

**Fakulta matematiky, fyziky a informatiky
Univerzita Komenského Bratislava
Katedra jadrovej fyziky a biofyziky**

**SPRESNENIE APLIKOVANEJ DÁVKY V RÁDIOTERAPII
ZAVEDENÍM METODIKY DOZIMETRIE**

Dizertačná práca

Vedný odbor 11-24-9

Bratislava 2007

Ing. Anna Križanová

POĎAKOVANIE

Na začiatku by som sa chcela poďakovať školiteľovi Doc. RNDr. Martinovi Chudému, CSc. z katedry jadrovej fyziky a biofyziky Fakulty matematiky, fyziky a informatiky Univerzity Komenského v Bratislave za odborné vedenie počas môjho doktorandského štúdia.

Ďalej som veľmi vďačná svojim kolegom z Oddelenia klinickej rádiofyziky, ako i lekárom a laborantom z Kliniky rádioterapie Onkologického ústavu svätej Alžbety, ktorí mi, či už priamo pri meraniach alebo cennými radami a pripomienkami pomáhali pri písaní tejto práce. Menovite moja vďaka patrí Ing. Rastislavovi Rohožkovi za pomoc pri príprave a vyhodnocovaní termoluminiscenčných detektorov.

A nakoniec by som sa chcela touto cestou poďakovať aj svojej rodine, hlavne manželovi Petrovi a dcérke Julke za ich podporu a pochopenie počas prípravy tejto práce.

ABSTRAKT

KRIŽANOVÁ, Anna. *Spresnenie aplikovanej dávky v rádioterapii zavedením metodiky dozimetrie* [Dizertačná práca]. Univerzita Komenského v Bratislave. Fakulta matematiky, fyziky a informatiky. Katedra jadrovej fyziky a biofyziky. Školiteľ: Doc. RNDr. Martin Chudý, CSc.

Biologický efekt ionizujúceho žiarenia je priamo úmerný dávke žiarenia, t.j. množstvu absorbovanej energie, preto musíme vedieť stanoviť dávku v ktoromkoľvek mieste ožarovaného objemu. Existuje veľa krokov v reťazi procesu stanovenia dávky dodanej pacientovi podstupujúceho rádioterapiu a každý z nich môže predstavovať nejakú neistotu. Preto stojí za to a rovnako by malo byť nutnosťou pre určitú skupinu pacientov alebo nezvyčajné liečebné podmienky urobiť konečnú kontrolu skutočnej liečby použitím in vivo dozimetrie. In vivo dozimetria nám dáva možnosť verifikovať presnosť aplikácie predpísanej dávky počas ožarovania. Prostredníctvom týchto meraní sa môžu odhaliť rôzne systémové nepresnosti pri liečbe, ako i náhodné chyby u jednotlivých pacientov. Tieto merania neslúžia iba ku kontrole dávky dodanej do cieľového objemu, ale tiež dávky absorbovanej v kritických orgánoch (napr. šošovky, pľúca pri TBI) alebo v situáciách, kedy je dávku ťažko predpovedať (napr. neštandardné SSD alebo použitie bolusu).

Kľúčové slová: In vivo dozimetria. Ionizačná dozimetria. Termoluminiscenčná dozimetria. Polovodičová dozimetria.

PREDHOVOR

Zhubné nádory spolu s ochoreniami kardiovaskulárneho systému sú nesporne chorobami dnešnej modernej doby. Zhubný nádor môže postihnúť ktorýkoľvek orgán alebo tkanivo v ľudskom organizme. Preto sa tejto problematike a klinickému výskumu venuje veľká pozornosť.

Cieľom rádioterapie je zničiť tumorózne bunky žiarením, za predpokladu minimálneho radiačného poškodenia zdravého tkaniva. V súčasnosti je približne polovica onkologických pacientov liečená rádioterapiou, ktorá je súčasťou ich primárnej terapie, alebo je aplikovaná pri recidívach, či ako paliatívna liečba.

Proces rádioterapie je komplex a zahŕňa rad procedurálnych krokov začínajúcich diagnostikou pacienta a určením stagingu choroby a vyvrcholením liečbou po špecifikovaní ožarovaného objemu. Presnosť každého kroku má priamy dosah na liečebný výsledok. Vysoký stupeň presnosti v dodaní dávky žiarenia do tumoru je veľmi dôležitý pre úspech rádioterapie.

Nové postupy v procese rádioterapie vytvárajú ďalšie možnosti liečby, ale ani najmodernejšie zariadenie nemôže samé o sebe dosiahnuť vysoký stupeň presnosti v dodanej dávke, je to možné iba prostredníctvom plnenia úloh programov zabezpečenia kvality (Q.A.).

Presnosť absorbovanej dávky je dosiahnutá prostredníctvom precíznej dozimetrie, ktorá zahŕňa veľký počet krokov, počnúc kalibráciou dozimetrického systému po určenie absorbovanej dávky v bode záujmu na alebo v pacientovi prostredníctvom in vivo dozimetrie.

Jedným z dôvodov, ktorý ma viedol k výberu tejto témy dizertačnej práce bola skutočnosť, že touto problematikou som sa zaoberala už od začiatku môjho pôsobenia na Onkologickom ústave sv. Alžbety (OÚSA). Ďalším podnetom bolo zapojenie sa nášho ústavu do programu EURAQA (a pan European Radiation Quality Assurance).

OBSAH

ZOZNAM ILUSTRÁCIÍ A TABULIEK	1
Zoznam obrázkov	1
Zoznam grafov	1
Zoznam tabuliek	2
ZOZNAM SKRATIEK A SYMBOLOV.....	3
ÚVOD	5
CIELE DIZERTAČNEJ PRÁCE	8
Štruktúra práce:	9
1 ZVÝŠENIE PRESNOSTI DOZIMETRIE V RÁDIOTERAPII.....	10
2 MATERIÁL A METÓDY	13
2.1 Klinická časť	13
2.1.1 Celotelové ožiarenie.....	13
2.1.2 Prsník.....	15
2.1.3 Nádory hlavy a krku	17
2.1.4 Veľkoobjemové ožarovanie	20
2.2.1 Priestorové rozloženie dávky.....	22
2.2.2 Dozimetria pomocou ionizačných komôr.....	24
2.2.2.1 Kalibrácia ionizačných komôr vo vzduchu	24
2.2.2.2 Overovanie dozimetrov vo vode	25
2.2.3 Dozimetria in vivo.....	27
2.2.4 Termoluminiscenčná dozimetria.....	28
2.2.5 Polovodičová dozimetria	32
3 EXPERIMENTÁLNA ČASŤ	37
3.1 Meracie prístroje a zariadenia	37
3.1.1 Lineárny urýchľovač.....	37
3.1.2 Kobaltový ožarovač	38
3.1.3 Plánovací systém Helax TMS 4.0	38
3.1.4 Plánovací systém Oncentra MasterPlan (OMP).....	39
3.1.5 AM6 CE.....	39
3.1.6 Vyhodnocovacie zariadenie pre TL dozimetriu.....	40
3.1.7 Dozimeter UNIDOS E	41
3.1.8 Dozimeter Baldwin-Farmer 2570/1A.....	41
3.1.9 Dozimeter DOSE 1	41
3.1.10 Ostatné zariadenia.....	41
3.2 Merania a ich výsledky.....	42
3.2.1 In vivo dozimetria u vybraných pacientov na Chisobalte.....	42
3.2.2 In vivo dozimetria pri celotelovom ožiarení.....	47
3.2.2.1 Výpočet monitorových jednotiek (MU):	49
3.2.2.2 Výpočet absorbovanej dávky pre ionizačnú komoru:	52
3.2.2.3 Určenie absorbovanej dávky z polovodičových detektorov:.....	52
3.2.2.4 Stanovenie absorbovanej dávky pomocou TL detektorov:	53
3.2.2.5 Kontrola absorbovanej dávky na pľúcach.	53
3.2.2.6 Kontrola absorbovanej dávky v referenčných bodoch.	54
3.2.3 In vivo dozimetria u vybraných ožarovacích techník na lineárnom	
urýchľovači s multileaf kolimátorom	56

3.2.3.1 In vivo dozimetria u karcinómu prsníka.....	57
3.2.3.2 In vivo dozimetria u nádorov hlavy a krku.....	60
3.2.4 In vivo dozimetria u mantel techniky	66
4 DISKUSIA	69
4.1 In vivo TL dozimetria na kobaltovom ožarovači.....	69
4.2 In vivo dozimetria pri celotelovom ožarovaní.....	70
4.3 In vivo dozimetria u vybraných ožarovacích techník na lineárnom urýchl'ovači s multileaf kolimátorom	72
4.4 Kontrola dávky pri plášťovej technike.....	74
ZÁVER	76
ZOZNAM POUŽITEJ LITERATÚRY	80

ZOZNAM ILUSTRÁCIÍ A TABULIEK

Zoznam obrázkov

Obr. 1: Pravdepodobnosť lokálnej kontroly nádoru a poškodenia zdravého tkaniva v závislosti na veľkosti aplikovanej dávky

Obr. 2: Medzinárodný merací systém

Obr. 3: Nadväznosť medzi SSDL a rádioterapeutickými pracoviskami

Obr. 4: Schéma „sweeping beam“ techniky s vykrývajúcimi blokmi uloženými nad pacientom.

Obr. 5 (a): Schematický diagram techniky štyroch polí: dvoch tangenciálnych polí na oblasť prsníka a dvoch protiľahlých polí na oblasť regionálnych lymfatických uzlín. (b) Využitie nezávislého pohybu lamiel kolimátora pre prispôsobenie hornej hranice tangenciálnych polí a supraklavikulového poľa.

Obr. 6: Schematické usporiadanie techniky troch polí: dve kontralaterálne polia na oblasť tváre a krku a jedno priame ventrálne pole na oblasť supraklavikuly.

Obr. 7: Percentuálna hĺbková dávka k referenčnej dávke.

Obr. 8: Schematické znázornenie termoluminiscenčného procesu.

Obr. 9: Rôzne druhy termoluminiscenčných detektorov

Obr. 10: Rôzne druhy polovodičových detektorov

Obr.11: Kalibrácia diódy pre meranie vstupnej dávky. Ionizačná komora je umiestnená v referenčnej hĺbke vo fantóme a dióda na povrchu v referenčnej geometrii.

Obr.12: Zobrazenie build-up čiapočiek. Prvá zľava hliníková pre merania na kobaltových ožarovačoch, v strede medená pre merania na lineárnom urýchľovači s energiou 6 MV, posledná v poradí je polyetylénová cylindrická kapsuľa.

Obr. 13: Umiestnenie TLD v build – up čiapočke v meracom bode na pacientovi.

Obr.14: Pacient v špeciálnom lôžku s vykrývajúcimi blokmi na pľúca a rozloženými detektormi v referenčných bodoch.

Obr. 15: Build- up čiapočky pre TLD.

Obr. 16: Izodózový plán pre pacientku s karcinómom prsníka v rôznych rovinách

Obr. 17: Izodózový plán pre pacienta s karcinómom v oblasti hlavy a krku v rôznych rovinách

Obr. 18: Rozloženie referenčných meracích bodov pri plášťovej technike: 1-horné mediastínium, 2-dolné mediastínium, 3-axilla, 4-krk

Zoznam grafov

Graf 1: Hĺbková krivka.

Graf 2: Pomer nameranej D_m a vypočítanej dávky D_s u pacientov ožarovaných rôznymi technikami na kobaltovom ožarovači

Graf 3: Reprodukovateľnosť nameranej absorbovanej dávky D_m .

Graf 4: Percentuálne vyjadrenie zmien MU vo vzťahu k predpísanej dávke.

Graf 5: Počet pacientov s určitou zmenou monitorovacích jednotiek

Graf 6: Veľkosť dávky na pľúcach meraná polovodičovými detektormi.

Graf 7: Veľkosť dávky na pľúcach meraná termoluminiscenčnými detektormi.

Graf 8: Rozmedzie celkovej nameranej dávky v referenčných bodoch na pacientovi.

Graf 9: Priemerná absorbovaná dávka meraná pomocou jednotlivých detektorov pre prsník. med.

Graf 10: Priemerná absorbovaná dávka meraná pomocou jednotlivých detektorov pre prsník lat.

Graf 11: Priemerná absorbovaná dávka meraná pomocou jednotlivých detektorov pre suprakl. vent.

Graf 12: Priemerná absorbovaná dávka meraná pomocou jednotlivých detektorov pre tvár sin

Graf 13: Priemerná absorbovaná dávka meraná pomocou jednotlivých detektorov pre tvár dx

Graf 14: Priemerná absorbovaná dávka meraná pomocou jednotlivých detektorov pre suprakl. sin vent.

Graf 15: Priemerná absorbovaná dávka meraná pomocou jednotlivých detektorov pre suprakl. dx vent.

Zoznam tabuliek

Tabuľka 1: Problémy s použitím detektorov pri in vivo dozimetrii.

Tabuľka 2: Ožarovacie parametre pacientov a vstupné údaje pre porovnanie vypočítanej a nameranej absorbovanej dávky v referenčnom bode.

Tabuľka 3: Vyhodnotenie výsledkov vypočítanej dávky plánovacím systémom Ds s dávkou nameranou Dm v jednotlivých meracích bodoch.

Tabuľka 4: Porovnanie nameraných a vypočítaných absorbovaných dávok v dvoch meracích bodoch, a to: tvár + krk sin a tvar + krk dx.

Tabuľka 5: Porovnanie nameraných a vypočítaných absorbovaných dávok v dvoch meracích bodoch, a to: supraklavikula sin vent. a supraklavikula dx vent.

Tabuľka 6: Porovnanie nameraných a vypočítaných hodnôt absorbovanej dávky v daných meracích bodoch na pacientoch.

Tabuľka 7: Výsledky auditu programu EURAQA pre fotónové zväzky na jednotlivých pracoviskách na Slovensku.

Tabuľka 8: Výsledky auditu programu EURAQA pre elektrónové zväzky na jednotlivých pracoviskách na Slovensku.

Tabuľka 9: Vyhodnotenie výsledkov vypočítanej absorbovanej dávky s nameranou absorbovanou dávkou v referenčných bodoch na kobaltovom ožarovači pre rôzne ožarovacie techniky.

Tabuľka 10: Výpočet monitorovacích jednotiek podľa AP v referenčnom bode

Tabuľka 11: Namerané hodnoty maximálnej a minimálnej celkovej absorbovanej dávky v predpísaných referenčných bodoch meraných pomocou rôznych detektorov

Tabuľka 12: Namerané hodnoty celkovej absorbovanej dávky v referenčných bodoch pomocou rôznych detektorov u troch vybraných pacientoch pri TBI.

ZOZNAM SKRATIEK A SYMBOLOV

γ	gama žiarenie
ALL	akútna lymfatická leukémia
AML	akútna myelotická leukémia
AP	anterior posterior
BIPM	Bureau International des Poids et Mesures
CML	chronická myelotická leukémia
CT	Computer Tomography
D	absorbovaná dávka
D_0	dávka potrebná na dosiahnutie lokálnej kontroly (vyhojenia) nádoru
D_m	nameraná dávka
D_s	vypočítaná dávka
dE	stredná energia
dm	hmotnosť
Z_{ref}	referenčná hĺbka
EURAQA	a pan European Radiation Quality Assurance
ESTRO	European Society for Therapeutic Radiology and Oncology
E_Z	šírka zakázaného pásma
IAEA	International Atomic Energy Agency
ICRU	International Commission on Radiation Units and Measurements
ISO	International Organization for Standardisation
K	kermový príkon
MLC	Multileaf Collimators
MRI	Magnetic Resonance Images
MU	monitorové jednotky
M_u	priemerná nameraná hodnota korigovaná na tlak a teplotu
$N_{D,w}$	kalibračný faktor vo vode
N_K	kermový kalibračný faktor vo vzduchu
NTCP	Normal Tissue Complication Probability
OK	vzdialenosť zdroj žiarenia - koža
OÚSA	Onkologický ústav Sv. Alžbety

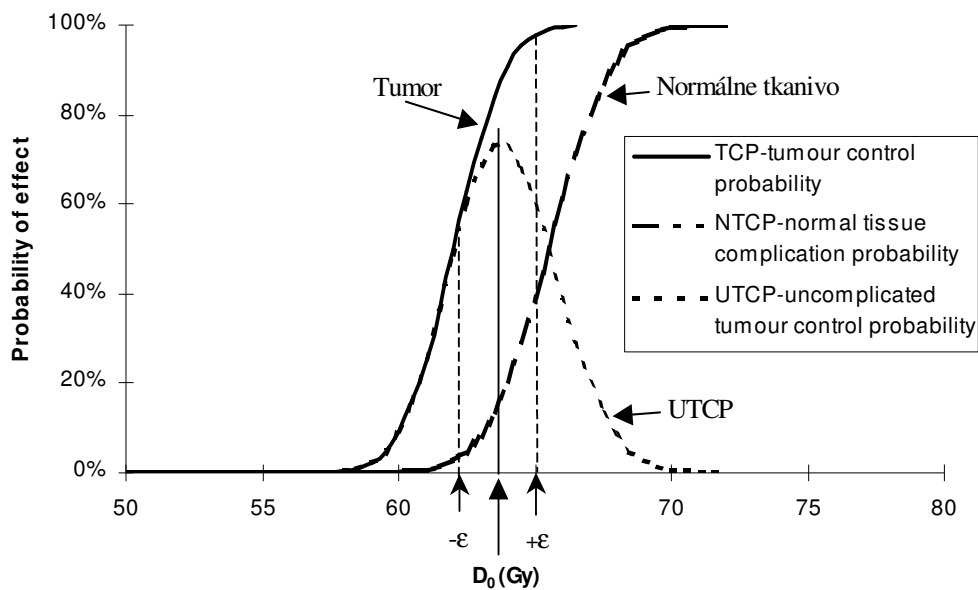
PET	Positron Emission Tomography
PTV	Planning Tumour Volume
PSDL	Primary Standard Dosimetry Laboratory
Q.A.	Quality Assurance
SSD	Source Skin Distance
SSDL	Secondary Standard Dosimetry Laboratory
TBI	Total Body Irradiation
TCP	Tumour Control Probability
TD	Total Dose
TLD	termoluminiscenčný detektor
TPS	Treatment Planning System
UTCP	Uncomplicated Tumour Control Probability
WHO	World Health Organization
X (rtg)	röntgenové žiarenie

ÚVOD

Incidencia nádorových ochorení v Európe narastá. V súčasnosti u viac ako 1,2 milióna ľudí každoročne je diagnostikované malígne ochorenie. Odhaduje sa, že necelá polovica týchto pacientov je úspešne liečená. Zo sto pacientov približne 22 je vyliečených chirurgicky, 18 rádioterapiou samostatne alebo kombinovane s inými modalitami a 5 chemoterapiou samostatne alebo častejšie kombinovane s inými modalitami [1]. V súčasnosti u 50% onkologických pacientov je aplikovaná rádioterapia buď ako primárna liečba alebo v spojitosti s rekurenciou alebo paliáciou.

Rádioterapia je liečba ionizujúcim žiarením, ktorej cieľom je aplikovať letálnu ložiskovú dávku do cieľového objemu pri maximálnom šetrení okolitých zdravých tkanív. V snahe minimalizovať poškodenie zdravých tkanív, je potrebné zredukovať nimi absorbované dávky, čo sa dá dosiahnuť kombináciou vhodného typu ionizujúceho žiarenia a ožarovacej techniky. Odozva zdravých a nádorových buniek na veľkosť absorbovanej dávky pre rôzne druhy tkaniva je známa z rádiobiologických experimentov a z klinických štúdií. Pri niektorých typoch nádorových ochorení sa zistila veľká citlivosť tkaniva na aplikovanú dávku a jej zmenu. Z toho vyplýva, že i malé zmeny vo veľkosti absorbovanej dávky môžu veľmi ovplyvniť pravdepodobnosť komplikácií zdravého tkaniva ako aj efektívnosť liečby nádorového tkaniva čo je ilustrované na obr.1 [2].

Obrázok zobrazuje práve situáciu, kedy možno úspešne využiť rádioterapiu, lebo dávka potrebná na dosiahnutie lokálnej kontroly nádoru (D_0) je nižšia ako dávka spôsobujúca výrazné komplikácie zdravého tkaniva. Maximálna predpísaná absorbovaná dávka je limitovaná prípustnou dávkou pre zdravé tkanivo, kedy úroveň poškodenia nepresiahne akceptovateľnú hladinu. Úspešnosť rádioterapie je vysoká, pokiaľ sú obidve krivky dost' vzdialené od seba.



Obr. 1: Pravdepodobnosť lokálnej kontroly nádoru a poškodenia zdravého tkaniva v závislosti na veľkosti aplikovanej dávky. Pravdepodobnosť nekomplikovanej kontroly nádoru udáva optimálnu dávkovú úroveň. D_0 je plánovaná liečebná dávka a $\pm \varepsilon$ reprezentuje odchýlku 5% z dodanej dávky [3].

Ďalší vývoj rádioterapie je zameraný na to, aby bola dodaná vysoká dávka žiarenia s veľkou presnosťou priamo do nádorového ložiska. Rozvoj modernej rádioterapeutickej prístrojovej techniky poskytuje nové liečebné možnosti. Avšak vynikajúce prevádzkové parametre moderných prístrojov, môžu byť naplno využité len ak bude dosiahnutý vysoký stupeň presnosti a spoľahlivosti, ktorý možno docieľiť zavedením programu zabezpečenia kvality v rádioterapii (Q.A.), ktorého obsahom je: spresnenie cieľového objemu, spresnenie ložiskovej dávky, spresnenie dozimetrie a iné.

Zlepšenie informovanosti o anatomických štruktúrach, kritických orgánov v okolí sú získavané prostredníctvom nových moderných diagnostických zobrazovacích metód (CT, MRI, PET), ktorých údaje prispievajú k dosiahnutiu lepšej presnosti v zakresľovaní cieľového objemu, a tým k spresneniu v aplikovaní dávky pacientovi.

Úspech alebo nezdar rádioterapie závisí teda predovšetkým na absorbovanej dávke dodanej do nádoru a táto by nemala kolísať o viac ako niekoľko percent z predpísanej hodnoty. Na základe toho ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements) a WHO (World Health Organization) v roku 1976 ako nutnosť vymedzili presnosť absorbovanej dávky nie horšiu ako $\pm 5\%$ [4]. Novšie výskumy a klinické údaje dokazujú, že je potrebné dokonca zlepšiť presnosť a odporúčajú skôr toleranciu $\pm 3,5\%$

(1 SD) [5, 6, 7], čo si vyžaduje, aby súhrnné neistoty v radiačnej dozimetrii boli minimalizované. So súčasným stavom teoretických vedomostí o koncepte radiačnej dozimetrie a so zlepšením presnosti číselných hodnôt požadovaných fyzikálnych údajov je možné znížiť nepresnosti v kalibrácii zväzku, čo je dôležité, nakoľko to predstavuje základnú zložku celkovej neistoty v dodaní liečebnej dávky, ktorú vieme fyzikálne ovplyvniť.

Veľkosť absorbovanej dávky dodanej pacientovi počas rádioterapie je možné verifikovať i zavedením in vivo dozimetrie ako ďalšieho nástroja Q.A.

CIELE DIZERTAČNEJ PRÁCE

Dizertačná práca sleduje aktuálny trend vo svete zameraný na implementáciu programu zabezpečenia kvality v rádioterapii všeobecne, ale najmä v tých jej oblastiach kde štandardizácia dozimetrického postupu je možná (International Conference on Quality Assurance and New Techniques in Radiation Medicine, Vienna, Austria, 13 – 15 November 2006). Súčasťou programu je tiež in vivo dozimetria, ktorej zavedenie na mnohých rádioterapeutických pracoviskách viedlo k významnému spresneniu metód zabezpečenia kvality dozimetrie.

Cieľom predloženej dizertačnej práce je zlepšenie presnosti absorbovanej dávky ionizujúceho žiarenia v rádioterapii, hlavne v zameraní na jej overenie počas priebehu liečby prostredníctvom in vivo dozimetrie za použitia rôznych detektorov žiarenia (ionizačná komora, termoluminiscenčné detektory, polovodičové detektory).

Dosiahnutie uvedených cieľov bolo možné zabezpečiť splnením nasledujúcich úloh:

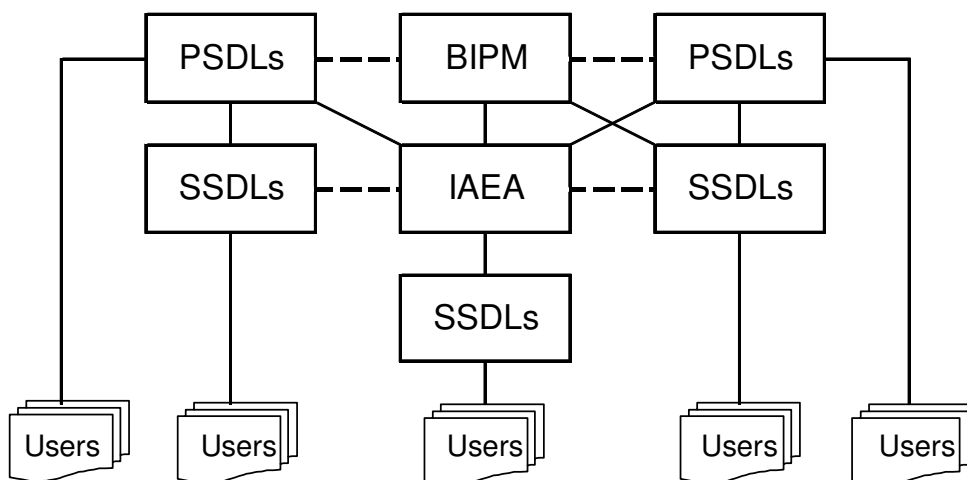
- porovnanie predpísanej dávky pacientom ožarovaným na kobaltovom ožarovači pomocou termoluminiscenčných detektorov s absorbovanou dávkou vypočítanou na plánovacom systéme
- kontrola homogénneho rozloženia predpísanej absorbovanej dávky v referenčných bodoch na pacientovi počas celotelového ožarovania prostredníctvom in vivo dozimetrie
- verifikácia absorbovanej dávky počas ožarovania u pacientov ožarovaných na lineárnom urýchľovači s MLC na vopred určených bodoch (nachádzajúcich sa v ožarovanej oblasti) pomocou ionizačnej komory, termoluminiscenčných detektorov, polovodičových detektorov a jej následné porovnanie s absorbovanou dávkou vypočítanou plánovacím systémom v tých istých bodoch
- porovnanie aplikovanej dávky v predpísaných meracích bodoch na pacientovi pri použití veľkých ožarovacích polí s dávkou vypočítanou plánovacím systémom v tých istých bodoch
- zavedenie metodiky pre in vivo dozimetriu ako podklad pre zabezpečenie kvality na pracovisku OÚSA

Štruktúra práce:

Dizertačná práca pozostáva z 5 kapitol. Prvá kapitola popisuje základné požiadavky na zvýšenie presnosti dozimetrie v klinických podmienkach. V ďalšej kapitole je rozpracovaná ako klinická časť práce - liečebné techniky ožarovania u vybraných pacientov, tak je táto časť aj zameraná na postupy pri overovaní ionizačných komôr a metódy kalibrácie termoluminiscenčných detektorov a polovodičových sond ako najrozšírenejších detektorov používaných pri in vivo dozimetrii. Obsahom tretej kapitoly sú namerané údaje a ich spracovanie. Predposledná kapitola je venovaná diskusii o nameraných údajoch a porovnaním s výsledkami publikovanými v iných prácach, ako aj analýze odchýlky nameraných údajov. V záverečnej kapitole sú sumarizované závery, ku ktorým som dospela v priebehu riešenia stanovených úloh.

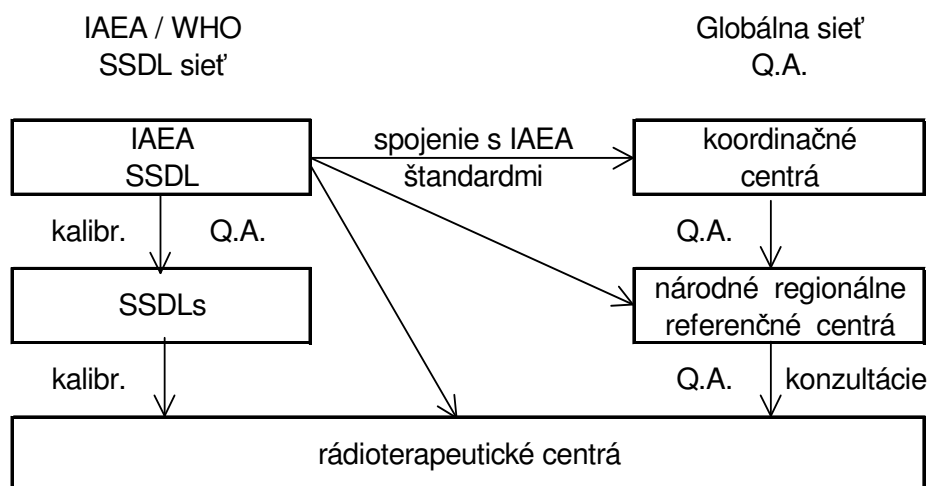
1 ZVÝŠENIE PRESNOSTI DOZIMETRIE V RÁDIOTERAPII

Kalibrácia zväzku žiarenia používaného pre liečbu žiarením je založená na pomerne zložitých meraniach a výpočtoch s použitím viacerých korekčných faktorov. K zabezpečeniu požiadavky vyššej presnosti aplikovanej dávky v rádioterapii prispieva okrem iného aj spresnenie dozimetrie, ako už bolo spomenuté v úvode. Jedným z postupov spresnenia dozimetrie je overovanie a kalibrácia dozimetrov. Ionizačné komory používané v nemocniciach na kalibráciu rádioterapeutických zväzkov musia byť kalibrované (priamo alebo nepriamo) primárnym alebo sekundárnym štandardom. Primárne štandardy sú zariadenia najvyššej metrologickej kvality, ktoré umožňujú určenie príslušnej veličiny podľa ich definície, presnosť, ktorej by mala byť verifikovaná porovnaním so štandardmi ďalších inštitúcií na tej istej úrovni. Tieto sa nepoužívajú pre rutinné kalibrácie, ale kalibrujú sekundárne štandardné dozimetre pre SSDL (Secondary Standard Dosimetry Laboratory), ktoré sú užívané pre kalibrácie referenčných zariadení užívateľov ako sú ionizačné komory [8, 9]. V súčasnosti platí zákon NR SR 142/2000 Zb. z. o metrologii a o zmene a doplnení niektorých zákonov a jeho novelizácia zákon NR SR 431 / 2004 Zb. z, ktorý ukladá užívateľom dozimetrov pravidelné overovanie správnosti funkcie (raz za rok) v primárnom alebo sekundárnom zväzku žiarenia [10]. Z uvedeného vyplýva, že každý užívateľ je povinný, pred použitím dozimetra v klinickej praxi, ho overiť v PSDL (Primary Standard Dosimetry Laboratory) alebo SSDL, ktorého hlavnou úlohou je prepojenie medzi PSDL a užívateľom ožarovacích zväzkov (obr. 2).



Obr. 2: Medzinárodný merací systém

V roku 1976 bola založená sieť SSDL ako spojené úsilie IAEA (International Atomic Energy Agency) a WHO za účelom zjednotiť kalibrácie dozimetrov pre užívateľov náväznosťou medzi užívateľmi a primárnymi, resp. sekundárnymi štandardmi, hlavne pre krajiny, ktoré nie sú členmi Metre Convention. K septembru 2005 sieť združovala 75 SSDL laboratórií, medzi nimi i SSDL v OÚSA a 6 SSDL národných organizácií zo 64 členských krajín, z ktorých viac ako polovica je v rozvojových krajinách. Sieť SSDL ma aj 20 pridružených členov, medzi ktorými sú BIPM (Bureau International des Poids et Mesures), národné PSDL, ICRU a ďalšie medzinárodné organizácie, ktoré jej poskytujú podporu [11]. Jedným zo základných cieľov SSDL siete zameraným na dozimetriu na rádioterapeutických pracoviskách je záruka, že dávka dodaná pacientom, ktorí sú liečení žiarením je v rozsahu medzinárodne akceptovaných, už spomínaných úrovni presnosti $\pm 5\%$. To sa dá dosiahnuť prostredníctvom zabezpečenia, že overovania prístrojov uskutočnené v SSDL sú správne. Zvýraznenie účasti SSDL v programoch týkajúcich sa zabezpečenia kvality v rádioterapii a prínosom SSDL v podporovaní dozimetrických previerok kvality a asistencie v terapeutických centrách a v prípade potreby vykonávaním kalibrácie rádioterapeutických zariadení v nemocniciach je znázornené na obr. 3.



Obr. 3: Nadväznosť medzi SSDL a rádioterapeutickými pracoviskami

Ďalším prínosom pre kontrolu dozimetrie sa ukázal aj vonkajší audit na pracoviskách, ktorého výsledky poukázali ako sa na jednotlivých pracoviskách vykonáva dozimetria [12, 13, 14].

IAEA/WHO inicializovala celosvetový vonkajší dozimetrický audit pomocou termoluminiscenčných dozimetrov posielaných poštou, aby verifikovala kalibráciu rádioterapeutických zariadení v rozvojových krajinách [15, 16]. Napriek faktu, že IAEA/WHO TL poštový dozimetrický audit bol založený v roku 1969, iba niekoľko rádioterapeutických centier zo strednej Európy sa zúčastnilo tohto auditu.

Na základe predchádzajúcich aktivít OÚSA sa Slovensko zapojilo do programu EURAQA, organizovaného ESTRO (European Society for Therapeutic Radiology and Oncology) a financovaného Flámskou vládou na overenie zväzkov žiarenia vyšších energií (^{137}Cs , ^{60}Co , X - žiarenie a urýchlených elektrónov) využívaných na rádioterapeutických pracoviskách. Výsledky tohto programu boli podrobne publikované v dizertačnej práci Ing. Gomolu [17] a prispeli vo veľkej miere k tomu, že na všetkých pracoviskách na Slovensku zväzky X a γ sú zmerané s presnosťou nie horšou ako $\pm 3,5\%$ a urýchlené elektróny $\pm 6\%$, ako to vyžaduje WHO a IAEA. Tabuľky s výsledkami auditu programu EURAQA pre fotónové a elektrónové zväzky pre všetky rádioterapeutické pracoviská na Slovensku sú uvedené v prílohe tejto práce (tabuľka 7 a 8).

2 MATERIÁL A METÓDY

2.1 Klinická časť

V tejto kapitole sú popísané ožarovacie techniky použité pri liečbe pacientov, kde bola využitá in vivo dozimetria .

2.1.1 Celotelové ožiarenie

Celotelové ožiarenie sa používa ako forma systémovej terapie pre rôzne malígne ochorenia už od roku 1900 [18]. Tento spôsob liečby sa najčastejšie využíva u pacientov s hematologickými malignitami (ALL, AML, CML - súčasť transplantačného programu), u pacientov s Hodgkin a non-Hodgkin lymfómami, vzdorujúcimi na liečbu. V detských protokoloch sa stretne s indikáciou na transplantáciu kostnej drene najčastejšie u neuroblastómov a Ewingových sarkómoch. Ďalej sú to agresívne solídne nádory s vysokým rizikom generalizácie, ako karcinóm prsníka a ovária. Spomenutá radiačná technika môže byť použitá u niektorých neoncologických ochorení, ktoré sú riešiteľné práve transplantáciou kostnej drene - pacienti s anaplastickými anémiami, autoimunnými a niektorými systémovými ochoreniami.

Úloha celotelového ožiarenia je v podstate trojaká:

- imunosupresia, teda potlačenie imunitnej odpovede pacienta na prijatý transplantát
- ablácia kostnej drene a o prípravu priestoru pre novú kostnú dreň likvidáciou starej
- eradikácia rádiosenzitívnych tumorozných buniek

Toto je možné dosiahnuť len vtedy, ak je pacient homogénne ožiarený [19].

Technické riešenia TBI závisia od vybavenosti jednotlivých pracovísk, kde sa tento druh liečby realizuje. Neexistuje univerzálny postup pri výbere ožarovacej techniky, ale musia sa mať na pamäti niektoré dôležité faktory, ktoré je potrebné zohľadniť pri celotelovom ožarovaní, ako sú:

- homogenita dávky
- šetrenie a následné vykrytie pľúcneho tkaniva
- správne predpísaná dávka
- presnosť aplikovanej liečby

- frakcionácia

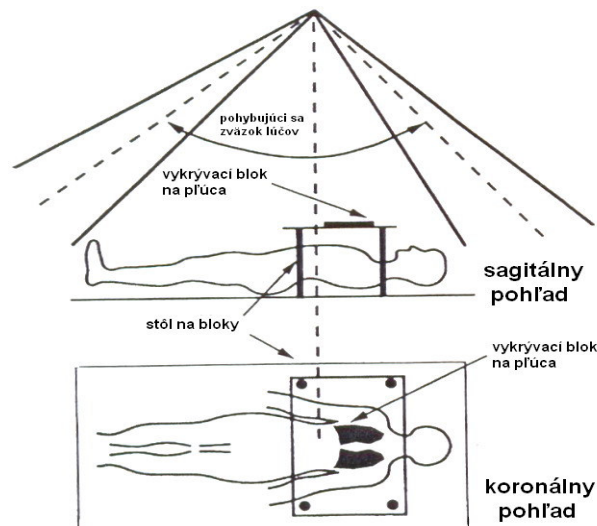
Takisto treba mať na zreteli:

- jednoduchosť, reprodukovateľnosť a spoľahlivosť nastavenia
- jednoduché plánovanie
- komfort pre pacienta
- minimalizovať čas realizácie ožiarovania

Na optimalizáciu celotelového ožarovania možno spracovať iba limitovaný počet parametrov, medzi ktoré patria: výber energie, veľkosť OK, príkon absorbovanej dávky (pričom sa odporúča príkon dávky nižší ako 0,05 Gy/min alebo 0,26 Gy/min kvôli šetreniu pľúcneho tkaniva, zvýšenie povrchovej dávky (bolus, scatter screen), voľba polohy pacienta (anteroposterior - AP, posteroanterior - PA, laterálna alebo ich kombinácia) [18, 19, 20, 21, 22].

V súčasnej dobe sa pri celotelovom ožarovaní používajú nasledovné techniky ožarovania:

1. „extended SSD“ technika
2. technika „translational beams“
3. „sweeping beam“ technika (obr. 4)



Obr. 4: Schéma „sweeping beam“ techniky s vykrývajúcimi blokmi uloženými nad pacientom.

Technika „extended SSD“ je charakteristická tým, že zdroj žiarenia i pacient sa nepohybujú. Pri ďalšej technike ostáva zdroj v pokoji a pacient v pohybe a u metódy „sweeping beam“

pacient zotrúva v pokoji a zdroj žiarenia sa pohybuje nad pacientom (používaná na OÚSA). [23]

Liečebný režim, dávkovanie a časový harmonogram sa líši od pracoviska k pracovisku. Dávka by sa nemala líšiť o viac ako $\pm 10\%$ od predpísanej hodnoty dávky [23]. Spočiatku sa pri TBI aplikovala dávka 10 Gy, neskôr sa prešlo na frakcionálny režim kvôli lepšej tolerancii ožiarenia zo strany pacienta a predpísaná dávka je rozložená na tri dni, ožaruje sa dvakrát denne s minimálnym intervalom 6 hodín, pričom dávka na frakciu je 1,8 Gy – 2 Gy (u detí sa používa menšia dávka 1,5 Gy - 1,8 Gy), celková dávka je 12 Gy [24, 25, 26].

2.1.2 Prsník

Karcinóm prsníka je najčastejším zhubným nádorom u žien. V roku 2001 bolo na Slovensku diagnostikovaných 1827 nových prípadov, čo predstavuje 17,6% všetkých nádorov u žien (organizačno-metodické oddelenie OÚSA).

Nádory prsníka vznikajú v anatomických štruktúrach mliečnej žľazy, ktoré je tvorené žľazovým tkanivom prsníka, fibróznym a tukovým tkanivom. Z epitelu mliečnej žľazy vzniká i prevažná väčšina skutočných nádorov prsnej žľazy, ktoré môžu mať benígnu (nezhubnú) povahu (papilóny, fibroadenomy). Z malígnych (zhubných) nádorov sú najčastejšie karcinómy, ktoré vznikajú z terminálnych lalokov prsnej žľazy a z ich vývodov [19, 20, 21].

V liečbe karcinómu prsníka sa využívajú všetky dostupné liečebné modality: chirurgia, rádioterapia, chemoterapia a imunoterapia a ich kombinácie. Ak sú indikované racionálne, môžu viesť vo vysokom percente k vyliečeniu alebo dlhodobej remisii.

Rádioterapia má v komplexnej liečbe karcinómu prsníka svoje pevné miesto i napriek určitým obmedzeniam. Tieto sú dané lokoregionálnym účinkom žiarenia a obmedzenou rádiosenzitivitou karcinómu prsníka.

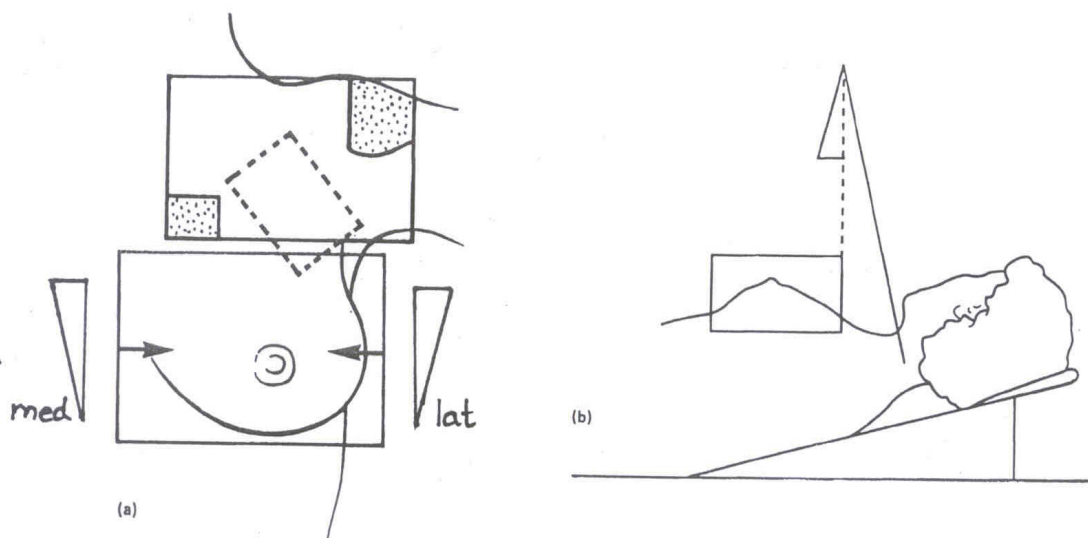
Kuratívna rádioterapia je možná iba u nádorov ohraničených, a to formou adjuvantnej telerádioterapie z vysokoenergetických zdrojov žiarenia ako sú lineárne urýchľovače a rádionuklidové ožarovače. Pokiaľ pri disekcii axilárnych uzlín neboli nájdené pozitívne uzliny, rádioterapia spádových uzlinových oblastí sa v týchto prípadoch nerobí. V prípade pozitívnych lymfatických uzlín a údaju prerastania obalu uzliny, ožiarime axillu a supraklavikulu. Paliatívna rádioterapia sa používa vo forme neadjuvantného ožiarenia

lokálne pokročilých nádorov neodpovedajúcich na systémovú liečbu s cieľom dosiahnuť zmenšenie nádoru a jeho operabilitu.

Technika plánovania a ožarovania [22, 24, 25, 26]:

Pre potrebu komplexnej liečby je potrebné definovať niekoľko cieľových objemov, medzi ktoré patria prsník, nádorové lôžko (tento objem je určený na základe východzej veľkosti a lokalizácie nádoru pri klinickom vyšetrení, umiestnenie operačnej jazvy, hĺbky uloženia nádoru vo vzťahu ku koži) a lymfatické uzliny. Všetky polia by mali byť ožarované v tej istej polohe pacientky na ožarovacom stole. Pacientka leží na chrbáte s fixáciou horných končatín nad hlavou. Hlava je otočená na opačnú stranu ako je ožarovaný prsník. Výhodné je podloženie hrudnej steny klinom, ktoré umožní izocentrické ožarovanie a napojenie asymetrických polí pri ožarovaní prsníka a regionálnych lymfatických uzlín axilly, supraklavikuly. Poloha pacientky sa nemení po celú dobu liečby; pri ožarovaní lôžka tumoru sa poloha upravuje podľa lokalizácie pôvodného tumoru a anatomických možností.

Pri použití divergentných zväzkov je potrebné dobre zvážiť prekrývanie okrajov ožarovaných polí tak, aby neprišlo k nehomogénemu rozloženiu dávky. Rozdielna hĺbka uloženia jednotlivých skupín lymfatických uzlín vylučuje rovnomernú distribúciu dávky, preto sa v niektorých prípadoch tento nedostatok môže korigovať pridaním zadného poľa.



Obr. 5 (a): Schematický diagram techniky štyroch polí: dvoch tangenciálnych polí na oblasť prsníka a dvoch protiľahlých polí na oblasť regionálnych lymfatických uzlín. (b) Využitie nezávislého pohybu lamiel kolimátora pre prispôsobenie hornej hranice tangenciálnych polí a supraklavikulového poľa.

Technika ožarovania prsníka je dvomi tangenciálnymi poľami (obr. 5 a), s tým že by na rtg simulačnej snímke poľa nemali zahrňovať viac ako 2 cm pľúcneho tkaniva, merané kolmo od tieňa rebier. Ožarovanie je plánované ako izocentrické. Za izocentrum sa považuje bod v strede medzi mediálnym a laterálnym vstupným bodom a šírka poľa sa volí tak, aby pokryla celý prsník pri súčasnom chránení pľúcneho tkaniva.

V prípade, že spolu s prsníkom sa ožarujú i lymfatické uzliny, pacientka je v tej istej polohe pre oba cieľové objemy (použitie to isté izocentrum). Pre ožarovanie prsníka je použitá technika tangenciálnych polí ako bolo uvedené vyššie. Oblasť odvodných lymfatických uzlín sa ožaruje viacerými typmi techník. Najčastejšie u nás (OÚSA) používanou je technika dvoch protiľahlých polí, pričom ventrálne pole je o 5 - 10° natočené smerom od miechy a u dorzálneho poľa je použitý blok na vykrytie pľúcneho tkaniva. Ďalšou je technika dvoch tangenciálnych polí (hlavne, ak je nutné znížiť zaťaženie pľúc) a niekedy sa používa kvôli homogénnejšiemu prežiareniu technika troch polí.

Kritickými orgánmi pri ožarovaní prsníka sú pľúca s tolerančnou dávkou 25 Gy a srdce s tolerančnou dávkou 40 Gy pri štandardnej frakcionácii. Na zníženie dávky kritických orgánov sa používajú vykryvajúce bloky alebo MLC kolimátor.

Prsník je ožarovaný dávkou 2 Gy denne podľa rozsahu ochorenia do TD 46 - 50 Gy, ožaruje sa 5 dní v týždni (okrem soboty a nedele), počas piatich týždňov. V indikovaných prípadoch je možné dožiarit' lôžko tumoru tzv. boost dávkou do celkovej dávky 60 až 65 Gy. Pre uzlinové oblasti je denná dávka 2 Gy podaná v 25 frakciách za 5 týždňov.

2.1.3 Nádory hlavy a krku

Nádory hlavy a krku je tradičný názov pre skupinu nádorov, ktoré spája ich topografická blízkosť, ale ktoré sú značne heterogénne. Patria medzi ne nádory dutiny ústnej a jazyka, dutiny nosnej a paranazálnych dutín, ďalej nádory epifaryngu, orofaryngu, laryngu a nádory slinných žliaz [19, 20].

Karcinómy oblasti hlavy a krku predstavujú súhrnne asi 5 % zo všetkých zhubných nádorov. Najčastejšie sú karcinómy laryngu.

Spoločným rysom nádorov oblasti hlavy a krku je ich histologická skladba (90 – 95 % tvoria dlaždicovo bunečné karcinómy s rôznym stupňom diferenciacie) a tendencia k lokálnemu šíreniu s včasným vznikom lokoregionálnych metastáz.

Liečba nádorov hlavy a krku je multimodálna, avšak optimálny sled jednotlivých modalít je doteraz predmetom diskusii a klinického testovania. Cieľom liečby je kuratívny účinok alebo oddialenie lokálnej recidívy a predĺženie prežitia pri zachovaní orgánov a dobrej kvality života.

Rádioterapia je u nádorov hlavy a krku veľmi účinnou liečebnou metódou. Samotná rádioterapia môže u štádií T1 a T2 dosiahnuť výsledkov ekvivalentných chirurgickej liečbe. Oproti chirurgii má rádioterapia výhodu v menšej incidencii funkčných a kozmetických defektov. U nádorov laryngu sa dáva rádioterapii prednosť pred operáciou.

Technika plánovania a ožarovania [22, 24, 25, 26]:

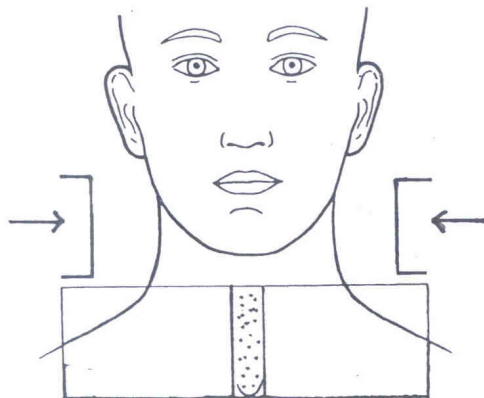
Plánovací cieľový objem zahrňuje tumor s 1,5 – 2 cm bezpečnostným lemom a spádovú lymfatickú oblasť (PTV 1). Väčšinou sa určujú tri cieľové objemy: po aplikácii TD 40 -44 Gy sa ožaruje zmenšený cieľový objem mimo miechu (PTV 2), po aplikácii ďalších 8 – 12 Gy sa cieľový objem ďalej znižuje cielene na oblasť primárneho tumoru (PTV 3) a eventuálne sa doožarujú reziduálne uzliny (boost).

Pri ožarovaní pacienti ležia na chrbte, pričom hlava a ramená sú fixované individuálne zhotovenou umelohmotnou maskou, ramená sú tlačené kaudálne, k dolným končatinám. Masky zabraňujú pohybu počas liečby a umožňujú presnú reprodukciu polohy pri ožarovaní. K ďalším ožarovacím pomôckam patrí štupeľ do úst na odsunutie podnebia dutiny ústnej a jej vyplnenie.

U pacientov sú okrem primárneho nádoru ožarované i spádové lymfatické uzliny. Ideálne je ožarovanie oboch cieľových objemov vcelku. Vzhľadom k zakriveniu telesného povrchu v oblasti hlavy a krku, obmedzeniu možnosti vstupu ožarovacieho zväzku ramenami alebo tesnej blízkosti krčnej chrbtice, ktoré nás nútia znížiť dávku, väčšinou nie je možné použiť jeden cieľový objem. Tieto limitujúce faktory je možné prekonať použitím niektorých špeciálnych techník, ktoré umožňujú homogénne rozloženie dávky v celom objeme.

Môžeme použiť oddelených polí, a to buď po celú dobu ožarovania alebo jej časť, čo vyžaduje presné nastavenie susedných ožarovacích polí. Rozbiehavosť zväzku v rôznych rovinách je možné znížiť tak, že vykryjeme celú polovicu zväzku až k centrálnej rovine, v ktorej je táto rozbiehavosť zanedbateľná. S výhodou sa u tohto vykryvovania polovice poľa využíva nezávislý pohyb kolimačných clôn ožarovača. Pre zaistenie presnosti sa používa

meranie dávky in vivo v mieste napojenia polí. Ak počas ožarovania dochádza k regresii nádoru, môžeme použiť techniku postupne sa zmenšujúcich polí s cieľom podať najvyššiu dávku na oblasť primárneho ložiska.



Obr. 6: Schématické usporiadanie techniky troch polí: dve kontralaterálne polia na oblasť tváre a krku a jedno priame ventrálne pole na oblasť supraklavikuly.

V praxi sa najčastejšie pre ožarovanie nádorov oblasti hlavy a krku s cieľovým objemom PTV 1 používa technika dvoch protiľahlých polí s klinmi alebo voľné polia alebo kombinácia troch polí: dve protiľahlé laterolaterálne krčné polia a jedno predné priame supraklavikulárne pole (obr. 6). Pre cieľové objemy PTV 2 sa volí technika dvoch laterolaterálnych protiľahlých alebo šikmých polí. Pri PTV 3 sa technika plánuje podľa veľkosti a lokalizácii primárneho tumoru.

Podľa dostupnosti sú pacienti ožarovaní buď na lineárnom urýchľovači alebo na kobaltovom ožarovači. Pri ožarovaní povrchových lézií je vzhľadom k menšiemu šetriacemu efektu na povrchu a nižším výstupným dávkam vhodnejší kobaltový ožarovač. U nádorov T1 a T2 je aplikovaná TD 60 Gy - 66 Gy počas 6 – 7 týždňov. U nádorov T3 a T4 je TD 70 Gy – 75 Gy počas 7 – 7,5 týždňov s použitím techniky postupného zmenšovania polí. Pri niektorých lokalizáciách je výhodná kombinácia s brachyterapiou (liečba, pri ktorej žiarič je zavedený priamo do tela pacienta, t. j. do bezprostrednej blízkosti nádoru), lebo umožňuje zvýšiť lokálnu dávku žiarenia bez navýšenia rizika nežiaducich účinkov vonkajšieho ožarovania.

2.1.4 Veľkoobjemové ožarovanie

Pri niektorých ochoreniach lymfatického systému (Hodgkinova choroba, seminómy) sa používa technika veľkoobjemových polí, ktorá sa nazýva plášťová (mantel) technika a podľa lokality ochorenia sa delí na hornú a dolnú plášťovú techniku [18].

Potreba použitia veľkých ožarovacích polí je daná práve kvôli spôsobom šírenia choroby v osovom lymfatickom aparáte, pričom ide o ožiarenie celého lymfatického systému.

Táto práca sa zaoberá kontrolou absorbovanej dávky u pacientov s postihnutím nadbráničnej oblasti lymfatického systému tzv. horný mantel. Tieto oblasti sú pozitívne alebo predstavujú vysoké riziko postihnutia pre väčšinu pacientov s Hodgkinovou chorobou. Pole zahŕňa oblasť od dolného okraja mandibuly k bránici resp. ku spojeniu desiateho a jedenásteho hrudného stavca, laterálne k okrajom axilly. Nakoľko v ožarovanom poli sa nachádzajú aj kritické orgány, tieto sú chránené individuálnymi tieniacimi blokmi. Okrem blokov na pľúca sú ďalej tienené okcipitálna oblasť a krčná miecha zozadu, larynx spredu a hlavice humerov z oboch strán.

Pacienti sú ožarovaní dvomi protiahlými poľami, pričom ich rozmer je v rozmedzí $30 \times 30 \text{ cm}^2$ ÷ $40 \times 40 \text{ cm}^2$ pre vzdialenosť $\text{SSD} = 100 \text{ cm}$, v niektorých prípadoch je potrebné SSD zväčšiť, aby ožarovacie pole zachytilo celú postihnutú oblasť. Dávka na frakciu je $1,8 \text{ Gy} - 2 \text{ Gy}$ a celková dávka sa pohybuje v rozmedzí $30 \text{ Gy} - 36 \text{ Gy}$ v závislosti od štádia ochorenia, záberu liečby a pod) [25, 26].

Keďže sa ožarujú relatívne veľké plochy anatomicky tvarované, dochádza i k väčším rozdielom medzi vzdialenosťami SSD v jednotlivých bodoch povrchu pacienta, a tým i k nehomogenite dávky v ožarovanom objeme. Na jej homogenizáciu sa používajú rôzne kompenzátory.

2.2 Klinická dozimetria

Biologický efekt ionizujúceho žiarenia je priamo úmerný dávke žiarenia, t.j. množstvu absorbovanej energie, preto musíme vedieť stanoviť dávku v ktoromkoľvek mieste ožarovaného objemu, a z toho dôvodu zaujíma dozimetria (meranie a stanovenie dávok) kľúčové postavenie v rádioterapii. Dozimetria ionizujúceho žiarenia špecificky zameraná na liečenie a diagnostiku pacientov ionizujúcim žiarením sa nazýva klinická dozimetria a absorpčným prostredím je živý ľudský organizmus [28]. Účinok žiarenia na látku nie je možné vyjadriť jedinou veličinou tak, aby úplne charakterizovala všetky zmeny prebiehajúce po ožarení v látke. Najlepšie tento ale vystihuje hodnota absorbovanej dávky. Absorbovaná dávka je nenáhodná veličina vhodná pre oba druhy nepriamo i priamo ionizujúce žiarenie. Pre nepriamo ionizujúce žiarenie je energia odovzdaná látke v dvoch krokoch. V prvom kroku (kerma) nepriamo ionizujúce žiarenie prenesie energiu ako kinetickú energiu sekundárnym nabitým časticiam. V druhom kroku tieto nabité častice prenású časť ich kinetickej energie prostrediu (absorbovaná dávka) a stratia nejakú časť ich energie vo forme radiačných strát (bremsstrahlung).

Absorbovaná dávka D je definovaná ako pomer strednej energie dE , ktorú odovzdá ionizujúce žiarenie látke o hmotnosti dm v konečnom objeme dV [2, 29, 30]:

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (2.1)$$

Jednotkou absorbovanej dávky je gray (Gy), čo je energia 1 J v 1 kg látky. Staršia jednotka bola rad, pričom platí $1 \text{ rad} = 10^{-2} \text{ Gy}$.

Absorbovaná dávka, t. j. energia odovzdaná hmotnostnej jednotke prežiarenej látky, by podľa definície mala byť meraná absolútnou kalorimetrickou metódou, avšak po experimentálnej stránke je táto úloha ešte zložitejšia ako stanovenie celkového toku energie alebo jej hustoty. V praxi sme preto nútení používať nepriame metódy.

Pri liečbe ionizujúcim žiarením rozoznávame niekoľko druhov dávok:

Povrchová dávka – tá sa meria na povrchu ožarovanej oblasti.

Hĺbková dávka – meria sa v určitej vzdialenosti pod povrchom tela a je vyjadrená v jednotkách gray.

Relatívna hĺbková dávka – udáva pomer medzi hĺbkovou a povrchovou dávkou.

Tumorózna letálna dávka – ktorá je potrebná na zničenie určitého nádoru.

Tolerančná dávka – je dávka, ktorú znesie zdravé tkanivo bez toho, aby javilo známky poškodenia.

Integrálna dávka – vyjadrujúca všetku absorbovanú energiu žiarením organizmom.

Dávkový príkon (dávková rýchlosť) \dot{D} je prírastok dávky dD za časový interval dt

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad (2.2)$$

Jednotkou je gray za sekundu $\text{Gy} \cdot \text{s}^{-1}$.

Medzi ďalšie dôležité dozimetrické veličiny patria:

Kerma K je pomer súčtu počiatkových kinetických energií všetkých nabitých častíc uvoľnených nenabitými ionizujúcimi časticami v určitom objeme a stanovenej hmotnosti dm .

$$K = \frac{dE_k}{dm} \quad (2.3)$$

Jednotkou kermy je gray [Gy].

Kermový príkon \dot{K} je prírastok kermy dK za časový interval dt .

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt} \quad (2.4)$$

Jednotkou kermového príkonu je $\text{Gy} \cdot \text{s}^{-1}$.

2.2.1 Priestorové rozloženie dávky

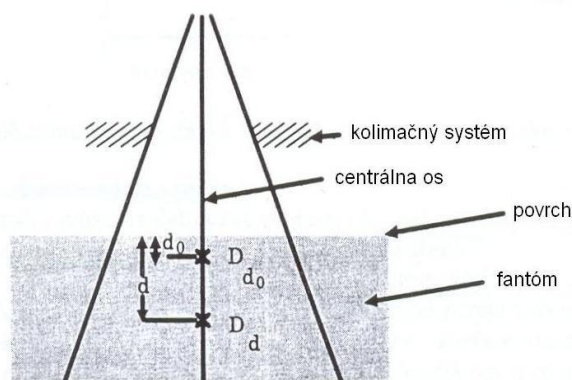
Na meranie hĺbkových dávok sa používajú fantómy (vodný fantóm, fantóm z plexiskla, Rando fantóm v tvare ľudského tela so zabudovanými anatomickými nehomogenitami a iné) [28, 32].

Keď dopadá zväzok ionizujúceho žiarenia či už na fantóm alebo na pacienta, dávka v ňom absorbovaná je rozdielna podľa hĺbky. K faktorom, ktoré túto hĺbkovú dávku ovplyvňujú radíme energiu a kvalitu zväzku, hĺbku, vzdialenosť ohnisko – koža, veľkosť poľa, kolimačný systém. Pri výpočte hĺbkovej dávky berieme do úvahy vyššie uvedené

parametre. Jednou z možností, ako charakterizovať dávku na centrálnom zväzku, je normalizácia v hĺbke k referenčnej dávke. Referenčná dávka je najčastejšie 100 % v určitej hĺbke v závislosti od kvality žiarenia. Oblasť medzi povrchom a 100 % dávkou sa nazýva oblasť „build – up“. Percentuálna hĺbková dávka je daná nasledujúcim vzťahom:

$$P = 100 \cdot \frac{D_d}{D_{d_0}} \quad (2.5)$$

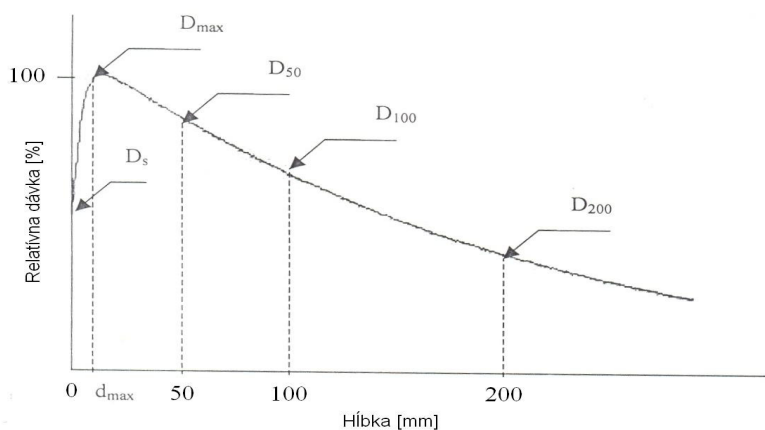
kde: d ľubovoľná hĺbka,
 d_0 referenčná hĺbka maximálnej dávky.



Obr.7: Hĺbková dávka k referenčnej dávke.

Percentuálna hĺbková dávka a hĺbka maximálnej dávky vzrastá s energiou zväzku žiarenia. Percentuálna hĺbková dávka sa znižuje so vzdialenosťou OK. Na grafe 1 je znázornená distribúcia hĺbkovej dávky.

Graf 1: Hĺbková krivka.



2.2.2 Dozimetria pomocou ionizačných komôr

Stanovenie absorbovanej dávky ionizačnými komorami vo zväzkoch X žiarenia, gama i elektrónov urýchľovačov je stále najčastejšie používanou metódou [8, 9, 28, 33]. Ionizačné komory pracujú spoľahlivo a pomerne presne, ich konštrukcia je v podstate jednoduchá, ide o kondenzátor, na ktorého elektródy je pripojené napätie. Ako dielektrikum sa používa vzduch alebo plyn. Pri dopade ionizujúceho žiarenia vzniknú v priestore medzi elektródami kladné a záporné ióny, ktoré sú následne priťahované k nesúhlasne nabitým elektródam. Vonkajším obvodom komory preteká prúd, ktorý sa nazýva ionizačný a veľkosť tohto prúdu je úmerná množstvu dopadajúceho žiarenia, preto po jeho zmeraní získame hodnotu odpovedajúcu veľkosti dávky.

Kalibrácia ionizačných komôr je možná buď:

- a) vo vzduchu [8]
- b) alebo vo vode [9, 33].

2.2.2.1 Kalibrácia ionizačných komôr vo vzduchu

Overovanie dozimetra v PSDL alebo SSDL sa robí nasledovným spôsobom: prv ako sa overuje dozimeter daného pracoviska, kontroluje sa primárny (sekundárny) štandard (v našom prípade ^{60}Co zväzok) kalibračným dozimetrom a komorou overujúceho pracoviska, tak že ionizačná komora je umiestnená v špeciálnom stojane vo vzduchu v horizontálnom zväzku, pričom vzdialenosť jej efektívneho stredu od čela žiariča je 1 m, minimálna vzdialenosť od zeme je 1 m a má na sebe návlak pre elektrónovú rovnováhu. Po tejto kontrole, ak odchýlka je menšia ako 1 %, sa začne s overovaním tak, že sa vymení komora overujúceho pracoviska za overovanú ionizačnú komoru. Na základe nameraných hodnôt a hodnoty sekundárneho štandardu sa vypočíta kermový kalibračný faktor N_K podľa vzťahu:

$$N_K = \frac{K}{M_{ukorig}} \quad (2.6)$$

kde: K kerma
 M_{ukorig} priemerná nameraná hodnota dozimetrom korigovaná na tlak a teplotu

$$M_{ukorig} = M_u \cdot k_{t,p} \quad (2.7)$$

kde: M_u priemerná nameraná hodnota dozimetrom
 $k_{t,p}$ korekčný faktor na teplotu a tlak

$$k_{t,p} = \frac{p_o(273,15 + t)}{p(273,15 + t_o)} \quad (2.8)$$

kde: $p_o = 101,3$ kPa
 $t_o = 20$ °C sú referenčné hodnoty tlaku a teploty
 t, p sú teplota a tlak vzduchu počas merania.

Hodnota absorbovanej dávky vo vode v referenčnom bode merania je potom daná vzťahom [8]:

$$D_w = M_{ukorig} \cdot N_K (1 - g) k_{att} k_m s_{w,air} P_u \quad (2.9)$$

kde: $g = 0,003$

k_{att} korekčný faktor, ktorý zahŕňa vplyv fotónov absorbovaných a rozptýlených v ionizačnej komore

k_m korekčný faktor, ktorý berie do úvahy potrebu ekvivalencie vzduchu materiálu ionizačnej komory pri kalibrácii v ^{60}Co zväzku.

Tieto dva korekčné faktory sú uvedené v IAEA odporúčaní [8] (v tabuľke XVIII kapitola 8) pre komerčne vyrábané ionizačné komory.

$s_{w,air}$ pomer brzdných schopností, ktorý je funkciou kvality zväzku (táto je daná TPR_{10}^{20} a D_{20}/D_{10}) a jeho hodnoty pre referenčnú hĺbku sú uvedené v tabuľke XIII v [8].

p_u perturbačný korekčný faktor.

2.2.2.2 Overovanie dozimetrov vo vode

Štandardy pre určenie absorbovanej dávky vo vode dávajú možnosť kalibrácie ionizačných komôr priamo vo veličine „absorbovaná dávka vo vode“ (faktor N_D) namiesto kerry vo vzduchu (faktor N_K). Toto zjednodušuje procedúru stanovenia dávky a zvyšuje jej presnosť v porovnaní s postupom založenom na meraní vo vzduchu. Vo väčšine PSDL a SSDL primárne štandardy absorbovanej dávky sú merané vo vode pre ^{60}Co zväzok. Niektoré PSDL pre tieto štandardy využívajú iné druhy žiarenia, ako vysokoenergetické

fotóny a elektrónové zväzky z urýchľovačov [9, 28]. Rozvoj primárnych štandardov absorbovanej dávky vo vode pre vysokoenergetické fotónové a elektrónové zväzky a zlepšenia v spôsoboch radiačnej dozimetrie ponúka možnosť redukovania neistôt v dozimetrii rádioterapeutických zväzkov.

Dozimetria protónových zväzkov a zväzkov ťažkých častíc, ktoré sa stali zaujímavé v posledných rokoch pre ich vyššiu biologickú účinnosť v liečbe, môže byť tiež založená na týchto štandardoch. Dozimetrický systém založený na štandardoch absorbovanej dávky vo vode je prakticky možné využiť pre všetky rádioterapeutické zväzky.

V súčasnosti sa používajú tri základné metódy na stanovenia absorbovanej dávky vo vode na úrovni primárneho štandardu, a to [9, 28]:

- dozimetria pomocou ionizačných komôr
- chemická dozimetria
- kalorimetria

Postup pri kalibrácii ionizačných komôr je podobný ako pri kalibrácii vo vzduchu, len merania sa robia vo vode. Ionizačná komora, s presne známym aktívnym objemom, je umiestnená vo vodnom fantóme v referenčnej hĺbke. Predpokladá sa, že absorbovaná dávka vo vode D_w je známa v referenčnej hĺbke 5 cm vo vodnom fantóme pre ^{60}Co zväzok. Ďalší postup je podobný ako pri kalibrácii vo vzduchu. Z nameraných hodnôt sa potom kalibračný faktor $N_{D,w}$ určí pomocou vzťahu

$$N_{D,w} = \frac{D_w}{M_{ukorig}} \quad (2.10)$$

kde: M_{ukorig} priemerná nameraná hodnota dozimetrom korigovaná na tlak a teplotu.

Hodnota absorbovanej dávky vo vode v referenčnej hĺbke z_{ref} vo vode vo fotónovom zväzku kvality Q a za neprítomnosti komory je daná vzťahom [9]:

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (2.11)$$

kde:

M_Q odčítaná hodnota z dozimetra korigovaná na teplotu a tlak, pričom referenčný bod komory je v hĺbke z_{ref} v súlade s referenčnými

	podmienkami (pole 10 cm x10 cm, SSD = 100 cm, meraná hĺbka 5 cm pre $TPR_{20,10} < 0,7$ alebo 10 cm pre $TPR_{20,10} \geq 0,7$),
N_{D,w,Q_0}	kalibračný faktor v zmysle absorbovanej dávky vo vode pre dozimeter pri referenčnej kvalite Q_0 [9],
k_{Q,Q_0}	špecifický faktor komory, ktorý koriguje rozdiel medzi referenčnou kvalitou zväzku Q_0 a aktuálne používanou kvalitou zväzku Q .

2.2.3 Dozimetria in vivo

Existuje veľa krokov v reťazci procesu stanovenia predpísanej dávky pacientovi podstupujúceho liečbu rádioterapiou a každý z nich môže predstavovať určitú neistotu. Preto stojí za to a rovnako by malo byť nutnosťou pre určitú skupinu pacientov alebo nezvyčajné liečebné podmienky urobiť konečnú kontrolu skutočnej liečby použitím in vivo dozimetrie [28]. In vivo dozimetria nám dáva možnosť overiť presnosť aplikácie predpísanej absorbovanej dávky počas ožarovania [34, 35, 36].

Merania absorbovanej dávky pomocou in vivo dozimetrie môžeme rozdeliť na:

- merania vstupnej dávky – slúžia na kontrolu nastavenia liečebných prístrojov (nastavenie pacienta, času ožarovania a pod.)
- merania výstupnej dávky – slúžia na kontrolu algoritmu výpočtu dávky a určenia vplyvu odlišností tvaru, veľkosti ako i hustoty tela pacienta na výpočet dávky
- intrakavitárne merania absorbovanej dávky (merania v pacientovi).

Prostredníctvom týchto meraní sa môžu odhaliť rôzne systémové chyby pri liečbe, ako i náhodné chyby u jednotlivých pacientov. Tieto merania neslúžia iba ku kontrole dávky dodanej do cieľového objemu, ale tiež absorbovanej dávky v kritických orgánoch (napr. šošovky, pľúca pri TBI) alebo v situáciách, kedy je absorbovanú dávku ťažko predpovedať (napr. neštandardné SSD alebo použitie bolusu).

Medzi najviac využívané typy dozimetrov, s ktorými sa bežne robí in vivo dozimetria patria termoluminiscenčné dozimetre a polovodičové detektory. Odozva detektorov by mala byť nezávislá od energie, absorbovanej dávky, príkonu dávky a teploty. Výhody a nevýhody sú uvedené v tabuľke 1.

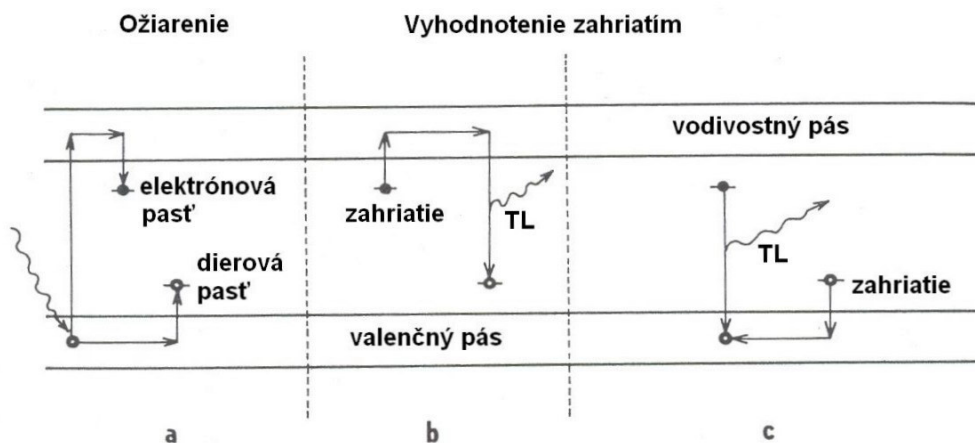
Tabuľka 1: Výhody a nevýhody použitia detektorov pri in vivo dozimetrii (vysvetlivky: 0 výborné, + veľmi dobre, ++ dobré, +++ postačujúce)

Detektor	Veľkosť	Pripojovacie káble	Vysoké napätie	Oneskorenie v odozve	Závislosť odozvy na			
					dávka	príkon dávky	energia	teplota
Ionizačná komora	++	+++	+++	0	0	+	++	+++
Polovodičový detektor	0	+	0	0	0	++	+++	+
TLD detektor	0	0	0	++	+	0	+	0

Použitie dvoch typov detektorov súčasne je vhodnejšie: polovodičové detektory pre monitorovanie a TLD pre presné určenie absorbovanej dávky v referenčnom bode.

2.2.4 Termoluminiscenčná dozimetria

Termoluminiscenčná dozimetria je jedna z prvých techník používaných na in vivo dozimetriu v rádioterapii. Je založená na princípe, že niektoré látky (nazývané tiež „fosfor“ alebo „luminofor“) sa po ožiarení ionizujúcim žiarením dostávajú do excitovaného stavu (záchytného centra), v ktorom za normálnych teplôt zostávajú takmer neobmedzený čas. To znamená, že ožiarení sa vysunie elektrón na vyššiu sféru, na ktorej zotrúva. Je možné dokázať, že počet týchto elektrónov je úmerný množstvu energie pohltenej v tejto látke alebo je úmerný dávke žiarenia (odtiaľto vyplýva i ich možné využitie v dozimetrii). Len prudkým zahriatím detektoru na teplotu niekoľko sto stupňov Celzia sa excitované elektróny začnú uvoľňovať a rekombinovať za súčasného vyžarovania rozdielu energií vo forme viditeľných fotónov. Teplota, na ktorú musia byť detektory zohriate, aby sa dostali do pôvodného stavu je mierou žiarenia. Ak zahrievame luminofor v aparatúre prispôbenej na záznam množstva emitovaných svetelných kvánt v závislosti na jeho teplote, prejaví sa toto „svetielkovanie“ ako tzv. „vyhrievacia krivka“ [28]: jas látky zo začiatku exponenciálne rastie, lebo rastie i pravdepodobnosť uvoľnenia elektrónov z excitovaného stavu, potom, keď je dodávaná tepelná energia ekvivalentná energii záchytnu, prechádza maximom a neskôr klesá, akonáhle sa zásoba excitovaných elektrónov vyčerpá.

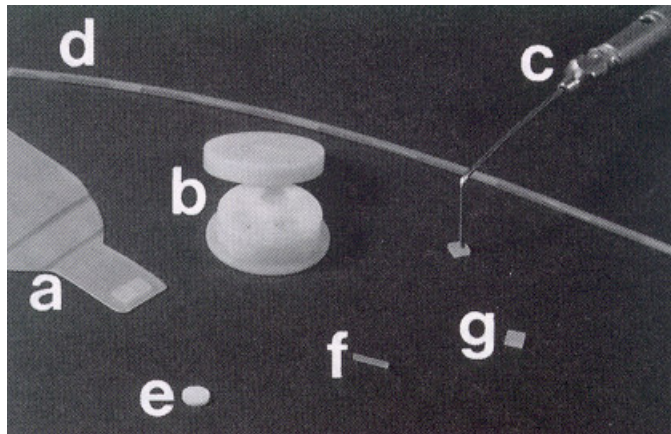


Obr. 8: Schematické znázornenie termoluminiscenčného procesu.

Z teoretického rozboru pre dozimetriu vyplýva, že záchytné centrá musia byť čo najhlbšie v zakázanom pásme, aby z nich elektróny neodchádzali samovoľne. Táto podmienka vyžaduje, aby maximá na vyhrievacej krivke ležali vyššie ako 450 K, lebo inak by dochádzalo k znižovaniu termoluminiscenčného signálu s časom po ožiarení. Tento jav sa nazýva „fading“. V praxi však luminofory s jedným maximom sú vzácne, zvyčajne ich majú niekoľko a celková plocha nimi vymedzená je úmerná množstvu excitovaných elektrónov a teda i dávke. V dozimetrii obyčajne nevyužívame všetky maximá, preto vyberáme len maximá dostatočne stabilné. Z technického hľadiska býva počet maxím na vyhrievacej krivke funkciou rýchlosti vyhrievania: pri prudkom vyhriatí môžu blízke maximá splývať. Čím väčší je počet žiarením excitovaných elektrónov, tým viac sa ich zachytí, tým väčšia je i plocha vymedzená vyhrievacou krivkou, a tým väčšia je i dávková citlivosť daného detektora [37, 38, 39, 40].

Takúto vlastnosť majú viaceré látky, z ktorých sa v dozimetrii a najmä v klinickej dozimetrii v posledných rokoch často používa fluorid lítia (LiF), ktorý má podobné efektívne atómové číslo, ako mäkké tkanivá a je možné ho naplniť do tenkých plastických túb (vo forme prášku) alebo použiť v rôznych malých tvaroch (obr. 9) a umiestniť na potrebné miesto merania na do pacienta. Tento dozimeter má niektoré ďalšie výhody, ako: nie je spektrálne závislý a množstvo excitovaných atómov lineárne závisí od dávky pohlteneho žiarenia. Po skončení ožarovania sa dozimeter vo vyhodnocovanom zariadení

zohreje asi na 300°C a zároveň sa fotonásobičom registrujú uvoľnené luminiscencie, ktoré sú priamo úmerné dávke.



Obr. 9: Rôzne druhy termoluminiscenčných detektorov

Medzi ďalšie výhody týchto detektorov patria:

- malé rozmery,
- nepotrebujú spojovacie káble,
- vhodné pre poštové porovnávacie audity,
- sú cenovo prístupné,
- možnosť použitia viacerých kusov na rôznych miestach naraz.

Medzi ich nevýhody patria hlavne:

- ľahká strata nameraných údajov, aj detektora
- potreba kalibrácie pri každom použití
- vyhodnotenie trvá dlho
- potreba detektora pre stanovenie pozadia

Najväčšou nevýhodou termoluminiscenčnej dozimetrie teda je že čas potrebný na prípravu TLD až po ich vyhodnotenie je veľmi dlhý a taktiež potrebuje vysokokvalifikovaný personál, ktorý sa venuje tejto metodike.

Termoluminiscenčné detektory patria do skupiny relatívnych dozimetrických metód. Na určenie neznámej hodnoty absorbovanej dávky z ožiarených TLD na pacientoch musia sa exponovať presne známou hodnotou absorbovanej dávky ďalšie TLD, ku ktorým sa vyhodnocuje neznáma dávka. Absorbovaná dávka môže byť určená v referenčnom bode pomocou merania ionizačnou komorou.

Použitie kalibračnej techniky závisí od typu dozimetra a požadovanej presnosti.

Pred prvým použitím sa odporúča ožiarit' čipy najmenej trikrát tou istou dávkou. Toto sa prakticky dosiahne kobaltovým zväzkom, rozložením čipov bok po boku v súvislom súbore. Súbor má byť rozvrhnutý na čistom liste papiera na nejakom vhodnom build - up materiáli, a potom prikrytom ďalším hárkom papiera s väčším build - up materiálom. Odchýlka odčítania pre každý čip z hlavnej skupiny je potom kalkulovaná spolu s odchýlkou odčítania individuálneho čipu. Ďalší postup závisí na výbere kalibračnej metódy.

Metóda A: Všetky tie čipy, ktorých kalibračná hodnota je mimo akceptovaného kalibračného pásma sú vyradené a ďalšie kalibrácie sú realizované za predpokladu, že všetky čipy sú rovnakej citlivosti. Táto metóda dosahuje najmenšiu presnosť.

Metóda B: Čipy sú zatriedené do postupnosti podľa narastajúcej citlivosti, a potom sú popárené tak, že sa vezme čip s najvyššou citlivosťou a čip s najnižšou citlivosťou atď. Za podmienky, že čipy sú potom ponechané v týchto pároch, priemerná citlivosť každého páru bude približne rovnaká.

Metóda C: Roztriedené čipy sú umiestnené do radov po 10 čipov, očíslovaných od 1 po 10. Rady sú označené A, B, C, D atď. Čipy 5 a 6 z každého radu sú potom použité ako kalibračné čipy pre tento rad. Čipy sú normálne ožiarenené v pároch v poradí podľa rastúcej presnosti (od najnižšej).

Metóda D: Totožnosť každého individuálneho čipu je ponechaná a počítá sa kalibračný faktor čipu $C_{\text{čip}}$.

Presnosť dosiahnutá metódou A je limitovaná variabilitou skupiny. Metóda B je jednoduchou cestou zvýšenia presnosti. Metóda C je vhodnou, ak sú čipy používané pre veľa rozličných energií zväzku alebo pre zriedkavé použitie, pretože každý rad môže byť kalibrovaný ako je potrebné. Metóda D je najpriateľnejšou metódou, pretože dovoľuje ľahšie meranie a riadenie variability údajov. [37]

Hodnota absorbovanej dávky sa potom stanoví pomocou nasledujúceho vzťahu:

$$D = (R - \text{pozadie}) N_{w, \text{batch}} C_i C_{\text{sup ralin}} C_{\text{energy}} \quad (2.12)$$

kde: R odčítaná hodnota detektora (čipu)
 $N_{w, \text{batch}}$ kalibračný faktor pre skupinu

$$N_{w, \text{batch}} = \frac{1}{p} \sum_{i=1}^p \frac{D_i}{R_i C_i} \quad (2.13)$$

kde: p počet detektorov použitých na kalibráciu
 C_i priemerný kalibračný faktor pre každý čip

$$C_i = \sum_{j=1}^m C_{ij} / m \quad (2.14)$$

kde: i počet detektorov v skupine
 m počet odčítaní
 C_{supralin} korekčný faktor pre supralinearitu

$$C_{\text{supralin}} = (1 + 0,0278D - 0,000265D^2)^{-1} \quad (2.15)$$

C_{energy} korekčný faktor na energiu

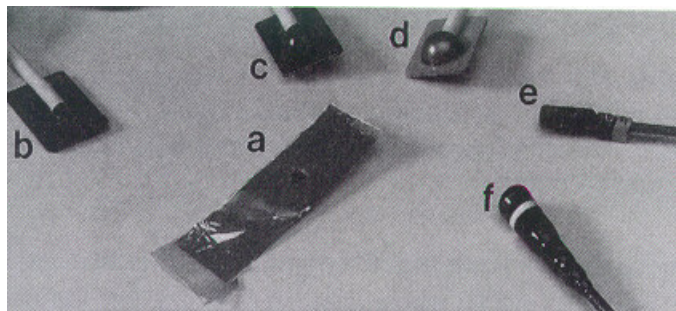
2.2.5 Polovodičová dozimetria

Ďalšou výhodnou metódou pre in vivo dozimetriu sú polovodičové diódy (polovodičové detektory), ktoré po pripojení na vhodný elektromer ponúkajú veľa výhod pre klinickú dozimetriu: vysokú citlivosť, okamžité odčítanie, jednoduchú obsluhu, malý rozmer a odolnosť. Diódy sú polovodičová analógia pre ionizačné komory, ktoré sú príliš veľké a krehké pre ich použitie na pacientoch [41, 42]. Diódové dozimetre sú polovodičové zariadenia, ktorých aktívna plocha je 2 až 3 mm² a na jej konci je pripojený koaxiálny kábel.

Väčšina polovodičových diód je vyrobená z kremíka a sú typu n alebo typu p [43]. Správajú sa rôzne, pretože ich minoritnými nosičmi sú diery respektíve elektróny. V polovodičovom detektore sa pri pohltení ionizujúceho žiarenia vytvárajú nosiče náboja, ktoré sa pod vplyvom vonkajšieho elektrického poľa pohybujú k príslušným elektródam. Dajú sa registrovať elektrické impulzy s amplitúdou úmernou energii, ktorú častica ionizujúceho žiarenia stratila v pracovnom objeme detektora. Kvôli dosiahnutiu vysokého merného elektrického odporu sa využíva na registráciu ionizujúceho žiarenia P-N prechod polarizovaný v závernom smere, tým sa zväčší oblasť priestorového náboja na P-N

prechode a zväčší sa aj pracovná oblasť detektora, v ktorej prakticky nie sú voľné nosiče náboja. Ionizujúce častice prechodom cez P-N prechod vytvárajú v objeme polovodiča elektrón - dierové páry, ktoré tvoria elektrický náboj. Stredná energia potrebná na vytvorenie páru elektrón - diera je približne rovná $3 E_Z$, kde E_Z je šírka zakázaného pásma. Pre kremík je $E_Z = 1,14$ eV a stredná energia W potrebná na utvorenie 1 páru je 3,6 eV. To znamená, že časť energie musí byť dodaná vo forme kinetickej energie excitovaným elektrónom. V reálnom polovodičovom kryštály existujú prímеси a nečistoty, ktoré deformujú tvar energetických pásiem. Vytvárajú lokálne dovolené hladiny, ktoré pôsobia ako pasce pre nosiče náboja.

Na obr. 10 sú zobrazené rôzne druhy polovodičových detektorov.



Obr. 10: Rôzne druhy polovodičových detektorov

Citlivosť detektora závisí na dobe života nábojových nosičov, a tým na množstve rekombinačných miest v kryštály, ktoré sú dané typom diódy, hladinou dotovania a akumulovanou dávkou. Efekt radiačného poškodenia predstavuje hlavne obmedzenie kremíkových diód. Medzi závislosti, ktoré ovplyvňujú signál diódy patria:

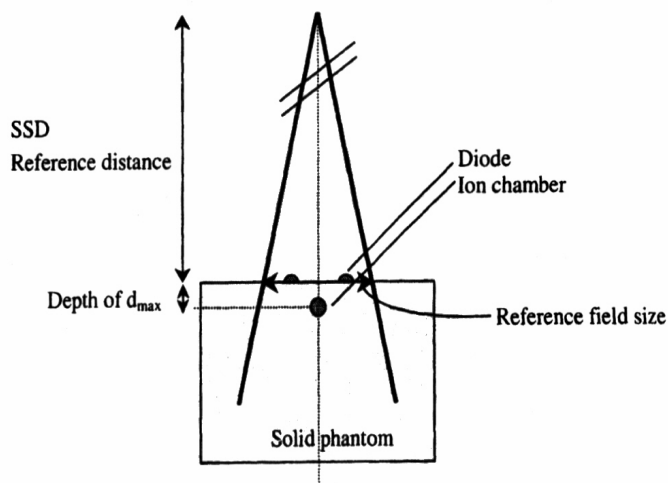
- fyzikálne faktory (tykajúce sa materiálu detektora):
 - energia
 - príkon absorbovanej dávky
 - teplota
- geometrické faktory (tykajúce sa meracej metodiky ako aj tvaru a hrúbky build - up čiapočky):
 - veľkosť poľa
 - SSD
 - klin

- bloky a ich nosiče
- orientácia

Použitie diód je jednoduchšie ako TLD. Najväčšími nevýhodami diód sú ich väčšie rozmery, koaxiálne káble a fakt, že správna interpretácia ich výsledkov potrebuje niekoľko korekčných faktorov pre ich použitie v rádioterapii.[41]

Nevýhodou polovodičových detektorov je aj potreba ich kalibrácie pred každým použitím pomocou ionizačnej komory vo fantóme.

Pred použitím v klinickej rutinej praxi je potrebné urobiť generálne testovanie spoľahlivosti a stability zariadenia. Detektory umiestnené podľa obr. 6 sú ožiarené $10 \div 15$ krát tým istým referenčným poľom. Štandardná odchýlka výsledného signálu by mala byť v rozsahu 0,5 %. Merania sa opakujú v rôznych dňoch počas dvoch týždňov. Merací postup, zahrňujúci meracie zariadenie, nastavenie fantómu a polohovanie polovodičových detektorov, je spoľahlivý a stabilný, ak všetky merania sú s odchýlkou ± 1 %. [41]



Obr. 11: Kalibrácia diódy pre meranie vstupnej dávky. Ionizačná komora je umiestnená v referenčnej hĺbke vo fantóme a dióda na povrchu v referenčnej geometrii.

Polovodičový detektor (ďalej dióda) je kalibrovaný na meranie dávky, tzn. keď je uložená na povrchu pacienta, meraná dávka by mala korešpondovať s dávkou v maxime pre danú energiu. Kalibračná procedúra najskôr vyžaduje určenie kalibračného faktora (F_{cal}). Diódy sa odporúča kalibrovať pre každú kvalitu zväzku, pre ktorú ju plánujeme použiť. V dôsledku zmeny signálu diódy v závislosti od absorbovanej dávky, by sa mala kalibrácia pravidelne opakovať (týždenne, mesačne). [41]

Hodnota absorbovanej dávky (D) v klinickej praxi sa počíta z merania diódy (odčítaná hodnota), kalibračného faktora a korekčných faktorov [41]

$$D = R_{diode} F_{cal} \prod CF_i \quad (2.16)$$

kde: R_{diode} nameraná hodnota odozvy danej diódy
 F_{cal} kalibračný faktor, definovaný ako pomer stanovenej dávky s ionizačnou komorou (D_{ic}) k údajom diódy meranej v referenčnej geometrii (R_{diode}):

$$F_{cal} = \left(\frac{D_{ic}}{R_{diode}} \right)_{ref.condition} \quad (2.17)$$

CF_i korekčné faktory

$$CF_i = CF_{FS} CF_{SSD} CF_{wedge} CF_{tray} CF_{block} CF_{angle} \quad (2.18)$$

kde: CF_{FS} korekčný faktor veľkosti poľa
 CF_{SSD} korekčný faktor SSD
 CF_{wedge} korekčný faktor filtra alebo klinu
 CF_{tray} korekčný faktor nosiča bloku
 CF_{block} korekčný faktor bloku
 CF_{angle} korekčný faktor smerovej orientácie

Korekčné faktory sú určené ako pomer údajov ionizačnej komory k údajom diódy pre klinické podmienky a pre referenčné podmienky:

$$CF = \frac{\left(\frac{R_{ic}}{R_{diode}} \right)_{clinic.condition}}{\left(\frac{R_{ic}}{R_{diode}} \right)_{ref.condition}} \quad (2.19)$$

Dióda môže byť kalibrovaná buď vzhľadom ku dozimetrickej komore (dose monitor chamber) urýchľovača alebo ku referenčnej komore (secondary reference chamber).

Na stanovenie kalibračného faktora sa dióda umiestňuje na povrch vhodného kalibračného fantómu. Ak použitý fantóm nie je kompletne vyrobený z materiálu ekvivalentného vode, potom konverzný faktor medzi týmto materiálom a vode ekvivalentným by mal byť zahrnutý do výpočtov. Ionizačná komora je vo vnútri fantómu na centrálnej osi v referenčnej hĺbke (d_{\max}). Referenčné SSD je zvyčajne 100 cm (pre lineárne urýchľovače) a referenčné pole $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

3 EXPERIMENTÁLNA ČASŤ

Všetky nasledujúce merania zaradené do experimentálnej časti sa uskutočnili na terapeutických zväzkoch Rádioterapeutickej kliniky Onkologického ústavu sv. Alžbety, a to na dolu popísaných prístrojoch: kobaltovom ožarovači a lineárnom urýchľovači.

3.1 Meracie prístroje a zariadenia

3.1.1 Lineárny urýchľovač

Merania sa realizovali na dvoch typoch lineárnych urýchľovačoch, a to:

- a) CLINAC 2100C (Varian, USA), ktorý je schopný produkovať pravouhlé, symetrické ožarovacie pole (s možnosťou asymetrie). Generuje terapeuticky užitočné zväzky megavoltového brzdného žiarenia (o energiách 6 a 18 MV) a zväzky urýchlených elektrónov (o energiách 6, 9, 12, 16, 20 MeV).
- b) CLINAC 600C/D (Varian, USA) so zabudovaným mnoholamelovým kolimátorom (MLC) s energiou 6 MV, ktorý umožňuje tvarovať pole.

Základným princípom činnosti lineárneho urýchľovača je urýchlenie elektrónov v urýchľovacej trubici. Takto urýchlené elektróny dopadajú na terčík, pričom vzniká brzdné žiarenie. Zdrojom elektrónov býva volfrámový alebo molybdénový drôt rozžeravený prechádzajúcim prúdom. Do urýchľovacej trubice, v ktorej sú rozmiestnené irisové clony, sú injektované elektróny v pravidelných krátkych impulzoch a súčasne sa vo vlnovode urýchľovača generujú vysokofrekvenčné rádiovlny (nosné vlny) z magnetrónu či klystronu. Irisové clony spôsobujú, že fázová rýchlosť týchto vln je menšia ako rýchlosť svetla. Elektróny sa zachytia v poli nosnej vlny a sú ňou urýchľované. Základom urýchľovača je teda generátor stojateho vlnenia, ktorý vytvára impulzy s úzkym spektrom energií a pomocou zabudovaného impulzného regulátora dokáže zabezpečiť stabilný dávkový príkon. Stabilita energie je zabezpečená aj magnetickým vychyľovacím systémom s 3 % energetickou štrbinou, ktorý otáča zväzok o 270°. V hlavici sa nachádzajú dva páry iónových komôr neustále merajúce dávku a symetriu zväzku. Rozpoznávajú sa dva typy urýchlenia elektrónov. Sú to urýchľovače s postupnou vlnou, kedy sa elektrón pohybuje s vlnou ako pri surfovaní a druhý typ využívajúci stojatú vlnu (OÚSA) s reflektovanými

pohybmi sem a tam. Na konci urýchľovacej štruktúry sa elektróny urýchlene na 3 - 30 MeV vyvedú extraktorom, kolimujú sa a použijú na liečbu (urýchlené elektróny). Ak pred vyvedením elektróny dopadajú na vhodný terč vybudia vysokoenergetické X žiarenie (brzdne žiarenie) [45, 46].

3.1.2 Kobaltový ožarovač

Kobaltový ožarovač Chisobalt (Chirana, Česká republika) je ožarovač pre pohybové alebo izocentrické ožarovanie zo vzdialenosti zdroj - os rotácie 75 cm, v novších zariadeniach 80 cm (na ňom boli robené prvé merania tejto práce – minimová práca). V roku 2003 bol tento vymenený za kobaltový ožarovač THERATRON Elite 100 (Nordion, Kanada). Ako zdroj žiarenia sa u týchto typoch ožarovačov využíva rádioaktívny kobalt ^{60}Co získaný neutrónovou aktiváciou zo stabilného izotopu ^{59}Co . Žiarič je vo forme diskov alebo veľkého množstva malých guľôčok uzavretý v dvojtom oceľovom puzdre.

Rádioaktívny kobalt ^{60}Co s aktivitou 100 – 300 TBq vyžaruje bichromatické žiarenie gama s energiou 1,17 a 1,33 MeV. Pol premena je 5,27 rokov [32, 46].

Žiarič sa dostáva do pracovnej polohy pohybom zo stredu hlavice nad výstupný otvor v zúženej časti hlavice. Na konci jeho pohybu sa ešte otvorí uzavieracia clona. Hlavica je uchytená na otočnom ramene s možnosťou bočného naklápania a rotácie okolo pacienta. Kolimačný systém tvoria dva a dva páry primárnych a sekundárnych clôn, ktorými sa nastavuje veľkosť ožarovacieho poľa. Ako základné zameriavacie zariadenie je použitý svetelný alebo mechanický pointer a svetelné vyznačenie poľa.

3.1.3 Plánovací systém Helax TMS 4.0

Helax TMS 4.0 (Nordion, Švédsko) je 3D plánovací systém pre výpočet individuálneho ožarovacieho plánu pre pacienta, podrobujúceho sa liečbe žiarením (externej terapie alebo brachyterapie).

Na základe vstupných nameraných údajov zadaných do Helax TMS je možné ho použiť na výpočet ožarovacích plánov pre žiarenie z lineárneho urýchľovača s energiami 4 - 50 MV pre brzdne žiarenie, 4-50 MeV pre elektrónové žiarenie ako i žiarenie z kobaltového ožarovača. Umožňuje 3D plánovanie rôznych foriem plánov: asymetrické a nekoplanárne

polia, celotelové ožarovanie, využitie multileaf kolimátorov, dynamických klinov, kompenzačných filtrov, blokov a bolusov.

Systém nevyžaduje dodržiavanie špecifického postupu práce a ani zhotovenie daného plánu jednou osobou. V tomto smere ide o otvorený systém.

Práca v Helaxe je organizovaná prostredníctvom takzvaných pracovných modulov, ktoré pokrývajú všetky kroky pri plánovaní liečby pacienta, od prípravy a analýzy vstupných údajov, definovania ožarovaných objemov a kritických orgánov, cez 2- a 3-rozmerné modelovanie zväzku, výpočet dávky, zobrazenie dávkových histogramov, po vyhodnotenie plánu (porovnanie alternatívnych plánov, dokumentácia, archivácia). Každý z týchto modulov je nezávislý a poradie ich použitia nie je predpísané, keď modul ukončí svoju prácu, uloží výsledok do listu na spracovanie inými modulmi, tým rastie efektívnosť práce užívateľa.

3.1.4 Plánovací systém Oncentra MasterPlan (OMP)

Sada individuálnych liečebno-plánovacích modulov pre externú rádioterapiu, Oncentra MasterPlan (Nucletron, Holandsko) bola navrhnutá pri súčasnej integrácii DICOM-u, prepojitelnosti a flexibility.

Využitie poznatkov z osvedčených výpočtov na Helaxe, rôzne moduly v OMP, ako sú Oncentra Anatomy, Oncentra Virtual Simulation, Oncentra Optimizer a Oncentra Evaluation, poskytujú radu užívateľských výhod. Tieto zahrňujú zložitejšie dávkové algoritmy (také ako Monte Carlo Electrons), nástroje pre fúziu obrázkov, ktoré definujú objemy ložísk a kritických orgánov, balík s virtuálnou simuláciou, IMRT plánovanie a ďalšie.

3.1.5 AM6 CE

Dozimeter AM6 CE (PTW Freiburg, Nemecko) je zariadenie pre meranie ionizujúceho žiarenia pomocou polovodičových sond na kobaltových ožarovačoch (kontinuálne žiarenie) a lineárnych urýchľovačoch (pulzné žiarenie). Služi hlavne pre in vivo dozimetriu, napr. pri celotelovom ožarení, hornej plášťovej technike a pod. Pred použitím musí byť okalibrovaný.

Dozimeter AM6 CE sa skladá z polovodičových sond (pre fotónové žiarenie, pre elektrónové žiarenie a pre brachyterapiu, napr. pri in vivo dozimetrii počas celotelového ožiarenia je k meracej jednotke pripojených šesť samostatných detektorov - sond), mikroprocesorovej riadiacej jednotky, spojovacej jednotky a počítača. SONDY a meracia jednotka sú normálne umiestnené v ožarovni, ale meracia jednotka musí byť chránená pred priamym žiarením, lebo inak by došlo k poškodeniu jej elektronických komponentov. Spojovacia jednotka a počítač sú umiestnené blízko riadiacej jednotky ožarovača. Podľa konfigurácie programu, AM6 CE môže byť nastavená na vyšší (170 mGy/min – 55 Gy/min) alebo nižší dávkový príkon (8,5 mGy/min - 2,75 Gy/min).

Vlastnosti polovodičových sond:

- vnútorný build-up je dosiahnutý prostredníctvom použitia rôzneho materiálu pre energie od ^{60}Co po 25 MV
- všetky detektory sú kompletne vodotesné
- prijateľná linearita (lepšia ako 0,2 %) cez široký rozsah príkonu dávky ($0,5 \div 5$) $\text{Gy}\cdot\text{min}^{-1}$
- vynikajúca zmena citlivosti v závislosti od teploty (0,1 % na $^{\circ}\text{C}$). Tiež cylindrická konfigurácia sondy minimalizuje teplotný prenos z pacienta na sondu

3.1.6 Vyhodnocovacie zariadenie pre TL dozimetriu

Vyhodnocovanie termoluminiscenčných dozimetrov sa na OÚSA vykonáva na prístroji SOLARO Model 680 TLD (NE Technology Limited, Anglicko). Zariadenie číta jeden dozimeter a software umožňuje automatické zaznamenávanie údajov. Vyhodnocovacie zariadenie pre TL merania je pomerne zložitá a dochádza v ňom k niekoľkonásobnej transformácii uloženej informácie na inú formu. Najskôr sa v samotnom dozimetri mení energia žiarenia na energiu svetelného žiarenia. Stimulujúcim faktorom je ohrev vzorky. Na ohrev dozimetra sa uplatňuje ohrev horúcim plynom – dusíkom. Na fotokatóde fotonásobiča sa mení svetelný signál na elektrický, ten je zosilňovaný systémom dynód a zosilňovačom a napokon meraný. Teplota TL látky je pri ohreve snímaná termočlánkom. Emitované svetlo prechádza tepelnými, prípadne optickými filtrami a je snímané fotonásobičom. Prúd na výstupe z fotonásobiča je registrovaný ako funkcia času alebo teploty pikoampermetrom.

3.1.7 Dozimeter UNIDOS E

UNIDOS E (PTW Freiburg, Nemecko) je vysoko presný dozimeter používaný v rádioterapii aj v rtg diagnostike, ktorého tvar a rozmery zaručujú jeho využitie počas dennej klinickej prevádzky. Môže sa tiež použiť ako veľmi presný elektromer pre meranie prúdu a náboja. Má dobré elektrické vlastnosti, napr. rozlíšenie 1 fA (10 fC). Merací rozsah pre merania prúdu ($2 \cdot 10^{-13}$ - $1 \cdot 10^{-6}$) A a ($2 \cdot 10^{-12}$ - $6,5 \cdot 10^{-2}$) C pre merania náboja.

3.1.8 Dozimeter Baldwin-Farmer 2570/1A

Dozimeter 2570/1 Farmer (NE, Anglicko) bol vyvinutý pre precízne rutinné merania dávky X a γ žiarenia širokého rozsahu energií a intenzity. V podstate meria množstvo náboja vytvoreného v ionizačnej komore...

Na dozimetri sa dá nastaviť teplota, tlak ako aj kalibračný faktor pri meraní, znamená to, že nameraná hodnota je už korigovaná na $k_{t,p}$.

3.1.9 Dozimeter DOSE 1

DOSE1 (Wellhöfer, Nemecko) je prenosný jednokanálový klinický dozimeter referenčnej triedy pre dozimetriu v rádioterapii a radiačnej ochrane s použitím ionizačných komôr, polovodičových detektorov a diamantových snímačov. Meria dávku, dávkovú rýchlosť, náboj, prúd a dávkový príkon a súčasne i zobrazí na displeji. Vzájomná komunikácia s užívateľom je prostredníctvom grafickej elektroluminiscenčnej obrazovky s vysokým kontrastom, kurzormi a programom riadených kláves pre prijímanie užívateľských pokynov.

3.1.10 Ostatné zariadenia

Na meranie boli použité nasledovné detektory:

- cylindrické ionizačné komory (PTW, Wellhöfer a NE). Objem dutiny komory by mal byť medzi $0,1 \text{ cm}^3$ a 1 cm^3 . Tento rozmer je kompromisom medzi dostatočnou citlivosťou a schopnosťou merať dávku v bode.
- termoluminiscenčné detektory vo forme čipov, rozmerov (3 x 3) mm, hrúbky 0,9 mm. Použitý materiál lítium fluorid (LiF).

3.2 Merania a ich výsledky

V tejto kapitole sú uvedené namerané hodnoty absorbovanej dávky predpísanej pacientovi počas liečby žiarením s využitím in vivo dozimetrie pomocou rôznych typov detektorov (TLD, polovodičové detektory) a ich porovnanie s hodnotami vypočítanými plánovacím systémom alebo určenými rádioterapeutom.

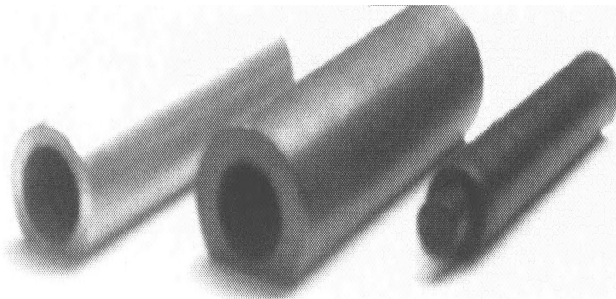
Pre merania som si zvolila pacientov s rôznymi diagnózami (alebo typmi ochorenia), u ktorých sú použité rôzne ožarovacie techniky.

3.2.1 In vivo dozimetria u vybraných pacientov na Chisobalte

Podnetom pre tieto merania boli požiadavky zo strany koordinátorov projektu EURAQA [47]. V tomto prípade ide o kontrolu absorbovanej dávky pacienta ožarovaného kobaltovým ožarovačom prostredníctvom in vivo dozimetrie a jej porovnanie s dávkou vypočítanou plánovacím systémom. Pred ožiarením pacienta sa vypočíta ožarovací plán na plánovacom systéme (TPS - treatment planning system), do ktorého boli zadané namerané hodnoty z ožarovacích prístrojov nášho pracoviska (kobaltové ožarovače, lineárne urýchľovače). Ožarovací plán sa zhotovuje na základe série individuálnych rezov z CT, v ktorých sa zakreslí cieľový objem, t.j. oblasť, ktorá má byť ožiarená (alebo kam má byť aplikovaná predpísaná dávka žiarenia) a kritické orgány. Na základe takto zhotoveného ožarovacieho plánu je pacient nastavený na liečbu žiarením a sú nastavené i ožarovacie parametre na prístroji, ktorými má byť ožiarený (veľkosť ožarovacieho poľa, uhol, čas, resp. MU, OK...). Cieľom in vivo dozimetrie je overenie predpísanej absorbovanej dávky v referenčnom bode na pacientovi zdrojom ionizujúceho žiarenia (kobaltový ožarovací prístroj) s dávkou vypočítanou na plánovacom systéme pre ten istý referenčný bod.

Ako detektory pre in vivo dozimetriu boli použité TLD, ktoré sa získali v rámci programu EURAQA a po exponovaní boli poslané späť na vyhodnotenie. Na meranie hodnoty absorbovanej dávky ionizujúceho žiarenia boli použité TLD dozimetrie vo forme polyetylénových cylindrických kapsúl (IAEA typ: 3 mm vnútorný priemer, 25 mm dĺžka a 1 mm hrúbka steny [15]) naplnených termoluminiscenčným práškom z LiF. Dôležitou charakteristikou LiF prášku je jeho nízky fading, združený s výhodnou distribúciou dozimetrickej informácie vo vyžarovacej krivke.

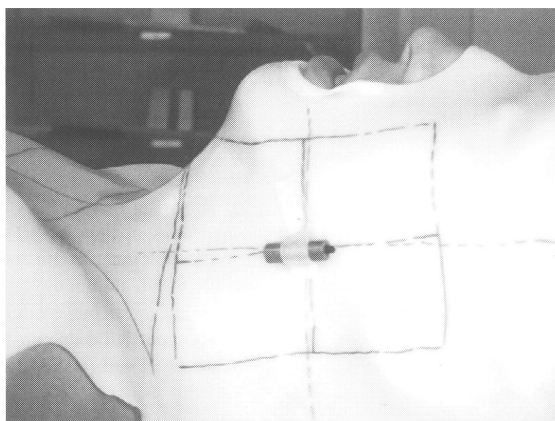
Tieto TLD boli počas ožarovania vložené do hliníkovej build-up čiapočky (obr.12). Pre merania v ^{60}Co zväzkoch sú build-up čiapočky konštruované tak, aby umožňovali merania v referenčnej hĺbke, okolo 0,5 cm. Hrúbka build-up čiapočky je 1,3 mm Al (1 mm Al => 3,125 mm vody) [48].



Obr. 12: Zobrazenie build-up čiapočiek. Prvá zľava hliníková pre merania na kobaltových ožarovačoch, v strede medená pre merania na lineárnom urýchľovači s energiou 6 MV, posledná v poradí je polyetylénová cylindrická kapsuľa.

Na výpočet dávky bol použitý plánovací systém HELAX - TMS 4.0. Zdroj ionizujúceho žiarenia kobaltový ožarovací prístroj CHISOBALT od firmy CHIRANA Praha.

Pre tieto merania boli vybratí 10 rôzni pacienti na základe presne stanovených podmienok z programu EURAQA (plné polia, polia s používanými klinmi, polia s blokom – detektor musí byť vzdialený od bloku viac ako 2 cm). Porovnávacie merania sa uskutočnili počas dvoch po sebe nasledujúcich dní za tých istých meracích podmienok (TLD v build – up čiapočke umiestnené v centrálnom zväzku, v tom istom meracom bode – obr. č. 13) a samozrejme i tých istých ožarovacích parametrov (poloha pacienta, ožarovací čas, technika). Každý deň bol použitý jeden TL detektor, z ktorého sa pri vyhodnocovaní vypočítala priemerná hodnota, ktorá použitá pre určenie vstupnej dávky D_m .



Obr. 13: Umiestnenie TLD v build – up čiapočke v meracom bode na pacientovi.

V tabuľke 2 sú uvedené namerané i vypočítané údaje týkajúce sa použitej techniky, ožarovacieho času, OK pre všetkých vybratých pacientov.

Tabuľka 2: Ožarovacie parametre pacientov a vstupné údaje pre porovnanie vypočítanej a nameranej absorbovanej dávky v referenčnom bode.

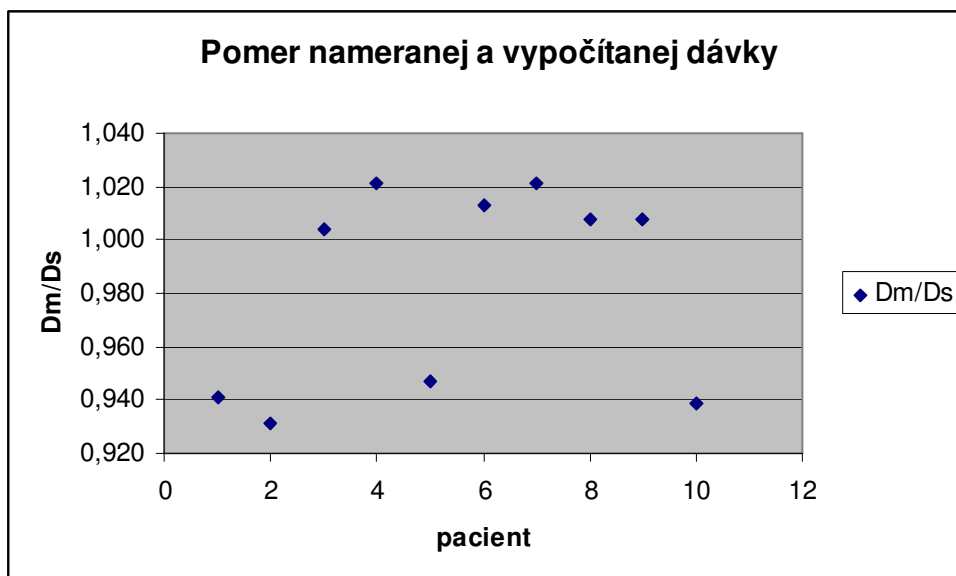
Č. kapsule	Target	blok	vypočítaný ožarovací čas	Veľkosť poľa	OK pre výpočet [cm]	OK namerané [cm]	vypočítaná dávka v hĺbke 0,5cm[Gy]
I.a	prsník sin	nie	2min 31s	5 x 18	78,5	80	1,53
I.b.	lat. W45					78	
II.a	prsník sin	nie	2min 1s	6,5 x 18	78,1	78	1,59
II.b	lat. W30					79	
III.a	Axilla sin	nie	38s	8 x 10	75	75	0,75
III.b	dorz.					75	
IV.a	rameno dx	nie	2min 59s	10 x 15	80	80	3,18
IV.b.	vent.					80	
V.a	hlava +	nie	1min 17s	9 x 16	80	80	1,36
V.b.	Krk					80	
VI.a.	L5-SI	nie	3min 42s	15 x 10	80	80	3,94
VI.b.	bilat.					80	
VII.a.	Coxa dx	áno	2min 16s	16 X 16	80	80	2,28
VII.b.	vent.					80	
VIII.a.	Axilla sin	nie	30s	8 x 10	75	75	0,6
VIII.b.	dorz.					75	
IX.a.	prsník sin	nie	1min 43s	8 x 18	77,7	80	1,47
IX.b.	lat. W15					79	
X.a.	Mediastin.	Nie	1min 47s	10 x 17	80	80	1,91
X.b.	vent.					80	

Z tabuľky 2 vidieť, že vzdialenosť nameraného OK u pacientov I, II, IX sa líšia od vzdialenosti SSD použitej pre výpočet ožarovacieho plánu plánovacím systémom, ako i medzi meraniami samotnými. Táto skutočnosť je spôsobená nerovnakou polohou pacientiek počas ožarovania a pri CT vyšetrení. Ide o ožarovanie prsníka technikou dvoch tangenciálnych polí popísanou v kapitole 2.1.2. Pri ožarovaní na kobalte sa používal na

nastavenie prsníka zameriavací mostík. V súčasnosti sa ožarovanie na kobalte už nerobí a prešlo sa na ožarovanie na lineárnom urýchl'ovači s multileaf kolimátorom.

Graf 2 ukazuje pomer nameranej (D_m -TLD) a vypočítanej (D_s -TPS) dávky pre 10 pacientov ožarovaných rôznymi technikami na kobaltovom ožarovači.

Graf 2: Pomer nameranej D_m a vypočítanej dávky D_s u pacientov ožarovaných rôznymi technikami na kobaltovom ožarovači

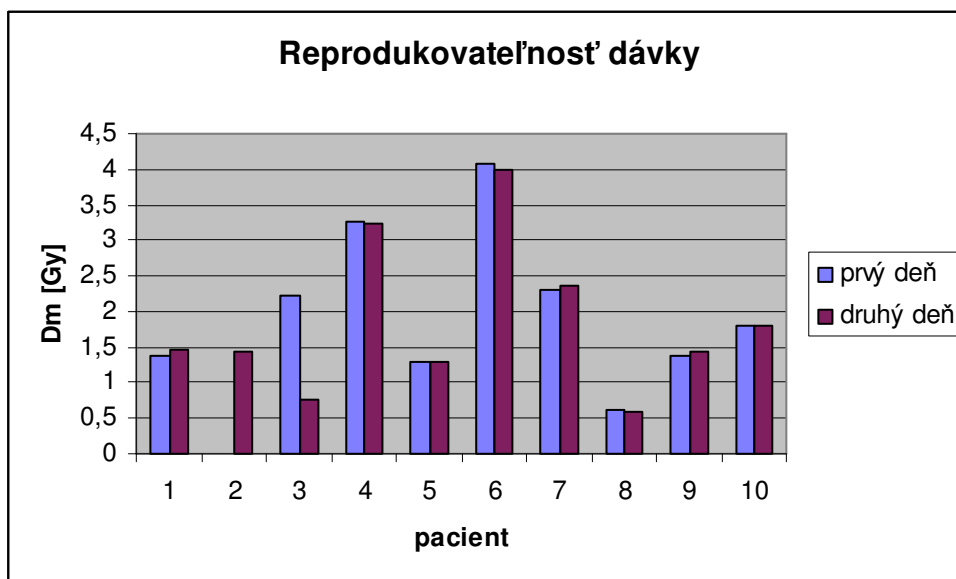


Z grafu 2 vidieť dobrú zhodu medzi dávkami okrem pacientov 1, 2, 5, 10. Všetky sú nižšie (výsledná odchýlka je záporná), čo znamená že u týchto štyroch pacientov bola nameraná dávka nižšia ako je predpísaná. Odchýlky v dávke u pacientov 1, 2 boli spôsobené pravdepodobne polohou pacientov počas ožarovania ako bolo uvedené vyššie. Po kontrole dokumentácie pacientov sa ukázalo, že u pacientov 5, 10 boli počas liečby lekárom dodatočne pridané vykrývajúce bloky, s ktorými sa v pôvodnom pláne na TPS nepočítalo. To znamená, že pacienti dostali dávku, ktorá je približne o 5 % nižšia ako predpísaná dávka. Hlavným dôvodom tejto odchýlky je plexisklová podložka (materiál PMMA hrúbky 0,8 cm), ktorá slúži ako nosič na bloky. Po korekcii tejto nepresnosti na TPS u pacientov 5, 10 pomer D_m/D_s je rovný 0,9925.

Reprodukovateľnosť nameranej absorbovanej dávky v referenčnom bode na pacientovi počas dvoch po sebe nasledujúcich dní je zobrazená na grafe 3. Počas meraní došlo k zámene TLD a kapsula IIIa bola ožiarená u dvoch pacientov, namiesto toho kapsula IIa nebola ožiarená vôbec. Na chybu sa prišlo hneď po ožiarení, takže bola zohľadnená pri

vyhodnotení. U ostatných pacientov bola reprodukovateľnosť v rozmedzí 0,2 ÷ 4,3 % (priemerná hodnota 1,84 %). Dve odchýlky boli nad 3 % (4,3 % - pacient č. 1 a 3,7 % - pacient č. 9) a boli práve u pacientiek, u ktorých bol ožarovaný prsník (problém s fixáciou a reprodukovateľnosťou polohy pacientiek).

Graf 3: Reprodukovateľnosť nameranej absorbovanej dávky D_m .



Ucelené výsledky sú uvedené v prílohe v tabuľke 9.

3.2.2 In vivo dozimetria pri celotelovom ožiarení

Druhou oblasťou in vivo dozimetrie, ktorá bola predmetom tejto dizertačnej práce, je ožarovacia technika TBI [49, 50, 51]. Cieľom týchto meraní bola kontrola homogénneho ožiarenia pacienta predpísanou absorbovanou ložiskovou dávkou v referenčných bodoch na pacientovi prostredníctvom in vivo dozimetrie ako i zistenie rôznych vplyvov na jej hodnotu.

Prezentovaní prví pacienti boli ožarovaní tzv. “sweeping beam“ technikou - pohybovou technikou. Cieľovým objemom je celé telo pacienta vrátane kože s vykrytím kritických orgánov. Pacienti ležali v špeciálnom lôžku (obr. 14), ktoré má tvar poloblúka a sú na ňom vyznačené zameriavacie značky na nastavenie pacienta do požadovanej polohy pomocou laserov urýchľovača, ktorá musí byť reprodukovateľná a ožarovanie je zabezpečené rotáciou gantry nad pacientom.



Obr. 14: Pacient v špeciálnom lôžku s vykryvujúcimi blokmi na pľúca a rozloženými detektormi v referenčných bodoch.

Na bočných stenách lôžka sú teleskopy vybavené stupnicou, určené na nastavenie výšky rozptylového materiálu nad pacientom. Úlohou tohto materiálu, ktorým je 10 mm hrubé plexisklo, je vytiahnuť maximum dávky na povrch pacienta. Na tomto plexiskle sú v oblasti hrudníka pacienta pripevnené i vykrývajúce bloky na pľúca, ktoré sa zhotovia na základe rtg snímky pľúc urobenej na pacientovi nastavenom tak, ako bude ožarovaný na lineárnom urýchľovači. Ide o individuálne bloky pre predné i zadné pole, hrúbka blokov je 14 mm Woodovho kovu (čo je zliatina olova, kadmia, bizmutu a cínu, pričom teplota topenia je 70 °C), aby pľúca dostali len 60 % z celkovej dávky za cieľom ochrany pľúc.

Pred zavedením tejto techniky na ožiarenie pacienta sa vykonali merania na Aldersonovom fantóme, ktorými sa overilo vypočítané dávkové rozloženie v rôznych bodoch fantómu, nakoľko v pacientovi nie je možné robiť in vivo dozimetriu, je možné ju robiť len na povrchu tela. Nastavenie pacienta sa robí tak, že vertikálny zväzok smeruje na trup pacienta v oblasti pupka, vzdialenosť SSD je závislá od AP priemeru pacienta. Celotelové ožiarenie je zabezpečené pohybom gantry tak, aby ožarovanie začínalo so zväzkom mimo pacienta nad hlavou resp. nohami (min. 10 cm) a končilo v polohe gantry mimo pacienta (min. 10 cm) na opačnej strane, uhol kyvu je teda závislý od dĺžky pacienta.

Podmienky pri ožarovaní boli nasledovné:

- lineárny urýchľovač CLINAC 2100 (CLINAC 600 C/D), energia X žiarenia 6MV, príkon dávky 80 MU / min (100 MU / min) v izocentre pre pole 10 x 10 cm²
- pohybová technika s uhlom kyvu okolo 120° v závislosti od veľkosti pacienta (jedno pole - AP a jedno pole PA), pričom sa pacient ožaruje raz v polohe na chrbte a potom v polohe na bruchu v špeciálnom lôžku
- počet kyvov na jedno pole a frakciu je 3 - 4 (podľa počtu MU)
- veľkosť poľa v izocentre je 40 cm x 21,5 cm, na pacientovi cca 80 cm x 23 cm v závislosti od AP priemeru pacienta
- OK, z ktorého sa vychádza pri výpočte MU je 196 cm na základe predchádzajúceho merania (195 cm po odrátaní 1cm plexiskla)
- celková absorbovaná dávka: 6 x 2 Gy v priebehu 3 dni, pričom pauza medzi frakciami v priebehu dňa je minimálne 6 hodín
- celková absorbovaná dávka na pľúca: 7 Gy – 8 Gy (max. 6 Gy -10 Gy)

In vivo dozimetria sa robí pri každej frakcii. Ako detektory žiarenia sa používajú ionizačná komora (NE, PTW, Wellhöfer), TL detektory (materiál LiF vo forme čipov, 4 ks / meracie

miesto) a polovodičové diódy (AM6). Detektory boli umiestnené na vyznačených referenčných miestach na prednom povrchu pacienta počas celej frakcie, t. j. všetkých kyvov z predného i zo zadného poľa. Vyhodnotenie dávok TLD pri jednotlivých frakciách bolo robené do začatia nasledujúcej frakcie TBI, ionizačné komory a diódy umožňovali okamžité odčítanie hodnoty dávky. Detektory boli umiestnené do nasledovných referenčných miest:

- referenčný bod - stred brucha (pupok)
- ďalšie meracie body - čelo, krk, mediastínium, axilla, pľúca (vpravo i vľavo) pod blokom, zápästie, stehno, koleno a členok

3.2.2.1 Výpočet monitorových jednotiek (MU):

MU sa počítajú v závislosti na AP pacienta (v strede brucha) a uhle kyvu závislého od veľkosti pacienta. Veľkosť ožarovacieho poľa v izocentre je 40 cm x 21,5 cm. Postup výpočtu je nasledovný:

- 1) Pre zmeranú hodnotu AP pacienta sa zistí počet MU / 1Gy pre polovicu AP z tabuľky pre výpočet MU zmeranej pre rôzne hodnoty OK a AP robené pre statické pole (príloha tabuľka 10). Táto hodnota sa vypočíta zo vzťahu:

$$MU_{statika} = \frac{45948}{D_{max} / D_{max196}} \cdot \frac{77,92}{\%TDS_{AP}} \quad (3.1)$$

kde: 459,48 počet MU / 1Gy pre referenčného pacienta s AP = 18 cm
a

SSD = 196 cm

D_{max} / D_{max196} korekcia dávky v maxime vzhľadom na OK pacienta

$77,92 / \%TDS_{AP}$ korekcia percentuálnej hĺbkovej dávky vzhľadom na AP pacienta, kde hodnota 77,92 je percentuálna hĺbková dávka v strede AP referenčného pacienta

Zároveň sa táto hodnota overuje výpočtom MU na plánovacom systéme pre statické pole s nasledovnými parametrami: LINAC 6MV, 2 protiľahlé polia s veľkosťou poľa 40 cm x 21,5 cm v izocentre (izocentrum v oblasti pupka), príslušné OK, 1 cm plexiskla, ložisková dávka 2 Gy na frakciu.

2) Výpočet MU na pole pre pohybovú techniku:

$$MU_{pole} = MU_{statika} \cdot \frac{\Delta kyvu}{125,8} \cdot 5 \quad (3.2)$$

kde: $\Delta kyvu / 125,8$ korekcia na zmenu dĺžky kyvu, kde hodnota 125,8 je dĺžka

kyvu u referenčného pacienta

3) Výpočet dávkového príkonu na stred pacienta:

$$D_{ref} = OF \cdot 80 \cdot \left(\frac{100}{OK} \right)^2 \quad (3.3)$$

kde: OF output faktor pre pole v SSD = 196 cm
80 cGy.min⁻¹ príkon dávky pre pole 10 cm x 10 cm v izocentre (100 / OK)²

prepočet SSD

4) Výpočet príkonu dávky pre pľúca:

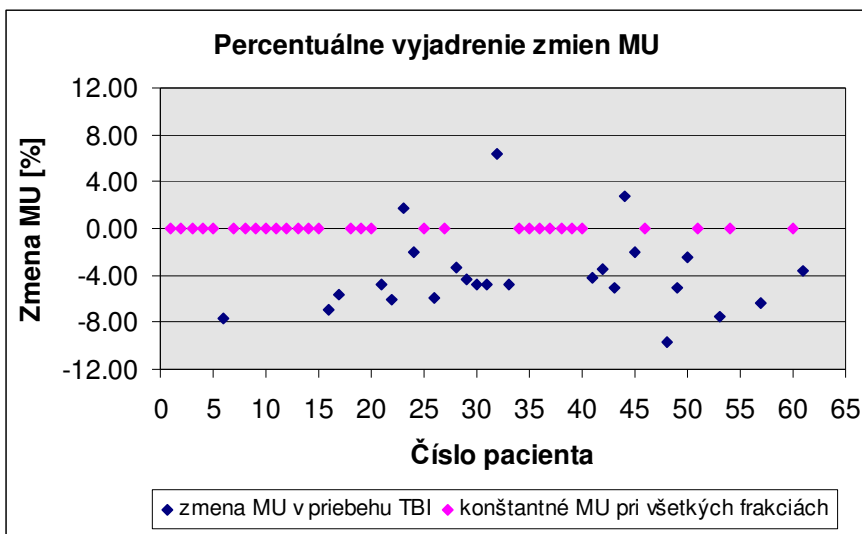
$$D_{pluc} = D_{ref} k_{filt} \quad (3.4)$$

kde: k_{filt} transmisný faktor tieniaceho materiálu, $k_{filt} = 0,64$ pre 14 mm Woodovho kovu

Hodnota dávkového príkonu pre pľúca nesmie prekročiť 20 cGy.min⁻¹.

Ku koncu vyhodnotenia výsledkov podstúpilo na OÚSA celotelové ožarovanie 61 pacientov. V grafe 4 sú prezentované výsledky korigovania monitorovacích jednotiek ako dôsledku zmeny dávky na základe merania in vivo dozimetrie počas ožarovania (zvyčajne sa to týka zmeny MU po prvej frakcii). Pacienti sú v grafe 4 zoradení chronologicky podľa dátumu ožarovania.

Graf 4: Percentuálne vyjadrenie zmien MU vo vzťahu k predpísanej dávke.



V grafe 4 hodnoty vyznačené ružovou farbou reprezentujú pacientov, u ktorých sa počet MU nemenil a hodnoty vyznačené modrou farbou reprezentujú pacientov s percentuálnym rozdielom MU medzi prvou a druhou frakciou.

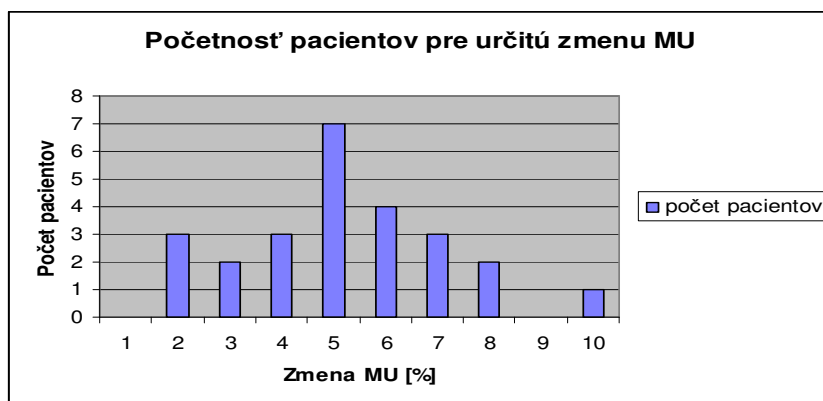
U 41 % (25 pacientov) pacientov bolo potrebné MU zmeniť, a to:

- u 3 pacientov sa MU po prvej frakcii zvyšovali. Nameraná absorbovaná dávka v referenčnom bode - na bruchu vychádzala < 3,5 % ako predpísaná dávka.
- u 22 pacientov sa MU znižovali, pretože nameraná absorbovaná dávka v referenčnom bode - na bruchu vychádzala > 3,5 % ako predpísaná dávka.

Zmena MU sa pohybovala v rozmedzí od + 6,3 % do - 9,7 %.

V nasledujúcom grafe (graf 5) je uvedená početnosť pacientov pre konkrétnu percentuálnu zmenu MU.

Graf 5: Počet pacientov s určitou zmenou monitorovacích jednotiek



U väčšiny pacientov (7 pacientov) sa percentuálna zmena MU pohybovala okolo 5%.
Konkrétne ale celkove nepresiahla 5%

3.2.2.2 Výpočet absorbovanej dávky pre ionizačnú komoru:

Absorbovaná dávka za použitia ionizačnej komory bola podľa nasledovného vzťahu:

$$D = M_u^* N_K k_{w,u} \quad (3.5)$$

kde: M_u^* nameraná hodnota korigovaná na teplotu a tlak
 N_K kermový kalibračný faktor
 $k_{w,u}$ korekčný faktor pre daný typ komory v závislosti od kvality žiarenia podľa [33]

Pri meraní má ionizačná komora na sebe build-up čiapočku (pre elektrónovú rovnováhu u predného poľa a kvôli chráneniu komory i u zadného poľa.) Táto hodnota sa meria v strede brucha a je považovaná za referenčnú hodnotu.

3.2.2.3 Určenie absorbovanej dávky z polovodičových detektorov:

Pri použití zariadenia AM6 odčítané hodnoty priamo korešponujú s absorbovanou dávkou v danom meracom bode. Polovodičové diódy sa musia pred meraním okalibrovať vo fantóme k hodnotám nameraným s ionizačnou komorou. Pri kalibrácii sú zachované tie isté podmienky ako pri samotnom ožarovaní (t.j. veľkosť poľa, SSD...). Používané diódy majú zabudované priamo build-up čiapočky pre elektrónovú rovnováhu pre danú energiu zväzku.

Pri použití polovodičových detektorov sa dávka počíta nasledovne:

$$D = M_u N_{wpol} \quad (3.6)$$

kde: M_u nameraná hodnota
 N_{wpol} kalibračný faktor podľa porovnania s ionizačnou komorou

3.2.2.4 Stanovenie absorbovanej dávky pomocou TL detektorov:

Na meranie dávky sa používali termoluminiscenčné detektory vo forme čipov (3 x 3 mm², hrúbka 0,9 mm). Použitý TL materiál je lítium fluorid (LiF). Odozvy TLD boli merané prístrojmi HARSHAW (prví pacienti) a SOLARO.

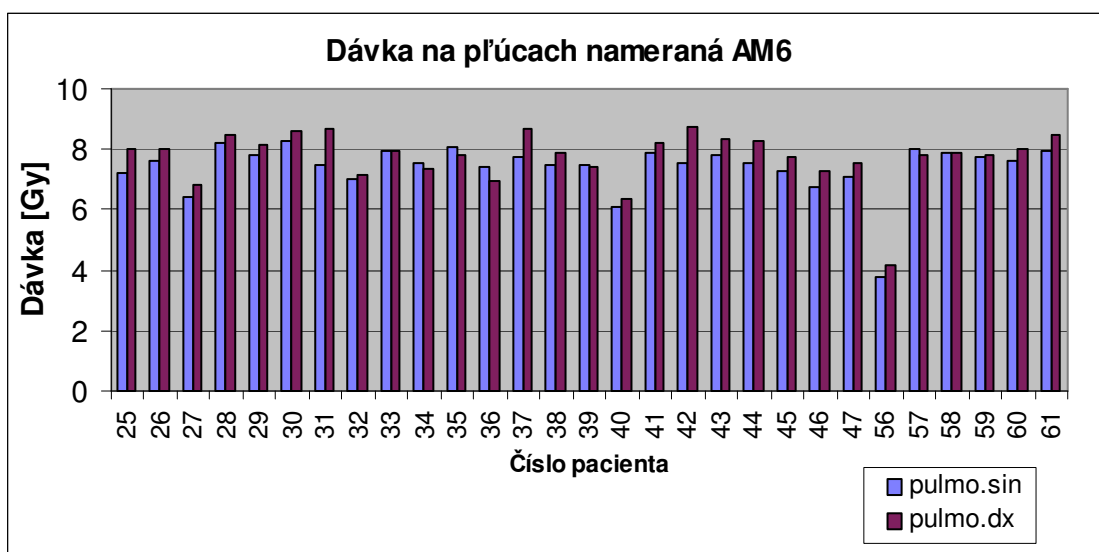
Výpočet dávky sa robí vzhľadom na nameranú hodnotu dávky v strede brucha pomocou ionizačnej komory.

3.2.2.5 Kontrola absorbovanej dávky na pľúcach.

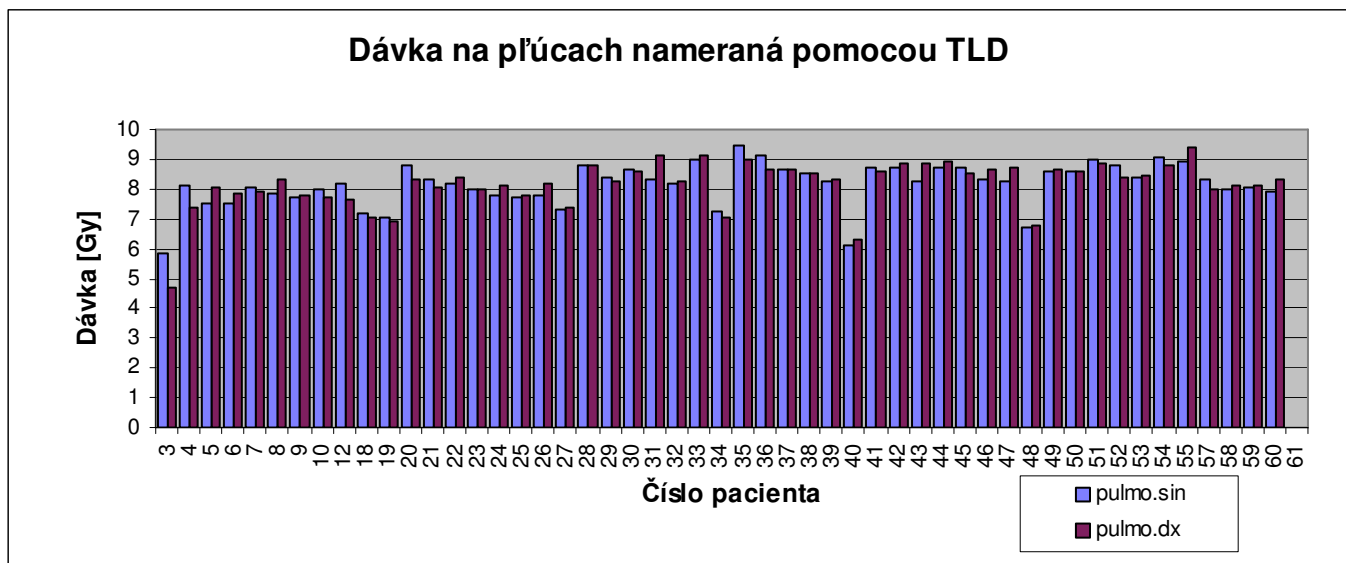
Kritickým orgánom pri celotelovom ožarovaní sú pľúca, ktorých predpísaná dávka je 7 Gy – 8 Gy počas 6 frakcií. Táto dávka bola kontrolovaná pomocou detektorov. Na porovnanie sú uvedené grafy znázorňujúce veľkosť dávky v Gy nameranej pomocou polovodičových detektorov (graf 6) a pomocou TLD (graf 7). Detektory boli umiestnené na pravej a ľavej strane hrudníka tak, aby zaznamenali dávku zníženú blokmi pľúc uloženými nad pacientom pri TBI.

V prípade merania s polovodičovými detektormi sa u 29 pacientov celkové absorbované dávky pohybovali v rozsahu 3,8 Gy – 8,27 Gy na ľavej strane hrudníka a v rozsahu 4,15 Gy – 8,68 Gy na pravej strane hrudníka. Celkové dávky namerané prostredníctvom TLD u 51 pacientov sa pohybovali na ľavej strane hrudníka v rozsahu 5,74 Gy – 9,45 Gy a na pravej strane 4,72 Gy - 9,41 Gy.

Graf 6: Veľkosť dávky na pľúcach meraná polovodičovými detektormi.



Graf 7: Veľkosť dávky na pľúcach meraná termoluminiscenčnými detektormi.

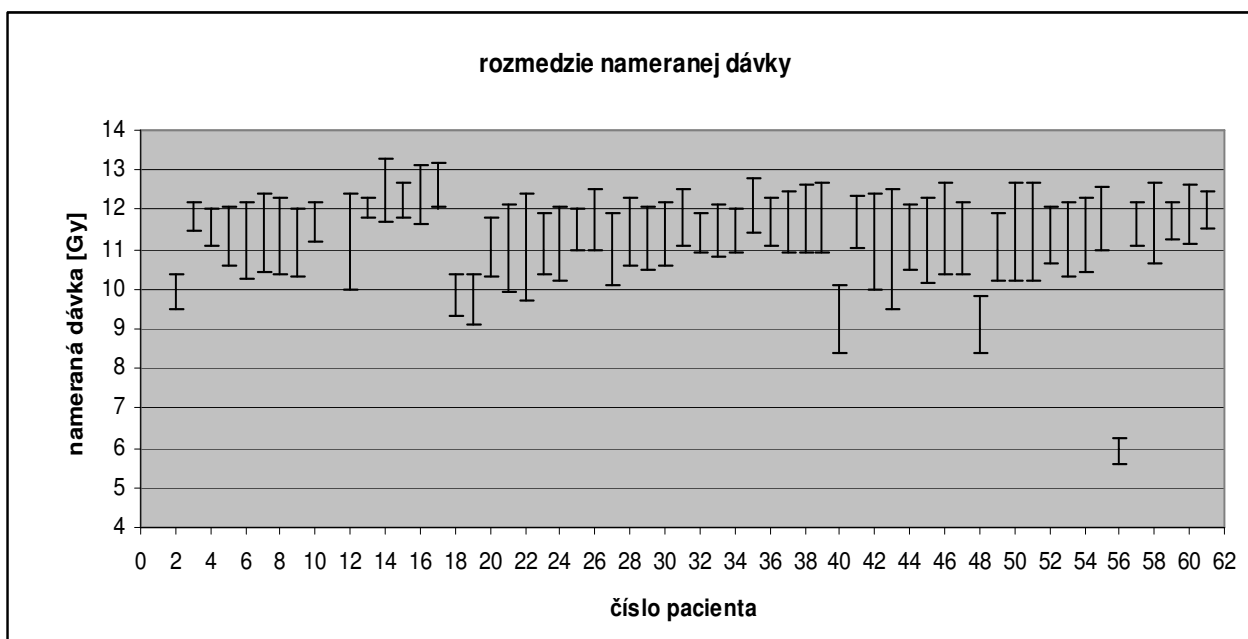


3.2.2.6 Kontrola absorbovanej dávky v referenčných bodoch.

Pri celotelovom ožarovaní sa predpísaná celková dávka pohybuje v rozmedzí 12 Gy – 14 Gy (u niektorých pacientov bola i nižšia) na 6 frakcií. Táto dávka bola taktiež kontrolovaná pomocou všetkých hore uvedených detektorov v referenčných bodoch. Namerané hodnoty maximálnej a minimálnej celkovej absorbovanej dávky v predpísaných referenčných bodoch meraných pomocou rôznych detektorov sú uvedené v prílohe v tabuľke 11.

Graf 8 zobrazuje rozmedzie celkovej nameranej dávky v referenčných bodoch pre jednotlivých pacientov. V prípade, že v danom referenčnom bode boli použité viaceré detektory, bola do vyhodnotenia prevzatá priemerná hodnota absorbovanej dávky z nameraných údajov. Merania ukazujú, že najvyššie absorbované dávky boli namerané väčšinou v referenčnom bode na bruchu (48 pacientov, t. j. 78,7 %) a najnižšie absorbované dávky v referenčnom bode členku (39 pacientov, t. j. 63,9 %), z toho vyplýva, že odchýlka nameranej dávky na bruchu od predpísanej je v prípade brucha najmenšia a u členku najvyššia.

Graf 8: Rozmedzie celkovej nameranej dávky v referenčných bodoch na pacientovi.



Ukážka nameraných výsledkov pre vybraných troch pacientov pomocou rôznych detektorov je uvedená v prílohe v tabuľke 12.

3.2.3 In vivo dozimetria u vybraných ožarovacích techník na lineárnom urýchľovači s multileaf kolimátorom

Na základe dohovoru s rádioterapeutom boli zvolené ožarovacie techniky pre liečbu karcinómu prsníka a oblasti hlavy a krku spolu s príslušnými lymfatickými uzlinami.

Pre určenie absorbovanej dávky dodanej pacientovi, nie je zvyčajne možné umiestniť detektor do hĺbky cieľového ožarovaného objemu ako je to možné urobiť pri meraniach na fantóme. Z toho dôvodu je nutné uskutočniť niektoré aproximácie a zistiť absorbovanú dávku z meraní realizovaných na povrchu pacienta. V rádioterapii sú dve možnosti: buď môže byť na verifikáciu správnej absorbovanej dávky meraná iba vstupná dávka, alebo sa meria vstupná i výstupná dávka. Druhý variant dáva realistickejší odhad absorbovanej dávky pacientom. Všetky tieto metódy sú podrobne popísané v literatúre z jednotlivých rádioterapeutických centier [53, 54, 55, 56, 57, 58, 59].

Merania v tejto časti práce sa realizovali na lineárnom urýchľovači CLINAC 600C/D s multileaf kolimátorom s energiou 6 MV. Pre merania v zväzkoch s touto energiou sú build-up čiapočky konštruované tak, aby umožňovali merania v hĺbke okolo 1,5 cm (maximálna dávka). Ako detektory na meranie absorbovanej dávky boli použité:

- ionizačná komora, ktorá počas merania na pacientoch bola v medenej build-up čiapočke s hrúbkou 2 mm
- termoluminiscenčné detektory vo forme čipov. Na meranie v jednom meracom bode boli použité vždy 4 kusy čipov, ktoré boli umiestnené v build-up čiapočke z plexiskla hrúbky 1,3 cm (obr. 15).



Obr. 15: Build-up čiapočky pre TLD.

- polovodičové detektory (AM6), ktoré majú zabudované build-up čiapočky priamo od výrobcu .

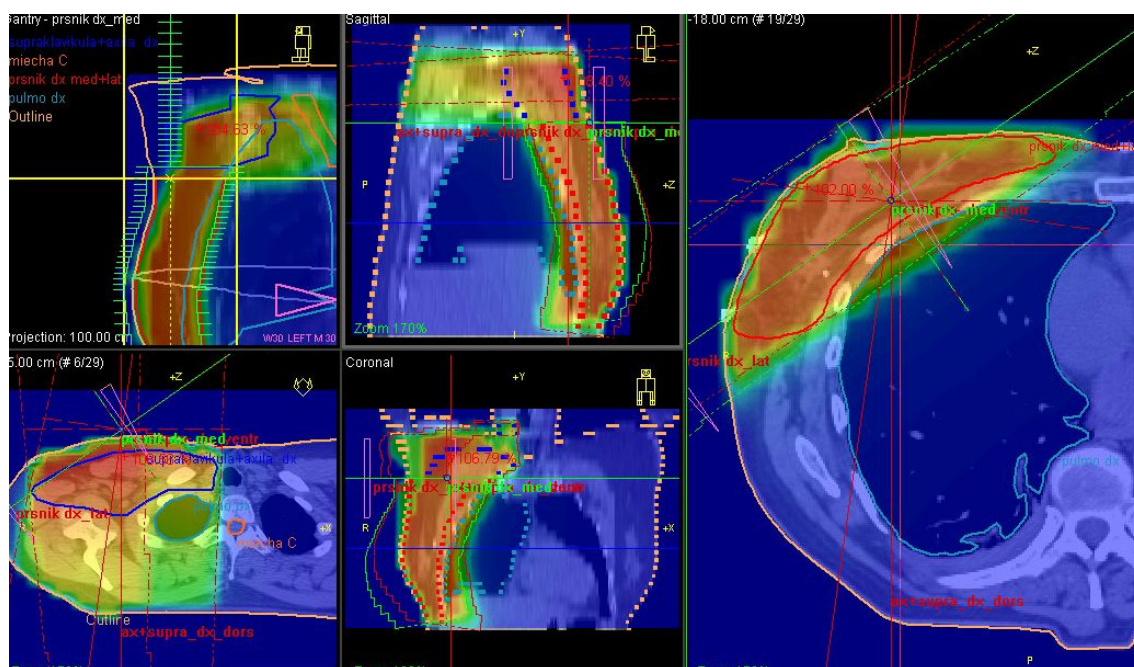
Absorbovaná dávka bola každým z detektorov kontrolovaná na tom istom meracom mieste dva razy (6 meraní na tom istom mieste), preto bolo dôležité z hľadiska reprodukovateľnosti merania označiť tieto miesta hneď na začiatku liečby (na simulátore). Poloha pacientov sa kontrolovala prostredníctvom portálu zobrazenia..

Na výpočet ožarovacieho plánu bol použitý plánovací systém Oncentra MasterPlan.

3.2.3.1 In vivo dozimetria u karcinómu prsníka

Do tejto štúdie bolo zahrnutých 11 pacientiek, ožarovaných v čase od februára do augusta 2005, ktoré dostávali kuratívnu externú rádioterapiu. Pacientky boli vo veku od 39 – 74 rokov (medián: 62,3 roka). Jediným kritériom výberu bolo ožarovanie prsníka spolu s príslušnými odvodnými lymfatickými cestami (suprakovikula, axilla).

Ako technika ožarovania bola použitá pre oblasť prsníka dve tangenciálne polia a pre oblasť odvodných lymfatických ciest dve protiľahlé polia (z ventrálnej strany 10 stupňový sklon od miechy), s tým , že išlo o asymetrické polia s jedným izocentrom na rozhraní týchto ožarovaných oblastí. Na obr. 16 je vidieť rozloženie polí ako i výsledný izodózový plán pre jednu z meraných pacientiek.



Obr. 16: Izodózový plán pre pacientku s karcinómom prsníka v rôznych rovinách

Pre jednoduchosť nastavenia pacientky bolo izocentrum umiestnené 10 cm od stredu miechy na príslušnú postihnutú stranu a tam bolo OK = 100 cm. Referenčný bod bol definovaný ako stred ožarovanej časti prsníka, na tento bod bol plán i normovaný. Pacientky boli ožarované v polohe na chrbte v prsníkovej podložke s rukami hore.

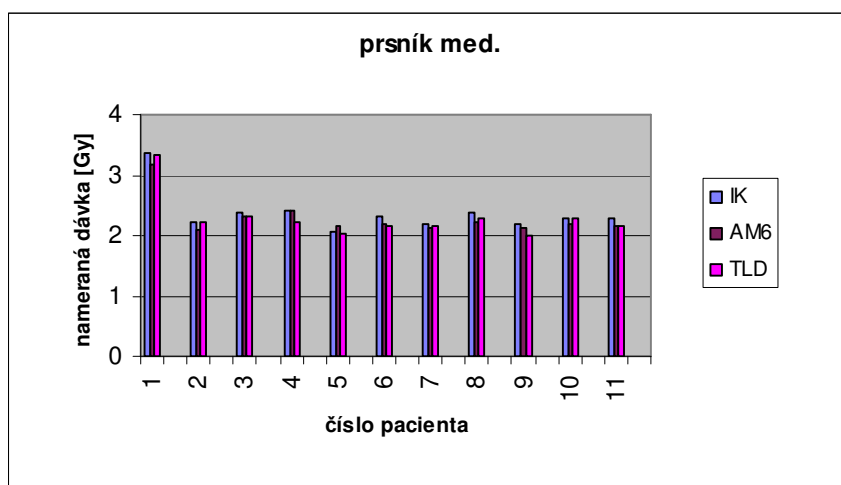
Predpísaná denná absorbovaná dávka pre oblasť prsníka bola u 10 pacientiek (90,9 %) 2 Gy pričom u polovice z nich bola celková dávka 46 Gy a u ďalších 5 pacientiek 50 Gy. Na oblasť odvodných lymfatických ciest bolo dávkovanie po 2 Gy do celkovej dávky 50 Gy. U jednej pacientky (9,1 %) bola denná dávka 3 Gy (celková dávka 39 Gy) na celý ožarovaný objem.

Vypočítaná dávka plánovacím systémom bola kontrolovaná vo vopred označených meracích bodoch, ktoré v tomto prípade boli umiestnené v strede polí:

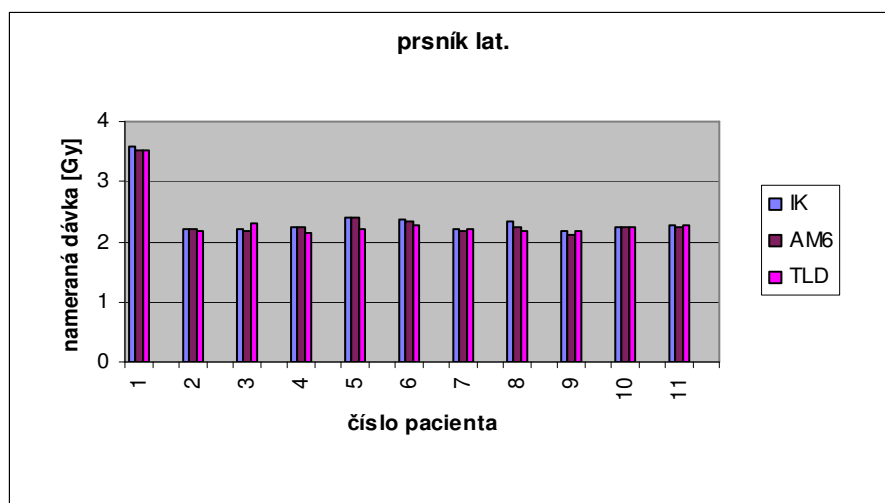
- prsník mediálne
- prsník laterálne
- supraklavikula ventrálne

Grafy 9, 10, 11 zobrazujú celkovú nameranú dávku počas jednej frakcie v príslušnom meracom bode tromi rôznymi detektormi (IK – ionizačná komora, AM6 – polovodičové detektory, TLD – termoluminiscenčné detektory) u jednotlivých pacientiek. Zobrazená dávka je už priemerná hodnota z dvoch meraní.

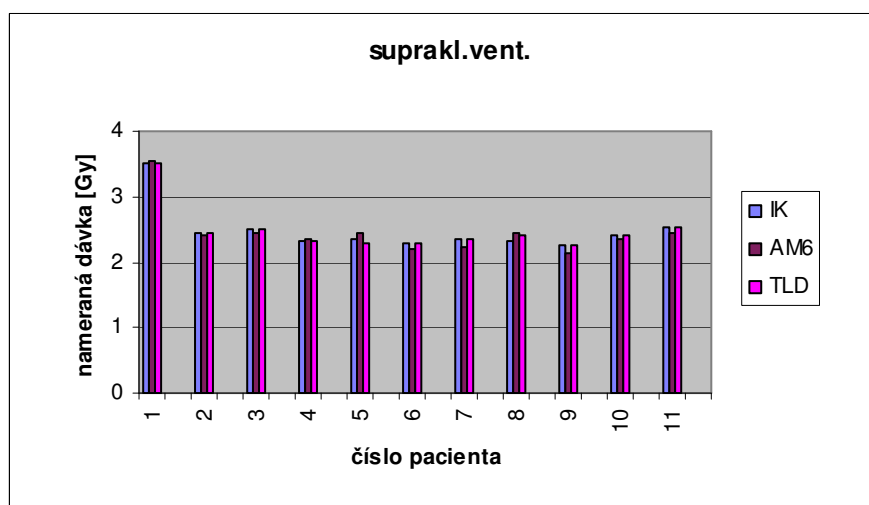
Graf 9: Priemerná absorbovaná dávka meraná pomocou jednotlivých detektorov pre prsník med.



Graf 10: Priemerná absorbovaná dávka meraná pomocou jednotlivých detektorov pre prsník lat.



Graf 11: Priemerná absorbovaná dávka meraná pomocou jednotlivých detektorov pre suprakl. vent.



Z grafov 9, 10, 11 je zrejmé, že medzi dávkami určenými jednotlivými detektormi nie sú väčšie rozdiely, preto som pre ďalšie porovnanie nameranej dávky s vypočítanou dávkou D_s použila ich priemernú hodnotu D_m . Tieto výsledky sú uvedené v tabuľke 3.

Tabuľka 3: Vyhodnotenie výsledkov vypočítanej dávky plánovacím systémom Ds s dávkou nameranou Dm v jednotlivých meracích bodoch.

pacient	prsník mediálne			prsník laterálne			supraklavikula vent.		
	Dm [Gy]	Ds [Gy]	rel.odchylka [%]	Dm [Gy]	Ds [Gy]	rel.odchylka [%]	Dm [Gy]	Ds [Gy]	rel.odchylka [%]
1	3,285	3,23	1,7	3,53	3,37	4,7	3,523	3,4	3,6
2	2,18	2,15	1,4	2,2	2,16	1,8	2,43	2,46	-1.2
3	2,34	2,23	4,9	2,23	2,12	5,2	2,47	2,38	3,8
4	2,34	2,23	4,9	2,21	2,18	1,4	2,33	2,22	4,9
5	2,1	2,18	-3.7	2,33	2,23	4,5	2,36	2,37	-0.4
6	2,22	2,22	0	2,33	2,23	4,5	2,26	2,26	0
7	2,16	2,14	0,9	2,19	2,13	2,8	2,31	2,27	1,8
8	2,29	2,2	4,1	2,25	2,18	3,2	2,4	2,34	2,6
9	2,12	2,1	1	2,16	2,11	2,4	2,22	2,26	-1.8
10	2,26	2,16	4,6	2,24	2,14	4,7	2,4	2,36	1,7
11	2,2	2,1	4,8	2,27	2,16	5,1	2,5	2,39	4,6

3.2.3.2 In vivo dozimetria u nádorov hlavy a krku

Medzi januárom 2005 a septembrom 2005 bolo ožiarených 11 pacientov s nádorom v oblasti hlavy a krku kuratívnou externou rádioterapiou. Títo pacienti boli zaradení do našej štúdie. Pacienti neboli randomizovaní a jediným kritériom výberu pre zaradenie do tejto štúdie bolo ožarovanie nádorov v tejto oblasti spolu s príslušnými uzlinami (supraklavikula, axilla).

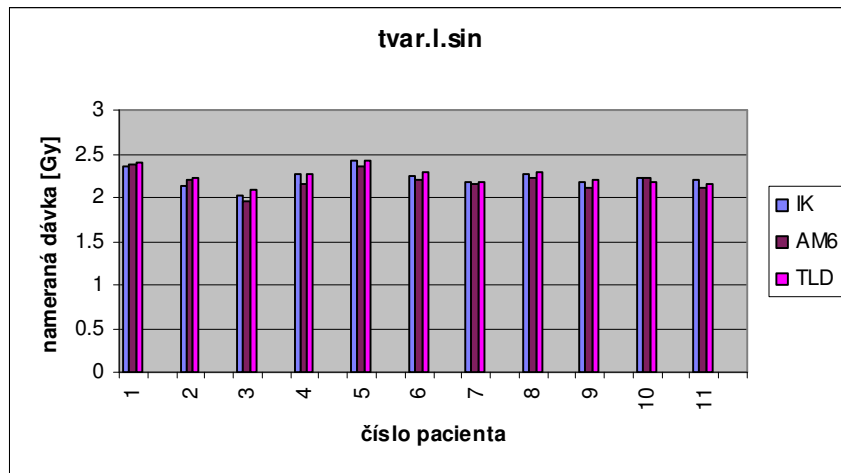
Pacienti boli muži vo veku od 46 – 63 rokov (medián: 52,8 roka), s nasledovnými diagnózami: C03 (2 pacienti – 18,1 %); C05 (1 pacient – 9,1 %); C10 (3 pacienti – 27,3 %); C11 (4 pacienti – 36,4 %); C80 (1 pacient – 9,1 %). Diagnózy sú uvádzané podľa TNM klasifikácie zhubných nádorov [65].

Všetci pacienti boli liečení v polohe na chrbáte v individuálne zhotovenej maske s použitím megavoltovej externej rádioterapie. Na ožarovanie bola použitá technika dvoch

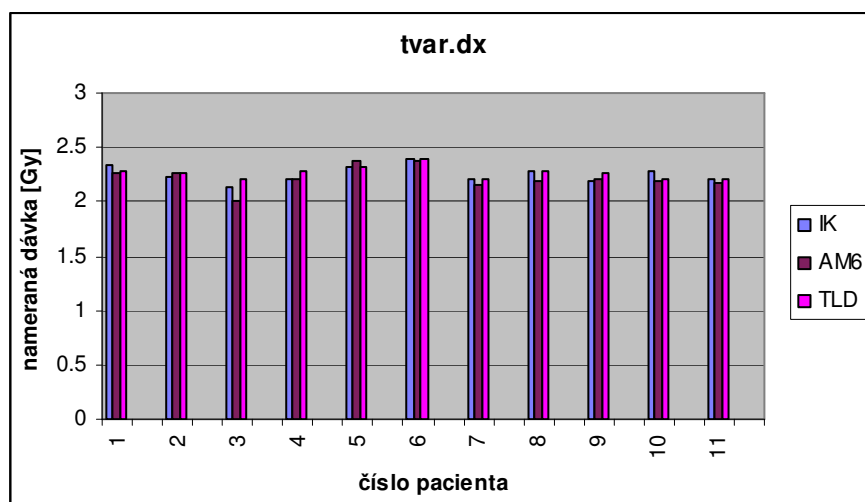
- supraklavikula vpravo ventrálne
- supraklavikula vľavo ventrálne

Grafy 12, 13, 14, 15 zobrazujú celkovú nameranú dávku počas jednej frakcie v príslušnom meracom bode tromi rôznymi detektormi u jednotlivých pacientov. Zobrazená dávka je už priemerná hodnota z dvoch meraní podobne ako tomu bolo v predchádzajúcich meraniach.

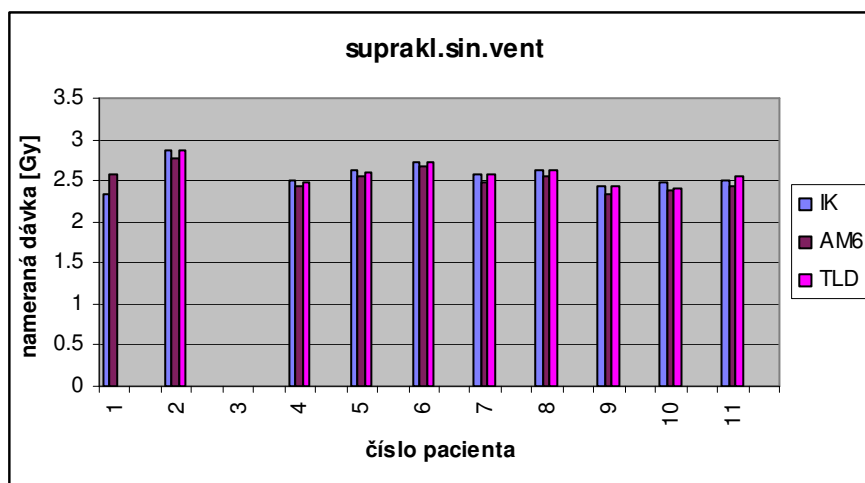
Graf 12: Priemerná absorbovaná dávka meraná pomocou jednotlivých detektorov pre tvar. sin



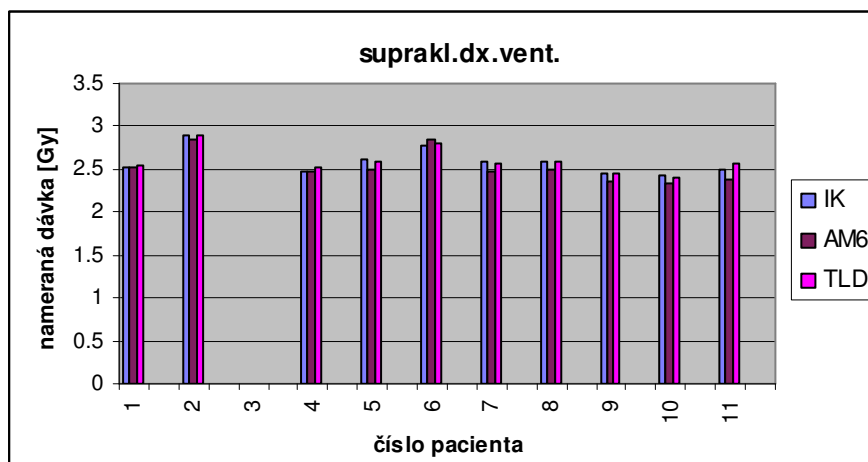
Graf 13: Priemerná absorbovaná dávka meraná pomocou jednotlivých detektorov pre tvar dx



Graf 14: Priemerná absorbovaná dávka meraná pomocou jednotlivých detektorov pre suprakl. sin. vent.



Graf 15: Priemerná absorbovaná dávka meraná pomocou jednotlivých detektorov pre suprakl. dx. vent.



Medzi absorbovanými dávkami určenými jednotlivými detektormi neboli väčšie rozdiely, tak isto ako pri meraniach v oblasti prsníka (graf 12, 13, 14, 15), preto pre ďalšie porovnanie nameranej absorbovanej dávky s vypočítanou absorbovanou dávkou D_s bola použitá ich priemernú hodnotu D_m . Tieto výsledky sú uvedené v tabuľkách 4, 5.

Tabuľka 4: Porovnanie nameraných a vypočítaných absorbovaných dávok v dvoch meracích bodoch, a to: tvár + krk sin a tvár + krk.dx

pacient	tvár + krk. Sin			tvár + krk. dx		
	Dm [Gy]	Ds [Gy]	rel.odchylka [%]	Dm [Gy]	Ds [Gy]	rel.odchylka [%]
1	2,38	2,27	4,8	2,29	2,25	1,7
2	2,19	2.18	0.5	2,25	2.18	3.2
3	2,03	2.1	-3.3	2,12	2.12	0
4	2,23	2.15	3.7	2,23	2.13	4.7
5	2.38	2.27	4.8	2,34	2.26	3.5
6	2,24	2.2	1.8	2.36	2.25	4.9
7	2,17	2.15	0.9	2,19	2.17	0.9
8	2,26	2.22	1.8	2,25	2.21	1.8
9	2,17	2.13	1.9	2,22	2.15	3.2
10	2,2	2.17	1.4	2,23	2.18	2.2
11	2,2	2.17	1.4	2,2	2.16	1.8

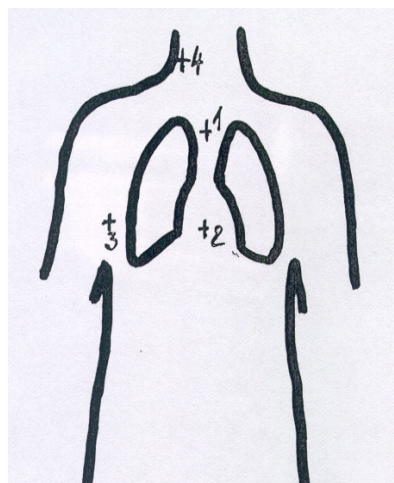
Tabuľka 5: Porovnanie nameraných a vypočítaných absorbovaných dávok v dvoch meracích bodoch, a to: supraklavikula sin vent. a supraklavikula dx vent.

pacient	supraklavikula. sin. vent			supraklavikula. dx. vent		
	Dm [Gy]	Ds [Gy]	rel.odchylka [%]	Dm [Gy]	Ds [Gy]	rel.odchylka [%]
1	2.45	2.33	5.2	2.53	2.41	5
2	2.6	2.42	7.4	2.61	2.43	7.4
3	*	*	*	*	*	*
4	2.44	2.33	4.7	2.47	2.35	5.1
5	2.52	2.38	5.9	2.53	2.39	5.9
6	2.62	2.45	6.9	2.65	2.46	7.7
7	2.52	2.38	5.9	2.48	2.35	5.5
8	2.54	2.39	6.3	2.49	2.37	5
9	2.34	2.25	4	2.37	2.28	3.9
10	2.39	2.27	5.3	2.39	2.28	4.8
11	2.43	2.31	5.2	2.4	2.29	4.8

3.2.4 In vivo dozimetria u mantel techniky

Cieľom in vivo dozimetrie v tomto prípade je porovnanie aplikovanej dávky v predpísaných meracích bodoch na pacientovi s dávkou vypočítanou plánovacím systémom pre tie isté meracie body. Ide o ožiarenie celého lymfatického systému, preto je potrebné použiť veľké ožarovacie polia a z toho dôvodu je dôležité vedieť presnú dávku aplikovanú do ožarovaného objemu ako i do kritických orgánov.

In vivo dozimetria je aplikovaná pri prvých frakciách ožarovania pacienta, kde sa pomocou nej zisťuje konečná dávka na kritické orgány (dolné mediastínium, axilly, krk) u daného pacienta. Detektory boli umiestnené v predpísaných referenčných bodoch na povrchu pacienta, a to v týchto bodoch: horné mediastínium, dolné mediastínium, axilla a krk (obr. 18).



Obr. 18: Rozloženie referenčných meracích bodov pri plášťovej technike: 1-horné mediastínium, 2-dolné mediastínium, 3-axilla, 4-krk

Dávka sa meria z predného, tak i zo zadného poľa, pričom pacient leží stále na chrbte, čiže raz sa meria vstupná dávka (ekvivalentná maximálnej) a raz výstupná dávka. Pri výpočte dávky pre toto meranie sa vychádza z merania vstupnej dávky a nezohľadňuje sa výstupná (len pre kontrolu). Počas merania vstupnej dávky má ionizačná komora build-up čiapočku z plexiskla hrúbky 1,5 cm (pre energiu 6 MV) alebo hrúbky 3 cm (pre energiu 18 MV).

Hodnota absorbovanej dávky (TD_M) v danom referenčnom bode (napr. v mediastíne) sa vypočíta podľa vzťahu :

$$TD_M = \frac{D_M}{100} \cdot TD_{M\%} \quad (3.7)$$

kde: D_M nameraná dávka detektorom v referenčnom bode (napr. mediastíne). Postup pri výpočte dávky je podobný ako pri TBI.

$TD_{M\%}$ percentuálna hĺbková dávka v polovici AP mediastína pacienta

Podobne sa vypočítajú i hodnoty dávky v ďalších referenčných bodoch (axille a krku).

Hodnota absorbovanej dávky v dolnom mediastíne TD_{Mdol} sa počíta z nameranej a vypočítanej hodnoty dávky v mediastíne pri použití ionizačnej komory (pri použití polovodičových detektorov sa dávka priamo odmeria) podľa vzťahu:

$$TD_{Mdol} = \frac{TD_M}{TD_{M\%}} \cdot TD_{Mdol\%} \quad (3.8)$$

kde: $TD_{Mdol\%}$ percentuálna hĺbková dávka v polovici AP dolného mediastína pacienta

Pacienti boli ožarovaní technikou dvoch protihľých poli na lineárnom urýchľovači CLINAC 2100C, X žiarením, energiou 6 MV (18 MV silnejší pacienti), vzdialenosť OK = 100 cm na povrch pacienta, s vykrytím kritických organov. Poloha pacienta, a tým i poloha vykryvacích blokov sa overovala pomocou kontrolnej snímky. Predpísaná dávka na frakciu sa pohybovala v rozmedzí 1,5 Gy – 2 Gy, celková dávka 30 Gy – 40 Gy. Pre obmedzený počet pacientov, časovú a technickú náročnosť počas prevádzky na lineárnom urýchľovači boli do tejto štúdie vybratí iba piati pacienti, u ktorých sa meralo pomocou dvoch rôznych typov detektorov (u ostatných pacientov sa dovedy meralo len pomocou ionizačnej komory v troch po sebe idúcich frakciách). Pri meraní je veľmi dôležité, aby detektor bol umiestnený presne do miesta, kde sa počíta dávka plánovacím systémom.

Merania boli realizované pomocou polovodičových detektorov (AM6) a ionizačnej komory. Pri meraniach pomocou ionizačnej komory boli použité dva typy dozimetrov, a to Baldwin Farmer (robí korekciu na teplotu a tlak) a dozimeter Unidos. Merania ionizačnou komorou boli robené v troch po sebe nasledujúcich frakciách.

Vypočítané a namerané hodnoty dávky v daných meracích bodoch sú uvedené v tabuľke 6.

Tabuľka 6: Porovnanie nameraných a vypočítaných hodnôt absorbovanej dávky v daných meracích bodoch na pacientoch

pacient	referenčný bod	vypočítaná dávka [Gy]	nameraná dávka ionizačnou komorou [Gy]	nameraná dávka AM6 [Gy]
1	mediastínium	1,5	1,52	1,51
	dolné mediastínium	1,37	1,36	1,4
	axilla	1,56	1,6	1,62
	krk	1,5	1,54	1,49
2	mediastínium	1,8	1,81	1,84
	dolné mediastínium	1,71	1,66	1,72
	axilla	1,79	1,76	1,8
	krk	1,81	*	1,81
3	mediastínium	1,8	1,82	1,81
	dolné mediastínium	1,75	1,8	1,77
	axilla	1,98	1,91	2
	krk	2,05	2,01	1,98
4	mediastínium	1,8	1,76	1,84
	dolné mediastínium	1,75	1,68	1,7
	axilla	1,93	1,89	*
	krk	1,94	1,9	1,89
5	mediastínium	2	1,98	2,07
	dolné mediastínium	1,86	1,87	1,91
	axilla	2,02	2,07	2,03
	Krk	1,83	1,78	1,88

4 DISKUSIA

4.1 In vivo TL dozimetria na kobaltovom ožarovači

Vzhľadom na výsledky in vivo meraní pri 10 rôznych nastaveniach ožarovacích podmienok u pacientov ožarovaných na kobaltovom ožarovači možno konštatovať nasledovné skutočnosti.

Z grafu 2 a tabuľky 9 vyplýva, že u štyroch pacientov bola relatívna odchýlka predpísanej dávky od nameranej dávky väčšia ako je akceptovateľná tolerancia (relatívna odchýlka $< \pm 5\%$). Pri hľadaní dôvodu týchto odchýliek sa zistilo:

- u pacientov 5 a 10 sa lekári rozhodli priamo na ožarovači na dodatočné blokovanie ožarovacieho poľa, čo nebolo zohľadnené pri výpočte na plánovacom systéme, a preto nameraná dávka vyšla nižšia. Hlavným dôvodom tejto odchýlky je plexisklová podložka (materiál PMMA hrúbky 0,8 cm), ktorá slúži ako nosič na bloky a ktorá nebola pôvodne pri výpočte uvažovaná. Po opätovnom výpočte ožarovacích plánov vyšla hodnota vypočítanej dávky približne o 5 % nižšia, čo znamená, že relatívna odchýlka sa pohybuje okolo 1 % a vyhovuje stanoveným požiadavkám.
- ďalšie dve väčšie odchýlky predpísanej dávky od nameranej dávky, u pacientov 1 a 2 boli s najväčšou pravdepodobnosťou spôsobené polohou pacienta počas ožarovania. Namerané boli rôzne hodnoty vzdialenosti SSD počas dvoch po sebe nasledujúcich frakciách, ako aj iná hodnota SSD použitá pri výpočte izodózového plánu (tabuľka 2). Ide o pacientky, u ktorých je ožarovaný prsník - nerovný povrch a je veľmi dôležité dodržanie tej istej polohy pri nastavení pre ožiarenie, a tým i počas ožarovania.
- in vivo dozimetria pre ďalších 6 pacientov ukázala a súčasne potvrdila, že pacienti sú ožarovaní v rozmedzí 2,1 % ÷ 0,8 % relatívnej odchýlky medzi vypočítanou a nameranou absorbovanou dávkou, čo v tomto prípade znamená, že 60 % pacientov bolo ožiarených podľa požiadaviek WHO a po zistení technickej chyby u dvoch pacientov (5 a 10) sa zvýšilo percento správne ožiarených pacientov na 80 %.

Ďalej z grafu 2 možno vidieť, že reprodukovateľnosť TLD meraní počas dvoch dní je dobrá, čo dokazuje spoľahlivosť nameraných výsledkov. Vzniknuté odchýlky predpísanej dávky od nameranej dávky u pacientov 2 a 3 boli spôsobené zámennou detektorov pri meraní - jeden TL detektor bol ožiarený dvakrát. Na chybu sa prišlo hneď po ožiarení, takže bola zohľadnená pri vyhodnotení. U ostatných pacientov bola reprodukovateľnosť nameranej hodnoty absorbovanej dávky v rozmedzí 0,2 % ÷ 4,3 % (priemerná hodnota 1,84 %). Z toho dve odchýlky boli nad 3 % (4,3 % - pacient č. 1 a 3,7 % - pacient č. 9), kde bol ožarovaným objemom prsník (problém s fixáciou a reprodukovateľnosťou polohy pacientiek).

4.2 In vivo dozimetria pri celotelovom ožarovaní

Pri analýze nameraných dát u 61 pacientov ožarovaných na OÚSA technikou TBI sa zistilo nasledovné:

V 41% (25 pacientov) prípadoch korigované monitorové jednotky. Zmena monitorových jednotiek sa pohybovala v rozmedzí od + 6,3 % do - 9,7 %. U väčšiny pacientov (7 pacientov) sa percentuálna zmena MU pohybovala okolo 5%. Podľa odporúčaní IAEA je nutné dodržiavať presnosť predpísanej absorbovanej dávky, s odchýlkou do 5% pri konformálnej radiačnej terapii [8, 9]. Výpočet monitorových jednotiek pri TBI sa počíta na základe empirického vzťahu, ktorého jedinou premennou je AP priemer pacienta (kapitola 3.2.2.1). Meranie vzdialenosti od izocentra k referenčnému bodu na pacientovi ležiacom v polohe ako pri TBI nie je reprodukovateľná, z nasledovného dôvodu: na začiatku liečby pacient absolvuje aj CT vyšetrenie, kde prebieha i kontrola AP vzdialenosti v referenčnom bode. Kontrola AP vzdialenosti však nie je úplne korektná, lebo pacient pri absolvovaní CT vyšetrenia leží na úplne rovnej podložke a pri ožarovaní na urýchľovači je v špeciálne zakrivenom lôžku (obr. 14). Zakrivenie lôžka v oblasti brucha nie je natoľko veľké, aby vážne ovplyvnilo zmeranú hodnotu na urýchľovači. Preto sa preverovalo, či chyba nenastáva pri počítaní MU plánovacím systémom, a či na hodnotu MU vplýva vzdialenosť plexiskla umiestneného nad pacientom počas TBI [52]. Algoritmus počítania MU z plánovacieho systému nie je konštruovaný na špeciálne techniky ako je TBI. Pri bežnom ožarovaní sa pohybuje vzdialenosť ohnisko - koža v intervale od 80 cm do

120 cm. Pri celotelovom ožarovaní technikou „sweeping beam“ sa vzdialenosti pacientov od zdroja žiarenia pohybujú v intervale od 190 cm do 210 cm. Bloky na vykrytie pľúc pri TBI nie sú uložené v štandardne definovanej vzdialenosti pre lineárne urýchľovače (okolo 61 cm podľa výrobcu), ale vo vzdialenosti okolo 190 cm od zdroja žiarenia. Na zvýšenie homogenity ožiarovania celého pacienta sa používajú 1cm hrubé plexisklá, uložené na ráme ožarovacieho lôžka. Ich vzdialenosť od pacienta sa pohybuje od 0 do 15 cm v závislosti od telesných proporcií pacientov. Pri plánovaní TBI sa neuvažuje, v akej vzdialenosti od pacienta sa nachádza plexisklo. Hrúbka plexiskla sa iba odpočíta od celkovej vzdialenosti zdroj – referenčný bod na pacientovi. Meraniami bola overená možná závislosť nameranej absorbovanej dávky na vzdialenosti plexiskla od pacienta.

Kritickými orgánmi pri celotelovom ožarovaní sú pľúca, a preto je dôležité overiť, či absorbovaná dávka nebola prekročená. Na meranie boli použité dva druhy detektorov. Hodnoty dávok nameraných pomocou polovodičových detektorov sa porovnali s hodnotami TLD, ktoré boli umiestnené tiež na pacientovi v ich blízkosti. Namerané hodnoty sa pohybovali v požadovanom rozsahu a sú porovnateľné s údajmi z iných pracovísk [49, 50, 51], pričom absorbovaná dávka nameraná pomocou TLD bola oproti dávke nameranej polovodičovými detektormi vyššia. Mohlo to byť spôsobené rozdielnou citlivosťou TLD v danej pozícii, či tým, že detektory na pacientovi neboli umiestnené presne v tom istom bode. Pri otáčaní pacienta na brucho môže tiež dôjsť k posunu detektorov, v dôsledku čoho môžu byť výsledné hodnoty skreslené. Rozdielnosť nameranej absorbovanej dávky medzi pravou a ľavou stranou hrudníka zistená u oboch typoch detektorov mohla byť spôsobená tým, že pri zmene polohy pacienta na brucho sa prsníky, na ktorých boli umiestnené detektory, posunuli, čím mohlo prísť k zmene polohy detektora pod pľúcnym blokom oproti polohe detektora, keď pacient ležal na chrbte (hlavne polovodičových diód, ktoré potrebujú spojenie s dozimetrom prostredníctvom kábla).

Pri celotelovom ožarovaní je dôležité dosiahnuť homogenitu dávky v celom ožarovanom objeme. Hodnota celkovej absorbovanej dávky sa u väčšiny prezentovaných pacientov pohybuje v rozmedzí 10 Gy – 14 Gy a je porovnateľná s údajmi z iných pracovísk [49, 50, 51]. Rozdiely v nameranej absorbovanej dávke medzi jednotlivými meracími bodmi boli spôsobené hlavne nerovnakou vzdialenosťou SSD spôsobenou anatomickými nerovnosťami ako i polohou pacienta. Poloha na bruchu je pre pacienta veľmi nekomfortná

(čistý ožarovací čas z jedného poľa pre 3 kyvy je 20 -30 min). Najmenšie odchýlky od predpísanej absorbovanej dávky sú na bruchu, ktoré je referenčným bodom dávky. Najväčšie odchýlky od predpísanej absorbovanej dávky sú na členku.

Získané hodnoty však potvrdzujú správnosť výberu detektorov i z hľadiska reprodukovateľnosti výsledkov meraní počas šiestich frakcií ožarovania.

4.3 In vivo dozimetria u vybraných ožarovacích techník na lineárnom urýchľovači s multileaf kolimátorom

Pri týchto meraniach boli zvolené na overenie predpísanej absorbovanej dávky až tri typy detektorov. Ich pomocou bola zmeraná dávka vo vopred určených referenčných bodoch. Z celkového počtu 24 pacientov bolo do tejto práce zaradených 22 pacientov zatriedených do dvoch skupín, podľa techniky ožarovania..

Z grafov 9 ÷ 15 možno vidieť, že reprodukovateľnosť nameranej absorbovanej dávky medzi detektormi navzájom je dobrá (priemerná hodnota pod 3,5 %), ako aj opakovateľnosť dvoch meraní tým istým detektorom (priemerná hodnota pod 2,6 %). Ako zdroje zvyšujúce nepresnosť nameranej dávky medzi jednotlivými meraniami a typmi detektorov boli analyzované problémy s fixáciou a reprodukovateľnosťou polohy pacientiek (týka sa hlavne prsníkových pacientiek, v druhom prípade sú pacienti fixovaní maskou) a nedostatočná priliehavosť detektora na povrch pacienta

Získané výsledky sú v ďalšom hodnotení vyjadrené ako pomer nameranej absorbovanej dávky detektormi (už priemerná hodnota zo všetkých meraní) ku vypočítanej dávke. Z tabuľky 3 vidno, že relatívne odchýlky predpísanej dávky od nameranej dávky neprekračujú $\pm 5\%$, čo je porovnateľné s údajmi z iných pracovišť (MOÚ Brno), [53], [54], [58], [59]. Pre in vivo dozimetriu u karcinómu prsníka boli vyhodnotené nasledovné údaje (SD – prvá štandardná odchýlka; SE – štandardná chyba priemeru, t.j. SD priemeru; 95 % CI – 95 percentný konfidenčný interval pre hodnotu priemeru):

Relatívne odchylky [%]	n	Priemer. hodnota pre skupinu	SD	SE	95% CI of Mean
prsník.med	11	2,242	2,7259	0,8219	0,411 ÷ 4,073
prsník.lat	11	3,663	1,3791	0,4158	2,737 ÷ 4,590
suprakl.vent	11	1,779	2,3594	0,7114	0,194 ÷ 3,364

Relatívne odchýlky predpísanej dávky od nameranej dávky v tabuľke 4 neprekračujú $\pm 5\%$, no u polí uvedených v tabuľke 5 (odvodné lymfatické cesty) sa tieto u väčšiny pacientov nachádzajú v rozmedzí $5\% \div 10\%$. Pre in vivo dozimetriu u nádorov v oblasti hlavy a krku boli vyhodnotené nasledovné odchýlky:

Relatívne odchylky [%]	n	Priemer. hodnota pre skupinu	SD	SE	95% CI of Mean
tvár + krk_sin	10	2,306	1,5843	0,5010	1,173 ÷ 3,440
tvár + krk_dx	10	2,825	1,3157	0,4161	1,883 ÷ 3,766
suprakl.sin.vent	10	5,677	1,0288	0,3253	4,941 ÷ 6,413
suprakl.dx.vent	10	5,524	1,1867	0,3753	4,676 ÷ 6,373

Na základe hore uvedených výsledkov porovnania predpísanej dávky od nameranej dávky boli analyzované nasledujúce zdroje nepresností:

- presnosť vypočítanej dávkovej distribúcie je ovplyvnená množstvom parametrov ako sú správnosť použitého algoritmu výpočtu (napr. hustota matrice pri konečnom výpočte monitorovacích jednotiek), exaktnosť základných údajov o zväzku ako i presnosť pri zakresľovaní obvodov pacienta na základe CT snímok (týka sa hlavne zakreslenia fixačnej masky)
- fixačné masky nedostatočne priliehajú na povrch pacienta. Hlavne v oblasti supraklavikul boli vzduchové medzery miestami až $2 \div 3$ cm.
- už spomínaný problém s fixáciou a reprodukovateľnosťou polohy pacientiek (týka sa najmä prsníkových pacientiek)

- meracie body boli síce umiestnené v strede ožarovaného poľa, ale mimo osi centrálného zväzku (ide o asymetrické polia) – meranie v nereferenčných podmienkach [17]

4.4 Kontrola dávky pri plášťovej technike

Pri porovnaní výsledkov vypočítanej a nameranej dávky pri mantel technike zohráva dôležitú úlohu presne určenie miesta, kde je potrebné prepísanú dávku merať (nutne označiť ešte pred zahájením liečby - rovnaký bod pre plánovanie i meranie). Od označenia závisí i AP v bode, kde sa počíta percentuálna hĺbková dávka, a tým i samotná hodnota absorbovanej dávky, toto predstavuje i najväčší zdroj odchýliek.

V tejto práci boli prvýkrát použité na meranie absorbovanej dávky polovodičové detektory, ktorých zavedením sa urýchlilo stanovenie konečného počtu frakcií tým, že je možné merať vo všetkých referenčných bodoch naraz. Veľký význam zohráva takéto porovnanie i z hľadiska stanovenia konečného počtu frakcií jednotlivých častí ožarovaného objemu pacienta (axilla, krk, dolné mediastínium), čo vedie k zabráneniu ich predávkovania (napr. limitná dávka pre dolné mediastínium je 30 Gy). Pri prekročení dávok jednotlivých oblastí tieto treba vykryť, a to buď prostredníctvom blokov alebo asymetrickým skrátením polí.

Z nameraných a vypočítaných hodnôt absorbovanej dávky v referenčných bodoch uvedených v tabuľke 6 možno konštatovať:

- odchýlky medzi údajmi detektorov navzájom neprekročili hodnoty $\pm 3,5 \%$, čo v danom prípade (i keď počet pacientov je z štatistického hľadiska malý) potvrdzuje vhodnosť použitia polovodičových detektorov
- odchýlky medzi vypočítanou hodnotou a nameranými hodnotami absorbovanej dávky sa pohybujú v rozmedzí $-3,5 \% \div 2,8 \%$ pre ionizačnú komoru a v rozmedzí $-2,9 \% \div 3,8 \%$ pre polovodičové detektory.
- určitú nepresnosť do meraní s ionizačnou komorou môže vnieť i použitá build-up čiapočka, ktorá v čase meraní bola zhotovená iba z plexiskla, ktorej hrúbka v prípade energie 18 MV je až 3 cm. Pripevnenie komory s takto veľkou čiapočkou je v niektorých prípadoch obtiažne (na krku, oblasť axilly).

Táto technika sa v súčasnosti na našom pracovisku už nerobí. Kúpou nového lineárneho urýchľovača s multileaf kolimátorom sa prešlo na ožarovanie na tomto stroji, kde sa ožaruje technikou využitia viacerých protiľahlých polí, pri ktorej kritické orgány sú vykryté pomocou lamiel a kontrola polohy sa robí prostredníctvom portálu zobrazenia.

Určitým zdrojom odchýliek predpísanej dávky od nameranej dávky môžu byť vo všetkých realizovaných meraniach i náhodné nepresnosti spôsobené krátkodobou nestabilitou meracieho zariadenia, ale i zlyhaním ľudského faktora.

ZÁVER

Zvyšovanie presnosti aplikovanej dávky pacientovi je dôležitým aspektom zabezpečenia kvality liečby pacienta. In vivo dozimetria je veľmi efektívnou metódou na zistenie chýb, ktoré sa môžu vyskytnúť počas rôznych krokov v procese rádioterapie, čím prispieva významnou mierou k plneniu programu kvality .

Pri plnení cieľov uvedených na začiatku tejto dizertačnej práce som dospela k nasledovným všeobecným záverom:

- V práci boli na verifikáciu predpísanej absorbovanej dávky použité tri rôzne typy detektorov. Z analyzovaných výsledkov (zo všetkých uvedených meraní) vychádza, že reprodukovateľnosť nameranej absorbovanej dávky jednotlivými detektormi je dobrá (priemerná hodnota pod $\pm 3,5 \%$). To isté platí i pre opakovateľnosť dvoch meraní tým istým detektorom (priemerná hodnota pod $\pm 3,5 \%$), čo dokazuje spoľahlivosť nameraných výsledkov, ako i vhodnosť použitia všetkých troch typov detektorov pre in vivo dozimetriu.
- Porovnanie predpísanej (vypočítanej) absorbovanej dávky s nameranou absorbovanou dávkou pomocou rôznych typov detektorov ukázalo, že relatívne odchýlky po zohľadnení chyby neprekročili akceptovateľnú toleranciu $\pm 5 \%$ u pacientov ožarovaných na kobaltovom ožarovači. Pri meraniach na lineárnom urýchľovači s MLC relatívne odchýlky neprekračujú doporučenú toleranciu $\pm 5 \%$ (pre oblasť odvodných lymfatických ciest sa nachádzajú v rozmedzí $5 \% \div 10 \%$). Relatívne odchýlky medzi vypočítanou hodnotou a nameranými hodnotami absorbovanej dávky pri použití mantel techniky neprekračujú akceptovateľnú toleranciu $\pm 3,5 \%$. Hodnota celkovej absorbovanej dávky pri TBI sa u prezentovaných pacientov pohybuje v rozmedzí 10 Gy – 14 Gy, pri kritických orgánoch 6 Gy - 8 Gy (v priemere).
Odchýlky predpísanej dávky od nameranej dávky sú v požadovanom rozsahu podľa požiadaviek WHO a sú porovnateľné s údajmi z iných svetových pracovísk.
- Výsledky meraní poukazujú na skutočnosť, že anatomické pomery u ožarovaných pacientov ovplyvňujú dozimetriu v reálnych podmienkach v porovnaní

s dozimetriou pre referenčné a nereferenčné body vo fantóme, a tým i nameranú dávku na povrchu. Pri meraniach boli zistené rôzne hodnoty vzdialenosti SSD počas jednotlivých frakcií, ako aj ich odlišnosť od hodnoty SSD, ktorá bola použitá pri výpočte izodózového plánu (ide prevažne o pacientky, u ktorých je ožarovaný prsník, kde je zároveň dôležité dodržanie tej istej polohy pri nastavení pre ožiarenie ako i pri samotnom ožarovaní). Rozdiely v nameranej absorbovanej dávke medzi jednotlivými meracími bodmi, spôsobenými nerovnakou vzdialenosťou SSD v nich, boli namerané i pri TBI. Namerané výsledky poukazujú na nutnosť presného nastavenia SSD pri všetkých frakciách, súčasne zdôrazňuje potrebu správnej fixácie pacienta počas ožiarenia.

Konkrétnym plnením úloh popísaných v kapitole ciele dizertačnej práce (str. 8) som dosiahla nasledovné zlepšenia:

- ❖ na základe in vivo dozimetrie na kobaltovom prístroji sa znížila nepresnosť aplikácie predpísanej dávky u 80 % kontrolovaných pacientov a relatívna odchýlka medzi vypočítanou a nameranou absorbovanou dávkou bola v rozmedzí 2,1 % ÷ 0,8 %.
- ❖ pri celotelovom ožarovaní bolo dosiahnutá požadovaná homogenita dávky v celom ožarovanom objeme. Hodnota celkovej absorbovanej dávky sa pohybovala v rozmedzí 10 Gy – 14 Gy, čo bolo dosiahnuté hlavne prostredníctvom in vivo dozimetrie počas prvých frakcií, kde na základe meraní bolo potrebné až u 41 % pacientov zmeniť počet MU. U 5 % pacientov sa MU po prvej frakcii zvyšovali (nameraná absorbovaná dávka v referenčnom bode vychádzala < 3,5 % ako predpísaná dávka) a u 36 % pacientov sa MU znižovali (nameraná absorbovaná dávka v referenčnom bode vychádzala > 3,5 % ako predpísaná dávka). Zmena MU sa pohybovala v rozmedzí od + 6,3 % do – 9,7 %. Hodnota celkovej absorbovanej dávky pri pľúcach sa pohybovala v rozsahu 3,8 Gy – 8,27 Gy na ľavej strane hrudníka a v rozsahu 4,15 Gy – 8,68 Gy na pravej strane hrudníka (polovodičové detektory) a v rozsahu 5,74 Gy – 9,45 Gy na ľavej strane hrudníka a 4,72 Gy - 9,41 Gy na pravej strane (TLD).
- ❖ pri porovnaní nameranej absorbovanej dávky s vypočítanou plánovacím systémom u pacientov ožarovaných na lineárnom urýchľovači s MLC pre pacientov v prvej

skupine (karcinóm prsníka) boli relatívne odchýlky v rozmedzí $-3,7 \% \div 4,9 \%$ (2,72 %, 1 SD) pre pole prsník med., pre pole prsník lat. v rozmedzí $1,4 \% \div 5,2 \%$ (1,38 %, 1 SD) a v rozmedzí $-1,8 \% \div 4,9 \%$ (2,36 %, 1 SD) pre supraklavikulu vent. Pre pacientov v druhej skupine (nádory hlavy a krku) boli relatívne odchýlky v rozmedzí $-3,3 \% \div 4,8 \%$ (1,58 %, 1 SD) pre pole tvár + krk sin, pre pole tvár + krk dx v rozmedzí $0 \% \div 4,9 \%$ (1,31 %, 1 SD), v rozmedzí $4 \% \div 7,4 \%$ (1,03 %, 1 SD) pre supraklavikulu sin vent. a v rozmedzí $3,9 \% \div 7,7 \%$ (1,19 %, 1 SD) pre supraklavikulu dx vent.

- ❖ pred zavedením in vivo dozimetrie pri mantel technike dochádzalo u týchto pacientov k predávkovaniu (dávky vyššie ako + 5 %) niektorých častí ožarovaného objemu (krk, axilla), ktoré bolo spôsobené anatomickými tvarmi pacienta a nehomogenitami, ktoré spôsobujú nerovnomerné rozloženie absorbovanej dávky. Po zavedení in vivo u tejto techniky sa pristúpilo k zmene počtu frakcií pre tieto časti ožarovaného objemu, čo viedlo k zníženiu odchýlky v predpísanej dávke pod úroveň 3,5 %. Odchýlky medzi vypočítanou hodnotou a nameranými hodnotami absorbovanej dávky sa pohybujú v rozmedzí $-3,5 \% \div 2,8 \%$ pre ionizačnú komoru a v rozmedzí $-2,9 \% \div 3,8 \%$ pre polovodičové detektory.

Výsledky meraní v tejto práci jasne ukazujú na dôležitosť zavedenia in vivo dozimetrie do klinickej praxe ako štandardnej metodiky, ktorá prispieva k zvýšeniu presnosti v dodaní dávky do cieľového objemu, ako i do okolitých rizikových štruktúr (znižuje počet systematických chýb). V niektorých prípadoch bola i nevyhnutná z hľadiska programu zabezpečenia kvality na pracovisku.

V tejto práci som sa zamerala len na in vivo dozimetriu pre fotónové zväzky žiarenia, ale zovšeobecnenie výsledkov sa týka aj ďalších druhov žiarenia, ako elektrónov. U elektrónového žiarenia použitie napr. plexiskla (ako nosiča pre vykrývacie bloky) môže spôsobiť vytiahnutie maxima dávky na povrch, pričom voľba energie elektrónov sa riadi práve maximom dávky.

Niektoré výsledky z tejto práce (in vivo dozimetria u mantel techniky, merania na kobaltovom ožarovači) boli prezentované na odborných seminároch (SNUS, WIN, seminár

počas môjho pobytu v Clatterbridge Oncology Centre v Anglicku, pracovné sedenia fyzikov, celouštavné semináre).

Záveru mojej dizertačnej práce o zavedení in vivo dozimetrie pre fotónové zväzky žiarenia do klinickej praxe na pracoviskách radiačnej onkológie v SR poukazujú na jej veľký prínos v aplikácii predpísanej dávky pacientom (v prípade vyššej dávky môže dôjsť k poškodeniu pacienta a v prípade nižšej dávky nedosiahnutie očakávaných výsledkov liečby), z čoho sa očakávajú zlepšené výsledky liečby žiarením. Do budúcnosti vidím prínos i v zavedení in vivo dozimetrie pre elektrónové žiarenie a brachyterapiu ako i iné perspektívne druhy žiarenia.

ZOZNAM POUŽITEJ LITERATÚRY

- [1] THWAITES D., SCALLIET P., LEER J.W., OVERGAARD J.: Quality assurance in radiotherapy, *Radiotherapy and Oncology* 35, 1995, str. 61-73
- [2] PODGORSK E. B.: Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students, IAEA, 2005
- [3] BRAHME. A.: Dosimetric precision requirements in radiation therapy, *Acta Radiology and Oncology* 23, 1984, 379-391
- [4] ICRU Report 24, Determination of the absorbed dose in a patient irradiated by beams of X or gamma rays in radiation therapy procedures. Washington, DC: ICRU, 1976
- [5] GOITEIN M.: When and how can we improve precision in radiotherapy? *Radiotherapy and Oncology*, Vol 2, 1984, 275 – 292
- [6] MIJNHEER B. J., BATTERMANN J. J., WAMBRESIE A.: Reply to: Precision and Accuracy in Radiotherapy, *Radiotherapy and Oncology*, Vol 14, 1989, 163 - 167
- [7] MIJNHEER B. J., BATTERMANN J. J., WAMBRESIE A.: What degree of accuracy is required and can be achieved in photon and neutron therapy, *Radiotherapy and Oncology*, Vol 8, 1987, 237 - 252
- [8] International Atomic Energy Agency: Absorbed dose determination in photon and electron beams. An international code of practice IAEA Technical Reports Series 277, Vienna, 1987
- [9] International Atomic Energy Agency: Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water, IAEA Technical Reports Series 398, Vienna, 2000
- [10] Zákon 142/2000 Zb. z. Zákon o metrológii a o zmene a doplnení niektorých zákonov
- [11] SSDL Newsletter, IAEA Vienna, 2005, No 51, 16-18
- [12] DUTREIX A., VAN DER SCHUEREN E., DERREUMAUX S., CHAVAUDRA J.: Preliminary results of a quality assurance network for radiotherapy centres in Europe, *Radiotherapy and Oncology* 29, 1993, 97-101
- [13] DUTREIX A., DERREUMAUX S., CHAVAUDRA, J., VAN DER SCHUEREN, E.: Quality control of radiotherapy centres in Europe: beam calibration, *Radiotherapy and Oncology* 29, 1993, 256-264
- [14] IZEWSKA, J., NOVOTNÝ, J., GWIAZDOWSKA, B., KINDLOVA, A., KONTRA, G., VAN DAM, J., DUTREIX, A., SCHUEREN, E.: Quality Assurance Network in

- Central Europe – External audit on output calibration for photon beams, *Acta Oncologica* 34, 1995, 829 -838
- [15] SVENSSON H., HANSON GP., ZSDANSKY K.: The IAEA/WHO TL dosimetry service for radiotherapy centres 1969-1987, *IAEA SSDL Newsletter* 28, 1989, 3-21
- [16] IZEWSKA J., ANDREO P.: The IAEA/WHO TLD postal programme for radiotherapy hospitals, *Radiotherapy and Oncology*, 2000, 1-8
- [17] GOMOLA I.: Externý dozimetrický audit vysokoenergetických fotónových a elektrónových zväzkov používaných v radiačnej terapii, dizertačná práca FMFI UK, Bratislava, 2001
- [18] PEREZ CA., BRADY L. W., et al.: *Principles and Practice of Radiation Oncology*. 4th Philadelphia, Lippincott – Raven Publ., 2003
- [19] KLENER P. a kol: *Klinická onkológia*, Galén a Univerzita Karlova v Prahe, Praha, 2002, str.686
- [20] JURGA, L. A kol.: *Klinická onkológia a rádioterapia*. SAP, Bratislava, 2000
- [21] ADAM, Z., VORLÍČEK, J., KOPLÍKOVÁ, J. a kol. *Obecná onkologie a podpůrná léčba*, Grada Publ., 2003, str.788
- [22] ADAM, Z., VORLÍČEK, J., VANÍČEK, J. a kol. *Diagnostické a léčebné postupy u maligních chorob*, 1.vydání, Grada, 2002, str.604
- [23] ŠEDA, J.: *Základy dozimetrie*. České vysoké učení technické. Praha, 1991
- [24] ŠLAMPA, P. a kol: *Radiační onkologie v praxi*, Masarykův onkologický ústav, Brno, 2004
- [25] SPURNÝ, V.; ŠLAMPA, P.: *Moderní radioterapeutické metody*. , Brno, 1999
- [26] DOBBS J., BARRETT A., ASH D.: *Praktické plánování radioterapie*, Anomal, Praha, 1992
- [27] *Všeobecná onkológia pre stredné školy*, Liga proti rakovine SR, 2001
- [28] KOVÁŘ Z., SPURNÝ F., SPURNÝ Z., NOVOTNÝ J., CEJNAR F.: *Pokroky dozimetrie ionizujícího záření*, Academia, Praha, 1984
- [29] KHAN, F. M.; WILLIAMS, J. R.; WILKINS, P.: *The physics of radiation therapy*. Second edition, Lippincott Williams & Wilkins, Baltimore, 1994
- [30] WILLIAMS J.R. AND THWAITES D.I.: *Radiotherapy physics in practice*, Oxford University Press, 2000

- [31] ANDRYSEK O.: Rádiologická fyzika, AVICENUM, Praha, 1984
- [32] ZÁMEČNÍK, J.: Rádioterapie. Učebnice pro zdravotnícké školy, Avicenum, zdravotnícké nakladatelství, Praha, 1980
- [33] Doporučení pro zajištění kvality v radioterapii: Stanovení absorbované dávky v referenčním bodě, SROBF ČLS, 1994
- [34] MAYLES, W.P.M. ET al.: Treatment verification and in vivo Dosimetry
- [35] ESSERS M., MIJNHEER B. J.: In vivo dosimetry during external photon beam radiotherapy, International Journal of Radiation Oncology Biology, Physics, 1999, Vol. 43, No.2, str. 245-299
- [36] LANSON, J.H., ESSERS, M., MEIJER, G.J., MINKEN, A.W.H., UITERWAAL, G.J. et al.: In vivo dosimetry during conformal radiotherapy. Requirements for and findings of a routine procedure. Radiotherapy and Oncology, 1999, Vol. 52, 51 – 59
- [37] MC KINLAY A. F.: Thermoluminescence dosimetry, Medical Physics Handbooks 5, Adam Hilger Ltd, Bristol, 1981
- [38] WEBER, D.C., NOUET, P., KURTZ, P.M., ALLAL, A.S.: Assessment of target dose delivery in anal using in vivo thermoluminescent dosimetry, Radiotherapy and Oncology Vol.59 No.1, 2001, pp. 39-43
- [39] BUBULA E., BYRSKI E., LESIAK, WALIGORSKI MPR.: Development of TL dosimeters based on MTS – N (LiF: Mg, Ti) detectors for in –vivo Dosimetry in Co – 60 beam. Rep. Practice of Oncology and Radiotherapy, 1998, 3, 43-48
- [40] PALKOSKOVA P., HLAVATA H., DVORAK P., NOVOTNY J., NOVOTNY J.jr.: In vivo thermoluminescence dosimetry for total body irradiation. Radiation Protection Dosimetry, 2002, Vol. 101 (1-4), 597 – 599
- [41] HUYSKENS D. AND AT.: Practical guidelines for the implementation of in vivo dosimetry with diodes in external radiotherapy with photon beams (entrance dose), ESTRO, 2001
- [42] ADEYEMI A., LORD J.: An audit of radiotherapy patient doses measured with in vivo semiconductor detectors, British Journal Radiology, 1997, No 70, 399 – 408
- [43] JORNET, N. et. al.: In vivo dosimetry: Intercomparison between p-type based and n-type based diodes for 16 – 25 MV energy range, Medical Physics 27 (6), pp 1287 – 1293
- [44] JURSNIC P.A.: Implementation of an in vivo diode Dosimetry program and changes in diode characteristics over a 4 – year clinical history. Medical Physics, 2001, Vol. 28 (8), 1718 -1726

- [45] MORRIS, S.: Radiotherapy physics and equipment. Churchill Livingstone, 2001
- [46] JACOBS, V. D.: The modern technology of radiation oncology. Medical Physics Publishing, Madison, Wisconsin, 1999
- [47] SWINNEN, A., VERSTRAETE J., HUYSKENS, D.P.: Feasibility study of entrance in vivo dose measurements with mailed thermoluminescence detectors. Radiotherapy and Oncology, 2004, Vol. 73 (1), 89 – 96
- [48] FOSSARD A., VERVOORT CH., VERSTRAETE J.: In vivo dosimetry with TLD on patients treated on a Cobalt unit
- [49] SCHEFFLER A.: The „Berlin Chair“ for TBI: Method, dosimetry and in vivo checks. Free University of Berlin, Klinikum Steglitz, Dept. of Radiotherapy
- [50] BRIOT, E., DUTREIX, A., BRIDIER, A.: Dosimetry for total body irradiation. Radiotherapy and Oncology, Suppl.1, 1990, pp. 16 - 29
- [51] BEST S., RALSTON A, SUCHOWERSKA N.: Clinical application of the One Dose Patient Dosimetry System for total body irradiation. Physics in Medicine and Biology, 2005, Vol.50 (24), 5909 -5919
- [52] ŠTURDZÍKOVÁ J.: Vyhodnotenie presnosti plánovania a merania dávky pomocou TLD pri celotelovom ožarovaní. Diplomová práca, FMFI UK, Bratislava, 2006
- [53] VENABLES, K., MILES E.A., AIRD E.G., HOSKIN P.J.: The use of in vivo thermoluminescent dosimeters in quality assurance programme for the START breast fractionation trial. Radiotherapy and oncology, 2004, Vol 71 (3), 303 – 310
- [54] HERBERT C.E., EBERT M.A., JOSEPH D.J.: Feasible measurement errors when undertaking in vivo Dosimetry during external beam radiotherapy of the breast. Medical Dosimetry: Official Journal of the American Association of Medical Dosimetrists, 2003, Vol.28 (1), 45 – 48
- [55] HAMERS H., JOHANSSON K., VENSELAAR J., DE BROUWER P., HANSSON U., MOUDI C.: Entrance and exit TL - dosimetry in the conservative treatment of breast cancer: a pilot study for the EORTC – Radiotherapy cooperative group. Radiotherapy and Oncology, 1991, Vol 22, 280 – 284
- [56] HEUKELOM S., LANSON J., VAN TIENHOVEN G., MIJNHEER B.: In vivo Dosimetry during tangential breast treatment, Radiotherapy and Oncology, 1991, Vol 22, 269 – 279
- [57] LEUNENS G., VERSTRAETE J., VAN DAM J., DUTREIX A., VAN DER SCHUEREN E.: In vivo Dosimetry for tangential breast irradiation: role of the equipment in the accuracy of the dose delivery. Radiotherapy and Oncology, 1991, Vol 22, 285 – 289

- [58] NOEL A., ALETTI P., BEY P.,MALISSARD L.: Detection of errors in individual patients in radiotherapy by systematic in vivo dosimetry, *Radiotherapy and Oncology*, 1995, Vol 34, 144 – 151
- [59] VENABLES K, WINFIELD E., AIRD E.G., HOSKIN P.J.: Three-dimensional distribution of radiation within the breast: an intercomparison of departments participating in the START trial of breast radiotherapy fractionation, *International Journal of Radiotherapy, Oncology, Biology and Physics*, 2003, Vol 55, 271 – 279
- [60] MALICKI J., LITOBORSKI M., KIERZKOWSKI J., KOSICKA G.: How the implementation of an in vivo Dosimetry protocol improved the dose delivery accuracy in head and neck radiotherapy. *Neoplasma*, 2004, Vol.51 (2), 155-158
- [61] TUNG C.J., WANG H.C., LO S.H., WU J.M., WANG C.J.: In vivo Dosimetry for external photon treatment of head and neck cancers by diodes and TLDs. *Radiation Protection Dosimetry*, 2004, Vol. 111 (1), 45 - 50
- [62] SENKUS – KONEFKA E., NACZK E., BOROWSKA I., BADZIO A., JASSEM J.: Changes in lateral dimensions of irradiated volume and their impact on the accuracy of dose delivery during radiotherapy for head and neck cancer. *Radiotherapy and Oncology*, 2006, Vol.79 (3), 304 – 309
- [63] MALICKI, J., DYMNICKA, M., KIERZKOWSKI, J., KOSICKA, G.: The comparison of the dose accuracy during radiotherapy of the different target localizations in a body. The analysis of in –vivo dose measurements in a group of 700 patients. *Radiotherapy and oncology*, 2002, Vol 64 Suppl.1, 129
- [64] DYK V. J.: *The Modern Technology of Radiation Oncology, A Compendium for Medical Physicists and Radiation Oncologists*, Medical Physics Publishing, Madison, 1999
- [65] TNM klasifikácia zhubných nádorov, 6.vydanie, WILEY-LISS, New York, 2002

PRÍLOHA

Tabuľka 7: Výsledky auditu programu EURAQA pre fotónové zväzky na jednotlivých pracoviskách na Slovensku (* nebolo robené meranie).

Pracovisko	Zdroj	Relatívna odchýlka [%]		
		1. kolo	2. kolo	3.kolo
1	Co60	-0.2	*	*
	6X	1.6	*	*
	18X	1.1	*	*
2	Cs137	7.2	*	*
	Co60	1.1	*	*
	6X	2.3	*	*
	18X	0.7	*	*
3	Cs137	0.4	*	*
	Co60	1.4	*	*
4	Co60	2.9	*	*
	6X	-0.6	*	*
	18X	1.4	*	*
5	Cs137	0.4	*	*
	Co60	0.7	*	*
	6X	-2.4	*	*
	18X	-2.1	*	*
6	Cs137	-3.7	-3	*
	Co60	-3.7	-6.7	0.4
7	Co60	9	11.1	-0.5
8	Co60	9.5	5	-1.2
	Co60	10.6	2.8	*
9	Co60	7.6	1.8	*
10	Co60	-2.8	*	*
11	Co60	4.8	-0.8	*
	Co60	2.2	*	*
	6X	4.5	5.8	2.7
	18X	-18	6.5	-1.1
12	6X	4.5	4.9	1.7
	18X	1.7	*	*
13	Co60	10.1	-9.9	-9.7
14	6X	-0.2	*	*
	18X	1.2	*	*
	6X	-2.1	*	*
	18X	1.5	*	*

Poznámky ku tabuľke: Ak v 1. kole neboli namerané hodnoty v predpísanej tolerancii $\pm 3,5 \%$, meranie sa muselo zopakovať (2. kolo, a potom 3. kolo).

Tabuľka 8: Výsledky auditu programu EURAQA pre elektrónové zväzky na jednotlivých pracoviskách na Slovensku (* nebolo robené meranie).

Pracovisko	Energia zväzku [MeV]	Relatívna odchýlka [%]		
		1. kolo	2. kolo	3. kolo
1	6	-1.2	*	*
	9	-0.2	*	*
	12	-1.2	*	*
	16	-0.2	*	*
2	6	-3.4	*	*
	9	2	*	*
	12	-2	*	*
	20	0.5	*	*
3	9	0.8	*	*
	12	1.7	*	*
	15	4.2	*	*
	18	4.6	*	*
4	6	-1.4	*	*
	9	-0.9	*	*
	12	-1.5	*	*
	16	0	*	*
	20	0.8	*	*
5	6	3.7	*	*
	12	5.1	*	*
	16	3.1	*	*
	20	4.4	*	*
6	12	-9.7	4.3	*
	15	-9.9	5.8	*
	18	-8.5	3.8	*
7	6	-11.1	0.2	*
	9	-10.6	1.4	*
	12	-12.8	2.7	5.2
	16	-14.9	5.4	4.3
	20	-14.7	*	-0.9
8	6	7.7	0.9	*
	9	6.2	0.9	*
	12	7.4	0.2	*
	16	6.3	3.1	*
	20	5.8	0.4	*
9	6	29.2	2.2	*
	9	*	1.6	*
	12	16.4	*	*
	16	16.3	-0.5	*

Poznámky ku tabuľke: Ak v 1. kole neboli namerané hodnoty v predpísanej tolerancii $\pm 6\%$, meranie sa muselo zopakovať (2. kolo, a potom 3. kolo).

Tabuľka 9: Vyhodnotenie výsledkov vypočítanej absorbovanej dávky s nameranou absorbovanou dávkou v referenčných bodoch na kobaltovom ožarovači pre rôzne ožarovacie techniky.

Pacient	Vypočítaná dávka v hĺbke 0,5cm [Gy] Ds	Ds (korigované na SSD) [Gy]	Nameraná dávka v dňoch 1+2 [Gy] Dm	Priemerná Dm [Gy]	Dm/Ds	Relatívna odchýlka [%]
pacient 1	1.530	1.473	1.391	1.422	0.941	-5.9
		1.550	1.454			
pacient 2	1.590	1.594	0.000	1.447	0.931	-6.9
		1.554	1.447			
pacient 3	0.750	0.750	2.223	0.753	1.004	0.4
		0.750	0.753			
pacient 4	3.180	3.180	3.261	3.248	1.021	2.1
		3.180	3.235			
pacient 5	1.360	1.360	1.292	1.288	0.947	-5.3
		1.360	1.284			
pacient 6	3.940	3.940	4.082	3.992	1.013	1.3
		3.940	3.990			
pacient 7	2.280	2.280	2.299	2.328	1.021	2.1
		2.280	2.356			
pacient 8	0.600	0.600	0.605	0.605	1.008	0.8
		0.600	0.604			
pacient 9	1.470	1.387	1.389	1.416	1.008	0.8
		1.422	1.442			
pacient 10	1.910	1.910	1.798	1.793	0.939	-6.1
		1.910	1.788			

Tabuľka 10: Výpočet monitorovacích jednotiek podľa AP v referenčnom bode

AP	OK	h	% TDS	"OK"	Dmax/Dmax196	MU / 1Gy v 1/2 AP
4	210	3	96.72	209	0.8705	425.24
5	209	3.5	95.54	208	0.8789	426.37
6	208	4	94.27	207	0.8874	427.98
7	207	4.5	92.93	206	0.8961	429.94
8	206	5	91.58	205	0.9048	432.08
9	205	5.5	90.19	204	0.9137	434.46
10	204	6	88.9	203	0.9227	436.47
11	203	6.5	87.53	202	0.9319	438.92
12	202	7	86.17	201	0.9412	441.45
13	201	7.5	84.76	200	0.9506	444.35
14	200	8	83.35	199	0.9602	447.35
15	199	8.5	82	198	0.9699	450.17
16	198	9	80.64	197	0.9798	453.13
17	197	9.5	79.28	196	0.9898	456.25
18	196	10	77.92	195	1	459.48
19	195	10.5	76.6	194	1.0103	462.63
20	194	11	75.32	193	1.0208	465.66
21	193	11.5	74	192	1.0315	469.05
22	192	12	72.73	191	1.0423	472.29
23	191	12.5	71.47	190	1.0533	475.6
24	190	13	70.21	189	1.0645	479.04
25	189	13.5	68.94	188	1.0759	482.69
26	188	14	67.67	187	1.0874	486.55
27	187	14.5	66.4	186	1.0991	490.58
28	186	15	65.13	185	1.111	494.79

Tabuľka 11: Namerané hodnoty maximálnej a minimálnej celkovej absorbovanej dávky v predpísaných referenčných bodoch meraných pomocou rôznych detektorov

Pacient	priemerná max. nameraná dávka [Gy]	Priemerná min. nameraná dávka [Gy]	pacient	priemerná max. nameraná dávka [Gy]	priemerná min. nameraná dávka [Gy]
2	10.4	9.49	32	11.9	10.9
3	12.2	11.5	33	12.1	10.83
4	12.0	11.1	34	12.0	10.9
5	12.1	10.6	35	12.8	11.4
6	12.2	10.29	36	12.3	11.1
7	12.4	10.41	37	12.5	10.92
8	12.3	10.4	38	12.6	10.91
9	12.0	10.34	39	12.7	10.9
10	12.2	11.22	40	10.1	8.38
12	12.4	9.98	41	12.3	11.06
13	12.3	11.8	42	12.4	10
14	13.3	11.7	43	12.5	9.49
15	12.7	11.8	44	12.1	10.48
16	13.1	11.66	45	12.3	10.16
17	13.2	12.1	46	12.7	10.4
18	10.4	9.33	47	12.2	10.4
19	10.4	9.1	48	9.8	8.38
20	11.8	10.32	49	11.9	10.2
21	12.1	9.91	50	12.7	10.2
22	12.4	9.73	51	12.7	10.2
23	11.9	10.4	52	12.1	10.65
24	12.1	10.22	53	12.2	10.31
25	12.0	11	54	12.3	10.44
26	12.5	11	55	12.6	10.98
27	11.9	10.1	56	6.3	5.58
28	12.3	10.6	57	12.2	11.1
29	12.1	10.5	58	12.7	10.64
30	12.2	10.6	59	12.2	11.27
31	12.5	11.1	60	12.6	11.16
			61	12.4	11.53

Tabuľka 12: Namerané hodnoty celkovej absorbovanej dávky v referenčných bodoch pomocou rôznych detektorov u troch vybraných pacientoch pri TBI.

Pacient 1							
Oblasť	Detektor	1. frakcia	2. frakcia	3. frakcia	4. frakcia	5. frakcia	6. frakcia
Brucho	ion. komora	2.13	1.94	2	1.96	1.99	1.98
	TLD	2.13	1.94	2	1.96	1.99	1.98
	AM6	2.21	1.94	2.05	2.1	2.02	2.06
Čelo	TLD	1.84	1.69	1.75	1.67	1.73	1.57
	AM6	2.08	1.89	1.82	2	1.81	1.83
Krk	TLD	1.98	1.86	1.83	1.89	1.86	1.85
	AM6	2.16	2.01	2.01	2.06	1.95	1.97
Mediastínium	TLD	1.95	1.83	1.84	1.81	1.84	1.82
Pľúca.sin	TLD	1.34	1.23	1.3	1.2	1.22	1.23
Pľúca.dx	TLD	1.32	1.24	1.43	1.41	1.22	1.23
Stehno	TLD	2.23	1.95	1.97	2	1.97	2.04
	AM6	2.3	2.14	2.15	2.08	2.12	2.13
Zápästie	TLD	1.85	1.6	1.62	1.82	1.74	1.8
Členok	TLD	1.83	1.63	1.7	1.71	1.76	1.66
Axilla	AM6	2.05	2.07	1.92	1.99	1.93	1.93
Kolenó	AM6	2.39	2.2	2.27	2.22	2.16	2.19
	TLD	2.16	1.96	2.05	1.9	1.93	1.97
Pacient 2							
Oblasť	Detektor	1. frakcia	2. frakcia	3. frakcia	4. frakcia	5. frakcia	6. frakcia
Brucho	ion. komora	2.01	2.01	2.05	2.04	1.99	2
	TLD	2.01	2.01	2.05	2.04	1.99	2
	AM6	2.02	2.08	2.06	2.12	2.02	2.05
Čelo	TLD	1.81	1.73	1.81	1.78	1.78	1.78
	AM6	2.1	1.96	1.98	1.96	1.95	1.96
Krk	TLD	1.952	1.9	1.97	2	1.89	1.85
	AM6	2.14	2.12	2.03	2.19	2.07	2.07
Mediastínium	TLD	2.02	1.9	1.92	1.96	1.89	1.89
Pľúca.sin	TLD	1.29	1.27	1.26	1.29	1.26	1.17
Pľúca.dx	TLD	1.36	1.3	1.36	1.36	1.27	1.4
Stehno	TLD	1.96	1.92	2.03	2	1.94	1.9
	AM6	2.11	2.12	2.07	2.12	2.14	2.1
Zápästie	TLD	1.84	1.84	1.9	1.76	1.77	1.78
Členok	TLD	1.87	1.72	1.79	1.76	1.7	1.73
Axilla	AM6	1.97	1.96	1.93	2.03	1.98	1.96
Kolenó	AM6	2.3	2.26	2.23	2.28	2.2	2.23
	TLD	1.88	1.97	2.02	1.99	1.9	1.95
Pacient 3							
Oblasť	Detektor	1. frakcia	2. frakcia	3. frakcia	4. frakcia	5. frakcia	6. frakcia
Brucho	ion. komora	2.04	2.05	1.94	1.98	2.05	2
	TLD	2.04	2.05	1.94	1.98	2.05	2
	AM6	2.13	2.16	2	2.1	2.09	2.08
Čelo	TLD	1.82	1.85	1.79	1.76	1.68	1.83
	AM6	2.03	2.09	1.94	2	1.97	1.97
Krk	TLD	2.02	1.98	1.9	1.91	1.92	2.04
	AM6	2.15	2.18	2.02	2.14	2.15	2.09
Mediastínium	TLD	1.96	1.98	1.87	1.89	1.8	1.98
Pľúca.sin	TLD	1.51	1.32	1.47	1.25	1.22	1.28
Pľúca.dx	TLD	1.38	1.33	1.29	1.31	1.28	1.36
Stehno	TLD	2.05	2.09	1.94	1.93	1.98	2.07
	AM6	2.19	2.21	2.06	2.1	2.1	2.13
Zápästie	TLD	1.91	1.67	1.57	1.83	1.68	1.75
Členok	TLD	1.94	1.85	1.81	1.76	1.79	1.78
Axilla	AM6	1.98	2.07	1.91	1.92	1.96	2.01
Kolenó	AM6	2.4	2.33	2.26	2.17	2.05	2.27
	TLD	2.08	2.05	1.94	1.97	1.91	2.03