



Zdravotně  
sociální fakulta  
Faculty of Health  
and Social Studies

Jihočeská univerzita  
v Českých Budějovicích  
University of South Bohemia  
in České Budějovice

Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích  
Fakulta zdravotně sociální  
Katedra radiologie, toxikologie a ochrany obyvatelstva

Diplomová práce

# Použití TL dozimetrů při měření nehomogenity ozáření

Vypracoval: Bc. Daniela Candrová  
Vedoucí práce: Mgr. Zuzana Freitinger Skalická, Ph.D.

České Budějovice 2015

## Abstrakt

Radioterapie již více než jedno století patří k základním metodám léčby nádorů. Řadíme ji mezi základní medicínské obory a je účinnou lokální či lokálně-regionální metodou, která umožňuje léčbu nádorových onemocnění a také některých nenádorových stavů. K léčbě využívá ionizující záření, které svými účinky ničí nádorové buňky, ale bohužel nevynechává ani buňky zdravé. Proto je zde možné pozorovat velké spektrum nežádoucích účinků záření na člověka. Pacienti jsou při radioterapii u některých ozáření měřeni dozimetrem, aby bylo možné porovnat plánovanou dávku s dávkou skutečně obdrženou.

Dozimetrie založená na TL vlastnostech je v medicíně běžně používaná a patří tedy k základním technikám měření ionizujícího záření. Zakládá se na schopnosti materiálu TLD absorbovat a ukládat (i na delší časové období) informaci o dávce, kterou detektor obdržel.

V Nemocnici České Budějovice, a. s. se při rotačním ozařování pro Mycosis fungoides provádí monitorování dávky v místech předpokládaného vzniku nehomogenity ozáření právě pomocí TL dozimetrů. Tyto dozimetry musí mít před vlastní in vivo dozimetrií stanovenou citlivost a provedenou kalibraci. Jinak je ale jejich použití poměrně jednoduché, finančně i časově nenáročné a umožňuje nepřetržité měření dávky při rotaci ozařované osoby (tzn. i v pohybu).

Tato diplomová práce se zabývá použitím TL dozimetrů při měření nehomogenity ozáření. V práci jsou porovnávány dávky, které pacienti v různých oblastech těla obdrželi při ozařování metodou TSEI. Jedná se o 22 ozařovaných pacientů, kterým bylo provedeno kompletní měření obdržených dávek v oblastech tzv. černé díry, axil a krku při vzpažení a při částečném připažení. V práci je také zmíněna myšlenka o možném využití těchto dozimetrů u složek integrovaného záchranného systému při záchranných a likvidačních pracích v případě vzniku mimořádné události spojené s únikem ionizujícího záření. TL dozimetry by mohly umožnit přesnější určení obdržené dávky na různých částech těla zasahujících osob.

Při ozařování metodou TSEI se provádí monitorování dávky v referenčním bodě, v kritických oblastech a v místech s reziduálními infiltráty či tumory. Z výsledků naměřených dávek v kritických oblastech vyplývá, že v oblasti akrálních částí končetin bez krytí dosahují absorbované dávky větších hodnot, než jsou hodnoty naměřené na ostatních částech těla. Tyto

dávky významně převyšují hodnoty plánované dávky. U prstů se obdržená dávka pohybuje až okolo 3 Gy. Podle klinického obrazu lékař určuje použití speciálního krytí. Pod krytím se obdržené dávky pohybují pouze v rozmezí několika desetin Gy. K velkým rozdílům obdržených dávek také dochází v oblastech axil a krku při vzpažení a při částečném připažení horní končetiny. Z výsledků t-testu vyplývá, že vzpažení nebo částečné připažení končetiny na dané straně těla (např. při měření dávky na levé straně krku - připažení levé horní končetiny) mělo vždy vysoce významný vliv na dávku, kterou pacient v této oblasti obdržel. Z toho vyplývá, že změna polohy těla má velký vliv na velikost obdržené dávky v různých částech těla.

TL dozimetry se používají i v jiných oblastech, než je in vivo dozimetrie v radioterapii. Příkladem může být hodnocení dávky obdržené na horních končetinách pracovníků, kteří jsou monitorováni termoluminiscenčními dozimetry v podobě náramku nebo prstýnku. I pro monitorování vnějšího ozáření obyvatel na území České republiky jsou používány TL dozimetry (TLD síť). V radiační terapii jsou využívány pro měření dávky na kůži i v těle. Na základě získaných údajů je možné posoudit průběh léčby a zajistit bezpečné užívání ionizujícího záření. U složek IZS zasahujících při radiační mimořádné události zatím není s použitím TL dozimetrů počítáno, ale pro upřesnění obdržené dávky by jejich použití bylo s největší pravděpodobností možné. Musel by však být proveden další výzkum, který by přínosnost použití TLD vyvrátil, nebo potvrdil.

Termoluminiscenční dozimetry jsou pro in vivo dozimetrii při ozařování metodou TSEI používány většinou pracovišť po celém světě. Při rotační technice TSEI se měření absorbované dávky provádí téměř výhradně TLD. Při individuální kalibraci zajišťují přesnost měření okolo 3 %. To znamená, že jejich přesnost vyhovuje požadavkům pro měření absorbované dávky u této metody ozařování. Dalším důvodem používání termoluminiscenčních dozimetrů je to, že žádný jiný z nezávislých dozimetrů nevyhovuje potřebám měření rozložení dávky přímo na pacientovi. Z toho vyplývá, že TL dozimetrie je vhodnou metodou pro stanovení nehomogenity ozáření.

Klíčová slova: termoluminiscenční dozimetr, dozimetrie, TSEI, nehomogenita ozáření, absorbovaná dávka

## Abstract

Radiotherapy has commonly been utilised to cure cancer for more than a century. It is counted among the fundamental branches of medicine and represents an effective local or locally-regional method of curing both cancer and some non-cancerous conditions. It utilises ionising radiation which unfortunately eliminates tumour cells along with healthy ones. This is why a wide range of harmful effects of the radiation can be observed on humans. Patients treated with radiotherapy are in some cases monitored with dosimeters so that the intended dose can be compared with what is really absorbed.

Dosimetry based on TL properties is frequently used in medicine and counts among the basic methods of measuring ionising radiation. It is based on the propensity of the TLD material to absorb and store information about the dose collected by the detector even for longer periods of time.

Nemocnice České Budějovice, a.s. monitors the dose in expected locations of non-homogeneous irradiation using the aforementioned TL dosimeters during the process of rotary irradiation of Mycosis fungoides. Before actually being used in an in vivo dosimetry, these dosimeters must be properly calibrated and have their sensitivity adjusted. Other than that, they are fairly easy to use, do not require much time or money invested and are able to constantly monitor the dose received by a patient treated with rotary irradiation (because they are compatible with movement).

This diploma thesis discusses the usage of TL dosimeters to measure non-homogeneity of irradiation. It therefore compares the doses received by patients in various parts of the body during irradiation by the TSEI method. These 22 irradiated patients had thorough measurements taken of the doses they received in the so-called black hole region, their axillae and neck while holding their arms up and with arms loosely positioned close to the body. The thesis also suggests the possibility of the dosimeters being used by the integrated emergency service to assist during rescues and demolitions performed in emergency situations when a leak of ionising radiation occurs.

Using TL dosimeters would mean more precise measurements of the dose received by the involved personnel in various parts of their body.

If a patient is treated with the TSEI method, the dose received is monitored in a reference point, critical areas and areas with residual infiltrations or tumours. Doses measured in critical areas indicate that should the acral parts of limbs be left uncovered, they absorb larger doses than the rest of the body. They thus exceed the intended dose significantly. In the case of fingers, the dose tends to reach as much as 3 Gy. Depending on clinical picture, the attending physician determines whether special covering should be used. This covering reduces the doses received to merely a few tenths of a Gy. There also tends to be a large difference in absorbed doses in axillar areas and the neck, depending on whether the patient's arms are held up or close to the body respectively. Test results indicate that holding arms up or keeping them close to the body on a particular side (for example, should the dose be measured on the left side of one's neck, left arm would be kept close to the body) have always had a profound effect on the dose absorbed by the patient in this particular area. This means that the position of the body greatly influences how much is absorbed in various parts of the body.

TL dosimeters are also used in other areas than in vivo dosimetry in radiotherapy. An example of this could be determining the dose received in upper limbs of the workers monitored with thermoluminescent dosimeters in the form of bracelets or rings. They also serve to monitor the external irradiation of persons within the limits of the Czech Republic (TLD network). In radiation therapy, both the doses in skin and body are taken into account when conducting measurements. Depending on the data extracted, it is then possible to assess the course of treatment and ensure safe implementation of ionising radiation. Integrated emergency service teams deployed in cases of radiation emergencies are not considering using TL dosimeters so far, although they could most likely be used to ascertain the exact doses absorbed. Further research would however need to be conducted to either confirm or disprove the benefits of using TLD.

Thermoluminescent dosimeters are used for in vivo dosimetry in the TSEI method of irradiation by most treatment centres across the globe. When performing the TSEI

rotary technique, measuring of doses absorbed is conducted almost solely using TLD. If individual calibration is performed, roughly 3 % accuracy of measurements is assured. This means that their accuracy meets the requirements for measuring doses absorbed using this particular method of irradiation. Another reason for employing thermoluminescent dosimeters is that there is no other independent dosimeter that would suit the need to measure the dose's distribution directly on the patient's body. TL dosimetry is therefore a suitable method for determining non-homogeneity of irradiation.

Keywords: thermoluminescent dosimeter, dosimetry, TSEI, non-homogeneity of irradiation, absorbed dose

## **Prohlášení**

Prohlašuji, že svoji diplomovou práci jsem vypracoval(a) samostatně pouze s použitím pramenů a literatury uvedených v seznamu citované literatury.

Prohlašuji, že v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb. v platném znění souhlasím se zveřejněním své diplomové práce, a to v nezkrácené podobě elektronickou cestou ve veřejně přístupné části databáze STAG provozované Jihočeskou univerzitou v Českých Budějovicích na jejich 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.

Českých Budějovicích dne 18. 5. 2015

.....

Bc. Daniela Candrová

## **Poděkování**

Děkuji především vedoucí své práce, paní Mgr. Zuzaně Freitinger Skalické, Ph.D. za trpělivost a ochotu při vedení této práce, panu RNDr. Ing. Petru Berkovskému za pomoc při zpracovávání mé práce a za čas, který mi věnoval.

Za veškerou pomoc a poskytnutí cenných informací k této práci děkuji také Ing. Aleně Chourové a ostatním zaměstnancům Onkologického oddělení Nemocnice České Budějovice, a. s.

Touto cestou bych ráda poděkovala i Nemocnici České Budějovice, a. s., která mi poskytla data ke zpracování této práce.



# Obsah

Úvod.....	13
1 Teoretická část .....	14
1. 1 Ionizující záření .....	14
1. 2 Radioaktivita.....	15
1. 3 Radioterapie .....	16
1. 3. 1 Plánování ozařování a frakcionace.....	18
1. 3. 2 Ozařovací techniky .....	19
1. 3. 3 Metoda TSEI .....	19
1. 3. 4 Vedlejší účinky radioterapie .....	21
1. 4 Mycosis fungoides .....	22
1. 5 Dozimetrie .....	23
1. 5. 1 Základní veličiny a jednotky v dozimetrii .....	25
1. 5. 2 Dozimetry .....	30
1. 5. 3 Termoluminiscenční dozimetrie.....	36
1. 6 Radiační ochrana.....	44
1. 6. 1 Principy radiační ochrany .....	45
1. 6. 2 Typy expozičních situací .....	49
1. 6. 3 Radiační nehody a havárie .....	50
1. 7 Lékařské ozáření .....	52
1. 8 ICRU .....	53
1. 8. 1 ICRU v radioterapii .....	54
1. 9 ICRP.....	54
1. 10 Monitorování .....	55
1. 10. 1 Metody monitorování onkologických pacientů .....	55
1. 10. 2 Metody monitorování složek IZS v zásahových situacích.....	56
2 Cíl práce a výzkumná otázka .....	58
2. 1 Cíl práce.....	58
2. 2 Výzkumná otázka .....	58
3 Zkoumaný soubor a metodika.....	59
3. 1 Vybavení použité při TL dozimetrii .....	59
3. 2 Vlastní in vivo dozimetrie.....	61
3. 2. 1 Předohřev .....	64
3. 2. 2 Vyhodnocení termoluminiscenčního signálu z TL dozimetrů ve vyhodnocovacím přístroji.....	64
3. 2. 3 Předehřev a ohřev TLD s odečtem dozimetrického signálu .....	65
3. 2. 4 Annealing.....	67
3. 3 Měření citlivosti .....	68
3. 4 Kalibrace .....	69
3. 5 Postup při zpracování dat.....	71
4 Výsledky .....	72
4. 1 Naměřené absorbované dávky u pacientů ozařovaných metodou TSEI.....	72
5 Diskuse.....	92
6 Závěr .....	97

7 Seznam použitých zdrojů.....	99
8 Seznam obrázků.....	107
9 Seznam tabulek.....	108
10 Seznam grafů .....	109
11 Seznam příloh .....	110
12 Přílohy.....	111

## Seznam použitých zkratek

ALARA - as low as reasonably achievable (tak málo, jak je rozumně možné)

aj. - a jiné

AP – předozadní

apod. – a podobně

a. s. – akciová společnost

BRT - brachyterapie

Co. – company

č. – číslo

část. – částečném

ČR – Česká republika

d. – dolní

EU – Evropská unie

EURATOM – Evropské společenství pro atomovou energii

h. – horní

HZS – hasičský záchranný sbor

IAEA - International Atomic Energy Agency (Mezinárodní agentura pro atomovou energii)

ICRP – International Commission on Radiological Protection (Mezinárodní komise radiologické ochrany)

ICRU - International Commission on Radiation Units and Measurements (Mezinárodní komise pro radiační jednotky a měření)

IGRT - Image-Guided Radiotherapy (radioterapie řízená obrazem)

IMRT - intensity-modulated radiation therapy (radioterapie s modulovanou intenzitou svazku)

IZ – ionizující záření

IZS – integrovaný záchranný systém

l. – levá

LED - dioda emitující světlo

max – maximum

min – minimum

MU – monitorové jednotky  
OSL - opticky stimulovaná luminiscence  
p. – pravá  
PA – zadopřední  
PMMA - polametylmataakrylát  
PVC – polyvinylchlorid  
rtg – rentgenové  
s. – strana  
Sb. - sbírky  
SD – směrodatná odchylka výběru  
SSD - Source - Skin Distance (vzdálenost ohnisko-kůže)  
STČ - soubor typové činnosti  
SÚJB – Státní úřad pro jadernou bezpečnost  
SÚRO – Státní ústav radiační ochrany  
TBI - Total Body Irradiation (celotělové ozáření)  
TL - termoluminiscenční  
TLD – termoluminiscenční dozimetr  
TPS – treatment planning system  
TRT – teleradioterapie  
TSEI - Total Skin Electron beam Irradiation (celotělové ozáření kůže elektronovým svazkem)  
tzn. – to znamená  
tzv. - takzvaný  
USA - United States of America (Spojené státy americké)  
vzpaž. - vzpažení  
ZZS - zdravotnická záchranná služba  
3D-CRT - three-dimensional conformal radiotherapy (3D konformní radioterapie)

## Úvod

Radioterapie je jeden z nejdůležitějších oborů v onkologii, kde je každý den ozařováno mnoho pacientů pro různá nádorová i nenádorová onemocnění. K léčbě využívá ionizující záření, které svými účinky ničí nádorové buňky, ale nevynechává ani buňky zdravé. Proto je zde možné pozorovat velké spektrum nežádoucích účinků záření na člověka. Pacienti jsou při radioterapii u některých ozáření měřeni dozimetry, aby bylo možné porovnat plánovanou dávku s dávkou skutečně obdrženou.

Při rotačním ozařování pro Mycosis fungoides se provádí monitorování dávky v místech předpokládaného vzniku nehomogenity dávky pomocí TL dozimetrů. Dozimetrie založená na TL vlastnostech je v medicíně běžně používána. Jako příklad se může uvést použití prstových dozimetrů u pracovníků s ionizujícím zářením. V radiační terapii se využívá pro měření dávky na kůži i v těle. Na základě získaných údajů je možné posoudit průběh léčby a zajistit bezpečné užívání ionizujícího záření.

Tyto dozimetry by teoreticky bylo možné využít i pro složky IZS při záchranných a likvidačních pracích v případě vzniku mimořádné události spojené s únikem ionizujícího záření. TLD by tak umožnily přesněji určit obdrženou dávku na různých částech těla.

# 1 Teoretická část

## 1.1 Ionizující záření

Ionizující záření je takové záření, jehož kvanta mají dostatečně velkou energii k vyražení elektronů z atomového obalu a tím látku ionizují. Rozdělujeme ho podle způsobu ionizace na přímo ionizující záření a nepřímo ionizující záření. (1)

Přímo ionizující záření se vyznačuje tím, že je tvořeno nabitými částicemi. Patří mezi ně elektrony, pozitrony, záření alfa, záření beta, protony apod. Tyto částice mají tak velkou kinetickou energii, že dokáží vyvolat ionizaci. (2)

Nepřímo ionizující záření je tvořené částicemi, které nejsou nabitě (fotony, neutrony apod.). Prostředí okolo nich není ionizováno přímo, ale při interakci s prostředím uvolňují sekundární přímo ionizující nabitě částice. (1,2)

Dále se může ionizující záření dělit podle povahy na korpuskulární a fotonové. Korpuskulární záření je charakteristické nenulovou klidovou hmotností, kinetickou energií a případně elektrickým nábojem. Podle hmotnosti se poté částice dělí na těžké (neutrony, protony, částice  $\alpha$ ), středně těžké (mezony) a lehké (elektrony a pozitrony). Fotonové ionizující záření má duální charakter. To se vyznačuje tím, že se chová jako částice s nulovou hmotností, ale má také vlastnosti elektromagnetického vlnění. (3, 4, 5)

### - Interakce ionizujícího záření s jádrem atomu

Mezi tyto interakce se zařazuje radiační fúze, radiační záchyt, pružný a nepružný rozptyl a vnitřní konverze fotonu gama. (5)

## **- Interakce ionizujícího záření s obalem atomu**

K interakcím ionizujícího záření s obalem atomu patří excitace, ionizace, fotoelektrický jev, Comptonův rozptyl, tvorba elektron-pozitronových párů a vznik brzdného rentgenového záření. (5)

## **1. 2 Radioaktivita**

Atomy se skládají z protonů, neutronů a elektronů. Jádro atomu je tvořeno protony a neutrony, s výjimkou atomu vodíku (protia), kde je jádro tvořeno protonem. V obale atomu se nachází elektrony, které jádro obíhají v určitých drahách. U lehkých stabilních jader je v jádře přibližně stejný počet protonů a neutronů, ale u těžších jader se postupně počet neutronů stále zvyšuje. Tento jev je způsobený tím, že kladně nabitě protony se navzájem elektrostaticky odpuzují a v jádrech s více než deseti protony jsou tyto síly natolik významné, že ke stabilitě jádra je nutný přebytek neutronů vytvářejících přitažlivé síly. Nejtěžším stabilním prvkem je vizmut. Všechna těžší jádra jsou nestabilní a samovolně se přeměňují na jádra lehčí a pokud možno stabilnější. Tento jev se označuje jako přirozená radioaktivita. (1, 2)

U umělé radioaktivity je nestabilita atomového jádra vyvolaná uměle (nejčastěji jadernou reakcí). (2)

Při radioaktivním rozpadu se může změnit i chemická podstata látky. Tento rozpad není závislý na vnějších podmínkách, jako např. na teplotě, tlaku, vlhkosti. Doprovází jej emise záření. Existují tři druhy záření. První z nich se nazývá alfa, druhý beta a třetí gama. (2, 5)

## 1. 3 Radioterapie

Radioterapie již více než jedno století patří k základním metodám léčby nádorů. Řadíme ji mezi základní medicínské obory a je účinnou lokální či lokálně-regionální metodou, která umožňuje léčbu nádorových onemocnění a také některých nenádorových stavů. Většina onkologických pacientů v průběhu své léčby radioterapii podstoupí (50 – 70 %). K léčbě se používá elektromagnetické (fotonové) nebo částicové (elektronové, neutronové i hadronové) záření. Elektromagnetické záření se dělí podle původu na záření X a záření  $\gamma$  (gama). (6, 7)

Objevy W. C. Röntgena, H. Becquerella a manželů Curie položily základ několika medicínských disciplín a tedy i radioterapie. Poznatky z let 1895 - 1898 lékaři rychle začali využívat v medicíně (v diagnostice a poté i v terapii). V roce 1899 byl radioterapeuticky léčen první pacient pro karcinom laryngu. Začátky využívání ionizujícího záření relativně dlouhou dobu provázela řada závažných zdravotních komplikací, které bohužel poměrně často končily letálně. Až s postupným vývojem, další praxí a s rozšiřováním znalostí v dozimetrii, radiobiologii a stále se vylepšující a novou léčebnou i plánovací technikou se dospělo k současným moderním medicínským disciplínám včetně radioterapie, jak jí známe dnes. (8, 9)

Hlavní snahou radioterapie je aplikace letální dávky záření do nádorového ložiska a současně šetření zdravých tkání. Proto jsou neustále vyvíjeny nové a dokonalejší přístroje, nové způsoby frakcionace, dochází k postupnému vědecky podloženému zmenšování ozařovaného objemu, vývoji radiopotenciace s radioprotekcí, zvyšování tolerance zdravých tkání, spolupráce specialistů a jejich edukace v souvislosti s léčbou a poiradiačními reakcemi. Vyvíjí se i nové ozařovací techniky (IMRT, IGRT, konformní 3D-CRT). Zdokonalují se metody diagnostiky, klinické dozimetrie a plánování léčby, radiační ochrany apod. (1, 9)

V radioterapii dochází často ke vzniku nežádoucích účinků v důsledku ozařování pacienta. Lékaři by měli být při hodnocení těchto účinků objektivní a důslední. Nikdy by neměly být zlehčovány jakékoliv doprovodné jevy nebo příznaky léčby zářením. Pečlivě se propracovávají a doplňují nové poznatky o poiradiačních změnách časných, pozdních, celkových a lokálních. Radioterapie nevyklučuje ani vznik sekundárních poiradiačních



malignit. Hlavní snahou však je, aby vedlejší účinky radioterapie byly co nejvíce minimalizovány či v ideálním případě úplně eliminovány. (9)

Radioterapii lze rozdělit podle více hledisek. Podle vzdálenosti zdroje ionizujícího záření od ozařovaného objemu ji dělíme na zevní radioterapii (teleterapii, TRT) a brachyradioterapii (brachyterapii, BRT). Dále se může dělit podle kurability na kurativní a paliativní terapii. (6, 9, 11)

Teleterapii je tzv. ozařování „na dálku“. Zdroj ionizujícího záření je umístěn mimo tělo pacienta. Jedná se o nejčastěji používanou metodu ozařování. Teleradioterapie (TRT) vysokoenergetickým zářením zahrnuje záření X produkované v urychlovačích s energií nad 1 MeV, záření gama radioizotopových ozařovačů s energií vyšší než 0,661 MeV a záření beta s energií nad 6 MeV. (6, 12)

Brachyradioterapie je ozařování z krátké vzdálenosti. Princip spočívá v zavedení zdroje záření přímo do nádorového ložiska (inerciálně), může se také přikládat na povrch nádoru (tzv. muláž) nebo se zavádí do tělesných dutin (intrakavitárně). Takto se dosahuje vysoké koncentrace záření v ozařovaném ložisku a jeho bezprostředním okolí. Příkrý pokles záření v okolí nádoru zabezpečuje maximální šetření zdravých tkání. (1, 12)

Kurativní terapie je vedena snahou o zničení veškeré nádorové populace v ozařovaném objemu a vyléčení nemocného. Provádí se i za cenu dočasného snížení kvality života. Je spojena s přijatelnou mírou závažných komplikací (< 5 %). Kurativní ozáření se aplikuje lépe u nádorů radiosenzitivních, nevelkých, dobře lokalizovatelných, bez vzdáleného metastatického rozsevu a u pacientů s dobrou tělesnou i psychickou kondicí. Často se kombinuje i s ostatními léčebnými metodami, jako je např. chemoterapie. (6, 11)

Adjuvantní ozáření zajišťuje ve většině případů pooperační ozáření. Snaží se o zničení předpokládané nádorové populace, která není objektivně zjistitelná. Adjuvantní terapie snižuje počet opětovného výskytu nemoci a přispívá k celkové léčitelnosti choroby. (6)

Neoadjuvantní (předoperační) ozařování je prováděno u karcinomů s omezenou operabilitou a také u případů, kde není patrný metastatický rozsev. Ozařováním se lékaři snaží dosáhnout snazší proveditelnosti operace. (6)

Paliativní radioterapie se zahrnuje k léčebným modalitám paliativní péče v onkologii. Paliativní péče je nedílnou součástí komplexní protinádorové léčby. Sleduje odstranění obtíží, bolesti a také předcházení komplikací. (6)

Podle WHO naplňuje paliativní terapie obecnou definici paliativní léčby, která zní: *„Paliativní medicína je celková léčba a péče o nemocné, jejichž nemoc nereaguje na kurativní léčbu. Nejdůležitější je léčba bolesti a dalších symptomů, stejně jako řešení psychických, sociálních a duchovních problémů nemocných. Cílem paliativní medicíny je dosažení co nejlepší kvality života nemocných a jejich rodin.“* (1)

### **1. 3. 1 Plánování ozařování a frakcionace**

Při plánování ozařování je základním úkolem zajistit rovnoměrné rozložení maximální dávky do předem určeného objemu. Cílem by měla být úplná likvidace nádorového bujení při minimálním poškození okolních tkání a rizikových orgánů, které se nacházejí v blízkosti ozařovaného objemu a mohou být poškozeny. (6)

Nejprve je nutná lokalizace nádorového ložiska a stanovení cílového objemu. Vymezuje se standardně ve třech rovinách. Poté se určí dávka pro celý objem a frakcionační schéma (dělení dávky v čase). Určí se prostorová distribuce dávky a rozložení vstupních polí. V průběhu ozařování musí být nastavení vstupních polí vždy stejné a kdykoliv reprodukovatelné. Pomocí rentgenologických diagnostických přístrojů tzv. simulátorů se napodobují podmínky vlastního ozařování. Poté se ještě provádějí verifikační snímky, které slouží pro kontrolu správné polohy nemocného. Vstupní pole jsou obvykle vyznačena přímo na kůži pacienta. (1, 6)

Frakcionace znamená rozdělení celkové dávky do jedné nebo více dílčích dávek. Jelikož je radioterapie založena na vyšší schopnosti zdravých buněk regenerovat radiační poškození, rozdělení dávek do velkého počtu malých frakcí umožňuje normálním buňkám reparaci a při tom ničí buňky nádorové. Rozdíl v reparačních schopnostech zdravých a nádorových buněk se frakcionací násobí. Standardní frakcionace je každodenní kromě sobot a nedělí. Používá se

25 - 35 frakcí během 5 - 7 týdnů s 2 Gy na frakci. Tento postup umožňuje zredukovat nádorovou populaci a zároveň ponechat dostatečné množství zdravých buněk pro zachování funkce orgánu a k repopulaci kmenových buněk tkání. (1, 6)

Mimo konvenční frakcionaci se využívají i jiné režimy, a to hyperfrakcionace, hypofrakcionace a akcelerovaná frakcionace. (1)

### **1. 3. 2 Ozařovací techniky**

Výběr ozařovací techniky ovlivňuje typ léčby, možnosti pracoviště (personální, přístrojové), lokalizace a rozsah nádoru, typ nádoru a jeho biologická aktivita, předchozí léčba, celkový stav léčeného a eventuálně jeho přání. Ozařovací technika ovlivňuje polohu a fixaci nemocného při ozařování. (13)

Ozařovací techniky se dělí podle počtu použitých polí na ozařovací techniku jednoho pole, dvou polí, tří až čtyř polí a techniku pěti a více polí. Rozvíjí se i nové ozařovací techniky, jako IMRT, IGRT, konformní 3D-CRT apod. Poté se používají speciální techniky. Mezi ně patří velkoobjemové, velkoplošné a speciální techniky. Do těchto technik se zařazuje i TBI (Total Body Irradiation), které se používá před transplantací krvetvorné tkáně. Ozařovaným objemem je zde celé tělo. U lymfomů kůže se provádí ozáření pokožky celého těla metodou TSEI (Total Skin Electron beam Irradiation). (7, 13)

### **1. 3. 3 Metoda TSEI**

Metoda TSEI (Total Skin Electron beam Irradiation) využívá ozařování elektronovým svazkem (sprchou). S výborným efektem se takto léčí lymfomy kůže, mezi které patří i Mycosis fungoides. Provádí se ozáření pokožky celého těla. Díky náročnosti TSEI se v České republice touto metodou léčí pacienti pouze v Nemocnici České Budějovice a. s. a v Masarykově onkologickém ústavu v Brně. Inspirací pro metodu TSEI, která je v Nemocnici

České Budějovice a. s. používána, byla technika vyvinutá na McGillově univerzitě v Montrealu. (7, 14, 15, 16)

Na onkologickém oddělení Nemocnice České Budějovice a. s. se celotělové ozáření elektrony uskutečňuje již od roku 1975. V té době se používala statická technika skládání velkých polí. Nemocný byl ozařován s pomocí speciálního fixačního stojanu s SSD 200 cm. Od metody statických polí se však ustoupilo, protože bylo velmi problematické navazování polí a tím i docílení homogenity ozáření. Pomocí statických polí se dnes pouze dosycuje potřebná dávka. (17)

Od roku 1993 byla technika TSEI přizpůsobena technickým možnostem lineárního urychlovače Clinac 2100 C (firma Varian, USA). Nový ozařovací přístroj umožnil zvětšit SSD a tím zmenšit počet polí. Statická technika ozařování byla postupně vyměněna za rotační techniku. V roce 2005 byla zhotovena speciální točna a začala se používat energie 6 MeV a SSD 350/355 cm. (17)

Při přípravě rotační metody TSEI muselo být provedeno několik zkušebních měření. První měření probíhalo při statickém poli. Musely být nalezeny vhodné úhly, se kterými by bylo možné ozařovat. Změřil se jeden svazek, který se nacházel v úhlu 270 °. V počítačovém programu byly složeny úhly, aby bylo pole co nejvíce homogenní. Následovalo ověřování. Velká plexisklová deska se pověsila do místa, kde by měl standardně stát pacient. Nalepilo se na ní 500 TLD a stanovovala se homogenita svazku. Další ověřování, které muselo být uskutečněno před vlastním ozařováním pacienta, probíhalo na několika fantomech (viz příloha A).

Standardní kurativní dávka při TSEI, kterou pacient obdrží, se pohybuje v rozmezí 30 - 40 Gy. Nejlepších výsledků je dosahováno při dávce 40 Gy. Ozařování se aplikuje 5x týdně, a to s denní ložiskovou dávkou 2 Gy. Po ukončení celotělového ozařování se doplňuje dávka v oblastech kůže, které jsou samostíněné (levá a pravá strana krku, levá a pravá axila, temeno, plosky nohou, perineum, horní vnitřní plochy stehen, inframammární oblasti). Počet frakcí a dávka na poddávkové oblasti se stanoví podle výsledků kožní reakce a výsledků in vivo dozimetrie.

V případě výskytu relapsu po TSEI, se v indikovaných případech provádí opětovné ozařování, které je uskutečňováno protražovanými frakcemi a dlouhými intervaly mezi TSEI.

Kůže je schopna snést relativně vysoké kumulativní dávky (dokonce vyšší než 100 Gy – to ale posoudí radiační onkolog). (14)

Pokud dojde k recidivě onemocnění, je možné provést retreatment (tj. zopakovat ozařovací sérii). Měl by být ale dodržen odstup od předchozí série minimálně 1 rok. Také musí mezi jednotlivými sériemi ozařování proběhnout jiný typ léčby. (14)

### **1. 3. 4 Vedlejší účinky radioterapie**

Veškeré radioterapeutické ozařování (především kurativní léčba) je spojeno s nežádoucími jevy, kterým se říká vedlejší (nežádoucí) účinky. Mohou se vyskytnout celkové a místní, akutní a pozdní, somatické a psychické vedlejší účinky. Radioterapie se snaží výskyt nežádoucích účinků co nejvíce snížit. (1, 11)

V průběhu terapie dochází k obtížím, které pacient vnímá především subjektivně, ale vznikají i objektivní změny. Vše se souhrnně nazývá poiradiační syndrom. Mezi příznaky poiradiačního syndromu patří celková únava, ztráta zájmů, ospalost s nemožností osvěžujícího spánku, nechutenství, bolesti hlavy, nauzea a někdy i zvracení. (11)

Objektivně je možné posoudit změny v krevním obraze, mnohdy i patologické jaterní testy, další laboratorní hodnoty a také viditelné změny na kůži (např. zarudnutí). K nejcitlivějším tkáním na ionizující záření patří krvetvorné orgány. Nejvíce citlivé jsou lymfocyty, jejichž nedostatek způsobuje snížení imunity. Granulocyty jsou také na ozáření citlivé. Následkem expozice dochází k jejich poklesu a snižuje se tím bakteriální obrana organismu. Mají však schopnost poměrně rychle regenerovat. Granulocyty a erytrocyty jsou na ozáření poměrně rezistentní. Ovšem progenitory erytrocytů erytoblasty a retikulocyty jsou na záření citlivé. (11)

Závažnost poiradiačního syndromu záleží na ozařovaném objemu, frakcionaci, velikosti dávky a celkové kondici ozařovaného člověka. (11)

Vedlejší účinky záření se rozdělují na akutní, pozdní a velmi pozdní. Mezi akutní vedlejší účinky patří kožní změny jako erytém, radiodermatitis bullosa a radiodermatitis necrotica, ke

kteřé by už nemělo dojít. Na vzniku a závažnosti kožních změn se podílí především ozařovací podmínky, ale také typ kůže, lokalizace a používání některých léků. U očí vzniká zánět spojivek. Poškození rohovky může být přechodné nebo trvalé. Záleží na velikosti obdržené dávky. Na rohovce se mohou tvořit vředy, které prorůstají cévami, a rohovka tím ztrácí průhlednost. Dále mohou být poškozeny orgány, jako štítnice, uši, dutina ústní apod. (1, 11)

Pozdní vedlejší účinky záření se začínají vyskytovat teprve po měsících až rocích od ukončení ozařování. Pozdní vedlejší účinky léčby jsou převážně pozorovány u nemocných, kteří dlouhodobě přežívají. Zhoršují kvalitu života a jsou ve většině případů obtížně řešitelné. Při radioterapeutickém ozáření dochází nevyhnutelně i k ozáření zdravých tkání. Aby se snížilo riziko trvalých komplikací je potřeba znát toleranční dávky pro jednotlivé orgány a tkáně. Orgány a tkáně jsou rozdělené do tří tříd podle tolerance dávky. U orgánů první třídy se může stát, že radiační poškození povede až k úmrtí ozařovaného člověka. U orgánů druhé třídy dochází k úmrtí výjimečně. Poškození orgánů třetí třídy ke smrti jedince nevede. (1, 11, 18)

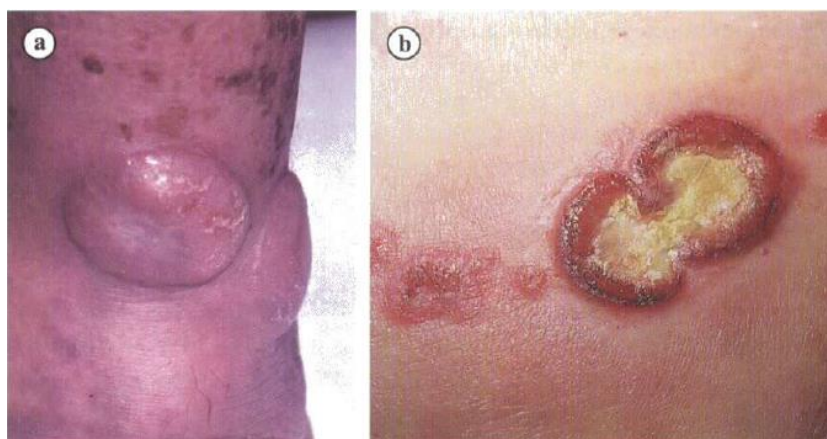
Velmi pozdní účinky zahrnují genetické změny, recidivy onemocnění a indukce sekundární malignity. Riziko sekundárních malignit je ve zvýšené míře pozorováno po kombinované léčbě s cytostatiky. Duplicitní nádory jsou většinou obtížněji léčitelné. Nejčastěji se jedná o tumory kůže, štítnice, ledvin apod. (1, 11)

## **1. 4 Mycosis fungoides**

Mycosis fungoides se řadí k primárním kožním T-lymfomům. Jedná se o epidermotropní kožní T-lymfom, který je charakteristický tvorbou vícečetných ložisek T-lymfocytů ve škáře s epidermotropismem bez spongiózy a s nakupením T-buněk v bázi epidermis - tzv. Pautrierovy mikroabscesy. Prvotně postihuje kůži s postupným vývojem infiltrovaných ložisek a později i novotvarů s postižením lymfatických uzlin a vnitřních orgánů v konečné fázi. (19, 20)

V dlouhodobém průběhu nemoci se rozlišují tři na sebe navazující vývojová stádia. Premykotické stádium se projevuje pestrými kožními projevy, které připomínají ekzém.

Zejména na trupu se tvoří většinou dobře ohraničená, jemně zřasená, erytomatózní olupující se ložiska. Během několika let nastává infiltrační stádium, kdy dochází k infiltraci projevů a ke vzniku vyvýšených ložisek a ploch. Poté následuje tumorózní stádium spojené s tvorbou polokulovitých i nepravidelných nádorů, které se rozpadají ve vředy. Někdy mají nádory vkleslý povrch a jsou podobné klobouku hub. Z těchto projevů byl odvozen název onemocnění. V poslední fázi začínají být postiženy i vnitřní orgány. Projevy jsou standardně asymptomatické a pouze infiltrace nervů způsobuje svědění nereagující na antihistaminika. (19)



**Obrázek 1: Mycosis fungoides: a) s červenofialovými a v centru vkleslými hrboly b) exulcerující vkleslé hrboly (19)**

## 1. 5 Dozimetrie

Dozimetrie pochází z řeckého slova dosis (dávka) a metro (měření). Jedná se o oblast fyziky zabývající se vlastnostmi ionizujícího záření, veličinami charakterizujícími procesy vzniku a interakce ionizujícího záření s látkou a metodami měření těchto veličin. Dozimetrie ionizujícího záření má více než stoletou historii. Zabývá se problémy, které přináší ionizující záření. Subjekty zájmu v dozimetrii jsou zdroje ionizujícího záření, pole IZ, interakce s hmotou, a to i s tou živou. Živá tkáň je hlavní studovanou látkou. Modelová měření

dávkových příkonů a dávek se provádějí ve vzduchu, vodě a speciálních dozimetrických fantomech. (21, 22)

V radioterapii se dozimetrie zabývá stanovením dávky, jako míry fyzikálních účinků záření v ozářené látce a stanovením distribuce dávky v ozářené tkáni nebo látce. (1)

Zdroje ionizujícího záření jsou podle svého tvaru rozděleny na objemové, plošné, lineární a bodové. Množství záření vystupujícího ze zdroje je určeno danými geometriemi, hmotnostmi a rozměry. Také může být dáno parametry radionuklidů ve zdroji, a to poločasem, aktivitou, typem a energií záření. Vzájemné působení zmíněných parametrů a rozměrů určuje, že se do okolí může dostat pouze část ionizujícího záření a zbytek se může absorbovat ve vlastním zdroji. To se nazývá samoabsorpce ve zdroji. Je možné, že se díky samoabsorpci sníží počet částic alfa, beta neutronů či fotonů. Někdy však dochází ke změně typu, energie a směru daného záření. Při průchodu záření ven ze zdroje se v jeho okolí vytváří pole ionizujícího záření. (21, 23)

Pole ionizujícího záření je dalším objektem dozimetrického zájmu. Základní veličinou pole IZ je emise (tok) částic nebo energie. Emise zahrnuje celkové množství energie nebo částic, které se obdrží ze zdroje za jednotku času. Parametry popisující rozložení pole záření v prostoru jsou rovněž důležité. Když se uvažuje, že jde záření do všech směrů, tak se pole vztahuje k objemu kulového tvaru. Pak je možné definovat takové veličiny, jako je radiance, fluence, hustota toku apod. U polí se uvažuje, že jsou buď ve vakuu, nebo v reálném prostředí, kde dochází k interakci ionizujícího záření s hmotou. (23)

Interakci s hmotou lze obecně definovat jako pravděpodobnost jakékoliv reakce částice s hmotou. Interakce je silnější, pokud je větší pravděpodobnost interakce s částicí ionizujícího záření na jednu složku hmoty (např. atomu či jádra). (23)

Interakce záření s živou hmotou se prolíná s oborem ochrany životního prostředí. Interakcemi s lidským organismem se zabývá osobní dozimetrie, radiační kontrola okolí zdroje nebo klinická dozimetrie (která se též zabývá ochranou pacientů při lékařském ozáření). (23)

Pro dozimetrii jsou důležité informace, jednotné informační toky o měřených veličinách a hlavně o měřených dávkách. Informace o dávkách jsou využívány v osobní dozimetrii (měření, vyhodnocení a interpretace dávek) a také v radiační kontrole provozu, a to díky



vnitřní síti radiační kontroly. Informace o osobních dávkách, které obdrželi radiační pracovníci kategorie A v souladu s § 84 odstavce 5 vyhlášky č. 307/2002 Sb., o radiační ochraně (a pracovníci kategorie B, kteří jsou dobrovolně monitorováni), odesílá držitel povolení do Centrálního registru profesních ozáření (CRPO). (23, 24)

### 1. 5. 1 Základní veličiny a jednotky v dozimetrii

#### - Absorbovaná dávka

Absorbovaná dávka je energie ionizujícího záření absorbovaná v daném místě ozařované látky vztažená na jednotku hmotnosti. Je definována jako poměr střední energie ionizujícího záření absorbované v objemovém elementu látky a hmotnosti tohoto elementu.

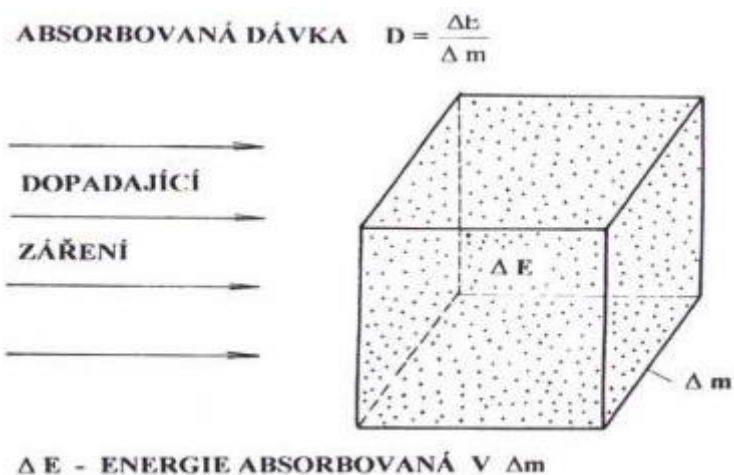
$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm}$$

D - absorbovaná dávka

d $\bar{\varepsilon}$  - střední energie

dm - hmotnost látky

Jednotkou absorbované dávky je 1 J/kg, která se nazývá 1Gray [Gy] (dílčí jednotky poté jsou 1mGy = 10<sup>-3</sup>Gy a 1μGy = 10<sup>-6</sup>Gy). Starší jednotka je 1 rad = 100 erg/g = 10 mGy; 1 Gy=100 rad. (5, 21, 25)



Obrázek 2: Znázornění k definici absorbované dávky (5)

### - Dávkový příkon

Dávkový příkon je poměr přírůstku dávky  $dD$  za čas  $dt$ . Jednotkou je  $\text{Gy}\cdot\text{s}^{-1}$ , často se dávkový příkon vyjadřuje v  $\text{mGy}\cdot\text{h}^{-1}$  nebo v  $\mu\text{Gy}\cdot\text{h}^{-1}$ .

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

$D$  - dávkový příkon

$dD$  - přírůstek dávky

$dt$  - časový interval (5, 25)

### - Kerma

Kerma je podíl celkové kinetické energie všech nabitých částic uvolněných nenabitými ionizujícími částicemi v látce a hmotnosti této látky. Jednotkou kermy je, stejně jako

jednotkou absorbované dávky, Gy. Kerma se používá pouze v souvislosti s nepřímo ionizujícím zářením (záření gama, neutrony). Kerma  $K$  je definována poměrem:

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

$K$  - kerma

$dE_K$  - součet počátečních kinetických energií všech nabitých částic uvolněných nenabitými ionizujícími částicemi v určitém objemu látky o hmotnosti  $dm$

$dm$  - hmotnost látky (1, 5, 25)

#### - Kermový příkon

Jedná se o přírůstek kermy  $dK$  za časový interval  $dt$ . Jednotkou je  $\text{Gy}\cdot\text{s}^{-1}$ .

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

$K$  - kermový příkon

$dK$  - přírůstek kermy

$dt$  - časový interval (1, 25)

#### - Expozice

Expozice  $X$  je definovaná pouze pro vzduch a je dána poměrem:

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

X – expozice

dQ - absolutní hodnota celkového elektrického náboje iontů jednoho znaménka vzniklých ve vzduchu při úplném zabrzdění všech elektronů a pozitronů, které byly uvolněny fotony v objemovém elementu vzduchu o hmotnosti dm

dm - hmotnost látky (5)

Jednotka expozice je coulomb na kilogram (C.kg<sup>-1</sup>). Dříve byl jednotkou rentgen, přičemž 1R = 0,258 C.kg<sup>-1</sup>. (21)

### - Expoziční příkon

Expozičním příkonem se rozumí přírůstek expozice dX za časový interval dt. (1)

$$X = \frac{dX}{dt}$$

X - expoziční příkon

dX - přírůstek expozice

dt - časový interval

Jednotka expozičního příkonu je C.kg<sup>-1</sup>s<sup>-1</sup>.

V současnosti je veličina expozice v dozimetrii určena pouze pro srovnání správnosti měření ionizujícího záření. Doporučuj se použití kermu (dávky) ve vzduchu nebo ve tkáni. (5)

## - Tok částic

Tok částic je nejobecnější veličinou charakterizující pole záření v prostoru. Je definován jako přírůstek počtu částic za jednotku času. V tomto případě se jedná o emisi částic ze zdroje do celého prostoru. Pokud je uvažováno úhlové rozložení toku částic, lze k jeho popisu použít úhlové hustoty toku částic.

$$n_{\Omega} = dn / d\Omega$$

$dn$  - tok částic šířící se do prostorového úhlu  $d\Omega$

Pokud se popisuje rozložení pole záření, tedy počet částic, které prošly daným místem v prostoru, definujeme veličinu fluence jako počet částic  $dN$  na jednotku plochy  $da$ .

$$\Phi = dN / da$$

$dN$  – počet částic na jednotku plochy  $da$

Změnu fluence  $d\Phi$  za jednotku času  $dt$  nebo tok částic  $dn$  na jednotku plochy  $da$  se označuje jako příkon fluence

$$\varphi = d\Phi / dt$$

nebo hustota toku částic

$$\varphi = dn / da$$

či radiance částic. (22)

$$\varphi_{\Omega} = d\varphi / d\Omega$$

## 1. 5. 2 Dozimetry

Pro dozimetrii ionizujícího záření se používají nejrůznější dozimetry. Nejčastěji jsou využívány filmové, radiofotoluminiscenční, termoluminiscenční, neutronové, elektronické a nově i OSL dozimetry.

### - Filmový dozimetr

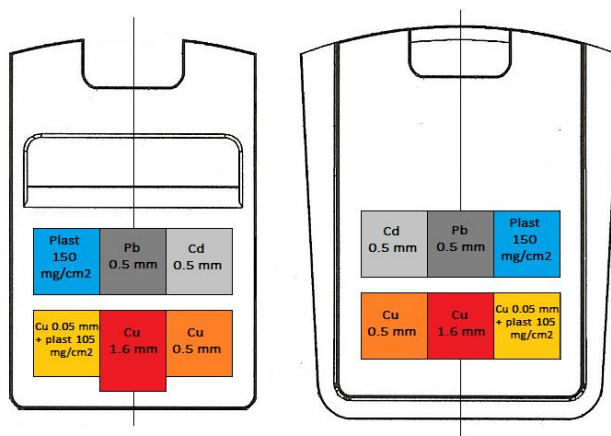
Filmový dozimetr je schopen rozlišit typ, energii a směr dopadu záření na člověka. Také umí rozlišit povrchovou kontaminaci dozimetru a díky tomu vyloučit falešné hodnoty naměřených dávek. (23)



**Obrázek 3: Filmový osobní dozimetr (26)**

Filmový dozimetr se používá již od devatenáctého století. Jedná se o nejstarší prostředek k zaznamenávání ionizujícího záření. Složení filmových dozimetrů se během času mnohokrát

změnilo. Dnes se pro osobní dozimetrii využívá filmový dozimetr, který se skládá z dozimetrické kazety s kompenzačními filtry a dozimetrického filmu. (23, 27)



**Obrázek 4: Uspořádání filtrů (27)**

Po interakci s ionizujícím zářením v dozimetru dochází interakcí elektronu se sloučeninou stříbra a vyredukováním černého amorfního kovového stříbra ke zčernání filmu. Ionizující záření ve fotoemulzi vytvoří latentní obraz, který poté vyvolávací proces zviditelní. Optická hustota zašednutí nebo zčernání filmu je mírou integrálního množství záření, které prošlo během expozice dozimetrem. (23, 28)

Filmový dozimetr se musí kalibrovat známými dávkami. Poté může být vytvořena dávková závislost se známými energiemi, které umožňují vytvořit energetickou závislost. (23)

#### **- Radiofotoluminiscenční dozimetr**

Radiofotoluminiscenční dozimetry byly vyvinuty pro měření havarijních dávek přibližně v sedmdesátých letech dvacátého století. Výhodou těchto dozimetrů je, že centra vzniklá ozářením jsou stabilní a při měření nezmizí (tj. výhoda proti TLD) a tudíž se celková informace o dávce neztrácí. V dnešní době mohou nacházet své uplatnění v osobní dozimetrii i pro měření značně menší dávky. Materiál, ze kterého je radiofotoluminiscenční dozimetr složen a disponuje uvedenými vlastnostmi, je například stříbrem aktivované fosfátové sklo.

Pro určení mechanismu stanovení dávek se může použít elektrokinetický pásmový model podobný termoluminiscenci, ale s pevnějšími centry, která posunují absorpční spektrum skla (sklo se ozáření v ultrafialové oblasti zabarvuje). Po stimulaci ozářeného skla ultrafialovým světlem dochází k emisi radiofotoluminiscenčního světla. Intenzita radiofotoluminiscenčního světla je úměrná dávce ionizujícího záření. Vymazání odezvy lze provést až teprve delším zahřátím skla nad teplotu 680 K. (23)

### - Neutronový dozimetr

V České republice se jako neutronový dozimetr používá stopový detektor v pevné fázi. Tento detektor je v kontaktu s dvojicí radiátorů štěpných trosek z UAl a Th. Stopový detektor se skládá z dielektrika, kde nabité ionty (protony, alfa částice, ionty s vyšším atomovým číslem) při průchodu danou hmotou předávají energii podle dráhy letu atomům této hmoty, způsobují ionizaci a vytvářejí stopy. Detektory stop jsou překryté rozličnými typy radiátorů. Stopy jsou v průměru veliké pouze několik nanometrů. Proto je důležité je leptáním zvětšit tak, aby byly viditelné pod mikroskopem. (29)



**Obrázek 5: Neutronový dozimetr (29)**

V celostátní službě osobní dozimetrie ČR je jako detektor užíván neutronový dozimetr složený z polyesteru Mylar s tloušťkou 8  $\mu\text{m}$  o rozměrech 20 x 40  $\text{mm}^2$ , připevněný na identifikačním rámečku z PVC. Leptání materiálu detektoru má za úkol ze stop v detektoru



vytvořit otvory. K vyhodnocení se používá jiskrový počítač, který stopy detekuje tak, že skrz otvory nechá probíhat jiskry. Počet jisker je poté úměrný počtu stop. (23, 27, 29)

Účinnost detekce neutronového dozimetru je energeticky závislá a kompenzuje se stanovenou kalibrační funkcí. Detektor je citlivý hlavně na neutrony rychlé intermediální. Výhodou je, že dozimetr a ani jeho vyhodnocení neovlivňuje vlhkost. (27)

### **- Elektronický dozimetr**

Elektronické dozimetry pracují zpravidla na bázi Geiger-Müllerových detektorů či polovodičových Si-detektorů. Jsou používány jako operativní dozimetry v jaderných elektrárnách nebo jako autorizované dozimetry pro hodnocení osob ve vztahu k limitům.

Elektronické osobní dozimetry mají řadu výhod. Patří mezi ně vysoká citlivost (hodnota minimální detekovatelné dávky se pohybuje od 1  $\mu\text{Sv}$ ), získání okamžité informace o dávce, dávkovém příkonu a dávkovém profilu aktivovaného elektronického osobního dozimetru, možnosti nastavení vizuálního či akustického alarmu pro kumulovanou dávku či dávkový příkon při překročení nastavené úrovně, optimalizace radiační zátěže prostřednictvím průběžného sledování aktuálního čerpání dávek jednotlivci při realizaci naplánovaných činností a umožnění praktické implementace principu ALARA zadáním dávkových cílů a průběžným sledováním jejich plnění. (5)

Mezi nevýhody elektronických osobních dozimetrů patří možné ovlivnění některých typů těchto dozimetrů elektromagnetickým zářením, které souvisí i s používáním mobilních telefonů, aplikačních čteček magnetických karet nebo dokonce se svařováním. Vliv elektromagnetického záření je většinou možné identifikovat. Není ale jednoduché tuto diskompatibilitu interpretovat a odečíst.

Elektronické osobní dozimetry lze užívat samostatně nebo ve spojení s vyhodnocovacím zařízením. U monitorování radiační zátěže pracovníků se zdroji IZ se používá systém elektronické osobní dozimetrie. Ten je standardně sestaven z vlastního elektronického osobního dozimetru, hardwaru a softwaru. (5)



**Obrázek 6: Osobní elektronický dozimetr RAD 60 (30)**

### **- OSL dozimetr**

OSL dozimetr využívá opticky stimulovanou luminiscenci. Jedná se o metodu, která se rozšířila během posledních deseti let a postupně nahrazuje termoluminiscenční a filmovou dozimetrii. Mezi výhody OSL patří vysoká citlivost a rychlé vyhodnocení s možností automatizace. Díky tomu se integrální osobní OSL dozimetr stává rozšířeným prostředkem pro osobní monitorování pracovníků se zářením.

Základním principem detekce IZ je stimulace ozářeného OSL materiálu (krystal  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ ) zeleným světlem z LED diody. Následkem je emitování modrého světla, jehož intenzita je úměrná radiační dávce.

Technicky má OSL jednodušší a spolehlivější čtečku se stabilním světlem LED diody, než čtečka TLD s nutností stabilního ohřevu. Stimulace OSL není destruktivní a OSL dozimetr se může vyhodnocovat opakovaně, což je výhodou oproti TLD. (31)



**Obrázek 7: OSL dozimetr (32)**

### **- Termoluminiscenční dozimetr**

Termoluminiscenční dozimetry se vyvíjely tak, aby byly komerčně dostupné a zároveň složené ze spolehlivých detekčních materiálů. Pro in vivo měření jsou TL dozimetry výhodné tím, že jsou citlivé i na velmi malé absorbované dávky záření a nemusejí být připojeny kabely ke zdroji elektrického napětí. Další výhodou TLD je možnost přesného měření odezvy, poměrně široká oblast lineární závislosti mezi dávkou a odezvou dozimetru. Mohou se používat opakovaně a dávají nám možnost použití látek s vlastnostmi blízkými lidské tkáni. Jsou mechanicky odolné. Mezi nevýhody TLD patří jejich citlivost na světlo. (5, 33)

Velké množství látek vykazuje termoluminiscenční vlastnosti. Pro dozimetrické účely je používáno jen několik látek, které jsou pro TL dozimetrii nejvýhodnější. Průběh závislosti TL odezvy by měl být závislý na dávce ionizujícího záření. Žádoucí je, aby tato závislost byla v co nejširším rozsahu lineární. (34)

Důležitým parametrem pro TLD je také energetická závislost. Pro fotonové záření se definuje jako poměr energie absorbované v materiálu dozimetru k energii absorbované v látce, která je zvolena jako referenční, při stejném ozáření obou materiálů. Obvykle je referenčním materiálem vzduch nebo měkká tkáň. (34)

TL dozimetry bývají vyráběny v mnoha různých formách, jako je třeba prášek, válečky, tyčinky, disky a destičky. Složení materiálu však bývá jen z několika chemických sloučenin. Jedním z nejrozšířenějších materiálů je lithium fluorid (LiF) aktivovaný manganem a titanem. Kladnými vlastnostmi LiF jsou jeho nízká energetická závislost a relativně malý fading. Další dozimetrický materiál je tetraboritan lithný ( $\text{Li}_2\text{B}_4\text{O}_7$ ) aktivovaný 0,1 % manganem. Má protonové číslo blízké vzduchu nebo biologické tkáni. Jeho předností je jednodušší vyhřívací křivka, než má LiF. (33, 34)



**Obrázek 8: Termoluminiscenční dozimetry (35)**

### **1. 5. 3 Termoluminiscenční dozimetrie**

Termoluminiscenční dozimetrie patří k základním technikám měření ionizujícího záření. Zakládá se na schopnosti materiálu TLD absorbovat a ukládat (i na delší časové období) informaci o dávce, kterou detektor obdržel.

## **- Historie termoluminiscenční dozimetrie**

Pod pojmem termoluminiscence se skrývá emise světla z různých látek při jejich ohřevu. Tento jev je znám již poměrně dlouho. S největší pravděpodobností jej sledoval již prehistorický jeskynní člověk. V roce 1663 o termoluminiscenčním efektu referoval R. Boyle (jeden ze zakladatelů moderní chemie). V roce 1895 E. Wiedemann a G. C. Schmidt dělali pokusy s různými anorganickými látkami, které ozařovali katodovými paprsky. Přišli na to, že přírodní fluorit a manganem aktivovaný fluorid vápenatý, když jsou vyhřívány ve tmě, vykazují luminiscenci. Oba tyto materiály jsou pro termoluminiscenci využívány do dnešní doby. (34)

F. Daniels a jeho spolupracovníci byli první skupinou, která použila v současnosti nejrozšířenější TL materiál lithium fluorid (LiF) pro účely termoluminiscenční dozimetrie. Ve spolupráci se J. R. Cameronem a s firmou Harshaw Chemical Co. dosáhli pozoruhodného stupně aplikovatelnosti v mnoha dozimetrických oblastech. (34)

## **- Podstata termoluminiscenčního jevu**

Termoluminiscenční dozimetrie je založena na schopnosti materiálu TLD absorbovat a ukládat informaci o interakci ionizujícího záření. Fyzikální teorie termoluminiscence však není dosud zcela úplně vyjasněna.

Při ozáření TLD ionizujícím zářením vznikají v materiálu dozimetru elektron-děrové páry a zachycují se uvolněné nosiče náboje. Při absorpci energie ionizujícího záření dochází k ionizaci, a tudíž i k uvolnění elektronů. Sekundární elektrony, které byly vystaveny ionizujícímu záření, přecházejí z valenčního pásma do pásma vodivostního. Volné elektrony se mohou pohybovat krystalem nebo se mohou zachytit do některých ze záchytných pastí. Současně s volnými elektrony se produkují tzv. volné díry. Volné díry se mohou (stejně jako volné elektrony) pohybovat valenčním pásem a být zachyceny v záchytných centrech. Pastí v detektoru vznikají díky přítomnosti příměsí kovů. (23, 34)

Elektrony mohou zůstat v pastech na delší dobu. Díky tomu může být informace v TLD uchována a vyhodnocena i s větší časovou prodlevou. (36)

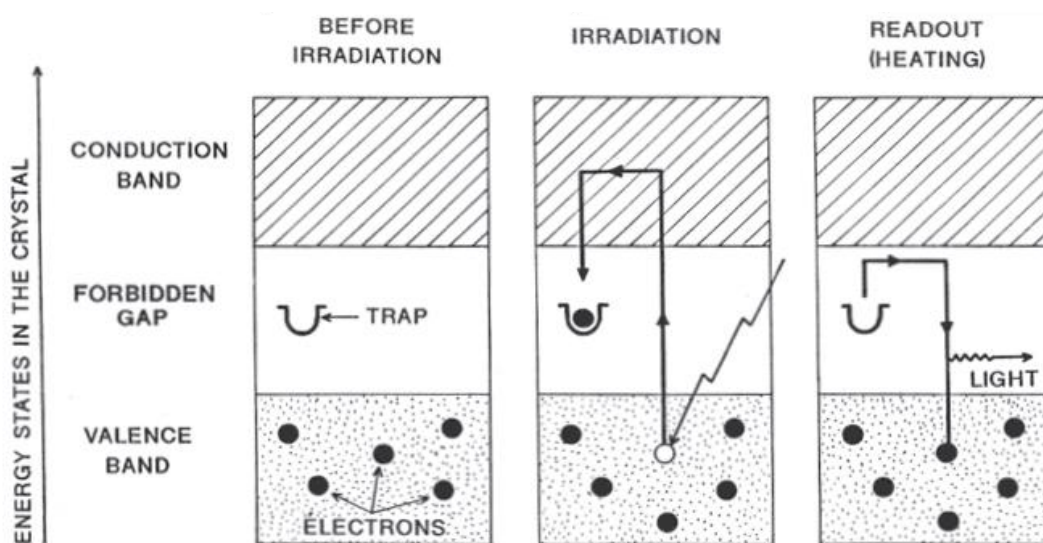
Zachycené elektrony zůstávají v pasti, dokud nezískají dostatečnou energii k úniku. Energie potřebná k uvolnění závisí na hloubce pasti. Pravděpodobnost uvolnění elektronů stoupá se vzrůstající teplotou TL materiálu, kdy roste kinetická energie tepelného pohybu elektronů. Zachycené elektrony poté mají vyšší šanci na uvolnění z pasti.

Při zahřátí TL dozimetru na vhodnou teplotu se z pastí s vyšší potenciální energií elektrony uvolní a přeskočí do pastí s nižší potenciální energií. (23, 34, 36)

Podobná situace je i u zachycených děr. Avšak děrové pasti bývají méně stabilní. K úniku děr tedy může docházet i při normální pokojové teplotě.

Uvolněné elektrony mohou rekombinovat s děrami díky luminiscenčním centřům. Přebytná energie se vyžáří ve formě viditelných nebo ultrafialových fotonů. (34)

Měřitelný optický signál, který je úměrný dávce, vzniká díky tomu, že počet zachycených nosičů je v určitých mezích úměrný energii ionizujícího záření absorbované TL materiálem.



**Obrázek 9: Jeden z možných mechanismů vzniku termoluminiscence (36)**

Jev, kdy dochází k uvolnění světla vyzařujícího z TLD, se nazývá luminiscencí. Termoluminiscence je tedy světlo uvolněné zahřátím TL materiálu. Ohřev a detekce uvolněného světelného záření se provádí ve vyhodnocovacím přístroji někdy nazývaném

čtečka. Uvolnění TL signálu je závislé na teplotě (nebo na čase, pokud je tento parametr v korelaci s teplotou). Výstupem z vyhodnocovacího přístroje je vyhřívací (glow) křivka. Ta se skládá z rozdílných TL píků. Každý pík odpovídá jinému energetickému stavu v TL dozimetru. V ideálním případě vyhřívací křivka s teplotou nejprve exponenciálně narůstá, až dosáhne maxima a poté opět klesá k nule. Na vyhřívací křivce se ale nachází stabilní i nestabilní píky. Pouze stabilní píky jsou však používány pro TL dozimetrii a nazývají se dozimetrické píky. (34, 36, 37)

Pro určení obdržené dávky TL materiálem může být využita výška TL maxima nebo i celková plocha pod vyhřívací křivkou. Výška a plocha každého maxima je závislá na počtu přítomných pastí, které odpovídají tomuto maximu. (34)

#### **- Využití termoluminiscenční dozimetrie**

Termoluminiscenční dozimetrie má široké spektrum využití. Například své uplatnění nachází u osobní dozimetrie, dozimetrie přírodního pozadí, dozimetrie pracovních prostředí, termoluminiscenční datování, in vivo dozimetrie atd. (34)

#### **- In vivo dozimetrie**

In vivo dozimetrie umožňuje přesnou verifikaci předepsané dávky během ozařování. Slouží k ověření správnosti dodané dávky uvnitř pacientova těla. Samozřejmě nelze aplikovat TL dozimetrie invazivně do orgánů ozařovaného člověka. In vivo dozimetrie tedy probíhá s využitím nepřímých postupů. (38)

Jedním z možných cílů in vivo dozimetrie je srovnat dávky, které jsou odvozené od naměřené odezvy z TLD (na povrchu pokožky) s teoretickými hodnotami. Tyto hodnoty jsou vypočteny plánovacím systémem (TPS – treatment planning system). Přesnost výpočtu dávky

pod pokožkou však není úplně stoprocentní. Odezva z detektoru je převedena na dávku v bodě, který se nachází v určité hloubce pod povrchem kůže. Přesnost výpočtu s použitím plánovacího systému je však pro účely radioterapie naprosto postačující. (36)

Dalším cílem *in vivo* dozimetrie je zkontrolování a ověření správnosti dodané dávky (ICRU 1993, 1999, 2004 a 2010), kterou obdržel ozářený pacient. Dozimetry však musí být umístěny co nejbližší k cílovému objemu. Kvůli tomu se zavádějí i do tělesných dutin, jako je např. děloha či rektum.

*In vivo* dozimetrie se zabývá i stanovením dávky na kůži samotnou. Toto měření je rozhodující a vyžaduje speciální metodiku. (36)

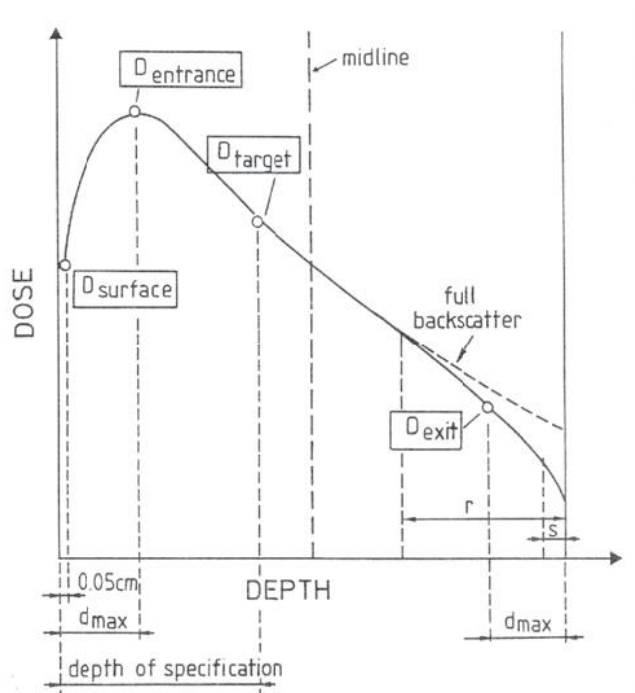
Kromě TLD je k *in vivo* dozimetrii možné použít polovodičových detektorů nebo miniaturní ionizační komory.

#### **- Měření povrchové dávky na kůži**

Povrchovou dávku ovlivňuje velikost pole a modifikace svazku. Nejvhodnějšími detektory pro měření povrchové dávky na kůži jsou TL dozimetry, jelikož jejich materiálové složení a tloušťka reprezentuje citlivé vrstvy kůže. Někdy je problematické změřit povrchovou dávku při měření přes tkáňové jizvy nebo jiné povrchové defekty kůže (nádory, mateřská znaménka), které mohou způsobit nerovnoměrné rozložení dávky na kůži, a poté může docházet k rozporům s naplánovanou dávkou. (39)

Pro zajištění homogenní dávky na celém těle a omezení dávky na kritické orgány jsou při ozařování používány bolusy, kompenzátory nebo stínění vhodným materiálem. Při *in vivo* dozimetrii s termoluminiscenčními dozimetry (nebo s polovodičovými dozimetry) jsou zaznamenávány vstupní a výstupní dávky v průběhu léčby. Hodnoty z těchto měření jsou použity pro výpočet střední obdržené dávky. Jedná se o ověřování předepsané a doopravdy dodané dávky a také o nepřímou kontrolu polohy pacienta. (37)





**Obrázek 10: Schéma různých dávek, které jsou zahrnuty v in vivo dozimetrii pro ozařování z jednoho pole (36)**

$D_{\text{surface}}$  - povrchová dávka (nachází se 0,05 cm pod povrchem vstupu svazku částic do pacienta)

$D_{\text{entrance}}$  – dávka v hloubce maxima

$D_{\text{target}}$  – cílová dávka (ve specifické hloubce ozařovaného objemu)

$D_{\text{exit}}$  – výstupní dávka (ve vzdálenosti  $d_{\text{max}}$  od výstupního povrchu na ose svazku, dávka na výstupu svazku z pacienta) (36)

### - Další využití termoluminiscenční dozimetrie

V osobní dozimetrii se pro hodnocení dávky obdržené na horních končetinách pracovníků používají termoluminiscenční dozimetry v podobě náramku nebo prstýnku. Prstový TL dozimetr slouží k měření ekvivalentní dávky na ruce při manipulacích v poli záření rtg., gama a beta. (33)

Pro dozimetrii pracovního prostředí u jaderných zařízení je ideální sestava filmového dozimetru s termoluminiscenčním dozimetrem, neutronovým dozimetrem a křemíkovou (Si) diodou. TL dozimetr, který se používá jako dozimetr měřící při delším časovém intervalu než filmový dozimetr nebo jako havarijní dozimetr, se skládá z dozimetrické kazety a z detektoru. (5, 23)

Monitorování vnějšího ozáření obyvatel na území České republiky je zprostředkováno sítí TL dozimetrů (TLD síť). TLD síť je jednou ze složek Radiační monitorovací sítě ČR. Monitorování bylo zahájeno v roce 1989. Měřicí místa jsou převážně umístěna ve volném prostoru ve výšce 1 m nad úrovní terénu. Některá venkovní měřicí místa jsou doplněna o měřicí místa v přilehlých budovách. Díky tomu je možné posoudit účinnost krytí obyvatel v případě vzniku radiační havárie. Veličina, která se měří za normální radiační situace jednou za čtvrt roku, je prostorový dávkový ekvivalent  $H^*(10)$  [ $\mu\text{Sv}$ ]. (40)

Naměřené hodnoty se přepočítávají na průměrné hodnoty příkonu prostorového dávkového ekvivalentu  $H^*(10)$  [ $\text{nSv/h}$ ]. Většina výsledků pro daná měřicí místa a čtvrtletí se obvykle pohybuje v rozmezí od 70  $\text{nSv/h}$  do 270  $\text{nSv/h}$ . Tyto hodnoty odpovídají přírodnímu pozadí na území České republiky. Prozatím prostřednictvím TLD sítě nebylo nikdy zaznamenáno překročení vyšetřovací úrovně, která má hodnotu 500  $\text{nSv/h}$ . (40)

TLD síť je složená ze dvou základních složek, a to z teritoriální sítě a lokální sítě v okolí jaderných elektráren. Teritoriální TLD síť je provozována Státním ústavem radiační ochrany. Zahrnuje 185 měřicích míst, které jsou přibližně rovnoměrně rozmístěny na území ČR. Naopak měřicí místa pro lokální TLD síť jsou pouze v okolí jaderných elektráren Temelín a Dukovany. Provoz lokální i teritoriální TLD sítě zajišťuje Státní ústav pro jadernou bezpečnost, který spolupracuje s Regionálními centry Státního ústavu pro jadernou bezpečnost. (40)



**Obrázek 11: Teritoriální síť TLD (40)**

Termoluminiscenční dozimetrie umožňuje datování keramiky, vypalovaných stavebnin, porcelánu a skla. Dříve, než byla tato metoda objevena, nebylo možné stáří těchto materiálů objektivně stanovit. Rozsah stanovitelného stáří je přibližně 1 - 10<sup>6</sup> let. (41)

Archeologické vzorky keramiky stavebnin apod. jsou křemičitanové povahy. Obsahují zásoby mikrokrytalů, které jsou schopny radiační excitace s dostatečnou hloubkou elektronových pastí. Elektrony, které jsou zachycené v pastech, zůstávají ve „zmrzlém“ stavu při standardní teplotě prostředí okolo 40 °C. Vše na zemi (i v zemi uložený archeologický materiál) je permanentně ozařováno. Když předpokládáme, že byl vzorek při svém vzniku vypálen, tak se tzv. časově vynuloval. Byl teoreticky ozařován neměnnou dávkou za celé historické období a elektrony se v pastech hromadili lineárně s časem. Poté tedy bude množství zachycených elektronů v pastech měrou pro stáří předmětu. Postačuje pouze zjistit roční přírůstek luminiscence, aby se stanovilo stáří předmětu. (41)

## 1. 6 Radiační ochrana

Koncem devatenáctého a počátkem dvacátého století, tedy těsně po objevení do té doby neznámých paprsků ionizujícího záření, ani odborníci netušili, jaké následky takové záření může mít. Často docházelo k vážnému poškození zdraví a také k úmrtí celé řady předních průkopníků. M. Curie, W. C. Röntgen, H. Becquerel a další umírali na bezprostřední následky záření. Tehdejší lékaři praktikující diagnostiku i terapii s využitím ionizujícího záření byli velmi často postiženi některým z typů radiačního poškození po obdržení nekontrolované dávky. V roce 1936 byl dokonce v Hamburgu odhalen pomník rentgenologům, radiologům a ostatním lékařům pracujícím s ionizujícím zářením, kteří zemřeli díky své profesionální horlivosti při uplatnění nových paprsků X. Byl mezi nimi i olomoucký lékař R. Bacher, který v roce 1906 používal ionizující záření k léčbě zhoubných nádorů. (9)

Rozvoj radiační ochrany tedy začal poměrně brzy po objevu rentgenového záření W. C. Röntgenem v roce 1895 a radioaktivity H. Becquerelem o rok později. Důležité pro vývoj radiační ochrany bylo přijetí doporučení na ochranu před zářením britskou společností The X-Ray and Radium Protection Committee British Roentgen Society v roce 1915 a v USA společností The American Roentgen Ray Society roku 1922. (42, 43)

První radiační poškození popsal E. H. Grubbe již v roce 1896. Jednalo se o poškození rukou radiační popáleninou. V roce 1902 bylo nalezeno první nádorové onemocnění u pracovníka s ionizujícím zářením, který byl přičítán vlivu působení paprsků X. Postupně byly popisovány další a další případy radiologů i pacientů, u kterých se objevilo radiační poškození (zejména na kůži) a také vznik nádorových onemocnění. (43)

Znalosti nejen o terapeutických a diagnostických možnostech záření se časem stále zdokonalovaly. Průlomem a přínosem pro další orientaci a informovanost o zdravotně a smrtelně nebezpečných účincích ionizujícího záření byly pokusy prováděné za druhé světové války. Byly spojeny se snahou o zhotovení atomové bomby a nakonec i s jejím použitím v Hirošimě a Nagasaki. (42)

Nové poznatky však někdy přinášely i havárie radioaktivních zdrojů. Proto bylo nutné si stanovit pravidla pro zacházení se zdroji ionizujícího záření, aby se takové havárie nestávaly nebo byl jejich výskyt omezen na co nejmenší možnou míru.

Ve zdravotnictví postupně docházelo ke zdokonalování a k inovaci v oblastech diagnostiky i terapie, ale také k využití nových objevů. Vznikaly a formovaly se nové obory (například nukleární medicína). Postupně byly propracovány možnosti a situace, které jsou označovány jako nežádoucí účinky ionizujícího záření. Tyto účinky mohou být lokální a celkové nebo časně a pozdní. (9)

V oblasti radioterapie dosahuje radiační ochrana stále vyšší úrovně, jak v rovině právních předpisů dle legislativy EU a atomového zákona, tak i v praxi pro zajišťování kvality. Zajišťují se tím požadavky na program maximální bezpečnosti všech postupů, které se týkají hlavně terapeutické aplikace ionizujícího záření. Toto se vztahuje i na ochranu pracovníků, pacientů a zohlednění k obecné populaci. Radiační ochrana určuje limity absorbovaných dávek a technické i organizační pojistky proti nechtěnému selhání ochranných a bezpečnostních opatření. Riziko ohrožení by mělo být naprosto vyloučeno nebo alespoň minimalizováno. (9)

### **1. 6. 1 Principy radiační ochrany**

Základní principy radiační ochrany jsou obsažené v doporučení Mezinárodní komise radiologické ochrany (ICRP č. 103/2007), opírají se o standardy vydané Mezinárodní atomovou agenturou (IAEA) a legislativu Evropské unie (direktivy EURATOMU). Současně jsou vždy principy radiační ochrany ukotveny v české legislativě. České státní normy jsou harmonizovány s normami EU. (8, 25)

Základní zákonné normy související s radiační ochranou jsou směrnice rady EU 97/43/EURATOM (Medical Exposure Directive), zákon č. 18/1997 Sb., o mírovém využívání jaderné energie a ionizujícího záření (atomový zákon) a o změně některých zákonů, ve znění

pozdějších předpisů a vyhláška č. 307/2002 Sb., ve znění vyhlášky 499/2005 Sb. o radiační ochraně (nahrazující vyhlášku č. 184/1997 Sb.). (8, 24, 44)

Hlavní institucí odpovídající za jadernou bezpečnost o radiační ochranu je Státní úřad pro jadernou bezpečnost (SÚJB). Odbornou a výzkumnou základnou v systému radiační ochrany je Státní ústav radiační ochrany (SÚRO), který vydává povolení k činnostem souvisejícím s využitím jaderné energie a zdrojů IZ. Zároveň také registruje všechny subjekty vykonávající činnost v této oblasti. (8)

Díky současným poznatkům o účincích ionizujícího záření je cílem radiační ochrany vyloučit deterministické účinky záření a riziko stochastických účinků udržovat na rozumně přijatelné nízké úrovni. Kvůli tomu jsou uplatňovány následující principy radiační ochrany:

- princip zdůvodnění,
- princip limitování,
- princip optimalizace,
- zajištění bezpečnosti zdrojů. (25)

#### **- Princip zdůvodnění (justifikace)**

*„Kterékoliv rozhodnutí, které mění radiační expoziční situaci, např. uvedením nového zdroje záření nebo snižováním existující expozice, mělo by způsobit více užitku než škody, tj. přinést individuální nebo společenský přínos, který je větší než újma, kterou způsobuje.“ (25 s. 9)*

Specifické je zdůvodnění lékařské expozice u pacientů. Vyžaduje jiný a lépe propracovaný přístup. Lékařské ozáření není možné zdůvodnit, jako jiná ozáření. Zdůvodnění tedy závisí spíše na rozhodnutí odborníků (lékařů) než na vládě. Rozeznávají se tři úrovně zdůvodnění. První spočívá v použití záření, které je bráno jako prospěšné pro nemocného a jeho zdůvodnění se pokládá za prokázané. Dále se jedná o konkrétní procedury se specifickým zaměřením, které je definováno a zdůvodněno. Poslední se týká aplikace dané procedury invalidnímu pacientovi, která je zdůvodněna. Lékařské ozáření by všeobecně mělo pacientovi způsobit tzv. „více dobra, než škody.“ (25)

V atomovém zákoně je princip zdůvodnění uložen povinností: „Každý, kdo využívá jadernou energii nebo provádí činnosti vedoucí k ozáření nebo zásahy k omezení přírodního ozáření nebo ozáření v důsledku radiačních nehod, musí dbát na to, aby toto jeho jednání bylo odůvodněno přínosem, který vyváží rizika, která při těchto činnostech vznikají nebo mohou vzniknout.“

Zdůvodnění činnosti např. pro lékařské ozáření vysvětluje, že: „lékařské ozáření jednotlivých osob se odůvodňuje očekávaným individuálním zdravotním prospěchem pacienta. V případě preventivní péče, včetně vyhledávacích vyšetření, je lékařské ozáření možné uskutečnit pouze, pokud je zdůvodněno očekávaným přínosem pro jedince, u něhož bude nemoc odkryta, s uvážením možnosti léčebného ovlivnění nemoci. V některých případech může být důvodem vyhledávacích vyšetření ochrana skupin obyvatelstva. Do procesu odůvodnění lékařského ozáření musí být v souladu s principy klinické odpovědnosti zapojen jak indikující lékař, tak aplikující odborník, kteří:

a) vždy vezmou v úvahu účinky, přínosy a rizika jiných dostupných metod, které vedou k témuž cíli, avšak nezahrnují ozáření ionizujícím zářením,

b) před každým použitím zdroje ionizujícího záření k lékařskému ozáření zjistí u pacienta předchozí významné aplikace radionuklidů a ionizujícího záření, které by mohly mít význam pro uvažované vyšetřování nebo léčbu; u žen v reprodukčním věku zjistí možnost těhotenství nebo kojení dítěte; tyto údaje zaznamenají do zdravotnické dokumentace pacienta,

c) u těhotných žen provedou vyšetření spojené s ozářením pouze v neodkladných případech nebo z důvodů porodnické indikace; přitom je nezbytné vždy zvlášť pozorně zvažovat nutnost získání požadované informace s pomocí použití zdrojů ionizujícího záření a volit jen takovou techniku, která zajistí maximální ochranu plodu; u kojících žen musí být při nukleárně–medicinském vyšetření věnována obdobná pozornost odůvodnění a posouzení jeho naléhavosti. “ (24 - § 60)

### **- Princip limitování dávek**

V plánovaných situacích by celková dávka ze všech kontrolovatelných zdrojů záření neměla přesáhnout příslušné limity specifikované komisí. Tento princip se vztahuje k jednotlivci. Dávkové limity se nevztahují na lékařské ozáření pacientů, na nehodové situace a na existující expoziční situace. Naopak se využívají při profesní expozici v situacích určených regulačním orgánem. (25)

Rozlišují se základní limity pro pracovníky se zdroji, základní limity pro učně a studenty a základní limity obecné. (24, 45)

Vedle limitů, které vedou k omezení či zastavení ozáření, se v radiační ochraně používají i hodnoty představující pokyn k určité aktivitě. K těmto referenčním úrovním patří úroveň záznamová, která určuje hodnoty dávky (standardně 1/10 ročního limitu) nebo jí odpovídající měřené veličiny. Výsledky monitorování se mají zaznamenávat. Dále existuje úroveň vyšetřovací. Ta je indikující k vyšetření důsledku překročení úrovně, a to především dávek obdržených osobami. Hodnota překročení úrovně bývá zpravidla vázána na 3/10 dávkového limitu. Poslední je úroveň zásahová. Její dosažení je pokynem k provedení mimořádného opatření, tedy zásahu. (25, 45)

### **- Princip optimalizace ochrany**

Princip optimalizace ochrany se vztahuje ke zdroji záření. Proces směřuje k udržování individuálních dávek, počtu lidí vystavených ionizujícímu záření a pravděpodobnosti, že se expozice vyskytne tam, kde to není prakticky jisté, že k ní dojde, pak by úroveň ozáření měla být tak nízká, jak je to možné rozumně dosáhnout pod danými dávkovými optimalizačními mezemi s uvážením ekonomických a společenských faktorů. (25, 45)

Optimalizace radiační ochrany je také ztotožňována s principem ALARA (as low as reasonably achievable), který v českém jazyce znamená „tak málo, jak je rozumně možné“. (45)



## **- Zajištění bezpečnosti zdrojů**

Bezpečnostní kultura by měla usměrňovat přístupy a chování při užívání zdrojů ionizujícího záření. Bezpečnost a ochrana zdrojů musí být zajištěna řádným řízením, systémem zabezpečení jakosti, dobrou technikou, výcvikem a vzděláváním personálu. (25)

### **1. 6. 2 Typy expozičních situací**

Jednotlivci jsou v prostředí vystaveni působení přírodních a umělých zdrojů ionizujícího záření. Ochrana obyvatelstva a životního prostředí závisí na vyhodnocení záření a radioaktivních materiálů v životním prostředí.

Lidé jsou exponováni radonem v bytech, v nemocnici mohou být vystaveni lékařskému ozáření a pracovníci se zdroji IZ jsou vystavováni expozičním ze zdrojů záření při své pracovní činnosti. Každý zdroj je možné posuzovat samostatně. Je vhodné zvážit ozáření všech jednotlivců exponovaných daným zdrojem nebo více zdrojům. Každý jedinec je ozařován z více zdrojů, a proto je nezbytný ještě druhý způsob hodnocení, který začíná u jednotlivce a bere v potaz všechny zdroje ozařující tohoto jednotlivce. (25, 46)

Mezi typy expozičních situací se zahrnují plánované, nehodové a existující expoziční situace. Situace, které zahrnují plánované operace se zdroji, se označují jako plánované situace. Zahrnují i uložení, likvidaci radioaktivního materiálu a rekultivaci dříve zabraného území. Nehodové situace jsou ty, které neočekáváme, vyskytují se při provádění činností a vyžadují bezodkladné opatření. Mohou vzniknout při provozních činnostech. Existující expoziční situace jsou ty, které již existují, a rozhoduje se o jejich regulaci. Jedná se např. o ozáření z přírodního pozadí. (25)

## **- Kategorie expozi**

Expozice se podle kategorií dělí na profesní, lékařské expozice pacientů a expozice obyvatel. Pracovní expozice je veškerá expozice pracovníků v rámci jejich pracovních úkonů. Jedná se o pracovníky kategorie A a B. Lékařská expozice pacientů vzniká při ozáření pacientů při diagnostických, screeningových nebo léčebných výkonech. Ozáření se provádí zcela záměrně a vykonává se kvůli přímému prospěchu pacienta. Expozice obyvatel v sobě ukrývá všechny expozice z okolí s výjimkou profesních a lékařských expozi pacientů. (25)

### **1. 6. 3 Radiační nehody a havárie**

Používání jaderných zařízení je spojené s nebezpečím vzniku radiační nehody či havárie. Riziko vzniku takových událostí je téměř nulové, ale stále existuje určitá pravděpodobnost jejich výskytu. V radiační ochraně je možné potenciální radiační mimořádnou událost označit za stav, kdy může dojít nebo dochází k expozicím, které jsou vyšší než expozice normální. Jako radiační nehoda je označena událost, při které dojde k překročení limitních hodnot daných expozi. O radiační havárii se hovoří při úniku radioaktivních látek do životního prostředí, kdy je nezbytné uplatnit významná opatření pro ochranu obyvatel. (47)

Ve vyhlášce Státního úřadu pro jadernou bezpečnost č. 318/2002 Sb. jsou určeny 3 stupně radiačních událostí:

První stupeň má lokální charakter. Radiační událost je ohraničena na dané pracoviště a řeší se v rámci obsluhy zařízení. Při vzniku tohoto druhu události nedochází k uvolnění radioaktivních látek do životního prostředí. (48)

Druhý stupeň radiační události je definován únikem radioaktivních látek do životního prostředí bez nutnosti uplatňovat významná opatření pro ochranu obyvatel. Řešení události vyžaduje aktivaci zasahujících osob. (48)

Nejvyšší stupeň radiační události vede k takovému uvolnění radioaktivních látek do životního prostředí, že je nutné uplatnit ochranná opatření pro ochranu obyvatel podle

vnějšího havarijního plánu. Zasahující složky a obyvatelstvo musí být o události informováni ihned. Tento stupeň události je radiační havárií. (48)

Likvidace radiačních nehod a havárií vyžaduje co nejrychlejší a operativní rozhodování, které by mělo vést k realizaci opatření na ochranu zdraví pracovníků, obyvatel a opatření na ochranu majetku. (45)

Při likvidaci radiační události se rozeznává fáze uvedení zdroje záření pod kontrolu a fáze likvidace následků události (tzv. dekontaminace). Při fázi převedení zdroje pod kontrolu neexistují limity efektivní dávky, avšak při likvidaci následků je nezbytné dodržovat limit osobních dávek. (47)

### **- Úkoly složek IZS při radiační mimořádné události**

Složky integrovaného záchranného systému mohou zasahovat na určitém území nebo při situacích, kdy intenzita ionizujícího záření výrazně převyšuje běžné přírodní pozadí. Například se jedná o zásahy při záchytech nebo nálezech zdrojů IZ nebo při jejich přepravě. Může se také stát, že se bude jednat o teroristický útok, kde bude použita tzv. špinavá bomba. V případě havárie na jaderné energetickém zařízení mohou jednotky zasahovat přímo na postižené elektrárně či v zóně havarijního plánování. (30)

Při radiační mimořádné události mohou vedle základních složek IZS (Hasičského záchranného sboru ČR, jednotek požární ochrany zařazených do plošného pokrytí kraje jednotkami požární ochrany, Policie ČR a zdravotnické záchranné služby) být nasazeni i příslušníci Armády České republiky. Armáda ČR se řadí mezi ostatní složky integrovaného záchranného systému a její využití je vázáno na součinnostní dohodu, která je uzavřena mezi Ministerstvem vnitra – generálním ředitelstvím HZS ČR a Generálním štábem Armády České republiky. (30, 49)

Nebezpečí vzniku radiační mimořádné události v jaderných elektrárnách je téměř nulové. Avšak v rámci havarijního plánování jsou složkám IZS a dalším subjektům stanoveny úkoly v případě nebezpečí. Například HZS kraje zajišťuje prvořadě úkoly ve vztahu k obyvatelstvu (varování a informování obyvatelstva v zóně havarijního plánování, organizuje evakuaci a

ukrytí apod.) Hasičský záchranný sbor kraje také plní úkoly v zóně havarijního plánování při využití osobních ochranných prostředků jednotlivých osob a evidenci obdržovaných dávek u jednotlivců. (30)

Složky integrovaného záchranného systému při společném zásahu na podezření nebo výskyt radioaktivní látky vychází z typové činnosti STČ 01/IZS. V této typové činnosti je uveden postup složek při záchranných a likvidačních pracích s ohledem na druh a charakter mimořádné události. (30, 50)

## 1. 7 Lékařské ozáření

Lékařským ozářením se rozumí ozáření lidí, kteří jsou vyšetřováni nebo léčeni zdroji ionizujícího záření. Má největší podíl na expozici osob z umělých zdrojů. Díky tomu se lékařskému ozáření věnuje systematická pozornost, aby aplikované dávky potřebné pro získání požadovaného efektu byly co nejnižší. (8, 51)

Zákon č. 373/2011 Sb. o specifických zdravotních službách říká, že „*klinickou odpovědností za lékařské ozáření se rozumí odpovědnost za jednotlivá lékařská ozáření, která zahrnuje zejména odůvodnění lékařského ozáření, včetně zhodnocení cílů lékařského ozáření, jeho optimalizaci, klinické hodnocení, praktickou spolupráci s jinými ošetřujícími zdravotnickými pracovníky, popřípadě získávání informací o předchozím poskytování zdravotních služeb, poskytování informací nebo záznamů o provedeném lékařském ozáření jiným indikujícím lékařům nebo aplikujícím odborníkům na jejich žádost a poskytování informací o riziku ionizujícího záření ozařovaným osobám. Nositelem klinické odpovědnosti je aplikující odborník v rozsahu své způsobilosti k výkonu povolání.*“ (52)

Vyhláška č. 410/2012 Sb. o stanovení pravidel a postupů při lékařském ozáření upravuje pravidla ochrany zdraví osob před riziky vyplývajícími z ionizujícího záření v souvislosti s lékařským ozářením, a také pravidla a postupy při radiační ochraně osob při lékařském ozáření neupravené národními radiologickými standardy. (53)

V rámci optimalizace radiační ochrany zajistí tento předpis podle § 2 v radioterapii postupy při výkonech tak, aby lékařské ozáření směřovalo na cílový objem tkání, na který je léčba zářením zaměřena. Ozáření cílového objemu tkání se provádí pouze v rozsahu nezbytném k dosažení požadovaného léčebného účinku a ozáření ostatních tkání musí být tak nízké, jak lze rozumně dosáhnout bez omezení léčebného přínosu. (53)

## **1. 8 ICRU**

ICRU je Mezinárodní komise pro radiační jednotky a měření. V zájmu řešení problematiky sjednocení výsledků měření používaných ve zprávách o lékařském ozáření zajistila jednotné používání jednotek a v roce 2013 založila Stálý výbor pro terminologii, množství a jednotky v radioterapii. Vzhledem k rozmanitosti expozičních podmínek, je zapotřebí si stanovit mezinárodně uznávané měření pro hodnocení ozáření osob a pro monitoring životního prostředí. Důležitý je sběr referenčních údajů pro korelace jednotlivých expozičních podmínek a souvisejících rizik. Proto ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements) vyvinula koncepční základ pro definování provozních množství v oblasti individuálního monitorování. ICRU dokonce klasifikovala cílové objemy v radioterapii. (46, 54)

ICRU se snaží sbírat a vyhodnocovat nejnovější údaje a informace relevantní k problematice měření ionizujícího záření a doporučit ve svých publikacích nejvhodnější hodnoty veličin popisujících záření a nejvíce přijatelné techniky měření pro běžné užívání. (46)

### **1. 8. 1 ICRU v radioterapii**

Úspěšná léčba nádorového onemocnění závisí na přesné znalosti množství a lokalizaci záření u daného pacienta. Záleží také na možnosti výměny informací o dosažených výsledcích mezi lékaři. Pokud jde o měření ionizujícího záření, tak ICRU vydala první zprávu doporučující obsah dozimetrických protokolů pro fotony a elektronové paprsky v terapii v roce 1970. Poté byly vydány další zprávy, které zahrnovaly i měření jiných druhů záření, které se v radioterapii používají. Pokrok v radioterapii vyžaduje schopnost porovnávat klinické výsledky dosažené v různých centrech za použití různých způsobů záření a jejich protokolů. Proto je důležité sjednocení zápisů např. pro frakcionační plány, dávky a techniky pro optimální léčbu. ICRU se v tomto oboru značně angažuje. (46)

Mnohé z metod předepisování, zaznamenávání a vykazování dávky a objemů jsou společné pro všechny druhy radioterapie.

V současnosti se program ICRU zaměřuje na specifikaci objemů a dávek. Rozšiřuje svůj program na nové typy léčby, u kterých musí být přesněji známy prostorové distribuce absorbované dávky. (46)

### **1. 9 ICRP**

ICRP je zkratka pro Mezinárodní komisi pro radiační ochranu. Práce ICRP pomáhá při prevenci rakoviny a jiných onemocnění spojených s účinky ionizujícího záření. Snaží se také chránit životní prostředí.

Od roku 1928 ICRP postupně udržuje a vypracovává Mezinárodní systém pro radiační ochranu, který se používá po celém světě. Slouží jako společný základ pro normy radiační ochrany, právní předpisy, pokyny, programy a praxe. (55)

ICRP publikovala více než sto zpráv o všech aspektech radiační ochrany. Většina zpráv řešila konkrétní oblast radiační ochrany. Mezinárodní systém pro radiační ochranu vyvinula

ICRP na základě současného chápání vědy k určování radiačních expozičních a hodnotových systémů.

ICRP je nezávislá mezinárodní organizace s více než dvěma sty dobrovolnými členy, kteří jsou ze zhruba třiceti zemí světa a ze šesti kontinentů. Tyto členové jsou hlavně přední vědci a znalci v oblasti radiační ochrany. (55)

## **1. 10 Monitorování**

Monitorování v sobě skrývá měření všech veličin, které se týkají radiační ochrany, zaznamenávání zjištěných hodnot a vyhodnocování naměřených dat. Důležitým úkolem je zajistit v daných podmínkách ozáření dodržování požadavků systému limitování dávek. Také se zjišťuje, zda je radiační ochrana optimalizována a jestli provoz pracoviště i zdrojů záření je bezpečný. Monitorování by mělo bezprostředně varovat při případném vzniku mimořádné události. (56)

Program monitorování zahrnuje monitorování pracoviště, osobní monitorování, monitorování výpustí a okolí. Vše je uvedeno ve vyhlášce č. 307/2002 Sb., o radiační ochraně. (24, 56)

### **1. 10. 1 Metody monitorování onkologických pacientů**

Radiační onkologie je obor pracující s ionizujícím zářením, který podléhá atomovému zákonu a který má vysoké nároky na kvalitu a bezpečnost přinejmenším v oblasti radiační ochrany. V léčbě onkologicky nemocných je radioterapie druhou nejúčinnější modalitou v onkologii a nejúčinnější konzervativní léčbou. Proto se velmi často používá. Monitorování v onkologii je mimořádně vhodný indikátor kvality. Pokud se zpracují reprezentativní data o diagnostice a léčbě konkrétní diagnózy přímo v klinické praxi, mají výstupy větší vypovídací hodnotu než data z klinické studie. Nejlépe hodnotitelné jsou pro monitoring kvality v

radiační onkologii diagnózy, v nichž kurativní léčba zářením má zásadní roli a současně lze za poměrně krátkou dobu získat reprezentativní data o přežití a toxicitě. (57)

Základním prvkem metod monitorování v onkologii je porovnávání opakovaných vyšetření, která by měla pacienta co nejméně zatěžovat, ale zároveň splnit svůj úkol. Také by mělo být možné je libovolně opakovat. Mezi diagnostickými a monitorovacími postupy není velký rozdíl. Obě metody se překrývají a mohou i navzájem splývat. (57)

Provádí se monitorování před léčbou, které kriticky posuzuje vhodnost plánované léčby a postupy jednotlivých terapeutických metod. Poté se uskutečňuje monitorování v průběhu léčby. To hodnotí efekt aplikované terapie a poukazuje na potřebnou změnu léčebné strategie. Může odhalit nežádoucí projevy a příznaky onkologické léčby. Umožňuje v případě potřeby včas nasadit efektivní podpůrnou léčbu. Poslední je monitorování po léčbě, které detekuje přítomnost remise nádorového onemocnění a může včas odhalit subklinický relaps onemocnění. (1, 57)

## **1. 10. 2 Metody monitorování složek IZS v zásahových situacích**

V atomovém zákoně č. 18/1997 Sb. a v jeho prováděcích právních předpisech je stanovena povinnost kontrolovat a usměrňovat ozáření osob podílejících se na likvidaci radiační nehody. Zasahující osoby musí být bezpodmínečně vybaveny osobními dozimetry. Tyto dozimetry umožňují evidenci osobních dávek jednotlivců. Pro průběžné sledování dávek je vhodné, aby zasahující osoby měly operativní dozimetry, které jsou schopny provést přímý odečet dávky a nastavení alarmu při překročení předem nastavených hodnot. Pro tyto účely jsou vhodné elektronické dozimetry, které splňují dané požadavky. (44)

Jednotky Hasičského záchranného sboru České republiky jsou vybavovány osobními dozimetry typu SOR/R-20 verze DMC. Každý HZS kraje využívá program s databází příslušníků, kde jsou vedeny informace související s dávkami zasahujících jednotlivců. Je zde brán i ohled na obdržené dávky, použité dozimetry, platnost kalibrace, ověření dozimetrů, proškolení osob atd. (30, 44)



Hasičské záchranné sbory jaderných elektráren Temelín a Dukovany používají stejné dozimetry, jako ostatní pracovníci v areálech těchto elektráren. Jedná se o dozimetry DMC 200 XB firmy MGP instruments. Ve spojení s čtečkou či miničtečkou s nimi lze vytvořit dozimetrický systém. (30)

Zdravotnická záchranná služba nemá vybavování dozimetry řešeno centrálně. Situace se liší v závislosti na území, kde se nachází jaderně energetické zařízení. Například Krajský úřad Jihočeského kraje má zajištěny na Jaderné elektrárně Temelín varovné dozimetry RAD-60, které však budou použity u pracovníků ZZS pouze v případě radiační mimořádné události.

Policie České republiky nemá elektronické osobní dozimetry ve vybavení svých příslušníků. Události, které se pojí se stykem s ionizujícím zářením, spadají do působnosti Útvaru pro odhalování organizovaného zločinu Policie ČR. V zásahových situacích mají k dispozici pouze pagery (umožňují nastavení 9 hladin dávkového příkonu). Pokud je překročena nastavená úroveň, spustí se vibrační či akustický alarm. Tyto pagery ale neumožňují zjistit obdrženou osobní dávku. (30)

Armáda České republiky má v současné době vybaveny elektronickými osobními dozimetry pouze speciální jednotky. Je jí například 31. brigáda radiační, chemické a biologické ochrany v Liberci. Příslušníci speciálních jednotek Armády ČR (mobilní laboratoře, průzkumná družstva...) jsou vybaveny elektronickými dozimetry finské firmy Rados RAD-50 S nebo RAD-60 S. (30)

## **2 Cíl práce a výzkumná otázka**

### **2.1 Cíl práce**

- Monitorování pacientů ozařovaných metodou TSEI na onkologickém oddělení Nemocnice České Budějovice, a.s. s možným přesahem pro využití v rámci radiční mimořádné události.
- Monitorování rozložení dávky v kritických oblastech.
- Možnosti využití TL dozimetrů.

### **2.2 Výzkumná otázka**

- Je TL dozimetrie vhodnou metodou pro stanovení nehomogenity ozáření?

### **3 Zkoumaný soubor a metodika**

Měření probíhalo v průběhu léčení pacientů při ozařování pro Mycosis fungoides v období od roku 2005 do roku 2015.

Měření citlivosti, stanovování kalibrace a vlastní in vivo dozimetrii jsem prováděla pod vedením radiologického fyzika, který dohlížel na správnost mé práce s termoluminiscenčními dozimetrii.

Pro názornost mi byly pracovníky Onkologického oddělení Nemocnice České Budějovice, a. s. poskytnuty fotografie a obrázky, které jsem ve své práci použila.

U pacientů postižených onemocněním Mycosis fungoides, kteří byli ozařováni na Onkologickém oddělení Nemocnice České Budějovice, a. s., byla prováděna in vivo dozimetrie a následné vyhodnocení TL dozimetrů. Na podkladě vyhodnocování odezvy dozimetrů, které byly při ozařování umístěné na těle pacientů, jsem výsledky šetření zhodnotila a vytvořila grafy pro větší přehlednost.

Zvláštní pozornost jsem věnovala přípravě TL dozimetrů před měřením, vlastní in vivo dozimetrii a následnému vyhodnocení TL dozimetrů.

Své závěry v diskusi srovnávám s literárními údaji z odborných časopisů, knih a internetových článků.

#### **3. 1 Vybavení použité při TL dozimetrii**

Vybavení použité při termoluminiscenční dozimetrii se skládá z TL dozimetrů, vyhodnocovacího přístroje, počítače, vyhřívací pece, speciálně vyrobených sáčků pro in vivo dozimetrii, vakuové a kovové pinzety.

## **- Termoluminiscenční dozimetry**

K vlastnímu měření byla použita sada 50 kusů termoluminiscenčních dozimetrů čtvercového tvaru (viz příloha B). Tyto TLD mají rozměry 3,2 mm x 3,2 mm x 0,9 mm a jsou složeny z lithia fluoridu (LiF). Vyrábí je firma SOLON TECHNOLOGIES, INC. a mají označení TLD 100.

## **- Vyhodnocovací přístroj pro TLD**

Pro vyhodnocení TL dozimetrů byl použit přístroj Thermo Scientific™ HARSHAW TLD™ Model 3500 Manual Reader s výrobním číslem přístroje 1401893, který umožňuje manuální odečítání TL dozimetrů v mnoha druzích tvarů, ve kterých se vyrábí (tyčinky, čtverce, prášek...). Obsahuje zásuvku pro jeden TL dozimetr (viz příloha C), programovatelné zahřívání planžety, chlazení fotonásobiče s příslušnou elektronikou k měření termoluminiscenční odezvy. Planžeta vyhodnocovacího přístroje obsahuje svařovaný termočlánek pro co nejlepší teplotní reprodukovatelnost. Software pro měření je zde Thermo Scientific™ WinREMS™ verze PL-26732.8.2.3.0, se kterým se pracuje na samostatném počítači. Poskytuje uživatelské rozhraní, ovládání čtečky a softwarových aplikací.

Z vyhodnocovacího přístroje se k vyhodnocení TLD využívá pouze odezva. U jiného vyhodnocování se může používat i čtení šumu.

## **- Vyhřívací pec**

Pro předohřev a annealing TL dozimetrů se v Nemocnici České Budějovice, a. s. používá vyhřívací pec typu PTW – TLDO typ 1321 od firmy PTW Freiburg (viz příloha D) využívající program TLDV 230.

## 3. 2 Vlastní in vivo dozimetrie

Před vlastním měřením je třeba si připravit sadu padesáti TL dozimetrů, které jsou vyskládané v kovovém platu (viz příloha B). Plato obsahuje celkem 50 prohlubní pro dozimetry. Každý dozimetr má své číslo a nikdy se nesmí zaměnit. Z tohoto vyplývá, že jsou individuálně rozlišené. Dříve se na TLD tužkou psala malá čísla, aby je bylo možné dobře rozlišit. Zjistilo se však, že i malá vrstva jiného materiálu (v tomto případě směs s grafitem) ovlivňuje odečítání odezvy.

Dozimetry musí být vynulované (tzn. po annealingu). Tyto TLD se z kovového plata opatrně přemístí do speciálně vytvořených foliových sáčků (viz příloha E). Každý sáček má tři kapsy. Do každé kapsy se vloží jeden dozimetr. V sáčku jsou tedy umístěné tři TLD. Soubor těchto tří dozimetrů se očísluje. Soubor prvních dozimetrů obsahuje TLD číslo 1, 2 a 3. V druhém souboru jsou dozimetry číslo 4, 5 a 6 a takto se pokračuje, dokud není všech padesát TL dozimetrů v sáčcích. V posledním sáčku jsou pouze dva dozimetry a to číslo 49 a 50. TLD se nesmí pomíchat. Všechny sáčky se připraví do desek, ve kterých jsou přeneseny na ozařovnu.

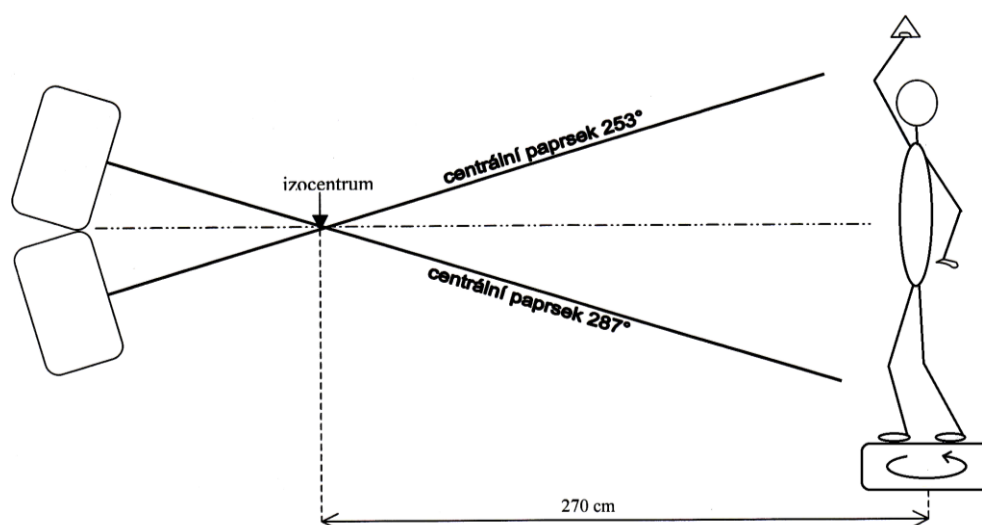
Na ozařovně je pacient připraven na vlastní ozáření metodou TSEI. Sáčky s dozimetry se při přípravě před ozářením nalepí na kůži pacienta. Přesně se zaznamenává, na kterém místě byly při ozařování umístěné. Tato identifikace jednotlivých TLD je velmi důležitá kvůli individuální kalibraci a možné záměně dozimetrů. Poté se pacient postaví do speciální točny, která je tomuto typu ozařování přizpůsobena. Standardně se provádí ozařování ve dvou polohách, a to v tzv. černé nebo červené poloze. Toto označení je odvozené od barevného označení polohy nohou na spodní desce točny (viz příloha F). Polohy se denně střídají z důvodu minimalizace samostínění v problematických oblastech (axilly, pravé a levé strany krku). V červené pozici má ozařovaný levou nohu nakročenou dopředu, pravou rukou se drží otočného úchyty nad hlavou a levou ruku odtáhne mírně od těla. Tato pozice se odborně nazývá pozice baletky (viz příloha G). Při černé pozici si ozařovaný nakročí pravou nohou dopředu, levou rukou se drží otočného úchyty nad hlavou a pravou ruku mírně odtáhne od těla.

Při spuštění svazku se začne točna otáčet (je on-line spojena s urychlovačem) a zastaví se při přerušení záření. Na točně je také vyznačena úhlová stupnice, jejíž hodnota konečné polohy (vzhledem k bočnímu vertikálnímu laserovému zaměřovači) se denně zaznamenává. Při následujícím ozařování se u dané pozice nohou a rukou začne točna otáčet z této zaznamenané polohy.

Točna se při ozařování otáčí rychlostí přibližně 4, 5 otáčky za minutu. Povrch točny se nachází 21 cm nad podlahou. Osa rotace točny je vzdálena 270 cm od izocentra.

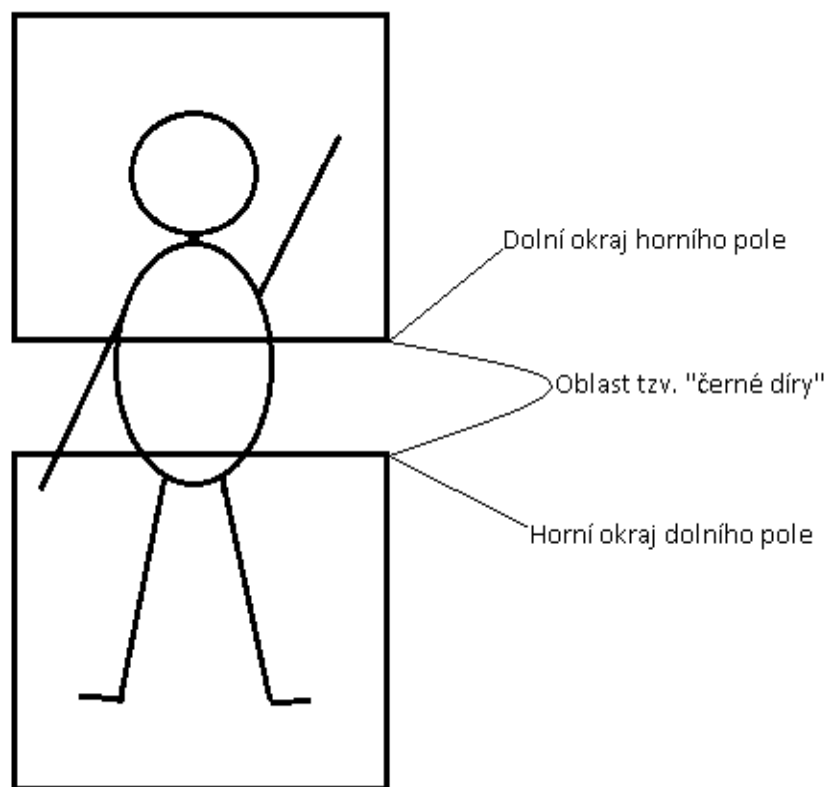
Při ozařování metodou TSEI je používán svazek elektronů lineárního urychlovače (Varian Clinac, s.č. 2292, výrobce Varian Medical Systems) v módu s dávkovým příkonem 888 MU/min - HDTSe (High Dose Rate Total Skin elektron) s nominální energií 6 MeV. Velikost pole je v tomto módu 36 cm x 36 cm ve vzdálenosti 100 cm od zdroje.

Při ozařování jsou skládány dvě pole s ramenem urychlovače otočeným  $17^\circ$  nad a  $17^\circ$  pod horizontální polohou ramen. Úhly gantry se tedy nastavují na  $253^\circ$  a  $287^\circ$ . SSD je přibližně 355 cm (záleží na anatomických poměrech ozařované osoby) a velikost pole se nastavuje na 128 x 128 cm). Radiační pole má velikost 158 cm.



**Obrázek 12: Schematický pohled na geometrii ozařování rotační techniky TSEI (58)**

Kvůli zvoleným úhlům dochází ve středu pacienta ke vzniku pruhu, kde není viditelné světelné pole. Do této zóny sahá pouze radiační pole vlivem polostímu. Tato oblast byla nazvána černou dírou.



**Obrázek 13: Schematické zobrazení oblasti černé díry**

Při ozáření musí mít pacient chráněné oční čočky. Používá se komerčně vyráběné wolframové stínění pokryté 2 mm vrstvou PMMA (polametylmataakrylátu) k redukci rozptýleného záření (viz příloha H).

V akrálních částech končetin dochází po několika frakcích k obdržení vyšší dávky záření, než na ostatních částech těla. Proto bývají vykrývány speciálně tvarovaným stíněním tzv. botičkami a rukavičkami (viz přílohy I a J).

Po ozáření se z pacienta TLD v sáčkích odlepí. Znovu se nalepí do desek, ve kterých se přenesou do místnosti s vyhodnocovacím přístrojem a vyhřívací pecí. Zde se pinzetou přemístí zpět na kovové plato.

In vivo dozimetrie probíhá u každého pacienta ve třech etapách. První etapou je stanovení dávky v referenčním bodě. Díky tomu je možné provedení případné korekce počtu monitorovacích jednotek. Druhou etapou je stanovení dávky v předpokládaných poddávkových oblastech a naopak i v oblastech s vyšší dávkou. Tyto data slouží jako

podklad ke klinickému rozhodnutí o dosycení dávky nebo použití stínění. Poslední etapou je stanovení dávky v místech s reziduálními infiltráty či tumory, kde je potřebné navýšit původní dávku.

### **3. 2. 1 Předohřev**

Plato s dozimetry se přemístí do vyhřívací pece PTW- TLD firmy PTW Freiburg. Předohřev se standardně provádí při teplotě 100 °C. V Nemocnici České Budějovice, a. s. se předohřev nastavuje na 100 °C po dobu 10 minut. Musí se udržet teplotní režim. Předohřevem se vymažou píky způsobené šumem. Vyprázdní se tedy mělké pastí, které způsobují vznik nízkoteplotních píků na vyhřívací křivce. Tyto píky jsou ovlivněny i při pokojové teplotě fadingem. Ke slábnutí signálu odezvy detektoru s časem neboli fadingu dochází v období mezi ozářením a vyhodnocením. Následkem chemických a fyzikálních vlivů v materiálu dozimetru nastává spontánní deexcitace elektronových hladin. V průběhu předohřevu se nezaznamenává výstupní signál. (34)

Po zchladnutí na přibližně pokojovou teplotu se TLD vyjmou z pece. Nyní jsou již připravené na vlastní odečet TL signálu ve vyhodnocovacím přístroji.

### **3. 2. 2 Vyhodnocení termoluminiscenčního signálu z TL dozimetrů ve vyhodnocovacím přístroji**

Před vložením prvního dozimetru se pootevře zásuvka vyhodnocovacího přístroje a zmáčkne tlačítko, které spustí odečítání odezvy. Nejprve se odečte šum a čeká se na referenční světlo. Poté se musí do programu napsat číslo prvního odečítaného dozimetru. Na dozimetr se nikdy nesmí sahat rukou. K manipulaci se využívá vakuová pinzeta.

Z kovového plata se opatrně vakuovou pinzetou uchopí daný dozimetr a přemístí se na prostředek planžety, která se nachází v zásuvce vyhodnocovacího přístroje. Zásuvka se zavře



a zmáčkne se odečet. Poté probíhá fáze samotného odečítání TL dozimetru. Dochází k ohřevu TLD, sběru, detekci emitovaného světla, změření a zobrazení záznamu příslušného signálu.

Systém ohřevu ve vyhodnocovacím přístroji pro TLD by měl plnit několik funkcí, a to zajistit vlastní ohřev, následně regulaci a ovládání. Velmi důležité je zajistit, aby byl režim ohřevu reprodukovatelný. (34)

Rychlost ohřevu je možné si zvolit. Většinou je lineární ohřev následován platem, jehož teplota i délka se nechá rovněž nastavit. Tento postup umožňuje analýzu vyhřívací křivky, rozbor TL píků na ní a detailní studium vlastností TL dozimetrů. Maximální teplota, při které se provádí odečet, zároveň zahrnuje i maximální teplotu, kterou dozimetr dosáhne.

Nejsložitější zpracování odečtu z dozimetru se skládá ze tří částí, a to předehřevu, vlastního ohřevu dozimetru s odečtem dozimetrického signálu a anealingu.

### **3. 2. 3 Předehřev a ohřev TLD s odečtem dozimetrického signálu**

Po předohřevu nastává vlastní ohřev dozimetru s odečtem dozimetrického signálu. Toto pobíhá ve vyhodnocovacím přístroji. Termoluminiscenční citlivost dozimetru může být ovlivněna způsobem ohřevu a také rychlostí chladnutí. Při vyhodnocování se využívá vyhodnocovací křivka, která zahrnuje předehřev, který zde trvá 5 sekund, kdy se dosáhne teploty 100 °C. Poté dochází k vlastnímu vyhodnocení.

Při ohřevu a odečtu se TL dozimetr nachází na prostředku vyhřívací planžety v zásuvce vyhodnocovacího přístroje. V důsledku emise radiačně indukovaného záření se zde měří TL signál na určitém pozadí. Toto pozadí je možné snížit odstraněním kyslíku z komory s vyhřívaným dozimetrem. V praxi se standardně nechává protékat během ohřevu komorou s dozimetrem inertní plyn. Nejběžnějším inertním plynem pro tyto účely je dusík, jelikož je levný a snadno dostupný. Na rychlosti průtoku plynu ovšem závisí také rychlost ochlazování dozimetru, takže součástí zařízení musí být i ovládání rychlosti průtoku. (34)

V Nemocnici České Budějovice, a. s. se však dusík při ohřevu nepoužívá. Pozadí s použitím dusíku a bez něj není nijak pro dané účely významně znatelné.

Ohřev TL dozimetru se realizuje kontaktem s odporovým tělískem, které je ohříváno elektrickým proudem. Teplota stoupá rychlostí  $10\text{ }^{\circ}\text{C}$  za sekundu na teplotu  $240\text{ }^{\circ}\text{C}$  a probíhá odečet. Zničí se tak 90 % informace na TLD.

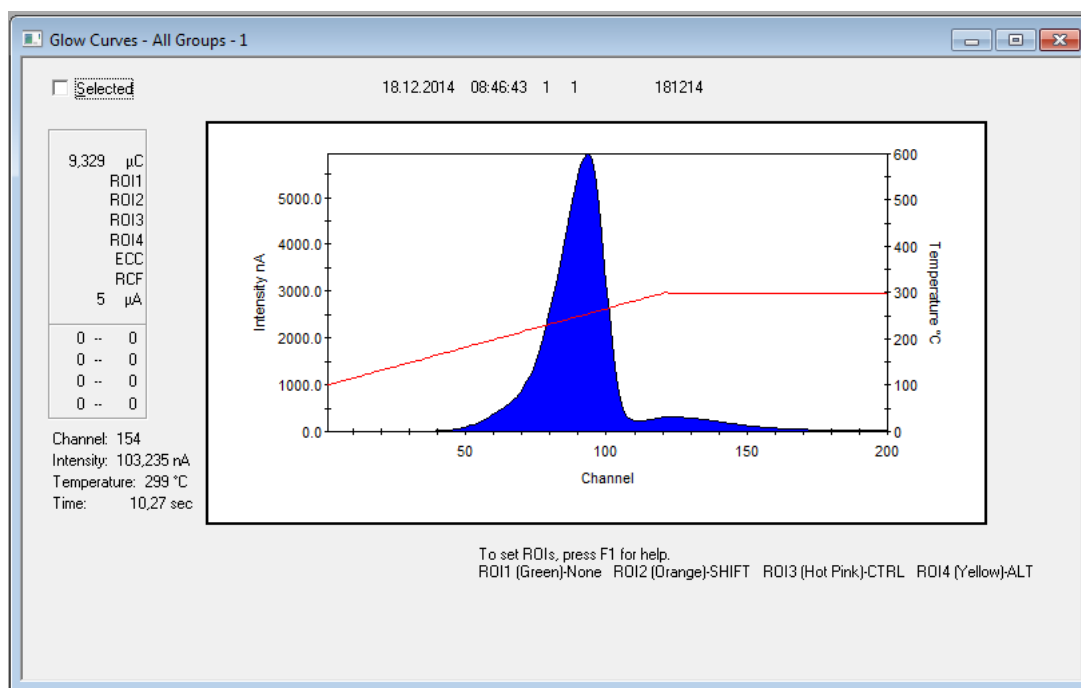
K potřebnému ohřívání  $10\text{ }^{\circ}\text{C}$  za sekundu je třeba proud i několika ampérů. Nárůst teploty je ovládán změnami napětí. Teplota se průběžně snímá detektorem infračerveného záření nebo termočlánkem. Tento údaj slouží pouze jako vstupní informace pro řízení ohřevu.

Výstupním údajem se rozumí kvantitativně stanovený optický signál z vyhřívaného TL dozimetru. Detekční zařízení by mělo snímat pouze optický signál z TLD a co možná nejvíce potlačit odezvu od kteréhokoliv jiného optického zařízení. Pro detekci světelných toků z dozimetru je zapotřebí používat fotonásobič, který přemění světelný signál na elektrický. Měření elektrického signálu je poté poměrně snadné.

Pro detekci signálu nestačí běžně používané fotonásobiče, jelikož standardní TL materiály emitují světlo v rozsahu vlnových délek přibližně okolo 270 až 700 nm. Pro detekci světelného signálu v krátkovlnné oblasti je nezbytné užívat fotonásobiče s křemennými okénky a nikoliv běžné sodná a borokřemičitá skla.

Před samotným fotonásobičem se nachází optický systém. Ten zajistí optimální detekční účinnost, tzn. co nejlepší zkoncentrování luminiscenčního světla na fotokatodu. Pro zamezení dopadu infračerveného záření vznikajícího při ohřívání topného tělesa v i samotného TLD na fotokatodu, jsou v systému detekce světla zařazené i optické filtry. (34)

Další zpracování výstupního signálu z fotonásobiče probíhá ve vyhodnocovacím programu THERMO Win REMS, který je součástí vyhodnocovacího zařízení. Z vyhodnocovacího přístroje se využívá pouze odezva.



**Obrázek 14: Odezva z TLD**

Následně dochází ke chlazení dozimetrů. TLD je možné vyjmout pouze po zchlazení na minimální teplotu 50<sup>0</sup>C . Ideální by bylo ponechat dozimetr ve vyhodnocovací jednotce do doby, kdy se teplota blíží pokojové. Prodloužil by se tím však celý vyhodnocovací cyklus. Vždy je lepší všechny dozimetry vyjmát přibližně při stejné teplotě, aby nebyly změněny individuální fyzikální vlastnosti jednotlivých dozimetrů. Mohlo by dojít k nechtěné chybě měření. Díky tomu musí být tento proces uskutečňován reprodukovatelným způsobem. Poté se připraví další TLD a pokračuje se v odečítání až do posledního dozimetru.

### **3. 2. 4 Annealing**

Po odečtu všech TL dozimetrů je nutné provést annealing. Bez tohoto procesu by další použití TLD nebylo možné.

U materiálu dozimetrů totiž během ohřevu nedochází k úplnému vyprázdnění všech pastí nebo se změní rozložení pastí v mřížce. K obnovení původních dozimetrických charakteristik

a k odstranění zbytkového signálu se tedy používá další tepelné zpracování, které se odborně nazývá annealing. K němu dochází většinou ve vhodných pecích s nastavitelnou teplotou ohřevu. Při annealingu se dozimetry na dlouhou dobu ohřejí na teplotu převyšující někdy i velmi významně maximální teplotu odečtu. (34)

Před dalším použitím se tedy TLD vloží do vyhřívací pece. V této peci se dozimetry zahřejí na 400 °C na jednu hodinu a na 100 °C na další dvě hodiny. Poté teplota postupně klesá na 45 °C, kde program končí.

### 3. 3 Měření citlivosti

Nejprve si musíme vzít obyčejnou pinzetu a TL dozimetry v kovovém platu. Vše se přenesse do místnosti s lineárním urychlovačem, kde se obvykle ozařují pacienti s onkologickým onemocněním. Na ozařovací stůl se naskládají speciální desky z tzv. tvrdé vody. Jedná se o polystyren se zhruba 5 % latexu. Měrná hmotnost u tohoto materiálu není přímo 1, ale 1,05 kg/l (dm<sup>3</sup>). V sadě se nachází desky v tloušťkách 1 mm, 2 mm, 5 mm a 10 mm. Z nich se skládá příslušná vrstva, která je pro daný cíl potřebná.

Při měření citlivosti se použije se 6 - 8 desek a navrch se pokládá připravený set z jedné silnější desky a několika tenkých. Mezi předposlední a poslední deskou (směrem k ozařovací hlavici) je pevně přilepený papír, na kterém vidíme nakreslenou mřížku s čísly 1 až 50. Na tyto čísla se velmi opatrně a přesně podle pořadí přeskládají termoluminiscenční dozimetry. Vše se nastaví na střed, pole 10 cm x 10 cm (použije se tubus s označením 10 x 10), ozařuje se pomocí elektronů, SSD je 100 cm na povrch, gantry 0 °, kolimátor 0 °, energie 6 MeV, dávka 200 MU.

Měření faktoru citlivosti termoluminiscenčních dozimetrů spočívá v tom, že se vezmou všechny TL dozimetry a ozáří se stejnou dávkou (nám známou). V tomto případě jde o dávku 2 Gy. Všechny TLD musí být v poli. To znamená, že se všechny vyskládají na desku, nastaví se ozařovací stůl do určité výšky a vše se ozáří. Vlastní vyhodnocení odezvy TLD poté

probíhá ve vyhodnocovacím přístroji se stejným postupem, jako u in vivo dozimetrie (včetně předohřevu ve vyhřívací peci, ohřevu a odečtu signálu a následnému annealingu).

Faktory citlivosti jednotlivých dozimetrů se z naměřených hodnot vypočítají podle vztahu:

$$C_i = R / O_i$$

$C_i$  - faktor citlivosti dozimetru

R - průměrná hodnota odezvy všech dozimetrů

$O_i$  - odezva jednotlivého dozimetru

Faktor citlivosti se tedy vypočte jako průměr všech hodnot dělený vlastní odezvou. Z tohoto se získá citlivost v rámci uzavřené sady (viz příloha K).

### **3. 4 Kalibrace**

TLD se rozdělí do skupin. Vezme se padesátková sada a rozdělí se do několika menších skupin, kterým se přiřadí nám známá dávka od 0,5 Gy do 3 Gy. TLD se z kovového plata přeskládají do speciálních sáčků, které se používají i při in vivo dozimetrii. Sáčky jsou vždy označeny, aby bylo jasné, ke které skupině patří. Všechny nasáčkované a označené TLD se přenesou na ozařovnu.

Na ozařovně se na ozařovací stůl vyskládají desky z tzv. tvrdé vody do potřebné vrstvy. Do desek se vloží první skupina TLD a nechá se ozářit. Používá se stejné nastavení, jako pro stanovení citlivosti TLD. Nastavení je tedy na střed, pole 10 x 10 (použije se tubus 10), ozařuje se pomocí elektronů, SSD 100 cm na povrch, gantry 0 °, kolimátor 0 °, energie 6 MeV. Počet MU se mění podle rozdělení skupin. Skupina pro dávku 0,5 Gy má 50 MU, sada pro 1 Gy - 100 MU, sada pro 1,5 Gy - 150 MU, pro 2 Gy - 200 MU, pro 2,5 Gy - 250 MU a pro 3 Gy - 300 MU. Každá rozdělená skupina TLD se ozařuje samostatně.

Vyhodnocení odezvy skupin TLD poté probíhá ve vyhodnocovacím přístroji se stejným postupem, jako u in vivo dozimetrie. Stanoví se tedy odezva, která je zkorigovaná na citlivost. Je důležité si najít koeficienty z lineární regrese. Vypočítá se odezva korigovaná na citlivost znásobená odezvou jednotlivého dozimetru s faktorem jeho citlivosti.

$$O_{ki} = O_i * C_i$$

$O_{ki}$  – odezva korigovaná na citlivost

$O_i$  – odezva jednotlivého dozimetru

$C_i$  – faktor citlivosti dozimetru

Dále se stanoví průměrná hodnota korigované odezvy pro každou skupiny TL dozimetrů. Předpokládá se lineární závislost odezvy na absorbované dávce. Regresní analýzou se stanoví koeficienty  $a$  a  $b$  rovnice křivky této závislosti.

$$D = a * O_k + b$$

$D$  – absorbovaná dávka

$a$  – koeficient  $a$  – hodnota stanovená regresní analýzou

$O_k$  – korigovaná odezva

$b$  – koeficient  $b$  – hodnota stanovená regresní analýzou (kolmá odchylka)

Ze zmíněné rovnice se poté určuje při měření na nemocném z odezvy dozimetru absorbovaná dávka.

### 3. 5 Postup při zpracování dat

Údaje o naměřených dávkách u jednotlivých pacientů byly získány na radioterapeutickém oddělení Nemocnice České Budějovice a. s. Byla vybrána naměřená data 22 pacientů, u kterých bylo provedeno kompletní měření v oblastech černé díry, axilách a pravé i levé straně krku (u ostatních pacientů toto měření nebylo kompletní). Data byla poté podrobněji zpracována. Dále bylo využito i nekompletních dat u tohoto výběru pacientů z různých oblastí těla a byly taktéž vytvořeny tabulky a grafy.

Byly vybrány určité oblasti těla, které byly TLD měřeny. Téměř u každého pacienta je měřena oblast černé díry. Poté se měří tzv. referenční body, ze kterých byly vybrány oblasti axil, krku, temene, intergluteální oblast a oblasti na stehnech. Z akrálních oblastí končetin byly vybrány naměřené dávky z oblastí prstů (horních i dolních končetin), zápěstí, nártů a pat.

Pro vytvoření tabulek a grafů bylo potřebné u každého pacienta zvlášť vypočítat průměrné dávky, které byly v různých oblastech naměřeny. V každém měřeném místě je nalepen soubor tří TL dozimetrů umístěných v sáčkích. Z těchto tří dozimetrů se tedy vypočítá průměrná dávka, která byla v daném místě naměřena.

Ve všech tabulkách byl vypočítán průměr, směrodatná odchylka výběru (SD), minimum (min), maximum (max) a rozpětí. V tabulkách, které obsahovaly data naměřená v oblasti černé díry v axilách a na krku byl vypočítán ještě rozptyl a medián.

Z dat v tabulkách, které porovnávaly pravé a levé strany axily a krku při vzpažení nebo při částečném připažení, byl proveden nepárový t-test. Tento test zahrnuje F-test a t-test.

Z dat v tabulkách, které porovnávaly stejné strany axily nebo krku při vzpažení či částečném připažení, byl proveden párový t-test.

## **4 Výsledky**

V Nemocnici České Budějovice a. s. bylo metodou TSEI od roku 1975 ozářeno celkem 62 pacientů. Z toho 9 pacientů absolvovalo statickou techniku TSEI. Rotační technika byla tedy použita celkem 53. V 10 případech byl proveden retreatment.

U všech ozářených pacientů se v průběhu léčby prováděla in vivo dozimetrie pomocí TL dozimetrů.

### **4. 1 Naměřené absorbované dávky u pacientů ozařovaných metodou TSEI**

Pro výsledky uvedené v tabulkách a grafech byly vybrány naměřené hodnoty 22 pacientů, kteří byli ozařováni během let 2005 až 2015 a u kterých bylo provedeno kompletní měření v oblastech černé díry, axily a krku. U ostatních ozařovaných nebylo měření kompletní.



**Tab. 1: Naměřené dávky u pacientů ozařovaných metodou TSEI v oblasti černé díry v černé pozici**

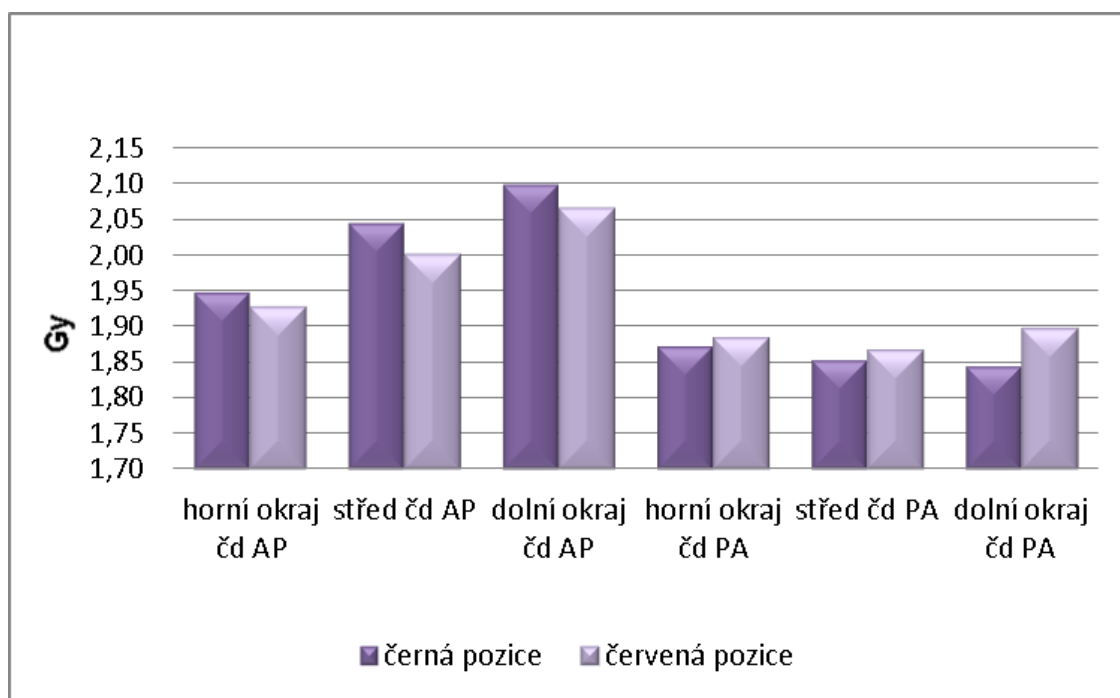
měření na těle pacienta číslo	černá pozice					
	h. okraj čd AP [Gy]	střed čd AP [Gy]	d. okraj čd AP [Gy]	h. okraj čd PA [Gy]	střed čd PA [Gy]	h. okraj čd PA [Gy]
1	1,67	1,93	1,87	1,93	1,94	1,91
2	1,87	1,88	1,94	1,86	1,55	1,62
3	1,89	2,21	2,13	2,00	1,75	1,94
4	2,13	1,48	2,19	1,97	1,95	2,00
5	1,98	2,00	2,15	1,78	1,98	1,91
6	2,01	2,08	2,16	1,92	1,96	1,73
7	1,64	1,84	1,89	1,46	1,72	1,85
8	1,77	2,12	2,06	1,88	1,80	1,71
9	1,93	2,00	1,93	1,83	1,83	1,66
10	2,04	2,17	2,02	1,95	2,04	2,09
11	1,99	1,89	1,97	1,94	1,96	1,86
12	1,75	1,92	1,92	1,86	1,66	1,56
13	1,84	2,00	1,99	1,78	1,86	2,03
14	1,83	1,87	2,11	1,98	1,83	1,89
15	2,42	2,40	2,41	2,10	2,12	2,19
16	1,95	1,68	2,15	1,70	2,05	1,73
17	2,16	2,43	2,29	1,94	1,58	2,01
18	1,85	1,94	1,92	1,73	1,56	1,60
19	2,16	2,25	2,20	1,86	1,80	1,97
20	2,12	2,31	2,37	1,97	2,01	1,73
21	2,06	2,38	2,33	1,79	1,91	2,15
22	1,77	2,20	2,16	1,98	1,89	1,45
průměr	1,95	2,04	2,10	1,87	1,85	1,85
SD	0,19	0,24	0,16	0,13	0,16	0,20
rozptyl	0,03	0,06	0,03	0,02	0,03	0,04
medián	1,94	2,00	2,12	1,90	1,88	1,88
min	1,64	1,48	1,87	1,46	1,55	1,45
max	2,42	2,43	2,41	2,10	2,12	2,19
rozpětí	0,78	0,95	0,54	0,64	0,57	0,74

**Tab. 2: Naměřené dávky u pacientů ozařovaných metodou TSEI v oblasti černé díry v červené pozici**

měření na těle pacienta číslo	červená pozice					
	h. okraj čd AP [Gy]	střed čd AP [Gy]	d. okraj čd AP [Gy]	h. okraj čd PA [Gy]	střed čd PA [Gy]	h. okraj čd PA [Gy]
1	1,66	1,90	1,88	2,00	1,95	1,93
2	1,83	1,90	2,01	1,76	1,55	1,50
3	1,88	2,10	1,99	1,84	1,84	2,01
4	1,97	2,04	1,93	2,23	1,43	2,25
5	1,85	1,89	1,83	1,93	1,89	2,15
6	2,06	2,02	1,81	1,79	1,88	2,13
7	1,68	1,18	1,94	1,64	2,02	1,73
8	1,74	1,80	1,77	1,86	2,12	2,13
9	1,96	1,99	2,10	2,06	2,12	2,24
10	1,92	2,04	2,18	2,05	2,06	2,02
11	1,94	1,88	1,74	1,93	1,85	1,97
12	1,82	1,89	1,74	1,72	1,86	1,99
13	1,89	2,03	2,09	1,69	2,05	1,90
14	2,08	1,79	1,82	1,83	1,94	2,07
15	2,12	2,12	2,19	2,38	2,36	2,37
16	1,79	1,97	1,80	2,09	1,60	1,99
17	1,97	1,62	2,01	2,15	2,47	2,11
18	1,62	1,48	1,59	1,92	1,95	2,01
19	1,86	1,76	1,93	2,09	2,24	2,13
20	2,03	1,94	1,86	2,06	2,15	2,16
21	1,98	1,94	2,09	1,79	2,32	2,35
22	1,81	1,82	1,48	1,63	2,36	2,31
průměr	1,88	1,87	1,90	1,93	2,00	2,07
SD	0,14	0,22	0,18	0,20	0,27	0,20
rozptyl	0,02	0,05	0,03	0,04	0,07	0,04
medián	1,89	1,90	1,91	1,93	1,99	2,09
min	1,62	1,18	1,48	1,63	1,43	1,50
max	2,12	2,12	2,19	2,38	2,47	2,37
rozpětí	0,50	0,94	0,71	0,75	1,04	0,87

Z tabulek 1 a 2 lze vyčíst průměry, směrodatné odchylky výběru (SD), rozptyl, medián, minima (min), maxima (max) a rozpětí, které byly určeny z naměřených hodnot v oblasti černé díry.

**Graf 1: Porovnání průměrů dávek v oblasti černé díry**



V grafu 1 je názorně zobrazeno porovnání průměrů dávek, které byly vypočítány v tabulkách 1 a 2.

**Tab. 3: Naměřené dávky v pravé a levé axile při vzpažení**

měření na těle pacienta č.	pravá axila při vzpažení [Gy]	levá axila při vzpažení [Gy]
1	2,20	2,18
2	2,32	1,88
3	2,17	1,94
4	2,28	2,15
5	2,32	2,16
6	2,33	2,15
7	2,06	1,75
8	2,36	2,05
9	2,19	2,05
10	2,09	2,24
11	2,25	2,20
12	1,96	1,86
13	1,78	1,95
14	1,31	1,87
15	2,00	2,09
16	2,28	1,91
17	1,87	1,95
18	2,10	2,23
19	2,26	2,24
20	2,20	2,39
21	2,08	2,34
22	2,08	2,26
průměr	2,11	2,08
SD	0,24	0,17
rozptyl	0,06	0,03
medián	2,18	2,12
min	1,31	1,75
max	2,36	2,39
rozpětí	1,05	0,64
F-test	0,17	
významnost	p > 0,05 (-)	
T-test	0,64	
významnost	p > 0,05 (-)	

**Tab. 4: Naměřené dávky v pravé a levé axile při částečném přiřazení**

měření na těle pacienta č.	pravá axila při část. přiřazení [Gy]	levá axila při část. přiřazení [Gy]
1	0,20	0,66
2	0,22	0,10
3	0,71	1,30
4	1,26	0,32
5	0,96	0,71
6	1,01	1,06
7	0,66	0,14
8	0,73	1,29
9	0,13	0,17
10	1,50	1,71
11	1,40	1,73
12	0,13	0,11
13	0,74	0,45
14	0,51	0,54
15	1,62	1,68
16	1,74	0,07
17	0,33	0,14
18	0,38	0,47
19	1,55	0,76
20	1,32	1,31
21	1,79	0,88
22	1,68	1,71
průměr	0,94	0,79
SD	0,58	0,60
rozptyl	0,33	0,35
medián	0,85	0,69
min	0,13	0,07
max	1,79	1,73
rozpětí	1,66	1,66
F-test	0,89	
významnost	p > 0,05 (-)	
T-test	0,41	
významnost	p > 0,05 (-)	

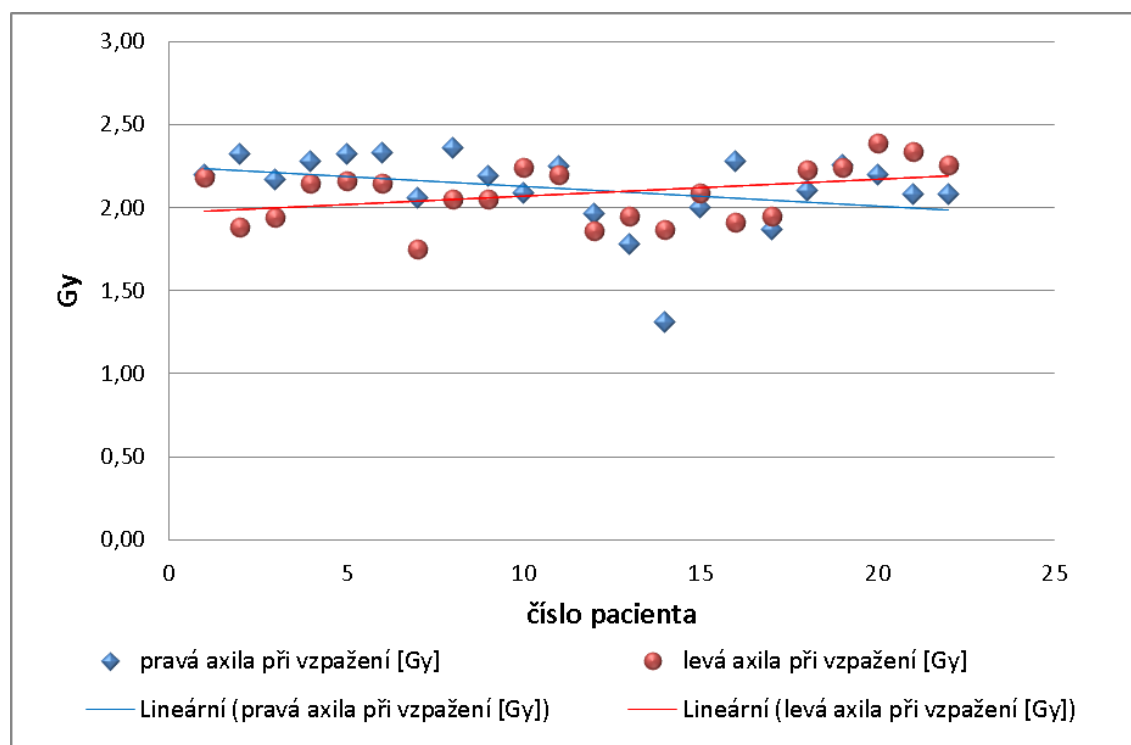
### - Výsledky z tab. 3

Výsledek F-testu  $p = 0,17$  představuje pravděpodobnost nulové hypotézy o shodě rozptylů obou souborů (pravděpodobnost chyby  $\alpha$ ), to znamená, že mezi rozptyly souborů byl zjištěn statisticky nevýznamný rozdíl ( $p > 0,05$ ), statisticky jsou tedy oba rozptyly shodné.

Výsledek t-testu  $p = 0,64$  představuje pravděpodobnost nulové hypotézy o shodě průměrů obou souborů (pravděpodobnost chyby  $\alpha$ ), tzn. že mezi průměry souborů byl zjištěn statisticky nevýznamný rozdíl ( $p > 0,05$ ).

Mezi pravou a levou axilou při vzpažení tedy nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl v naměřených dávkách pomocí TLD ( $p > 0,05$ ). Data o naměřených dávkách v tabulce jsou také znázorněna v níže uvedeném grafu 2.

**Graf 2: Naměřené dávky v pravé a levé axile při vzpažení**



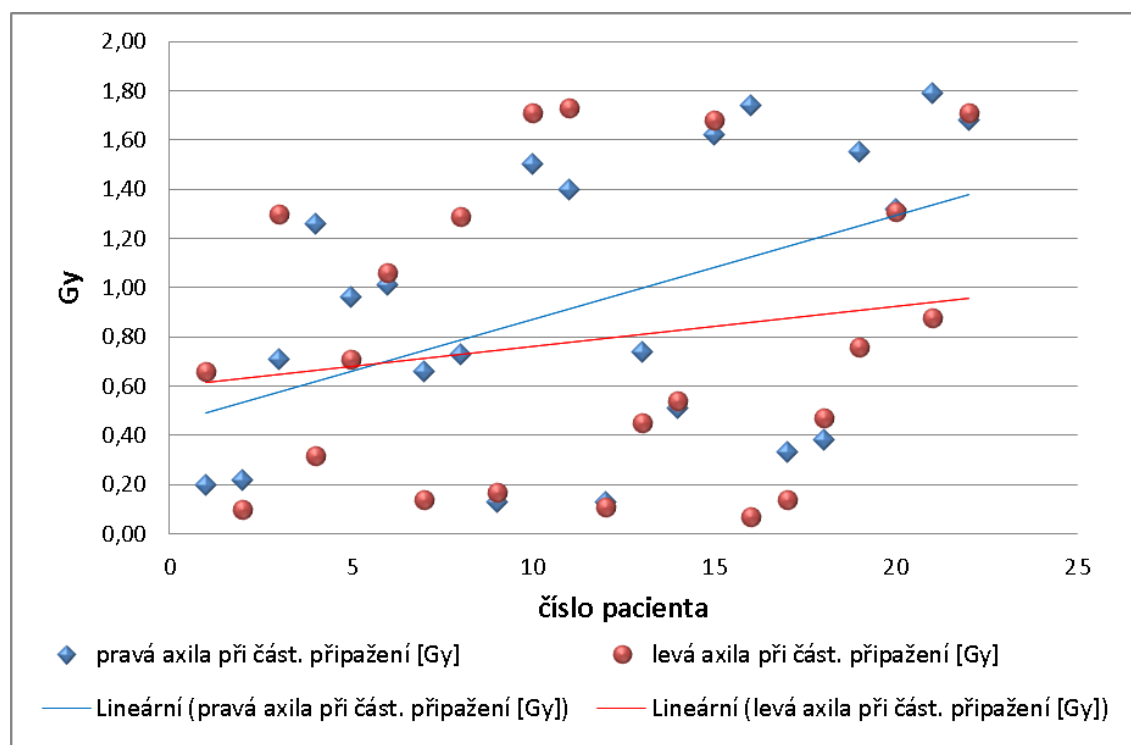
#### - Výsledky z tab. 4

Výsledek F-testu  $p = 0,89$  představuje pravděpodobnost nulové hypotézy o shodě rozptylů obou souborů (pravděpodobnost chyby  $\alpha$ ), tzn. že mezi rozptyly souborů byl zjištěn statisticky nevýznamný rozdíl ( $p > 0,05$ ), statisticky jsou tedy oba rozptyly shodné.

Výsledek t-testu  $p = 0,41$  představuje pravděpodobnost nulové hypotézy o shodě průměrů obou souborů (pravděpodobnost chyby  $\alpha$ ), tzn. že mezi průměry souborů byl zjištěn statisticky nevýznamný rozdíl ( $p > 0,05$ ).

Mezi pravou a levou axilou při částečném připažení tedy nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl v naměřených dávkách pomocí TLD ( $p > 0,05$ ). Data o naměřených dávkách v tabulce jsou také znázorněna v níže uvedeném grafu 3.

**Graf 3: Naměřené dávky v pravé a levé axile při částečném připažení**



**Tab. 5: Naměřené dávky na pravé a levé straně krku při vzpažení**

měření na těle pacienta číslo	pravá strana krku při vzpažení [Gy]	levá strana krku při vzpažení [Gy]
1	0,45	0,57
2	0,64	0,38
3	1,06	1,10
4	0,79	1,20
5	0,73	0,22
6	0,67	0,86
7	0,87	0,91
8	1,00	1,08
9	0,12	0,21
10	0,43	0,80
11	0,80	0,58
12	0,62	0,64
13	0,70	0,50
14	1,54	0,25
15	0,86	0,79
16	0,42	1,17
17	0,39	0,17
18	1,23	0,89
19	0,73	0,78
20	1,46	1,06
21	0,56	0,31
22	0,68	0,66
průměr	0,76	0,69
SD	0,34	0,33
rozptyl	0,12	0,11
medián	0,72	0,72
min	0,12	0,17
max	1,54	1,20
rozpětí	1,42	1,03
F-test	0,90	
významnost	p > 0,05 (-)	
T-test	0,47	
významnost	p > 0,05 (-)	

**Tab. 6: Naměřené dávky na pravé a levé straně krku při částečném připažení**

měření na těle pacienta číslo	pravá s. krku při část. připažení [Gy]	levá s. krku při část. připažení [Gy]
1	1,72	1,84
2	1,53	1,25
3	2,00	1,43
4	2,41	2,33
5	1,35	1,47
6	1,56	1,55
7	2,00	1,90
8	1,90	1,86
9	2,07	1,95
10	1,72	1,48
11	1,44	1,65
12	1,52	1,73
13	1,48	1,37
14	2,67	2,09
15	1,31	1,03
16	2,26	2,43
17	1,11	1,44
18	2,06	2,08
19	1,43	1,48
20	1,69	2,00
21	1,30	1,31
22	1,14	1,17
průměr	1,71	1,67
SD	0,41	0,38
rozptyl	0,17	0,14
medián	1,63	1,60
min	1,11	1,03
max	2,67	2,43
rozpětí	1,56	1,40
F-test	0,65	
významnost	p > 0,05 (-)	
T-test	0,75	
významnost	p > 0,05 (-)	

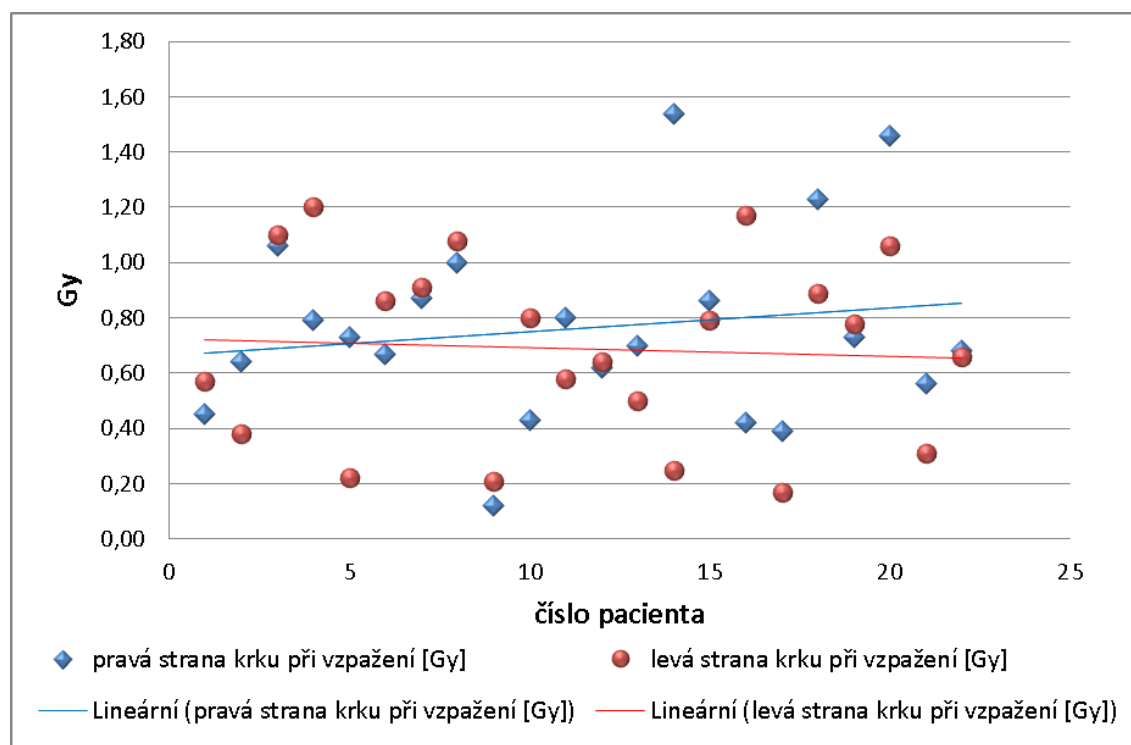
### - Výsledky z tab. 5

Výsledek F-testu  $p = 0,90$  představuje pravděpodobnost nulové hypotézy o shodě rozptylů obou souborů (pravděpodobnost chyby  $\alpha$ ), to znamená, že mezi rozptyly souborů byl zjištěn statisticky nevýznamný rozdíl ( $p > 0,05$ ), statisticky jsou tedy oba rozptyly shodné.

Výsledek t-testu  $p = 0,47$  představuje pravděpodobnost nulové hypotézy o shodě průměrů obou souborů (pravděpodobnost chyby  $\alpha$ ), tzn., že mezi průměry souborů byl zjištěn statisticky nevýznamný rozdíl ( $p > 0,05$ ).

Mezi pravou a levou stranou krku při vzpažení tedy nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl v naměřených dávkách pomocí TLD ( $p > 0,05$ ). Data o naměřených dávkách v tabulce jsou také znázorněna v níže uvedeném grafu 4.

**Graf 4: Naměřené dávky na pravé a levé straně krku při vzpažení**





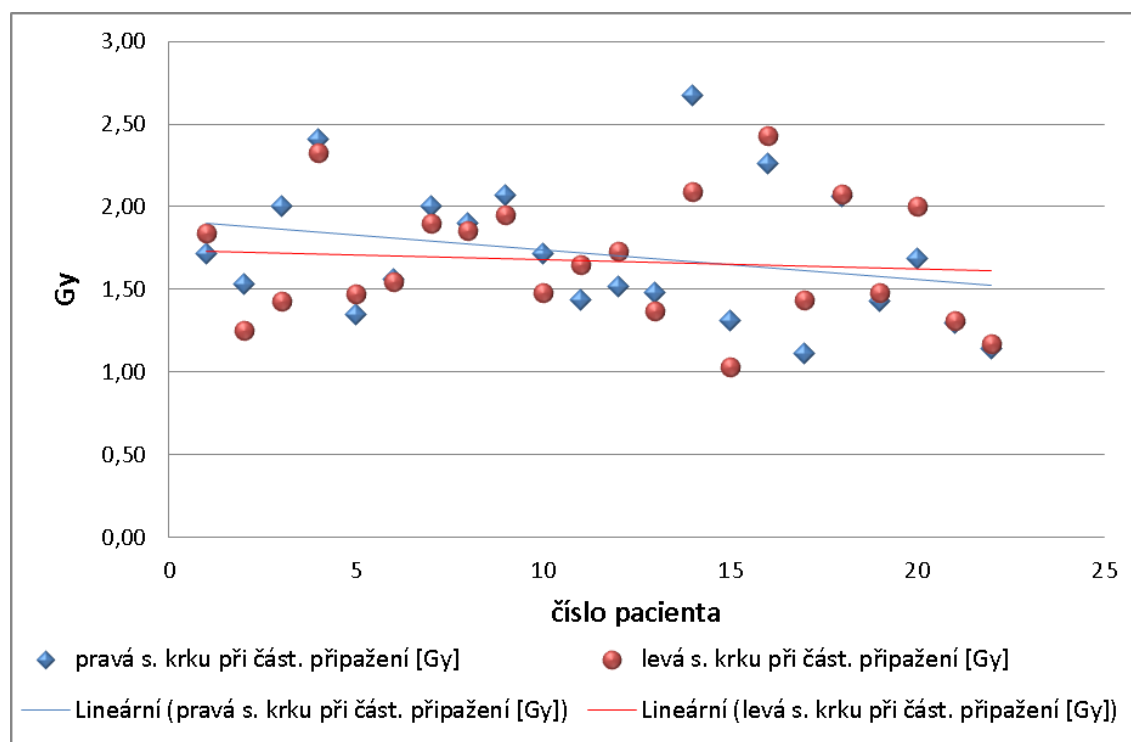
## - Výsledky tab. 6

Výsledek F-testu  $p = 0,65$  představuje pravděpodobnost nulové hypotézy o shodě rozptylů obou souborů (pravděpodobnost chyby  $\alpha$ ), tzn. že mezi rozptyly souborů byl zjištěn statisticky nevýznamný rozdíl ( $p > 0,05$ ), statisticky jsou tedy oba rozptyly shodné.

Výsledek t-testu  $p = 0,75$  představuje pravděpodobnost nulové hypotézy o shodě průměrů obou souborů (pravděpodobnost chyby  $\alpha$ ), tzn. že mezi průměry souborů byl zjištěn statisticky nevýznamný rozdíl ( $p > 0,05$ ).

Mezi pravou a levou stranou krku při vzpažení tedy nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl v naměřených dávkách pomocí TLD ( $p > 0,05$ ). Data o naměřených dávkách v tabulce jsou také znázorněna v níže uvedeném grafu 5.

**Graf 5: Naměřené dávky na pravé a levé straně krku při částečném připažení**



**Tab. 7: Naměřené dávky v pravé axile při vzpažení a část. připažení**

měření na těle pac. č.	pravá axila při vzpažení [Gy]	p. axila při část. připažení [Gy]
1	2,20	0,20
2	2,32	0,22
3	2,17	0,71
4	2,28	1,26
5	2,32	0,96
6	2,33	1,01
7	2,06	0,66
8	2,36	0,73
9	2,19	0,13
10	2,09	1,50
11	2,25	1,40
12	1,96	0,13
13	1,78	0,74
14	1,31	0,51
15	2,00	1,62
16	2,28	1,74
17	1,87	0,33
18	2,10	0,38
19	2,26	1,55
20	2,20	1,32
21	2,08	1,79
22	2,08	1,68
průměr	2,11	0,94
SD	0,24	0,58
rozptyl	0,06	0,33
medián	2,18	0,85
min	1,31	0,13
max	2,36	1,79
rozpětí	1,05	1,66
T-test	3,78242E-09	
významnost	p < 0,01 (++)	

**Tab. 8: Naměřené dávky v levé axile při vzpažení a část. připažení**

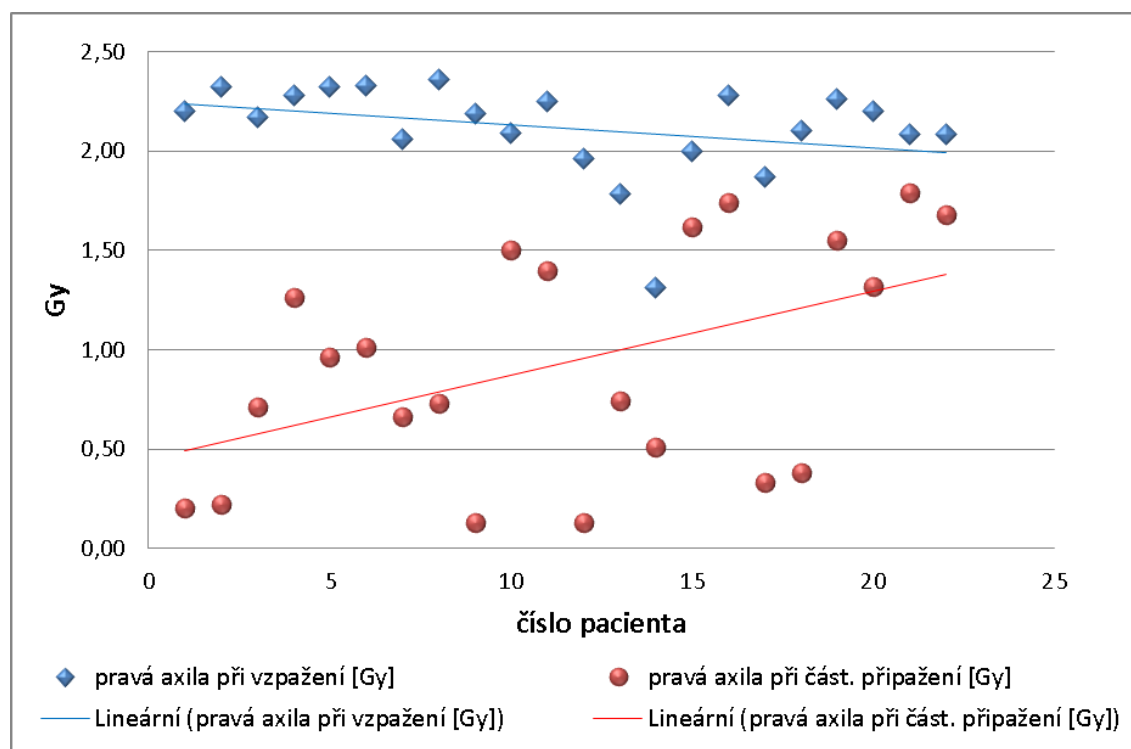
měření na těle pac. č.	levá axila při vzpažení [Gy]	l. axila při část. připažení [Gy]
1	2,18	0,66
2	1,88	0,10
3	1,94	1,30
4	2,15	0,32
5	2,16	0,71
6	2,15	1,06
7	1,75	0,14
8	2,05	1,29
9	2,05	0,17
10	2,24	1,71
11	2,20	1,73
12	1,86	0,11
13	1,95	0,45
14	1,87	0,54
15	2,09	1,68
16	1,91	0,07
17	1,95	0,14
18	2,23	0,47
19	2,24	0,76
20	2,39	1,31
21	2,34	0,88
22	2,26	1,71
průměr	2,08	0,79
SD	0,17	0,60
rozptyl	0,03	0,35
medián	2,12	0,69
min	1,75	0,07
max	2,39	1,73
rozpětí	0,64	1,66
T-test	9,21382E-11	
významnost	p < 0,01 (++)	

### - Výsledky z tab. 7

Výsledek párového t-testu  $p = 3,78242E-09$  (tj.:  $p = 0,00000000378242$ ) představuje pravděpodobnost nulové hypotézy o shodě průměrů obou řad měření (pravděpodobnost chyby  $\alpha$ ). Protože je tato pravděpodobnost menší než 0,01, znamená to, že mezi průměrem měření dávek naměřených na kůži pravé axily při vzpažení a při připažení byl zjištěn statisticky vysoce významný rozdíl.

Protože rozdíl mezi průměry obou měření dávek na kůži v pravé axile při vzpažení a při částečném připažení byl statisticky vysoce významný ( $p < 0,01$ ), mělo připažení končetiny na dané straně těla (při měření dávky v pravé axile - připažení pravé horní končetiny) vysoce významný vliv na dávku, kterou pacient v této oblasti obdržel. Data o naměřených dávkách v tabulce jsou také znázorněna v níže uvedeném grafu 6.

**Graf 6: Naměřené dávky v pravé axile při vzpažení a částečném připažení**

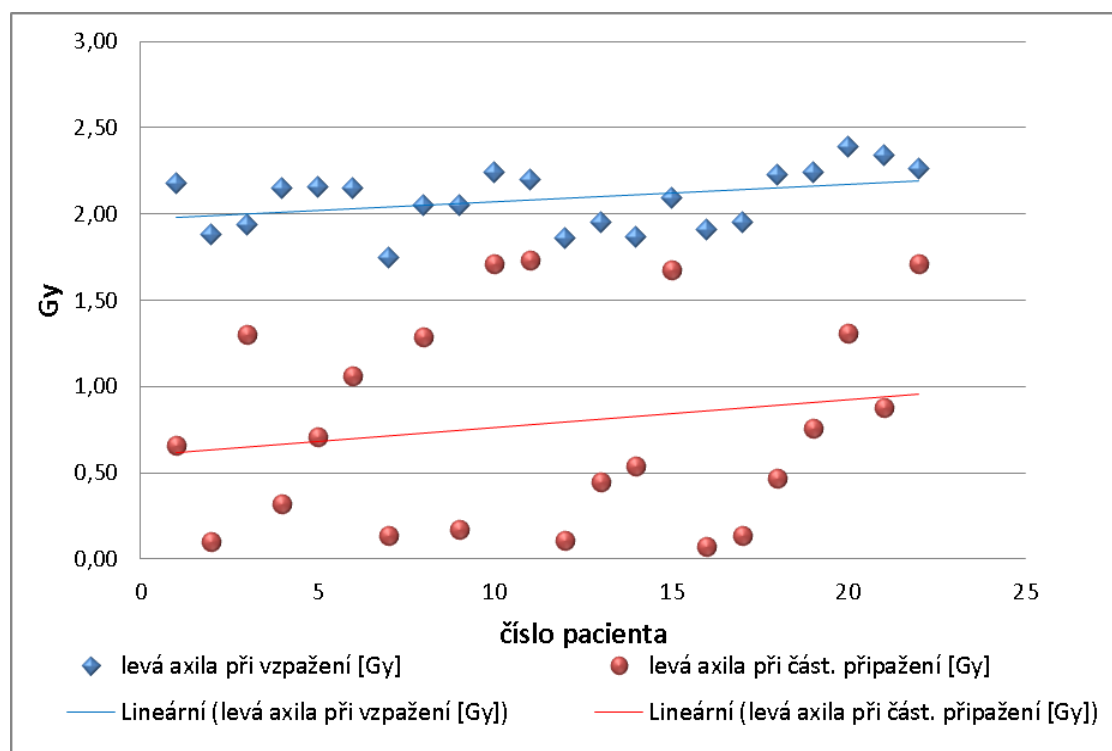


## - Výsledky z tab. 8

Výsledek párového t-testu  $p = 9,21382E-11$  (tj.:  $p = 0,0000000000921382$ ) představuje pravděpodobnost nulové hypotézy o shodě průměrů obou řad měření (pravděpodobnost chyby  $\alpha$ ). Protože je tato pravděpodobnost menší než 0,01, znamená to, že mezi průměrem měření dávek naměřených na kůži levé axily při vzpažení a při připažení byl zjištěn statisticky vysoce významný rozdíl.

Protože rozdíl mezi průměry obou měření dávek na kůži v levé axile při vzpažení a při částečném připažení byl statisticky vysoce významný ( $p < 0,01$ ), mělo připažení končetiny na dané straně těla (při měření dávky v levé axile - připažení levé horní končetiny) vysoce významný vliv na dávku, kterou pacient v této oblasti obdržel. Data o naměřených dávkách v tabulce jsou také znázorněna v níže uvedeném grafu 7.

**Graf 7: Naměřené dávky v levé axile při vzpažení a částečném připažení**



**Tab. 9: Naměřené dávky na pravé straně krku při vzpažení a č. připažení**

měření na těle pac. č.	p. s. krku při č. připažení [Gy]	pravá strana krku při vzpaž. [Gy]
1	1,72	0,45
2	1,53	0,64
3	2,00	1,06
4	2,41	0,79
5	1,35	0,73
6	1,56	0,67
7	2,00	0,87
8	1,90	1,00
9	2,07	0,12
10	1,72	0,43
11	1,44	0,80
12	1,52	0,62
13	1,48	0,70
14	2,67	1,54
15	1,31	0,86
16	2,26	0,42
17	1,11	0,39
18	2,06	1,23
19	1,43	0,73
20	1,69	1,46
21	1,30	0,56
22	1,14	0,68
průměr	1,71	0,76
SD	0,41	0,34
rozptyl	0,17	0,12
medián	1,63	0,72
min	1,11	0,12
max	2,67	1,54
rozpětí	1,56	1,42
T-test	1,19015E-09	
významnost	p < 0,01 (++)	

**Tab. 10: Naměřené dávky na levé straně krku při vzpažení a č. připažení**

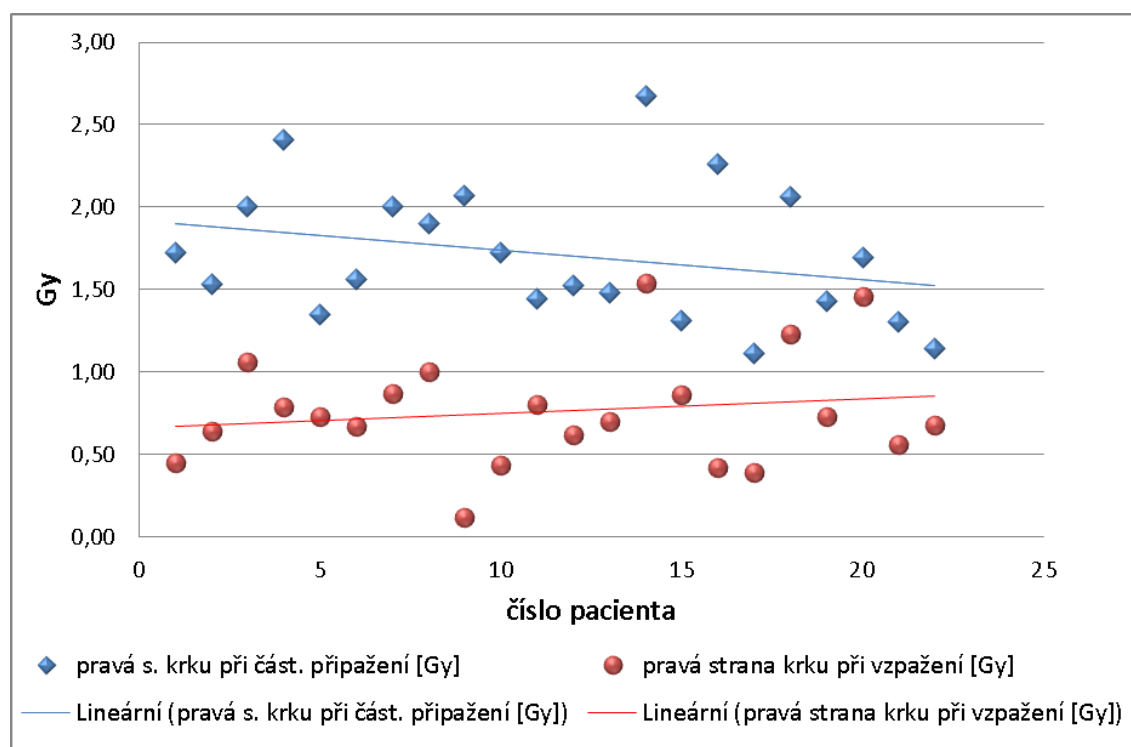
měření na těle pac. č.	levá s. krku při č. připažení [Gy]	levá strana krku při vzpaž. [Gy]
1	1,84	0,57
2	1,25	0,38
3	1,43	1,10
4	2,33	1,20
5	1,47	0,22
6	1,55	0,86
7	1,90	0,91
8	1,86	1,08
9	1,95	0,21
10	1,48	0,80
11	1,65	0,58
12	1,73	0,64
13	1,37	0,50
14	2,09	0,25
15	1,03	0,79
16	2,43	1,17
17	1,44	0,17
18	2,08	0,89
19	1,48	0,78
20	2,00	1,06
21	1,31	0,31
22	1,17	0,66
průměr	1,67	0,69
SD	0,38	0,33
rozptyl	0,14	0,11
medián	1,60	0,72
min	1,03	0,17
max	2,43	1,20
rozpětí	1,40	1,03
T-test	9,95411E-11	
významnost	p < 0,01 (++)	

### - Výsledky z tab. 9

Výsledek párového t-testu  $p = 1,19015E-09$  (tj.:  $p = 0,00000000119015$ ) představuje pravděpodobnost nulové hypotézy o shodě průměrů obou řad měření (pravděpodobnost chyby  $\alpha$ ). Protože je tato pravděpodobnost menší než 0,01, znamená to, že mezi průměrem měření dávek naměřených na kůži pravé strany krku při vzpažení a při částečném připažení byl zjištěn statisticky vysoce významný rozdíl.

Protože rozdíl mezi průměry obou měření dávek na kůži na pravé straně krku při vzpažení a při částečném připažení byl statisticky vysoce významný ( $p < 0,01$ ), mělo připažení končetiny na dané straně těla (při měření dávky na pravé straně krku - připažení pravé horní končetiny) vysoce významný vliv na dávku, kterou pacient v této oblasti obdržel. Data o naměřených dávkách v tabulce jsou také znázorněna v níže uvedeném grafu 8.

**Graf 8: Naměřené dávky na pravé straně krku při vzpažení a částečném připažení**

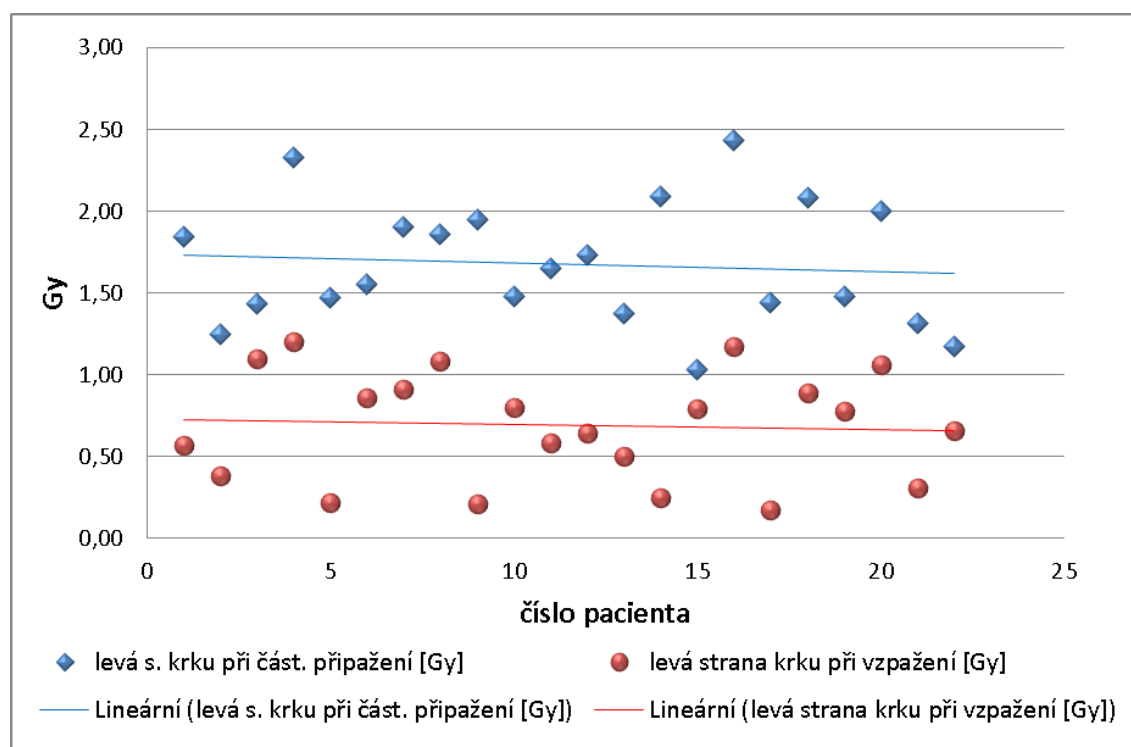


### - Výsledky z tab. 10

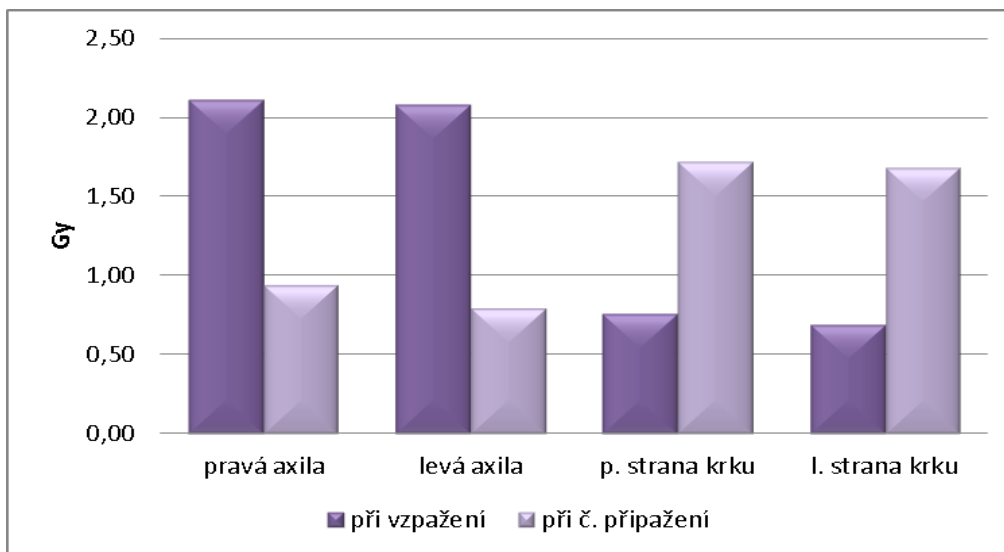
Výsledek párového t-testu  $p = 9,95411E-11$  (tj.:  $p = 0,0000000000995411$ ) představuje pravděpodobnost nulové hypotézy o shodě průměrů obou řad měření (pravděpodobnost chyby  $\alpha$ ). Protože je tato pravděpodobnost menší než 0,01, znamená to, že mezi průměrem měření dávek naměřených na kůži levé strany krku při vzpažení a při částečném připažení byl zjištěn statisticky vysoce významný rozdíl.

Protože rozdíl mezi průměry obou měření dávek na kůži na levé straně krku při vzpažení a při částečném připažení byl statisticky vysoce významný ( $p < 0,01$ ), mělo částečné připažení končetiny na dané straně těla (při měření dávky na levé straně krku - připažení levé horní končetiny) vysoce významný vliv na dávku, kterou pacient v této oblasti obdržel. Data o naměřených dávkách v tabulce jsou také znázorněna v níže uvedeném grafu 9.

**Graf 9: Naměřené dávky na levé straně krku při vzpažení a částečném připažení**



**Graf 10: Porovnání průměrů dávek v oblasti krku a axily**



V grafu 10 je názorně zobrazeno porovnání průměrů dávek, které byly vypočítány v tabulkách 7, 8, 9 a 10.

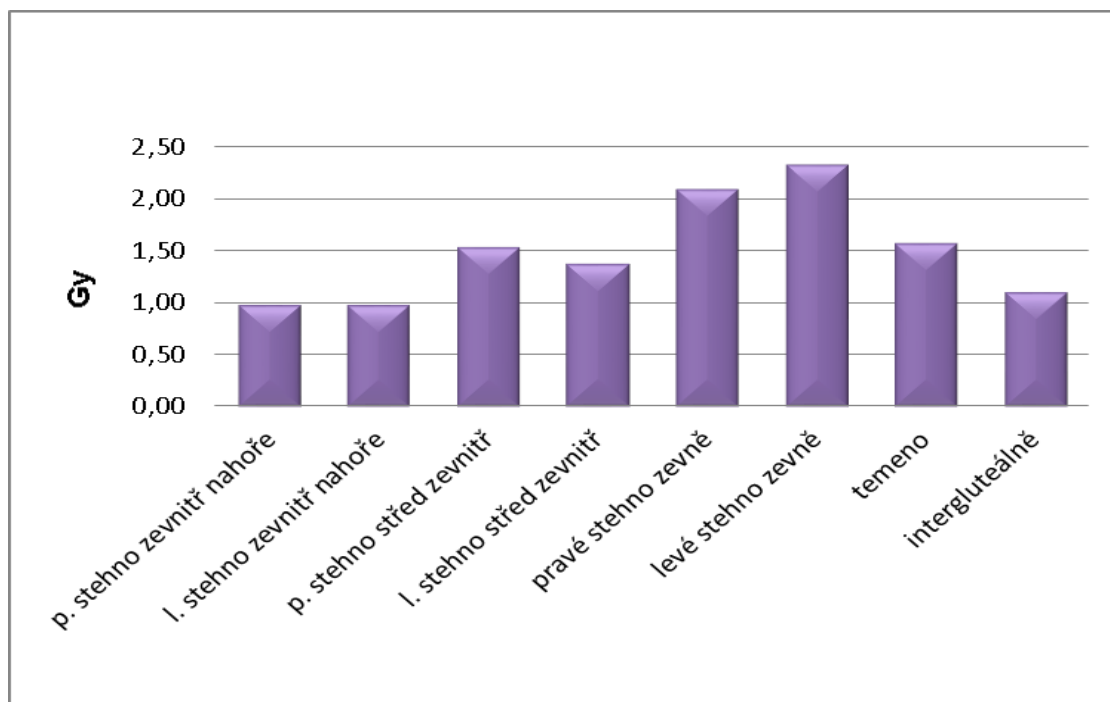
**Tab. 11: Naměřené dávky na ostatních oblastech těla**

místo měření	počet měření	průměrná dávka [Gy]	SD	min [Gy]	max [Gy]	rozpětí [Gy]
pravé stehno zevnitř nahoře	14	0,98	0,28	0,51	1,58	1,07
levé stehno zevnitř nahoře	13	0,97	0,25	0,39	1,20	0,81
pravé stehno střed zevnitř	7	1,53	0,16	1,36	1,84	0,48
levé stehno střed zevnitř	7	1,37	0,26	0,87	1,63	0,76
pravé stehno zevně	4	2,09	0,12	1,93	2,23	0,30
levé stehno zevně	2	2,33	0,25	2,15	2,50	0,35
temeno	14	1,57	0,55	0,68	2,44	1,76
intergluteálně	13	1,09	0,29	0,42	1,49	1,07



V tabulce 11 je uveden počet měření, která byla v dané oblasti provedena, průměr obdržovaných dávek, směrodatná odchylka výběru, minimum, maximum a rozpětí.

**Graf 11: Průměry dávek naměřených na ostatních oblastech těla**



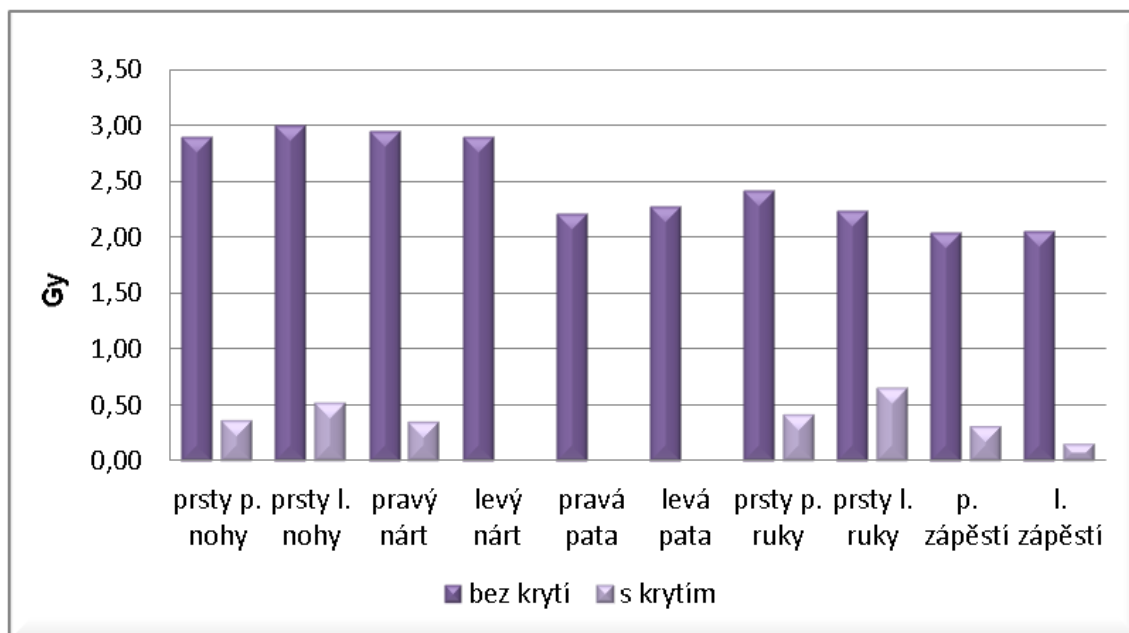
V grafu 11 je znázorněn průměr dávek naměřených v oblasti temene, stehen zevnitř nahoře, stehen zevnitř měřených na středu stehna, stehen zevně a v intergluteální oblasti.

**Tab. 12: Naměřené dávky na akrálních částech končetin**

místo měření		počet měření	průměrná dávka [Gy]	SD	min [Gy]	max [Gy]	rozpětí [Gy]
bez krytí	prsty p. nohy	14	2,90	0,36	2,15	3,40	1,25
	prsty l. nohy	11	3,00	0,29	2,50	3,34	0,84
	pravý nárt	7	2,96	0,11	2,79	3,11	0,32
	levý nárt	5	2,90	0,12	2,75	3,00	0,25
	pravá pata	5	2,21	0,41	1,50	2,50	1,00
	levá pata	5	2,28	0,18	2,07	2,47	0,40
	prsty p. ruky	18	2,42	0,22	1,99	2,92	0,93
	prsty l. ruky	18	2,24	0,34	1,36	2,87	1,51
	p. zápěstí	4	2,04	0,34	1,67	2,41	0,74
	l. zápěstí	4	2,06	0,43	1,43	2,43	1,00
s krytím	prsty p. nohy	4	0,36	0,16	0,21	0,59	0,38
	prsty l. nohy	2	0,51	0,30	0,30	0,72	0,42
	pravý nárt	2	0,34	0,60	0,29	0,38	0,09
	levý nárt	-	-	-	-	-	-
	pravá pata	-	-	-	-	-	-
	levá pata	-	-	-	-	-	-
	prsty p. ruky	3	0,41	0,46	0,09	0,94	0,85
	prsty l. ruky	3	0,64	0,65	0,19	1,39	1,20
	p. zápěstí	1	0,31	-	-	-	-
l. zápěstí	1	0,15	-	-	-	-	

V tabulce 12 je uveden počet měření, který byl v dané oblasti proveden. V Oblasti levého nártu, pravé paty a levé paty s krytím nebylo provedeno žádné měření. U pravého zápěstí a levého zápěstí bylo pod krytím provedeno pouze jedno měření a proto nebylo možné stanovit směrodatnou odchylku výběru, minimum, maximum ani rozpětí. U ostatních oblastí byl stanoven průměr, směrodatná odchylka výběru, minimum, maximum a rozpětí.

**Graf 12: Porovnání průměrů dávek na akrálních částech končetin**



Graf 12 znázorňuje porovnání průměrů dávek na akrálních částech končetin s krytím i bez krytí kritických oblastí.

## 5 Diskuse

Z výsledků měření vyplývá, že i když je snaha při rotační technice metody TSEI dosáhnout co největší homogenity ozáření, dochází v některých oblastech těla k poměrně znatelným rozdílům obdržených dávek. Podle odborné literatury je však s touto nehomogenitou počítáno, protože lidské tělo není jednoduchého geometrického tvaru a dosažení stejného rozložení obdržené dávky zvláště v oblastech končetin je při celotělovém ozařování téměř nemožné. Obecně je požadovaná homogenita ozáření vyjma oblastí hlavy, horních a dolních končetin 15 %. Pokud se tedy počítá s dávkou 2 Gy při každé fraci, je tolerované rozmezí obdržených dávek v oblasti trupu od 1,7 Gy do 2,3 Gy. V tabulkách 1 a 2 jsou uvedeny hodnoty naměřené v oblasti tzv. černé díry, která se nachází právě v oblasti trupu. Nejmenší naměřená dávka zde byla 1,18 Gy a největší 2,47 Gy. Tyto hodnoty jsou mimo oblast tolerovaných dávek v této části těla. Měření v oblasti černé díry je však standardně první, které se na pacientovi provádí a podle těchto hodnot je možné parametry ozařování upravit.

Ovšem v tabulce 1 je zobrazené porovnání průměrů dávek obdržených v oblastech černé díry v černé a červené pozici. Nejmenší průměrná hodnota zde je 1,85 Gy a největší 2,10 Gy. Tyto hodnoty už oblasti tolerovaných dávek odpovídají. V grafu 1 je také možné vidět, že dávky obdržené ve stejných oblastech v černé a červené pozici se významně neliší.

V oblastech končetin a hlavy je odchylka od předepsané dávky v některých místech mnohem vyšší než 15 %. Tato odchylka může být i 40 – 50 %. Při plánované dávce 2 Gy na fraci je tedy v rozmezí od 1 Gy až do 3 Gy. Podle výsledků dozimetrického měření v Minnesotě ve Spojených státech amerických, kde provádí ozařování šesti polí čtyřikrát týdně po 1 Gy do dávky 35 – 40 Gy, se může odchylka předepsané a naměřené dávky v méně objemných částech těla pohybovat okolo 24 % a v oblasti perinea okolo 40 %.

V tabulkách 3 až 6 jsou mezi sebou porovnávány absorbované dávky v pravé a levé axile a na pravé a levé straně krku při vzpažení i při částečném připažení. Výsledky

z těchto oblastí vypovídají o tom, že mezi jednotlivými měřenými stranami nebyl zjištěn statisticky významný rozdíl v naměřených dávkách pomocí TLD ( $p > 0,05$ ).

Naopak v tabulkách 7 až 10 jsou mezi sebou porovnávány vždy stejné strany při vzpažení a při částečném připažení. Z výsledků vyplývá, že částečné připažení končetiny na dané straně těla (při měření dávky na levé straně krku - připažení levé horní končetiny) mělo vždy vysoce významný vliv na dávku, kterou pacient v této oblasti obdržel. V pravé axile byl průměr z naměřených dávek při vzpažení 2,11 Gy a při částečném připažení 0,94 Gy. V levé axile byl průměr z naměřených dávek při vzpažení 2,08 Gy a při částečném připažení 0,79 Gy. Na pravé straně krku byl průměr z naměřených dávek při vzpažení 0,76 Gy a při částečném připažení 1,67 Gy. Na levé straně krku byl průměr z naměřených dávek při vzpažení 0,69 Gy a při částečném připažení 1,71 Gy. Poměr mezi těmito průměry je zobrazen v grafu 10, kde je viditelné, že částečné připažení u axil a vzpažení u krku způsobí snížení absorbované dávky přibližně o 1 Gy. Proto se tyto pozice musí pravidelně u pacienta střídát, aby nedošlo k příliš velkému poddávkování některé z těchto oblastí.

Dalšími vyhodnocovanými oblastmi byly vnitřní a vnější strany stehen, temeno a intergluteální oblast. Z tabulky a grafu 11 vyplývá, že nevíce poddávkovanou oblastí z těchto míst na těle jsou oblasti stehen zevnitř nahoře a intergluteální oblast. Naopak vnější strana stehen obdržela dávku překračující 2 Gy.

Důležitý faktor, který má vliv na velikost absorbované dávky je správná pozice pacienta při ozařování. Poloha horních končetin, záklon nebo předklon hlavy či dokonce celého těla se projeví v naměřených výsledcích.

V oblasti akrálních částí končetin bez krytí dosahují absorbované dávky větších hodnot, než jsou hodnoty naměřené v ostatních částech těla. Důvodem je nejspíše vstupní, ale i výstupní dávka, která v oblastech s menším objemem vzniká. Například trup je mnohem objemnější než palec na ruce. U trupu se tedy o výstupní dávce při standardní frakci mluvit nedá. Z důvodu vyšších absorbovaných dávek v akrálních částech končetin lékař podle klinického obrazu určuje, zda bude v průběhu léčby ozařením použito stínění (krytí olověnými pomůckami). Avšak krytí kritických oblastí narušuje výhody použití frakcionačního režimu. Podle výsledků naměřených TL

dozimetry je v kritických oblastech bez krytí naměřena dávka někdy dokonce i okolo 3 Gy (viz tab. 12). Díky tomu však dochází poměrně brzy k nežádoucím kožním reakcím a je tedy nutné použít krytí speciálními botičkami a rukavičkami. Jenže dávky pod krytím dosahují pouze hodnoty několika desetin Gy (viz tab. 12), kde už nejspíše nedochází ke kurativní radioterapii. Z tohoto důvodu je na začátku ozařování metodou TSEI akrálními částmi končetin obdržena příliš velká absorbovaná dávka. Zdravé buňky nejsou schopné se dostatečně rychle reparovat a dochází k nežádoucím reakcím. Následně lékař rozhodne o použití krytí, pod kterým je dávka poměrně zanedbatelná. Pod krytím nádorové buňky neobdrží potřebnou dávku, která by byla potřeba pro jejich poškození či úplné zničení. Nedochází k potřebnému léčebnému efektu a je možný vznik recidivy onemocnění, se kterým se již v Nemocnici České Budějovice, a. s. setkali.

Termoluminiscenční dozimetry jsou pro in vivo dozimetrii při ozařování metodou TSEI používány většinou pracovišť po celém světě. V odborných člancích lze najít, že se standardně používají TL dozimetry z  $\text{CaF}_2$  nebo Mn TL-400 o velikosti 3 x 3 x 0,4 mm. Při rotační technice TSEI se měření absorbované dávky provádí téměř výhradně TLD, ale byly prováděny i pokusy s filmovými dozimetry, které při porovnání s TLD ukazovaly rozumnou shodu obou měření. (58, 59)

Při individuální kalibraci zajišťují TLD přesnost měření okolo 3 % (viz příloha K). To znamená, že jejich přesnost vyhovuje požadavkům pro měření absorbované dávky u této metody ozařování. Dalším důvodem, proč se termoluminiscenční dozimetry používají, je to, že žádný jiný z nezávislých dozimetrů nevyhovuje potřebám měření rozložení dávky přímo na pacientovi. Měření totiž musí probíhat po celou dobu rotace. Z toho vyplývá, že TL dozimetrie je vhodnou metodou pro stanovení nehomogenity ozáření.

TL dozimetry se využívají i v jiných oblastech, než je in vivo dozimetrie pro hodnocení obdržенých dávek v radioterapii. Příkladem může být hodnocení dávky absorbované na horních končetinách pracovníků s ionizujícím zářením, kde se používají termoluminiscenční dozimetry v podobě náramku nebo prstýnku. Pro dozimetrii pracovního prostředí u jaderných zařízení je používána sestava filmového dozimetru

s termoluminiscenčním dozimetrem, neutronovým dozimetrem a křemíkovou (Si) diodou. Existuje i speciální TLD síť, která zprostředkovává monitorování vnějšího ozáření obyvatel na území České republiky. Termoluminiscenční dozimetrie také umožňuje datování keramiky, vypalovaných stavebnin, porcelánu a skla.

Z výsledků in vivo dozimetrie při ozařování metodou TSEI vyplynulo, že i při snaze a důkladné práci odborníků, není ozáření pacienta homogenní. Při radiační nehodě, havárii nebo při použití radiologické zbraně tedy nikdy obdržená dávka, kterou mohou zasahující osoby obdržet, nemůže být na všech místech těla homogenní. V současnosti je věnována velká pozornost opatřením proti možným teroristickým útokům. Pro zajištění bezpečnosti obyvatel je nutné reagovat na nové hrozby a rizika, které jsou charakterizovány v bezpečnostní strategii ČR. Při radiačních mimořádných událostech se předpokládá nasazení složek IZS. Tyto složky jsou pro případy radiačních mimořádných událostí většinou vybaveny elektronickými osobními dozimetry, které se standardně umísťují na referenční místo těla (na přední levé straně hrudníku). Tyto dozimetry sice podávají informace o obdržené dávce v tomto místě, ale nepodávají úplně přesnou informaci o tom, jakou dávku obdržely například končetiny. Pro vypočítání stupně nerovnoměrnosti distribuce dávky v organizmu je používán faktor neuniformity, který je vypočítán jako podíl dávky maximální a dávky minimální. (faktor neuniformity) Pro upřesnění absorbovaných dávek na různých částech těla by ale s největší pravděpodobností bylo objektivnější použití TL dozimetrů.

Podle naměřených hodnot u pacientů ozařovaných metodou TSEI byly zjištěny poměrně velké rozdíly dávek absorbovaných při vzpažení a částečném připažení v axilách a na krku. Z toho vyplývá, že i změna polohy těla ovlivňuje množství obdržené dávky. Osoby zasahující u radiačních mimořádných událostí se musí pohybovat. Změna pozice těla může ovlivnit, jaká dávka bude elektronickým osobním dozimetrem naměřena. Například při hlubokém předklonu, by naměřená dávka mohla být zkreslená. TLD by mohly pomoci absorbovanou dávku upřesnit.

Velkou výhodou TL dozimetrů je jejich malá velikost a snadné umístění na těle měřené osoby. U pacientů s Mycosis fungoides jsou tyto dozimetry lepeny dokonce na kůži postiženou onemocněním a nejsou zaznamenány žádné negativní reakce kůže na

použitou náplast. TL dozimetry by ani neomezovaly pohyb zasahujících jedinců. Navíc použití TL dozimetrů není finančně ani časově náročné a ani pracné. Časově náročnější je pouze stanovení citlivosti, kalibrace a vyhodnocení těchto dozimetrů.

TLD by sloužily pouze jako doplňující měření, které by upřesňovalo dávky obdržené v různých oblastech těla. Například by jeden TLD mohl být umístěn na stejném místě, jako elektronický osobní dozimetr a sloužil by jako reference (zda se naměřená dávka u TLD shoduje s dávkou naměřenou elektronickým osobním dozimetrem). Ostatní TL dozimetry by se mohly umístit na tělo podle potřeby nebo podle nějakého připraveného schématu. Vše, co zde o možném použití TLD u složek IZS popisují, je pouze návrh, který by mohl být v budoucích letech podrobněji zapracován.



## 6 Závěr

Tato diplomová práce se zabývá použitím TL dozimetrů při měření nehomogenity ozáření. V práci jsou porovnávány dávky, které pacienti v různých oblastech těla obdrželi při ozařování metodou TSEI. Jedná se o 22 ozařovaných pacientů, kterým bylo provedeno kompletní měření obdržených dávek v oblastech tzv. černé díry, axil a krku při vzpažení a při částečném připažení.

Prvním cílem této práce bylo monitorování pacientů ozařovaných metodou TSEI na onkologickém oddělení Nemocnice České Budějovice, a. s. s možným přesahem pro využití v rámci radiační mimořádné události. Monitorování pacientů v této nemocnici probíhá pomocí termoluminiscenčních dozimetrů. Tyto dozimetry musejí mít před vlastní in vivo dozimetrií stanovenou citlivost a provedenou kalibraci. Jinak je ale jejich použití poměrně jednoduché, finančně i časově nenáročné a umožňuje nepřetržité měření dávky při rotaci ozařované osoby (tzn. i v pohybu). Právě tyto výhody TLD jsou zásadní pro možné použití u jednotlivců složek IZS, kteří by mohli zasahovat v případě radiační mimořádné události. TL dozimetry by mohly sloužit pouze k doplňujícímu měření, které by upřesňovalo dávky obdržené v různých oblastech těla.

Dalším cílem bylo monitorování rozložení dávky v kritických oblastech. Z výsledků naměřených dávek v kritických oblastech vyplývá, že v oblasti akrálních částí končetin bez krytí dosahují absorbované dávky větších hodnot, než jsou hodnoty naměřené na ostatních částech těla. Tyto dávky významně převyšují hodnoty plánované dávky. U prstů se obdržená dávka pohybuje až okolo 3 Gy. Podle klinického obrazu (po několika provedených frakcích) poté lékař určuje použití speciálního krytí. Pod krytím se obdržené dávky pohybují pouze v rozmezí několika desetin Gy. K velkým rozdílům obdržených dávek také dochází v oblastech axil a krku při vzpažení a při částečném připažení horní končetiny. Z výsledků t-testu vyplývá, že vzpažení nebo částečné připažení končetiny na dané straně těla (např. při měření dávky na levé straně krku - připažení levé horní končetiny) mělo vždy vysoce významný vliv na dávku, kterou

pacient v této oblasti obdržel. Z toho vyplývá, že změna polohy těla má velký vliv na velikost obdržené dávky v různých částech těla.

Posledním cílem bylo zjištění dalších možností využití TL dozimetrů. Tyto dozimetry se využívají i v jiných oblastech, než je in vivo dozimetrie v radioterapii. Příkladem může být hodnocení dávky obdržené na horních končetinách pracovníků, kde se používají termoluminiscenční dozimetry v podobě náramku nebo prstýnku. I pro monitorování vnějšího ozáření obyvatel na území České republiky jsou používány TL dozimetry (TLD síť). U složek IZS zasahujících při radiační mimořádné události zatím není s použitím TL dozimetrů počítáno, ale pro upřesnění obdržené dávky by jejich použití bylo s největší pravděpodobností možné. Musel by však být proveden další výzkum, který by přínosnost použití TLD u složek IZS vyvrátil, nebo potvrdil.

Termoluminiscenční dozimetry jsou pro in vivo dozimetrii při ozařování metodou TSEI používány většinou pracovišť po celém světě. Při rotační technice TSEI se měření absorbované dávky provádí téměř výhradně TLD. Při individuální kalibraci zajišťují přesnost měření okolo 3 %. To znamená, že jejich přesnost vyhovuje požadavkům pro měření absorbované dávky u této metody ozařování. Dalším důvodem používání termoluminiscenčních dozimetrů je to, že žádný jiný z nezávislých dozimetrů nevyhovuje potřebám měření rozložení dávky přímo na pacientovi. Měření totiž musí probíhat po celou dobu rotace. Z toho vyplývá, že TL dozimetrie je vhodnou metodou pro stanovení nehomogenity ozáření.

## 7 Seznam použitých zdrojů

- [1] BINAROVÁ A. *Radioterapie*. Ostrava: Ostravská Univerzita v Ostravě, 2010, ISBN 978-80-7368-701-4
- [2] ŠVEC, Jiří. *Radioaktivita a ionizující záření: Doplňující učební text pro předměty Bakalářská fyzika, Aplikovaná fyzika, Ochrana před zářením*. Ostrava, 2005
- [3] KONEČNÝ, Jiří. *Radiační fyzika*. 1. vyd. České Budějovice: Jihočeská univerzita (České Budějovice). Zdravotně sociální fakulta, 2006, 109 s. ISBN 807040843x
- [4] KUNA Pavel, NAVRÁTIL Leoš. *Klinická radiobiologie*. 1. vyd. Praha: Manus, 2005, 222 s. ISBN 80-865-7109-2
- [5] FREITINGER SKALICKÁ, Z. a kol. *Radiobiologie* [online]. [cit. 2015-04-04]. Dostupné z: <<http://fbmi.sirdik.org/>>80-7262-200-5
- [6] ABRAHÁMOVÁ, Jitka. a kol. *Nádory varlat*. 1. vyd. Praha: Grada, 2008. ISBN 987-80-247-2349-5
- [7] HYNKOVÁ, L. a kol. *Radioterapie: učební texty pro studenty 5. roč. LF MU Brno*. [online]. [cit. 2015-04-05]. Dostupné z: [www.mou.cz/radioterapie-ucebni-texty-pro-studenty-5-roc-lf.../f16](http://www.mou.cz/radioterapie-ucebni-texty-pro-studenty-5-roc-lf.../f16)
- [8] SEIDL, Zdeněk. *Radiologie pro studium i praxi*. Vyd. 1. Praha: Grada, 2012, 368 s., iv s. obr. příl. ISBN 978-802-4741-086

- [9] MACHÁČEK, J. Ionizující záření - Radioterapie, její rizika v průběhu století. Realita a fámy. *Komplexní onkologické centrum Nový Jičín: Informace pro odbornou veřejnost* [online]. 2008 [cit. 2015-04-28]. Dostupné z: [http://www.radioterapie.cz/downloads/kongresy-seminare/2008/1\\_machacek\\_-\\_ionizujici\\_zareni\\_-\\_radioterapie\\_jejji\\_rizika\\_v.pdf](http://www.radioterapie.cz/downloads/kongresy-seminare/2008/1_machacek_-_ionizujici_zareni_-_radioterapie_jejji_rizika_v.pdf)
- [10] KŘENKOVÁ, Lenka. Postavení radioterapie v léčbě nádorů plic. *Praktická radiologie*. 2013, roč. 18, č. 3
- [11] ŠIFFNEROVÁ, Hana. *Radioterapie I.: doplňkové texty pro posluchače kombinované formy studia studijního programu „B5345 – Specializace ve zdravotnictví“ studijního oboru „Radiologický asistent“*. České Budějovice, 2007
- [12] ŠIFFNEROVÁ, Hana. *Radioterapie II.: doplňkové texty pro posluchače kombinované formy studia studijního programu „B5345 – Specializace ve zdravotnictví“ studijního oboru „Radiologický asistent“*. České Budějovice, 2007
- [13] DOLEČKOVÁ, Miluše. *Radioterapie III.: doplňkové texty pro posluchače kombinované formy studia studijního programu „B5345 – Specializace ve zdravotnictví“ studijního oboru „Radiologický asistent“*. České Budějovice, 2007
- [14] DĚDEČKOVÁ, K., DOLEČKOVÁ, M., a kol. Postavení radioterapie v léčbě maligních lymfomů – doporučení Kooperativní lymfomové skupiny: The Role of Radiotherapy in the Treatment of Malignant Lymphomas – Recommendations of the Czech Lymphoma Study Group. *Klinická onkologie* [online]. č. 2 [cit. 2015-04-28]. Dostupné z: <http://www.linkos.cz/files/klinicka-onkologie/177/4214.pdf>

- [15] FREEMAN, C. R. et al. Clinical experience with a simple field rotational total skin elektron irradiation technique for cutaneous T- cell lymphoma. *Radiotherapy and Oncology*. 1992, Volume 24, Number 3, 155 – 162
- [16] DOLEČKOVÁ, M. a kol. Celotělové ozáření elektronovým svazkem u Mycosis fungoides - retreatment. *V. ročník symposia o radiační onkologii* [online]. 2008 [cit. 2015-04-28]. Dostupné z: [http://www.radioterapie.cz/downloads/kongresy-seminare/2008/24\\_doleckova\\_-\\_tsei\\_u\\_mf-retreatment\\_n\\_jicin\\_08.pdf](http://www.radioterapie.cz/downloads/kongresy-seminare/2008/24_doleckova_-_tsei_u_mf-retreatment_n_jicin_08.pdf)
- [17] DOLEČKOVÁ, M. Celotělové ozáření kůže elektronovým svazkem (TSEI) u mycosis fungoides. *XIV. Jihočeské onkologické dny: Maligní lymfomy a leukémie* [online]. 2007 [cit. 2015-04-28]. Dostupné z: <http://www.linkos.cz/po-kongresu/databaze-tuzemskych-onkologickych-konferencnich-abstrakt/abstrakta/cislo/2626/>
- [18] ŠIFFNEROVÁ, Hana. Pozdní vedlejší účinky onkologické léčby u dlouhodobě přežívajících pacientů. *Onkologie*. 2012, č. 6. Dostupné z: <http://www.onkologiecs.cz/pdfs/xon/2012/01/09.pdf>
- [19] ŠTORK, Jiří. *Dermatovenerologie*. 1. vyd. Praha: Karolinum, c2008, xv, 502 s. ISBN 978-80-246-1360-4
- [20] AHN, Christine S., Ahmed ALSAYYAH a Omar P. SANGÛEZA. Mycosis Fungoides. *The American Journal of Dermatopathology* [online]. 2014, vol. 36, issue 12, s. 933-951 [cit. 2015-04-28]. DOI: 10.1097/DAD.0000000000000207. Dostupné z: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage>

- [21] ULLMANN, Vojtěch. Biologické účinky ionizujícího záření: Radiační ochrana. *Jaderná fyzika a fyzika ionizujícího záření* [online]. [cit. 2015-04-28]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/RadiacniOchrana.htm>
- [22] VOKURKA, Martin a Jan HUGO. *Praktický slovník medicíny*. 6., rozš. vyd. Praha: Maxdorf, 2000, 490 s. ISBN 8085912384
- [23] SINGER, Jan. *Dozimetrie ionizujícího záření*. 1. vyd. V Českých Budějovicích: Jihočeská univerzita, Zdravotně sociální fakulta, 2005, 67 s. ISBN 80-704-0752-2
- [24] Vyhláška č. 307/2002 Sb., o radiační ochraně ve znění vyhlášky č. 499/2005 Sb.
- [25] MATZNER, Jan. *Radiační ochrana: Doplnkové texty pro posluchače studijního oboru „Radiologický asistent“*. České Budějovice: Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích, 2012
- [26] Filmový dozimetr. *Faktum Design* [online]. 2013 [cit. 2015-04-28]. Dostupné z: <http://www.faktumdesign.cz/portfolio/cz/filmovy-dozimetr>
- [27] Typy dozimetrů. *Celostátní služba osobní dozimetrie, a. s.* [online]. 2015 [cit. 2015-04-28]. Dostupné z: <http://www.csod.cz/cz/dozimetry>
- [28] ULLMANN, Vojtěch. Detekce a spektrometrie ionizujícího záření. *Jaderná fyzika a fyzika ionizujícího záření* [online]. [cit. 2015-04-28]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/DetekceSpektrometrie.htm>
- [29] Neutronový dozimetr. *Osobní dozimetrie* [online]. [cit. 2015-04-28]. Dostupné z: <http://www.dozimetrie.cz/neutronovy-dozimetr>

- [30] HAVRÁNKOVÁ, Renata, Jiří HAVRÁNEK, Ladislav KARDA, NAVRÁTIL a Lenka BREHOVSKÁ. Elektronická osobní dozimetrie jako prostředek ochrany osob při zásahu složek integrovaného záchranného systému. *The Science for Population Protection* [online]. 2012 [cit. 2015-04-28]. Dostupné z: <http://www.population-protection.eu/prilohy/casopis/19/129.pdf>
- [31] Opticky stimulovaná luminiscence. *Osobní dozimetrie* [online]. [cit. 2015-04-28]. Dostupné z: <http://www.dozimetrie.cz/opticky-stimulovana-luminiscence>
- [32] Celotělový osobní dozimetr OSL. *Služba osobní dozimetrie VF, a.s.* [online]. [cit. 2015-05-02]. Dostupné z: <http://www.dozimetrie.cz/data/files/b-70-a0003c-110511-dozimetr-osl-54.pdf>
- [33] Dozimetrie. *Osobní dozimetrie* [online]. [cit. 2015-04-28]. Dostupné z: <http://www.dozimetrie.cz/dozimetrie>
- [34] MUSÍLEK, L., ŠEDA, J., TROUSIL J. *Dozimetrie ionizujícího záření (Integrované metody)*. 1. vyd. ČVUT Praha, 1992. 282 s.
- [35] TL dosimeters [online]. [cit. 2015-05-02]. Dostupné z: <http://pic.ccn.mofcom.gov.cn/duomeiti/10712242/0021.jpg>
- [36] VAN DAM, J. a G. MARINELLO. *Methods for in vivo dosimetry in external radiotherapy*. 2. vyd. Brussels: ESTRO, 2006. ISBN 90-804532-9
- [37] RESHMA, P. Patel. at al. In vivo dosimetry for total body irradiation: five-year results and technique comparison. *Journal of applied clinical medical physics*. 2014, č. 4

- [38] SPURNÝ, Vladimír a Pavel ŠLAMPA. *Moderní radioterapeutické metody*. 1. vyd. Brno: IDVPZ, 1999, 118 s. ISBN 80-7013-267-1
- [39] Mayles W., P., et al. *Treatment Verification and In Vivo Dozimetry*. Radiotherapy Physics in Practice. 2.edition. Oxford: University Press, 2000. ISBN 0-192628-X
- [40] Síť termoluminiscenčních dozimetrů (TLD-síť). *Státní ústav radiační ochrany* [online]. [cit. 2015-05-03]. Dostupné z: <https://www.suro.cz/cz/rms/tld>
- [41] SPURNÝ, Zdeněk. Nové využití termoluminiscence: datování. *Pokroky matematiky, fyziky a astronomie* [online]. [cit. 2015-05-03]. Dostupné z: [http://dml.cz/bitstream/handle/10338.dmlcz/139438/PokrokyMFA\\_24-1979-1\\_2.pdf](http://dml.cz/bitstream/handle/10338.dmlcz/139438/PokrokyMFA_24-1979-1_2.pdf)
- [42] KATHERN, Ronald L. a Paul L. ZIEMER. The First Fifty Years of Radiation Protection. *Physics Department: Idaho State University* [online]. [cit. 2015-05-04]. Dostupné z: <http://www.physics.isu.edu/radinf/50yrs.htm>
- [43] Historie. *Státní ústav radiační ochrany: Radiační ochrana* [online]. 2015 [cit. 2015-05-04]. Dostupné z: <http://www.suro.cz/cz/radiacni-ochrana/historie>
- [44] 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
- [45] KELNER, V. a kol. *Principy a praxe radiační ochrany*. Praha: Státní úřad pro jadernou bezpečnost, 2000, 619 s. ISBN 80-238-3703-6



- [46] Current Activities of ICRU. *International Commission on Radiation Units & Measurements* [online]. 2015 [cit. 2015-05-04]. Dostupné z: <http://www.icru.org/content/uncategorised/current-program-of-the-icru#therapy>
- [47] NAVRÁTIL, L. a kol. Úvod. *Základy medicíny katastrof* [online]. [cit. 2015-05-04]. Dostupné z: <http://zsf.sirdik.org/kapitola5/5-4-1-uvod>
- [48] Vyhláška č. 318/2002 Sb., o podrobnostech k zajištění havarijní připravenosti pracovišť se zdroji ionizujícího záření a o požadavcích na obsah vnitřního havarijního plánu a havarijního řádu, ve znění pozdějších předpisů
- [49] Zákon č. 239/2000 Sb., o integrovaném záchranném systému a o změně některých zákonů, ve znění pozdějších předpisů
- [50] STČ 01/IZS Typová činnost složek IZS při společném zásahu na uskutečněné a ověřené použití radiologické zbraně (schválena na 26. schůzi výboru pro civilní nouzové plánování dne 14. 12. 2004 usnesením č. 203)
- [51] KRAHULA, Ondřej. Zásady lékařského ozáření. *Praktická radiologie*. 2014, č. 1
- [52] Zákon č. 373/2011 Sb., o specifických zdravotních službách, ve znění pozdějších předpisů
- [53] Vyhláška č. 410/2012 Sb. o stanovení pravidel a postupů při lékařském ozáření, ve znění pozdějších předpisů
- [54] KOLÁŘOVÁ, I. a kol. Nové metody radioterapie. *Vojenské zdravotnické listy*. 2008, LXXVII, č. 3

- [55] About ICRP. *ICRP* [online]. [cit. 2015-05-04]. Dostupné z:  
<http://www.icrp.org/index.asp>
- [56] HUŠÁK, Václav. *Radiační ochrana pro radiologické asistenty*. 2009. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 138 s. ISBN 978-802-4423-500
- [57] FELTL, David, Jiří PETERA a Ladislav DUŠEK. Kvalita v radiační onkologii a možnosti jejího monitorování. *Databáze tuzemských onkologických konferenčních abstrakt*. 2010. Dostupné z: <http://www.linkos.cz/po-kongresu/databaze-tuzemskych-onkologicky-konferencnich-abstrakt/abstrakta/cislo/3732/>
- [58] PIOTROWSKI, Tomasz, Julian MALICKI, N. ADORANTE, S. DELLE CANNE, T. MALATESTA, R. CAPPARELLA, R. FRAGOMENI, A. BONANNI, M. LEONE, L. MARMIROLI a L. BEGNOZZI. The rotary dual technique for total skin irradiation in the treatment of mycosis fungoides – a description of the applied method. *Reports of Practical Oncology*. 2006, vol. 11, issue 1, s. 29-37. DOI: 10.1016/S1507-1367(06)71047-1. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1507136706710471>
- [59] BUFACCHI, A., A. CAROSI, N. ADORANTE, S. DELLE CANNE, T. MALATESTA, R. CAPPARELLA, R. FRAGOMENI, M. LEONE a BEGNOZZI. Utilization of Thermoluminescent Dosimetry in Total Skin Electron Beam Radiotherapy of Mycosis Fungoides. *Physica Medica*. 2007, vol. 23, issue 2, s. 101-108. DOI: 10.1016/j.ejmp.2007.03.003. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0360301697005853>

## 8 Seznam obrázků

Obrázek 1: Mycosis fungoides: a) s červenofialovými a v centru vkleslými hrboly	
b) exulcerující vkleslé hrboly	23
Obrázek 2: Znázornění k definici absorbované dávky	26
Obrázek 3: Filmový osobní dozimetr	30
Obrázek 4: Uspořádání filtrů	31
Obrázek 5: Neutronový dozimetr	32
Obrázek 6: Osobní elektronický dozimetr RAD 60	34
Obrázek 7: OSL dozimetr	35
Obrázek 8: Termoluminiscenční dozimetry	36
Obrázek 9: Jeden z možných mechanismů vzniku termoluminiscence	38
Obrázek 10: Schéma různých dávek, které jsou zahrnuty v in vivo dozimetrii pro ozařování z jednoho pole	41
Obrázek 11: Teritoriální síť TLD	43
Obrázek 12: Schematický pohled na geometrii ozařování rotační techniky TSEI	62
Obrázek 13: Schematické zobrazení oblasti černé díry	63
Obrázek 14: Odezva z TLD	67

## 9 Seznam tabulek

Tab. 1: Naměřené dávky u pacientů ozařovaných metodou TSEI v oblasti černé díry v černé pozici	73
Tab. 2: Naměřené dávky u pacientů ozařovaných metodou TSEI v oblasti černé díry v červené pozici	74
Tab. 3: Naměřené dávky v pravé a levé axile při vzpažení	76
Tab. 4: Naměřené dávky v pravé a levé axile při částečném připažení	76
Tab. 5: Naměřené dávky na pravé a levé straně krku při vzpažení	79
Tab. 6: Naměřené dávky na pravé a levé straně krku při částečném připažení	79
Tab. 7: Naměřené dávky v pravé axile při vzpažení a část. připažení	82
Tab. 8: Naměřené dávky v levé axile při vzpažení a část. připažení	82
Tab. 9: Naměřené dávky na pravé straně krku při vzpažení a č. připažení	85
Tab. 10: Naměřené dávky na levé straně krku při vzpažení a č. připažení	85
Tab. 11: Naměřené dávky na ostatních oblastech těla	88
Tab. 12: Naměřené dávky na akrálních částech končetin	90

## 10 Seznam grafů

Graf 1: Porovnání průměrů dávek v oblasti černé díry	75
Graf 2: Naměřené dávky v pravé a levé axile při vzpažení	77
Graf 3: Naměřené dávky v pravé a levé axile při částečném připažení	78
Graf 4: Naměřené dávky na pravé a levé straně krku při vzpažení	80
Graf 5: Naměřené dávky na pravé a levé straně krku při částečném připažení	81
Graf 6: Naměřené dávky v pravé axile při vzpažení a částečném připažení	83
Graf 7: Naměřené dávky v levé axile při vzpažení a částečném připažení	84
Graf 8: Naměřené dávky na pravé straně krku při vzpažení a částečném připažení	86
Graf 9: Naměřené dávky na levé straně krku při vzpažení a částečném připažení	87
Graf 10: Porovnání průměrů dávek v oblasti krku a axily	88
Graf 11: Průměry dávek naměřených na ostatních oblastech těla	89
Graf 12: Porovnání průměrů dávek na akrálních částech končetin	91

## 11 Seznam příloh

Příloha A: Fantomy použité při přípravě rotační techniky TSEI	111
Příloha B: Kovové plato s TLD	112
Příloha C: Zásuvka s planžetou vyhřívacího přístroje	112
Příloha D: Vyhřívací pec	113
Příloha E: Foliový sáček s TLD určený pro in vivo dozimetrii	114
Příloha F: Spodní část točny s označením polohy nohou pro černou a červenou pozici	114
Příloha G: Pozice baletky	115
Příloha H: Wolframové stínění očí	116
Příloha I: Botičky používané pro stínění nohou	116
Příloha J: Rukavička používaná pro stínění rukou	117
Příloha K: Citlivost celé sady TLD	118

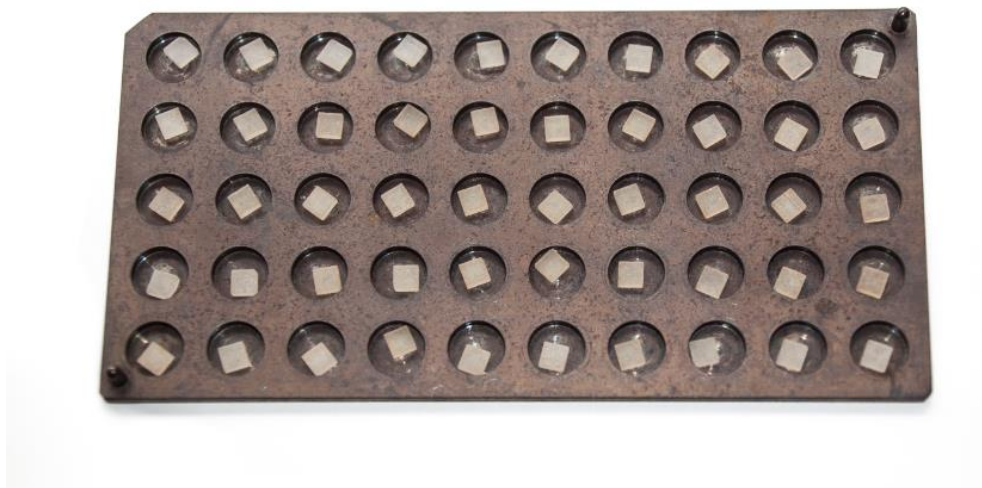
## 12 Přílohy

### Příloha A: Fantomy použité při přípravě rotační techniky TSEI



Zdroj: Onkologické oddělení Nemocnice České Budějovice, a. s.

### **Příloha B: Kovové plato s TLD**



Zdroj: Onkologické oddělení Nemocnice České Budějovice, a. s.

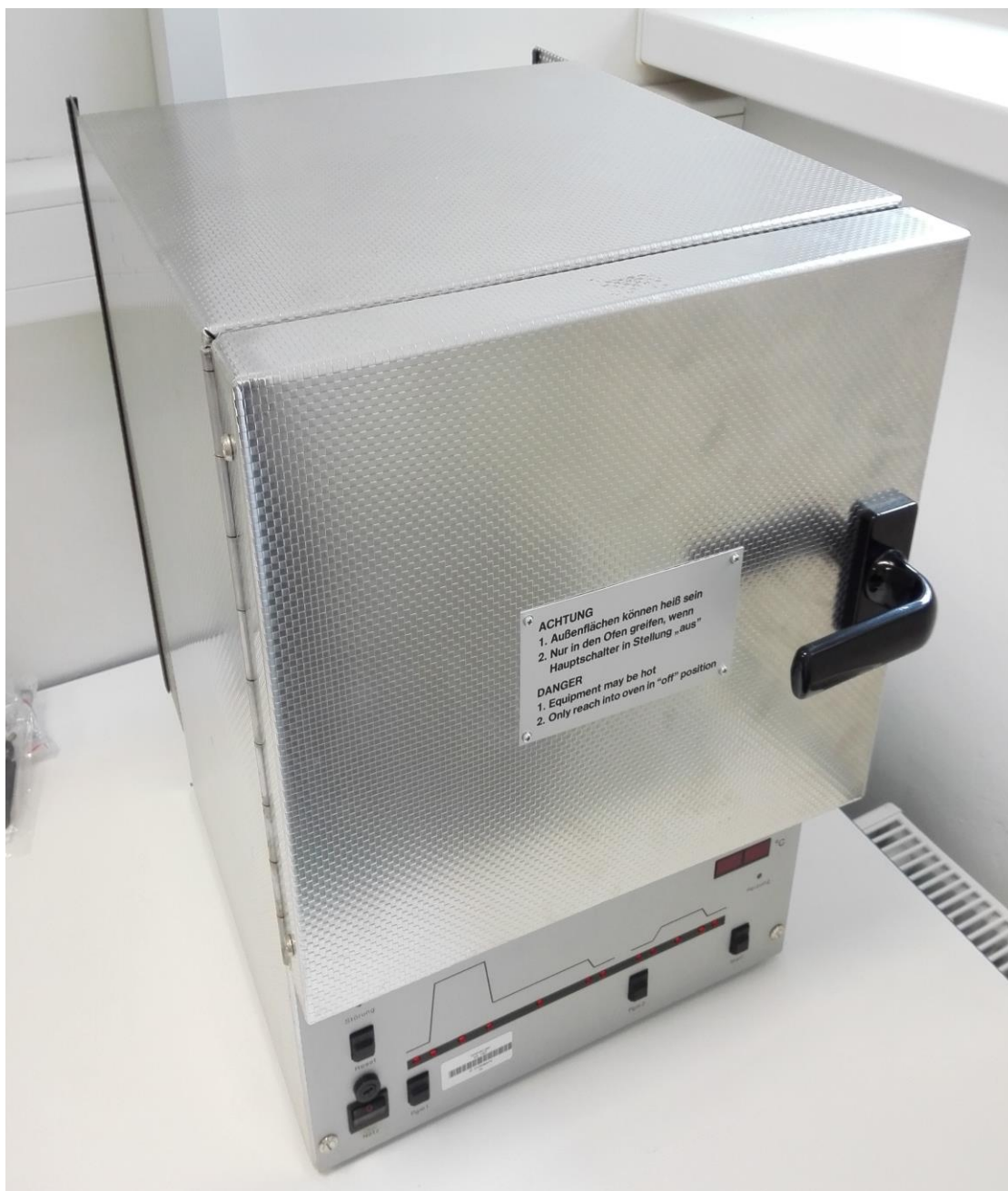
### **Příloha C: Zásuvka s planžetou vyhřívacího přístroje**



Zdroj: Onkologické oddělení Nemocnice České Budějovice, a. s.



## Příloha D: Vyhřívací pec



Zdroj: Onkologické oddělení Nemocnice České Budějovice, a. s.

**Příloha E: Foliový sáček s TLD určený pro in vivo dozimetrii**



Zdroj: Onkologické oddělení Nemocnice České Budějovice, a. s.

**Příloha F: Spodní část točny s označením polohy nohou pro černou a červenou pozici**



Zdroj: Onkologické oddělení Nemocnice České Budějovice, a. s.

**Příloha G: Pozice baletky**



Zdroj: Onkologické oddělení Nemocnice České Budějovice, a. s.



#### **Příloha H: Wolframové stínění očí**



Zdroj: Onkologické oddělení Nemocnice České Budějovice, a. s.

#### **Příloha I: Botičky používané pro stínění nohou**



Zdroj: Onkologické oddělení Nemocnice České Budějovice, a. s.

**Příloha J: Rukavička používaná pro stínění rukou**



Zdroj: Onkologické oddělení Nemocnice České Budějovice, a. s.

### Příloha K: Citlivost celé sady TLD

číslo dozimetru	citlivost [%] 5. 3. 2015	citlivost [%] 9. 3. 2015	číslo dozimetru	citlivost [%] 5. 3. 2015	citlivost [%] 9. 3. 2015
1	2,39%	2,55%	26	0,91%	1,75%
2	0,80%	0,27%	27	1,68%	0,50%
3	0,92%	0,31%	28	1,63%	0,93%
4	1,29%	1,31%	29	1,18%	0,45%
5	1,70%	1,95%	30	1,58%	0,67%
6	1,42%	1,47%	31	1,40%	1,29%
7	2,17%	2,15%	32	1,45%	1,34%
8	0,86%	0,82%	33	2,19%	1,07%
9	1,35%	0,80%	34	1,27%	1,14%
10	0,80%	0,60%	35	0,48%	0,25%
11	0,46%	1,93%	36	2,29%	0,38%
12	1,64%	0,08%	37	1,21%	1,97%
13	1,92%	2,08%	38	0,81%	0,20%
14	1,75%	2,54%	39	1,69%	3,53%
15	2,16%	0,10%	40	0,22%	0,09%
16	3,27%	0,55%	41	0,52%	1,20%
17	2,59%	1,56%	42	0,79%	0,02%
18	1,27%	2,54%	43	0,11%	0,41%
19	1,29%	1,40%	44	0,73%	0,27%
20	2,09%	0,61%	45	1,32%	0,75%
21	1,02%	0,34%	46	0,77%	1,23%
22	1,02%	0,05%	47	0,87%	1,67%
23	1,20%	0,94%	48	0,36%	1,38%
24	1,13%	0,13%	49	0,47%	1,37%
25	3,79%	0,30%	50	2,26%	0,95%

Zdroj: Onkologické oddělení Nemocnice České Budějovice, a. s.