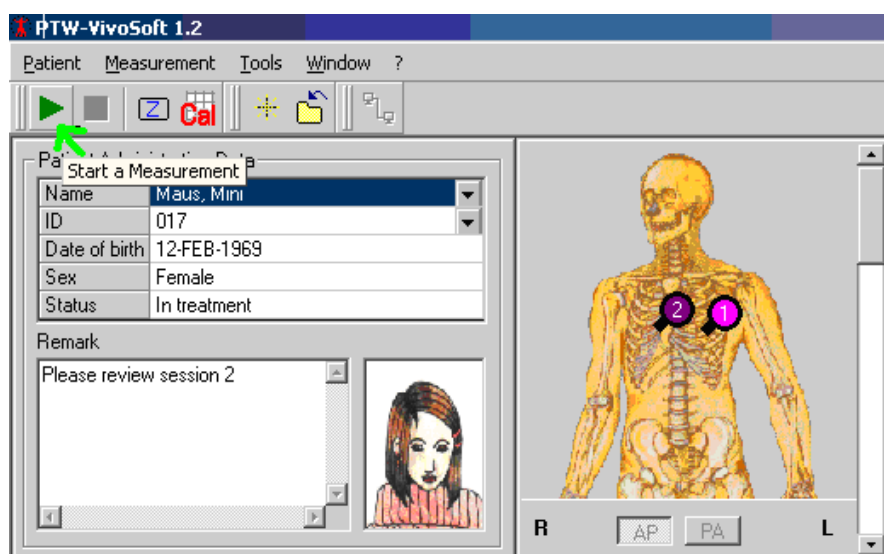


Obr. č. 8 [VivoSoft Software].



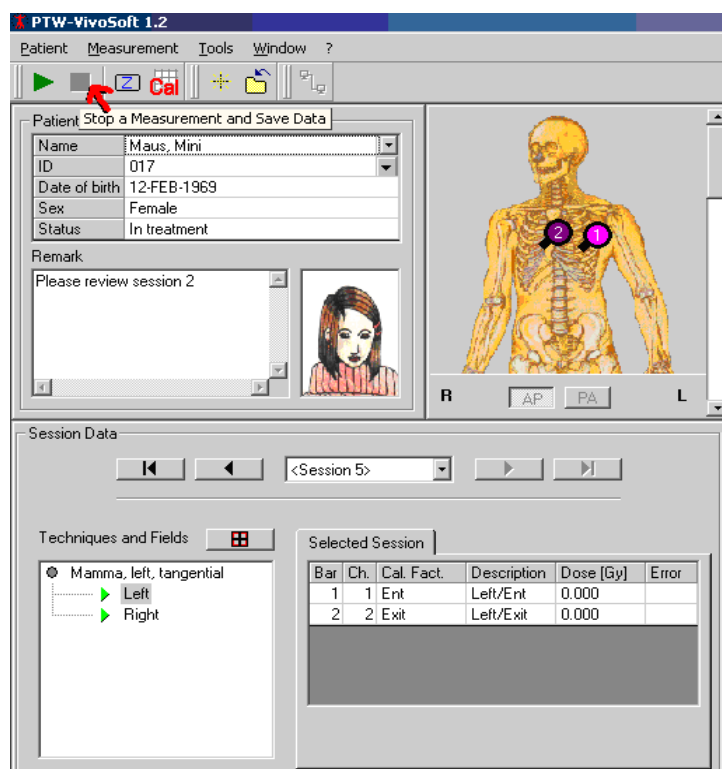
Obr. č. 9 [VivoSoft Software].

9. Na pravé straně okna vidíme naměřené dávky. Zde je též znázorněna plánovaná dávka a její tolerance, kterou jsme si nastavili. Zelenou barvou je znázorněna změřená dávka v naší zvolené toleranci, žlutá značí, že změřená dávka je níže než daná tolerance a červená označuje její překročení. V okně „*Selected session*“ je pak uvedena přesně naměřená dávka (obr. č. 9).
10. Umístíme diodu na pacienta na střed ozařovaného objemu.
11. Provedení měření – po provedení předešlých kroků, přejdu k samotnému měření. Pro spuštění měření označíme pole, které chceme měřit a klikneme na zelenou šipku „*Start a Measurement*“ (nachází se v levém horním rohu), počkáme než se na spodní liště objeví hlášení „*Measuring*“ pak se teprve může spustit samotné záření na pacienta (obr. č. 10).



Obr. č. 10 [VivoSoft Software].

Po ukončení záření zmáčkneme červený čtvereček pro ukončení měření (obr. č.11).



Obr. č. 11 [VivoSoft Software].

Celý postup se opakuje dokud nezměřím všechna pole. Protokol o měření je možné vytisknout „Patient“ → „Print“.

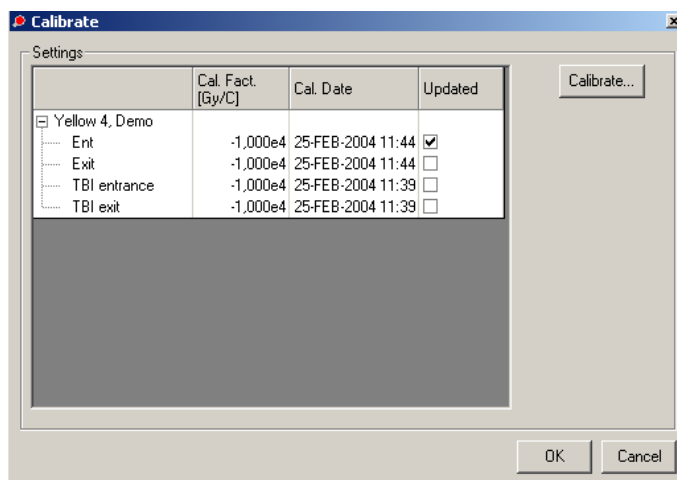
12. Vypočtení odchylky – pomocí přímé úměry (ručně nebo pomocí funkce v MO – Excel).
13. Odstranění diody z pacienta – zvýšenou pozornost věnujeme kabelu diody, nesmí se na něj šlápnout, přejet stolem ani jinak fyzicky poškodit, uvedení měřící soupravy do původního stavu (odpojení diody od boxu, ze sítě, uložení dat a správné ukončení VivoSoft programu).

Umístění diody na pacienta - umístíme na střed osového kříže.

Vzhledem k použití individuálního tvarování pole na onkologickém oddělení Nemocnice České Budějovice a. s. nelze vypracovat jednotné schéma pro umístění detektorů na pacientovi s použitím nepravidelných polí.

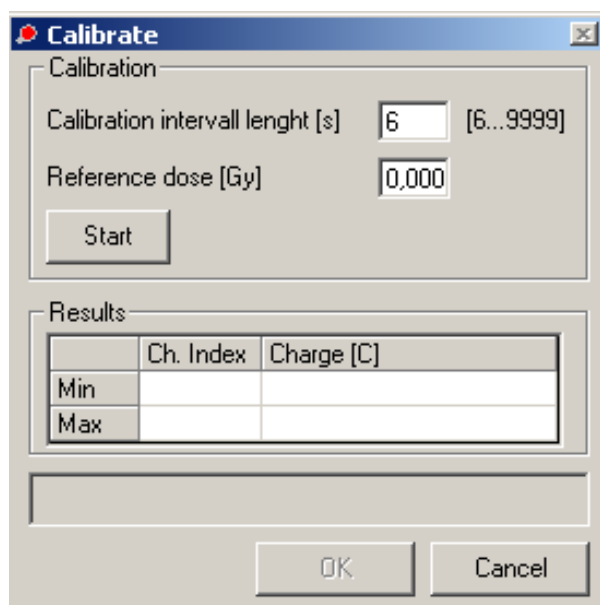
3.7 Metodika pro provedení dávkové kalibrace

Pomocí „Tools“ → „Diode Management“ – v pravém okně označíme diodu, kterou chceme kalibrovat a klikneme na „Calibrate“. Objeví se nám okno kde zaškrtneme faktor, který chceme změřit a klikneme opět na „Calibrate“ (obr. č. 12).



Obr. č. 12 [VivoSoft Software].

Poté zadáme délku intervalu (obvykle 30 s) a referenční dávku vypočítanou plánovacím systémem, pak spustíme měření a záření (obr. č. 13).



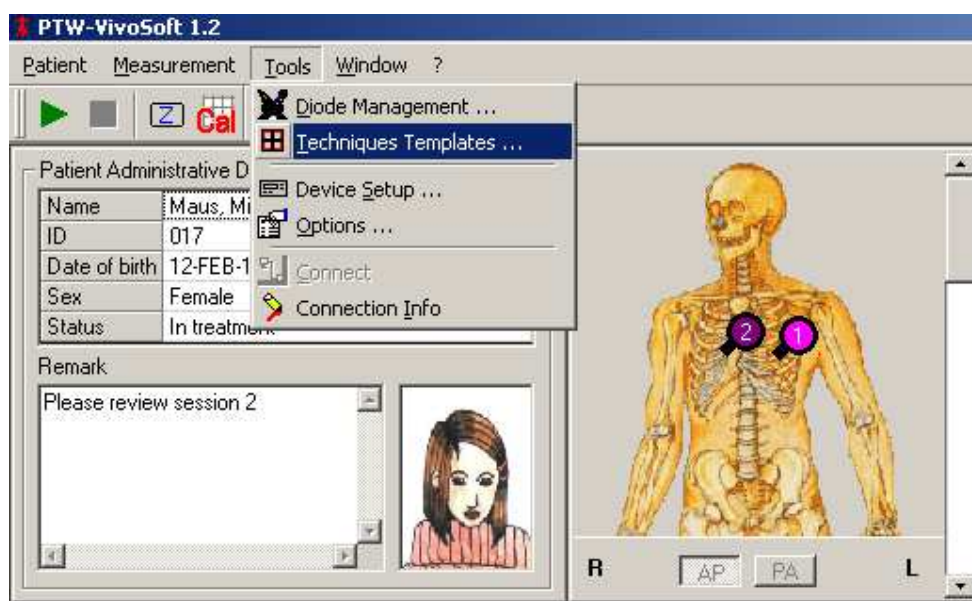
Obr. č. 13 [VivoSoft Software].

Nastavení pro kalibraci: Na stůl umístíme cca 8 cm deskového fantomu, měl by být vyhříván na tělesnou teplotu pacienta (na onkologickém oddělení v Nemocnici České Budějovice a. s. bohužel není k dispozici) a na povrch nalepíme kalibrovanou diodu. Na povrch desek nastavím SSD 100 cm. Referenční dávka je pro elektrony 1 Gy (100 MU) pro všechny energie.

Označíme si v programu diodu, kterou chceme kalibrovat a zmáčkneme „Calibrate“ objeví se nám, kde zaškrtneme faktor, který chceme změřit a opět klikneme na „Calibrate“. Zadáme délku intervalu (obvykle jde o 30 s) a referenční dávku vypočítanou plánovacím systémem. Pak spustíme měření a záření.

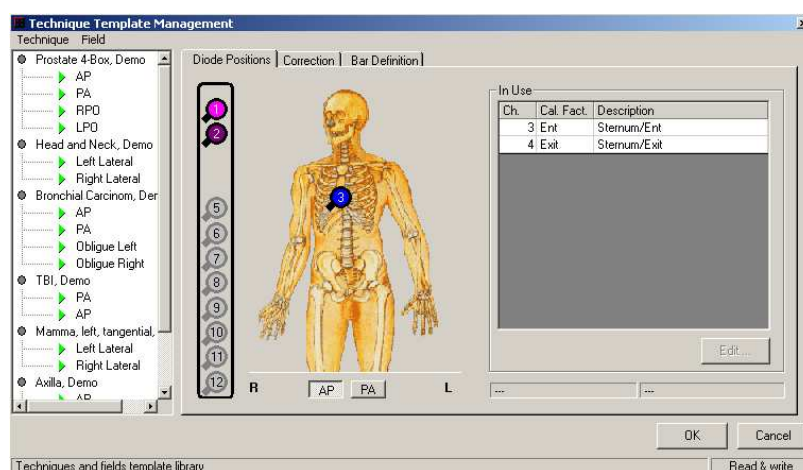
3.8 Metodika pro vytvoření ozařovací techniky

Do knihovny technik se dostaneme pomocí „Tools → Techniques Templates“ (obr. č. 14).



Obr. č. 14 [VivoSoft Software].

V levém okně se objeví seznam technik, které jsou v knihovně. Samotný výběr techniky → potvrdíme „Ok“ (obr. č. 15).

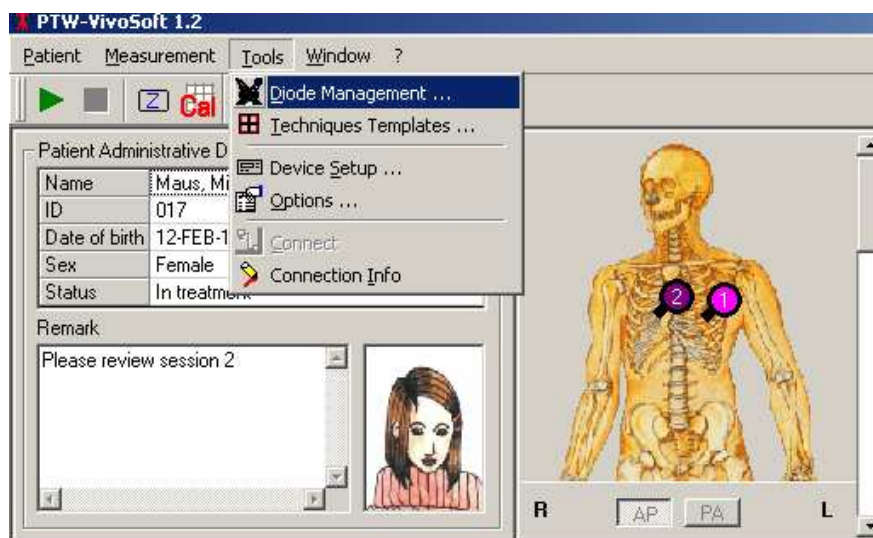


Obr. č. 15 [VivoSoft Software].

Techniky můžeme upravovat, mazat nebo vytvářet nové pomocí „*Technique* → *New*“ (název techniky a přiřazení počtu polí „*Field New*“). Na obrázku lidského těla pak vidíme jaké diody se k jaké technice používají.

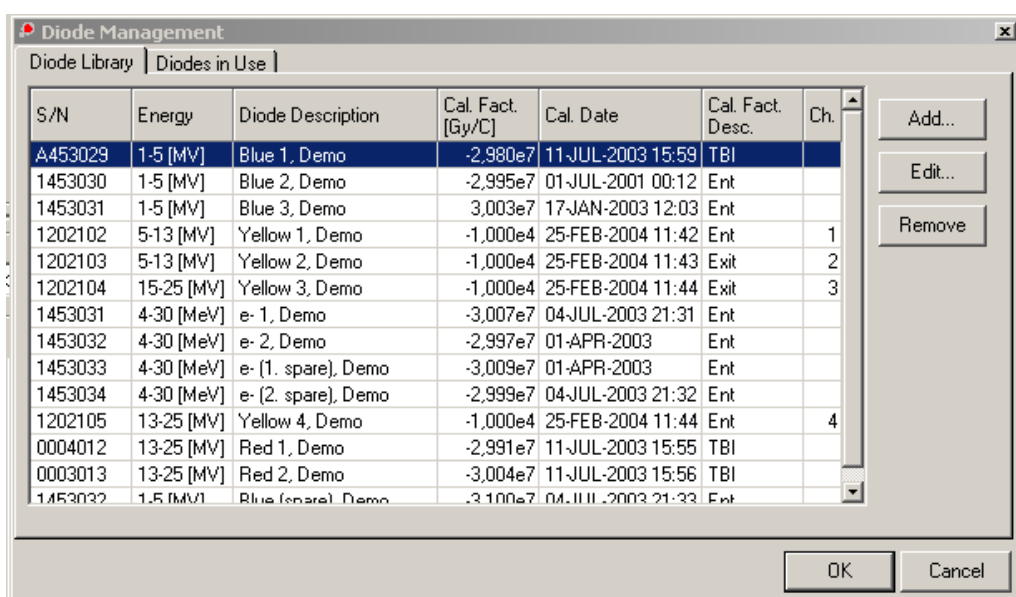
3.9 Metodika pro zadání diody do programu

Do knihovny diod se dostaneme pomocí „*Tools* → *Diode Management*“ (obr. č. 16).



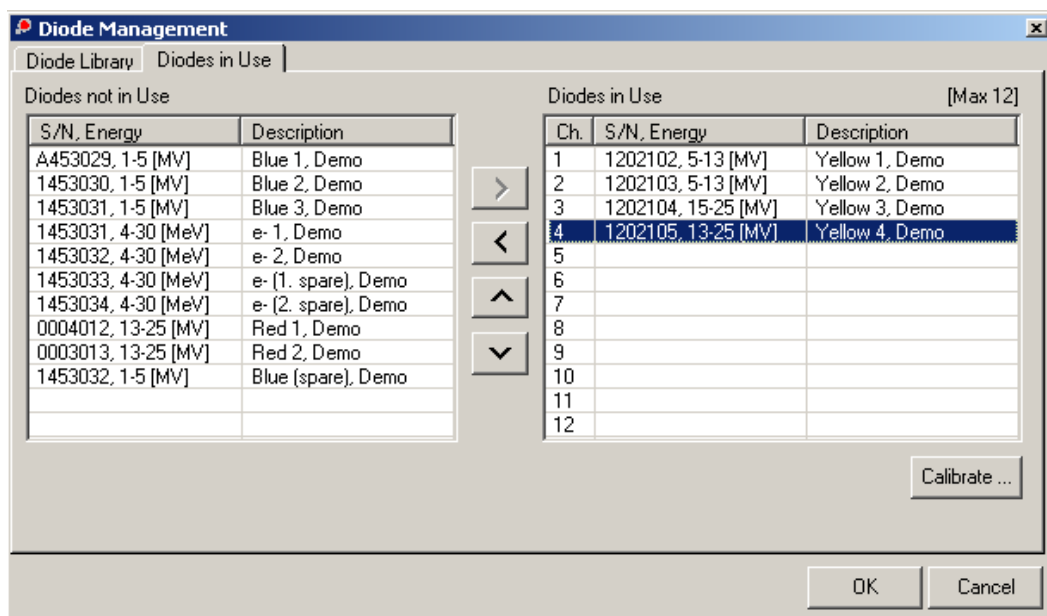
Obr. č. 16 [VivoSoft Software].

Zde je uvedeno sériové číslo diody, energie pro kterou je použitelná, kalibrační faktor, datum kalibrace a kanál ve kterém je dioda připojena. Můžeme přidat novou diodu, odebrat, nebo upravit stávající diodu na seznamu (obr. č. 17).



Obr. č. 17 [VivoSoft Software].

Kliknutím na „*Diode in Use*“ se vlevo objeví seznam všech technik a vpravo diody, které používáme (obr. č. 18).



Obr. č. 18 [VivoSoft Software].

4. VÝSLEDKY

4.1 Závislost na dávkovém příkonu

Tab. č. 2: pro E6

<u>Dávkový příkon</u>	<u>Odečet diody</u>	<u>Korekce</u>
100	120,1	0,02
200	120,2	0,11
300	120	-0,06
400	120,1	0,02
500	120,1	0,02
600	120	-0,06
1000	120	-0,06

Tab. č. 3: pro E9

<u>Dávkový příkon</u>	<u>Odečet diody</u>	<u>Korekce</u>
100	126,7	-0,17
200	127	0,07
300	126,9	-0,01
400	127	0,07
500	126,9	-0,01
600	126,9	-0,01
1000	127	0,07

Tab. č. 4: pro E12

<u>Dávkový příkon</u>	<u>Odečet diody</u>	<u>Korekce</u>
100	135,2	-0,22
200	135,4	-0,07
300	135,7	0,15
400	135,7	0,15
500	135,6	0,07
600	135,5	0,00
1000	135,4	-0,07

Tab. č. 5: pro E16

Dávkový příkon	Odečet diody	Korekce
100	143	-0,04
200	143,1	0,03
300	143,2	0,10
400	143,1	0,03
500	143,1	0,03
600	142,9	-0,11
1000	143	-0,04

Tab. č. 6: pro E20

Dávkový příkon	Odečet diody	Korekce
100	146,7	-0,25
200	147,1	0,02
300	147,1	0,02
400	147,1	0,02
500	147,2	0,09
600	147,1	0,02
1000	147,2	0,09

Odchytky způsobené jiným než standardním dávkovým příkonem (300 MU/min) jsou menší než 0,02 % proto tuto závislost nemusíme brát v úvahu.

4.2 Závislost na dávce

Tab. č. 7: pro E6

MU	Odečet diody	Přepočet na 100 MU	Odchytky
50	59,04	118,08	-0,02
75	88,66	118,21	0,09
100	118,1	118,1	-0,01
200	236,2	118,1	-0,01
500	590,2	118,04	-0,06

Tab. č. 8: pro E9

MU	Odečet diody	Přepočet na 100 MU	Odchylka
50	62,54	125,08	0,08
75	93,72	124,96	-0,01
100	125	125	0,02
200	249,9	124,95	-0,02
500	624,5	124,9	-0,06

Tab. č. 9: pro E12

MU	Odečet diody	Přepočet na 100 MU	Odchylka
50	66,72	133,44	0,04
75	100,1	133,47	0,06
100	133,5	133,5	0,09
200	266,6	133,3	-0,06
500	666	133,2	-0,14

Tab. č. 10: pro E16

MU	Odečet diody	Přepočet na 100 MU	Odchylka
50	70,51	141,02	0,02
75	105,8	141,07	0,06
100	141,1	141,1	0,08
200	282	141	0,01
500	703,7	140,74	-0,17

Tab. č. 11: pro E20

MU	Odečet diody	Přepočet na 100 MU	Odchylka
50	72,45	144,9	0,04
75	108,7	144,93	0,07
100	144,9	144,9	0,04
200	289,6	144,8	-0,03
500	723,3	144,66	-0,12

Maximální odchylka od proměnné hodnoty je menší než 0,2 %. Tuto závislost nemusíme brát v úvahu.

4.3 Závislost na úhlu gantry

Tab. č. 12: pro E6

<i>Axiálně</i>			<i>Od špičky ke kabelu</i>		
Úhel	Odečet diody	Odchylka	Úhel	Odečet diody	Odchylka
340	88,51	-0,27	340	88,44	-0,55
345	89,1	0,39	345	88,9	-0,03
350	89,05	0,34	350	89,05	0,13
355	88,91	0,18	355	88,93	0,00
0	88,75	0,00	0	88,93	0,00
5	88,98	0,26	5	88,88	-0,06
10	89,06	0,35	10	89,04	0,12
15	89,14	0,44	15	89	0,08
20	88,68	-0,08	20	88,73	-0,22

Tab. č. 13: pro E9

<i>Axiálně</i>			<i>Od špičky ke kabelu</i>		
Úhel	Odečet diody	Odchylka	Úhel	Odečet diody	Odchylka
340	45,6	1,76	340	43,75	-1,77
345	44,33	-1,07	345	44,59	0,11
350	44,1	-1,58	350	44,73	0,43
355	45,47	1,47	355	45,53	2,22
0	44,81	0,00	0	44,54	0,00
5	46,05	2,77	5	45,18	1,44
10	44,93	0,27	10	45,8	2,83
15	45,44	1,41	15	45,18	1,44
20	46,03	2,72	20	46,37	4,11

Tab. č. 14: pro E12

<i>Axiálně</i>			<i>Od špičky ke kabelu</i>		
Úhel	Odečet diody	Odchylka	Úhel	Odečet diody	Odchylka
340	48,83	0,00	340	48,52	-0,88
345	49,06	0,47	345	48,98	0,06
350	48,78	-0,10	350	49,03	0,16
355	48,85	0,04	355	48,95	0,00
0	48,83	0,00	0	48,95	0,00
5	48,77	-0,12	5	48,84	-0,22
10	48,74	-0,18	10	48,86	-0,18
15	48,96	0,27	15	48,95	0,00
20	48,96	0,27	20	49,13	0,37

Tab. č. 15: pro E16

Axiálně			Od špičky ke kabelu		
Úhel	Odečet diody	Odchylka	Úhel	Odečet diody	Odchylka
340	52,11	1,50	340	51,8	0,86
345	51,94	1,17	345	51,76	0,78
350	51,65	0,60	350	51,56	0,39
355	51,41	0,14	355	51,36	0,00
0	51,34	0,00	0	51,36	0,00
5	51,3	-0,08	5	51,28	-0,16
10	51,46	0,23	10	51,4	0,08
15	51,57	0,45	15	51,6	0,47
20	51,77	0,84	20	51,84	0,93

Tab. č. 16: pro E20

Axiálně			Od špičky ke kabelu		
Úhel	Odečet diody	Odchylka	Úhel	Odečet diody	Odchylka
340	52,89	1,01	340	52,88	0,88
345	52,6	0,46	345	52,01	-0,78
350	52,43	0,13	350	52,57	0,29
355	52,38	0,04	355	52,43	0,02
0	52,36	0,00	0	52,42	0,00
5	52,3	-0,11	5	52,36	-0,11
10	52,29	-0,13	10	52,35	-0,13
15	52,37	0,02	15	52,49	0,13
20	52,73	0,71	20	52,67	0,48

Tuto závislost nelze opomenout, neboť výsledky ukazují, že při větších úhlech mohou být odchylky větší než 1 %, například při energii 9 MeV jsem naměřila u úhlu 20° 4 %. Proto je třeba dbát na umístění diody, pokud možno co nejvíce kolmo ke svazku záření, abychom vyloučili vliv závislosti na úhlu gantry.

4.4 Reprodukovatelnost

Tab. č. 17: pro E6

50MU		100MU	
	Odečet diody		Odečet diody
	58,2		116,4
	58,17		116,4
	58,23		116,2
	58,15		116,4
	58,2		116,4
	58,25		116,4
	58,1		116,4
	58,17		116,3
	58,18		116,2
	58,18		116,3
Průměr	58,18	Průměr	116,34
Směrodatná odchylka	0,04	Směrodatná odchylka	0,08
100% - Směrodatná odchylka	99,96	100% - Směrodatná odchylka	99,92

Tab. č. 18: pro E9

50MU		100MU	
	Odečet diody		Odečet diody
	61,4		123
	61,57		123
	61,51		122,9
	61,54		123
	61,39		123
	61,47		122,9
	61,53		122,9
	61,43		122,9
	61,52		122,9
	61,39		123
Průměr	61,48	Průměr	122,95
Směrodatná odchylka	0,06	Směrodatná odchylka	0,05
100% - Směrodatná odchylka	99,94	100% - Směrodatná odchylka	99,95

Tab. č. 19: pro E12

50MU		100MU	
	Odečet diody		Odečet diody
	65,59		131,2
	65,7		131,2
	65,62		131,1
	65,67		131
	65,58		131
	65,55		131
	65,56		130,9
	65,62		130,8
	65,55		130,8
	65,59		131
Průměr	65,60	Průměr	131
Směrodatná odchylka	0,05	Směrodatná odchylka	0,13
100% - Směrodatná odchylka	99,95	100% - Směrodatná odchylka	99,87

Tab. č. 20: pro E16

50MU		100MU	
	Odečet diody		Odečet diody
	69,41		138,5
	69,33		138,4
	69,36		138,5
	69,41		138,4
	69,28		138,2
	69,29		138,2
	69,33		138,1
	69,31		138,1
	69,22		138
	69,16		138
Průměr	69,31	Průměr	138,24
Směrodatná odchylka	0,07	Směrodatná odchylka	0,19
100% - Směrodatná odchylka	99,93	100% - Směrodatná odchylka	99,81

Tab. č. 21: pro E20

50MU		100MU	
Odečet diody		Odečet diody	
	71,12		142,2
	71,17		142
	70,94		141,8
	71,16		141,9
	71,08		141,8
	70,98		141,7
	71,01		141,6
	71,1		141,6
	70,95		141,6
	71,02		141,5
Průměr	71,05	Průměr	141,77
Směrodatná odchylka	0,08	Směrodatná odchylka	0,21
100% - Směrodatná odchylka	99,92	100% - Směrodatná odchylka	99,79

Z těchto hodnot vyplývá, že u vyšších dávek a při vyšších energiích je reprodukovatelnost nižší, přesto však všude dosahuje 99%.

4.5 Kalibrace diod

Tab. č. 22:

Dioda 06	Energie	Kalibrační faktor	Dioda 07	Energie	Kalibrační faktor
	6E	-8,503e6		6E	-8,562e6
9E	-8,065e6	9E	-8,117e6		
12E	-7,508e6	12E	-7,564e6		
16E	-7,057e6	16E	-7,107e6		
20E	-6,826e6	20E	-6,873e6		

Z naměřených výsledků je vidět, že diody jsou stabilní a je třeba počítat s chybou pouze při verzích úhlech gantry. Důležitou závislostí pro in vivo diody je závislost na změně teploty. Tuto závislost jsme nemohli změřit, protože onkologické oddělení nemá příslušný fantom pro toto měření.

V roce 2009 na onkologickém oddělení Nemocnice České Budějovice a.s. bylo ozářeno elektronovým svazkem 34 pacientů. Ze 34 pacientů bylo 28 pacientů měřeno jednou, 3 pacienti dvakrát a 3 pacienti třikrát. Dohromady tedy 43 měření. Ze všech měření, bylo 5 pacientů ozářeno energií 6 MeV, energií 9 MeV 13 pacientů, energií 12 MeV také 13 pacientů, 16 MeV energií 10 pacientů a energií 20 MeV 2 pacienti.

Pouze u třech pacientů přesáhla maximální odchylka 7 %. Největší maximální odchylka byla naměřena u energie 9 MeV, která dosahovala 32 %. Druhá maximální odchylka se objevila u energie 6 MeV se 14,8 % a třetí maximální odchylka měla hodnotu 7,2 %. Tyto velké odchylky byly způsobeny převážně špatným umístěním diody, pohybem pacienta při ozáření, překrouceným kabelem diody nebo jinými chybovými faktory.

5. DISKUZE

Ověření dat diod dané výrobcem jsme provedli na onkologickém oddělení Nemocnice České Budějovice a. s. V metodice (kapitola 3) je podrobně popsán metodický postup i pomůcky, které byly použity. Při měření bylo zjištěno, že všechny měřené závislosti odpovídají datům, které dodal výrobce. Z tohoto důvodu se těmito závislostmi je možné zabývat pouze jednou za delší období, jako vhodné se jeví je překontrolovat například jednou za dva roky. Je třeba přitom dbát větší pozornosti u měření, při kterých je velký úhel gantry, kdy paprsek nedopadá kolmo na povrch diody. U těchto případů je třeba počítat s velkou chybou měření nebo je nutné provést korekci na úhel gantry, která není zavedena v programu VivoSoft. Je také nezbytná domluva s radiologickým asistentem, který ovládá přístroj, aby nedošlo k předčasnému spuštění ozáření (ozáření je spuštěno dříve než je program VivoSoft připraven k měření).

V případě dalšího měření u stejného pole je třeba dávat pozor na to, aby dioda nebyla umístěna na stejném místě jako při prvním měření, protože by odstínila tuto část ozařovaného pole (při každém dalším měření se dioda posune například 1 cm laterálně od středu osového kříže, nebo 1 cm kraniálně apod).

Vzhledem k nízkému počtu frakcí u elektronů (např. 8 frakcí u el boostu prsu), je nutno počítat s nižším počtem měření. Na onkologickém oddělení Nemocnice České Budějovice a. s. je pravidlem, že se provedou tři měření při ozáření první technikou a pak se provede jedno měření při ozáření boostu.

Ověřování dávky pomocí in vivo dozimetrie se v některých zemích (například ve Velké Británii) pro běžné ozařování jednoduchými technikami z důvodu její náročnosti nepoužívá. Její použití je však obvyklé u speciálních technik, kupříkladu u celotělového ozařování. ^[10]

Naše hypotéza byla potvrzena, neboť odchylka $\pm 7\%$ je vyhovující pro měření elektronových polí. Při měření na pacientech byly pouze tři hodnoty vyšší než 7 %, z toho dvě výrazně vyšší. To ukazuje na velkou chybu při měření, vzniklou například umístěním diody na hranici pole nebo pohybem pacienta či překroucením kabelu, což

vede k posunu diody. Při řádném provozu by mělo být v tomto případě měření zopakováno v další frakci.

Jedním z cílů bylo vytvoření schématu pro umístování diod na tělo pacienta zejména s ohledem na použití nepravidelných polí. Na onkologickém oddělení Nemocnice České Budějovice a. s. se vyrábí bloky pro pacienta individuálně. Z tohoto důvodu se na oddělení při měření dávky umisťují in vivo diody na středový kříž. Proto nelze vytvořit schéma pro umístování detektorů na pacienta s ohledem na nepravidelná pole.

Mimo zmiňované závislosti jako je závislost na dávkovém příkonu, dávce, úhlu gantry a reprodukovatelnosti je další důležitou veličinou závislost na teplotě. Na onkologickém oddělení se toto měření neprovádí, neboť nemají příslušný fantom pro získání dat. Dalším důležitým faktorem je závislost na SSD. V této práci není měření obsaženo z důvodu časové náročnosti a vzhledem ke složitosti výpočtu. Výsledky závislosti na úhlu gantry jsou pouze u diody 06. U ostatních diod jsem tato měření neprováděla pro složité nastavování přístroje.

Vypracovaná metodika určená pro pracovníky onkologického oddělení Nemocnice České Budějovice a. s. se zavádí poprvé. Nelze ji porovnat s jinou metodikou a zjistit nejvhodnější metodu, proto jsem přistoupila k podrobnému popisu metodiky. Do budoucna po ověření dané metodiky je možné ji zjednodušit.

Podle Grussela E. a Riknera G. detektory založené na n- Si typu vykazují sníženou citlivost, ale také nelinearitu závislosti odezvy na dávce v důsledku radiačního poškození. Tyto detektory nejsou proto doporučeny pro klinické použití. Detektory p- Si typu nevykazují tuto nevýhodu. P- Si typ detektor ukazuje mnohem pomalejší pokles citlivosti po ozáření než n- Si typ, což se hodí nejen pro relativní měření ve fantomech, ale taky pro měření dávek na pacientech.

Bylo uvedeno, že citlivost detektoru je značně závislá na teplotě. Znalost chování p- Si typu detektorů při teplotách na pacientovi a při pokojové teplotě je důležitá pro použití v in vivo dozimetrii. Bylo zjištěno, že vliv změny teploty na citlivost u p- Si typu detektoru je mezi 10° C až 40° C. Pokud se umístí detektor na pacienta, teplota vzroste z pokojové na tělesnou během 2 – 3 minut. Z toho vyplývá, že

detektor před samostatným měřením je zahřátý z pokojové teploty na tělesnou. Tento jev je znázorněn na obr. č. 24. ^[9]

Stanovení korekčního koeficientu pro opravu odezvy v závislosti na teplotě nebylo možné provést, protože pracoviště nemá kalibrační fantom, který dovoluje umístit diody do vody příslušné teploty.

6. ZÁVĚR

Závěrem lze říci, že použití in vivo detektorů je pro kontrolu plánované dávky vhodné při ozáření elektronovým svazkem.

Při měření je nutná spolupráce s personálem, který ovládá samotné ozařovací zařízení. Je vhodné i správně umístit diodu na kůži pacienta, aby nedocházelo ke zbytečným chybám měření, které by narušily výsledky.

Výsledkem mé práce je zavedení metodiky pro zaměstnance onkologického oddělení Nemocnice České Budějovice a. s., vedoucí ke správnému provádění měření diod a práce s programem VivoSoft.

Jediným problémem, se kterým jsem se při zpracování práce setkala, byl nedostatek odborné literatury k danému tématu.

Hypotéza byla potvrzena téměř u všech výsledků, jen s výjimkou tří mimořádných událostí.

7. KLÍČOVÁ SLOVA

Elektronová pole

In vivo diody

In vivo dozimetrie

Program VivoSoft

8. SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

1. DAM, VAN J., MARINELLO, G. *Physics for clinical radiotherapy Booklet No. 1 – Methods for in vivo dosimetry in external radiotherapy*. 1st ed. Leuven/Apeldoorn ESTRO, Garant, 1994. 68 s. ISBN 90-5350-298-X
2. HUYSKENS, D.P., et. al. *Physics for clinical radiotherapy Booklet No. 5 - Practical guidelines for the implementation of in vivo dosimetry with diodes in external radiotherapy with photon beams (entrance dose)*. 1st ed. Brussels ESTRO, 2001. 13 – 28 s. ISBN 90-804532-3
3. PODGORSKAK, E.B., *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. 1st ed. Vienna IAEA, 2005. 657 s. ISBN 92-0-107304-6
4. PTW FREIBURG. *In vivo Dosimetry in external Radiotherapy*. 1 st ed. PTW Freiburg, 2004. 2 s
5. PTW FREIBURG. *Solution – Radiation medicine QA*. 1 st ed. PTW Freiburg, 2008/2009. s. 9, 25, 34, 36
6. PTW FREIBURG. *User Manual In vivo semiconductor probe*. PTW Freiburg, 2004. 24 s.
7. ŠIMONOVÁ, E. *Technické a fyzikální aspekty techniky TSEI (Total Skin Electron Irradiation) při léčbě mycosis fungoides*. České Budějovice. 2009. Bakalářská práce na Zdravotně sociální fakultě Jihočeské univerzity v Českých Budějovicích, Katedra Radiologie a Toxikologie. Vedoucí práce Ing. Alena Studynková. s. 10, 12, 17

Články:

8. EDWARDS, C. R., HAMER, E., MOUNTFORD, P. J., MOLONEY, A. J. An update survey of UK in vivo radiotherapy dosimetry practice. *The British Journal of Radiology*. 2007. 80, pp. 1011 – 1014
9. GRUSELL, E., RIKNER, G. Evaluation of temperature effects in p-type silicon detectors. *Phys. Med. Biol.* 1986. Vol. 31, No 5, pp. 527 – 534.
10. HARRISON, R., MORGAN, A. In vivo dosimetry: hidden dangers? *The British Journal of Radiology*. 2007. 80, pp. 691 – 692.

11. HEUKELOM, S., LANSON, J. H., MIJNHEER, B. J. Comparison of entrance and exit dose measurements using ionization chambers and silicon diodes. *Phys. Med. Biol.* 1991. Vol. 36, No 1, pp 47 – 59
12. RIKNER, G. Characteristics of a p- Si detector in high energy electron fields. *Acta Radiologica Oncology.* 1985. 24, pp 71 – 74
13. WILLIAMS, M. V., MCKENZIE, A. Can we afford not to implement in vivo dosimetry? *The British Journal of Radiology.* 2008. 81, pp 681 - 684

Internet:

14. <http://www.iaea.org/>, 25. Únor, 2009

15. <http://www.ptw.de/>, 21. Únor, 2010

16. Program monitorování onkologického oddělení Nemocnice České Budějovice a. s.

17. Program zabezpečení jakosti na onkologickém oddělení Nemocnice České Budějovice a. s.

9. PŘÍLOHY

Příloha 1

- tabulka některých nehod v zevní radioterapii
- tabulky naměřených diod 07, 08, 10
- tabulka měřených pacientů

Příloha 2

- obrazová příloha

Příloha 1:

Tab. č. 23:

Některé příklady přímo způsobující nehody v zevní radioterapii ve zprávě IAEA 2000	
<i>Příčina</i>	<i>Počet nehod</i>
Chyba výpočtu expoziční doby nebo dávky	15
Nedostatečné hodnocení grafu pacienta	9
Chyba v anatomické oblasti, které mají být ošetřeny	8
Chyba v identifikaci správného pacienta	4
Chyba týkající se nedostatku nebo zneužití klínu	4
Chyba v kalibraci ⁶⁰Co	3
Transkripce chyby předepsané dávky	3
Vyřazování chyb zdroje v teleterapii	2
Selhání lidského faktoru během simulace	2
Chyba v uvedení TPS 2*	2
Technolog nesprávně vyložil dobu léčby nebo Mu 2**	2
Porucha urychlovače	1
Mechanická závada	1
Softwarové chyby	1
Nesprávná oprava (lidská chyba)	1

* systém pro plánování léčby

** monitorovací jednotky

[Podgorsak, E.B., *Radiation Oncology Physics: A handbook for
Teachers and Students*, Vienna 2005]

Dioda 07:

Závislost na dávkovém příkonu

Tab. č. 24: pro E6

Dávkový příkon	Odečet diody	Korekce
100	118,3	-0,53
200	118,8	-0,11
300	119	0,06
400	119	0,06
500	119	0,06
600	119,1	0,14
1000	119,3	0,31

Tab. č. 25: pro E9

Dávkový příkon	Odečet diody	Korekce
100	124,9	-0,61
200	125,6	-0,06
300	125,7	0,02
400	125,8	0,10
500	125,8	0,10
600	125,9	0,18
1000	126	0,26

Tab. č. 26: pro E12

Dávkový příkon	Odečet diody	Korekce
100	133,1	-0,79
200	134,2	0,03
300	134,2	0,03
400	134,3	0,11
500	134,5	0,26
600	134,3	0,11
1000	134,5	0,26

Tab. č. 27: pro E16

Dávkový příkon	Odečet diody	Korekce
100	141,2	-0,50
200	141,9	-0,01
300	142	0,06
400	142,1	0,13
500	142	0,06
600	142	0,06
1000	142,2	0,20

Tab. č. 28: pro E20

Dávkový příkon	Odečet diody	Korekce
100	145,1	-0,57
200	145,9	-0,02
300	146	0,05
400	146,1	0,12
500	146,1	0,12
600	146,1	0,12
1000	146,2	0,19

Závislost na dávce

Tab. č. 29: pro E6

MU	Odečet diody	Přepočet na 100 MU	Odchylka
50	58,56	117,12	-0,04
75	87,84	117,12	-0,04
100	117,2	117,2	0,03
200	234,4	117,2	0,03
500	585,9	117,18	0,01

Tab. č. 30: pro E9

MU	Odečet diody	Přepočet na 100 MU	Odchylka
50	61,99	123,98	-0,05
75	93,04	124,05	0,01
100	124,1	124,10	0,05
200	248,2	124,10	0,05
500	619,8	123,96	-0,06

Tab. č. 31: pro E12

MU	Odečet diody	Přepočet na 100 MU	Odchylka
50	66,31	132,62	0,19
75	99,3	132,40	0,02
100	132,6	132,60	0,17
200	264	132,00	-0,28
500	661,2	132,24	-0,10

Tab. č. 32: pro E16

MU	Odečet diody	Přepočet na 100 MU	Odchylka
50	70,06	140,12	0,15
75	105	140,00	0,06
100	139,9	139,90	-0,01
200	279,7	139,85	-0,04
500	698,4	139,68	-0,16

Tab. č. 33: pro E20

MU	Odečet diody	Přepočet na 100 MU	Odchylka
50	71,63	143,26	-0,23
75	107,6	143,47	-0,09
100	143,9	143,90	0,22
200	287,4	143,70	0,08
500	718,1	143,62	0,02

Reprodukovatelnost

Tab. č. 34: pro E6

50MU		100MU	
	Odečet diody		Odečet diody
	57,32		114,7
	57,27		114,7
	57,21		114,6
	57,24		114,7
	57,23		114,6
	57,38		114,6
	57,22		114,6
	57,29		114,6
	57,3		114,6
	57,23		114,6
Průměr	57,27	Průměr	114,63
Směrodatná odchylka	0,05	Směrodatná odchylka	0,05
100% - Směrodatná odchylka	99,95	100% - Směrodatná odchylka	99,95

Tab.č. 35: pro E9

50MU		100MU	
	Odečet diody		Odečet diody
	60,53		121,2
	60,53		121,2
	60,52		121
	60,59		121,1
	60,5		121
	60,6		121,1
	60,56		121
	60,55		120,9
	60,56		120,9
	60,65		121
Průměr	60,56	Průměr	121,04
Směrodatná odchylka	0,04	Směrodatná odchylka	0,10
100% - Směrodatná odchylka	99,96	100% - Směrodatná odchylka	99,90

Tab. č. 36: pro E12

50MU		100MU	
	Odečet diody		Odečet diody
	64,64		129,1
	64,6		129,1
	64,59		129,1
	64,66		129,1
	64,63		129
	64,63		129
	64,67		128,9
	64,61		128,9
	64,53		128,9
	64,45		128,8
Průměr	64,60	Průměr	128,99
Směrodatná odchylka	0,06	Směrodatná odchylka	0,10
100% - Směrodatná odchylka	99,94	100% - Směrodatná odchylka	99,90

Tab. č. 37: pro E16

50MU		100MU	
	Odečet diody		Odečet diody
	68,28		136,4
	68,22		136,3
	68,25		136,2
	68,15		136,2
	68,19		136,2
	68,15		136,1
	68,24		136
	68,22		135,9
	68,27		135,9
	68,2		136
Průměr	68,22	Průměr	136,12
Směrodatná odchylka	0,04	Směrodatná odchylka	0,16
100% - Směrodatná odchylka	99,96	100% - Směrodatná odchylka	99,84

Tab. č. 38: pro E20

50MU		100MU	
	Odečet diody		Odečet diody
	69,92		139,9
	69,91		139,8
	69,89		139,6
	69,97		139,4
	69,97		139,4
	69,97		139,6
	69,9		139,4
	69,88		139,2
	69,87		139,2
	69,91		139,1
Průměr	69,92	Průměr	139,46
Směrodatná odchylka	0,04	Směrodatná odchylka	0,25
100% - Směrodatná odchylka	99,96	100% - Směrodatná odchylka	99,75

Dioda 08:

Závislost na dávkovém příkonu

Tab. č. 39: pro E6

Dávkový příkon	Odečet diody	Korekce
100	59,7	-0,09
200	59,83	0,13
300	59,73	-0,04
400	59,72	-0,05
500	59,77	0,03
600	59,69	-0,10
1000	59,82	0,11

Tab. č. 40: pro E9

Dávkový příkon	Odečet diody	Korekce
100	62,94	-0,14
200	63,11	0,13
300	63,07	0,07
400	63,03	0,00
500	62,91	-0,19
600	63,03	0,00
1000	63,11	0,13

Tab. č. 41: pro E12

Dávkový příkon	Odečet diody	Korekce
100	67,26	-0,25
200	67,46	0,05
300	67,42	-0,01
400	67,45	0,03
500	67,5	0,11
600	67,45	0,03
1000	67,45	0,03

Tab. č. 42: pro E16

Dávkový příkon	Odečet diody	Korekce
100	71,33	-0,14
200	71,52	0,13
300	71,48	0,07
400	71,4	-0,04
500	71,45	0,03
600	71,34	-0,13
1000	71,49	0,08

Tab. č. 43: pro E20

Dávkový příkon	Odečet diody	Korekce
100	73,21	-0,25
200	73,37	-0,04
300	73,38	-0,02
400	73,45	0,07
500	73,49	0,13
600	73,39	-0,01
1000	73,49	0,13

Závislost na dávce

Tab. č. 44: pro E6

MU	Odečet diody	Přepočet na 100MU	Odchylka
50	59,24	118,48	0,08
75	88,78	118,37	-0,01
100	118,4	118,40	0,02
200	236,7	118,35	-0,03
500	591,5	118,30	-0,07

Tab. č. 45: pro E9

MU	Odečet diody	Přepočet na 100 MU	Odchylka
50	62,54	125,08	0,03
75	93,78	125,04	0,00
100	125,1	125,1	0,04
200	250,1	125,05	0,00
500	624,8	124,96	-0,07

Tab. č. 46: pro E12

MU	Odečet diody	Přepočet na 100 MU	Odchylka
50	66,67	133,34	0,08
75	100	133,33	0,07
100	133,3	133,30	0,05
200	266,4	133,20	-0,03
500	665,1	133,02	-0,16

Tab. č. 47: pro E16

MU	Odečet diody	Přepočet na 100 MU	Odchylka
50	70,43	140,86	0,03
75	105,6	140,8	-0,01
100	141	141	0,13
200	281,6	140,8	-0,01
500	703,1	140,62	-0,14

Tab. č. 48: pro E20

MU	Odečet diody	Přepočet na 100 MU	Odchylka
50	72,25	144,50	-0,12
75	108,5	144,67	0,00
100	144,7	144,70	0,02
200	289,7	144,85	0,12
500	723,2	144,64	-0,02

Reprodukovatelnost

Tab. č. 49: pro E6

50MU		100MU	
	Odečet diody		Odečet diody
	58,33		116,7
	58,3		116,8
	58,32		116,7
	58,5		116,8
	58,36		116,7
	58,45		116,7
	58,37		116,6
	58,47		116,6
	58,36		116,6
	58,32		116,6
Průměr	58,38	Průměr	116,68
Směrodatná odchylka	0,07	Směrodatná odchylka	0,07
100% - Směrodatná odchylka	99,93	100% - Směrodatná odchylka	99,93

Tab. č. 50: pro E9

50MU		100MU	
	Odečet diody		Odečet diody
	61,63		123
	61,63		123,1
	61,62		123
	61,53		123
	61,64		123,1
	61,63		123
	61,51		123
	61,51		122,9
	61,5		122,8
	61,44		122,8
Průměr	61,56	Průměr	122,97
Směrodatná odchylka	0,07	Směrodatná odchylka	0,10
100% - Směrodatná odchylka	99,93	100% - Směrodatná odchylka	99,90

Tab. č. 51: pro E12

50MU		100MU	
	Odečet diody		Odečet diody
	65,51		131,1
	65,62		131,1
	65,56		131
	65,46		131
	65,47		130,8
	65,64		130,7
	65,48		130,7
	65,53		130,7
	65,53		130,7
	65,5		130,8
Průměr	65,53	Průměr	130,86
Směrodatná odchylka	0,06	Směrodatná odchylka	0,16
100% - Směrodatná odchylka	99,94	100% - Směrodatná odchylka	99,84

Tab. č. 52: pro E16

50MU		100MU	
	Odečet diody		Odečet diody
	69,33		138,4
	69,24		138,3
	69,3		138,2
	69,29		138,3
	69,25		138,2
	69,22		138
	69,19		138
	69,16		138
	69,27		137,9
	69,14		137,9
Průměr	69,24	Průměr	138,12
Směrodatná odchylka	0,06	Směrodatná odchylka	0,17
100% - Směrodatná odchylka	99,94	100% - Směrodatná odchylka	99,83

Tab. č. 53: pro E20

50MU		100MU	
	Odečet diody		Odečet diody
	70,9		141,9
	70,89		141,7
	70,83		141,6
	70,82		141,6
	70,77		141,6
	70,81		141,4
	70,76		141,4
	70,8		141,1
	70,79		141,3
	70,8		141,1
Průměr	70,82	Průměr	141,47
Směrodatná odchylka	0,04	Směrodatná odchylka	0,25
100% - Směrodatná odchylka	99,96	100% - Směrodatná odchylka	99,75

Dioda 10:Závislost na dávkovém příkonu

Tab. č. 54: pro E6

Dávkový příkon	Odečet diody	Korekce
100	59,92	-0,47
200	60,17	-0,06
300	60,22	0,02
400	60,24	0,06
500	60,26	0,09
600	60,25	0,07
1000	60,38	0,29

Tab. č. 55: pro E9

Dávkový příkon	Odečet diody	Korekce
100	62,71	-1,25
200	63,49	-0,02
300	63,63	0,20
400	63,65	0,23
500	63,64	0,21
600	63,64	0,21
1000	63,77	0,42

Tab. č. 56: pro E12

Dávkový příkon	Odečet diody	Korekce
100	67,63	-0,61
200	67,99	-0,08
300	68,08	0,05
400	68,19	0,21
500	68,13	0,12
600	68,11	0,09
1000	68,2	0,22

Tab. č. 57: pro E16

Dávkový příkon	Odečet diody	Korekce
100	71,76	-0,46
200	72,04	-0,07
300	72,1	0,01
400	72,2	0,15
500	72,17	0,11
600	72,16	0,10
1000	72,21	0,16

Tab. č. 58: pro E20

Dávkový příkon	Odečet diody	Korekce
100	73,66	-0,41
200	73,94	-0,03
300	74,01	0,07
400	73,97	0,01
500	74,15	0,26
600	73,8	-0,22
1000	74,19	0,31

Závislost na dávce

Tab. č. 59: pro E6

MU	Odečet diody	Přepočet na 100 MU	Korekce
50	59,57	119,14	-0,12
75	89,55	119,4	0,10
100	119,3	119,3	0,01
200	238,7	119,35	0,05
500	596,2	119,24	-0,04

Tab. č. 60: pro E9

MU	Odečet diody	Přepočet na 100 MU	Korekce
50	63,09	126,18	0,10
75	94,47	125,96	-0,07
100	126	126	-0,04
200	252,2	126,1	0,04
500	630,1	126,02	-0,03

Tab. č. 61: pro E12

MU	Odečet diody	Přepočet na 100 MU	Korekce
50	67,19	134,38	0,00
75	100,9	134,53	0,11
100	134,4	134,4	0,01
200	268,8	134,4	0,01
500	671,1	134,22	-0,12

Tab. č. 62: pro E16

MU	Odečet diody	Přepočet na 100 MU	Korekce
50	71,07	142,14	0,05
75	106,6	142,13	0,05
100	142,2	142,2	0,09
200	284,1	142,05	-0,01
500	709,1	141,82	-0,18

Tab. č. 63: pro E20

MU	Odečet diody	Přepočet na 100MU	Korekce
50	73,78	147,56	0,85
75	109,5	146	-0,21
100	146,1	146,1	-0,15
200	292,1	146,05	-0,18
500	729,3	145,86	-0,31

Reprodukovatelnost

Tab. č. 64: pro E6

50MU		100MU	
	Odečet diody		Odečet diody
	58,51		117,2
	58,58		117,1
	58,56		117,1
	58,59		117,2
	58,62		117,1
	58,64		117,1
	58,59		117,1
	58,57		117,1
	58,59		117,1
	58,6		117
Průměr	58,59	Průměr	117,11
Směrodatná odchylka	0,03	Směrodatná odchylka	0,06
100% - Směrodatná odchylka	99,97	100% - Směrodatná odchylka	99,94

Tab. č. 65: pro E9

50MU		100MU	
	Odečet diody		Odečet diody
	61,62		123,7
	61,88		123,7
	61,84		123,7
	61,91		123,7
	61,87		123,6
	61,87		123,6
	61,87		123,5
	61,9		123,6
	61,86		123,5
	61,86		123,4
Průměr	61,85	Průměr	123,6
Směrodatná odchylka	0,08	Směrodatná odchylka	0,10
100% - Směrodatná odchylka	99,92	100% - Směrodatná odchylka	99,90

Tab. č. 66: pro E12

50MU		100MU	
	Odečet diody		Odečet diody
	65,94		131,7
	66,04		131,8
	66,06		131,7
	66,02		131,6
	65,99		131,5
	65,91		131,7
	65,89		131,5
	65,84		131,5
	65,93		131,4
	65,9		131,4
Průměr	65,95	Průměr	131,58
Směrodatná odchylka	0,07	Směrodatná odchylka	0,13
100% - Směrodatná odchylka	99,93	100% - Směrodatná odchylka	99,87

Tab. č. 67: pro E16

50MU		100MU	
	Odečet diody		Odečet diody
	69,74		139
	69,61		139
	69,74		139
	69,55		139
	69,57		138,8
	69,5		138,9
	69,63		138,7
	69,63		138,7
	69,55		138,7
	69,56		138,7
Průměr	69,61	Průměr	138,85
Směrodatná odchylka	0,08	Směrodatná odchylka	0,14
100% - Směrodatná odchylka	99,92	100% - Směrodatná odchylka	99,86

Tab. č. 68: pro E20

50MU

	Odečet diody
	71,23
	71,23
	71,29
	71,36
	71,24
	71,22
	71,27
	71,14
	71,31
	71,23
Průměr	71,25
Směrodatná odchylka	0,06
100% - Směrodatná odchylka	99,94

100MU

	Odečet diody
	142,7
	142,5
	142,4
	142,5
	142,5
	142,3
	142,3
	142,1
	142
	142
Průměr	142,33
Směrodatná odchylka	0,22
100% - Směrodatná odchylka	99,78

Pacient	Technika	Eng. [MV]	Eng. [MeV]	1. Měření			2. Měření			3. Měření		
				<i>D_{REF.}</i>	<i>D_{ZMĚŘ.}</i>	[%]	<i>D_{REF.}</i>	<i>D_{ZMĚŘ.}</i>	[%]	<i>D_{REF.}</i>	<i>D_{ZMĚŘ.}</i>	[%]
01.	Levé stehno zevně 12E		12	2,383	2,352	-1,3	2,383	2,358	-1,0			
02.	Dex. mamma 6X + 12E	6	12							2,630	2,589	-1,6
03.	Sin. prs med 6X + boost 12E	6	12							2,492	2,467	-1,0
04.	Prs med 6X + 6E	6	6							2,500	2,585	3,4
05.	Sin. prs med 6X + boost 12E	6	12							2,662	2,704	1,6
06.	2 ax. + dex. prs 2 med 6X + 9E	6	9							2,619	2,546	-2,8
07.	Prs med. 6X +16E	6	16							2,545	2,729	7,2
08.	Dex. prs el. boost 9E		9	2,386	2,263	-5,2	2,586	2,621	1,4	2,586	2,631	1,7
09.	Prs boost 16E		16	2,497	2,396	-4,0						
010.	Prs med. 6X + boost 20E	6	20							2,159	2,171	0,6
011.	Sin. prs med. 6X + boost 6E	6	6							2,474	2,518	1,8
012.	Dex. prs med. 6X + el. 12E	6	12							2,638	2,591	-1,8
013.	Sin. prs med. Ax + 6X +12E	6	12							2,481	2,432	-2,0
014.	Prs med. 6X + Ax + boost 16E	6	16							2,570	2,583	0,5
015.	Boost 12E		12	2,695	2,761	2,4						
016.	Dex. prs el. boost 16E		16	2,537	2,581	1,7	2,537	2,54	0,1	2,537	2,51	-1,1
017.	Prs med. 6X + boost 16E	6	16							2,500	2,467	-1,3
018.	Prs med. 6X + 6E	6	6							2,384	2,737	14,8
019.	Mamma 6X + 6E	6	6							2,561	2,494	-2,6
020.	Prs med. 6X + 20E	6	20							2,410	2,441	1,3
021.	Dex. prs med. 6X + 9E	6	9							2,341	2,352	0,5
022.	Mamma 6X + 16E	6	16							2,548	2,484	-2,5
023.	Sin. prs med. 6X + boost 9E	6	9							2,349	2,354	0,2
024.	Dex. prs med. 6X + boost 9E	6	9							2,682	3,541	32,0
025.	Sin. prs el. boost 12E		9	2,517	2,585	2,7	2,517	2,393	-4,9	2,517	2,585	2,7
026.	El. boost dex. 16E	6	16	2,383	2,401	0,8	2,383	2,297	-3,6			
027.	Sin. prs med. 6X + boost 12E	6	12							2,449	2,495	1,9
028.	Prs med. 6X + boost 9E	6	9							2,352	2,408	2,4
029.	Sin. prs med. 6X + boost 6E	6	6							2,427	2,406	-0,9
030.	Dex. prs med. 6X + boost 9E	6	9				2,495	2,604	4,4	2,495	2,536	1,6
031.	Sin. prs med. 6X + boost 12E	6	12							2,515	2,514	0,0
032.	Prs med. 6X	6	12							2,370	2,39	0,8
033.	Prs med. 6X	6	12							2,523	2,578	2,2
034.	Prs med. 6X + boost 12E	6	12							2,094	2,115	1,0

Tab. č. 69: Naměřené dávky u pacientů

* číslo ve fialovém čtverečku ozářeno elektronovým svazke

Průměrné odchylky pro jednotlivé energie

Tab. č. 70: pro E6

D_{REF}:	D_{ZMĚŘ}:	[%]		
2,500	2,585	3,4		
2,474	2,518	1,8		
2,384	2,737	14,8		
2,561	2,494	-2,6		
2,427	2,406	-0,9	Prům. odchylka	3,3

Tab. č. 71: pro E9

D_{REF}:	D_{ZMĚŘ}:	[%]		
2,619	2,546	-2,8		
2,386	2,263	-5,2		
2,586	2,621	1,4		
2,586	2,631	1,7		
2,341	2,352	0,5		
2,349	2,354	0,2		
2,682	3,541	32,0		
2,517	2,585	2,7		
2,517	2,585	2,7		
2,517	2,393	-4,9		
2,352	2,408	2,4		
2,495	2,604	4,4		
2,495	2,536	1,6	Prům. odchylka	2,8

Tab. č. 72: pro E12

D_{REF}:	D_{ZMĚŘ}:	[%]		
2,383	2,352	-1,3		
2,383	2,358	-1,0		
2,630	2,589	-1,6		
2,492	2,467	-1,0		
2,662	2,704	1,6		
2,638	2,591	-1,8		
2,481	2,432	-2,0		
2,695	2,761	2,4		
2,515	2,514	0,0		
2,370	2,39	0,8		
2,523	2,578	2,2		
2,094	2,115	1,0		
2,449	2,495	1,9	Prům. odchylka	0,1

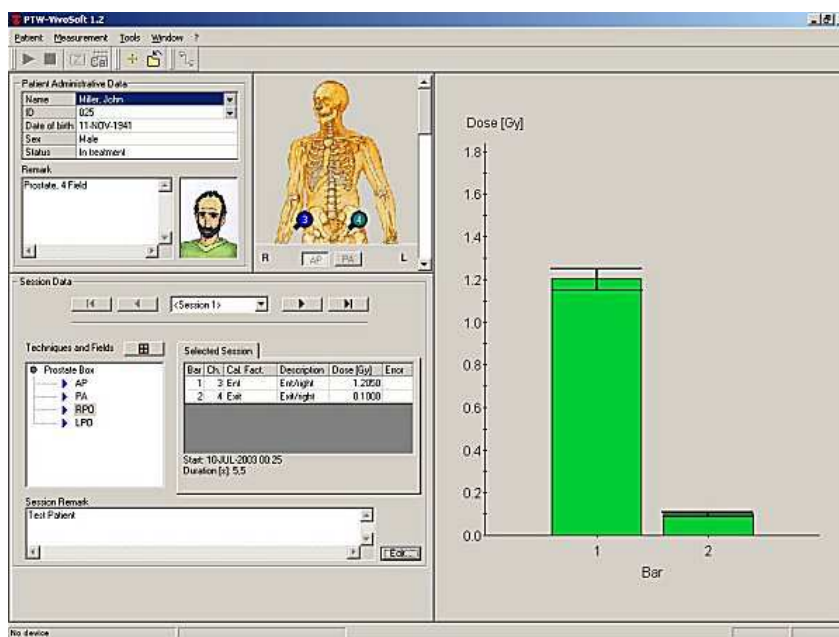
Tab. č. 73: pro E16

D_{REF}:	D_{ZMĚŘ}:	[%]		
2,545	2,729	7,2		
2,497	2,396	-4,0		
2,570	2,583	0,5		
2,537	2,581	1,7		
2,537	2,54	0,1		
2,537	2,51	-1,1		
2,500	2,467	-1,3		
2,548	2,484	-2,5		
2,383	2,401	0,8		
2,383	2,297	-3,6	Prům. odchylka	-0,2

Tab. č. 74: pro E20

D_{REF}:	D_{ZMĚŘ}:	[%]		
2,159	2,171	0,6		
2,410	2,441	1,3	Prům. odchylka	0,9

Příloha 2:



Obr. č. 19: VivoSoft software [www.ptw.de (21.2. 2010)].



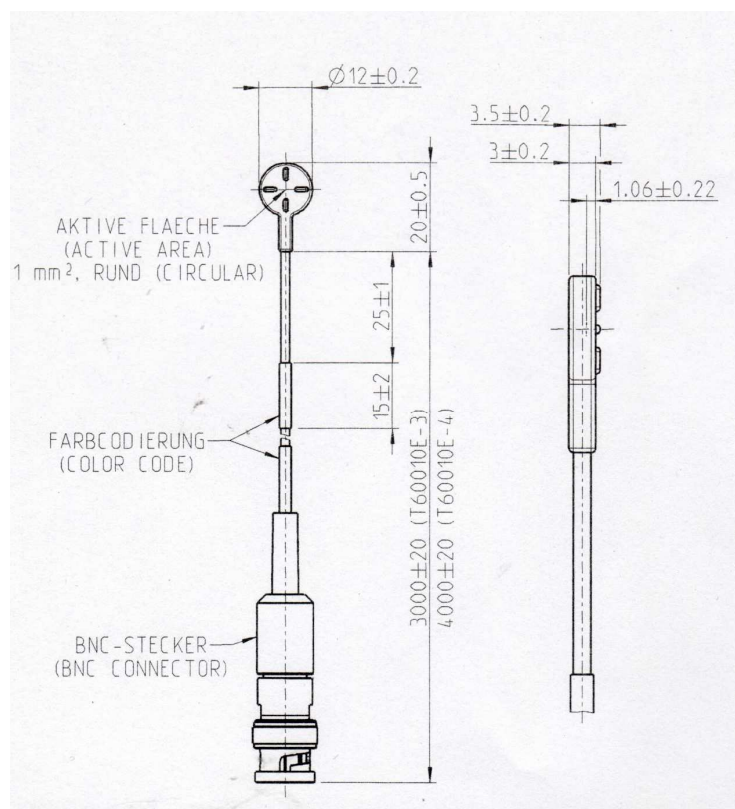
Obr. č. 20: Elektroměr Multidos [www.ptw.de (21.2.2010)].



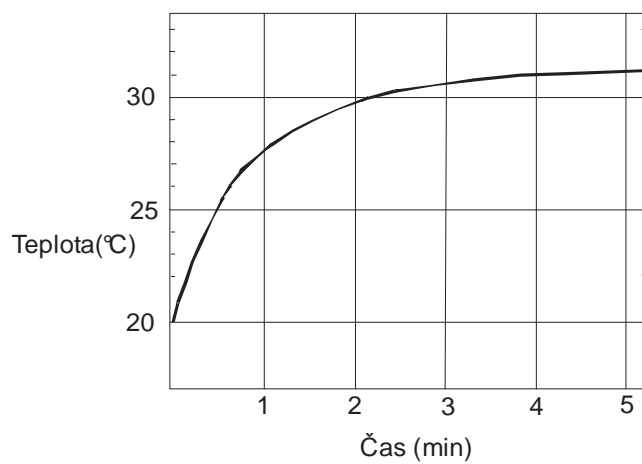
Obr. č. 21: Fantomy [www.ptw.de (21.2. 2010)].



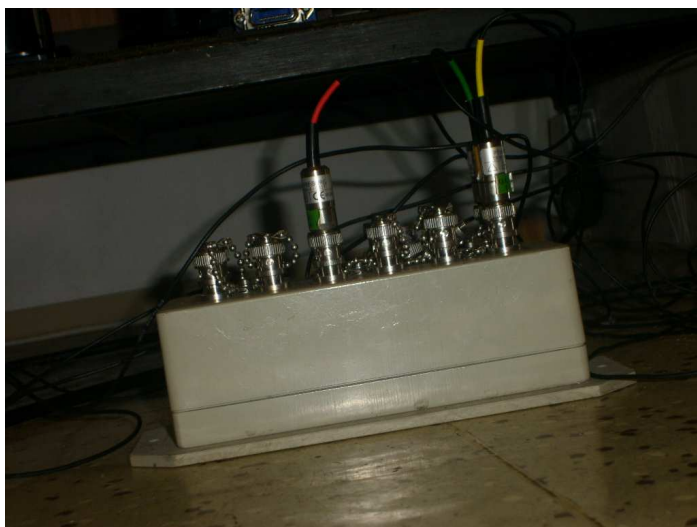
Obr. č. 22: diody [www.ptw.de (21.2.2010)].



Obr. č. 23: In vivo polovodičová komora [User manual in-vivo semi-conductor probe, PTW Freiburg].



Obr. č. 24: Teplota detektoru v závislosti na čase po umístění na pacienta [Phys. Med. Biol., Vol. 31, No 5, Brussels 2001].



Obr. č. 25: Box – na onkologickém oddělení Nemocnice České Budějovice a. s.
[vlastní].