

Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích
Zdravotně sociální fakulta

**Měření osobních dávek pacientů v radioterapii mimo
centrální svazek ionizujícího záření pomocí elektronického
osobního dozimetru**

Diplomová práce

Autor práce: Renáta Chylíková Bc.
Studijní program: Ochrana obyvatelstva
Studijní obor: Civilní nouzová připravenost

Vedoucí práce: Ing. Jan Singer, CSc.

Datum odevzdání práce: 20. květen 2013

Abstrakt

Měření osobních dávek pacientů v radioterapii mimo centrální svazek ionizujícího záření pomocí elektronického osobního dozimetru

V úvodní části diplomové práce jsem se zaměřila především na historický vznik radioterapie, z čeho vznikla a jak se vyvíjela, protože radioterapie je jeden z nejdůležitějších oborů v medicíně, a to zejména proto, že každý den dochází k ozařování tisíců osob pro různá nádorová i nenádorová onemocnění. Proto jsem se také zaměřila na oblast, kde popisují ionizující záření. Vzhledem k tomu, že toto záření je nezbytnou součástí při ozařování nádorového onemocnění. S ionizujícím zářením souvisí také radiační ochrana. V této části jsem se zaměřila na historický přehled vzniku radiační ochrany a část jsem věnovala principům a veličinám v této oblasti. Dále jsem vybrala z české legislativy zákony, vyhlášky a nařízení vlády, kde jsou definována různá opatření, která právně ošetřují tuto problematiku. Z radiační ochrany vychází i monitorování pacientů, pracoviště a personálu. To vše je spjato s měřením a vyhodnocením obdržených osobních dávek. Zde se dostávám do oblasti dozimetrie, kdy jsem v práci popsala různé dozimetry, které se v praxi používají.

Cílem této diplomové práce je měření osobních dávek pacientů při ozařování hlavy a krku pomocí elektronického osobního dozimetru na radioterapeutickém pracovišti v Nemocnici České Budějovice a. s. Vycházela jsem z hypotézy, zda dávky ozařování, jež dostávají pacienti s nádory hlavy a krku mimo primární svazek záření jsou nezanedbatelné.

Ve své práci jsem využila všech dostupných zdrojů, jak zahraniční literatury, tak i české literatury pro teoretickou část. V praktické části jsem využila metodu číselné statistiky, tedy kvantitativní metody.

Výzkumná část práce probíhala na radioterapeutickém pracovišti v Nemocnici České Budějovice a. s. Ozařování pacientů s nádory v oblasti hlavy a krku probíhalo na lineárním urychlovači. Každý pacient měl vyrobenou masku, na kterou se v době

ozařování, připnul osobní elektronický dozimetr. Pomocí tohoto dozimetru se následně zjistily obdržené dávky mimo centrální svazek záření. Z naměřených hodnot se poté provádělo vyhodnocení pomocí vzorců.

Pacienti, kteří podstoupí onkologickou léčbu, dostávají poměrně vysoké dávky záření, proto se mým hlavním úkolem stalo měření osobních dávkových ekvivalentů na referenčním místě. Při porovnávání procentuálního zastoupení počtu vyšetření s webovým portálem Epidemiologie zhoubných nádorů v České republice bylo zjištěno, že ozařování v oblasti krku je více než ozařování v oblasti hlavy. Celkové hodnoty osobních dávkových ekvivalentů jsou u každého pacienta poměrně vysoké, ale jelikož se jedná o léčebný proces, tak tyto limity nepodléhají limitům ozáření. Při porovnávání ozařovaných oblastí je patrné, že ozařování v oblasti krku má malé hodnoty osobních dávkových ekvivalentů na 1Gy oproti ozařování hlavy.

Klíčová slova: dozimetrie, ionizující záření, legislativa, monitorování, ozařování hlavy a krku, radiační ochrana, radioterapie

Abstract

Measurement of patients' personal doses in radiotherapy outside the central beam of ionizing radiation using the electronic personal dosimeter

The introductory part of the diploma thesis primarily focuses on the history of radiotherapy, i.e. what it emerged from and how it developed, as it is one of the most important fields in medicine, especially because thousands of people are irradiated every day due to different tumour and non-tumour diseases. Another reason why ionizing radiation is described is the fact that it is a necessary part of tumour disease irradiation. Ionizing radiation is also connected with radiation protection. This section presents a historical overview of radiation protection, as well as principles and quantities of this field. Furthermore, it focuses on Czech acts, decrees, and government regulations which define various measures governing this issue. Radiation protection forms the basis of patient, workplace, and personnel monitoring. All this is connected with the measurement and evaluation of received personal doses. This brings the thesis to the field of dosimetry, therefore various dosimeters used in practice are described.

The aim of this diploma thesis is the measurement of patients' personal doses in head and neck irradiation using the electronic personal dosimeter at the radiotherapy centre of Nemocnice České Budějovice, a. s. The thesis is based on the question of whether irradiation doses that patients with head and neck tumours receive outside the primary radiation beam are negligible.

The theoretical part of the thesis uses all available resources from both foreign and Czech literature. The practical part is based on numerical statistics, i.e. a quantitative method.

The research was carried out at the radiotherapy centre of Nemocnice České Budějovice, a. s. Irradiation of patients with head and neck tumours was performed on a linear accelerator. Each patient had a mask to which an electronic personal

dosimeter was attached during irradiation. Using this dosimeter, it was possible to measure doses received outside the central radiation beam. The measured values were then used to carry out assessment using formulas.

Patients who undergo cancer treatment receive relatively high doses of radiation, so my main goal was to measure personal dose equivalents at the reference point. When comparing the percentage of the number of examinations with the web portal Epidemiology of Malignant Tumours in the Czech Republic, it was found that irradiation of the neck is more frequent than irradiation of the head. The total values of personal dose equivalents are relatively high in each patient, but because it is medical treatment, these values are not subject to radiation exposure limits. The comparison of the irradiated areas shows that irradiation of the neck has small values of personal dose equivalents to 1Gy compared to irradiation of the head.

Keywords: dosimeter, ionizing radiation, legislation, monitoring, head and neck radiation, radiation protection, radiotherapy

Prohlášení

Prohlašuji, že svoji diplomovou práci na téma Měření osobních dávek pacientů v radioterapii mimo centrální svazek ionizujícího záření pomocí elektronického osobního dozimetru jsem vypracovala samostatně pouze s použitím parametrů a literatury uvedených v seznamu citované literatury.

Prohlašuji, že v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb. v platném znění souhlasím se zveřejněním své bakalářské práce, a to v nezkrácené podobě elektronickou cestou ve veřejně přístupné části databáze STAG provozované Jihočeskou univerzitou v Českých Budějovicích na jejích internetových stránkách, a to se zachováním mého autorského práva k odevzdanému textu této kvalifikační práce. Souhlasím dále s tím, aby toutéž elektronickou cestou byly v souladu s uvedeným ustanovením zákona č. 111/1998 Sb. zveřejněny posudky školitele a oponentů práce i záznam o průběhu a výsledku obhajoby kvalifikační práce. Rovněž souhlasím s porovnáním textu mé kvalifikační práce s databází kvalifikačních prací Theses.cz provozovanou Národním registrem vysokoškolských kvalifikačních prací a systémem na odhalování plagiátů.

V Českých Budějovicích dne

.....

Renáta Chylíková, Bc.

Poděkování

Ráda bych poděkovala vedoucímu diplomové práce panu Ing. Janu Singerovi, CSc. za cenné rady a připomínky při tvorbě diplomové práce.

Rovněž bych poděkovala panu RNDr. Petru Berkovskému za poskytnutí rad a materiálových podkladů.

Obsah:

ÚVOD	12
1. TEORETICKÁ ČÁST.....	13
1.1 Ionizující záření	13
1.1.1 Charakteristika	13
1.1.2 Vlastnosti ionizujícího záření	14
1.1.3 Druhy ionizujícího záření.....	14
1.1.4 Zdroje ionizujícího záření.....	15
1.1.5 Veličiny a jednotky ionizujícího záření	16
1.2 Radioterapie.....	20
1.2.1 Historie.....	20
1.2.2 Současnost.....	23
1.3 Ozařování hlavy a krku	24
1.3.1 Nádory hlavy a krku.....	25
1.3.2 Lokalizace.....	26
1.4 Radiační ochrana	27
1.4.1 Historie.....	27
1.4.2 Principy radiační ochrany.....	27

1.4.3	<i>Legislativa</i>	30
1.4.4	<i>Veličiny a jednotky v radiační ochraně</i>	31
1.5	Monitorování	33
1.5.1	<i>Monitorování pracoviště</i>	33
1.5.2	<i>Monitorování výpustí a okolí pracoviště</i>	35
1.5.3	<i>Monitorování pacientů</i>	35
1.5.4	<i>Osobní monitorování</i>	35
1.6	Dozimetrie	36
1.6.1	<i>Filmový dozimetr</i>	37
1.6.2	<i>Termoluminiscenční dozimetr</i>	38
1.6.3	<i>Fotoluminiscenční dozimetr</i>	39
1.6.4	<i>Neutronový dozimetr</i>	40
1.6.5	<i>Prstový dozimetr</i>	41
2.	HYPOTÉZA	43
3.	METODIKA	44
3.1	Ozařování	44
3.2	Měření	46
3.2.1	<i>Elektronický osobní dozimetr (EPD)</i>	47
3.3	Vyhodnocení naměřených hodnot	50

4. VÝSLEDKY.....	52
5. DISKUZE.....	67
6. ZÁVĚR.....	73
7. SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY.....	74
8. PŘÍLOHY	82

Seznam použitých zkratek

aj. – a jiné

AP – předozadní

a. s. – akciová společnost

CSOD – Celostátní služba osobní dozimetrie

CRT - Cathode Ray Tube

CT – počítačová tomografie

DLD – denní ložisková dávka

EPD – elektronický osobní dozimetr

EURATOM – Evropské společenství pro atomovou energii

FD – filmový dozimetr

FLD – fotoluminiscenční dozimetr

FN – Fakultní nemocnice

IAEA – International Atomic Energy Agency

ICRP – International Commission on Radiological Protection

ISO – International Organization for Standardization

IZ – ionizující záření

např. – například

ND – neutronový dozimetr

RO – radiační ochrana

rtg – rentgenové

SÚJB – Státní úřad pro jadernou bezpečnost

SÚRO – Státní ústav radiační ochrany

TLD – termoluminiscenční dozimetr

tzn. – to znamená

UV – ultrafialové

ZIZ – zdroje ionizujícího záření

ZSF JCU – Zdravotně sociální fakulta Jihočeské univerzity v Českých Budějovicích

Úvod

Radioterapie je jeden z nejdůležitějších oborů v medicíně, a to zejména proto, že každý den dochází k ozařování tisíců osob pro různá nádorová i nenádorová onemocnění. Pacienti na radioterapeutickém pracovišti jsou při některých výkonech měření dozimetrie, většinou se jedná o elektronický dozimetr, jímž jsou dávky měřeny mimo primární svazek záření, které jsou po skončení vyšetření posílány na vyhodnocení.

Téma diplomové práce „Měření osobních dávek pacientů v radioterapii mimo centrální svazek ionizujícího záření pomocí elektronického osobního dozimetru“ jsem si vybrala proto, že mě tato oblast velice zajímá a není moc dostupná v českých ani v zahraničních literaturách.

V práci jsem se zaměřila na vývoj radioterapie od jeho vzniku až po současnost. Zmiňuji zde i ionizující záření, které je nezbytnou součástí ozařování. Okrajově v této práci rozebírám postup při ozařování nádorů hlavy a krku a jeho lokalizaci. Také zde připomínám základy radiační ochrany, pomocí níž se musí dodržovat určitá kritéria, např. stanovuje limity ozáření pro pracovníky se zdroji ionizujícího záření nebo ochranu před ionizujícím zářením, které jsou stanoveny vyhláškou č. 307/2002 Sb. o radiační ochraně, ve znění pozdějších předpisů. Nesmím opomenout ani způsoby měření osobních dávek a místa monitorování, proto jsem několik kapitol věnovala i této problematice a podrobně jsem je popsala.

Zadaná hypotéza v této diplomové práci je, že dávky ozařování, jež dostávají pacienti s nádory hlavy a krku mimo primární svazek záření jsou nezanedbatelné.

Cílem diplomové práce je měření osobních dávek pacientů při ozařování hlavy a krku pomocí elektronického osobního dozimetru typu DMC 2000 XB na radioterapeutickém pracovišti v Nemocnici České Budějovice a. s., kdy jsem měřila osobní dávkové ekvivalenty ozařovaných pacientů a naměřené hodnoty jsem porovnávala a vyhodnocovala. Jedná se o obdobné pokračování výzkumu, který byl publikován na ZSF JCU v předešlém roce a jde o rozšíření a zpřesnění výsledků.

1. Teoretická část

Radioterapie patří k nejmladším oborům v medicíně. [24] Je to obor klinický, který využívá IZ, především jeho účinky, k léčbě nádorů, jak zhoubných tak i nezhoubných. Využívá se buď samostatně, nebo kombinací s jinými postupy, např. chirurgické výkony. Cílem je odstranění cílového ložiska tak, aby byla co nejméně poškozena zdravá tkáň v okolí nádoru a aby pacient nedostával zbytečné velké dávky, než je nezbytně nutné. [23]

1.1 Ionizující záření

IZ se v dnešní době uplatňuje v mnoha oblastech lidské činnosti. Nejenom, že se využívá v průmyslu, ale nejvíce se však využívá v lékařství, jako je např. radiodiagnostika nebo onkologie. [31] IZ nezahrnuje jenom záření emitující radioaktivní látky, pod tento pojem spadává i rentgenové záření a záření, které vzniklo v urychlovačích částic. [17]

1.1.1 Charakteristika

„Ionizující záření je tok hmotných částic nebo fotonů elektromagnetického záření, které mají schopnost ionizovat atomy prostředí nebo excitovat jádra. Vzniká jako původní jev jaderných procesů (u rentgenového záření, procesů odehrávajících se, v elektronovém obalu atomů). 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.“ [14]

U korpuskulárního záření jde o elektrický náboj, klidovou hmotnost a kinetickou energii. [14]

Podle hmotnosti je můžeme dělit na [14]:

- těžké – částice α , protony, neutrony;
- středně těžké – mezony;
- lehké – elektrony a pozitrony.

Fotonové IZ je založeno na dvojkovém charakteru, tzn., že má elektromagnetické vlnění, ale také i částice o nulové hmotnosti. Musíme rozlišovat záření γ a záření rentgenové. Jedná se o shodný druh záření, rozdíl je pouze ve vlnové délce, protože rentgenové záření oproti záření γ má větší vlnovou délku (10^{-10} m) a v tom, že záření γ vzniká v atomovém jádře (přirozená a umělá radioaktivita). [44]

1.1.2 Vlastnosti ionizujícího záření

Využití ionizujícího záření je založena na těchto vlastnostech [52]:

- schopnost pronikat látkou;
- specifický způsob pohlcování v látkách;
- působení na fotografickou emulzi;
- ionizace látky, kterou záření prochází;
- biologický efekt na živou tkáň.

1.1.3 Druhy ionizujícího záření

Uvádím zde některé druhy IZ, které se mohou dělit z hlediska ionizačního procesu na přímo a nepřímo IZ. [6]

U přímo IZ se jedná zejména o elektrony, pozitrony, protony, částice alfa a beta, protože tyto druhy jsou tvořeny nabitými částicemi, které disponují velkou energií, aby vyvolaly ionizaci. [11]

Zatímco nepřímo IZ má částice nenabitě, což vede k tomu, že samy nemohou vyvolat ionizační proces, ale při vzájemném působení dokážou uvolnit sekundárně nabitě částice a ty následně mohou ionizovat. [11]

- *Přímo ionizující záření* [46]:
 - záření alfa – látkové záření tvořené částicemi alfa tj. jádry helia;
 - záření beta – látkové záření tvořené elektrony, pozitrony vysílané jádry při přeměně beta;
 - záření elektronové – látkové záření tvořené elektrony;
 - záření delta – látkové záření tvořené elektrony uvolněnými ionizací.

- *Nepřímo ionizující záření* [52]:
 - záření gama – fotonové záření s čárovým spektrem, tvořené fotony a vysílané atomovými jádry při přeměnách, jaderných reakcích a anihilaci;
 - rentgenové záření;
 - ✓ brzdné záření – fotonové záření se spojitým spektrem, vznikající brzděním nabitých částic v elektrických polích látkových částic;
 - ✓ charakteristické záření – fotonové záření s čárovým spektrem, vysílané při přechodu elektronu atomového obalu na nižší energetickou hladinu, popř. při rekombinaci iontu s volným elektronem;
 - neutronové záření.

1.1.4 Zdroje ionizujícího záření

Zdrojem záření je taková látka, předmět, přístroj nebo zařízení, které je schopno vydávat IZ nebo také uvolňovat radioaktivní látky. [41]

Přírodní zdroje ionizujícího záření [9]:

- kosmické záření;
 - ✓ galaktické záření;
 - ✓ sluneční záření;
 - ✓ radiační pásy Země;
- přírodní radionuklidy;
 - ✓ kosmogenní;
 - ✓ primordiální;
 - ✓ vznikající sekundárně tvořící přeměnové řady.

Umělé zdroje ionizujícího záření [9]:

- cyklotron;
- jaderný reaktor;
- rentgen (rtg, CT, mamograf);
- terapeutická zařízení – rtg ozařovače, cesiové a kobaltové gama ozařovače, Leksellův gama-nůž;
- radiofarmaka;
- zařízení, pracující s brzdným či rtg zářením (mimo jiné barevné CRT zobrazovače);
- ozařovače – radionuklidy v defektoskopii.

1.1.5 Veličiny a jednotky ionizujícího záření

Mezinárodní komise radiologické ochrany (ICRP), založena roku 1928, vydala své první publikace, kde byly definovány veličiny charakterizující IZ. Postupem času veličin přibývalo a některé dávkové veličiny předefinovala v souvislosti s lidským tělem.

V této kapitole jsem popsala veličiny, které charakterizují IZ. Veličiny, které souvisí s RO jsou popsány v kapitole 1.4.4 *Veličiny a jednotky v radiační ochraně*. [7, 28]

Zdroj záření

- **Aktivita**

- charakterizuje množství radioaktivní látky, jedná se o počet radioaktivních přeměn v dané látce vztažený na jednotku času
- jednotka: s^{-1} becquerel (Bq) → starší jednotka curie (Ci)

$$A = \frac{dN}{dt} = -\lambda \cdot N_t dt$$

- aktivita A radionuklidu klesá exponenciálně s časem t

$$A = A_0 \cdot e^{-\lambda t}$$

$$\lambda = \frac{\ln 2}{T_{1/2}}$$

- další odvozené jednotky:

- měrná aktivita $a = A/m \text{Bq} \cdot \text{kg}^{-1}$
- objemová aktivita $a_v = A/V \text{Bq} \cdot \text{m}^{-3}$
- plošná aktivita $a_A = A/S \text{Bq} \cdot \text{m}^{-2}$
- lineární aktivita $a_l = A/l \text{Bq} \cdot \text{m}^{-1}$
- molární aktivita $a_m = A/n \text{Bq} \cdot \text{mol}^{-1}$

- **Poločas přeměny**

- je charakterizována jako doba, kdy dojde k radioaktivní přeměně poloviny atomů

$$T_{1/2} = \frac{\ln 2}{\lambda}$$

- **Přeměnová konstanta**

- veličina, charakteristická časovou nestálostí nuklidu
- jedná se o konstantu úměrnosti mezi časovým intervalem úbytku počtu atomů radionuklidu, který je způsobený samovolnou přeměnou a počtem atomů
- platí, že čím je menší přeměnová konstanta, tím dochází k delšímu poločasu přeměny
- jednotka s^{-1} recipovaná sekunda ($1 s^{-1}$)

$$\frac{dN}{dt} = -\lambda N$$

- jedná se o měrnou veličinu aktivity vztaženou na celkový počet radionuklidů v daném vzorku

$$\lambda = \frac{A}{N}$$

- **Energie emitovaných částic**

- významná veličina z hlediska charakteristiky radionuklidu, protože částice emitují také na energii
- jednotka joule (J)
- používání spíše elektronvolt (eV)

Veličiny v dozimetrii

- **Absorbovaná dávka**

- jedná se o energii IZ, která je absorbovaná v jednotce hmotnosti ozařované látky v určitém místě

– jednotkou $\text{J} \cdot \text{kg}^{-1}$ → zaveden název gray (Gy)

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

- **Dávkový příkon**

– udává, jak rychle se dávka mění a je definována jako změna dávky za jednotku času

– jednotka $\text{Gy} \cdot \text{s}^{-1}$

– nejčastější vyjádření $\text{mGy} \cdot \text{h}^{-1}$ nebo $\mu\text{Gy} \cdot \text{h}^{-1}$

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

→ dávka a dávkový příkon se využívají zejména v hodnocení přímo ionizujícího záření

- **Kerma (Kinetic Energy Released in Matter)**

– jedná se o součet počátečních kinetických energií dE_k všech nabitých částic uvolněných nenabitými ionizujícími částicemi v uvažovaném objemu látky o hmotnosti dm

– využívá se především u nepřímo ionizujícího záření (gama, neutrony)

– jednotka Gy

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

- **Kermový příkon**

– je přírůstek kermy dK za časový interval dt

– jednotka $\text{Gy} \cdot \text{s}^{-1}$ → v praxi označení $\text{mGy} \cdot \text{h}$

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt}$$

- **Expozice**

- podíl absolutní hodnoty celkového elektrického náboje iontů vzniklých ve vzduchu při zabrzdění všech elektronů a pozitronů uvolněných fotony ve vzduchu a hmotnosti tohoto vzduchu
- jednotka $C \cdot kg^{-1}$ → starší jednotka rentgen (R)

$$X = \frac{dQ}{dm}$$

1.2 Radioterapie

1.2.1 Historie

Radioterapie vzniká s objevením paprsků X, kdy Wilhelm Conrad Röntgen v roce 1895 svým pokusem objevil nový druh záření. [24, 27] Při pokusu s katodovými paprsky odehrávající se v temné komoře zjistil, že při výboji ve výbojové trubici uzavřené v černém kartónu, která byla pokryta vrstvou kyanidu platinobarnatého, světélkuje. [19] Toto světélkování dokazuje i při vzdálenosti 2 metrů. V dalších experimentech zjišťuje, že světlost obrazu na fotografické desce se mění na tloušťce stínícího materiálu. Tímto pokusem W. C. Röntgen provádí svůj první rentgenový snímek ruky (obr. 1). Prvním snímkováným pacientem byla jeho žena Anny Berthy Ludwig. [16] Tento vynikající německý fyzik si nikdy nenechal svůj objev patentovat. [19]

O svém objevu přednášel ve Würzburgu. V roce 1901 dostává Nobelovu cenu za fyziku a v roce 1923 umírá na rakovinu střev, která se objevila po pokusech s katodovými paprsky. [26]

Paprsky X se v té době hlavně používaly k diagnostickým účelům, ale později se zjistilo, že se tyto paprsky X dají použít i k jiným účelům a to účelům léčebným. Vědci se shodli, že se paprsky dají využít k léčbě tumorů a v roce 1896 byli ozáření první pacienti. Jednalo se jen o pokusy, které byly provedeny v Rakousku a ve Francii. [47] V historických pramenech se uvádí, že mezi první průkopníky radioterapie patří E. H. Grubbé, F. H. Williams, V. Despeignes, H. Gocht, G. Voight a L. Freund. [39]

Jelikož rentgenologové a radioterapeuti neměli v té době žádné měrné jednotky záření a měřiče dávky a také neznali nic o účincích záření, neměla léčba zhoubných nádorů moc vysokou úspěšnost. [47]



Obr. 1: První rentgenový snímek

Zdroj: PETTERSSON, Holger. A Global TextBook of Radiology I [16]

Dalším důležitým objevem v radioterapii bylo objevení přirozené radioaktivity, čímž se dostáváme do oboru jaderné fyziky. [24] Přirozenou radioaktivitu objevil francouzský fyzik Antoine Henri Becquerel v roce 1896. Je to tedy o rok později od objevení paprsků X, dnes nazývaných rentgenové záření. [17] Henri Becquerel za tento výjimečný objev dostal v roce 1903 Nobelovu cenu za fyziku, ale dělil se o ní

s manželi Marií Sklodowskou a Pierrem Curiem. [14] Přirozenou radioaktivitu lze definovat jako samovolný rozpad atomového jádra. [4]

Nesmím opomenout také objevení radioaktivních prvků polonia (Po) a radia (Ra), již zmíněnými manžely Sklodowskou a Curiem, kteří navazovali na výzkum Becquerela. Tyto dva radioaktivní prvky objevili v roce 1898, když zkoumali záření, vycházející ze smolince, který jim byl dovezen z Příbrami a z Jáchymova. Zjistili, že ze smolince vychází silnější záření než ze solí uranu, jenž zkoumal Becquerel. Pierre Curie při výzkumu sledoval, jaké budou účinky na živé organismy, když na ně působí radioaktivní záření. Tímto pokusem se rozvíjí začátky léčby nádorů zářením. [24]

Ve 20. století se nalézají další zmínky o objevení radioaktivity a to umělé radioaktivity, díky které Irene Joliot- Curie a Fréderico Joliot dostávají v roce 1935 Nobelovu cenu. Na práci Joliotových navazuje výzkum anglického vědce Ernesta Rutherforda, Nielse Bohra, Aage Comptona aj. [4] Vědců, zajímajících se o radioaktivitu či radioaktivní prvky, bylo mnoho. Všichni si uvědomovali, jaké byly následky, kdyby se radioaktivita dostala do nepovolených rukou. Nejenom že se radioaktivita využívala v lékařství nebo jako zdroj energie, ale též se mohla využít k výrobě jaderných zbraní, mezi které patří, např. špinavá bomba skládající se z vyhořelého paliva jaderných elektráren nebo z medicínských zářičů. [15, 47]

Historie v Československu

První využití radioaktivních látek bylo v lázeňství, které zahájilo svou činnost v roce 1906 v Jáchymově. Jednalo se především o termální prameny, radioaktivní inhalace a koupele. Při inhalaci se radioaktivní plynný izotop uranu dostával přímo z plic do krevního řečiště a následně do všech zbývajících orgánů, kde izotop uranu působí. [24]

Vývoj české radioterapie pomocí radiem se poprvé použil v roce 1902 prof. Jedličkou. Během několika let byly založeny lékařské společnosti a ústavy, např. Radioléčebný ústav v Praze na Bulovce, Masarykův onkologický ústav. Nejčastěji se používaly jehly a tuby s radioaktivním prvkem radium. Jednalo se o to, že se jehly

a tuby jen přikládaly nebo se zaváděly rovnou do ložiska. Dalo by se říci, že radiový kanón byl předchůdcem ozařovače. [24]

1.2.2 Současnost

K nejvýznamnějšímu pokroku došlo v 50. letech, kdy se instaloval první kobaltový urychlovač. Veškeré problémy, které doposud byly, se najednou zdály být malé, jelikož kůže přestala být omezujícím orgánem a tudíž se mohlo začínat ozařovat i do ložisek uložených v hlubších strukturách. Kobaltové urychlovače doposud patří ke standardnímu vybavení onkologických pracovišť. Díky své nízké ceně a snadné údržbě našly využití po celém světě. [24]

V roce 1948 byl k léčebnému procesu použit betatron, magnetické pole vychyluje elektrony do kruhové dráhy, a rostoucí magnetický orbitální tok vytváří indukované obvodové elektrické pole, které urychluje elektrony. [24]

Později se zrodily lineární urychlovače, které byly vynalezeny pomocí technologie radarů. Urychlovače produkují fotony o velikosti energie 4 – 25 MeV. Jelikož je lineární urychlovač menší, po technické stránce dokonalejší, využívá se více než betatron. [24]

Nesmím opomenout brachyterapii, kdy je zdroj záření v těsné blízkosti nádorového ložiska. Nejpoužívanějším radioizotopem bylo radium, později se začaly uplatňovat i umělé radioizotopy, např. ^{137}Cs , ^{192}Ir , ^{198}Au , ^{125}I . [24]

FN Motol v Praze disponuje dvěma lineárními urychlovači Clinac 2100 C/D, které mají fotonový svazek 6MV a 18MV, elektronovými svazky o energii 6 až 20 MeV, vybavený vícemelovým kolimátorem. Třetí lineární urychlovač je Clinac 600C s fotonovým svazkem 4MV. [45]

1.3 Ozařování hlavy a krku

Ozařování hlavy a krku je jednou ze základních metod léčby karcinomů, jedná se o velice složitou a širokou oblast. Pokud se na onemocnění nepřijde v počátečním stádiu, je léčba i prognóza značně nepříznivá. [23]

Při léčbě zářením je každý pacient vystavován riziku, že budou i zdravé tkáně postiženy zářením, které by mohly vyvolat akutní nebo chronické účinky. Důležitou součástí je vždy vypracování ozařovacího plánu, který je individuální pro každého pacienta, a i když se jedná o stejné onemocnění, uložení nádorového ložiska je jiné. [23]

Při léčba zářením musíme postupovat v určitém sledu činností (vypsány níže) [23]:

- 1) Přijmutí a registrace
- 2) Vyšetření a poučení
- 3) Volba léčebné strategie
 - chirurgická
 - radioterapeutická
 - chemoterapeutická
 - imunoterapeutická
- 4) Plánování léčby
 - přístrojové vybavení pracoviště
 - údaje o pacientovi a nemoci
 - lokalizace cílového objemu
 - záměr léčby
 - technika ozařování
 - izodozní plán, aj.
- 5) Ozařování
 - zajištění nutných podmínek
 - nastavení a kontrola
 - ozáření

- záznam
- 6) Sledování pacienta
- pravidelné kontroly
 - dozimetrická kontrola
 - úprava ozařovacího plánu (pokud je to nutné)
- 7) Vyšetření pacienta při ukončení radioterapie
- 8) Pravidelný lékařský dohled (= dispenzarizace)
- 9) Nutné podmínky
- kalibrace a dozimetrická kontrola

1.3.1 Nádory hlavy a krku

Do skupiny nádorů hlavy a krku zejména řadíme karcinomy v oblasti krku a hlavy, nepatří sem však kožní tumory a nádory centrální nervové soustavy. Před každým ozařováním je pro každého pacienta zhotovena maska, která se používá po celou dobu ozařování, či jiné pomůcky. [27, 23]

Do ozařování hlavy a krku především patří [3]:

- dutina ústní (cavum oris);
- jazyk (lingua);
- dutina nosní;
- vedlejší dutiny nosní;
- nádory slinných žláz;
- nádory štítné žlázy (tyreoidea);
- nosohltan (nazofarynx);
- hrtan (larynx);
- ucho (auris).

Nesmím opomenout to, jaké rizikové faktory a nežádoucí účinky se skrývají při ozařování hlavy a krku. Rizikových faktorů může být nepřeberné množství, ale mezi nejčastější rizikové faktory patří [30]:

- věk nad 40 let;
- mužské pohlaví (dvakrát častěji se vyskytuje u mužů);
- tabák a kouření – vznik karcinomu dutiny ústní, rtu, jícnu, aj.;
- přílišný příjem alkoholu;
- dlouhodobé vystavování slunečním paprskům.

I nežádoucích účinků může být mnoho, některé se vyskytují ihned po ozáření, jiné se objevují po skončení léčení. Níže jsem vypsala nežádoucí účinky, které se vyskytují nejčastěji při léčbě a na které si zpravidla pacienti ztěžují.

- kožní reakce;
- vypadávání vlasů, chlupů a vousů;
- větší slinění nebo částečná zástava;
- ztráta chuťových vjemů;
- podkožní otok (oblast krku a brady);
- snížená funkce štítné žlázy;
- ztuhnutí čelistního kloubu. [2]

1.3.2 Lokalizace

Lokalizace znamená, určení cílového objemu k anatomickým strukturám, referenčním bodům a ozařovacím pomůckám. [23]

Pro posouzení stavu pacienta je důležité provést kompletní otorinolaryngologické vyšetření. Vyšetření se provádí ke zjištění, v jakém rozsahu je nádor a zda nejsou postiženy i další oblasti hlavy a krku. Pro každého pacienta je vyrobena speciální

maska, která zabraňuje pohyb při ozařování. Aby se maska mohla zhotovit, musí se znát podrobnosti o cílovém objemu. [3]

Pro přesnou lokalizaci nádoru je nutné zhotovení příčných řezů nebo AP a boční snímky na simulátoru. Poté co se pacient nastaví (poloha hlavy), vyrobí se maska, která se následně dá pacientovi, a znovu se provedou snímky. Pokud souhlasí lokalizace, naznačí se na masce body, které slouží radiologickému personálu jako vodítko při samotném ozařování. [3]

1.4 Radiační ochrana

1.4.1 Historie

Radiační ochrana se začala rozvíjet po objevení paprsků X v roce 1895 a radioaktivity v roce 1896, kdy Emil Hermann Grubbe, americký fyzik, popsal radiační popáleninu. O pár let později se objevují nádorová onemocnění u pracovníků, kteří pracovali se zdroji ionizujícího záření. Během let 1911 – 1914 bylo popsáno přibližně 198 nádorových onemocnění zejména radiologických asistentů, přičemž 54 radiologů zemřelo. [51]

První doporučení na ochranu před zářením byla přijata v roce 1915 britskou společností The X-Ray and Radium Protection Committee of the British Roentgen Society, která mezi roky 1921 – 1927 publikovala další doporučení v oblasti radiační ochrany. [48]

1.4.2 Principy radiační ochrany

„Ochrana před ionizujícím zářením vychází z poznatků o biologických účincích ionizujícího záření, jeho vlivu na lidské zdraví, z rozboru podmínek ovlivňující výši

ozáření v různých skupinách obyvatelstva a ze společných principů, organizačních a právních zásad, jimiž je řízena ochrana zdraví ve společnosti.“ [10]

Radiační ochrana se řídí dvěma zásadami a to zabránění vzniku časných radiačních poškození, mezi která patří např. akutní nemoc z ozáření, a omezení vzniku rizika pozdních účinků, např. nádorová onemocnění. [8, 21]

Cílem RO je zdůvodnění činností vedoucí k ozáření, spojené zabráněním vzniku deterministických účinků a omezení začátku stochastických účinků na přijatelnou hladinu. [19]

Základní principy radiační ochrany [10]:

- princip zdůvodnění činnosti vedoucí k ozáření;
- princip optimalizace ochrany pře zářením;
- princip nepřekročení limitů;
- zajištění bezpečnosti zdrojů.

Princip zdůvodnění

Platí pro nové kategorie nebo radiační činnosti, které mají být zavedeny do praxe a musí být odůvodněny z hlediska hospodářských, společenských a dalších přínosů, které nesmí způsobit zdravotní újmu. [40]

Princip zdůvodnění u lékařského ozáření je očekávaný, protože se uskutečňuje preventivní péče u osob, u kterých může být odhalena nemoc, avšak záleží na uvážení možnosti léčebného ovlivnění nemoci. [21, 13] Do tohoto procesu musí být vždy zapojen indikující lékař a odborná osoba. [40] Musí vzít v úvahu současnou praxi ve vztahu k příslušnému použití zobrazovacích a léčebných postupů, včetně jejich výhod a nevýhod. [33] Zvláštním případem principu zdůvodnění je screeningové vyšetření, jelikož posledním nositelem přínosu je společnost. [10]

Jestliže se jedná o ozáření, které nikterak nesouvisí s léčebným přínosem, vyžaduje se zvláštní odůvodnění a použití správných technik, aby nebyly překročeny optimalizační meze. [8, 40]

Princip optimalizace

Jedná se o systém opatření, nástrojů a pomůcek, které zabezpečují, že ozáření osob dosáhne minimálních hodnot. [8] Optimalizace se provádí před každým zahájením činnosti, která vede k ozáření posouzením či porovnáním variant řešení RO nebo také při vykonávání činnosti, jež vede k ozáření pravidelným rozbořem. [40]

Cílem je zajištění osobních dávek a počet ozařovaných na takovou úroveň, aby byly dosaženy hlediska sociální a hospodářské. [21] Princip optimalizace se také nazývá ALARA (as low as reasonably achievable). [10]

S optimalizací je často spojována směrná hodnota. Jedná se buď o ukazatele nebo kritérium, které je návodem pro posouzení opatření v RO. [8]

Optimalizace s doporučeními ICRP se uplatňuje cyklickým procesem, který musí zahrnovat [28]:

- vyhodnocení expozičních situací
- vhodné zvolení optimalizační meze
- identifikace alternativ ochrany
- výběr nejlepší možnosti za dané situace
- prosazení vybrané alternativy
- posuzování expoziční situace
- posuzování vyhnutí se nehodám

Zajištění bezpečnosti zdrojů

Opatření, které omezují ozáření a jsou nutnou součástí systému ochrany. Cílem je snížení vzniku události, způsobující např. zvýšení ozáření. Mezi další cíl patří omezení důsledku nehody. [10]

Princip limitování

Na počátku vzniku radiační ochrany nebyly stanoveny limity ozáření, za ochranu se bralo jen nepřekročení dávkového prahu pro deterministické účinky. Limity jsou

brány jako hranice mezi oblastí nepřijatelných dávek a oblastí určující skutečnou přijatelnost ozáření. [10]

Limity ozáření jsou ukazateli pro ozáření z radiačních činností a jejich překročení není přípustné. Limity (tabulka č. 1) můžeme dělit do třech skupin a to na obecné limity (celkové ozáření z radiačních činností), limity pro radiační pracovníky (profesní ozáření) a limity pro učně a studenty (od 16 do 18 let věku). [28]

Tabulka č. 1: Přehled limitů ozáření

limitovaná veličina	obecný limit	limit pro radiační pracovníky	limit pro učně a studenty
součet efektivních dávek ze zevního ozáření a úvazků efektivních dávek z vnitřního ozáření	1 mSv/rok	100 mSv/5 let 50 mSv/rok	6 mSv/rok
ekvivalentní dávka v oční čočce	15 mSv/rok	150 mSv/rok	50 mSv/rok
průměr. ekvivalentní dávka v 1 cm ² kůže	50 mSv/rok	500 mSv/rok	150/ mSv/rok
ekvivalentní dávka v prstech až předloktí a v chodidlech až po kotníky	-	500 mSv/rok	150 mSv/rok

Zdroj: MATZNER, Jan. Radiační ochrana. [online] [28]

1.4.3 Legislativa

V roce 1928 byla ve Stockholmu jmenována nezávislá organizace Mezinárodní komise ochrany před zářením (ICRP), která sleduje a vydává doporučení, podle kterých jednotlivé státy tvoří legislativu. [10] ICRP se opírá o standardy, které vydává Mezinárodní atomová agentura (IAEA) a legislativu Evropské unie (EURATOM). [19]

V České republice, na doporučení ICRP, stanovuje [10]:

- zákon č. 18/1997 Sb., o mírovém využívání jaderné energie a ionizujícího záření (atomový zákon) a o změně a doplnění některých zákonů, v platném znění;
- Vyhláška č. 132/2008 Sb., o systému jakosti při provádění a zajišťování činností souvisejících s využíváním jaderné energie a radiačních činností a o zabezpečování jakosti vybraných zařízení s ohledem na jejich zařazení do bezpečnostních tříd;
- vyhláška č. 146/1997 Sb., stanovující činnosti, které mají bezprostřední vliv na jadernou bezpečnost, a činnosti zvláště důležité z hlediska radiační ochrany, požadavky na kvalifikaci a odbornou přípravu, způsob ověřování zvláštní odborné způsobilosti a udělování oprávnění vybraným pracovníkům a způsob provedení schvalované dokumentace pro povolení k přípravě vybraných pracovníků;
- vyhláška č. 307/2002 Sb. o radiační ochraně, ve znění pozdějších předpisů;
- vyhláška č. 318/2002 Sb., o podrobnostech k zajištění havarijní připravenosti jaderných zařízení a pracovišť se zdroji ionizujícího záření a o požadavcích na obsah vnitřního havarijního plánu a havarijního řádu, ve znění pozdějších předpisů;

1.4.4 Veličiny a jednotky v radiační ochraně

- **Dávkový ekvivalent**
 - součin absorbované dávky v uvažovaném bodě tkáně a jakostního činitele Q uvedeného vyjadřujícího rozdílnou biologickou účinnost různých druhů záření
 - jednotka Sv

$$H = Q \cdot D$$

- **Osobní dávkový ekvivalent**

- dávkový ekvivalent v daném bodě pod povrchem těla v hloubce tkáně d
 - ✓ $H_p(10)$ = hloubka 10mm (dávka pro vnitřní orgány)
 - ✓ $H_p(0,07)$ = hloubka 0,07mm (dávka na kůži, ruce a nohy)
 - ✓ $H_p(3)$ = hloubka 3mm (dávka na oční čočku)
- jednotka Sv

- **Ekvivalentní dávka**

- součin radiačního váhového faktoru w_R a střední absorbované dávky $D_{T,R}$ v orgánu nebo tkáni T pro ionizující záření typu R
- jednotka Sv

$$H_T = w_R D_{T,R}$$

- pokud je pole ionizujícího záření složeno z více druhů záření nebo energií, musíme se započítat všechny druhy R

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R}$$

- **Efektivní dávka**

- součet součinů ekvivalentních dávek H_T v jednotlivých orgánech a tkáních a příslušných tkáňových váhových faktorů w_T , jež vyjadřují rozdílnou radiosenzitivitu orgánů a tkání z hlediska pravděpodobnosti vzniku stochastických účinků
- jednotka Sievert (1 Sv)

$$E = \sum_T w_T H_T = \sum_T w_T \sum w_R D_{R,T}$$

1.5 Monitorování

Jde o měření veličin, které charakterizují IZ, to je zdroj a pole záření a také veličiny dozimetrie a RO. [6] Pomocí výsledků měření můžeme usměrňovat ozáření. Monitorování zahrnuje jak pole záření, tak i ozáření radiačních pracovníků a dalších osob, kteří se dostanou do styku s IZ. [42]

Monitorování a ověřování parametrů a veličin, důležité v radiační ochraně, musí být v souladu s praxí. Monitorování také obsahuje předvídatelné odchylky v běžném provozu. [8]

Pracoviště, které pracuje se zdroji IZ, musí být připraveno na operativní monitorování, tzn. ztráta kontroly nad zdrojem, při které nelze vyloučit vznik radiační nehodu. [8]

Program monitorování obsahuje [8]:

- monitorování pracoviště;
- osobní monitorování;
- monitorování výpustí;
- monitorování okolí.

1.5.1 Monitorování pracoviště

Ve vyhlášce č. 307/2002 Sb., o radiační ochraně, v § 76 je uvedeno, že: *„Monitorování pracoviště se uskutečňuje sledováním, měřením, hodnocením a zaznamenáváním veličin a parametrů charakterizujících pole ionizujícího záření a výskyt radionuklidů na pracovišti, zejména příkonů dávkového ekvivalentu na pracovišti, objemových aktivit v ovzduší pracoviště a plošných aktivit na pracovišti. Zavádí se na všech pracovištích I. až IV. kategorie kromě pracovišť I. kategorie, kde se používají výhradně drobné zdroje ionizujícího záření.“* [40]

Když dojde k zahájení nebo k různým změnám, jak v postupech či ve způsobu RO, musí nastat ověřování platnosti ochrany před ozářením měřením ekvivalentu dávkového příkonu, aktivit a jiných veličin, charakterizující IZ. [43]

Monitorování povrchového znečištění se vybírá na těch pracovištích, kde se manipuluje s otevřenými zářiči. [8] Sledují se odchylky od běžného provozu. Pokud dojde k vysoké a zároveň trvalé povrchové kontaminaci, musí být zavedeno monitorování objemových aktivit v ovzduší. Jakmile k tomuto dojde, musí být i zrealizováno osobní monitorování příjmu radionuklidů. [40]

Také se pravidelně musí měřit ovzduší aktivit radionuklidů, toto měření se provádí na pracovištích, kde se vyskytují otevřené radionuklidové zářiče a na pracovištích IV. kategorie (jaderná zařízení, úložiště radioaktivních odpadů, sklad vyhořelého nebo ozářeného jaderného paliva). [40]

Na pracovištích radioterapie se pravidelně ověřuje roční efektivní dávka, které nesmí překročit hodnotu 250 μSv . V prostorách kontrolovaného a sledovaného pásma se provádí rutinní monitorování, kdy se ozařovače nastaví na hodnoty, které nejsou žádoucí pro RO. [8]

Jeden z přístrojů pro měření pracovního prostředí je RDS – 30 (obr. 2), který měří radioaktivní záření, zejména ekvivalent prostorového dávkového příkonu v rozsahu 0,01 $\mu\text{Sv/h}$ až 100 mSv/h a dávky 0,01 μSv až 1 Sv. [49]



Obr. 2: Operativní měřič radiace – RDS- 30

Zdroj: Katalogový lis RDS – 30 – <http://www.rdsys.cz/images/pdf/RDS30.pdf> [49]

1.5.2 Monitorování výpustí a okolí pracoviště

Monitorování výpustí a okolí pracoviště upravuje taktéž vyhláška č. 307/2002 Sb., o radiační ochraně. Monitorování výpustí řeší § 78 a monitorování okolí pracoviště § 79. [40]

Monitorování výpustí je zavedeno na pracovištích, ve kterých dochází k odstraňování látek znečištěných radionuklidů. Okolí pracoviště je monitorováno pouze tehdy, pokud je v daném objektu manipulováno s radioaktivním odpadem a je možnost úniku závažného množství látek do okolí. [40]

Monitorování okolí se provádí 1 až 2 roky před spuštěním objektu, kdy je účelem zjistit podklady o původním stavu okolí. [8]

1.5.3 Monitorování pacientů

Termoluminiscenční dozimetr nebo polovodičový detektor, to jsou dva způsoby monitorování pacientů. Měření se realizuje proto, aby se zjistilo, zda pacient dostává předepsanou dávku. Toto se provádí při prvním nastavení nebo při změně v ozařovacím plánu. [8]

1.5.4 Osobní monitorování

Osobní monitorování nám umožňuje sledovat zevní a vnitřní ozáření jednotlivců nebo skupin osob, které se dostanou do styku se ZIZ pomocí osobních dozimetrů, a tím udržovat jejich nízké úrovně. [5] Osobní monitorování se zpravidla měří po dobu 1 měsíce, kdy získáme informace o efektivní dávce. [8] Vyhodnocení provádí CSOD, která vede evidenci osobních dávek. [5]

Pokud se na pracovištích nesleduje v kontrolovaném pásmu jednotlivá dávka ozáření pracovníků, musí se zajistit monitorování prostředí. Vnitřní a povrchová kontaminace se sleduje na těch pracovištích, kde může nastat vnitřní ozáření. [8]

Rozlišení kategorie pracovníků [8]:

- kategorie A – pracovníci, kteří mohou obdržet efektivní dávku 6 mSv za rok nebo dávku na oční čočku, kůži a končetiny převyšující 3/10 ročního limitu;
 - 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)
- kategorie B – do této skupiny patří všichni ostatní pracovníci.

Na pracovištích teleterapie a brachyterapie se používají radionuklidové zdroje, nesmí dávka překročit 1 mSv/h, proto jsou pracovníci vybaveni zejména prstencovým termoluminiscenčním dozimetrem. [8]

1.6 Dozimetrie

Dozimetrie pochází z řeckého slova dosis (dávka) a metreo (měřím). [25] Jde o fyzikální obor, který se vyvíjel století a jeho zájem je v řadě problémů v oblasti IZ. [20] Dozimetrie se tedy zabývá měřením a výzkumem IZ. [12] V současné době úzce souvisí s radiační a jadernou fyzikou, ale své využití má také v jaderné energetice, radiační chemii nebo i v oblasti průmyslu a techniky. [18] Z dozimetrie je odvozená klinická dozimetrie, která se zabývá IZ vztažené specificky na léčebný proces. Je používána v radioterapii na doporučení IAEA. [5]

1.6.1 Filmový dozimetr

Jedná se o základní typ dozimetru, který měří dávkový ekvivalent záření β^- , β^+ , γ a rentgenové záření. Výroba filmů se pohybuje v rozměru 3x4 cm (dle ISO 3665). [17] Používá se zejména v jaderných zařízeních, jelikož rozeznává typ, energii a směr dopadu záření a též i povrchovou kontaminaci dozimetru. [20]

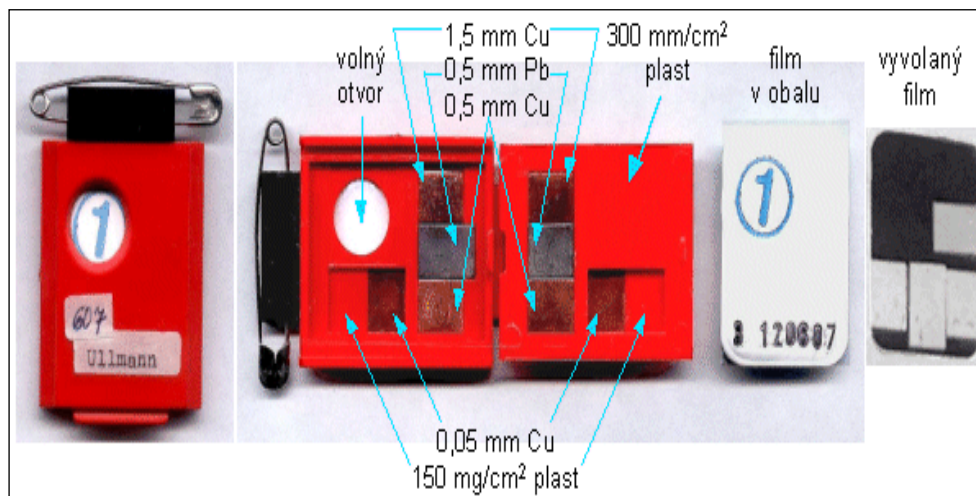
Dozimetr je složen (obr. 3) z umělohmotné kazety, dozimetrického filmu, kompenzačních filtrů o různých tloušťkách z mědi, olova a plastiku. [14] Základem je pole, které je světlotěsně zabalené v černém obalu. Procházející záření obalem vytváří ve fotoemulzi latentní obraz, který se zviditelní vyvoláním. [9, 35] Na základě intenzity zčernání je možno stanovit dozimetrickou veličinu. [17]

Dozimetr je nutno okalibrovat takovými dávkami a energiemi, které jsou známe, aby se vytvořila dávková a energetická závislost. [20]

Výhodou FD je nízká cena a lehká manipulace, také vysoká citlivost, trvalost záznamu. [1, 31] Nevýhodou je životnost, která je omezená z důvodu vytváření závoju a citlivosti na vlhkost, projevující se u starších filmů. [1]

Technické parametry [50]:

- dozimetrický film – Foma Personal Monitoring Film;
- dozimetrická kazeta – filmová kazeta CSOD;
- měřené veličiny – osobní dávkový ekvivalent $H_p(10)$;
– osobní dávkový ekvivalent $H_p(0.07)$;
- rozsah měření – 0,05 mSv – 2,0 Sv;
- příkon dávkového ekvivalentu – bez omezení;
- rozsah energií záření – 10 keV – 15 MeV pro fotonové záření (záření rtg a γ);
– 0,5 MeV – 15 MeV pro elektrony;
– tepelné neutrony (vyžaduje použití upravených kazet).



Obr. 3: Osobní filmový dozimetr používaný pro monitorování pracovníků

Zdroj: <http://astronuklfyzika.cz/DetekceSpektrometrie.htm> [52]

1.6.2 Termoluminiscenční dozimetr

Používají se krystalické látky, ve kterých dochází k excitaci pomocí IZ a zachycením elektronů ve vyšších energetických vrstvách. Jelikož krystalická látka vyzařuje světlo, můžeme pomocí scintilačních detektorů tuto vyzářenou energii detekovat. Termoluminiscenčních materiálů je mnoho druhů, ale nejpoužívanější prvky jsou LiF (fluorid lithný), MgBeO₄, CaF₂ (fluorid vápenatý), BeO. [8, 35]

V TLD (obr. 4) je vzorek dané látky, pomocí které se zjišťuje dávka záření. Po skončení expozice se látka s TLD odebere a ve vyhodnocovacím zařízení se zahřeje na danou teplotu pohybující se kolem 160 – 300 °C. Následně fotonásobič snímá vyzářované viditelné světlo, které je pomocí elektrického signálu z fotonásobiče zapisován v závislosti na teplotě a tím vznikne tzv. vyhřívací křivka. [29]

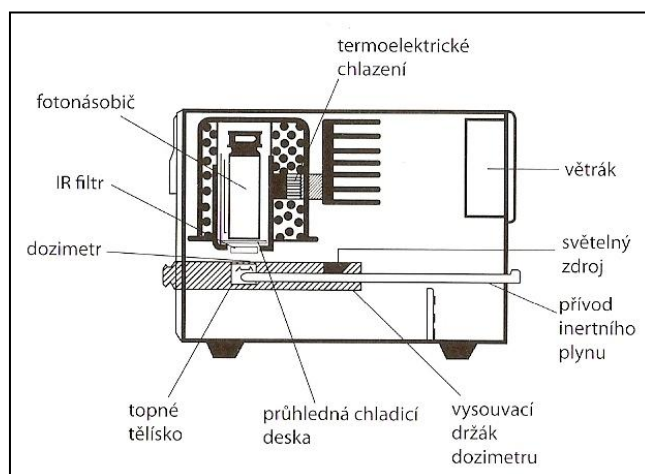
TLD se používá jako, havarijní dozimetr, který se skládá z dozimetrické kazety a detektoru z aluminofosfátového skla nebo LiF. [20]

Výhodou TLD je jednoduchost, přesnost a větší citlivost oproti FD. Uchovávají si informace, získané při měření a mohou být nošeny až 3 měsíce, protože odolávají

dlouhodobému vystavování např. vlhkosti. Nevýhodou je podstatně vyšší cena a citlivost na UV a viditelné světlo. [1]

Technické parametry [50]:

- termoluminiscenční detektor – aluminofosfátové sklo;
- dozimetrická kazeta – kazeta OTLD CSOD;
- měřená veličina – osobní dávkový ekvivalent $H_p(10)$;
– efektivní dávka $E = H_p(10) \times 0,9$ (dle ICRP 74);
- rozsah měření – 0,2 mSv – 10 Sv s nejistotou do $\pm 25 \%$;
- rozsah energií záření – 30 keV – 15 MeV pro fotonové záření (záření rtg a gama).



Obr. 4: Schéma termoluminiscenčního dozimetru

Zdroj: ŠLAMPA, Pavel a Jiří PETERA. *Radiační onkologie* [24]

1.6.3 Fotoluminiscenční dozimetr

Tento typ dozimetru není zcela používaným, avšak hraje významnou roli v osobních dozimetrech. Princip fotoluminiscence spočívá v tvorbě IZ indukovaných luminiscenčních center v dané látce. Luminiscence je vyvolána osvětlením ozařovaného

detektoru UV světlem. Jak u TLD tak i u FLD je vyzařené světlo úměrné dávce IZ absorbovaná v detektoru. Princip používání FLD je podobný jako u TLD. [8]

V dnešní době se tyto dozimetry používají na jaderných elektrárnách, ale v osobní dozimetrii, provozované CSOD jsou nevyužity. [42]

Technické parametry [50]:

- dozimetr typ – SC1;
- měřená veličina – osobní dávkový ekvivalent $H_p(10)$;
– efektivní dávka $E = H_p(10) \times 0,9$ (dle ICRP 74);
- rozsah měření – 0,001 mSv - 10 Sv;
- nejistota měření – do 0,1 mSv menší než 5%;
– do 1 mSv menší než 2%;
– do 1 0mSv menší než 1%;
- příkon dávkového ekvivalentu – bez omezení;
- rozsah energií záření – 12 keV - 3 MeV.

1.6.4 Neutronový dozimetr

Jedná se o zvláštní oblast v osobní dozimetrii, protože slouží k detekci rychlých a středně rychlých neutronů. U nás je použit jako ND stopový detektor v pevné fázi se štěpnými fóliemi z U^{235} a Th^{232} . [20] Tento ND se také někdy může nazývat jako štěpný dozimetr. ND se skládá z kadmia, plutonia a marylenuvoly fólií. Princip dozimetru spočívá v tom, že neutrony zabrzdí kadmium, proběhne reakce s plutoniem. Po reakci částí plutonia vylétnou na marylenuvoly fólii a tam se vytvářejí otvory, mikroskopické. Jelikož je otvor příliš malý na detekci, tak se na zvětšení používá kyselina, která otvor zvětší. Poté je vyhodnocení pod mikroskopem přesnější. [38]

Technické parametry [50]:

- měřené veličiny – energie neutronů od cca 0,5 eV do 20 MeV;
- rozsah měření – osobní dávkové ekvivalenty;
 - ✓ 1,25 mSv - 2 Sv, s nejistotou do $\pm 30 \%$.



Obr. 5: Neutronový dozimetr – rozklad

Zdroj: <http://www.dozimetrie.cz/neutronovy-dozimetr>

1.6.5 Prstový dozimetr

Prstový dozimetr byl vyvinut u nás. [20] Používá se zejména na angiografickém pracovišti, protože prsty pracovníků na tomto oddělení jsou vystaveny vyšší expozici než pracovníci na radioterapeutickém oddělení. Nejenom že nosí tento prstový dozimetr, ale mají ještě klasický FD. [19] I tento dozimetr je založen na principu termoluminiscence, kdy krystalické látky pohlcují IZ. [17] Prsten je z umělé hmoty, z různých barev, a krystal je uzavřen vně a nosí se krystalem směrem do dlaně. I když, je tento dozimetr malých rozměrů, přesto nám dává spolehlivé expoziční hodnoty. [20, 14]

Technické parametry [50]:

- měřená veličina – ekvivalentní dávka $H_T = H_p(0.07)$;

- rozsah měření – 0,1 mSv - 5 Sv s nejistotou do $\pm 25 \%$;
- rozsah energií záření – 30 keV - 15 MeV pro fotonové záření (záření rtg a gama).



Obr. 6: Prstový dozimetr

Zdroj: <http://www.dozimetrie.cz/prstovy-termoluminiscenci-dozimetr>

2. Hypotéza

Hypotéza: Při ozařování hlavy a krku jsou dávky mimo primární svazek záření nezanedbatelné.

3. Metodika

V kapitole „Teoretická část“ jsem čerpala informace především z české literatury, ze zahraniční literatury byly čerpány především chybějící informace, které v české literatuře nejsou obsaženy.

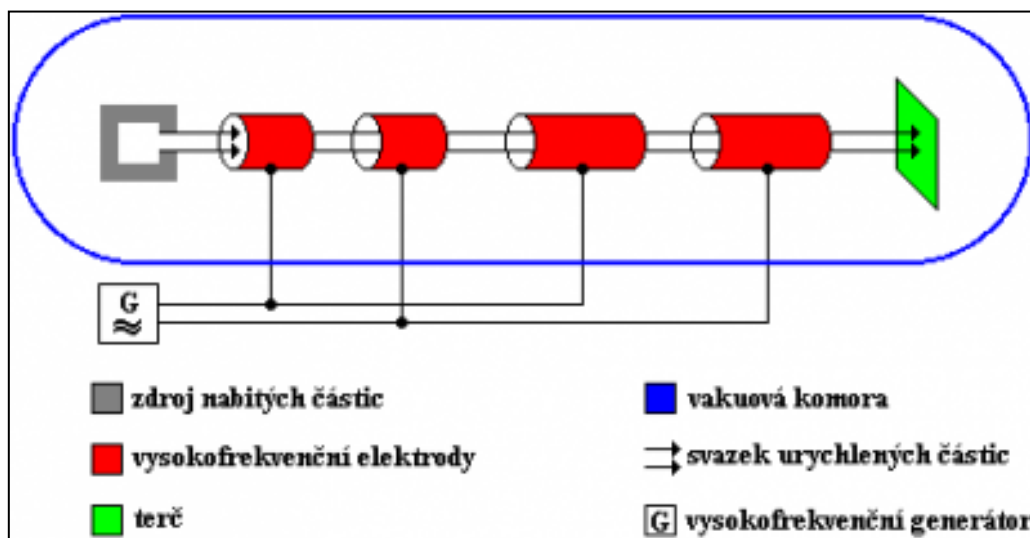
V praktické části diplomové práce byly sledovaným subjektem ozařování pacienti na radioterapeutickém pracovišti v českobudějovické nemocnici. Se svolením RNDr. Petra Berkovského jsem mohla uskutečnit svou výzkumnou část.

3.1 Ozařování

Ozařování pacientů s karcinomem hlavy a krku se provádělo na onkologickém oddělení v Nemocnici České Budějovice a. s. Ozařováno bylo celkem 15 pacientů, z toho bylo 8 mužů a 7 žen.

Pacienti, kteří podstoupí onkologickou léčbu, jsou ozařováni na lineárním urychlovači typu Clinac 2100 C/D, vyrobený firmou Varian.

Lineární urychlovač je založen na principu urychlování částic, např. elektronů. Urychlovač má vzduchoprázdnou trubici, ve které jsou válcové elektrody. [23] Tyto elektrody jsou zapojeny ke zdroji vysokofrekvenčního napětí. Sudé elektrody jsou připojeny k jednomu pólu a liché k jinému pólu generátoru. Ze zdroje se uvolní elektricky nabitá částice a před vstupem šterbinou do vzduchoprázdné trubice jsou urychleny stejnosměrným napětím. Mezi válcovými elektrodami dochází k přepólování a tím se zvyšuje jejich průlet elektrodou, proto každá další elektroda musí být větší než ta předcházející. Při dopadu na ochlazený terčík se vytváří potřebná reakce. Pomocí lineárního urychlovače dostáváme energie až v desítkách MeV. [14]



Obr. 7: Schéma lineárního urychlovače

Zdroj: Autorský kolektiv. *Radiobiologie* [44]

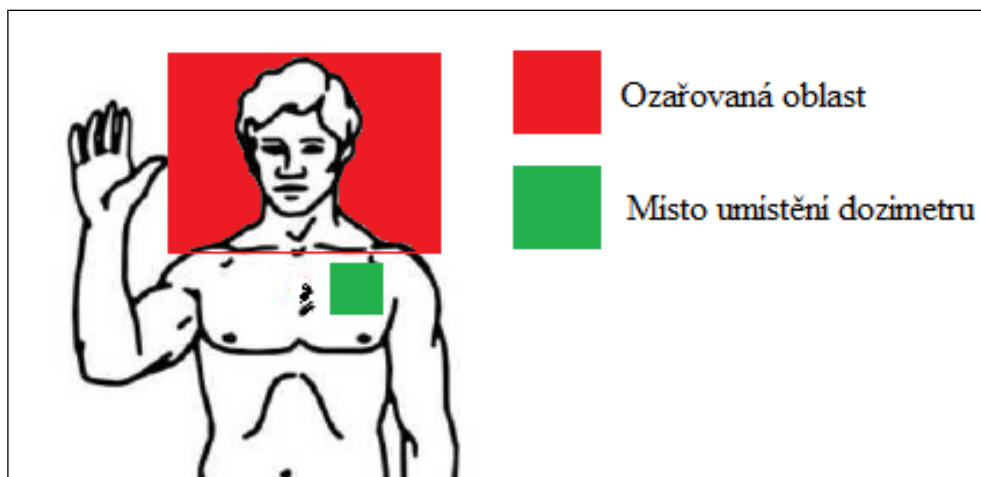
Technické parametry:

- 2 svazky fotonového záření o energii 6 MeV a 18 MeV
- 5 svazků elektronového záření o energii 6, 9, 12, 16 a 20 MeV
- Multileaf kolimátor 120 lamel, 60 párů, 40 šířky 5mm a 20 lamel šířky 10mm v izocentru
- dávkový příkon 100 – 600 MU/min pro fotonové svazky a 100 – 500, 700 a 1000 MU/min pro elektronové svazky
- nastavení dávky 1- 999 MU, s krokem 1MU
- velikost ozařovacího pole 5 x 5 až 40 x 40 cm v izocentru
- kalibrace 100MU = 1Gy v referenční hloubce 5cm/SSD 95 cm pro 6 MeV a 10cm/SSD 90 cm 18 MeV
- elektronové svazky jsou kalibrovány na hodnotu 100MU = 1Gy v hloubce maxima příslušné energie

3.2 Měření

Měření bylo prováděno na 15 pacientech, pomocí elektronického osobního dozimetru DMC 2000 XB, protože tento dozimetr zobrazuje obdržené dávky ihned po ukončení měření. Každému pacientovi byla zhotovena maska, kterou měl po celou dobu ozařování. Po nastavení pacienta a parametrů na lineárním urychlovači se na masku připnul EPD. Dozimetr se vždy připínal co nejblíže k referenčnímu místu, tzn. 8 cm od středu na levou stranu (obr. 8). Stisknutím tlačítka se dozimetr přepnul z režimu „PAUSE“ do režimu „MEASUREMENT“ (měření). Po skončení ozařování se opakovaným stisknutím tlačítka ukončilo měření na dozimetru a naměřená hodnota se zobrazila na displeji. Hodnoty se zapisovaly do tabulek, každému pacientovi zvlášť, přičemž každé další měření se přičítalo k předcházejícímu měření. Při ukončení celého cyklu ozařování se na EPD zobrazila celková dávka, kterou pacient obdržel.

U ozařovaných pacientů jsem si vypisovala různé informace, např. pohlaví, rok narození, ozařovaná oblast nebo také denní ložiskové dávky a celkové dávky, které jednotliví pacienti obdrželi. DLD a celkové dávky jsou vypsány v tabulce č. 2.



Obr. 8: Zobrazení ozařované oblasti a umístění dozimetru

Zdroj: <http://edupics.com/human-body-t9794.jpg>

Tabulka č. 2: DLD a celkové dávky, během ozařování

	Celkové dávky
Pacient č. 1	DLD* 2Gy/ 64Gy
Pacient č. 2	DLD 2Gy/ 66Gy
Pacient č. 3	DLD 2,2Gy/ 55Gy
Pacient č. 4	DLD 2Gy/ 50Gy
Pacient č. 5	DLD 2Gy/ 66Gy
Pacient č. 6	DLD 2Gy/ 60Gy
Pacient č. 7	DLD 1,8Gy/ 54Gy
Pacient č. 8	DLD 2Gy/ 70Gy
Pacient č. 9	DLD 2,2Gy/ 66Gy
Pacient č. 10	DLD 1,8Gy/ 54Gy
Pacient č. 11	DLD 2,2Gy/ 66Gy
Pacient č. 12	DLD 2Gy/ 66Gy
Pacient č. 13	DLD 1,8Gy/ 54Gy
Pacient č. 14	DLD 1,8Gy/ 54Gy
Pacient č. 15	DLD 2Gy/ 60Gy

* DLD – denní ložisková dávka – dávka na jednu frakci

3.2.1 Elektronický osobní dozimetr (EPD)

S vývojem elektroniky, výpočetní techniky a s ohledem na dostupnost nabyly na významu elektronické osobní dozimetry. Pracují na bázi GM – detektorů, v poslední době spíše pracují na bázi polovodičových Si – detektorů. Využívaly se jako operativní dozimetry především v jaderných elektrárnách, ale v poslední době je jejich použití i v jiných oblastech. Používají je dokonce dozimetrické služby jako autorizované dozimetry pro hodnocení ozáření ve vztahu k limitům. EPD lze použít samostatně nebo sjednocením s vyhodnocovacím zařízením, kdy lze stanovit dávku, kterou jedinec obdržel, v jakém časovém intervalu a v kterém místě. [8, 44, 32]

Výhody elektronické dozimetrie [38]:

- expoziční kontrola radiačních pracovníků;
- umožňuje signalizaci (alarm) při překročení hodnot efektivní dávky a příkonu dávkového ekvivalentu;
- detekční limit je 1 μSv .

Nevýhody elektronické dozimetrie [38]:

- možnost ovlivnění elektromagnetickým zářením;
- vlastní zdroj proudu – nutnost údržby a výměny baterií;
- nákladnost a možnost poškození při nárazu.

DMC 2000 XB

Tento elektronický dozimetr vyrobený firmou Merlin Gerin (obr. 9) byl navržen tak, aby měřil současně hluboký dávkový ekvivalent $H_p(10)$ a mělký dávkový ekvivalent $H_p(0,07)$, podle ICRP, pro záření gama, X a beta. Také mohou být využity jako provozní dozimetry pro lékařské posouzení rizik. Využívá se v jaderných elektrárnách nebo v jaderných zařízeních. [37, 34]

Dozimetr pracuje ve dvou režimech. První režim je „PAUSE“ (obr. 9) a v tomto režimu se měření neprovádí. Jedná se o klidový režim s minimální spotřebou. Druhý režim je „MEASUREMENT“ (obr. 10), což znamená měření, ve kterém se provádí samostatné měření. Tento režim nám zobrazuje dávkový ekvivalent a ekvivalent dávkového příkonu $H_p(10)$ a $H_p(0,07)$. [36]



Obr. 9: Zobrazení EPD – pohled z přední a zadní strany

Zdroj: Vlastní



Obr. 10: Zobrazení EPD – režim PAUSE a MEASUREMENT

Zdroj: Vlastní

Technické parametry [53]:

- rozměry 86,5 x 48 x 9 x 18,5 mm
- hmotnost (s baterií) < 56 g
- napájení baterie LiMnO₂ CR 2450 RENATA nebo TOSHIBA
- životnost baterie 9 – 12 měsíců (v provozu)

- provoz 3 roky (v režimu skladování)
- skladování -10 do + 60 °C
- druh záření -31 do +71 °C (bez baterie)
- referenční norma gama, X a beta IEC 61526
- měřená veličina $H_p(10)$ a $H_p(0,07)$
- energetický rozsah 20 keV – 6 MeV pro X a gama
od $E_{stř} = 60$ keV pro beta
- energetická odezva $H_p(10)$
 - ✓ X a gama záření $\leq \pm 30\%$ od 20 keV – 3 MeV
 $\leq \pm 50\%$ od 3 MeV – 6 MeV
- energetická odezva $H_p(0,07)$
 - ✓ X a gama záření $\leq \pm 20\%$ od 20 keV – 3 MeV
 $\leq \pm 30\%$ pro $E_{stř} > 60$ keV
- měřicí rozsah
 - ✓ dávkový ekvivalent od $1E - 6$ do 10 Sv
 - ✓ příkon dávkového ekvivalentu od $1E - 7$ do 10 Sv/h

3.3 Vyhodnocení naměřených hodnot

Po dokončení měření osobních dávkových ekvivalentů EPD v českobudějovické nemocnici nastala část srovnávání hodnot a výpočtů měření, pomocí kterých vznikla kapitola „Výsledky“. Výsledky hodnot byly počítány přednastavenými vzorci a byly vypočteny v programu Microsoft Excel.

Vyhodnocení naměřených hodnot se provádělo pomocí těchto vzorců:

- Aritmetický průměr
$$\bar{x} = \frac{\sum x_i}{n}$$

- Směrodatná odchylka výběru $s = \sqrt{\frac{\sum(x-x_i)^2}{n-1}}$
- Procentuální odchylka $s [\%] = \left(\frac{s}{\bar{x}}\right) * 100$
- Celkový Hp (10) $d = \bar{x} * n$

4. Výsledky

V níže uvedených tabulkách jsou uvedeny naměřené osobní dávkové ekvivalenty $H_p(10)$ jednotlivých pacientů ozařovaných v nemocnici v Českých Budějovicích, pomocí elektronického osobního dozimetru typu DMC 2000 XB. U každé z tabulek je uvedené číslo pacienta, pod kterým byl pacient ozařován, také pohlaví, rok narození a v neposlední řadě jaká byla ozařovaná oblast.

Tabulka č. 3: Naměřené hodnoty pomocí EPD – Pacient č. 1 – žena, nar. 1971, ozařování krku

Pacient č. 1	
Součty [mSv]	Jednotlivé měření [mSv]
1,751	1,751
3,500	1,749
5,253	1,753
7,005	1,752
8,777	1,772
10,542	1,765
12,296	1,754
14,033	1,737
15,779	1,746
17,508	1,729

Tabulka č. 4: Naměřené hodnoty pomocí EPD – Pacient č. 2 – muž, nar. 1944, ozařování hlavy

Pacient č. 2	
Součty [mSv]	Jednotlivé měření [mSv]
1,385	1,385
2,748	1,363
4,120	1,372
5,477	1,357
6,819	1,342
8,174	1,355
9,524	1,350
10,865	1,341
12,200	1,335
13,552	1,352
14,919	1,367
16,300	1,381
17,694	1,394
19,079	1,385
20,446	1,367
21,818	1,372
23,199	1,381
24,574	1,375
25,944	1,370
27,326	1,382
28,714	1,388
30,093	1,379
31,458	1,365
32,835	1,377
34,218	1,383

Tabulka č. 5: Naměřené hodnoty pomocí EPD – Pacient č. 3 – muž, nar. 1941, ozařování krku

Pacient č. 3	
Součty [mSv]	Jednotlivé měření [mSv]
1,721	1,721
3,454	1,733
5,192	1,738
6,921	1,729
8,656	1,735
10,397	1,741
12,142	1,745
13,881	1,739
15,620	1,739
17,354	1,734
19,082	1,728
20,818	1,736
22,560	1,742
24,308	1,748
26,045	1,737
27,786	1,741
29,532	1,746
31,264	1,732
33,009	1,745
34,737	1,728

Tabulka č. 6: Naměřené hodnoty pomocí EPD – Pacient č. 4 – žena, nar. 1966, ozařování krku

Pacient č. 4	
Součty [mSv]	Jednotlivé měření [mSv]
1,942	1,942
3,835	1,893
5,710	1,875
7,594	1,884
9,517	1,923
11,469	1,952
13,414	1,945
15,352	1,938
17,281	1,929
19,178	1,897
21,084	1,906
23,010	1,926
24,962	1,952
26,896	1,934
28,793	1,897
30,676	1,883
32,566	1,890
34,464	1,898
36,375	1,911
38,281	1,906

Tabulka č. 7: Naměřené hodnoty pomocí EPD – Pacient č. 5 – muž, nar. 1970, ozařování hlavy

Pacient č. 5	
Součty [mSv]	Jednotlivé měření [mSv]
1,255	1,255
2,528	1,273
3,829	1,301
5,114	1,285
6,390	1,276
7,644	1,254
8,906	1,262
10,153	1,247
11,386	1,233
12,614	1,228
13,850	1,236
15,092	1,242
16,343	1,251
17,590	1,247
18,829	1,239
20,044	1,215
21,247	1,203
22,463	1,216
23,691	1,228
24,938	1,247
26,197	1,259
27,443	1,246
28,683	1,240

Tabulka č. 8: Naměřené hodnoty pomocí EPD – Pacient č. 6 – žena, nar. 1974, ozařování hlavy

Pacient č. 6	
Součty [mSv]	Jednotlivé měření [mSv]
1,311	1,311
2,596	1,285
3,902	1,306
5,223	1,321
6,540	1,317
7,868	1,328
9,180	1,312
10,474	1,294
11,759	1,285
13,060	1,301
14,378	1,318
15,704	1,326
17,043	1,339
18,363	1,320
19,695	1,332
21,053	1,358
22,380	1,327
23,695	1,315
25,019	1,324
26,352	1,333
27,663	1,311
28,983	1,320
30,306	1,323
31,615	1,309
32,932	1,317
34,216	1,284

Tabulka č. 9: Naměřené hodnoty pomocí EPD – Pacient č. 7 – žena, nar. 1976, ozařování krku

Pacient č. 7	
Součty [mSv]	Jednotlivé měření [mSv]
1,659	1,659
3,343	1,684
4,995	1,652
6,628	1,633
8,227	1,599
9,842	1,615
11,480	1,638
13,087	1,607
14,711	1,624
16,332	1,621
17,980	1,648
19,643	1,663
21,272	1,629
22,869	1,597
24,450	1,581
26,052	1,602
27,698	1,646
29,323	1,625
30,921	1,598
32,538	1,617
34,170	1,632
35,825	1,655
37,453	1,628
39,054	1,601

Tabulka č. 10: Naměřené hodnoty pomocí EPD – Pacient č. 8 – muž, nar. 1956, ozařování hlavy

Pacient č. 8	
Součty [mSv]	Jednotlivé měření [mSv]
0,672	0,672
1,360	0,688
2,069	0,709
2,760	0,691
3,455	0,695
4,184	0,729
4,926	0,742
5,659	0,733
6,354	0,695
7,026	0,672
7,719	0,693
8,446	0,727
9,200	0,754
9,939	0,739
10,705	0,766
11,487	0,782
12,245	0,758
12,978	0,733
13,719	0,741
14,498	0,779
15,255	0,757
15,987	0,732
16,682	0,695
17,406	0,724
18,162	0,756
18,882	0,720

Tabulka č. 11: Naměřené hodnoty pomocí EPD – Pacient č. 9 – muž, nar. 1959, ozařování hlavy

Pacient č. 9	
Součty [mSv]	Jednotlivé měření [mSv]
1,508	1,508
3,023	1,515
4,525	1,502
6,027	1,502
7,522	1,495
9,023	1,501
10,534	1,511
12,057	1,523
13,566	1,509
15,071	1,505
16,562	1,491
18,065	1,503
19,580	1,515
21,090	1,510
22,613	1,523
24,142	1,529
25,649	1,507
27,139	1,490
28,640	1,501
30,160	1,520
31,672	1,512
33,195	1,523
34,694	1,499
36,199	1,505

Tabulka č. 12: Naměřené hodnoty pomocí EPD – Pacient č. 10 – žena, nar. 1972, ozařování krku

Pacient č. 10	
Součty [mSv]	Jednotlivé měření [mSv]
1,752	1,752
3,545	1,793
5,309	1,764
7,084	1,775
8,844	1,760
10,613	1,769
12,336	1,723
14,028	1,692
15,729	1,701
17,449	1,720
19,167	1,718
20,878	1,711
22,603	1,725
24,306	1,703
25,994	1,688
27,695	1,701
29,405	1,710
31,106	1,701
32,815	1,709
34,513	1,698
36,218	1,705

Tabulka č. 13: Naměřené hodnoty pomocí EPD – Pacient č. 11 – žena, nar. 1962, ozařování krku

Pacient č. 11	
Součty [mSv]	Jednotlivé měření [mSv]
1,801	1,801
3,594	1,793
5,407	1,813
7,205	1,798
8,987	1,782
10,782	1,795
12,598	1,816
14,421	1,823
16,241	1,820
18,046	1,805
19,858	1,812
21,655	1,797
23,463	1,808
25,269	1,806
27,085	1,816
28,909	1,824
30,724	1,815
32,507	1,783
34,302	1,795
36,082	1,780
37,886	1,804
39,686	1,800
41,505	1,819
43,330	1,825
45,142	1,812
46,915	1,773
48,701	1,786
50,483	1,782

Tabulka č. 14: Naměřené hodnoty pomocí EPD – Pacient č. 12 – muž, nar. 1948, ozařování hlavy

Pacient č. 12	
Součty [mSv]	Jednotlivé měření [mSv]
1,428	1,428
2,863	1,435
4,284	1,421
5,723	1,439
7,160	1,437
8,602	1,442
10,027	1,425
11,428	1,401
12,838	1,410
14,261	1,423
15,666	1,405
17,048	1,382
18,446	1,398
19,863	1,417
21,292	1,429
22,737	1,445
24,164	1,427
25,585	1,421
26,993	1,408
28,406	1,413
29,826	1,420
31,241	1,415
32,673	1,432
34,094	1,421
35,532	1,438
36,948	1,416
38,357	1,409
39,779	1,422
41,214	1,435

Tabulka č. 15: Naměřené hodnoty pomocí EPD – Pacient č. 13 – muž, nar. 1965, ozařování krku

Pacient č. 13	
Součty [mSv]	Jednotlivé měření [mSv]
1,753	1,753
3,465	1,712
5,227	1,762
6,995	1,768
8,785	1,790
10,558	1,773
12,299	1,741
14,051	1,752
15,788	1,737

Tabulka č. 16: Naměřené hodnoty pomocí EPD – Pacient č. 14 – muž, nar. 1947, ozařování krku

Pacient č. 14	
Součty [mSv]	Jednotlivé měření [mSv]
1,725	1,725
3,437	1,712
5,173	1,736
6,918	1,745
8,641	1,723
10,342	1,701
12,061	1,719
13,796	1,735
15,518	1,722
17,257	1,739

Tabulka č. 17: Naměřené hodnoty pomocí EPD – Pacient č. 15 – muž, nar. 1952, ozařování krku

Pacient č. 15	
Součty [mSv]	Jednotlivé měření [mSv]
1,645	1,645
3,294	1,649
4,938	1,644
6,580	1,642
8,232	1,652
9,872	1,640
11,484	1,612
13,080	1,596
14,680	1,600
16,295	1,615
17,891	1,596
19,511	1,620
21,128	1,617

Tabulka č. 18: Shrnutí dávek, které byly naměřeny – součet naměřených hodnot (Σ), průměrné hodnoty (\bar{x}), směrodatná odchylka výběru (s), procentuální odchylka ($s\%$), počet ozařování (n)

	Σ [mSv]	\bar{x} [mSv]	s [mSv]	$s\%$	n
Pacient č. 1	17,508	1,750	0,012	0,685	10
Pacient č. 2	34,218	1,368	0,015	1,096	25
Pacient č. 3	34,737	1,736	0,007	0,403	20
Pacient č. 4	38,281	1,914	0,024	1,253	20
Pacient č. 5	28,683	1,247	0,022	1,764	23
Pacient č. 6	34,216	1,316	0,017	1,291	26
Pacient č. 7	39,054	1,627	0,025	1,536	24
Pacient č. 8	18,882	0,726	0,031	4,269	26
Pacient č. 9	36,199	1,508	0,010	0,663	24
Pacient č. 10	36,218	1,724	0,030	1,740	21
Pacient č. 11	50,483	1,802	0,014	0,776	28
Pacient č. 12	41,214	1,421	0,014	0,985	29
Pacient č. 13	15,788	1,754	0,022	1,254	9
Pacient č. 14	17,257	1,725	0,013	0,753	10
Pacient č. 15	21,128	1,625	0,020	1,230	13

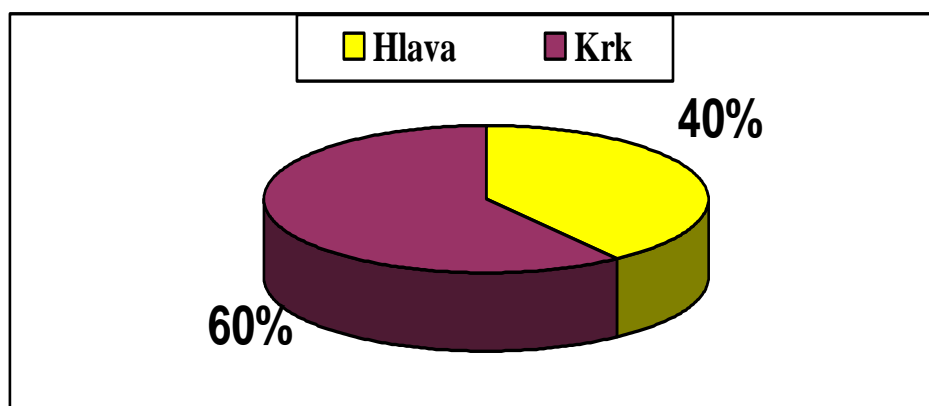
5. Diskuze

Pacienti, kteří byli léčeni pro nádorová onemocnění v oblasti hlavy a krku na onkologickém oddělení v Nemocnici České Budějovice a. s., dostali během léčebného procesu do cílového objemu průměrnou dávku 60 Gy, přičemž celkové průměrné dávky na oblast krku se pohybují okolo 57 Gy a na oblast hlavy kolem 66 Gy.

Mým hlavním úkolem bylo měření osobních dávkových ekvivalentů prostřednictvím EPD v místě referenčního bodu, tzn. na levé straně hrudníku mimo primární svazek záření. Hodnoty popisující DLD a celkové dávky jsou uvedeny v Tabulce č. 2. Jednotlivé hodnoty osobních dávkových ekvivalentů $H_p(10)$, pro každého pacienta zvlášť, jsou uvedeny v tabulkách č. 3 – 17. Celkové osobní dávkové ekvivalenty a průměrné osobní dávkové ekvivalenty jsou pak uvedeny v tabulce č. 18.

V rámci praktické části jsem porovnávala ozařované oblasti mezi sebou. V obr. 11 lze vyčíst, jaké je procentuální zastoupení u ozařování hlavy a krku. V porovnání s webovým portálem Epidemiologie zhoubných nádorů v České republice, jsem zjistila, že každý rok přibývá pacientů, kteří se dostanou do situace, kdy podstoupí onkologickou léčbu v oblasti krku, čímž bylo potvrzeno i mé procentuální zastoupení.

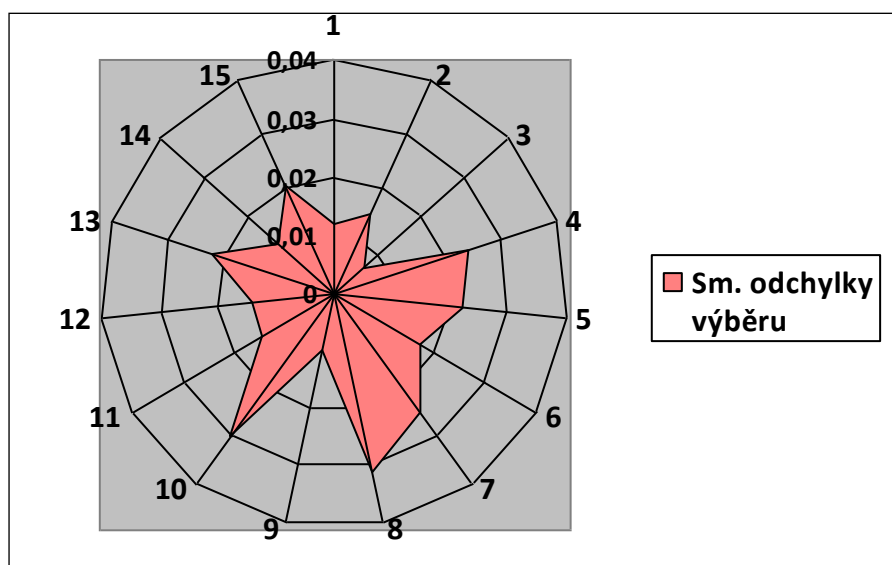
Obr 11: Procentuální zastoupení ozařování v oblasti hlavy a krku



Z tabulky č. 18 lze vyčíst, že celkové hodnoty $H_p(10)$ jsou poměrně alarmující, protože podle vyhlášky 307/2002 Sb., o radiační ochraně je hodnota dávkového limitu 1mSv za kalendářní rok. Jelikož se ale jedná o lékařský výkon, při kterém jsou pacienti uzdravováni pomocí IZ, tak tyto dávky podle § 4, odst. 7, písm. a) zákona č. 18/1997 Sb., o mírovém využívání jaderné energie a ionizujícího záření (atomový zákon) nepodléhají limitům ozáření.

Ze stejné tabulky jsem porovnávala i směrodatné odchyly, které mají poměrně nízké hodnoty. Směrodatné odchyly totiž vyjadřují, jak se dané hodnoty z určitého souboru odchyľují od svého průměru a tak lze zkonstatovat, že dozimetry, kterými jsem měřila osobní dávkové ekvivalenty $H_p(10)$, měří správně. Směrodatné odchyly všech pacientů jsou zobrazeny na obr. 12.

Obr. 12: Směrodatné odchyly



Abych mohla porovnat jednotlivé oblasti ozařování mezi sebou, musela jsem pacienty rozdělit do skupin, jež jsou uvedeny v tabulkách č. 19 – 21. V těchto tabulkách

jsou uvedeni pacienti podle ozařované oblasti s danou hodnotou $H_p(10)/D$. Tato hodnota označuje, kolik mSv odpovídá 1Gy.

V tabulce č. 19 jsou vypsáni pacienti, kteří podstoupili léčbu v oblasti hlavy. Z této kategorie jsem musela vyloučit dva pacienty, protože jejich hodnoty $H_p(10)/D$ neodpovídaly průměrným hodnotám uvedeným v tabulce. Důvodem pro vyloučení pacientů byla skutečnost, že u pacienta č. 8 byla hodnota velmi nízká a u pacienta č. 11 byla naopak velmi vysoká. Taková situace nastává v případech, kdy jsou pacienti menšího nebo většího vzrůstu.

Tabulka č. 19: Ozařování hlavy – $H_p(10)/D$

Pacient	mSv/Gy
Pacient č. 2	0,518
Pacient č. 5	0,434
Pacient č. 6	0,570
Pacient č. 9	0,548

V tabulce č. 20 a 21 jsou uvedeni pacienti, kteří byli léčeni pro nádorová onemocnění v oblasti krku. Tyto pacienty jsem rozdělila do dvou skupin, jelikož počet ozařovaných pacientů byl oproti pacientům ozařovaných v oblasti hlavy vyšší.

V tabulce č. 20 jsou pacienti, kteří mají vyšší hodnoty $H_p(10)/D$, jelikož v tomto případě se jednalo především o ženské pohlaví, výjimkou je pouze pacient č. 3, kde se jedná o mužské pohlaví. Vyšší hodnoty naznačují, že se dozimetr nacházel blíže k ozařované oblasti. K anatomickým poměrům se hodnoty osobních dávkových ekvivalentů na 1Gy přiřazují k osobám, které jsou menší postavy.

Tabulka č. 20: Ozařování krku – $H_p(10)/D$ – menší postava pacientů

Pacient	mSv/Gy
Pacient č. 3	0,631
Pacient č. 4	0,765
Pacient č. 7	0,723
Pacient č. 10	0,670

Pacienti, kteří jsou uvedeni v tabulce č. 21, mají naopak nízké hodnoty $H_p(10)/D$. Z této tabulky jsem také musela vyřadit jednoho pacienta (pacient č. 12) a to z důvodu velmi vysokých hodnot, které by nemohly být zařazené ani v předchozí tabulce č. 20. Je to proto, že se jedná o pacienta, který byl vyšší postavy. Nízké hodnoty se přiřazují spíše k mužskému pohlaví. I v této tabulce je výjimka, a to u pacienta č. 1, kdy se jedná o ženské pohlaví vyššího věku.

Tabulka č. 21: Ozařování krku – $H_p(10)/D$ – větší postava pacientů

Pacient	mSv/Gy
Pacient č. 1	0,273
Pacient č. 13	0,292
Pacient č. 14	0,319
Pacient č. 15	0,352

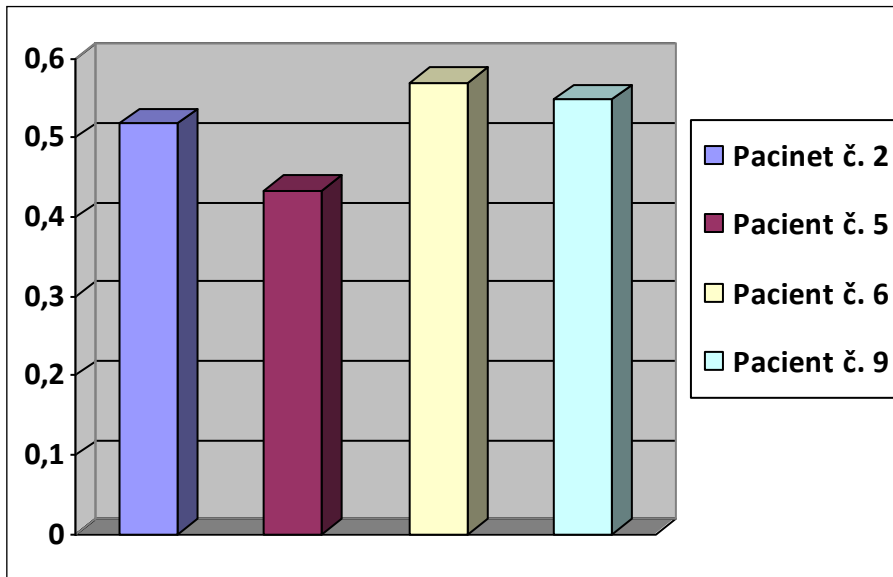
Po shrnutí předchozích tabulek vznikla tabulka č. 22, kde jsou pro přehlednost uvedeny veškeré výpočty, jako u tabulky č. 18. Při porovnávání průměrných hodnot lze říci, že pacienti, kteří podstoupili onkologickou léčbu v oblasti krku (tabulka č. 21), dostávají menší dávky při ozařování, proto jsou dávky osobních dávkových ekvivalentů $H_p(10)$ na 1Gy tak malé, oproti ozařování v oblasti hlavy (tabulka č. 19).

Tabulka č. 22: Shrnutí tabulek 19,20 a 21 – součet jednotlivých tabulek (Σ), průměrné hodnoty (\bar{x}), směrodatná odchylka výběru (s), procentuální odchylka ($s\%$), počet ozařování (n)

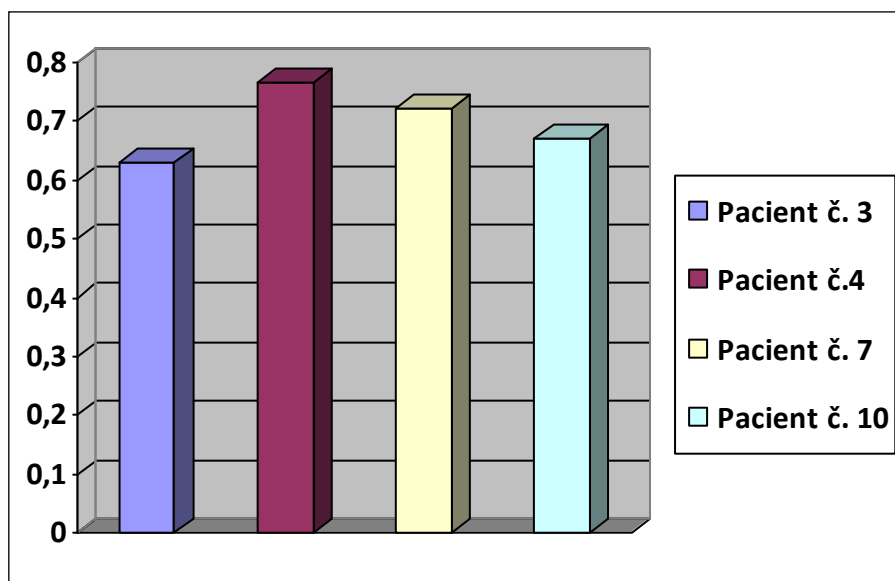
	Σ [mSv/Gy]	\bar{x} [mSv/Gy]	s	$s\%$	n
Tabulka č. 19	2,070	0,517	0,059	11,411	4
Tabulka č. 20	2,789	0,697	0,058	8,321	4
Tabulka č. 21	1,236	0,309	0,034	11,003	4

Na následujících obrázcích 13 – 15 jsou zaznamenány hodnoty osobních dávkových ekvivalentů $H_p(10)/D$ v průběhu celého půlročního měření. Jak je zřetelné, jednotlivé $H_p(10)$ na 1Gy se moc neliší. Odlišnosti mohou být způsobeny špatným umístěným dozimetru v referenčním místě.

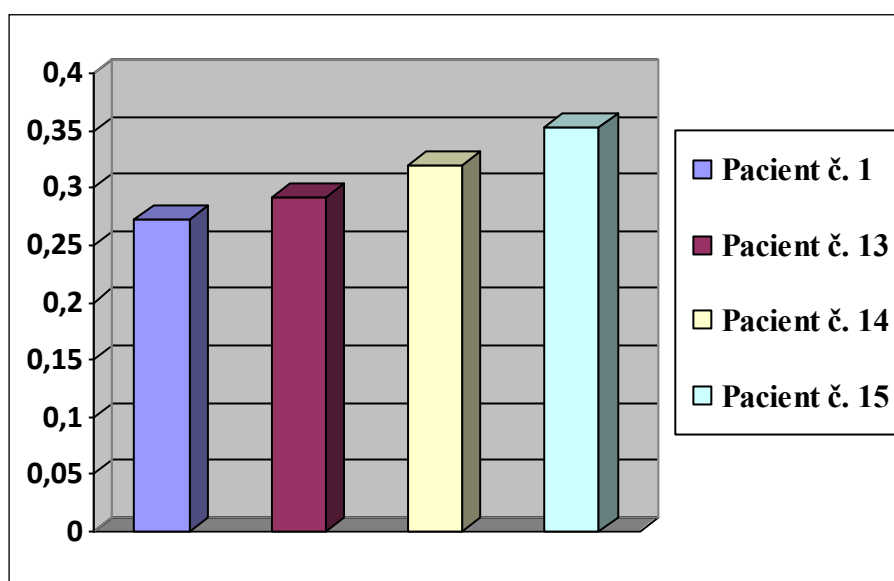
Obr. 13: Ozařování hlava – grafické znázornění $H_p(10)/D$



Obr. 14: Ozařování krku – menší postava – grafické znázornění Hp (10) /D



Obr. 15: Ozařování krku – větší postava – grafické znázornění Hp (10) /D



6. Závěr

Pacienti na radioterapeutickém oddělení v Nemocnici České Budějovice a. s. jsou při některých výkonech monitorováni pomocí osobních dozimetrů. Mým cílem v diplomové práci bylo zjistit, jaké jsou osobní dávkové ekvivalenty $H_p(10)$ u pacientů, kteří dochází na toto oddělení k léčbě nádorového nebo nenádorového onemocnění v oblasti hlavy a krku.

V průběhu výzkumu, který trval půl roku, jsem zjistila, že pomocí EPD mohu okamžitě zjistit, jaké dávky pacienti obdrželi, pomocí čitelného displeje. Onkologičtí pacienti při ozařování dostávali do cílového objemu průměrnou dávku 60 Gy, přičemž celkové průměrné dávky na oblast krku se pohybovaly kolem 57 Gy a na oblast hlavy 66 Gy. Celkové hodnoty $H_p(10)$ jsou podle vyhlášky 307/2002 Sb., o radiační ochraně stanoveny na 1mSv za kalendářní rok. Avšak v těchto případech se jedná o lékařský výkon, tudíž tyto hodnoty nepodléhají limitům ozáření.

Při porovnávání směrodatných odchylek bylo zjištěno, že hodnoty u jednotlivých pacientů jsou nízké. Tyto hodnoty určují, jak se jednotlivá měření odchylují od průměru. V případě nízkých hodnot měřil dozimetr správně.

Při měření onkologických pacientů jsem potvrdila svou stanovenou hypotézu, že obdržené dávky mimo primární svazek záření jsou nezanedbatelné a splnila jsem cíle, které jsem si stanovila.

7. Seznam použité literatury

Monografie

1. BENEŠ, Jiří, Pravoslav STRÁNSKÝ a František VÍTEK. *Základy lékařské biofyziky*. 2., přeprac. vyd. Praha: Karolinum, 2007, 201 s. ISBN 9788024613864
2. BEZDIČKOVÁ, Marcela a Lenka SLEZÁKOVÁ. *Ošetrovatelství v chirurgii*. 1. vyd. Praha: Grada, 2010, 300 s. ISBN 9788024731308
3. DOBBS, Jane, Ann BARRETT a Daniel ASH. *Praktické plánování radioterapie*. Praha: Anomal, 1992, 302 s. ISBN 8090023584
4. HÁLA, Jiří. *Radioaktivita, ionizující záření, jaderná energie*. 1. vyd. Brno: Konvoj, 1998, 310 s. ISBN 8085615568
5. HEŘMANSKÁ, Jindřiška a Jan SINGER. *Klinická dozimetrie*. 1. vyd. České Budějovice: Jihočeská univerzita (České Budějovice). Zdravotně sociální fakulta, 2005, 60 s. ISBN 807040759x
6. HUŠÁK, Václav, et al. *Radiační ochrana pro radiologické asistenty*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. 138 s. ISBN 9788024423500
7. ICRP. *The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. ICRP Publication 103. Annals of the ICRP 37 (2-4). 332 s. ISBN 9780702030482
8. KLENER, Vladislav. *Principy a praxe radiační ochrany*. Praha: Státní úřad pro jadernou bezpečnost, 2000, 619 s. ISBN 8023837036

9. KONEČNÝ, Jiří. *Radiační fyzika*. 1. vyd. České Budějovice: Jihočeská univerzita (České Budějovice). Zdravotně sociální fakulta, 2006, 109 s. ISBN 807040843x
10. KUNA, Pavel a Leoš NAVRÁTIL. *Klinická radiobiologie*. 1. vyd. Praha: Manus, 2005, 222 s. ISBN 8086571092
11. KUPKA, Karel, Jozef KUBINYI a Martin ŠÁMAL. *Nukleární medicína: [učební text]*. 1. vyd. Praha: P3K, c2007, 185, xiv s. ISBN 9788090358492
12. MUSÍLEK, Ladislav. *Základy dozimetrie 2., Ochrana před zářením*. 1. vyd., Praha: ČVUT, 1986, 205 s.
13. MUSÍLEK, Ladislav, Josef ŠEDA a Jaroslav TROUSIL. *Dozimetrie ionizujícího záření: (integrující metody)*. Vyd. 1. Praha: Vydavatelství ČVUT, 1992, 281 s. ISBN 8001008126
14. NAVRÁTIL, Leoš a Jozef ROSINA. *Medicínská biofyzika*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2005, 524 s. ISBN 8024711524
15. ÖSTERREICHER, Jan a Jiřina VÁVROVÁ: *Přednášky z radiobiologie*. Praha: Manus, 2003. ISBN 8086571017
16. PETTERSSON, Holger. *A Global TextBook of Radiology I*, 2. sv. Oslo: The NICER Institute, 1995, 1330 s. ISBN 8299088232
17. ROSINA, Jozef, Hana KOLÁŘOVÁ a Jiří STANEK. *Biofyzika pro studenty zdravotnických oborů*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2006, 230 s. ISBN 8024713837
18. Sabol, Jozef. *Základy dozimetrie*. 1. vyd. Praha: ČVUT, 1992, 150 s. ISBN 8001008479

19. SEIDL, Zdeněk. *Radiologie pro studium i praxi*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2012, 368 s. ISBN 9788024741086
20. SINGER, Jan. *Dozimetrie ionizujícího záření*. 1. vyd. České Budějovice: Jihočeská univerzita (České Budějovice). Zdravotně sociální fakulta, 2005, 67 s. ISBN 8070407522
21. SINGER, Jan a Jindřiška HEŘMANSKÁ. *Principy radiační ochrany*. 1. vyd. České Budějovice: Jihočeská univerzita (České Budějovice). Zdravotně sociální fakulta, 2004, 111 s. ISBN 8070407085
22. SINGER, Jiří, Rusinová J., Černožorská A., *Měření osobních dávek při práci na nukleární medicíně a radioterapii*. XII Štiavnické dni 4. – 6. 10. 2011, Zborník prednášok a referátov, s. 14 (abstrakt), CD č. 8 (prednáška), Banská Štiavnica, 2011, ISBN 9788097079703
23. SPURNÝ, Vladimír a Pavel ŠLAMPA. *Moderní radioterapeutické metody*. 1. vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1999, 118 s. ISBN 8070132671
24. ŠLAMPA, Pavel a Jiří PETERA. *Radiační onkologie*. Praha: Galén, c2007, 457 s. ISBN 9788072624690
25. VOKURKA, Martin a Jan HUGO. *Praktický slovník medicíny*. 6., rozš. vyd. Praha: Maxdorf, 2000, 490 s. ISBN 8085912384

Monografie s digitalizovanou verzí

26. BUSCH, Uwe, MODDER, Ulrich (ed.). *Die Augen des Professors – Wilhelm Conrad Röntgen – Eine Kurzbiographie*. Ausgabe 1. Verlag: Vergangenheitsverlag,

2008, 148 s. ISBN 9873940621023. Dostupné také z: http://books.google.cz/books?id=fw6nz_ttUkgC&printsec=frontcover&hl=cs#v=onepage&q&f=false

27. KHAN, Faiz M. *The Physics of Radiation Therapy*, Fourth edition. Publisher: Lippincott Williams & Wilkins, 2012, 592 s. ISBN 978-0-7817-8856-4. Dostupné také z: <http://books.google.cz/books?id=GvzzVRi9QFQC&printsec=frontcover&hl=cs#v=onepage&q&f=false>
28. MATZNER, Jan. *Radiační ochrana*. [online]. České Budějovice: Jihočeská universita v Českých Budějovicích, Zdravotně sociální fakulta, 2007 [cit. 2013-02-11]. Dostupné také z: http://www.zsf.jcu.cz/struktura/katedry/radio/informace-pro-studenty/ucebni_texty/studijni-obor-radiologicky-asistent
29. McKEEVER, S. W. S. *Thermoluminescence of Solids*. First Publisher, © Cambridge University Press 1985, 392 s. ISBN 0521368111. Dostupné také z: http://books.google.cz/books?id=6pNoV48kNSsC&printsec=frontcover&hl=cs&source=gbg_summary_r&cad=0#v=onepage&q&f=false
30. PÁLA, Miloslav. *Léčba nádorů hlavy a krku a její komplikace*. Praha: Liga proti rakovině, 2011, 16 s. ISBN 9788026011804. Dostupné také z: http://www.lpr.cz/index.php/ke-stazeni/doc_details/94-leba-nador-hlavy-a-krku-a-jeji-komplikace
31. ŠVEC, Jiří. *Radioaktivita a ionizující záření: doplňující učební texty pro předmět Bakalářská fyzika, Aplikovaná fyzika, Ochrana před zářením*. První vydání. Ostrava: Sdružení požárního a bezpečnostního inženýrství, 2005. 36 s. ISBN 8086634620. Dostupné také z: <http://www.fbi.vsb.cz/miranda2/export/sites-root/fbi/050/cs/sys/resource/PDF/studijni-materialy/zareni.pdf>

Odborná periodika

32. HAVRÁNKOVÁ, R., KOC, J., NAVRÁTIL, L. et al. *Možnosti elektronické osobní dozimetrie na jaderné elektrárně Temelín*. Kontakt. České Budějovice: 2005, roč. 4, č. 7, s. 200-398. ISSN 1212-4117
33. *Inflow: Safety Guide for Radiation Protection in Radiotherapy* [online]. 2008, Series Publication No. 14.3 [cit. 2013-03-22]. ISSN 14459760. Dostupné z: http://www.arpana.gov.au/pubs/rps/rps14_3.pdf
34. SINGER, Jan, Šmoldasová Jana, Petrová Ivana. *Dosimetric dependences od DMC 2000XB*, Bezpečnost jaderné energie, V. 19 (57), 2011, No. 5/6, p. 153 – 157, ISSN 12107085

Bakalářské a diplomové práce

35. CUPALOVÁ, Klára. *Monitorování radiační zátěže radiačních pracovníků na jaderné elektrárně Temelín*. České Budějovice, 2007. Diplomová práce. Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích, Fakulta zdravotně sociální, Katedra radiologie, toxikologie a ochrany obyvatelstva. Vedoucí diplomové práce Ing. Josef Koc, CSc.
36. ČERNOHORSKÁ, Adéla. *Měření dávek na pracovišti radioterapie pomocí osobních dozimetrů*. České Budějovice, 2010. Bakalářská práce. Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích, Fakulta zdravotně sociální, Katedra radiologie, toxikologie a ochrany obyvatelstva. Vedoucí bakalářské práce Ing. Jan Singer, CSc.
37. PETROVÁ, Irena. *Systém elektronické osobní dozimetrie*. České Budějovice, 2008. Diplomová práce. Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích, Fakulta zdravotně sociální, Katedra radiologie, toxikologie a ochrany obyvatelstva. Vedoucí diplomové práce Ing. Jan Singer, CSc.

38. ŘIHÁKOVÁ, Věra. *Měření osobního dávkového ekvivalentu na oční čočku Hp (3) pomocí termoluminiscenčních dozimetrů*. Brno, 2012. Bakalářská práce. Masarykova univerzita v Brně, Lékařská fakulta, Katedra Radiologických metod. Vedoucí bakalářské práce Mgr. Kateřina Krkavcová
39. STOLBENKO, Pavel. *Vývoj přístrojové techniky v radioterapii (e – leasingový program)*. České Budějovice, 2010. Bakalářská práce. Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích, Fakulta zdravotně sociální, Katedra radiologie, toxikologie a ochrany obyvatelstva. Vedoucí bakalářské práce prof. MUDr. Leoš Navrátil, CSc.

Legislativa

40. ČESKO. Vyhláška č. 307 Státního úřadu pro jadernou bezpečnost ze dne 13. června 2002 o radiační ochraně. *In: Sbírka zákonů České republiky*. 2002, částka 113, s. 6362 – 6540. Dostupné také z: <http://aplikace.mvcr.cz/sbirkazakonu/ViewFile.aspx?type=c&id=3932>. ISSN 1211 – 1244
41. ČESKO. Zákon č. 18 ze dne 24. ledna 1997 o mírovém využívání jaderné energie a ionizujícího záření (atomový zákon) a o změně a doplnění některých zákonů. *In: Sbírka zákonů české republiky*. 1997, částka 5, s. 82 – 106. Dostupné také z: <http://aplikace.mvcr.cz/sbirka-zakonu/ViewFile.aspx?type=c&id=2996>. ISSN 1211 -1244
42. SÚJB, Radiační ochrana, doporučení, *Zabezpečení osobního monitorování při činnostech vedoucích k ozáření, část I. – Zevní ozáření*, říjen 2007. Dostupné také z: http://www.sujb.cz/fileadmin/sujb/docs/radiacni-ochrana/28-dozimetrie_zevni_2007.pdf

43. SÚJB, Radiační ochrana, doporučení, *Zabezpečení osobního monitorování při činnostech vedoucích k ozáření, část II. – vnitřní ozáření*, červenec 2005. Dostupný také z: http://www.sujb.cz/fileadmin/sujb/docs/dokumenty/publikace/Zabezpeceni_os_monit_pri_ozareni.pdf

Elektronické zdroje

44. Autorský kolektiv. *Radiobiologie* [online]. 2013 [2013-01-30]. Dostupné z: <http://fbmi.sirdik.org/>
45. FN MOTOL. Technické vybavení – update. In: *Blogger* [online]. © 2012 [cit. 2013-03-05]. Dostupné také z: <http://www.fnmotol.cz/kliniky-a-oddeleni/cast-pro-dospELE/radioterapeuticko-onkologicke-oddeleni/zevni-radioterapie/technicke-vybaveni/>
46. Ionizující záření. In: *Fyzika v moderním lékařství* [online]. [cit. 2013-02-25]. Dostupné také z: <http://cz7asm.wz.cz/fyz/index.php?page=iozar>
47. JEŽKOVÁ, Veronika a Jan JEŽEK. *Historie radioterapie*. [online]. 2010 [cit. 2013-01-25]. Dostupné také z: <http://www.onkoveci.cz/onkoveci/5-DOKUMENTY-INFORMACE/1-Historie-radioterapie>
48. MULDOON, Patrick S. History of Radiation Safety. In: *Blogger* [online]. [cit. 2013-03-21]. Dostupné také z: http://muldoonhealthphysicspage.com/Part_1_History.htm
49. RDS. *Katalogový lis RDS – 30*. [online] © 2005 – 2013 [cit. 2012-12-03]. Dostupné také z: <http://www.rdsys.cz/images/pdf/RDS30.pdf>

50. SCOD, s. r. o. *Dozimetry* [online]. © 2013 [cit. 2013-02-20]. Dostupné z: <http://www.csod.cz/cz/dozimetry>
51. SÚRO, v. v. i. *Radiační ochrana – Historie* [online]. © 2013 [cit. 2013-03-26]. Dostupné také z: <http://www.suro.cz/cz/radiacni-ochrana/historie>
52. ULMANN, V. *Jaderná fyzika, ionizující záření, radiologie* [online]. [cit. 2013-02-15]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/JadRadFyzika6.htm>

Nepublikované texty

53. MGP Instruments SA. *Elektronický osobní dozimetr DMC 2000 S/X/XB*,
Uživatelská příručka

8. Přílohy

Příloha 1: Mezinárodní výstražný symbol, označující zdroj IZ

Příloha 2: Spektrum vlnových délek

Příloha 3: Wilhelm Conrad Röntgen

Příloha 4: Antoine Henri Becquerel

Příloha 5: Pierre a Marie Curie

Příloha 6: Irène Curie a Frédéric Joliot

Příloha 7: Schematický nákres lineárního urychlovače

Příloha 8: Lineární urychlovač Clinac 2100 C/D

Příloha 9: Ozařovací maska

Příloha 10: Schéma prstového dozimetru

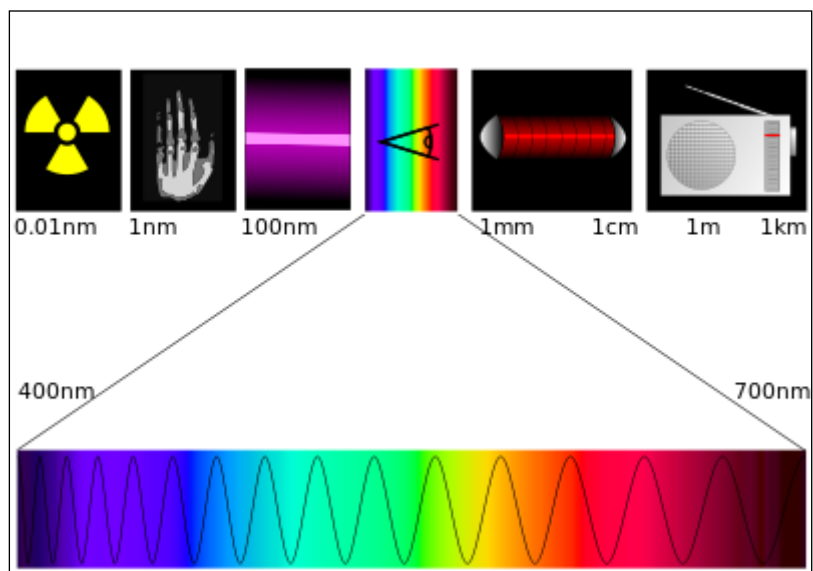
Příloha 1: Mezinárodní výstražný symbol, označující zdroj IZ

Zdroj: <http://www.stromprop.cz/eshop-p2432-k117-nebezpecne-ionizujici-zareni>



Příloha 2: Spektrum vlnových délek

Zdroj: http://cs.wikipedia.org/wiki/Elektromagnetick%C3%A9_spektrum



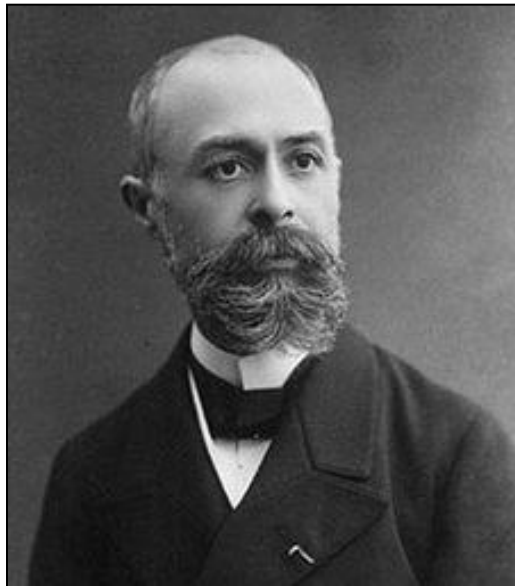
Příloha 3: Wilhelm Conrad Röntgen

Zdroj: http://cs.wikipedia.org/wiki/Wilhelm_Conrad_R%C3%B6ntgen



Příloha 4: Antoine Henri Becquerel

Zdroj: http://cs.wikipedia.org/wiki/Henri_Becquerel



Příloha 5: Pierre a Marie Curie

Zdroj: http://cs.wikipedia.org/wiki/Maria_Curie-Sk%C5%82odowska



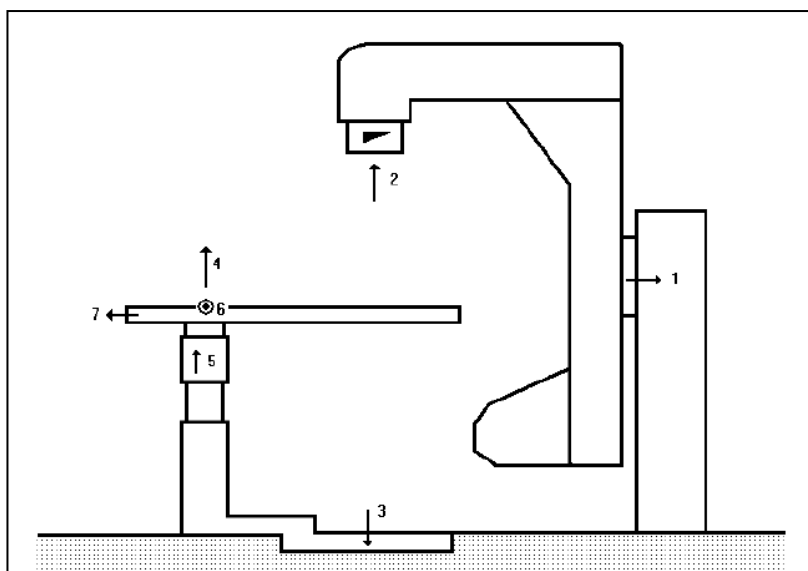
Příloha 6: Irène Curie a Frédéric Joliot

Zdroj: http://cs.wikipedia.org/wiki/Irene_Joliot-Curie



Příloha 7: Schematický náčrt lineárního urychlovače

Zdroj: Berkovský Petr, Radioterapeutické přístroje – učební texty



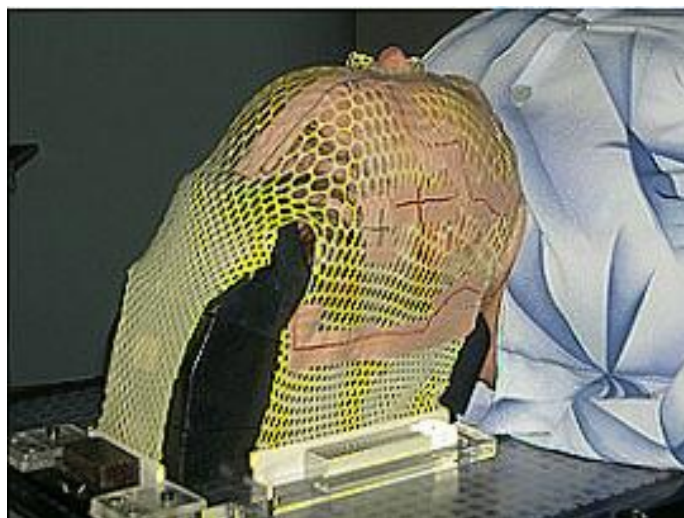
Příloha 8: Lineární urychlovač Clinac 2100 C/D

Zdroj: <http://www.medwow.com/med/linear-accelerator/varian/clinac-2100cd/35317.model-spec>



Příloha 9: Ozařovací maska

Zdroj: <http://www.linkos.cz/chemoradioterapie/konformni-radioterapie/>



Příloha 10: Schéma prstového dozimetru

Zdroj: SEIDL, Zdeněk. *Radiologie pro studium i praxi*

