

UNIVERZITA PAVLA JOZEFA ŠAFÁRIKA
V KOŠICIACH
PRÍRODOVEDECKÁ FAKULTA
Ústav fyzikálnych vied

**Primárna dozimetria fotónových zväzkov medicínskeho
lineárneho urýchľovača**

ŠVK
Tropp Lukáš

Vedúci práce: RNDr. Jasenčak Martin

KOŠICE 2016

UNIVERZITA PAVLA JOZEFA ŠAFÁRIKA
V KOŠICIACH
PRÍRODOVEDECKÁ FAKULTA
Ústav fyzikálnych vied

**Primárna dozimetria fotónových zväzkov medicínskeho
lineárneho urýchľovača**

ŠVK
Tropp Lukáš

Vedúci práce: RNDr. Jasenčak Martin

KOŠICE 2016

Abstrakt

Predkladaná práca je o primárnej dozimetrii fotónových zväzkov používaných v externej rádioterapii. Prvé tri kapitoly sú venované opisu príslušenstva, použitých zariadení a metodike zberu potrebných dát na charakteristiku zväzku žiarenia medicínskeho lineárneho urýchľovača. Posledné dve kapitoly sa venujú spracovaniu dát a spôsobu ich zadávania do plánovacieho systému. Cieľom práce bolo zvládnutie potrebnej metodiky a vykonanie meraní priečnych profilov, dávkový hĺbkových kriviek a výstupných faktorov radiačného zväzku.

Kľúčové slová: fotónový zväzok, relatívna dozimetria, absolútna dozimetria, výstupný faktor, izodózová krivka, absorbovaná dávka

Abstract

This paper is about primary dosimetry of photon beams used in external radiotherapy. First three chapters are dedicated to describe facilities, used equipments and methodology of collecting the necessary data for characterization radiation beam of medical linear accelerator. Last two chapters are dedicated to data processing and their method to entering them into treatment planning system. The aim of this work is a understanding needed methodics and perform measurement of dose profiles, depth dose curves and output factors of radiation beams.

Key words: photon beam, relative dosimetry, absolute dosimetry, output factor, isodose curve, absorbed dose

Obsah

1	Základná metodika a opis použitých zariadení a príslušenstva	5
1.1	Klin a multilamelový kolimátor	5
1.2	Orientácia súradnicového systému pre relatívnu dozimetriu	6
1.3	Odporúčania pre merania fotónových zväzkov	7
2	Relatívna dozimetria	12
2.1	Izodozové krivky	12
2.2	Všeobecný tvar dávkovej hĺbkovej krivky	13
2.3	Klinové filtre	14
3	Absolútna dozimetria	16
3.1	Metodika dozimetrických meraní	16
3.2	Fotónové zväzky lineárnych urýchľovačov vysokých energií	17
4	Spracovanie dát pre potreby plánovacieho systému	19
4.1	Fotónové zväzky	19
4.1.1	Dávkovo hĺbkové krivky	20
4.1.2	Priečne profily	22
4.1.3	Hviezdicový profil	25
4.1.4	Výstupné faktory	26

Zoznam obrázkov

1.1	Používané fyzické klíny	6
1.2	Porovnanie geometrických usporiadaní a) SSD, b) SAD	6
1.3	Orientácia osí	7
1.4	Príprava vodného fantómu k meraniu	8
1.5	Mosadzné krytky na ionizačnú komôrku	9
2.6	Príklad rozloženia izodóz po normalizácii na a) izocentrum b) maximum	12
2.7	Porovnanie dávkových hĺbkových kriviek medzi a) elektrónmi b) fotónmi	13
2.8	Porovnanie elektrónov a fotónov s energiou 18 MeV	14
2.9	Rozloženie dávky a) otvorené polia b) polia s klinmi	15
4.10	Ukážka setu pre 6 MeV fotóny pre pole 5x5 cm ²	20
4.11	PDD krivky pre 6 MeV fotóny pre všetky polia	21
4.12	PDD krivky pre 6 MeV fotóny s klinmi	21
4.13	X-ové profily pre všetky polia 6 MeV	22
4.14	Porovnanie nameraným a symetrizáciou korigovaných dát pre pole 4x4 cm ² 6 MeV	23
4.15	Aplikácia klinu w15	23
4.16	Aplikácia klinu w30	24
4.17	Aplikácia klinu w45	24
4.18	Aplikácia klinu w60	24
4.19	Hviezdicový profil pre pole 40x40 cm ² pre 6 MeV fotóny	25

Zoznam skratiek a pojmov

CAX odchýlka	odchýlka centrálnej osi zväzku (central axis deviation)
Gantry	rameno urýchľovača
Gy	gray, jednotka absorbovanej dávky
MU	monitorovacia jednotka (monitor unit)
OF	výstupný faktor (output factor)
PDD	percentuálna hĺbková dávka (percentual depth dose)
SAD	vzdialenosť zdroja k centru rotácie (source axis distance)
SSD	vzdialenosť zdroja žiarenia od povrchu ožarovaného objektu (source surface distance)
TPS	plánovací systém (treatment planning system)
VOÚ a.s.	Východoslovenský onkologický ústav akciová spoločnosť
WF	klinový faktor (wedge factor)

Úvod

Pri každodennej práci v onkologickej praxi sa klinický fyzik nezaobíde bez poznatkov z dozimetrie a znalosti dozimetrických meraní. Predkladaná práca obsahuje práve tieto poznatky a metodiku dozimetrie medicínskych lineárnych urýchľovačov, ktorú môžeme v najhrubšom delení rozdeliť na relatívnu a absolútnu.

Pod relatívnou primárnou dozimetriou rozumieme súbor meraní nevyhnutných na charakteristiku zväzkov žiarenia nového urýchľovača pri zavádzaní do klinickej praxe. Relatívna dozimetria zahŕňa merania priečných profilov v hlavných osiach radiačných zväzkov a merania hĺbkových kriviek otvorených, ale aj klinových polí. Grafy odpovedajúce týmto meraniam sa menia a závisia od energie použitých zväzkov, ako aj od veľkostí polí. Energia zväzku ovplyvňuje najmä hĺbku maximálnej absorbovanej dávky. S veľkosťami polí dochádza k zmene množstva vzniknutého sekundárneho ionizujúceho žiarenia, ktoré je najlepšie viditeľné pri meraniach priečných profilov. V praxi používané polia môžu byť ešte modifikované aj fyzickými klinmi, ktoré zabezpečia homogénnu distribúciu dávky v cieľovom objeme pacienta. Relatívna dozimetria nám poskytuje veľmi dôležitú prvotnú charakteristiku zväzkov medicínskeho lineárneho urýchľovača a dáta napríklad v podobe hĺbok maxim absorbovanej dávky. Všetky tieto zozbierané údaje sa ďalej zadávajú do plánovacieho systému, ktorý každodenne slúži na tvorbu rádioterapeutických liečebných plánov pre onkologických pacientov.

O výsledky relatívnej dozimetrie sa opiera aj absolútna dozimetria, ktorá je rozpracovaná v druhej polovici predloženej práce. Ide najmä o stanovenie absorbovanej dávky v bode a pravidelné kontroly stability používaných medicínskych urýchľovačov. Jej súčasťou je aj tabuľka výstupných faktorov meraní vo vode a vo vzduchu, ktoré prezentujú pomer dávok rôznych veľkostí polí vzhľadom na referenčné pole v rôznych prostrediach.

Kapitola 1

Základná metodika a opis použitých zariadení a príslušenstva

Merania pre plánovací systém by mali realizovať len medicínski fyzici s potrebnou špecializáciou. V tejto kapitole uvádzame podmienky v akých by sa mali tieto merania vykonávať a uvádzame parametre lineárneho urýchľovača, ktoré je potrebné poznať a doplniť do plánovacieho systému.

1.1 Klin a multilamelový kolimátor

Pre všetky čeluste, fyzické kliny a multilamelové čeluste kolimátora, je nutné poznať materiál (chemické zloženie) na správne určenie prechodových a roptylových faktorov. Pri väčšine plánovacích systémov potrebujeme zadať v nastaveniach programu pre daný ožarovací prístroj nasledovné parametre multilamelového kolimátora:

- Minimálnu lamelovú separáciu protiľahlých a vedľajších listov. V prípade vedľajších lamiel záporná hodnota indikuje, že je možné prekryvanie
- Maximálnu separáciu vedľajších listov a maximum separácie medzi rôznymi listami
- Pre urýchľovače, ktoré podporujú dynamické ("sliding window") IMRT techniky, je požadované poznať možné maximum rýchlosti lamelových listov a jeho zrýchlenie

[3]

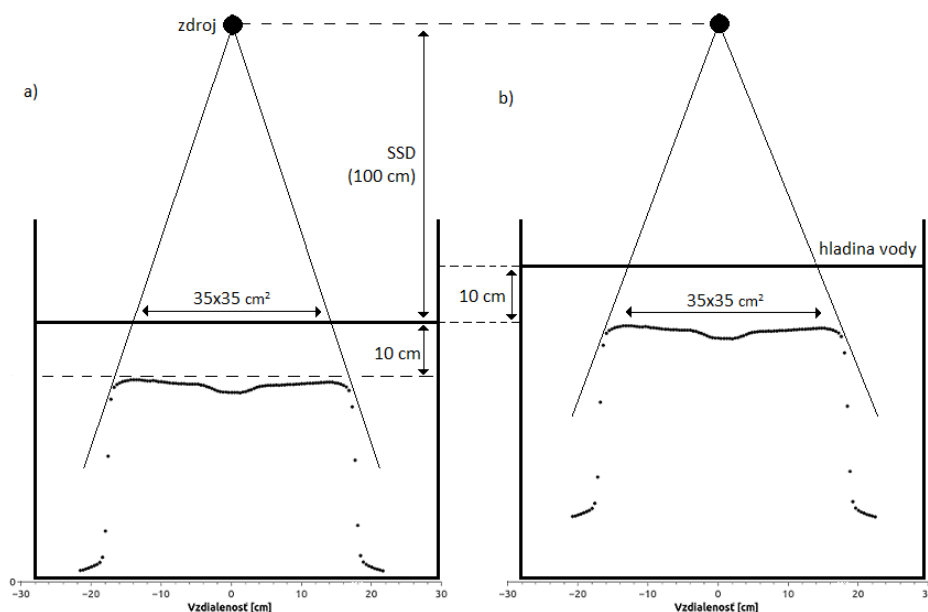


Obrázok 1.1: Používané fyzické kliny

Obrázok z VOÚ a.s.

1.2 Orientácia súradnicového systému pre relatívnu dozimetriu

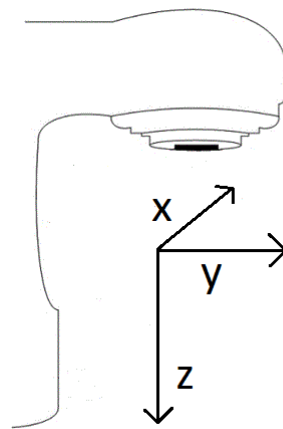
Pri meraní dávkových hĺbkových kriviek alebo priečnych profilov fotónov a elektrónov existujú dva možné geometrické spôsoby usporiadania merania, konkrétne SSD(neizocentrický) a SAD(izocentrický) prístup. V oboch prípadoch je bod záujmu vo vodnom fantóme umiestnený v rovnakej hĺbke pod vodnou hladinou (napr. 10 cm). Vo VOÚ a.s. sme využili prvý spomínaný prístup, teda neizocentrický pri konštantnej vzdialenosti $SSD = 100$ cm a rozmer skúmaného poľa overili na povrchu vodnej hladiny. Izocentrum takejto sústavy sa vždy nachádza na povrchu vodnej hladiny na osi centrálného zväzku.



Obrázok 1.2: Porovnanie geometrických usporiadaní a) SSD, b) SAD

Pri použití SSD usporiadania je počiatok súradnicového systému tam kde os zväzku pretína povrch vodného fantómu. Orientácia osí súradnicového systému, ktorú sme použili pri relatívnej dozimetrii vo VOÚ a.s. je nasledovná:

- Z-ová súradnica smeruje pozdĺž centrálnej osi zväzku(od povrchu vodného fantómu) a tak opisuje hĺbku vo vodnom fantóme
- Y-ová súradnica je paralelne k osi rotácii gantry a smeruje od gantry
- X-ová súradnica je v rovine rotácie gantry a orientovaná tak, že systém sa stáva pravotočivým



Obrázok 1.3: Orientácia osí

Tento súradnicový systém sa označuje "beam data coordinate system". Každý výrobca vodných fantómov a skenovacích zariadení môže používať odlišnú definíciu súradnicového systému. Preto súradnicový systém, ktorý používa program vodného fantómu počas exportu dát potrebuje byť presne definovaný. Niektorí výrobcovia poskytujú konverzné nástroje, ktoré nekonvertujú len formát súboru, ale aj beam data coordinate system. Je veľmi dôležité overiť súradnicový systém exportovaných súborov ešte pred zadávaním dát do plánovacieho systému. [1] [5]

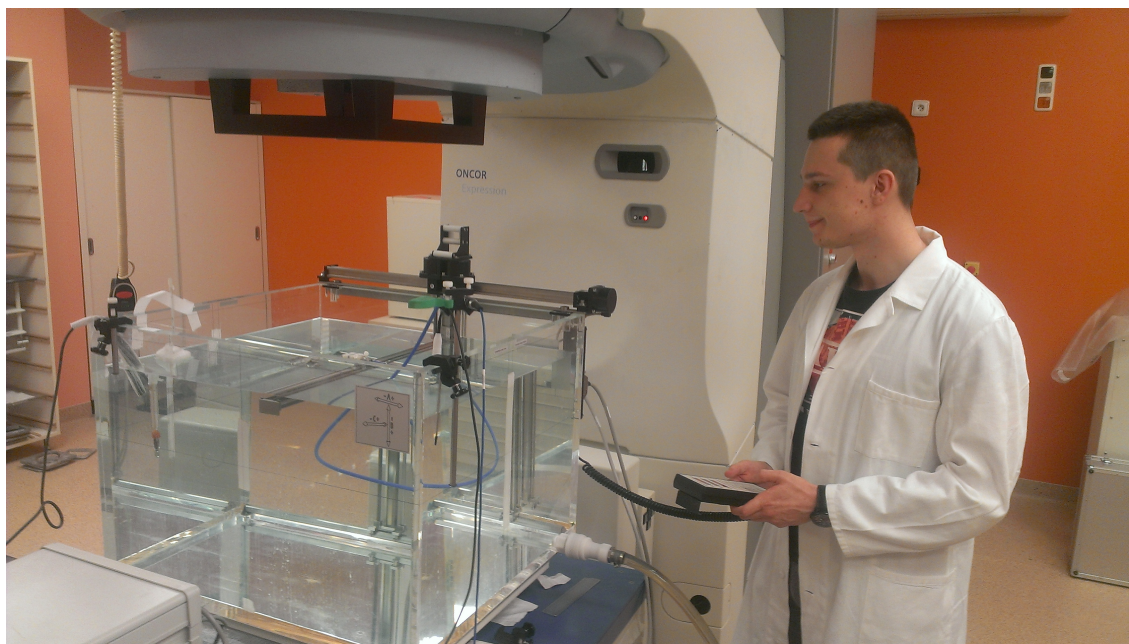
1.3 Odporúčania pre merania fotónových zväzkov

Základným subjektom potrebným na charakterizáciu lineárneho urýchľovača je energetické spektrum. Táto časť popisuje odporúčania pre merania fotónových zväzkov. Na charakteristiku fotónových zväzkov bolo potrebné meranie nasledovných typov dávkových profilov:

- Osovo-centrálne hĺbkovo dávkové skeny a fantómové rozptylovacie parametre
- Profily pozdĺž hlavných osí x, y na určenie veľkosti a tvaru radiačného zväzku
- Hviezdicové profily

Vodný fantóm

Musel byť dostatočne veľký na zvládnutie merania profilov v hĺbke 20 cm pričom musí zahŕňať maximum a dostatočne veľké polia s izocentrom v hĺbke 10 cm. Ďalej nám musel povoľovať meranie dávkových hĺbkových kriviek v hĺbke najmenej 35 cm. Kontrolný software vodného fantómu umožňoval paralelný pohyb pozdĺž hlavnej osi ako aj skenovanie pri konštantnej hĺbke pozdĺž línií prechádzajúcej cez izocentrum z ľubovoľných uhlov.



Obrázok 1.4: Príprava vodného fantómu k meraniu

Obrázok z VOÚ a.s.

Odporúčané detektory pre jednotlivé typy meraní

Aby sme sa vyhli nepresnostiam na objem detektora tak sme použili na meranie priečnych a hviezdicových profilov najmenší možný detektor, konkrétne 31014 Pin-Point chamber($0,015 \text{ cm}^3$). Ideálne by to mala byť dióda alebo diamantový detektor. Optimálny detektor na meranie hĺbkových dávok je planparalélna (Markusova)

komora. Ak planparalélna komora nieje dostupná potom najmenší možný detektor aký máme k dispozícii. Pre merania vo vzduchu rovnako ako pre skenovanie profilu sme použili čo najmenší možný detektor. Niektoré merania, namiesto vodného média vyžadujú vzduch a mosadznú čiapočku nasadenú na detektor. Absolútna dávka by mala byť meraná s oficiálne kalibrovaným a certifikovaným detektorom podľa lokálnych štandardov. Geometria merania absolútnej dávky môže byť vybraná nezávislé od ostatných meraní.



Obrázok 1.5: Mosadzné krytky na ionizačnú komôru [10]

Definovanie veľkostí polí

Merania sme vykonali pre štvorcové a obdĺžnikové polia kde jeden pár clôn je otvorený na maximum a druhý je nastavený na požadovanú veľkosť poľa.

Štvorcové: 5×5 , 10×10 , 15×15 , 20×20 a $\text{Max} \times \text{Max}$ cm².

Obdĺžnikové: $3 \times \text{Max}$, $5 \times \text{Max}$, $8 \times \text{Max}$, $10 \times \text{Max}$, $15 \times \text{Max}$, $20 \times \text{Max}$, $30 \times \text{Max}$ a opačne: $\text{Max} \times 3$, $\text{Max} \times 5$, $\text{Max} \times 8$, $\text{Max} \times 10$, $\text{Max} \times 15$, $\text{Max} \times 20$, $\text{Max} \times 30$ cm². Pre klinové polia sa vyžadujú len štvorcové polia. Polia: 5×5 , 10×10 , 15×15 , 20×20 a $\text{Max} \times \text{Max}$ cm². Klinové faktory sú požadované pre všetky fyzické klíny.

Meranie dávky

Merania sme vykonali pre otvorené polia a fyzické klíny, pokiaľ nieje uvedené inak. Fyzické klíny poskytujú mnoho smerov vloženia, je výhodnejšie merať len jeden smer. Smer vloženia klinu bol rovnaký pre všetky merania. Taktiež bolo potrebné overiť, že klin je umiestnený v strede v jeho zásuvky. Uhol kolimátora bol pre všetky merania rovnaký. Odporúčané štandardné nastavenie pre lineárne urýchľovače je vzdialenosť zdroj-izocentrum 100 cm pričom izocentrum v hĺbke 10 cm a zdroj-povrch vzdialenosť 90 cm. Je však možné použiť aj iné vhodné hĺbky a SSD hodnoty za predpokladu, že hĺbka je dostatočne nad maximálnu dávku a že rovnaké SSD a hĺbka je použitá v priebehu celého merania vrátane výstupných faktorov.

Tieto podmienky nazývame aj referenčnými podmienkami. Prakticky najlepší prístup je začať s meraním relatívnej dozimetrie vo vode. Potom, čo sú merania hotové, necháme vodný fantóm na mieste, vypustíme všetku vodu a nasadíme mosadzné krytky na detektor a vykonáme meranie vo vzduchu. Potom absolútna kalibrácia môže byť vykonaná s ľubovoľnou geometriou podľa miestnych štandardov.

Merania dávky vo vode

Vodný fantóm sme nastavili tak aby odpovedal SSD geometrii. Pre nízkoenergetické fotóny (≤ 6 MV) a kobaltové jednotky je to možné, ale neodporúča sa použiť väčšia hĺbka. V každom prípade rovnaká hĺbka a SSD musia byť použité počas celého merania pre jednu použitú kvalitu. Štandardne sme použili pre skenovanie, rovnako ako pre výstupné faktory polia 1x1, 2x2, 3x3, 4x4, 5x5, 6x6, 7x7, 8x8, 9x9, 10x10, 12x12, 14x14, 15x15, 16x16, 18x18, 20x20, 22x22, 24x24, 25x25, 30x30, 35x35 a 40x40 cm². Merania vo vode vyžadujú štvorcové polia. Ak niektorý z rozmerov nieje možné technicky dosiahnuť odporúčame takéto meranie vynechať, avšak meranie poľa 10x10 cm² nemožno vynechať.

Centrálna hĺbková osová dávka

Hĺbka (z-ová súradnica) narastala s krokom 0,1 cm od 0 do 35 cm. Je veľmi dôležité aby hĺbka nadobúdala hodnotu 0 na povrchu. Vedľajšie súradnice x, y boli nula a pohybovali sa len so zetovou súradnicou. Odporúčaný smer merania je smerom k povrchu aby sa zabránilo nežiadúcim povrchovým účinkom.

Profily pozdĺž hlavných osí

Krížové profily x(crossplane), y(inplane) sme merali pri rovnako veľkých poliach pre centrálnu hĺbkovú os. Štandardné hĺbky pre profily sú hĺbky 1.5, 5, 10, 20 cm, alebo hĺbka maxima. Zatiaľ čo skenovanie pozdĺž osí x, y by mala byť nula pre všetky datové body a naopak. Profily obsahovali najmenej 6 cm na každej strane mimo geometrické polia v izocentrickej vzdialenosti. Preto pokiaľ ide o polia 20x20 cm² pri hĺbke 10 cm pre urýchľovač s SID=100 cm, tak x-ová súradnica bola skenovaná od -16 do 16 cm alebo naopak. Odporúčaná veľkosť kroku je 0,1 cm.

Hviezdicové profily

Jedno meranie sa skladalo zo sady skenovaných riadkov pri izocentrickej vzdialenosti pre čo najväčší zväzok. Platili referenčné podmienky. Tieto skenovania riadkov pokrývali oblasť, ktorá musela byť väčšia ako geometrické pole najmenej o 2,0 cm s doporučeným prírastok uhla 10° . Všetky sady meraní hviezd museli obsahovať uhlopriečky, tj. preverovanie predchádzajúcich polových rohov. Za použitia štandardných prírastkov 10 stupňov a vrátane uhlopriečok sme získali nasledujúcich 21 uhlových líní vzhľadom k osi x, pre maximálne štvorcové pole: 0, 10, 20, 30, 40, 45, 50, 60, 70, 80, 90, 100, 110, 120, 130, 135, 140, 150, 160, 170 a 180 stupňov. Laterálne rozlíšenie sa môže líšiť pozdĺž riadkov obrazu tak, že veľkosť kroku nieje väčšia ako 0,2 cm v oblastiach vysokého gradientu na okrajoch, inak môže byť zvýšená na 0,5 - 1,0 cm.

Dodatočné merania pre multilamelový kolimátor

"Interleaf leakage"

Netesnosť lamiel sa merala s nastavením T-poľa s multilamelovým kolimátorom. Z dôvodov jednotnosti sa tiež odporúča meranie T-poľa so zrkadlovým nastavením listov. Tieto otvorené časti T-poľa by mali byť medzi 4 a 5 cm široké a tak dlhé ako MLC techniky môžu dosiahnuť. Počas merania je požadované otvoriť ostávajúce "ne-MLC" clony čo najširšie.

Malé polia

Ak je k dispozícii požadované a vhodné vybavenie, potom výstupné faktory vo vode a priečných profilov môžu byť tiež merané zo štvorcových polí menších ako $5 \times 5 \text{ cm}^2$. Polia medzi 4×4 a $1 \times 1 \text{ cm}^2$ možno merať, pokiaľ to používané detektory dovoľia. Tie môžu byť použité na doladenie veľkosti zdroja zväzku.

[3] [4] [8]

Kapitola 2

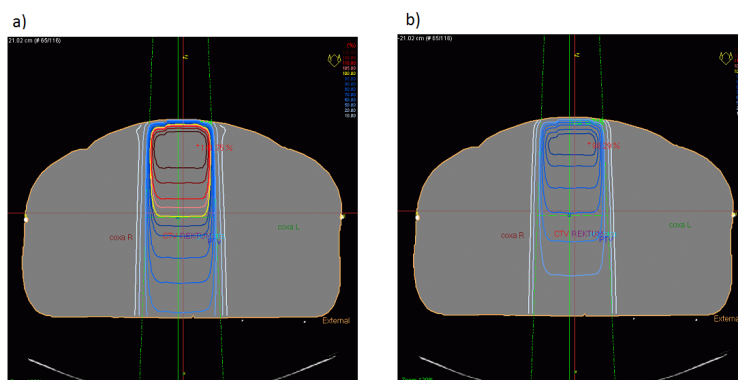
Relatívna dozimetria

2.1 Izodozové krivky

Izodozové krivky spájajú body rovnakej absorbovanej dávky dávky. Predstavujú planárnu reprezentáciu dávkovej distribúcie a poukazujú na správanie sa jedného alebo kombinácie viacerých zväzkov rôzneho tienenia, klinu, bolusu atď. Môžu byť merané priamo vo vode alebo počítané z PDD a priečnych profilov radiačných zväzkov. Krivky môžu reprezentovať aktuálnu absorbovanú dávku v jednotkách Gy, no častejšie sú normované na 100 % v danom bode. Dva najbežnejšie normalizačné body sú nasledovné :

1. normalizácia na 100 % v hĺbke dávkového maxima na centrálnej osi
2. normalizácia v izocentre

Nasledovný obrázok porovnáva rozloženie izodóz pri týchto normalizáciach.[1]

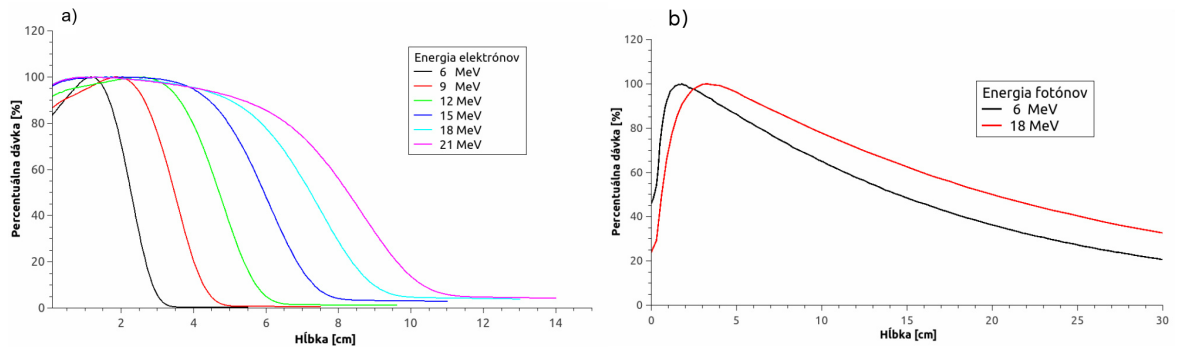


Obrázok 2.6: Príklad rozloženia izodóz po normalizácii na a) izocentrum b) maximum

Obrázky z plánovacieho systému VOÚ a.s.

2.2 Všeobecný tvar dávkovej hĺbkovej krivky

Elektronové zväzky, častokrát predstavujú vhodnú voľbu v liečbe povrchových nádorov (menej ako 5 cm hlbokých). Elektróny sa využívajú v rádioterapii od začiatku rokov 1950. Prvé zväzky boli produkované betatrónmi neskôr mikrotrónmi a v súčasnosti sa používajú najmä lineárne urýchľovače. Tie poskytujú vysoko energetické elektronové zväzky v rozmedzí energií od 4 do 22 MeV. Všeobecný tvar dávkovej hĺbkovej krivky v centrálnej osi zväzku pre elektróny sa líši od fotónov. Obr 1.2(a) zobrazuje dávkovo hĺbkové krivky pre rôzne energie elektrónov v rozsahu od 6 do 21 MeV a obr.1.2(b) zobrazuje dávkovo hĺbkové krivky pre fotóny s energiami 6 a 18 MeV. Pre elektrónovú dávkovo hĺbkovú krivku na centrálnej osi zväzku, v porovnaní s fotónovým zväzkom, je typická vysoká povrchová dávka, ktorá ďalej narastá až do svojho maxima určitej hĺbky z_{max} . Za týmto maximom energia elektrónového zväzku rapídne klesá. Tieto vlastnosti ponúkajú jasnú klinickú výhodu pri liečbe povrchových nádorových ochorení.



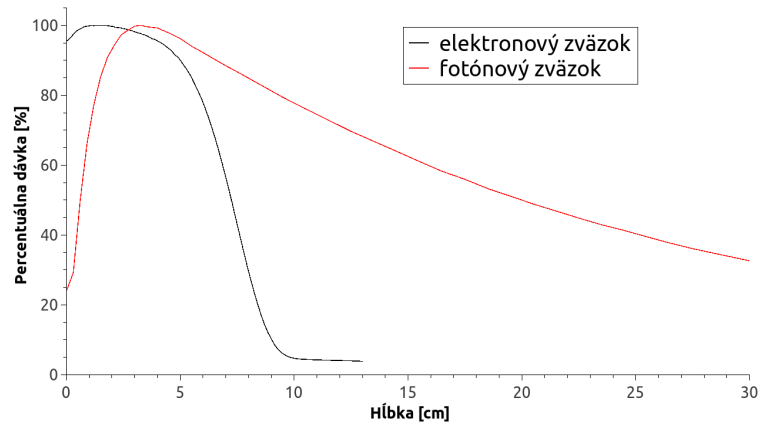
Obrázok 2.7: Porovnanie dávkových hĺbkových kriviek medzi a) elektrónmi b) fotónmi

Typický vysoko energetický lineárny urýchľovač poskytuje elektronové zväzky s diskretnými energiami v rozsahu od 4 do 25 MeV. Po výstupe z urýchľovača sa elektronový zväzok považuje za takmer homogénny pričom pri svojej ceste interaguje s nasledujúcimi štruktúrami: výstupné okno, rozptylové fólie, kolimátory a vzduch, čo má za následok

- rozšírenie elektrónového spektra lúča
- produkciu sekundárneho žiarenia, ktoré prispieva k dávke meraného profilu (pričného aj hĺbkoveho)

V klinickej praxi sme ale častejšie konfrontovaní so situáciami kedy je nádor uložený

vo väčšej hĺbke. Z tohto dôvodu sú viac používané fotónové zväzky kvôli ich dosahu. Vo VOÚ a.s. elektróny ako liečebný zväzok využívame menej ako v 5 % prípadov. [1]



Obrázok 2.8: Porovnanie elektrónov a fotónov s energiou 18 MeV

2.3 Klinové filtre

V súčasnosti sa využívajú tri typy klinových filtrov: fyzický, motorizovaný, dynamický.

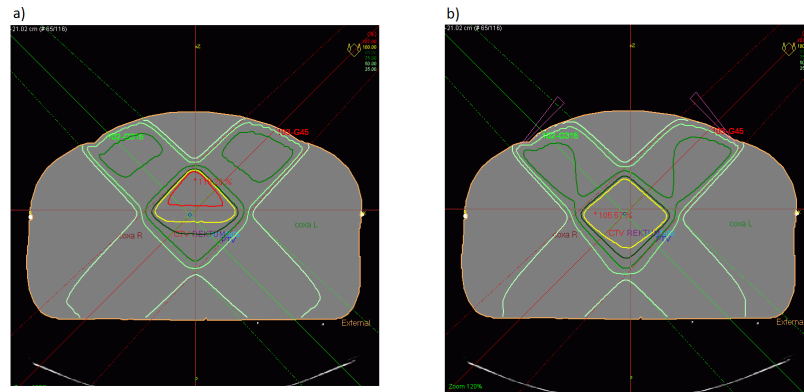
1. Fyzický klin je kus olova alebo ocele v tvare klinu, ktorý je umiestnený v dráhe lúča na vytvorenie gradientu intenzity žiarenia. Tento typ klinov je nutné ručne zasunúť do príslušnej pozície v ožarovacom prístroji.
2. Motorizovaný klin je podobné zariadenie, ide o fyzický klin zabudovaný v ožarovači, ktorý je ovladateľný diaľkovo, resp. prístroj ho umiestňuje do zväzku automaticky, ak je to požadované zadanými parametrami.
3. Dynamický klin produkuje rovnaký gradient intenzity žiarenia posúvaním jednej strany tieniacich blokov naprieč ožarovacím poľom pri zapnutom zväzku.

Nasledujúce platí pre všetky kliny:

- Hrubý koniec klinu sa nazýva päta: cez túto časť prejde najnižšia dávka. Druhý koniec sa nazýva palec.
- Uhol klinu je všeobecne definovaný ako uhol medzi 50 % izodózou a kolmicou na centrálnu os zväzku. Bežne dostupé uhlové rozmedzie je od 10 do 60 stupňov.

Existujú dve hlavné využitia klinov:

- Môžu byť použité na kompenzáciu šikmých anatomických povrchov
- Dvojica klinov môže byť taktiež veľmi užitočná v liečbe relatívne nízko ležiacich lézií, do ktorých sú nasmerované dva zväzky pod uhlom (menej ako 180°), nazývame ich konvergentné polia.



Obrázok 2.9: Rozloženie dávky a) otvorené polia b) polia s klinmi
Obrázky z plánovacieho systému z VOÚ a.s.

Klinový faktor je definovaný ako podiel dávky v špecifikovanej hĺbke (obvyčajne z_{max}) na centrálnej osi zväzku s klinom, k dávke s rovnakými podmienkami bez klinu. Tento faktor je používaný v MU výpočte na kompenzáciu redukcie intenzity žiarenia pri prechode zväzku klinom. WF faktor závisí od hĺbky a veľkosti poľa. [1] [7]

Kapitola 3

Absolútna dozimetria

3.1 Metodika dozimetrických meraní

Pri liečbe ionizujúcim žiarením je najdôležitejšou meranou veličinou absorbovaná dávka, pretože má jasnú súvislosť s biologickými účinkami žiarenia. Metodika meraní absorbovanej dávky v rádioterapii je zoštandardizovaná v dokumente Technical reports series 398 (TRS), ktorý vydáva International Atomic Energy Agency (IAEA). Absorbovaná dávka vo vode, ktorá sa používa ako štandardné prostredie merania je pre ionizačnú komoru umiestnenú v referenčných podmienkach daná vzťahom:

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (3.1)$$

Kde M_Q je údaj z dozimetra obsahujúci súčin korekčných faktorov na ovplyvňujúce veličiny, k_{Q,Q_0} je oprava na rozdiel medzi referenčnou kvalitou Q_0 a kvalitou Q meraného zväzku a N_{D,w,Q_0} je kalibračný faktor absorbovanej dávky vo vode pre dozimeter vo zväzku žiarenia referenčnej kvality Q_0 . Kalibračný faktor ionizačnej komory platí len za referenčných podmienok pri ktorých bola kalibrácia spravená. Akákoľvek odchýlka od referenčných podmienok musí byť zohľadnená ako oprava na príslušný faktor. V klinickej praxi sa môžeme stretnúť so zavádzaním opráv na: kalibráciu elektrometra, vplyv zmeny polarity zberného napätia na odozvu komory, neúplný zber iónov z dutiny ionizačnej komory spôsobený ich rekombináciou. Tieto opravy nemajú až tak závažný vplyv na celkovú chybu merania. V praxi sa najčastejšie pracuje len s korekciou na teplotu a tlak.

$$k_{T,P} = \frac{(273,2 + T)P_0}{(273,2 + T_0)P} \quad (3.2)$$

Korekčný faktor $k_{T,P}$ spraví opravu na hmotnosť vzduchu v dutine komory pričom P a T sú tlak a teplota počas merania a P_0 , T_0 sú referenčné hodnoty. Zvyčajne 101,3

kPa a 20 °C. Tieto korekčné faktory sú všeobecne zaužívané ale existujú aj špeciálne pre každý druh žiarenia zvlášť. Dokument TRS pre fotónové a elektrónové zväzky lineárneho urýchľovača rozpracúva nasledovnú metodiku.[2]

3.2 Fotónové zväzky lineárnych urýchľovačov vysokých energií

Nasledujúci postup je založený na kalibračnom faktore absorbovanej dávky vo vode N_{D,w,Q_0} pre dozimeter okalibrovaný vo zväzku referenčnej kvality Q_0 a pre fotóny generované elektrónmi s energiou v rozmedzí 1 až 50 MeV. Najpoužívanejšou referenčnou kvalitou Q_0 fotónových zväzkov je žiarenie gama ^{60}Co . Odporúčame používať cylindrickú ionizačnú komoru, planparalélnu len pre relatívnu dozimetriu. Na meranie absorbovanej dávky od fotonových zväzkov je odporúčaným materiálom fantómu voda. Samotný fantóm by mal presahovať rozmery poľa vytvoreného zväzkom o 5 cm na každú stranu v rovine dopadu a jeho hĺbka by mala byť o 5 g/cm² väčšia ako maximálna hĺbka použitá na meranie. Vo zväzkoch fotónov vysokých energií, generovaných liečebnými urýchľovačmi kvalitu vyjadrujeme hodnotou izocentrickej hĺbkovej dávky $\text{TPR}_{20,10}$. Vyjadruje pomer dávok v hĺbkach 10 a 20 cm vo vodnom fantóme, meraných pri konštantnej vzdialenosti SCD (skin collimator distance) 100 cm, pričom veľkosť poľa vytvorená zväzkom v rovine merania je 10 cm x 10 cm. Najdôležitejšou vlastnosťou tohto ukazovateľa kvality je jeho nezávislosť na elektrónovej kontaminácii dopadajúceho zväzku a nakoľko je to len pomer dvoch dávok tak si nevyžaduje ani opravu na posunutie bodu merania cylindrickou komorou. Referenčné podmienky pre stanovenie kvality fotonového zväzku $Q(\text{TPR}_{20,10})$:

- materiálom fantómu je voda
- cylindrická alebo planparalélna komora
- hĺbka merania 10 a 20 g/cm²
- referenčný bod komory je u cylindrických komôr na osi v strede dutiny, pri planparalélnych v strede vnútorného povrchu vstupného okienka
- umiestnenie referenčného bodu je v hĺbke merania
- SCD 100 cm

- veľkosť poľa pri SCD je 10 cm x 10 cm

Ďalšou možnosťou ako získať pomer $TPR_{20,10}$ je výpočet z merania relatívnej hĺbkovej dávky podľa vzťahu :

$$TPR_{20,10} = 1,2661PDD_{20,10} - 0,0595 \quad (3.3)$$

kde $PDD_{20,10}$ je pomer hĺbkových dávok v hĺbkach 20 a 10 cm vo vodnom fantóme v poli o veľkosti 10 cm x 10 cm v rovine povrchu fantóma, pričom SSD (skin source distance) je 100 cm. Tento empirický vzťah bol odvodení z merania na 700 urýchľovačoch. V praxi častejšie využívaný postup. Stanovením hodnoty $TPR_{20,10}$ pre danú použitú komoru dostaneme z tabuliek, ktoré ponúka dokument TRS398, hodnotu k_{Q,Q_0} . Referenčné podmienky pre stanovenie absorbovanej dávky vo vode od fotónového zväzku :

- materiálom fantómu je voda
- cylindrická komora
- hĺbka merania (z_{ref}):
 1. $TPR_{20,10} < 0,7$; 10 (alebo 5) g/cm²
 2. $TPR_{20,10} > 0,7$; 10 g/cm²
- referenčný bod komory je na osi v strede dutiny
- poloha referenčného bodu je hĺbka merania z_{ref}
- SSD/SCD 100 cm
- veľkosť poľa 10 cm x 10 cm

Pre výpočet v referenčnej hĺbke platí pre hodnotu veličiny absorbovanej dávky rovnaký vzťah ako bol popísaný v sekcii 3.1, aj so všetkými korekciami. Nie vždy, ale stačí len referenčná hĺbka. V praxi, napríklad pri meraní hĺbkových ionizačných kriviek je potrebné ísť do hĺbky (z_{max}) maximálnej dávky alebo iných. Ak na meranie kriviek použijeme cylindrickú komoru musíme brať do úvahy polohu efektívneho bodu pracovného objemu komory. To znamená, že celá krivka hĺbkovej ionizácie musí byť posunutá smerom k povrchu o vzdialenosť $0,6 r_{cyl}$, kde r_{cyl} je polomer dutiny danej cylindrickej ionizačnej komory. [2]

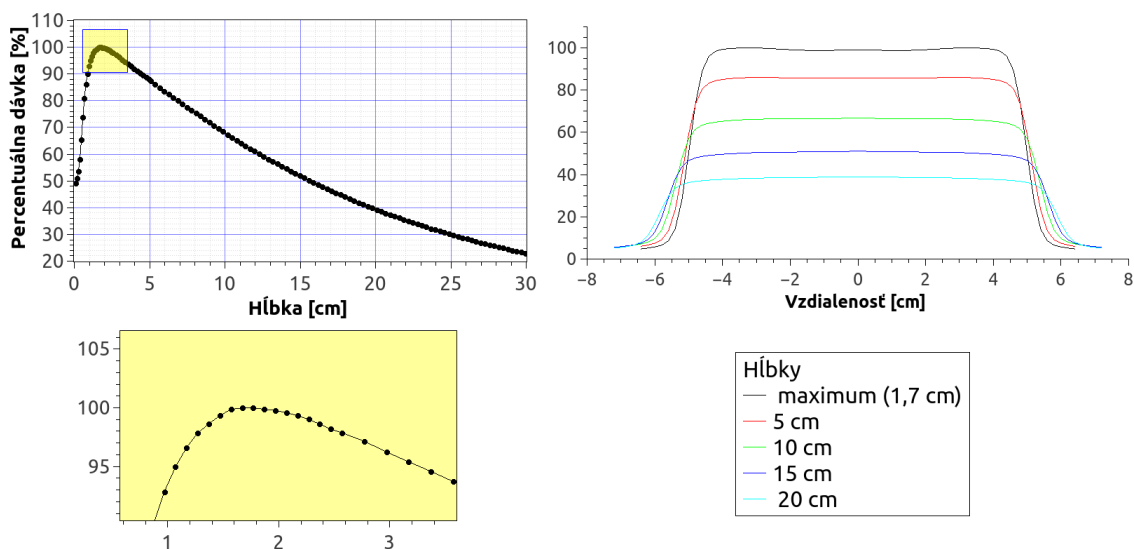
Kapitola 4

Spracovanie dát pre potreby plánovacieho systému

Podľa postupov uvedených v predošlých kapitolách dostávame prvotné hrubé dáta tzv. "raw" dáta. Tieto sú počas merania zaznamenávané a ďalej upravované komerčne dostupným programom Mephysto. Jedná sa o pokročilý program, ktorý dovoľuje užívateľovi vykonať rôzne merania týkajúce sa zberu a spracovania dát pri zavádzaní urýchľovača do prevádzky a jeho kontrole. Nenulový pracovný objem ionizačnej komory, rozvírená voda vo vodnom fantóme spôsobená pohybom mechanického ramena na ktorom je upevnená ionizačná komora, ale aj vychýlenie centrálnej osi zväzku (CAX odchýlka) a ďalšie technické nedokonalosti pri meraní si v konečnom dôsledku vyžadujú úpravu a korekciu dát, pred tým ako sú tieto namerané dáta vložené do plánovacieho systému. Medzi najviac využívané nástroje v Mephyste patrí posunutie, vyhladenie a symetrizácia kriviek. V ďalších podkapitolách uvedieme a rozoberieme spracované merania pre elektrónové a fotónové zväzky, ktoré sú potrebné na správne modelovanie liečebných plánov v TPS Oncentra. [13]

4.1 Fotónové zväzky

Merania prebehli v celých setoh to znamená, že pre každú zmeranú PDD krivku pre dané pole sa pre odpovedajúce pole zmerajú zároveň aj priečne profily v jednotlivých hĺbkach, ktoré sú požadované.

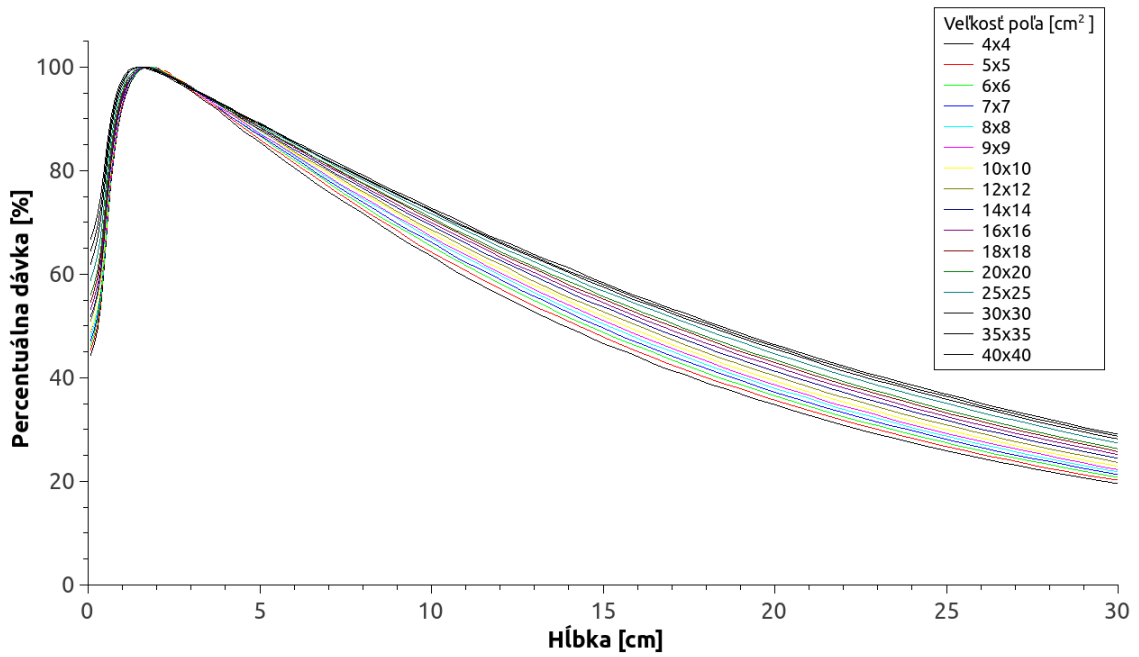


Obrázok 4.10: Ukážka setu pre 6 MeV fotóny pre pole $5 \times 5 \text{ cm}^2$

Všetky ďalšie merania a úpravy budú rozobrané pre 6 MeV fotóny. Identické merania a následne spracovanie je samozrejme potrebné pre všetky ďalšie dostupné energie, v našom prípade 18 MeV fotóny. Pre ne platia rovnaké postupy, len kvôli vyššej energii sa zmenia charakteristiky, ktoré sú závislé od energie ako väčšia prenikavosť do hĺbky, vyššia tvorba sekundárneho žiarenia.

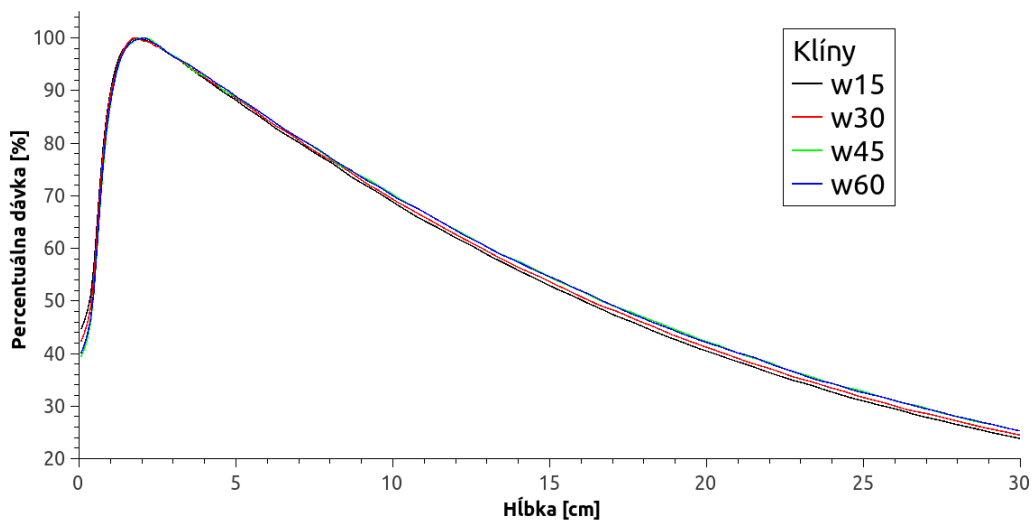
4.1.1 Dávkovo hĺbkové krivky

Poskytujú informáciu o hĺbke maxima absorbovanej dávky a o absorpcii žiarenia do hĺbky na centrálnej osi zväzku. Tieto krivky sme merali pre všetky polia od veľkosti $4 \times 4 \text{ cm}^2$ až po pole $40 \times 40 \text{ cm}^2$. Pre polia do $5 \times 5 \text{ cm}^2$ vrátane sa používa bodová dióda, pre väčšie polia štandardná ionizačná alebo planparalelná komora.



Obrázok 4.11: PDD krivky pre 6 MeV fotóny pre všetky poľa

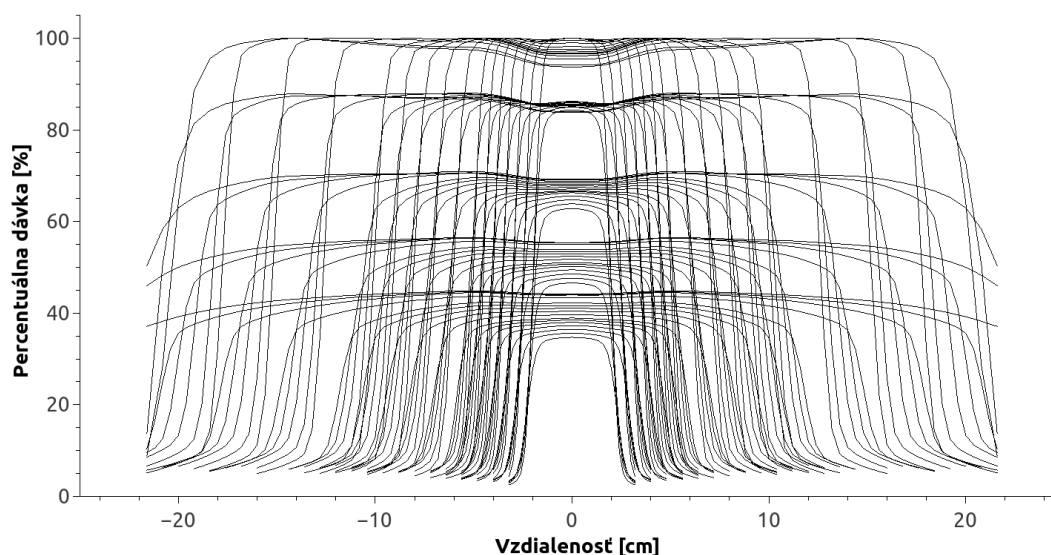
Pre meranie hĺbkových kriviek je najvhodnejšie použiť planoparalelné komory. Keďže sme použili cylindrickú, museli sme vziať v úvahu polohu efektívneho bodu komory. To znamená, že celá krivka musí byť posunutá o vzdialenosť $0,6 r_{cyl}$ smerom k hladine. Ďalej boli aplikované klíny označované w15, w30, w45, w60 pre pole $10 \times 10 \text{ cm}^2$. [6] [9] [11] [14]



Obrázok 4.12: PDD krivky pre 6 MeV fotóny s klinmi

4.1.2 Priechne profily

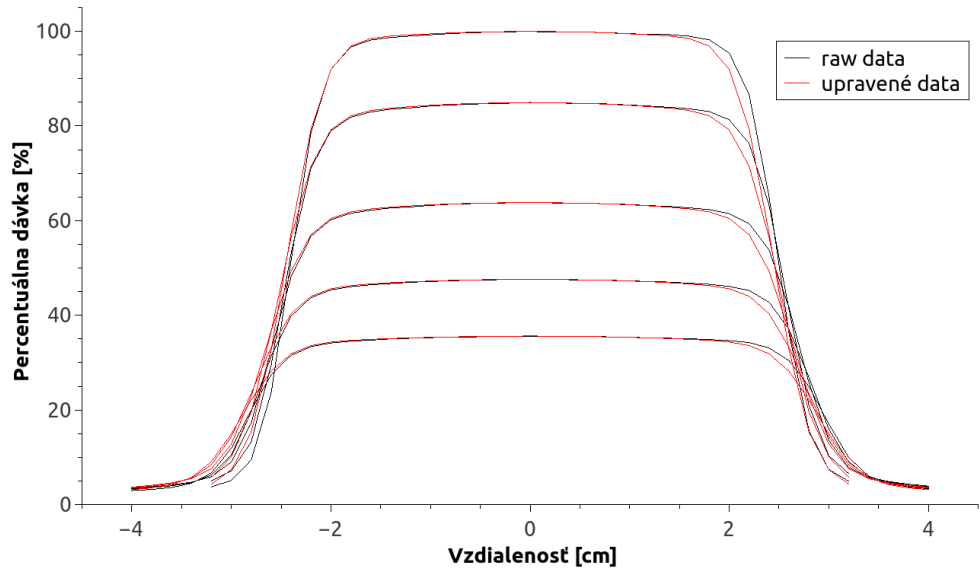
Výstupom týchto meraní je priečna dávková charakteristika používaných polí od 4x4 cm² po 40x40 cm², v x-ovom aj v y-ovom smere pre hĺbky 1,7 cm (hĺbka maxima absorbovanej dávky), 5 cm, 10 cm, 15 cm, 20 cm. Najskôr sme začali s otvorenými poliami.



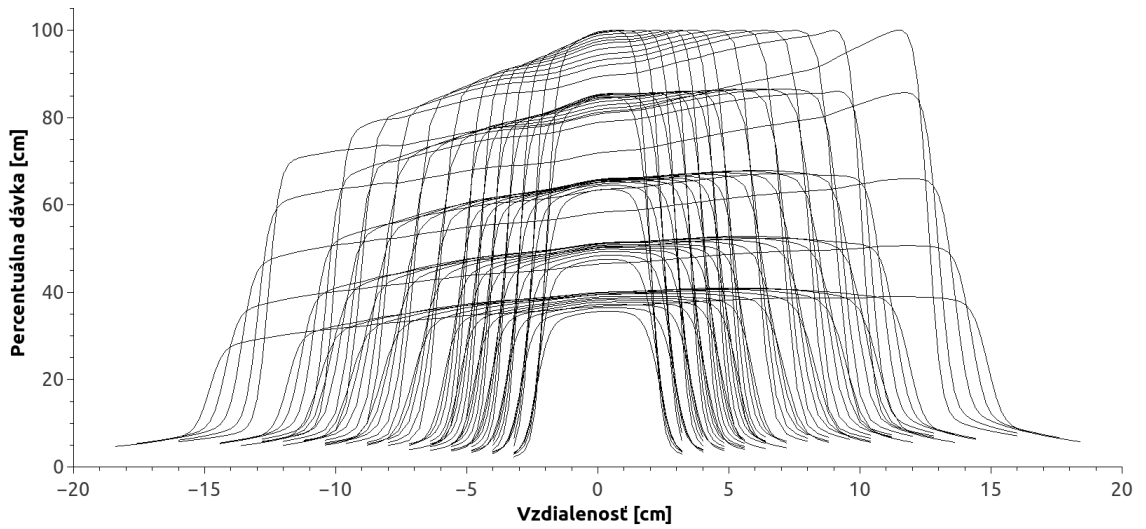
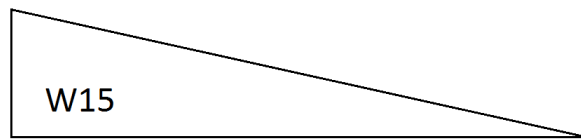
Obrázok 4.13: X-ové profily pre všetky polia 6 MeV

Nakoľko ide o otvorené polia, v y-ovom smere vykazujú polia identické správanie. Nasledujúci obrázok poukazuje na jemný rozdiel medzi nespracovanými a spracovanými (pripravenými) dátami do plánovacieho systému.

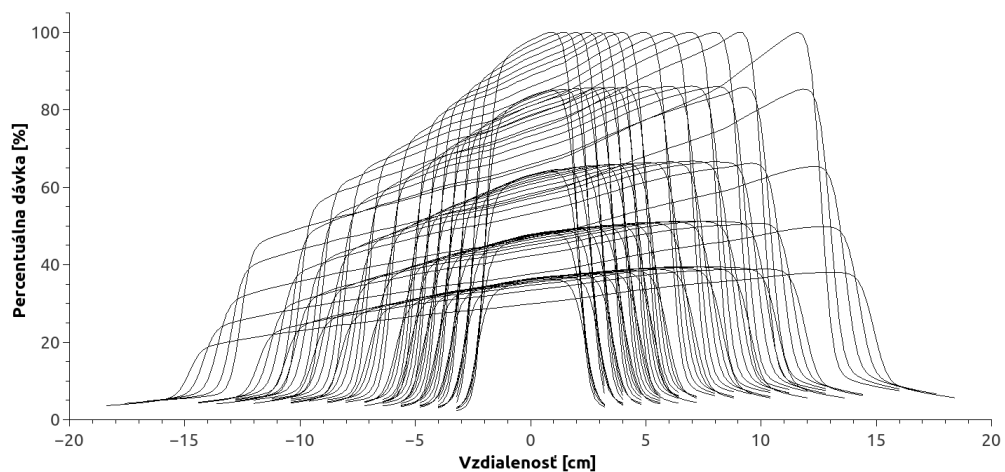
Rovnako ako na dávkovo hĺbkové krivky aj tu sa postupne aplikujú jednotlivé klíny w15, w30, w45, w60, ktoré v praxi napomáhajú k homogénemu rozloženiu dávky v cieľovom objeme. [6] [7] [9] [11] [14]



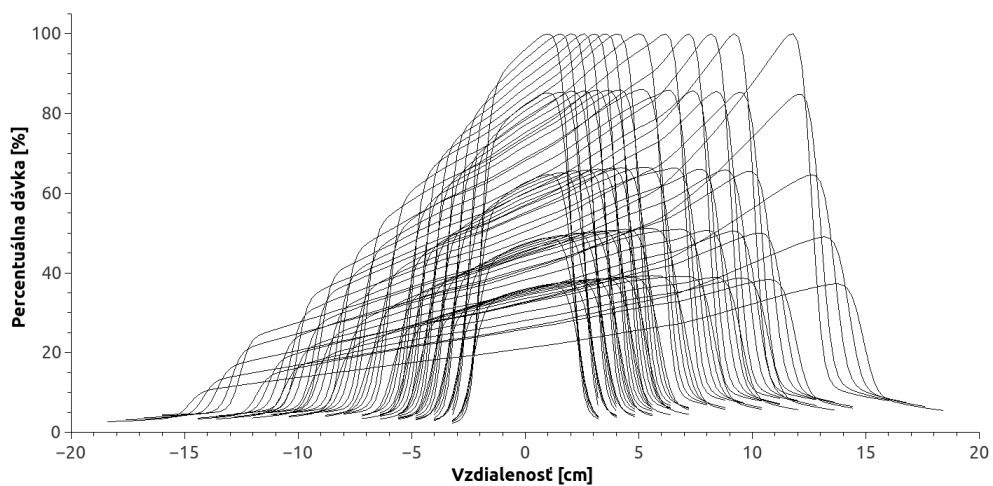
Obrázok 4.14: Porovnanie nameraným a symetrizáciou korigovaných dát pre pole 4x4 cm² 6 MeV



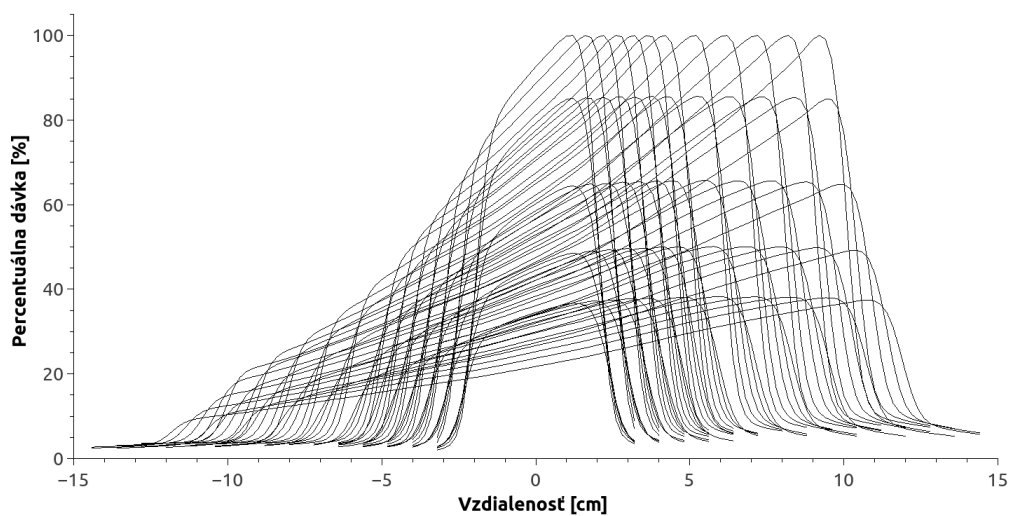
Obrázok 4.15: Aplikácia klinu w15



Obrázok 4.16: Aplikácia klinu w30



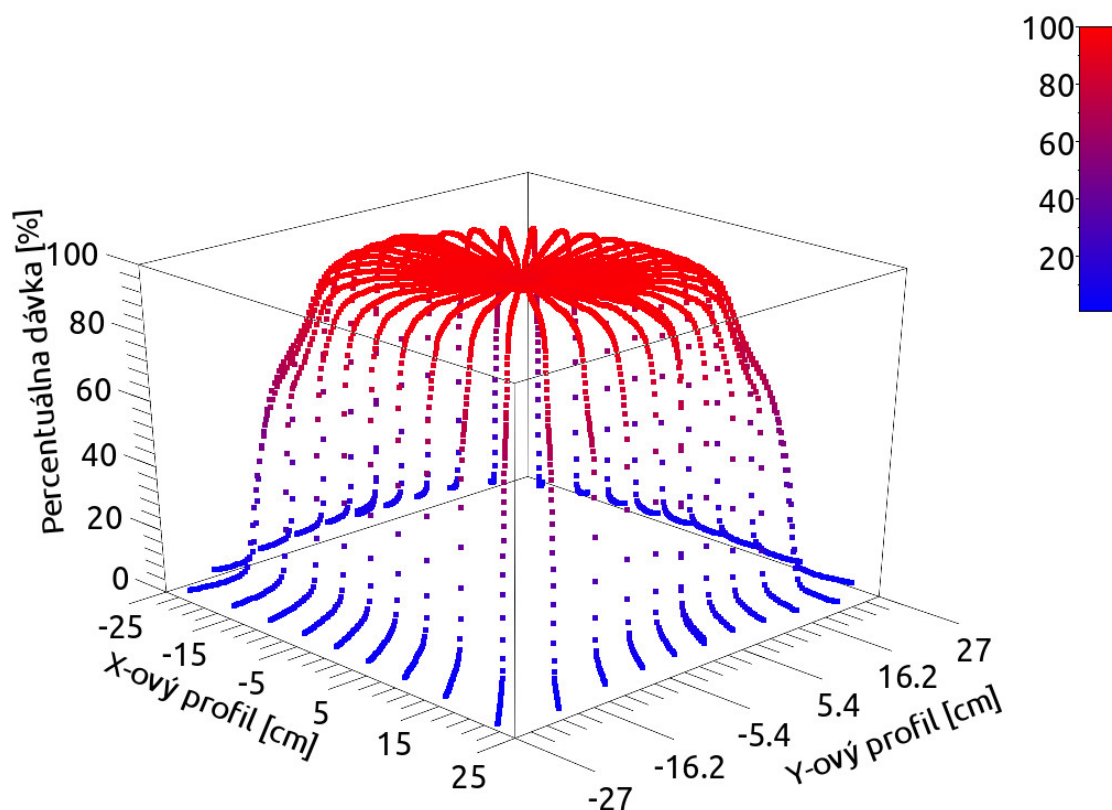
Obrázok 4.17: Aplikácia klinu w45



Obrázok 4.18: Aplikácia klinu w60

4.1.3 Hviezdicový profil

Nasledujúci graf zodpovedá meraniu hviezdnicového (star) profilu, tak ako je opísaný v kapitole 1.3. Takéto meranie je potrebné vykonať rovnako aj pre 18 MeV fotóny a potrebné klíny.



Obrázok 4.19: Hviezdicový profil pre pole 40x40 cm² pre 6 MeV fotóny

4.1.4 Výstupné faktory

Súčasťou absolútnej dozimetrie okrem stanovenia absorbovanej dávky vo vode, referenčnej hĺbky a parametrov kvality zväzku $\text{TPR}_{20,10}$, R_{50} je aj určenie výstupných faktorov. Ako prvé sme zmerali priemernú dávku v hĺbke maxima pre všetky štvorcové polia, ktoré sumarizuje nasledovná tabuľka.

Rozmer poľa [cm ²]	\bar{D} [Gy]	OF
1x1	0.55000	0.5440158
2x2	0.864400	0.8549951
3x3	0.913167	0.9032311
4x4	0.931567	0.9214309
5x5	0.947167	0.9368612
6x6	0.962400	0.9519288
7x7	0.976933	0.9663040
8x8	0.989467	0.9787010
9x9	1.000000	0.9891197
10x10	1.011000	1.0000000
12x12	1.027000	1.0158259
14x14	1.040333	1.0290142
15x15	1.046000	1.0346192
16x16	1.050667	1.0392351
18x18	1.059000	1.0474777
20x20	1.066333	1.0547313
22x22	1.072333	1.0606660
24x24	1.078000	1.0662710
25x25	1.081000	1.0692384
30x30	1.090000	1.0781405
35x35	1.096667	1.0847346
40x40	1.100000	1.0880317

Tabuľka 4.1: Tabuľka výstupných faktorov pre polia a 6 MeV fotóny

Rovnakým spôsobom sme získali výstupné faktory aj pre klinové polia s tým rozdielom, že počas merania sme postupne aplikovali požadované kliny w15, w30, w45, w60. Dávky pre chýbajúce štvorcové polia, ktoré sme pre zefektívnenie meraní, počas merania vynechali, sme dointerpolovali a normalizáciou vzhľadom na referenčné pole 10x10 cm² sme získali výstupné faktory.

$$OF = \frac{\overline{D}_{pole}}{\overline{D}_{10x10}} \quad (4.1)$$

Samozrejme v klinickej praxi bežne využívame aj rôzne obdĺžnikové polia. Meranie každého rozmeru poľa pre každú energiu, klin, hĺbku by bolo časovo veľmi náročné. Preto na určenie výstupných faktorov zvyšných obdĺžnikových polí sme využili a v klinickej praxi sa využíva princíp ekvivalencie polí. Tento princíp rozoberieme na nasledujúcom príklade. Uvažujme obdĺžnikové pole s rozmerom 6x10 resp. 10x6 cm². V prvom kroku potrebujeme vypočítať veličinu tzv. ekvivaletné pole

$$E_{6x10} = \frac{2xy}{x+y} = \frac{2 * 6 * 10}{6 + 10} = 7,5 \quad (4.2)$$

Pokiaľ máme dávky nanormalizované, pripravené výstupné faktory ako v tabuľke 4.1, v ďalšom kroku sa dostávame už ku konkrétnej hodnote výstupného faktora pre pole 6x10 resp. 10x6 cm²

$$\begin{aligned} OF_{6x10} &= (OF_{10x10} - OF_{6x6}) * (E_{6x10} - \lfloor E_{6x10} \rfloor) + OF_{6x6} = \\ &= (1 - 0,9519288) * (7,5 - 7) + 0,9519288 = 0,9759644 \end{aligned} \quad (4.3)$$

Takýmto spôsobom vieme dopočítať ostatné chýbajúce kombinácie polí. Ďalej vieme doráť dávkový príkon D_r pre dané pole pomocou dávkového príkonu referenčného pola a OF daného pola ako

$$D_{r(axb)} = D_{r(10x10)} * OF_{axb} \quad (4.4)$$

[4] [12] [15]

Záver

K správnej tvorbe a modelovaniu radiačných plánov pre onkologických pacientov je nevyhnutná primárna dozimetria, ktorá sa vykonáva pred zavedením lineárneho medicínskeho urýchľovača do klinickej praxe. Počas jeho prevádzky klinickí fyzici ďalej vykonávajú dozimetrické kontroly a zodpovedajú tak za stabilitu a dávkový výstup urýchľovača.

V teoretickej časti sme predovšetkým najskôr zadefinovali geometriu merania, ktorú sme celý čas používali. Ďalej sme postupne opísali použité príslušenstvo ako vodný fantóm, detektory, aplikátory a merania nevyhnutné na celkový opis medicínskeho lineárneho urýchľovača a ním generovaných fotónových zväzkov. V metodike sme uviedli postupy pre relatívnu a absolútnu dozimetriu fotónových zväzkov na získavanie dávkovo hĺbkových kriviek, priečnych profilov, stanovenia absorbovanej dávky v presne definovanom bode a výstupných faktorov.

V praktickej časti sme sa sústredili na zhromaždenie, spracovanie získaných dát pre fotónové zväzky, ktoré zahŕňa symetrizáciu, vyhladenie a posuny kriviek vzhľadom na efektívny bod použitých ionizačných komôr. K spracovaniu dát rovnako patrí aj určenie výstupných faktorov pre štvorcové polia, pre obdĺžnikové polia sme využili princíp ekvivalencie polí. Takto zozbierané a upravené dáta sa ďalej posunú do plánovacieho systému, ktorý ich využíva pri svojom modelovaní.

Počas tvorby práce sme systematicky zhromažďovali a usporiadali dáta a literatúru, ktorá môže byť veľmi nápomocná pre začínajúcich študentov a pracovníkov v oblasti klinickej fyziky a medicínskej dozimetrie.

Zoznam použitej literatúry

- [1] E.B. Podgorsak. *Radiation Oncology Physics*. Viedeň: IAEA, 2005. 609 s. ISBN 92-0-107304-6.
- [2] Technical Report Series No. 398.: *Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy*. Viedeň: IAEA, 2000. 229 s.
- [3] Oncentra[®] Master Plan v3.2: *Radiation Commissioning and Quality Assurance*. 173 s. REF 192.740ENG-02A.
- [4] Varian medical system. *Reference Guide for Eclipse Algorithms*. 2004. 62 s. ISO 13485.
- [5] P.R. Almond et al. AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. In *Medical Physics*. 1999, č. 9, s. 1854-1858.
- [6] G. Narayanasamy et al. Commissioning an Elekta Versa HD linear accelerator. In *Journal Of Applied Clinical Medical Physics*. 2016, č. 17, s. 179-190.
- [7] R. A. Popple et al. Determination of field size-dependent wedge factors from a few selected measurements. In *Journal Of Applied Clinical Medical Physics*. 2005, č. 1, s. 51-60.
- [8] Vestník ministerstva zdravotníctva Slovenskej republiky, čiastka 32-60, 2010
- [9] W. Cruz et al. Dosimetric comparison of water phantoms, ion chambers, and data acquisition modes for LINAC characterization. In *Radiation Measurements*. 2015, č. 82, s. 108 - 114.
- [10] <http://www.rpdinc.com/>
- [11] <http://www.wienkav.at/kav/kfj/91033454/physik/eclipse/beamdata.htm>

[12] <http://jacmp.org/index.php/jacmp/article/view/3213/1936>

[13] <http://www.ptw.de/mephysto0.html>

[14] <http://www.slideshare.net/paulpampz04/isodose-curves-26644276>

[15] <http://www.slideshare.net/search/slideshow?searchfrom=header&q=output+factors>