

JIHOČESKÁ UNIVERZITA V ČESKÝCH BUDĚJOVICÍCH
ZDRAVOTNĚ SOCIÁLNÍ FAKULTA

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Měření dávek na pracovišti radioterapie pomocí osobních dozimetrů

Vypracovala: Adéla Černohorská
Vedoucí práce: Ing. Jan Singer, CSc.

6. května 2010

Abstract

Dose Measurement at a Radiotherapy Workplace by Means of Personal Dosimeters

Ionising radiation may have negative influence on human organism, which is why protection against it is so important. Limits for radiotherapy workplaces, where medical staff work every day close to a source of the radiation, are defined by Decree No. 184/1997 Col. Personal monitoring is used at workplaces with ionizing radiation sources to measure monthly doses, which should not exceed particular limits. Personal dosimeters, apparatuses capable of detecting ionizing radiation are used for personnel monitoring. There are various types of dosimeters available, based on different principles. So called film dosimeters are used at the radiotherapy department of the Hospital České Budějovice. These dosimeters are sent to the National Personal Dosimetry Service every month where they are assessed.

The aim of my work was to find out whether radiotherapy department staff and some places there may also be measured by DMC 2000 XB dosimeters by Merlin Gerin, to measure these activities and places and to compare the results with those detected by the film tape and TL type dosimeters.

Čestné prohlášení:

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci s názvem Měření dávek na pracovišti radioterapie pomocí osobních dozimetrů, vypracovala samostatně s použitím pramenů a literatury, jež jsou uvedeny na konci práce v seznamu literatury.

Prohlašuji, že souhlasím s uveřejněním své práce v nezkrácené verzi ve veřejně přístupné části Studijní agendy STAG, na internetových stránkách Jihočeské Univerzity v Českých Budějovicích.

V Českých Budějovicích dne 6. května 2010

.....

Adéla Černožorská

Poděkování:

Ráda bych poděkovala vedoucímu své bakalářské práce Ing. Janu Singerovi, CSc. za metodické vedení práce, jeho trpělivost, rady a připomínky. Dále bych chtěla poděkovat primáři onkologického oddělení MUDr. Václavu Janovskému za umožnění měření na onkologickém oddělení a v neposlední řadě bych ráda poděkovala všem fyzikům, laborantům a také pacientům za jejich spolupráci při měření.

Seznam použitých zkratk:

CSOD, s.r.o.	Celostátní služba osobních dozimetrů, s.r.o.
EPD	electronic personal dosimeter (elektronický osobní dozimetr)
IZ	ionizující záření
TLD	termoluminiscenční dozimetr
LA	Linear accelerator
DMC 2000 XB	druh elektronického dozimetru
LDM 220	čtečka dozimetru
PVC	polyvinyl chlorid
Varian 2100C/D	Typ lineárního ozařovače
DNA	Deoxyribonukleová kyselina
HARSHAW	Vyhodnocovací zařízení TLD
GM – detektor	Geiger – Müller detektor
MU	Monitorovací jednotka
DOSISMASS	Dosimeter Maintenance And Set-up Software

Obsah:

Úvod	6
1. Současný stav.....	7
1.1 Radioterapie	7
1.1.1 Přístrojové vybavení v Teleradioterapii.....	7
1.2 Ionizující záření	9
1.2.1 Vliv ionizujícího záření	9
1.2.1.1 Vliv IZ na buňku.....	9
1.2.1.2 Účinek záření na nádory	10
1.3 Radiační ochrana.....	11
1.3.1 Strategie radiační ochrany	11
1.4 Monitorování v radiační ochraně.....	12
1.4.1 Monitorování pracoviště	12
1.4.2 Osobní monitorování	13
1.4.3 Monitorování pacientů.....	14
1.5 Osobní dozimetrie.....	14
1.5.1 Filmové dozimetry	14
1.5.2 Veličiny dozimetrie ionizujícího záření.....	16
2. Cíle a hypotéza	19
3. Metodika	20
3.1 Ozařování.....	20
3.2 Měření.....	22
3.3 Vyhodnocení.....	29
4. Výsledky.....	30
5. Diskuse	35
6. Závěr	43
7. Seznam použité literatury	44
8. Klíčová slova.....	47
9. Příloha.....	48

Úvod

Ionizující záření může mít negativní vliv na lidský organismus. Proto se na radioterapeutickém pracovišti, musí dodržovat přísná kritéria radiační ochrany, které udává vyhláška č. 307/2002 Sb. o radiační ochraně. Mezi rizikovou skupinu, která je tomuto záření denně vystavena patří zdravotnický personál. Tito pracovníci jsou pravidelně monitorováni pomocí přístrojů, schopných detekovat ionizující záření. Tyto přístroje se nazývají osobní filmové dozimetry. Po měsíci jsou dozimetry odeslány a vyhodnocovány Celostátní Službou Osobních Dozimetrů.

Elektronické osobní dozimetry, které jsem ve své práci využila, jsou oproti filmovým vyhodnotitelné ihned a jsou schopny měřit několik veličin najednou.

Hypotézou této práce je, že pacienti při některých ozářeních dostávají nezanedbatelnou dávku ionizujícího záření, která je měřitelná též pomocí EPD. Obdobně jsou měřitelná místa na ozařovně.

Cílem této práce je tedy zjistit, jaké činnosti a místa na radioterapii je možno měřit pomocí EPD. Na onkologickém oddělení Nemocnice České Budějovice a.s., jsem prováděla měření pomocí těchto dozimetrů. Měřila jsem osobní dávkové ekvivalenty u laborantů při výkonu jejich práce, dále pacientů, kteří podstupovali léčbu ionizujícím zářením s diagnózou rakoviny prostaty a dále jsem měřila dávky zachycené dozimetrem, umístěným na ozařovně. Dalším cílem je porovnání hodnot naměřených pomocí EPD a TLD. Při těchto měřeních byly k EPD u zdravotnických pracovníků a na ozařovnu přidány ještě TLD. Oba tyto dozimetry se nacházely na stejných místech a oba byly vystavovány stejným dávkám ionizujícího záření a jiným fyzikálním a chemickým vlivům.

1. Současný stav

Nádorová onemocnění jsou v dnešní době závažným a znepokojujícím problémem celého světa. Mezi základní léčebné postupy patří chirurgie, chemoterapie, radioterapie, hormonoterapie a bioterapie.

Jednou z neefektivnějších metod léčení zůstává radioterapie. Jedná se o samostatný medicínský obor, zabývající se léčbou pacientů pomocí ionizujícího záření. Počátky tohoto oboru byly položeny s objevem paprsků X v roce 1895 W.C.Röntgenem.

1.1 Radioterapie

Radioterapie je léčba nádorových onemocnění pomocí ionizujícího záření. Energie tohoto záření je předávána do nádoru a tím je nádor poškozován. Předpokladem pro léčbu ozařováním je to, že jsou nádorové buňky k poškození zářením citlivější než buňky zdravé. Radioterapie se používá nejčastěji v kombinaci s chemoterapií a s chirurgickou léčbou.

Při zevním ozařování je celková dávka záření, která je pacientovi aplikována, dána velikostí nádoru a je omezena tolerancí okolních zdravých tkání. Podává se frakcionovaně tzn. že celková dávka je rozdělena do několika menších dávek a je aplikována v průběhu několika dnů. Záření se aplikuje do tzv. cíleného objemu tzn. tam, kde je nádor umístěn, proto je důležité určit lokalizaci a rozsah nádoru co nejpřesněji.¹⁾

1.1.1 Přístrojové vybavení v Teleradioterapii

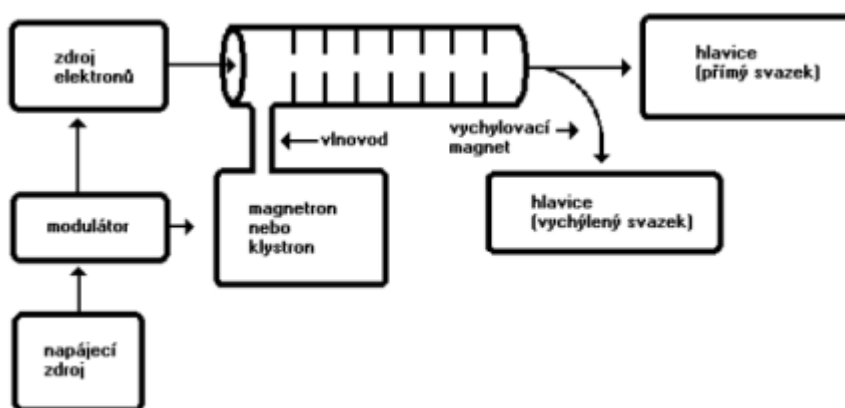
Mezi základní přístroje pro zevní ozáření neboli teleradioterapii patří lineární urychlovač (linear accelerator LA), v dnešní době se využívá LA, který obsahuje magnetron nebo klystron, který generuje mikrovlny o vysoké frekvenci a ty pak jsou uvolňovány do vlnovodu. Současně jsou také injikovány elektrony do vlnovodu pomocí

¹⁾ <<http://rakovinaplic.cz/radioterapie>>, datum stažení: 20.4.2010

elektronového děla. Vlivem mikrovln (nosná vlna nebo stojatá vlna – dle konstrukce vlnovodu) dojde k urychlení elektronů na energie blízké rychlosti světla. Urychlené elektrony, které jsou odchýleny elektromagnetem dopadnou na wolframový terčik za vzniká vysokoenergetického fotonového záření.

Svazek fotonů, který vystupuje z hlavice přístroje ohraničují a tvarují clony kolimátoru. Urychlovače dvojího typu mají schopnost přepínat mezi dvěma energiemi fotonů – např. 6 MeV a 15 MeV. Některé typy LA jsou vyrobeny tak, že krom fotonového svazku můžeme získat a využít také urychlené elektrony o různých energiích – např. 6, 9, 12, 16, 20 MeV.

Lineární urychlovače mají centrální osu svazku záření mířící v jakékoli poloze gantry do jednoho bodu – izocentra. To je obvykle ve vzdálenosti 100 cm od zdroje záření a je lokalizováno přibližně do středu ozařovaného objemu. Výhoda izocentrické techniky je ta, že může být pacient ozařován několika poli, bez změny jeho polohy. Po tom co je pacient nastaven do izocentra přechází LA od jednoho pole k druhému automaticky podle předem zadaných parametrů.²⁾



Obr. 1. Schéma vysokofrekvenčního LA (obrázek: zdroj nemocnice)

²⁾ P. ŠLAMPA, J. PETERA ET AL., Radiační onkologie, nakladatelství: Galén, Praha 5, Karolinum, Praha 1 2007, I. vydání, ISBN 978-80-7261-469-0 (Galén) ISBN 978-80-246-1443-4 (Karolinum), str. 48 - 49

1.2 Ionizující záření

Ionizující záření je tok hmotných částic nebo fotonů elektromagnetického záření, mající schopnost ionizovat atomy prostředí nebo excitovat jejich jádra. Vzniká jako průvodní jev jaderných procesů (u rentgenového záření procesů odehrávajících se v elektronovém obalu). Při těchto procesech se dostává jádro (nebo obal) atomu do excitovaného stavu, stává se energeticky nestabilní. Stabilní stav získá právě vyzářením energie ve formě částic nebo fotonů elektromagnetického záření.

- *Korpuskulární ionizující záření* je charakterizováno elektrickým nábojem, klidovou hmotností a kinetickou energií. Podle hmotnosti dělíme částice na těžké (částice α , protony, neutrony), středně těžké (mezony) a lehké (elektrony, pozitrony).
- *Fotonové ionizující záření* má duální charakter (má vlastnosti jak elektromagnetického vlnění, tak i vlastnosti částic o nulové hmotnosti). Rozeznáváme fotonové záření γ a rentgenové záření. Z fyzikálního hlediska jde v podstatě o stejný typ záření, rozdíl je ve vlnové délce a v tom, že záření γ vzniká v atomovém jádře a rentgenové záření vzniká interakcí elektronu z obalu a těžkými atomy v materiálu anody.³⁾

1.2.1 Vliv ionizujícího záření

1.2.1.1 Vliv IZ na buňku

Po ozáření buňky dochází buď k jejímu zániku, nebo ke změně genetické informace k tzv. mutaci při zachování schopnosti dalšího dělení. V ozářené populaci se mohou vedle sebe uplatnit oba procesy, to znamená, že část buněk zanikne a v jiné části dochází k mutacím nebo maligním transformacím. Vývoj zhoubného bujení začíná,

³⁾ KOLEKTIV AUTORŮ, Biofyzika v medicíně, nakladatelství: MANUS, Praha 2003, I. vydání, ISBN 80-86571-03-3, str. 248

změnami ve funkčních částech chromozomů, tzn. genech. Takovéto mutace mohou vzniknout samovolně, jejich počet se však může zvýšit působením IZ.

IZ způsobuje poškození molekuly DNA: dochází k poškození bazí, cukrů, vazeb mezi DNA vlákny, vazeb mezi DNA a proteiny, dochází k jednoduchým nebo dvojným zlomům.⁴⁾

1.2.1.2 Účinek záření na nádory

Nádory mají různou citlivost na ionizující záření, zvláště citlivé jsou lymfomy, leukémie a nádory ze zárodečných buněk, středně citlivé jsou karcinomy, radiorezistentní jsou zejména gliomy a sarkomy.

Pravděpodobnost vyléčení nádoru je dána celkovou dodanou dávkou záření, protože každá dávka záření zabíjí fixní procento buněk. Větší nádory, které obsahují početnější populaci nádorových buněk, se ozařují vyšší dávkou než nádory malé, protože větší nádory obsahují větší počet nádorových klonogenních buněk a jsou obtížněji vyléčitelné, než malé nádory.

Teoreticky jsou všechny nádory lokálně vyléčitelné radioterapií, překážkou je však limitovaná tolerance zdravých tkání na ozáření.⁵⁾

⁴⁾ NAVRÁTIL, L., ROSINA, J. A KOLEKTIV, Medicínská biofyzika, I. vydání první., vydala: GRADA, Praha 2005, ISBN 80-247-1152-4, str.373

⁵⁾ P. ŠLAMPA, J. PETERA ET AL., Radiační onkologie, nakladatelství: Galén, Praha 5, Karolinum, Praha 1 2007, I. vydání, ISBN 978-80-7261-469-0 (Galén) ISBN 978-80-246-1443-4 (Karolinum), str. 29 - 30

1.3 Radiační ochrana

1.3.1 Strategie radiační ochrany

Radiační ochrana na radioterapeutickém pracovišti musí zahrnout všechny tři kategorie osob, které mohou být ozářeny v důsledku činnosti související s radioterapií:

- Zdravotnické pracovníky, kteří se podílejí na léčebném procesu (lékaři, radiologičtí laboranti, technici, fyzici a zdravotní sestry),
- Další osoby, které mohou být na radioterapeutickém oddělení přítomny (nejčastěji se jedná o doprovod pacientů)
- Léčení pacienti

Pro první dvě skupiny osob – zdravotnický personál a obyvatelstvo – jsou stanoveny limity ozáření a jejich radiační ochrana při práci a pobytu na radioterapeutickém pracovišti musí být optimalizována podobně jako při každé jiné činnosti vedoucí k ozáření. Pro dosažení požadované úrovně ochrany se uplatňují obecné zásady vedoucí k ozáření: tj. stínění, vzdálenost, časový faktor, případně administrativní opatření.

Ochrana pacientů před nežádoucím ozářením má v radioterapii své zvláštní rysy. Protože se často jedná o výkon zachraňující život pacienta, nelze pro ozáření pacientů uplatnit žádné limity dávek.

Aby se při radioterapii minimalizovala míra rizika nežádoucího ozáření, je nutné zabezpečit přesné dodání požadované dávky ($\pm 5\%$) do co nejpřesněji vymezeného a zaměřeného cílového objemu (± 2 mm). Toho lze dosáhnout stanovením správných pracovních postupů při kontrolách ozařovačů, při plánování léčby i v průběhu vlastního ozařování. Tyto postupy i všechny parametry, které mohou ovlivnit výsledek léčby (a současně s tím i radiační ochranu a bezpečnost pacienta a dalších osob), je třeba dodržovat, dokumentovat a pravidelně ověřovat a vyhodnocovat. Pravidla, která

stanovují jakým způsobem a pod čí odpovědností budou jednotlivé kroky radioterapeutického procesu realizovány, jsou zakotvena v programu zabezpečování jakosti.⁶⁾

1.4 Monitorování v radiační ochraně

Využívá se k bezpečnosti provozu pracovišť se zdroji ionizujícího záření, hlavně ke včasnému zjištění odchylek od normálního provozu, využívá se nejen k měření veličin charakterizujících radiační pole a dozimetrických veličin, ale i k interpretaci a hodnocení ozáření pracovníků a dalších osob.

1.4.1 Monitorování pracoviště

Je závislé na umístění ozařovny a účinnosti použitého stínění, dále na umístění a typu zdrojů a na charakteru práce s nimi. Jeho smyslem je pravidelně a periodicky ověřovat, zda v prostorách přilehlých k radioterapeutickým ozařovnám nepřekročily roční efektivní dávky hodnotu $250 \mu\text{Sv}$. V programu monitorování je třeba v prostorách kontrolovaného a sledovaného pásma definovat místa, ve kterých se provádí rutinní monitorování. Pro měření se používají zkalibrované přenosné dozimetry.

Kromě tohoto periodického monitorování se na všech pracovištích teleradioterapie a brachyterapie, kde jsou instalovány nebo používány radionuklidové zdroje záření, doporučuje zavést soustavné monitorování pomocí pevně instalovaných měřících systémů, které indikují zvýšení dávkového příkonu v daném prostoru a s pomocí zvukové a světelné signalizace upozorňují na překročení nastavené úrovně.⁷⁾

⁶⁾ KOLEKTIV AUTORŮ, Principy a praxe radiační ochrany, vydavatelství: Azin CZ, Praha 2000, ISBN 80-238-3703-6, str. 345 - 348

⁷⁾ KOLEKTIV AUTORŮ, Principy a praxe radiační ochrany, vydavatelství: Azin CZ, Praha 2000, ISBN 80-238-3703-6, str. 118

1.4.2 Osobní monitorování

Osobní monitorování slouží k určení individuálního zevního i vnitřního ozáření jednotlivých osob, či skupin osob. Pro účely monitorování, posuzování a hodnocení ozáření pracovníků se zdroji, se rozlišují dvě kategorie pracovníků:

- Kategorie A, což jsou pracovníci, kteří v rámci povolených činností nakládají se zdroji ionizujícího záření za takových podmínek, že mohou obdržet efektivní dávku 6 mSv ročně nebo ekvivalentní dávku na oční čočku, kůži a končetiny:

- oční čočka 150 mSv na kalendářní rok

- 1 cm² kůže 500 mSv na kalendářní rok

- končetiny 500 mSv na kalendářní rok (ruce od prstů po předloktí, nohy od chodidel ke kotníkům)

převyšující tři desetiny ročního limitu závažných nestochastických účinků; musí být pod pravidelným lékařským dozorem a musí být sledovány osobní dávky

- Kategorie B jsou ostatní pracovníci⁸⁾

V radioterapii je osobní monitorování zaměřeno přímo na zjišťování a hodnocení dávek, jež obdrží personál v kontrolovaném pásmu. Pro rutinní soustavnou dozimetrickou kontrolu je využíváno převážně filmových osobních dozimetrů, jež jsou každý měsíc odesílány a vyhodnocovány CSOD,s.r.o.

⁸⁾ KOLEKTIV AUTORŮ, Principy a praxe radiační ochrany, vydavatelství: Azin CZ, Praha 2000, ISBN 80-238-3703-6, str. 118 - 119

1.4.3 Monitorování pacientů

Obvykle se provádí pomocí termoluminiscenčních dozimetrů nebo polovodičových detektorů, kterými se ověřuje správnost předepsané dávky. Především se jedná o monitoring při prvním nastavení pacienta, při každé změně v ozařovacím plánu, pod stínícími bloky nebo při speciálních či nově zaváděných technikách, např. celotělové ozařování.⁹⁾

1.5 Osobní dozimetrie

K monitorování se používá monitorovací systém s osobními dozimetry uzpůsobenými typu, energii a rozsahu dávek ionizujícího záření, tvaru jeho pole a způsobu práce se zdrojem záření.¹⁰⁾

1.5.1 Filmové dozimetry

Filmové dozimetry patří k nejstarším prostředkům k záznamu IZ a používá se již od 19. století. Za dobu jeho používání se jeho složení několikrát změnilo tak, že může sloužit osobní dozimetrii ve spojení s dozimetrickou kazetou. Je schopen rozlišit typ, energii a směr dopadu záření na člověka a také povrchovou kontaminaci dozimetru a tím vyloučit falešné hodnoty naměřených dávek.

Filmový dozimetr je složen z dozimetrické kazety, kterou je možno připojit spojkou k dalším filmovým nebo k jiným např. termoluminiscenčním kazetám a která obsahuje v přední i zadní části (vnitřní straně) filtry. Při měření záření X, zejména ve zdravotnictví, jsou to filtry: prázdné okno, plastická tloušťka 0,05 mm, měď tloušťky 0,05 mm, 0,06 mm a 1,6 mm, sendvič olova s cínem tloušťky 0,06 mm.

⁹⁾ KOLEKTIV AUTORŮ, Principy a praxe radiační ochrany, vydavatelství: Azin CZ, Praha 2000, ISBN 80-238-3703-6, str. 368

¹⁰⁾ SINGER J., Dozimetrie ionizujícího záření, Jihočeská Univerzita v Českých Budějovicích, Zdravotně sociální fakulta 2005, ISBN 80-7040-752-2, str.39 - 40

Dozimetrický film je v kazetě v papírovém obalu. Po ozáření dozimetru vzniká interakcí elektronu s halogenidem stříbra a vyredukováním černého amorfního kovového stříbra zčernání filmu (značené OD – optická hustota).

Obraz, který je odrazem této interakce, se více zviditelní vyvolávacím procesem (pozn.: v papírovém balíčku se nacházejí dva filmy – jeden pro nižší a druhý pro vyšší dávky) v rentgenové vývojce o teplotě v rozmezí 18 – 22°C po dobu 15 – 25 minut podle druhu filmu.¹¹⁾



Obr. 2. nahoře - Filmový dozimetr s filtry a bakelitovým obalem, dole - příchytá kazetka s TLD

¹¹⁾ SINGER J., Dozimetrie ionizujícího záření, Jihočeská Univerzita v Českých Budějovicích, Zdravotně sociální fakulta 2005, ISBN 80-7040-752-2, str. 40 - 42

1.5.2 Veličiny dozimetrie ionizujícího záření

Tato skupina veličin vyjadřuje energii absorbovanou v látce, eventuálně její ionizující projevy. Lze je odvodit z veličin popisujících pole záření a ze součinitelů interakce, zpravidla se však definují přímo, protože se také přímo měří.

- **Aktivita:** - aktivita radioaktivní látky je počet radioaktivních přeměn za jednotku času
- jednotkou aktivity je 1 s^{-1} , pro niž se používá název becquerel (Bq)

$$A = A_0 \exp(-\lambda t)$$

- **Absorbovaná dávka :** - je definována jako poměr střední sdělené energie $d\bar{\epsilon}$ a hmotnosti objemového elementu dm v daném bodě, kterému byla energie předána
- jednotkou absorbované dávky je $\text{J} \cdot \text{kg}^{-1}$, pro který byl zaveden název Gray (Gy)

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm}$$

- **Dávkový příkon:** - je poměr přírůstku dávky dD za čas dt
- jednotkou je $\text{Gy} \cdot \text{s}^{-1}$

$$D = \frac{dD}{dt}$$

- **Kerma:** - je kinetickou energií uvolňovanou v látce
 - jednotkou Kermy je Gray (Gy)
 - je definována jako podíl součtu počátečních kinetických energií dE_k všech nabitých uvolněných nenabitými ionizujícími částicemi v elementu látky o hmotnosti dm a této hmotnosti:

$$K = \frac{dE_k}{dm}$$

- **Ekvivalentní dávka:** -je definována jako součet součinů absorbované dávky D ve tkáni T působením záření R a radiačního váhového faktoru w_R , kde se sčítají příspěvky od jednotlivých druhů záření
 - jednotka ekvivalentní dávky je Sievert (Sv)

$$H_T = \Sigma(w_R \cdot D)$$

- **Efektivní dávka:** - je součet všech vážených energií H_T ve všech orgánech a tkáních lidského těla
 - jednotka je Sievert (Sv)

$$E = \Sigma(w_T \cdot H_T)$$

- **Dávkový ekvivalent:** - je součin absorbované dávky D v uvažovaném bodě tkáně a jakostního činitele Q
 - jednotkou je Sievert (Sv)

$$H = D \cdot Q$$

- **Osobní dávkový ekvivalent:** - je dávkový ekvivalent v daném bodě pod povrchem těla v hloubce tkáně „d“
- jednotkou je Sievert (Sv)¹²⁾

$$H_p(10), H_s(0,07)$$

¹²⁾ KUNA P., NAVRÁTIL L. a KOLEKTIV, Klinická radiobiologie, I.vydání, vydavatelství: MANUS, Praha 2005, ISBN 80-86571-09-2, str. 15, 18 - 23

2. Cíle a hypotéza

Cíle:

- a) Zjistit, které činnosti a místa na Radioterapii jsou měřitelné pomocí EPD (elektronické osobní dozimetry)
- b) Změřit dávky při těchto činnostech
- c) Porovnat EPD a TLD (termoluminiscenční dozimetry)

Hypotéza:

Pacienti při některých ozářeních dostávají nezanedbatelnou dávku, která je měřitelná též pomocí EPD. Obdobně jsou měřitelná i místa v ozařovně.

3. Metodika

3.1 Ozařování

Ozařování probíhalo na onkologickém oddělení českobudějovické nemocnice a.s., kde bylo měřeno 9 pacientů s rakovinou prostaty, kteří byli ozařováni v průběhu měsíců listopad 2009 – duben 2010.

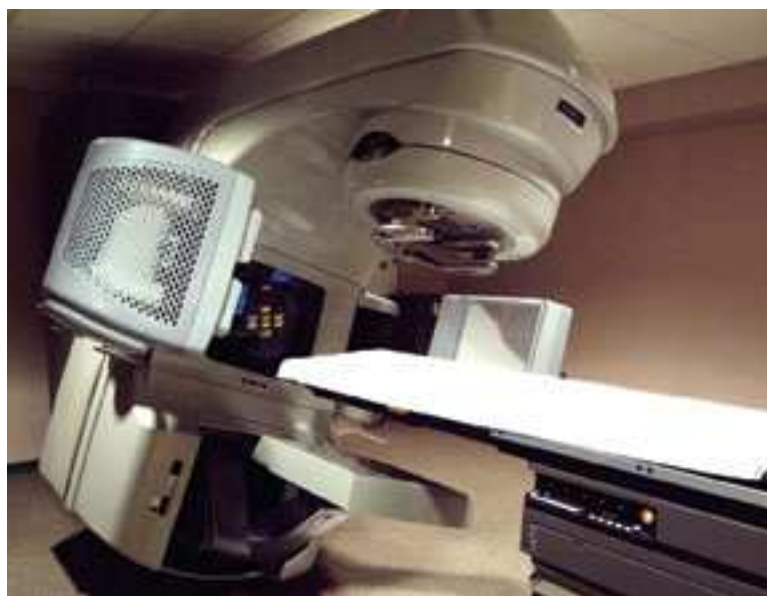
Onkologičtí pacienti jsou ozařováni pomocí lineárního urychlovače, v nemocnici se využívá LA se stojatou vlnou, jehož parametry jsou: výrobce Varian, typ 2100 C/D, SN 2292, má 2 svazky fotonového záření o energii 6MeV a 18MeV a 5 svazků elektronového záření o energii 6, 9, 12, 16 a 20 MeV. Multileaf kolimátor má 120 lamel, 60 párů, 40 šířky 5mm a 20 lamel šířky 10mm v izocentru. Dávkový příkon 100, 200, 300, 400, 500 a 600 MU/min pro fotonové svazky a 100, 200, 300, 400, 500, 700 a 1000 MU/min pro elektronové svazky. Nastavení dávky 1 - 999 MU, s krokem 1 MU. Velikost ozařovacího pole 5 x 5 až 40 x 40 cm v izocentru. Kalibrace 100 MU = 1Gy v referenční hloubce 5cm/SSD 95cm pro 6MeV a 10cm/SSD 90cm 18MeV. Elektronové svazky jsou kalibrovány na hodnotu 100MU = 1Gy v hloubce maxima příslušné energie.

Lineární urychlovač Varian 2100C/D

Jedná se o vysokofrekvenční lineární urychlovač, který je složen z:

- řídicí jednotky (řídicí počítač, komunikační počítač)
- modulátoru (transformátory pro napájení řídicích obvodů a výkonových částí)
- stativu (mechanický pohon ramene, vnitřní chlazení, klystron, zdroje, pomocné obvody)
- ramene (gantry) (urychlovací sekci, kolimátor svazku, magnet)
- stolu pro uložení pacienta (transparentní deska, úchytky příslušenství)

Princip urychlení je, že elektrony, které jsou vstřikovány elektronovou tryskou, jsou ve vysokofrekvenčním elektromagnetickém poli urychleny na rychlost cca 99,999% rychlosti světla a pomocí magnetu jsou otočeny o 270° směrem ke stolu pacienta. Elektrony jsou přímo použity k povrchovému ozáření anebo konverzí energie na atomech terčiku vzniká pronikavé fotonové záření pro hloubkovou terapii. Elektrony jsou rozptýleny folií na homogenní pole o velikosti max. 25 x 25 cm v izocentru, zatímco fotony jsou rozptýleny homogenizačním kuželem na velikost pole 40 x 40 cm v izocentru. Clony kolimátoru redukují max. velikost pole až na velikost 4 x 4cm podle léčebného záměru. Svazek je pulsní a klystron zesiluje vysokofrekvenční signál 2850MHz z pomocného generátoru na hodnotu 5MW. Vysokofrekvenční energie je vlnovodem vedena do urychlovací sekce.



Obr. 3. Vysokofrekvenční LA Varian 2100C/D (obrázek: zdroj nemocnice)

3.2 Měření

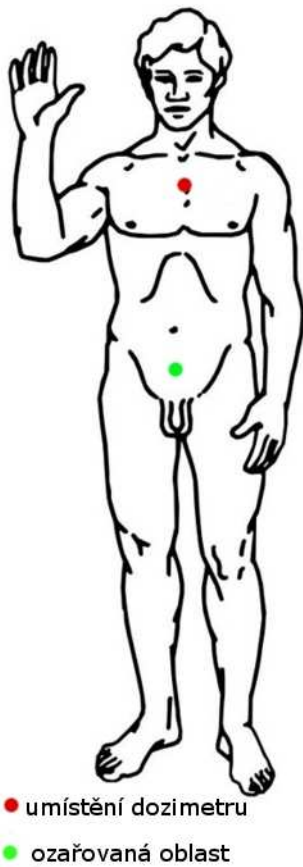
Měření bylo prováděno, jak již bylo řečeno na 9 pacientech, dále na 3 laborantech a na 3 místech na ozařovně. Měřilo se pomocí TL – dozimetrů a EP – dozimetrů.

Tab. 1. Celková dávka, kterou dostali pacienti během léčebného procesu:

	Celková dávka
Pacient č. 1.	D.L.D 2Gy/do 74Gy *
Pacient č. 2.	D.L.D 2Gy/do 66Gy
Pacient č. 3.	D.L.D 2Gy/do 74Gy
Pacient č. 4.	D.L.D 2Gy/do 74Gy
Pacient č. 7.	D.L.D 2Gy/do 74Gy
Pacient č. 8.	D.L.D 2Gy/do 76Gy
Pacient č. 9.	D.L.D 2Gy/do 74Gy

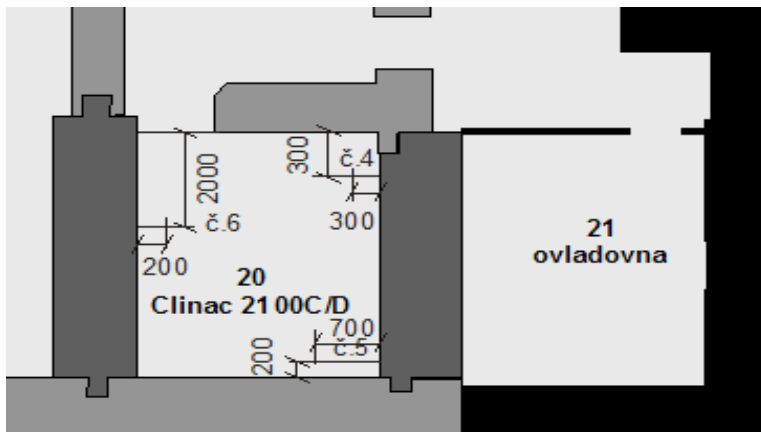
* **D.L.D 2Gy** (**D**enní **L**ožisková **D**ávka = dávka na jednu frakci do cílového objemu)/do 74Gy (celková dávka v cílovém objemu)

Obrázek lidského těla, kde byla ozařovaná oblast a kde byl umístěn dozimetr



Obr. 4. Místo kam byl umisťován EPD a místo, kde se nacházela ozařovaná oblast
(obrázek: <http://www.edupics.com/human-body-t9794.jpg>, staženo 21.4.2010)

Obrázek ozařovny, kde byli umístěny dozimetry č. 4,5,6



Obr. 5. Umístění dozimetrů na ozařovně (obrázek: nemocnice)

Podrobný plánec celého oddělení, viz kapitola 9, označen jako Obr. 20.

Termoluminiscenční dozimetry

Jsou to vhodné krystalické látky, v nichž ionizující záření vyvolává excitace a zachycení elektronů v energeticky vyšších stavech. Při zahřátí jsou zachycené elektrony uvolňovány. Látka vyzařuje světlo, fotony s maximem v intervalu vlnových délek 200 až 600 nm, jehož celková energie je úměrná energii ionizujícího záření pohlceného v látce. Detekce vyzářené energie je zpravidla prováděna scintilačními detektory. Používají se různé druhy TL – materiálů, mezi nejznámější patří různými stopovými prvky dopované LiF, CaF₂, MgBeO₄, BeO, atd.¹³⁾

¹³⁾ KOLEKTIV AUTORŮ, Principy a praxe radiační ochrany, vydavatelství: Azin CZ, Praha 2000, ISBN 80-238-3703-6, str. 132

Parametry využívaných TLD:

- Využívaná TL - Skla :

1) Harshaw TLD Dosimeter Materiál, TLD - 100 RIBBON, 1/8x1/8x 0.35, BICRON NE, 6801Cochran Road, Solon, 44139 OHIO

2) disk Φ 5/16 x 1/32



Obr. 6. TL – skla Obr. 7. Vyhodnocovací sada TLD

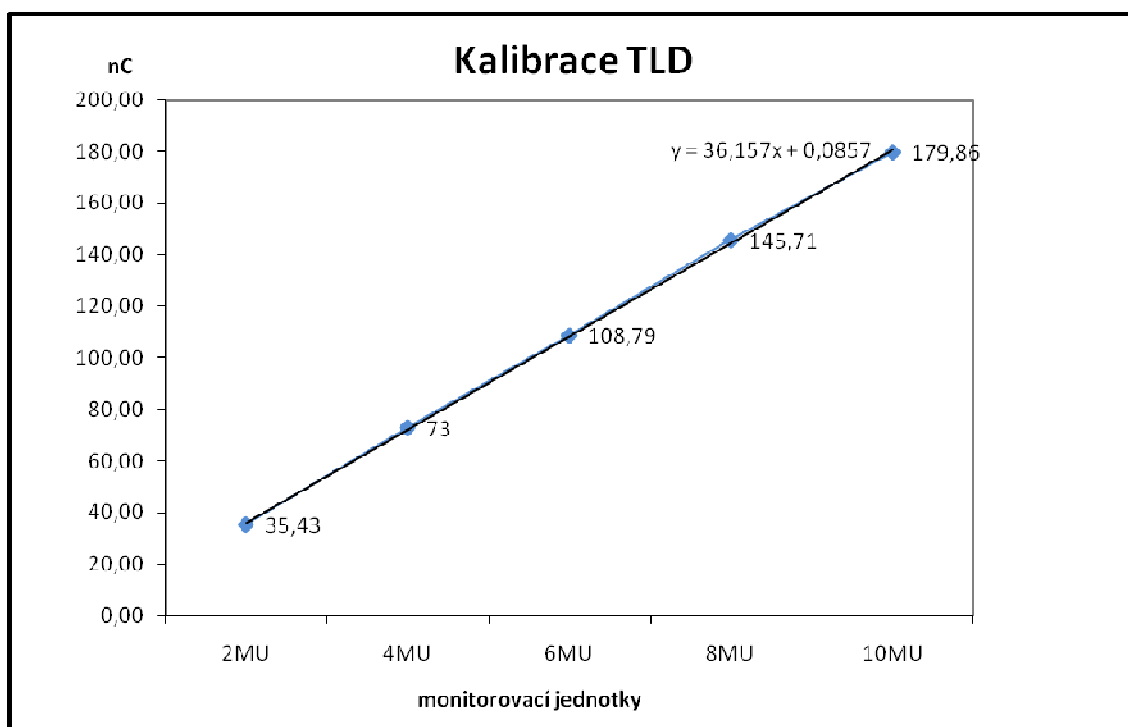
- vyhodnocovací zařízení: HARSHAW TLD SYSTEM 4000, v.č. 204 281



Obr. 8. Harshaw TLD systém 4000

Kalibrace TLD

Provádí se za referenčních podmínek pro energii 6MeV, ve vodním fantomu



Obr. 9. Kalibrační křivka pro TLD

Elektronický osobní dozimetr (EPD)

S vývojem miniaturizací elektroniky, výpočetní techniky, s jejich ekonomickou dostupností nabyly na významu. Zpravidla pracují na bázi GM – detektorů (vhodné detektory jsou schopny detekovat fotony o energii vyšší než 30 keV), či v poslední době polovodičových – Si – detektorů (z nichž každý má jinou energetickou závislost) umožňují současné měření několika dozimetrických veličin $H_p(10), H_p(0,07)$, někdy také označováno jako $H_s(0,07)$ a to odděleně pro záření gama a beta (s energií vyšší než 250keV). Elektronické dozimetry lze použít jak pro měření dávky, tak dávkového příkonu. Z počátku se používaly jako operativní dozimetry převážně v jaderných elektrárnách, v poslední době se jejich použití rozšiřuje a začínají se používat

dozimetrickými službami i jako legální dozimetry tzn. jako dozimetry vhodné pro měření ozářených osob vzhledem k limitům. Při spojení EPD s kódovanou kartou a počítačovým vyhodnocením odezvy dozimetru lze stanovit nejen rozdělení dávky, kterou osoba obdržela v daném časovém intervalu, ale i v kterém pracovním místě, příp. při jaké pracovní činnosti. Systém dovoluje i celostátní automatizovanou registraci dávek a jejich hodnocení.¹⁴⁾

EPD DMC 2000 XB

Tento model je nejnovější z modelů DMC 2000, dříve byly firmou Merlin Gerin uvedeny na trh modely DMC 2000 X a S. DMC 2000 XB se od ostatních liší dalšími funkcemi displeje vztaženými k sekundárnímu měření.

Tyto dozimetry pracují ve dvou režimech a to v PAUSE a MEASUREMENT (měření). V režimu PAUSE se měření neprovádí, předchozí údaje jsou zaznamenány a mohou být zobrazeny. V režimu MEASUREMENT se provádí a zobrazuje kontinuální měření.

DMC 2000 XB je tvořen vysoce odolným PVC, na oděv se umístí pomocí přichytného klipu. Je odolný vůči pádu z výšky 1,5 m. Naměřené hodnoty byly odečítány přímo z displeje nebo pomocí počítačové čtečky a programu DOSISMASS.

¹⁴⁾ KOLEKTIV AUTORŮ, Biofyzika v medicíně, vydavatelství: MANUS, Praha 2003, I. vydání, ISBN 80-86571-03-3, str. 134



Obr. 10. DMC 2000 XB, pohled zepředu: dozimetr je opatřen detektorem, vstupním okénkem pro detekci IZ, funkčním tlačítkem, pohled zezadu: přichytný klip, kryt baterie, pohled ze shora: funkční displej

Technické parametry DMC 2000 XB:

- rozměry dozimetru: 84 x 48 x 17,5 mm
- hmotnost dozimetru: nižší než 50 g (včetně baterie)
- referenční norma: IEC 61526
- druh záření: gama, X – záření, beta
- rozsah dávky: 1 μ Sv – 10 SV
- rozsah dávkového příkonu: 0,1 μ Sv/h – 10 Sv/h
- linearita dávkového příkonu: menší než ± 10 % až do 1Sv/h
menší než ± 25 % až do 10 Sv/h
- Energetická odezva $H_p(10)$: od 20 keV až do 3 MeV $\leq \pm 30$ %
od 3 MeV až do 6 MeV $\leq \pm 50$ %
- Energetický rozsah X a gama: od 20 keV až do 6 MeV
- Přesnost měření: menší ± 5 % (^{137}Cs při 0,2 mSv/h)
- Napájení: Baterie LiMnO₂: CR 2450 RENATA nebo TOSHIBA
- Ochrana proti elmag. Rušení: vyhovuje normám EEC 89/336, EEC 73/23 a test do 40GHz při 10V/m

- Životnost baterií: vyšší než 1 rok (8 hod/den) nebo 6 měsíců nepřetržitého provozu

3.3 Vyhodnocení

Pro vyhodnocení naměřených hodnot jsem použila vzorce pro výpočet:

- Aritmetického průměru: $\bar{x} = \frac{\sum x_i}{n}$
- Směrodatné odchyly výběru: $s = \sqrt{\frac{\sum (x - x_i)^2}{n - 1}}$
- Procentuální odchyly: $s [\%] = \left(\frac{s}{\bar{x}}\right) \cdot 100$
- Celkový $H_p(10)$: $d = \bar{x} \cdot n$
 $n \dots$ počet ozařování
- Všechny výpočty byly prováděny pomocí Excelu, výsledky byly uvedeny do tabulek a některé byly použity i ke zhotovení grafů.

4. Výsledky

Tab. 2. Průměrné hodnoty ($\bar{x} H_p(10)$), jejich směrodatné odchylky výběru (s), procentuální odchylky ($s\%$), počet ozařování (n) a celkový $H_p(10)$ za počet ozařování u každého pacienta

	$\bar{x} H_p(10)$ [mSv]	s [mSv]	$s\%$	n	Celkový $H_p(10)$ [mSv]
Pacient č. 1.	0,291	0,008	2,861	21	6,111
Pacient č. 2.	0,311	0,009	2,862	14	4,354
Pacient č. 3.	0,263	0,016	6,157	20	5,260
Pacient č. 4.	0,212	0,002	0,837	19	4,028
Pacient č. 5.	0,272	0,002	0,769	21	5,712
Pacient č. 6.	0,210	0,001	0,625	25	5,250
Pacient č. 7.	0,248	0,003	1,042	28	6,944
Pacient č. 8.	0,157	0,001	0,503	29	4,944
Pacient č. 9.	0,228	0,001	0,386	32	7,296

Tab. 3. Hodnoty naměřené u laboranta č. 1., za určité měsíce pomocí EPD a filmových dozimetřů

Měsíc	EPD [mSv]	Filmové dozimetry [mSv]
Listopad (2009)	0,067	< 0,10
Prosinec (2009)	0,202	< 0,10
Leden (2010)	0,024	< 0,10
Únor (2010)	0,102	< 0,10
Březen (2010)	0,148	< 0,10
Duben (2010)	0,104	-

Tab. 4. Hodnoty naměřené u laboranta č. 2., za určité měsíce pomocí EPD a filmových dozimetrů

Měsíc	EPD [mSv]	Filmové dozimetry [mSv]
Listopad (2009)	0,105	< 0,10
Prosinec (2009)	0,164	< 0,10
Leden (2010)	0,094	< 0,10
Únor (2010)	0,092	< 0,10
Březen (2010)	0,112	< 0,10
Duben (2010)	0,097	-

Tab. 5. Hodnoty naměřené u laboranta č. 3., za určité měsíce pomocí EPD a filmových dozimetrů

Měsíc	EPD [mSv]	Filmové dozimetry [mSv]
Listopad (2009)	0,058	< 0,10
Prosinec (2009)	0,167	< 0,10
Leden (2010)	0,088	< 0,10
Únor (2010)	0,079	< 0,10
Březen (2010)	0,096	< 0,10
Duben (2010)	0,096	-

Tab. 6. Dávka naměřená na ozařovně dozimetrem č. 4., za určitý počet dní

Počet dní	EPD [mSv]
17	38,90
54	123,50
77	215,00
104	325,00
134	432,40
163	518,30

Tab. 7. Dávka naměřená na ozařovně dozimetrem č. 5. za určitý počet dní

Počet dní	EPD [mSv]
17	45,17
54	138,00
77	200,10
104	338,60
134	443,30
153	491,2
163	518,3

Tab. 8. Dávka naměřená na ozařovně dozimetrem č. 6. za určitý počet dní

Počet dní	EPD [mSv]
17	96,17
54	257,10
77	478,00
104	651,00
118	717,80
126	750,10
134	817,75
163	943,20

Tab. 9. Porovnání EPD a TLD za měsíc březen 2010

	EPD [mSv]	TLD[mSv]
Laborant č. 1.	0,148	0,030
Laborant č. 2	0,112	0,007
Laborant č. 3.	0,096	0
	EPD [mSv]	TLD[mSv]
Ozařovna č. 4.	107,40	62,292
Ozařovna č. 5.	104,70	74,149
Ozařovna č. 6.	166,75	-

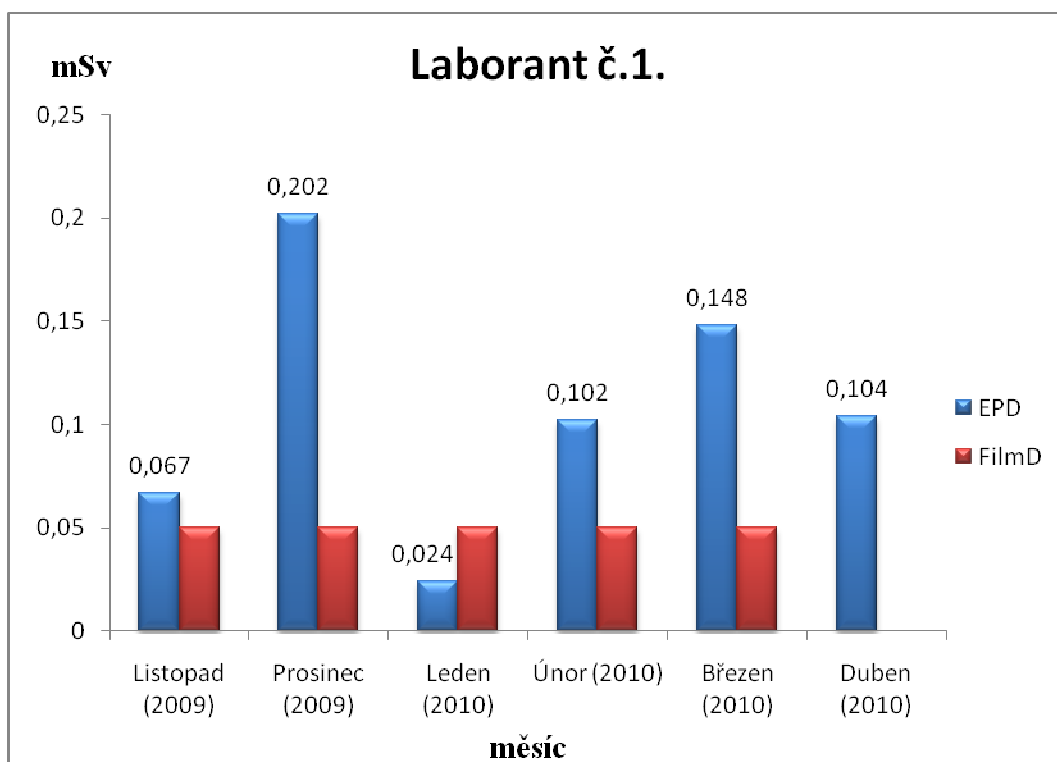
Tab. 10. Porovnání EPD a TLD za měsíc duben 2010

	EPD [mSv]	TLD[mSv]
Laborant č. 1.	0,104	0,079
Laborant č. 2	0,097	0,013
Laborant č. 3.	0,096	0,030
	EPD [mSv]	TLD [mSv]
Ozařovna č. 4.	85,90	58,864
Ozařovna č. 5.	75,00	64,119
Ozařovna č. 6.	125,45	216,535

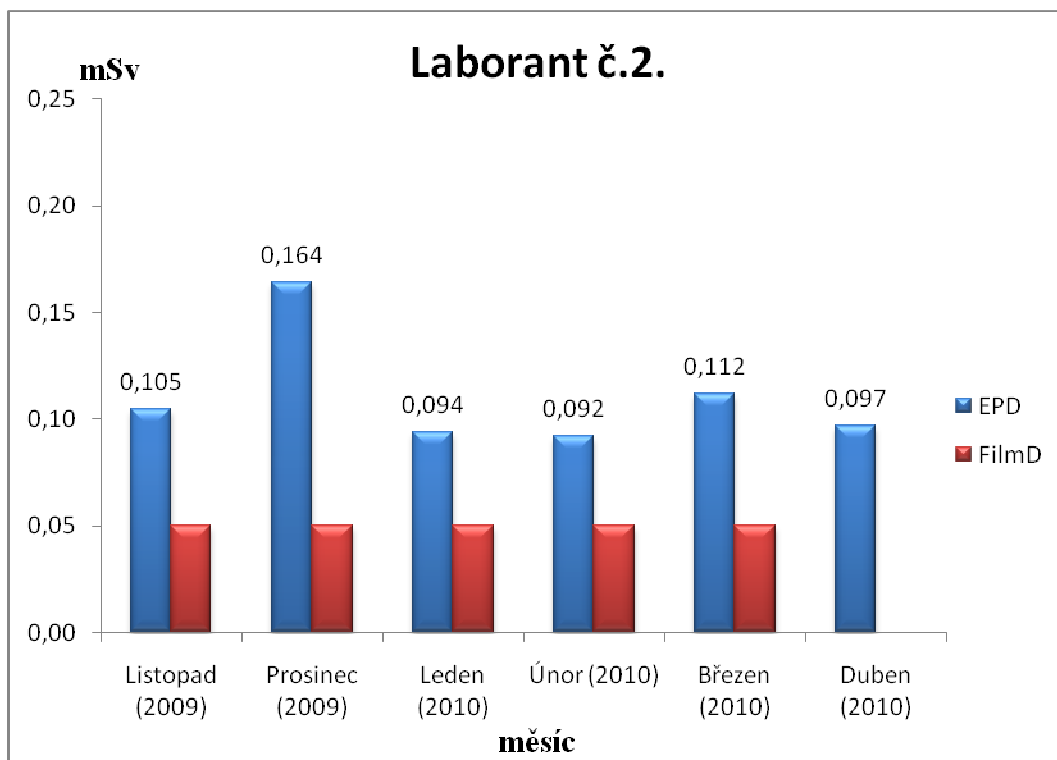
5. Diskuse

Onkologičtí pacienti českobudějovické nemocnice a.s., kteří byli léčeni s rakovinou prostaty, dostali během léčby do cíleného objemu průměrnou dávku 73 Gy. Mým úkolem bylo změřit osobní dávkový ekvivalent pomocí EPD v místě mimo ozařovanou oblast, kterou byl hrudník. Průměrné a celkové osobní dávkové ekvivalenty jsou uvedeny v Tab. 2. Celkové hodnoty $H_p(10)$ byly poměrně vysoké, vzhledem ročnímu dávkovému limitu 1 mSv. Poněvadž se, ale jedná o lékařský úkon, při němž jsou pacienti léčeni pomocí ionizujícího záření, nelze tyto dávky limitovat.

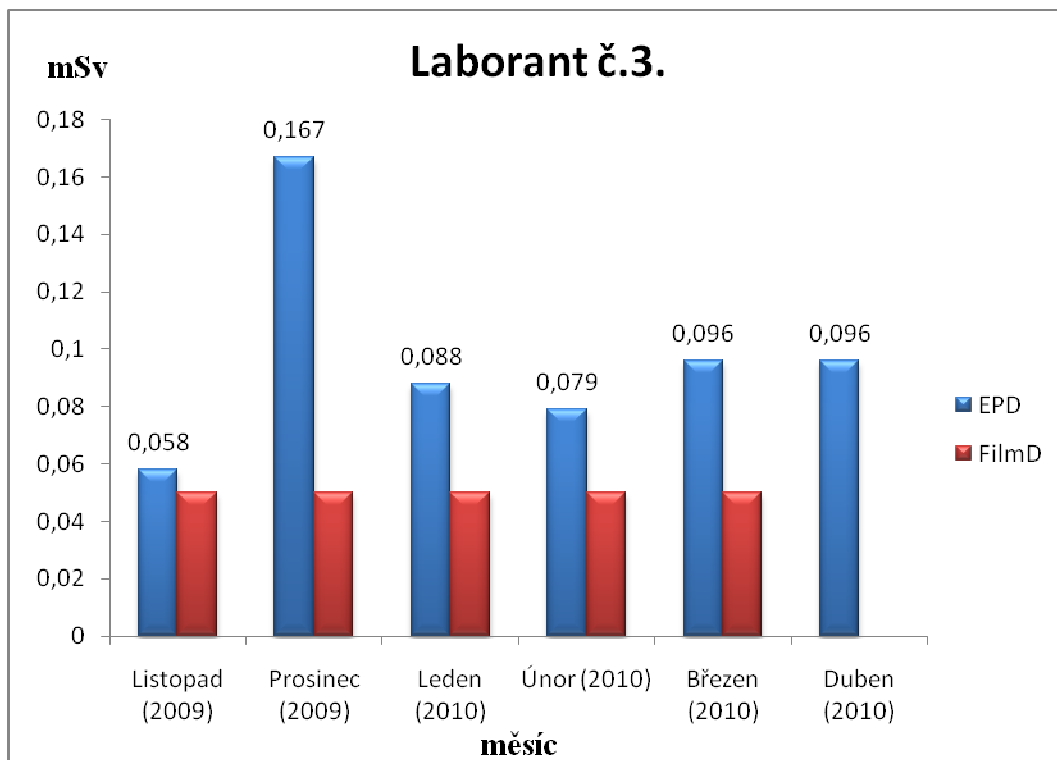
Zaměstnanci radioterapeutického oddělení jsou monitorováni pomocí filmových dozimetrů, které jsou každý měsíc vyhodnocovány CSOD, s.r.o. Hodnoty těchto osobních dávkových ekvivalentů jsou pod Minimálními detekovatelnými hodnotami a jsou tedy uváděny $< 0,10$ mSv. I při činnostech laborantů jsem využila EPD, abych porovнала hodnoty filmových a elektronických dozimetrů, které zaznamenávají Tab. 3. – 5. nebo jsou níže zpracovány v obrázcích. Hodnota filmových dozimetrů $< 0,10$ mSv byla v obrázcích nahrazena hodnotou 0,05 mSv.



Obr.č.11. Dávky naměřené u laboranta č.1. pomocí EPD a filmových dozimetřů během daných měsíců



Obr.č.12. Dávky naměřené u laboranta č.2. pomocí EPD a filmových dozimetřů během daných měsíců

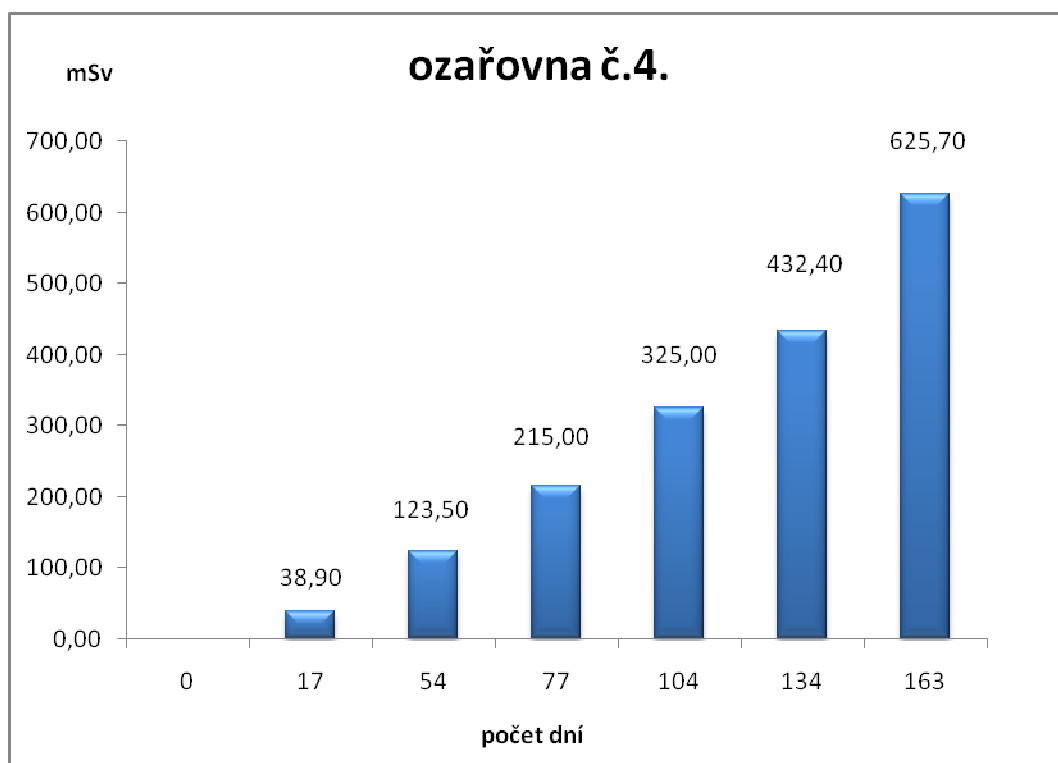


Obr.č.13. Dávky naměřené u laboranta č.1. pomocí EPD a filmových dozimetrů během daných měsíců

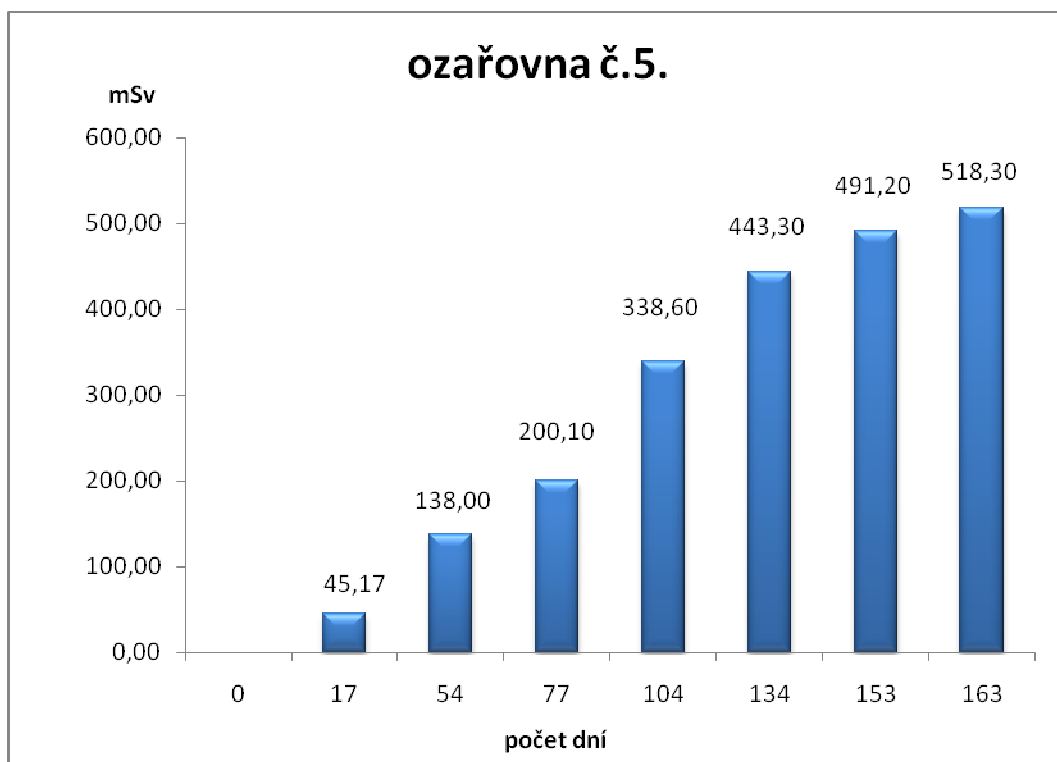
Na těchto obrázcích jsou zaznamenány hodnoty filmových a elektronických osobních dozimetrů v průběhu měsíců listopad 2009 – duben 2010. Kdy EPD poskytují podrobnější hodnoty než filmové dozimetry vyhodnocené CSOD, s.r.o. Jak je z obrázku zřetelné, hodnoty jednotlivých laborantů se příliš neliší. Tyto odlišnosti mohly být způsobeny různými místy a dobou činnosti laborantů.

Všichni 3 laboranti mají nejvyšší hodnotu v prosinci 2009, tyto vysoké hodnoty mohly být způsobeny větším množstvím ozařovaných pacientů a tím i delším časovým obdobím, kdy laborant setrval v kontrolovaném pásmu.

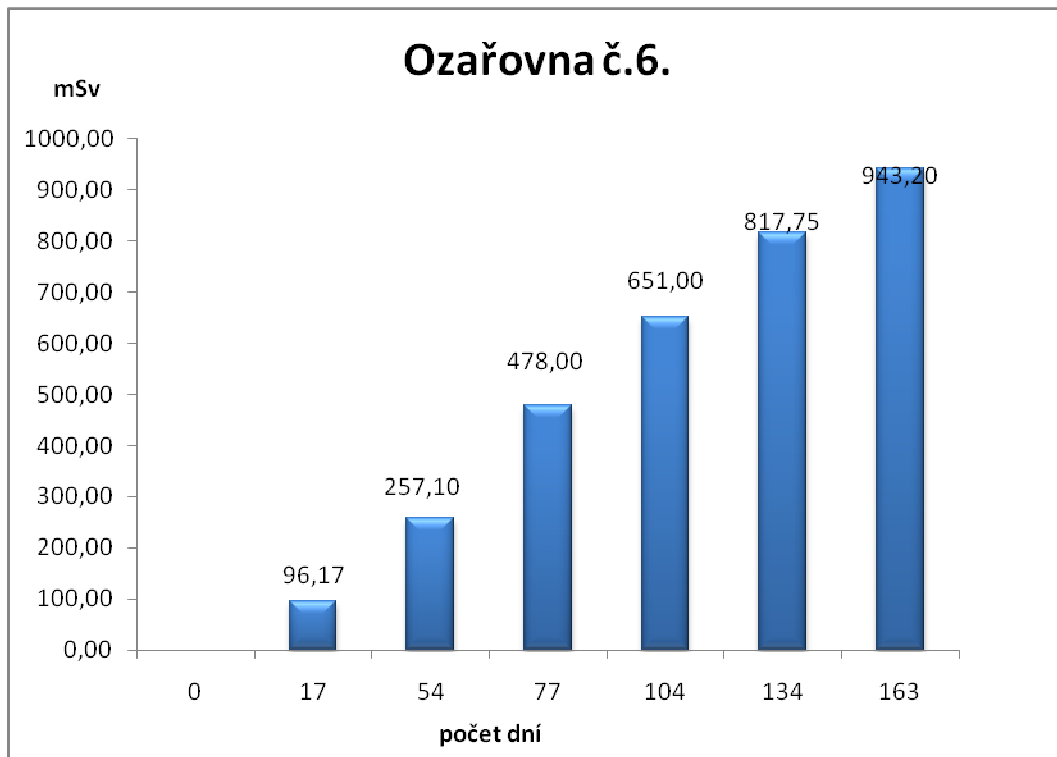
Další měření jsem prováděla na jedné z ozařoven, kde byly dozimetry rozmístěny v okolí lineárního urychlovače. Měření jsem prováděla kontinuálně a hodnoty jsem odečítala po určitém počtu dní. Výsledky těchto měření jsou zaneseny v Tab.6. - 8. nebo jsou níže zpracovány v obrázcích.



Obr.č. 14. Závislost dávky na počtu dní, naměřená EPD na ozařovně č. 4.



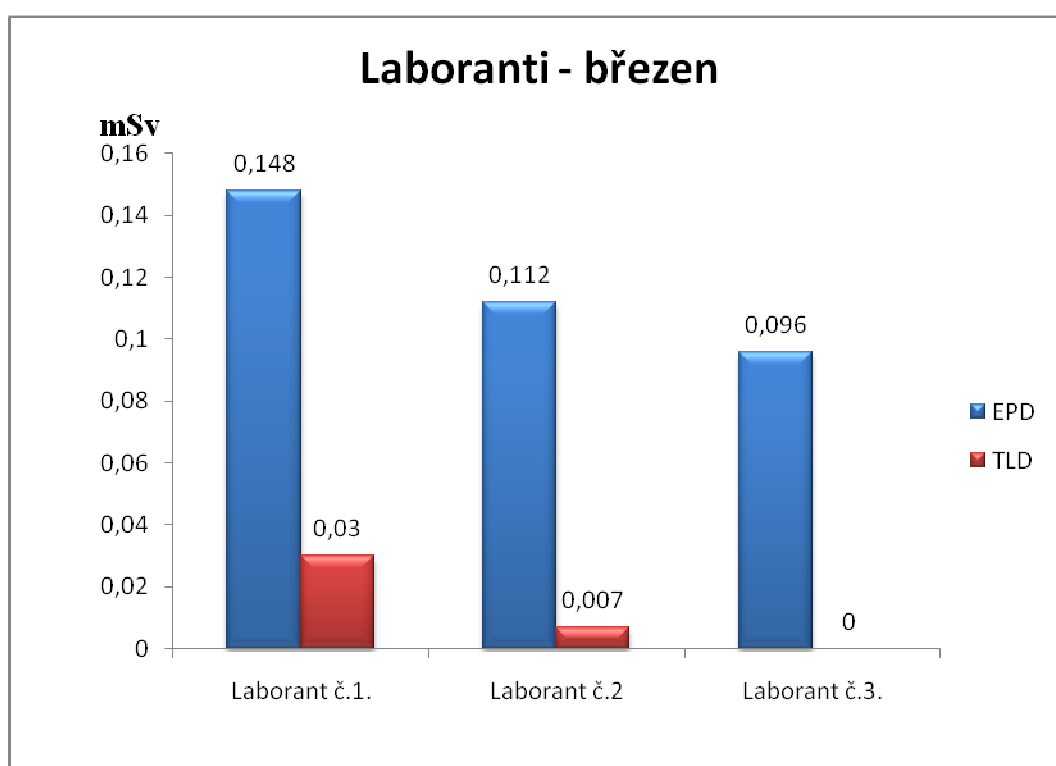
Obr. č.15. Závislost dávky na počtu dní, naměřená EPD na ozařovně č. 5.



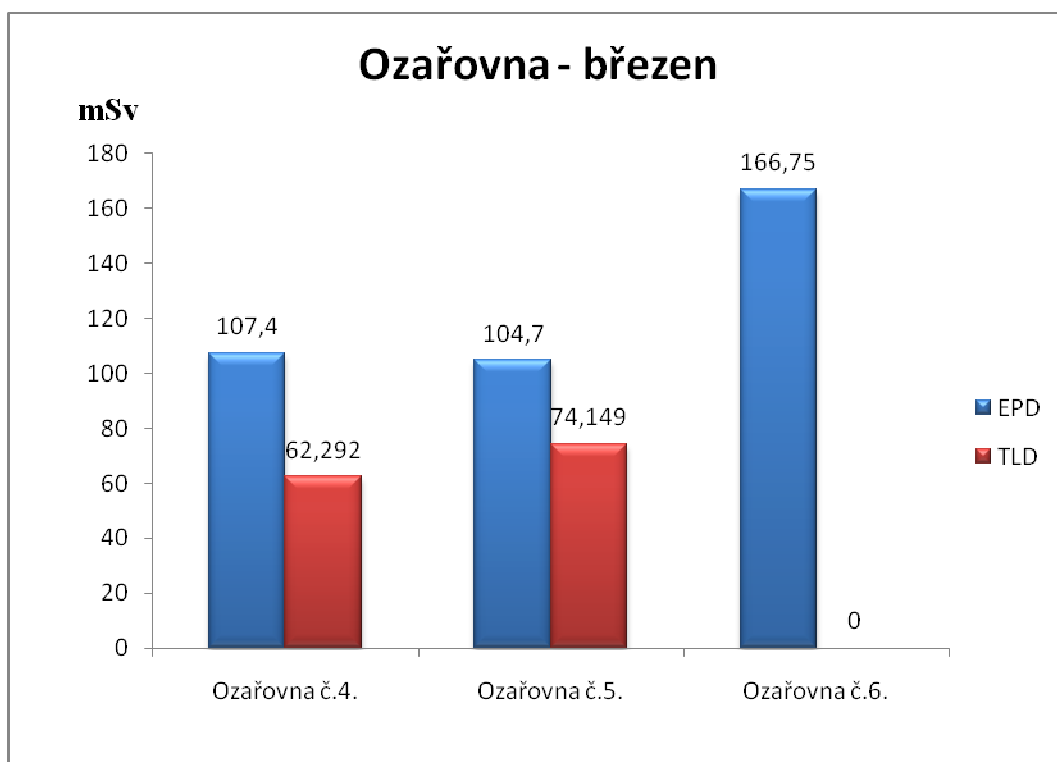
Obr.č.16. Závislost dávky na počtu dní, naměřená EPD na ozařovně č.6.

Z obrázků je zřetelný dávkový přírůstek závislý na počtu dní, tento přírůstek by měl být lineární. Jednotlivé naměřené hodnoty jsou poměrně rozdílné. Tyto rozdíly jsou způsobeny různým umístěním dozimetrů, kdy se některé EPD nacházely ve větší blízkosti zdroje a některé byly více vzdáleny.

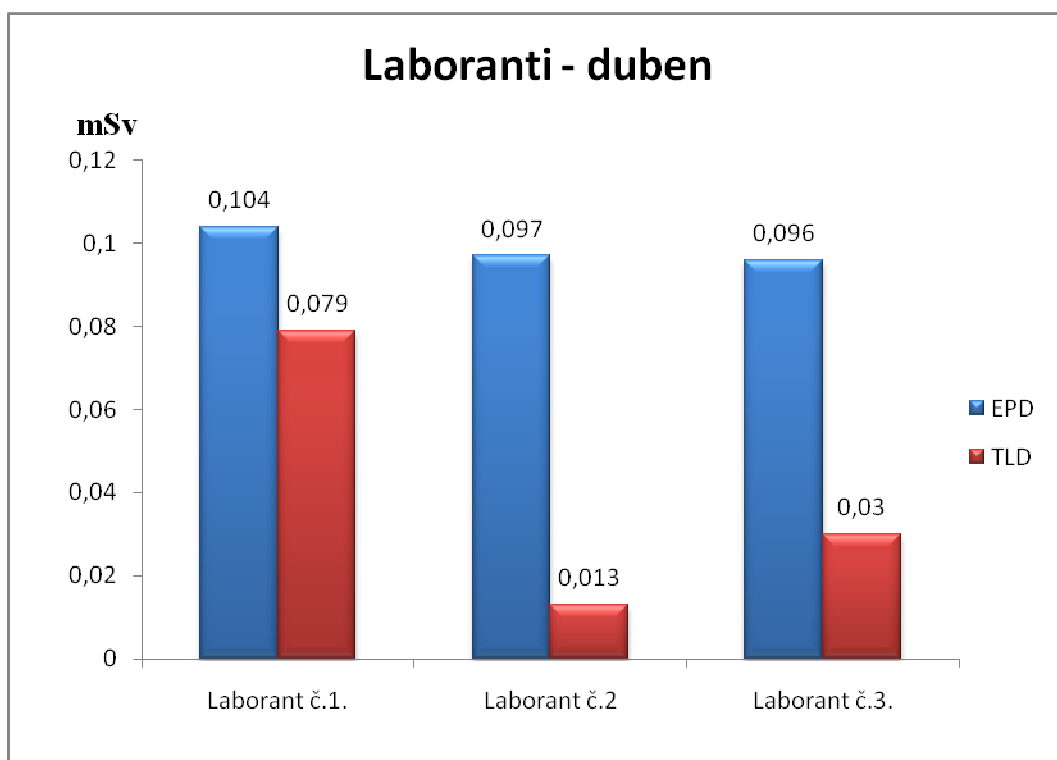
Laboranty a ozařovnu jsem měřila ještě pomocí TLD, kdy jsem měla tyto hodnoty porovnávat s hodnotami naměřenými pomocí EPD. Porovnání EPD a TLD za měsíce březen a duben je zaznamenáno v Tab. 9. a Tab. 10. nebo níže v uvedených obrázcích.



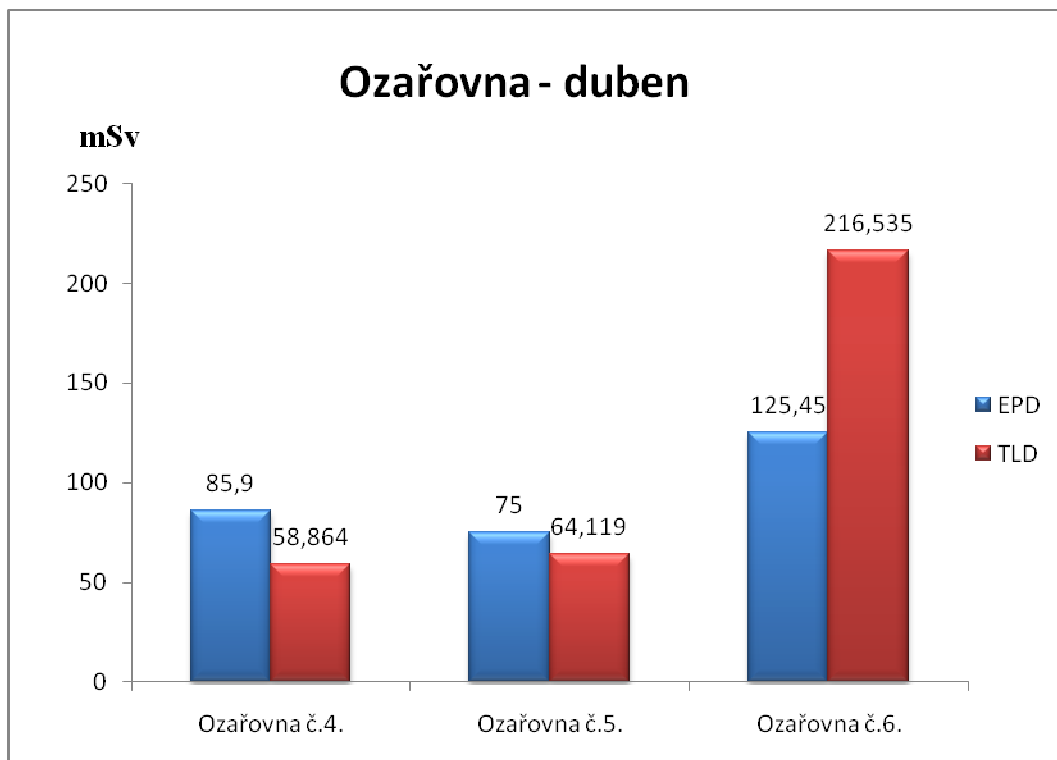
Obr. č.17. Porovnání EPD a TLD za měsíc březen u laborantů



Obr.č.18. Porovnání EPD a TLD za měsíc březen na ozařovně



Obr.č.19. Porovnání EPD a TLD za měsíc duben u laborantů



Obr.č.20. Porovnání EPD a TLD za měsíc duben na ozařovně

Při porovnání EPD a TLD jsem zjistila, že pomocí obou těchto dozimetrů lze na radioterapii měřit. Hodnoty TLD jsou ve většině případů nižší, což může být způsobeno vyšší citlivostí EPD.

6. Závěr

Zaměstnanci oddělení radioterapie v českobudějovické nemocnici, jsou monitorováni pomocí osobních filmových dozimetrů. Cílem mojí práce bylo zjistit jaké činnosti a místa na radioterapii lze změřit pomocí EPD. Mezi tato místa patřila ozařovna a mezi tyto činnosti patřilo měření osobního dávkového ekvivalentu u pacientů během ozařování a laborantů při jejich běžné práci.

Po půlročních experimentech jsem zhodnotila, že všechny tyto činnosti a místa, jsou pomocí těchto dozimetrů měřitelná. EPD by mohly v budoucnu nahradit dozimetry filmové, vzhledem ke schopnosti podávat okamžité aktuální informace o naměřených hodnotách, lehce čitelných přímo s displeje. Tento dozimetr má bohužel i své nevýhody, mezi něž patří jeho vysoká cena a životnost baterií. Dalším cílem bylo porovnání EPD a TLD, při tomto měření jsem zjistila, že v radioterapii lze měřit pomocí obou těchto dozimetrů. K podrobnějším výsledkům by bylo zapotřebí většího množství výsledků, získaných dlouhodobějším měřením.

Při měření ozařovaných pacientů jsem zjistila, že dostávají nezanedbatelnou dávku mimo ozařovanou oblast, čímž jsem potvrdila hypotézu a cíle práce jsem také splnila.

7. Seznam použité literatury

Monografie:

KOLEKTIV AUTORŮ, Principy a praxe radiační ochrany, vydavatelství: Azin CZ, Praha 2000, I. vydání, ISBN 80-238-3703-6, (str. 619)

P. ŠLAMPA, J. PETERA ET AL., Radiační onkologie, vydavatelství: Galén, Praha 5, Karolinum, Praha 1 2007, ISBN 978-80-7261-469-0 (Galén), ISBN 978-80-246-1443-4 (Karolinum), (str.457)

KOLEKTIV AUTORŮ, Biofyzika v medicíně, vydavatelství: MANUS, Praha 2003, ISBN 80-86571-03-3, (str. 398),

AUTORSKÝ KOLEKTIV, Medicínská biofyzika, vydavatelství: GRADA, Praha 2005, ISBN 80-247-1152-4, (str. 524),

I. HRAZDÍRA, V. MORSTEIN, J. ŠKORPÍKOVÁ, Základy biofyziky a zdravotnické techniky, vydavatelství: Neptun, Brno 2006, ISBN 80-86850-01-3, (str. 308)

P. KUNA, L. NAVRÁTIL A KOLEKTIV, Klinická radiobiologie, vydavatelství: MANUS, Praha 2005, ISBN 80-86571-09-2, (str. 222)

J.McKAYOVÁ, N.HIRANOOVÁ, Jak přežít chemoterapii a ozařování, vydavatelství: TRITON, Praha 2005, ISBN 80-7254-542-6, (str. 206),

E. JOACHIMOVÁ, R. SVOBODA, Rakovina země neznámá, vydala: Eva Babická Praha 2001, ISBN 80-238-6850-0, (str.235)

GENDT JOSEF, Detektory ionizujícího záření, vydavatelství: ČVUT, Praha 6 1996, ISBN 80-01-01229-8

L. MUSÍLEK, J.ŠEDA, J. TROUSIL, Dozimetrie ionizujícího záření, Ediční středisko ČVUT, Praha 6 1992, ISBN 80-01-00812-6

F. M. KHAN, The Physics of Radiation Therapy, vydavatelství: Williams&Wilkins, 1994, ISBN 0-683-04502-4

J. HEŘMANSKÁ, J.SINGER, Klinická dozimetrie, Jihočeská Univerzita v Českých Budějovicích 2005, ISBN 80-7040-759-X, (str.60)

J.SINGER, Dozimetrie ionizujícího záření, Jihočeská Univerzita v Českých Budějovicích 2005, ISBN 80-7040-752-2, (str.67)

Nepublikované texty:

Elektronický osobní dozimetr DMC 2000 S/X/XB, Uživatelská příručka

Harshaw, TLD File Manager System, Ver. 2.50 User's Manual, Release Data April 27, 1989. Engelhard Corp., Harshaw Crystals&Electronics Div., 6801 Cochran Road, Solon, 44139 Ohio U.S.A.

Harshaw/QS TLD SYSTÉM 4000 READER, User's Manual, Solon Technologies, Inc., Release Date November 7, 1991

Instruction Manual for PTW- TLD Oven, PTW Freiburg, Lörracher Str. 7, D- 7800 Freiburg

Internetové odkazy:

<<http://rakovinaplic.cz/radioterapie>> staženo: 19.4.2010

<<http://www.lecba-rakoviny.cz/radioterapie>> staženo: 16.3.2010

<<http://www.linkos.cz/pacienti/lecba/radioterapie.php>> staženo: 16.3.2010

<<http://www.edupics.com/human-body-t9794.jpg>> staženo: 21.4.2010

8. Klíčová slova

Radioterapie

EPD

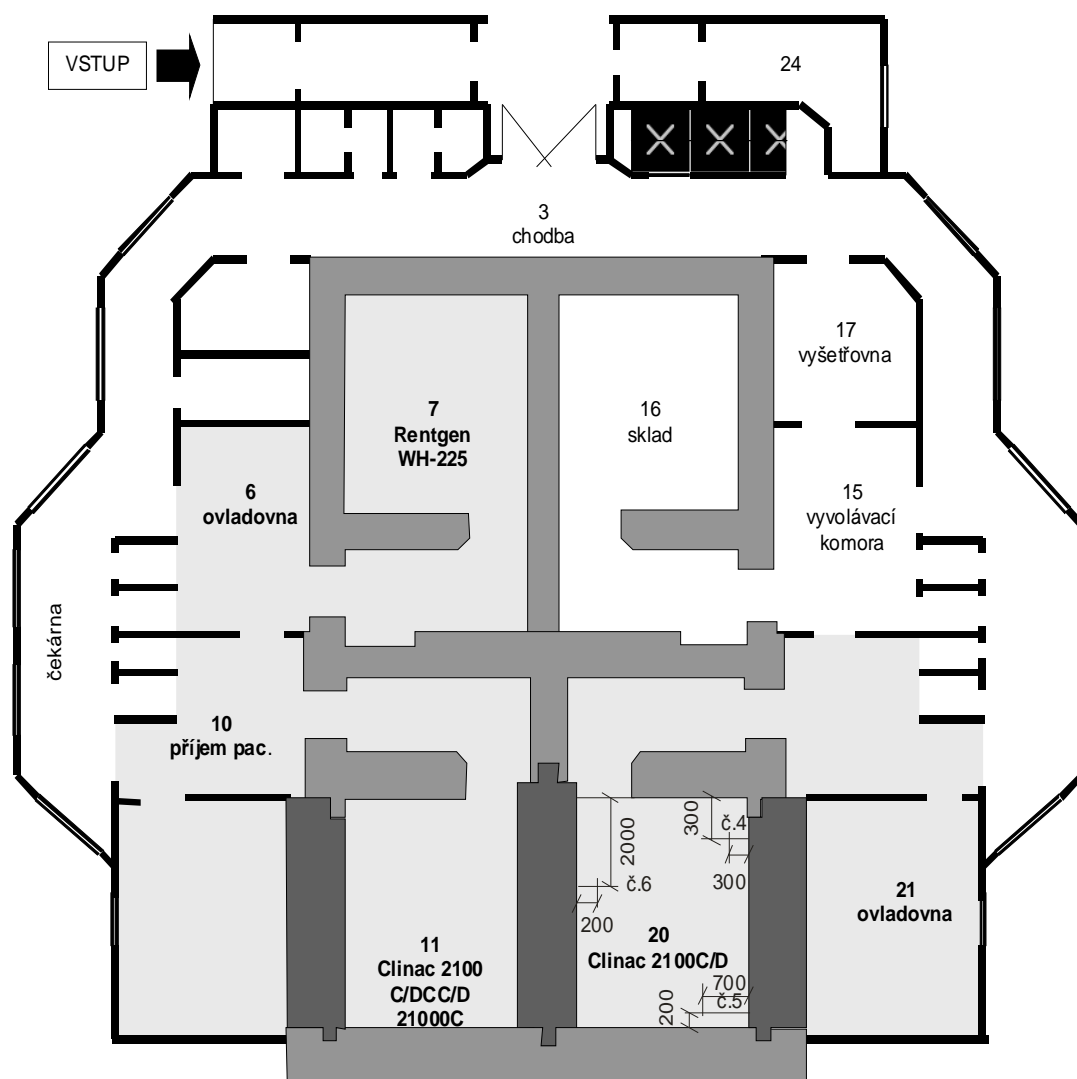
TLD

Filmové dozimetry

Lineární urychlovač

Osobní dávkový ekvivalent

9. Příloha



Obr. 21. Podrobný plánec radioterapeutického pracoviště, dole: ozařovna se zakresleným umístěním EPD