

UNIVERZITA PARDUBICE  
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2020

Jaroslav Vágner

Univerzita Pardubice  
Fakulta zdravotnických studií

Současné a moderní dozimetrické metody ve zdravotnictví

Jaroslav Vágner

2020

Bakalářská práce

Univerzita Pardubice  
Fakulta zdravotnických studií  
Akademický rok: 2018/2019

## ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE (projektu, uměleckého díla, uměleckého výkonu)

Jméno a příjmení: Jaroslav Vágnér  
Osobní číslo: Z17420  
Studijní program: B5345 Specializace ve zdravotnictví  
Studijní obor: Radiologický asistent  
Téma práce: Současné a moderní dozimetrické metody ve zdravotnictví  
Zadávací katedra: Katedra klinických oborů

### Zásady pro vypracování

1. Studium literatury, sběr informací a popis současného stavu řešené problematiky.
2. Stanovení cílů a metodiky práce.
3. Příprava a realizace výzkumného šetření dle stanovené metodiky.
4. Analýza a interpretace získaných dat.
5. Zhodnocení výsledků práce.

Rozsah pracovní zprávy: **35 stran**  
Rozsah grafických prací: **dle doporučení vedoucího**  
Forma zpracování bakalářské práce: **tištěná/elektronická**

**Seznam doporučené literatury:**

ČESKO. (2016) Zákon č. 263/2016 Sb., Atomový zákon. In: *Sbírka zákonů České republiky*. Částka 102, str. 128. ISSN 1211-1244.  
DESROSIERS, Marc, Lary DEWERD, James DEYE, et al. (2013) *The Importance of Dosimetry Standardization in Radiobiology*. *Journal of Research of the National Institute of Standards and Technology*, 118. DOI: 10.6028/jres.118.021  
ICRP Publication 103 (2007) *Doporučení Mezinárodní komise radiologické ochrany*, Ann. ICRP 37 (2-4).  
HUIZING, Daphne Merel Valerie, Berinda Jantina DE WIT-VAN DER VEEN, Marcel VERHEIJ a Marcellus Petrus Maria STOKKEL (2018) *Dosimetry methods and clinical applications in peptide receptor radionuclide therapy for neuroendocrine tumours: a literature review*. *EJNMMI Research*, 8(1). DOI: 10.1186/s13550-018-0443-z.  
PODZIMEK, František. (2015) *Radiologická fyzika: fyzika ionizujícího záření*. Praha: České vysoké učení technické, 336 stran. ISBN 978-80-01-05319-5.

Vedoucí bakalářské práce: **Mgr. Anna Lierová, Ph.D.**  
Katedra klinických oborů

Školitel specialista bakalářské práce: **Mgr. Lenka Andrejsová, Ph.D.**  
Fakulta vojenského zdravotnictví – Katedra radiobiologie

Datum zadání bakalářské práce: **1. prosince 2018**  
Termín odevzdání bakalářské práce: **29. dubna 2021**

**doc. Ing. Jana Holá, Ph.D. v.r.**  
děkanka

L.S.

**Mgr. Jan Pospíchal, Ph.D. v.r.**  
vedoucí katedry

V Pardubicích dne 8. března 2021

## PROHLÁŠENÍ AUTORA

Prohlašuji:

Práci s názvem Současné a moderní dozimetrické metody, jsem vypracoval samostatně. Veškeré literární prameny a informace, které jsem v práci využil, jsou uvedeny v seznamu použité literatury.

Byl jsem seznámen s tím, že se na moji práci vztahují práva a povinnosti vyplývající ze zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, zejména se skutečností, že Univerzita Pardubice má právo na uzavření licenční smlouvy o užití této práce jako školního díla podle § 60 odst. 1 autorského zákona, a s tím, že pokud dojde k užití této práce mnou nebo bude poskytnuta licence o užití jinému subjektu, je Univerzita Pardubice oprávněna ode mne požadovat přiměřený příspěvek na úhradu nákladů, které na vytvoření díla vynaložila, a to podle okolností až do jejich skutečné výše.

Beru na vědomí, že v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb., o vysokých školách a o změně a doplnění dalších zákonů (zákon o vysokých školách), ve znění pozdějších předpisů, a směrnicí Univerzity Pardubice č. 7/2019 Pravidla pro odevzdávání, zveřejňování a formální úpravu závěrečných prací, ve znění pozdějších dodatků, bude práce zveřejněna prostřednictvím Digitální knihovny Univerzity Pardubice.

V Pardubicích dne 29.4.2021

Jaroslav Vágner v.r.

## **PODĚKOVÁNÍ**

Tímto bych rád poděkoval svým vedoucím bakalářské práce paní Mgr. Anně Lierové, Ph.D. a paní Mgr. Lence Andrejsové, Ph.D. za odborné vedení a cenné rady v průběhu psaní bakalářské práce. Dále bych rád poděkoval své rodině a přítelkyni za trpělivost a materiální podporu v průběhu celého studia.

## **ANOTACE**

Tato bakalářská práce je zaměřena na popis aktuálních možností dozimetrie a jejich využití ve zdravotnictví. Práce má teoretickou a praktickou část. V teoretické části jsou shrnuty poznatky týkající se moderních dozimetrických metod. Cílem praktické části bylo zmapovat dozimetrické přístroje používané v dozimetrii ve vybraných pěti nemocnicích v České republice.

## **KLÍČOVÁ SLOVA**

Dozimetrie, ionizující záření, zdravotnictví, nové dozimetrické možnosti, radiační ochrana.

## **CURRENT AND MODERN DOSIMETRIC METHODS IN HEALTHCARE.**

### **ANNOTATION**

This bachelor thesis is focused on the description of current possibilities of dosimetry and their use in healthcare. The thesis has a theoretical and a practical part. The theoretical part summarizes the theory of modern dosimetric methods. The aim of the practical part was to map the dosimetric devices used in five chosen hospitals in the Czech Republic.

### **KEYWORDS**

Dosimetry, ionizing radiation, healthcare, new dosimetric options, radiation protection.

# OBSAH

Úvod .....	14
Cíl práce.....	15
<b>1 DOZIMETRIE .....</b>	<b>16</b>
1.1 Historický vývoj dozimetrie.....	17
1.2 Současné dozimetrické veličiny radiační ochrany .....	18
1.3 Základní metody a principy fyzikální dozimetrie .....	22
1.3.1 Fotochemické detektory .....	22
1.3.2 Ionizační plynová komora .....	23
1.3.3 Scintilační dozimetry .....	23
1.3.4 Termoluminiscenční dozimetry .....	24
1.3.5 Opticky stimulovaná luminiscence .....	24
1.3.6 Polovodičové, diodové detektory .....	24
1.3.7 Magnetické detektory .....	25
1.4 Metoda Monte Carlo .....	27
<b>2 DOZIMETRIE VE ZDRAVOTNICTVÍ .....</b>	<b>28</b>
2.1 Legislativa a základní termíny radiační ochrany ve zdravotnictví.....	28
2.2 Externí dozimetrie .....	29
2.2.1 Skiagrafické a skiaskopické vyšetření .....	30
2.2.2 Intervenční kardiologie .....	30
2.2.3 Výpočetní tomografie .....	31
2.2.4 Mamografie.....	31
2.2.5 Radioterapie .....	31
2.3 Interní dozimetrie .....	32
2.3.1 Nukleární medicína .....	32
2.3.2 Pozitronová emisní tomografie .....	33
2.4 Dozimetrie prostředí.....	33



<b>3</b>	<b>MODERNÍ METODY DOZIMETRIE VE ZDRAVOTNICTVÍ .....</b>	<b>34</b>
3.1	Radiografický a radiochromický film .....	34
3.2	Diamantový dozimetr .....	35
3.3	Dozimetr křemíkové diody .....	36
3.4	Fotonové detektory.....	36
3.4.1	Fotodiody a LED diody .....	36
3.4.2	Polovodičové tranzistory s kovovým oxidem.....	37
3.4.3	Fotovoltaické solární články .....	37
3.4.4	Polovodiče s nábojovými oxidy kovů a zařízení pro nabíjení párů.....	38
3.5	Gelové dozimetry .....	39
3.6	Metoda dávkových jader .....	41
<b>4</b>	<b>PRAKTICKÁ ČÁST .....</b>	<b>42</b>
4.1	Metodika výzkumu.....	42
4.2	Výzkumné otázky.....	42
4.3	Popis sběru dat .....	42
<b>5</b>	<b>Prezentace výsledků výzkumu .....</b>	<b>44</b>
5.1	Zastoupení počtu dozimetrů v nemocnicích .....	44
5.1.1	Nemocnice A .....	45
5.1.2	Nemocnice B.....	46
5.1.3	Nemocnice C.....	46
5.1.4	Nemocnice D .....	47
5.1.5	Nemocnice E.....	48
5.2	Specifikace dozimetru OSL model In Light Model 2.....	49
5.3	Specifikace osobního dozimetru TLD 100 .....	51
5.4	Specifikace systému elektronické osobní dozimetrie .....	52
5.5	Specifikace digitálního měřícího přístroje FH 40 G .....	54
5.6	Specifikace radiačního monitorovacího systému prostředí se sondami AGM-02.....	55

5.7	Specifikace přenosného monitoru LB 124 SCINT-D .....	56
5.8	Specifikace monitoru PAM-100D.....	57
5.9	Specifikace monitoru HF-350 .....	58
<b>6</b>	<b>DISKUZE .....</b>	<b>60</b>
<b>7</b>	<b>Závěr .....</b>	<b>63</b>
<b>8</b>	<b>Použitá literatura .....</b>	<b>64</b>
<b>9</b>	<b>Přílohy.....</b>	<b>74</b>

## SEZNAM OBRÁZKŮ A TABULEK

<b>Obrázek 1</b> – Chromoradiometr.....	<b>18</b>
<b>Obrázek 2</b> – Shrnutí vztahů mezi způsoby kvantifikace ionizujícího záření.....	<b>21</b>
<b>Obrázek 3</b> – Vyjádření celkového ozáření a jeho příspěvku.....	<b>21</b>
<b>Obrázek 4</b> – Schéma ionizační komory.....	<b>23</b>
<b>Obrázek 5</b> – Scintilační detektor.....	<b>24</b>
<b>Obrázek 6</b> – Schéma planárního a koaxiálního polovodičového detektoru.....	<b>25</b>
<b>Obrázek 7</b> – Schéma magnetického spektrometru.....	<b>25</b>
<b>Obrázek 8</b> – Ukázka krystalizace radiochromatického filmu.....	<b>35</b>
<b>Obrázek 9</b> – Schéma zapojení MOSFETu při radioterapii.....	<b>37</b>
<b>Obrázek 10</b> – Gelová dozimetrie.....	<b>40</b>
<b>Obrázek 11</b> – Vypočtená plánovaná dávka a vypočtená absorbovaná dávka při radioterapii.....	<b>41</b>
<b>Obrázek 12</b> – Grafické zobrazení počtu dozimetrů ve všech nemocnicích.....	<b>44</b>
<b>Obrázek 13</b> – Grafické znázornění počtu dozimetrů na určitých odděleních nemocnice A. ....	<b>45</b>
<b>Obrázek 14</b> – Grafické znázornění jednotlivých dozimetrických přístrojů na oddělení RDG v nemocnici A.....	<b>46</b>
<b>Obrázek 15</b> – Grafické znázornění počtu dozimetrů na určitých odděleních nemocnice C. ....	<b>47</b>
<b>Obrázek 16</b> – Grafické znázornění počtu dozimetrů na určitých odděleních nemocnice D. ....	<b>47</b>
<b>Obrázek 17</b> – Grafické znázornění počtu dozimetrů na určitých odděleních nemocnice E.....	<b>48</b>
<b>Obrázek 18</b> – Používaný OSL dozimetr In Light Model 2 v nemocnicích A, B, C, D, E. ....	<b>49</b>
<b>Obrázek 19</b> – Používaný dozimetr TLD 100 v nemocnicích A, C, E.....	<b>51</b>
<b>Obrázek 20</b> – Systém elektronické osobní dozimetrie v nemocnic A.....	<b>53</b>
<b>Obrázek 21</b> – Používaný víceúčelový digitální měřicí přístroj FH 40 G v nemocnici C.....	<b>54</b>
<b>Obrázek 22</b> – Používaný radiační monitorovací systém prostředí se sondami AGM-02 v nemocnici A.....	<b>55</b>
<b>Obrázek 23</b> – Používaný monitor LB 124 SCINT-D v nemocnici A.....	<b>56</b>
<b>Obrázek 24</b> – Používaný monitor PAM-100D v nemocnici A.....	<b>57</b>
<b>Obrázek 25</b> – Používaný monitor HF-350 v nemocnici A.....	<b>58</b>

## SEZNAM TABULEK

<b>Tabulka 1</b> – Hodnoty radiačního váhového faktoru. ....	<b>19</b>
<b>Tabulka 2</b> – Hodnoty tkáňového váhového faktoru stanovené v různých letech. ....	<b>20</b>
<b>Tabulka 3</b> – Hlavní výhody a nevýhody čtyř běžně používaných dozimetrických přístrojů. .	<b>26</b>
<b>Tabulka 4</b> – Srovnání radiografického a radiochromického filmu. ....	<b>35</b>
<b>Tabulka 5</b> – Porovnání zařízení na základě vybraných dozimetrických parametrů. ....	<b>38</b>
<b>Tabulka 6</b> – Seznam zkratk oddělení a jejich celý název. ....	<b>43</b>
<b>Tabulka 7</b> – Technické parametry dozimetru OSL In Light Model 2. ....	<b>50</b>
<b>Tabulka 8</b> – Technické parametry dozimetru TLD 100. ....	<b>51</b>
<b>Tabulka 9</b> – Technické parametry dozimetru DMC 3000. ....	<b>53</b>
<b>Tabulka 10</b> – Technické parametry přístroje FH 40 G. ....	<b>54</b>
<b>Tabulka 11</b> – Technické parametry monitorovací sondy AGM-02. ....	<b>55</b>
<b>Tabulka 12</b> – Technické parametry monitoru LB 124 SCINT-D. ....	<b>56</b>
<b>Tabulka 13</b> – Technické parametry monitoru PAM-100D. ....	<b>57</b>
<b>Tabulka 14</b> – Technické parametry monitoru HF-350. ....	<b>59</b>
<b>Tabulka 15</b> – Záznamový arch dozimetrů. ....	<b>75</b>

## SEZNAM ZKRATEK A ZNAČEK

2D	Dvojměrný [two-dimensional]
3D	Trojměrný [three-dimensional]
A	Aktivita
CCD	Zařízení pro nabíjení párů [Charged Coupled Device]
CLI	Čerenkovovo luminiscenční zobrazování [Cherenkov Luminiscence Imaging]
CMOS	Polovodiče s nábojovými oxidy kovů [Complementary Metal-Oxide-Semiconductor]
CT	Výpočetní tomografie [Computed Tomography]
D	Absorbovaná dávka
FGD	Železný gelový dozimetr [Ferrous Gel Dosimeter]
H <sub>E</sub>	Efektivní dávka
H <sub>P</sub>	Osobní dávkový ekvivalent
H <sub>T</sub>	Ekvivalentní dávka
ICRP	Mezinárodní komise radiologické ochrany [International Commission on Radiological Protection]
IZ	Ionizující záření
LED	Elektroluminiscenční dioda [Light-Emitting Diode]
MAGAT	Dozimetry z methakrylu [Methacrylic Acid, Gelatin, Tetrakis]
MC	Monte Carlo
MIRD	Lékařská vnitřní radiační dávka [Medical Internal Radiation Dose]
MOSFET	Polovodičový tranzistor s kovovým oxidem [Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor]
MR	Magnetická rezonance

nPGD	Normoxický polymerový gelový dozimetr
OSL	Opticky stimulovaná luminiscence
PAGAT	Polyakrylamid gélový dozimetr
PET	Pozitronová emisní tomografie
PGD	Polymerový gelový dozimetr
RGD	Radiochromický gelový dozimetr
RTG	Rentgenové záření
SPD	Pevný plastový dozimetr [Solid Plastic Dosimeter]
SPECT	Jednofotonová emisní výpočetní tomografie [Single-Photon Emission Computed Tomography]
TL	Termoluminiscence
TLD	Termoluminiscenční dozimetry
$w_R$	Radiační váhový faktor
$w_T$	Tkáňový váhový faktor

# ÚVOD

Cílem dozimetrických metod je detekce a měření dávek ionizujícího záření (IZ). Ačkoliv je IZ v rámci zemské biosféry běžnou součástí přirozeného pozadí, pro své fyzikální vlastnosti je uměle využíváno v různých průmyslových odvětvích (energetika, defektoskopie, aj.) a díky svým účinkům nachází stále významnější uplatnění ve zdravotnictví v rámci diagnostických i terapeutických postupů. Ve všech těchto oblastech je nutné detekovat IZ a dodržovat principy radiační ochrany dané platnou legislativou, a to jak z hlediska zajištění radiační bezpečnosti personálu manipulujícího se zdroji IZ, tak ze strany pacientů, kterým je monitorována dávka IZ distribuována v organismu.

V souladu s novými vědeckými poznatky jsou průběžně vyvíjeny nové metody dozimetrie, jejichž cílem je zohledňovat nová rizika ozáření (např. zvýšení přirozeného pozadí v důsledku radiačních havárií jaderných elektráren nebo nové typy terapeutických paprsků) a dále plnit požadavky na zajištění radiační ochrany kladené novou legislativou. Současné metody dozimetrie umožňují určit absorbovanou dávku nejen v daný moment distribuce IZ, ale také retrospektivně na základě fyzikálních či biologických změn vzniklých v důsledku ozáření. Původní metody dozimetrie vycházely z detekce a sledování primárních účinků IZ, jako jsou ionizace v plynné či pevné fázi nebo excitace v pevné a kapalně fázi. Metody moderní dozimetrie vychází z nejnovějších dostupných technologií a vědeckých poznatků, mezi které patří například využití nanomateriálů, dronů či znalost molekulárních změn v organismu v důsledku ozáření. V oblasti radiační terapie se zavádějí nové 3D dozimetrické techniky, aby bylo možné přesně určit distribuci dávek, které jsou distribuovány do pacienta.

Tato bakalářská práce se dělí na teoretickou a praktickou část. Teoretická část shrnuje informace týkající se dozimetrických metod a veličin využívaných v současnosti zejména v oblasti radiační ochrany a dále moderní vědecké poznatky a nové dozimetrické přístupy v oblasti zdravotnictví. Cílem praktické části bylo zmapovat dozimetrické přístroje používané k dozimetrii v námi vybraných pěti nemocnicích v České republice.

## **CÍL PRÁCE**

V této práci jsou stanovené tři cíle. Prvním cílem je vypracovat přehled principů zavedených a v současnosti standardně využívaných dozimetrických metod. Druhým cílem je představit moderní dozimetrické přístupy v oblasti zdravotnictví. A posledním třetím cílem je vypracovat soupis metod dozimetrie využívaných ve vybraných pěti nemocnicích v České republice.



# 1 DOZIMETRIE

Dozimetrie se zabývá procesem vzniku, přenosu a interakce ionizujícího záření (IZ) s látkou. Charakterizuje veličiny, které jsou s těmito procesy spojené, a určuje metody jejich měření. IZ je možno rozdělit podle charakteru ionizačního procesu na přímo a nepřímo ionizující. Jev, kdy nabité částice (protony, pozitrony, částice alfa a částice beta) generují dostatečnou kinetickou energii k tomu, aby byla vyvolána ionizace látky, nazýváme přímá ionizace. Nenabitě částice (fotony, neutrony) prostředí primárně neionizují. Ovšem při jejich interakci s prostředím jsou uvolněny sekundární, přímo ionizující nabitě částice. Těmito sekundárními částicemi je způsobena ionizace prostředí (Podzimek, 2015). Dozimetrické metody jsou využívány ve všech odvětvích, kde dochází k nakládání s přirozenými či umělými zdroji IZ. Příkladem může být jaderný průmysl, uranový průmysl, defektoskopické metody či karotážní práce. Významné využití našly zdroje IZ ve zdravotnictví, kde jsou aplikovány zejména v radiodiagnostice, radioterapii nebo na pracovištích nukleární medicíny (Petrov, 2001).

Na pracovištích je monitorování IZ řešeno pomocí dozimetrů, ať už to jsou osobní dozimetry či přístroje pro monitorování prostředí. Toto odvětví nazýváme externí dozimetrie. Interní dozimetrie řeší aplikaci radiofarmaka pacientovi. Aplikace radiofarmaka mohou být perorální, intravenózní, intraarteriální či přímo aplikace do tumoru (Solný, 2017).

Správná distribuce dávky pacientovi se v radiologii stává stále vyšší prioritou. Z důvodu navýšení počtu různých typů zobrazovacích vyšetření, širokému uplatnění metody výpočetní tomografie a zavádění složitějších intervenčních postupů se neustále zvyšuje radiační zátěž současných pacientů. Z tohoto důvodu byly zavedeny principy optimalizace radiační ochrany, zdůvodnění činnosti a limity dávek. Dávky pacientů jsou porovnávány se stanovenými diagnostickými referenčními mezemi, aby nedocházelo k překročení dávky distribuované pacientovi (Martin, 2011).

Dozimetrem může být i lidské tělo. Biodozimetrie se stala rychle se rozvíjejícím oborem radiobiologie. Tento obor se zabývá retrospektivním odhadem absorbované dávky IZ pomocí kvantifikace postradiačních změn v organismu, jimiž jsou například chromozomové aberace v lymfocytech periferní krve, které generuje IZ. Hodnotí se úroveň změn v celku, buňce či molekule organismu. Jsou diagnostikovány různé biologické parametry, které jsou používány pro rekonstrukci absorbované dávky, např. změna krevního obrazu, výskyt chromozomových aberací nebo mikrojader v lymfocytech. Tyto metody musí být kalibrovány, aby mohly být použity v klinické praxi. Dnes se dbá na vývoj výzkumu nových ukazatelů IZ a vývoji

výkonných, rychlých, spolehlivých a snadno použitelných metod, které se mohou použít i v případě potřeby diagnostiky velkého počtu ozářených osob najednou nebo v tzv. polních podmínkách pro účely Armády České republiky (Pejchal, 2010).

### 1.1 Historický vývoj dozimetrie

Vzhledem ke skutečnosti, že IZ má závažné účinky na biologické struktury, je významným úkolem dozimetrie monitorování a detekce IZ s cílem zajistit radiační ochranu obyvatelstva před negativním působením IZ. Veličiny využívané v radiační ochraně zohledňují kromě fyzikálních vlastností také biologický dopad záření. Od doby objevu rentgenových paprsků a radioaktivity byla zavedena řada typů fyzikálních veličin ke kvantifikaci ozáření. Vybrané z nich budou následně blíže popsány.

V roce 1895 francouzský fyzik Henri Becquerel zkoumal vztah mezi rentgenovým (RTG) zářením a přirozenou fosforescencí pomocí uranových solí. Při pokusech uranové soli a fotografickou deskou zjistil, že na fotografické desce vzniká chemická reakce bez přítomnosti světelného ozáření a že uranové soli tedy generují záření jiného charakteru než světelného. Tento experiment vedl k popsání přirozené radioaktivity. Své výsledky publikoval roku 1896 na setkání Francouzské akademie věda tento rok tedy považujeme za objev přirozené radioaktivity (Rydvani, 2017).

Dále se zabývali radioaktivitou francouzští fyzikové Marie Curie-Sklodovská a Pierre Curie, kteří studovali rozpad uranové rudy. Na jejich počest byla roku 1910 definovaná jednotka Curie ( $1 \text{ Ci} = 3,7 \cdot 10^{10} \text{ Bq}$ ). Tato jednotka byla definována na základě aktivity 1 gramu izotopu radia  $^{226}\text{Ra}$ . Dnes je nahrazena jednotkou Becquerel, která je uvedena v soustavě SI (Lorenz, 1930).

Prvním krokem k možnosti měření množství a kvantifikaci rentgenových paprsků pro terapeutické účely byla konstrukce prvního dozimetru – chromoradiometru, kterou učinil rakouský lékař Guildo Holzknacht v roce 1902. Chromoradiometr (obrázek 1) fungoval na principu využití odbarvujícího efektu paprsků na kondenzované směsi chloridu draselného a uhličitanu sodného. To bylo následováno tabletami Sabouraud-Noira, které svým složením z kyanidu barnatého a platinového pod vlivem rentgenových paprsků měnily barvu. Tento experiment se stal podkladem ke vzniku ostatních dozimetrických metod. Problémem ovšem bylo přenést tyto různé subjektivní metody do vzájemné korelace. Tento problém rostl s rostoucí potřebou využití rentgenových paprsků pro terapeutické účely (Lorenz, 1930).



Obrázek 1 – Chromoradiometr (Regato, 1977).

V roce 1908 nastal první pokus o definování jednotek pro kvantifikování IZ. Paul Ulrich Villard navrhl pro terapeutické účely využívat ionizujícího účinku rentgenového záření a zároveň ho i kvantifikovat. Jeho jednotka vyjadřovala množství záření, které se uvolní v  $1 \text{ cm}^3$  vzduchu za normálních podmínek jedné elektrostatické jednotky. Tato definice se nesečkala s úspěchem. Byla téměř zapomenuta (Lorenz, 1930).

Další jednotka byla definována ve Francii v roce 1921 Dr. Iserem Solomonem. Solomon popsal svou jednotku rentgen (R) a definoval ji jako intenzitu rentgenového záření a gama záření produkujícího stejnou ionizaci za sekundu jako 1 gram radia umístěného 2 centimetry od ionizační komory a filtrovaného 0,5 milimetry platiny. Následně, v roce 1928 na Mezinárodním radiologickém kongresu ve Stockholmu byla ustanovená, již dnes nepoužívaná, jednotka expozice R (Mould, 2016).

V roce 1953 Mezinárodní komise pro radiační jednotky a měření definoval jednotky rad, což se rovná aktuální jednotce  $0,01 \text{ Gy}$  a rem (röntgen equivalent in man) se rovná aktuální jednotce  $0,01 \text{ Sv}$ . Dnes jsou jednotky rad a rem nahrazeny jednotkami Gy a Sv (Jennings, 2007, Menzel, 2018).

## 1.2 Současné dozimetrické veličiny radiační ochrany

Současná jednotka k popisu zdroje IZ je aktivita  $A$ , která je definovaná v jednotkách Becquerel (Bq). V roce 1975 Generální konference pro míry a váhy definovala tuto jednotku, daného množství radionuklidového zdroje IZ. Aktivita je definována jako počet radioaktivních přeměn, ke kterým dochází v daném množství radionuklidu v časovém intervalu. Hlavní fyzikální veličinou dávky, která slouží k popisu příjemce IZ, je absorbovaná dávka  $D$ . Tato veličina je definována pro všechny typy ionizujícího záření. Absorbovaná dávka se rovná podílu střední energie ionizujícího záření a hmotnosti látky. Jednotkou absorbované dávky je Gray (Gy),

tj. vyjádřená v základních SI jednotkách jako  $\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}$ . Tato jednotka byla definována v roce 1980 (ICRP 103, 2007, Mould, 2016).

Jednotlivé hodnoty jsou v průběhu času postupně aktualizovány na základě nových radiologických a vědeckých poznatků. Aktuální definice je zohledněna v doporučení Mezinárodní komise pro radiační ochranu (ICRP) v dokumentu č. 103 vydaném v roce 2007. Tento dokument nahradil předešlé doporučení č. 60 z roku 1990 (ICRP 60, 1990). Doporučení vydaná ICPR organizací jsou následně zohledněna i na úrovni jednotlivých států a v České republice byly zakomponované do nového Atomového zákona č. 236 (Atomový zákon, 2016). K vyjádření míry účinku IZ bez ohledu na to, o jaký typ tkáně se jedná, slouží radiační váhový faktor, který je definován pro jednotlivé druhy záření, viz tabulka 1. Radiační váhový faktor je bezrozměrné číslo. Se zvyšující se hodnotou lineárního přenosu energie ve vodě roste hodnota  $w_R$  (ICRP 103, 2007).

**Tabulka 1** – Hodnoty radiačního váhového faktoru (ICRP 103, 2007).

<b>Hodnoty radiačního váhového faktoru <math>w_R</math></b>		
<b>Druh ionizujícího záření</b>	<b>Energie záření</b>	<b><math>w_R</math></b>
<b>Fotony</b>	Jakákoliv energie	1
<b>Elektrony a miony</b>	Jakákoliv energie	1
<b>Neutrony</b>	$E < 10 \text{ keV}$	5
<b>Neutrony</b>	$10 \text{ keV} < E < 100 \text{ keV}$	10
<b>Neutrony</b>	$100 \text{ keV} < E < 2 \text{ MeV}$	20
<b>Neutrony</b>	$2 \text{ MeV} < E < 20 \text{ MeV}$	10
<b>Neutrony</b>	$20 \text{ MeV} < E$	5
<b>Protony</b>	$2 \text{ MeV} < E$	5
<b>Alfa částice a těžká jádra</b>	Jakákoliv energie	20

Tkáňový váhový faktor je bezrozměrná veličina, která udává pravděpodobnost výskytu stochastických událostí v jednotlivých orgánech a zohledňuje tak míru radiosenzitivity jednotlivých tkání vůči IZ. Hodnoty tkáňových váhových faktorů  $w_T$  byly stanoveny experimentálně a jsou uvedeny v tabulce 2 (ICRP 103, 2007, Podzimek, 2015).

**Tabulka 2** – Hodnoty tkáňového váhového faktoru stanovené v různých letech (ICRP 26, 1977; ICRP 60, 1990; ICRP 103, 2007).

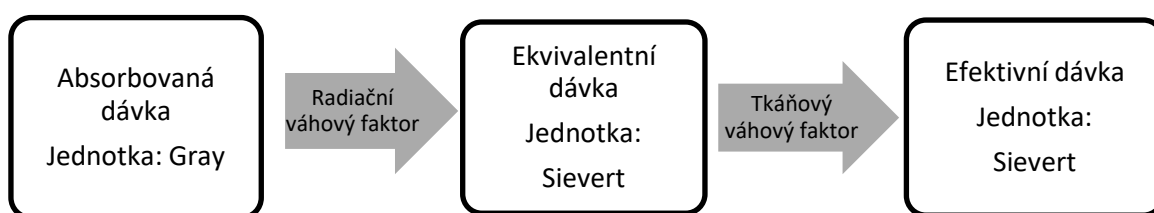
<b>Tkáň nebo orgán</b>	<b>ICRP 26</b> <b>Tkáňový váhový</b> <b>faktor <math>w_T</math></b>	<b>ICRP 60</b> <b>Tkáňový váhový</b> <b>faktor <math>w_T</math></b>	<b>ICRP 103</b> <b>Tkáňový váhový</b> <b>faktor <math>w_T</math></b>
<b>Gonády</b>	0,25	0,20	0,08
<b>Červená kostní dřeň</b>	0,12	0,12	0,12
<b>Tlusté střevo</b>	-	0,12	0,12
<b>Plíce</b>	0,12	0,12	0,12
<b>Žaludek</b>	-	0,12	0,12
<b>Močový měchýř</b>	-	0,05	0,04
<b>Mléčná žláza</b>	0,15	0,05	0,12
<b>Játra</b>	-	0,05	0,04
<b>Jícen</b>	-	0,05	0,04
<b>Štítná žláza</b>	0,03	0,05	0,04
<b>Mozek</b>	-	-	0,01
<b>Slinné žlázy</b>	-	-	0,01
<b>Kůže</b>	-	0,01	0,01
<b>Povrchy kostí</b>	0,03	0,01	0,01
<b>Ostatní orgány a tkáně</b>	0,30	0,05	0,12
<b>Suma</b>	1,00	1,00	1,00

Ekvivalentní dávka  $H_T$  (obrázek 3) udává informaci o dávce absorbované v orgánu nebo tkáni a zároveň zohledňuje biologickou účinnost daného typu záření.  $H_T$  se rovná sumě součinu  $w_R$  (radiační váhový faktor) a  $D_{TR}$ , což je střední absorbovaná dávka v orgánu nebo tkáni (T) pro ionizující záření (R). Jednotka ekvivalentní dávky je Sievert (Sv), tj. ( $J \cdot kg^{-1}$ ). Tato jednotka byla definována roku 1980 (ICRP 103, 2007, Mould, 2016, Martin, 2018).

Efektivní dávka  $H_E$  (obrázek 2) je veličina, která podává souhrnnou informaci o absorbované dávce záření, typu záření a radiosenzitivitě ozářené tkáně. Je dána sumou součinu tkáňového váhového faktoru  $w_T$  a ekvivalentní dávky  $H_T$ . Jednotkou efektivní dávky je Sievert (Sv), tj. ( $J \cdot kg^{-1}$ ) (Podzimek, 2015, Martin, 2018).

K hodnocení individuálního rizika pro muže a ženy je efektivní dávka zohledňující pohlaví  $H_E$  spočtena sumou součinu ekvivalentních dávek stanovených pro orgány a tkáně  $T$  a referenčního muže  $H^M_T$  a referenční ženy  $H^F_T$ . Efektivní dávka za účelem ochrany je definována střední dávkou orgánů a tkání lidského těla (ICRP 103, 2007).

Osobní dávkový ekvivalent  $H_P$  je dávkový ekvivalent v daném bodě pod povrchem těla v hloubce tkáně  $d$ . V radiační ochraně jsou stanovovány osobní dávkové ekvivalenty v hloubce 0,03 mm, 0,07 mm a 10 mm, ve kterých jsou stanoveny odvozené limity ozáření. Jednotkou osobního dávkového ekvivalentu  $H_P$  je Sievert (Sv), tj. ( $J \cdot kg^{-1}$ ) (ICRP 103, 2007).



**Obrázek 2** – Shrnutí vztahů mezi způsoby kvantifikace ionizujícího záření (převzato a upraveno z ICRP 103, 2007).



**Obrázek 3** – Vyjádření celkového ozáření a jeho příspěvku (převzato a upraveno z ICRP 103, 2007).

Kerma je veličina popisující interakci nenabitých částic s látkou. Dochází k předání energie z nenabitých částic na nabité. Definice kermy je podíl součtu počátečních kinetických energií všech nabitých částic uvolněných nenabitými v malém objemu látky  $V$  o hmotnosti  $m$ . Jednotkou je Gray (Gy). Tato veličina byla definována v roce 1962 (Mould, 2016).

### 1.3 Základní metody a principy fyzikální dozimetrie

Obecně dělíme dozimetry podle časového průběhu detekce na kontinuální a kumulativní. Kromě základní detekce intenzity IZ (detektory), mohou některé typy dozimetrů také určit konkrétní radionuklid daného zdroje IZ (spektrometry) (Podzimek, 2015).

**Kontinuální detektory** měří intenzitu IZ průběžně v čase. Není-li detektor ozařován, výstupní signál klesne na nulu či na hodnotu přirozeného pozadí. Do této skupiny patří elektronické detektory založené na principu ionizační plynové komory. Jejich výhodou je okamžité poskytnutí hodnoty expozice. Nevýhodou je skutečnost, že detektor musí být napájen zdrojem energie, a ne vždy má paměť pro udržení hodnoty expozice (Šinkorová, 2014).

**Kumulativní detektory** postupně zaznamenávají nárůst odezvy v čase expozice. Často jsou využívány jako osobní dozimetry v rámci zajištění radiační ochrany na pracovišti. Hodnota expozice je uchovávána v detektoru a bývá vyhodnocena později. Mezi běžně používané typy patří detektory založené na fotochemickém účinku IZ (např. RTG filmy, či jaderné emulze) či na principu měření fyzikálních změn materiálu, který energii přijímá. Do této skupiny řadíme detektory opticky stimulované luminiscence či termoluminiscenční dozimetry. Výhodou těchto detektorů je nezávislost na energetickém zdroji. Nevýhodou je skutečnost, že nezaznamenávají aktuální hodnotu expozice v případě ozáření (Šinkorová, 2014).

**Spektrometry** zajišťují měření intenzity expozice a současně určují energii jednotlivých detekovaných kvant. Ta skládají do tzv. energetických spekter, která jsou pro každý radionuklid charakteristická. Využívány jsou k vyhledávání a určování neznámých zdrojů IZ. Do této skupiny řadíme scintilační, polovodičové či magnetické spektrometry (Šinkorová, 2014).

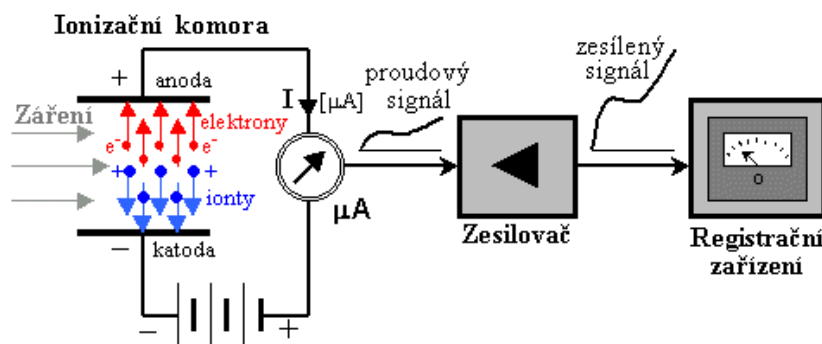
Zástupci obecných principů fyzikální dozimetrie jsou ionizační komora, scintilační detektory, polovodičové detektory, filmové dozimetry, termoluminiscenční dozimetry a elektronické dozimetry (Ainsbury, 2011). Jednotlivé typy budou dále popsány.

#### 1.3.1 Fotochemické detektory

Princip metody je založen na fotochemické reakci IZ se světlocitlivým materiálem (bromid stříbrný). Slabá iontová vazba mezi atomy AgBr je v důsledku IZ rozvolněna a stříbro je redukováno na neutrální atom černé barvy. Vzniká latentní obraz odpovídající místem a mírou zčernání expozici IZ (Heydenreich, 2019).

### 1.3.2 Ionizační plynová komora

Ionizační plynová komora je tvořena dvěma elektrodami, které jsou v prostředí inertního (nevodivého) plynu. Provozní napětí je voleno tak, aby ionizační komora fungovala v oblasti nasyceného proudu. Průnikem IZ do prostředí plynu dojde k expanzi elektronů z původně neutrálních atomů. Intenzita ionizujícího záření je přímo úměrná hodnotě vzniklého elektrického proudu. Primární ionizace se využívá při měření záření alfa a beta. Při měření záření gama se využívá sekundární ionizace vyvolané elektrony, které interagují s plynem a stěnami ionizační komory. Výhodou ionizující komory je, že detekuje i slabé IZ. Může pracovat v provozech s vysokou teplotou, což ostatní detektory nemohou. Speciálním typem ionizační plynové komory je Geiger-Müllerova trubice, která obsahuje inertní plyn, např. neon se směsí halogenů. V trubici je nižší tlak, než je atmosférický (Podzimek, 2015, Studnička, 2019).



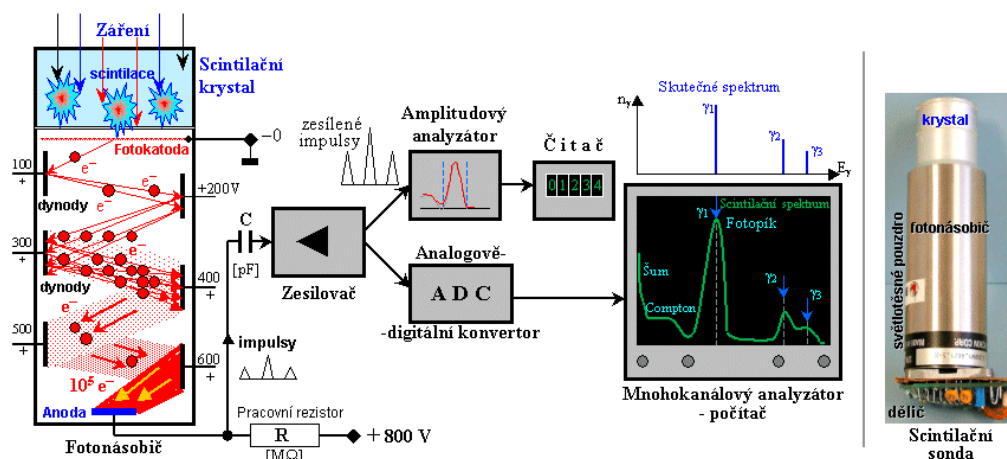
Obrázek 4 – Schéma ionizační komory (Ullmann, 2021).

### 1.3.3 Scintilační dozimetry

Scintilační detektory (obrázek 5) jsou založeny na principu excitace atomů a molekul prostředí, které způsobují scintilaci. Scintilace vzniká při vniknutí cizího prvku do krystalické mřížky iontového krystalu. Iontové krystaly jsou složeny ze sloučenin prvků NaI(Tl), ZnS(Cu), ZnS(Ag). Scintilace neboli světelný záblesk, který vznikl ve scintilátoru, dopadá na katodu fotonásobiče, kde vzniká fotoefekt, který excituje elektrony, jež jsou urychleny elektrickým polem a dopadnou na dynodu. Na povrchu dynody je materiál s vysokým koeficientem sekundární emise elektronů. To má za následek, že z dynody je excitováno cca  $10^6 - 10^9$  elektronů. Tímto vzniká napěťový impulz. Velikost napěťového impulzu je přímo úměrná předané energii v krystalu (Navrátil, 2019).

Scintilační detektory jsou děleny na organické a anorganické, pevné, kapalné a plynné. Nejvíce zastoupeným anorganickým scintilátorem je NaI(Tl). Nejčastějšími zástupci u organických scintilátorů jsou antracen a stilben (Navrátil, 2019).





Obrázek 5 – Scintilační detektor (Ullmann, 2021).

### 1.3.4 Termoluminiscenční dozimetry

Termoluminiscenční (TLD) metody využívají termoluminiscenčního krystalu. Účinkem IZ dochází v krystalu k absorpci části energie ve vlastní krystalové mřížce. Tu lze následně cíleně uvolnit ve formě viditelného světla prostým zahřátím krystalu. Intenzita viditelného světla je přímo úměrná intenzitě ionizujícího záření, které krystal absorboval. Mezi dva nejpoužívanější krystaly patří fluorid vápenatý (detekce gama IZ) a fluorid lithný (detekce gama a neutronů), které obsahují jednu či více nečistot (mangan či hořčík). Nečistoty slouží k vytvoření pastí pro zachycení elektronů z excitovaných atomů (Dieterich, 2016).

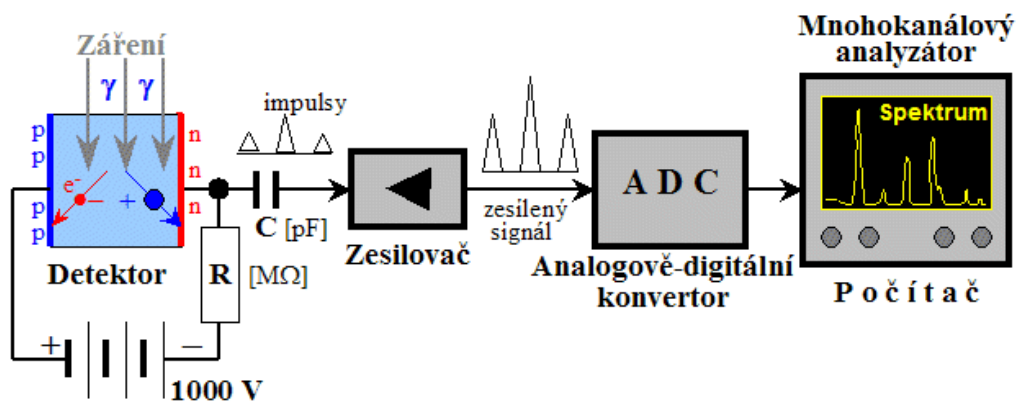
### 1.3.5 Opticky stimulovaná luminiscence

Metoda opticky stimulované luminiscence (OSL) využívá zachycení excitovaných elektronů mezi valenčním a vodivým pásmem v krystalické mřížce OSL krystalu. Tomuto napomáhá nedokonalost mřížky obsahující nečistoty. Ionizující záření vytváří páry elektron – defektní elektron (díra). Elektrony se nachází ve vodivém pásmu a díry ve valenčním pásmu. Pro vyhodnocení se využívá stimulace zeleným světlem z elektroluminiscenční (LED) diody. Elektrony excitují z pasti a přecházejí do vodivého pásma, čímž vzniká modré světlo. Intenzita modrého světla je přímo úměrná expozici IZ. OSL dozimetr lze opakovaně vyhodnocovat (West, 2015).

### 1.3.6 Polovodičové, diodové detektory

Polovodičové detektory (obrázek 6) využívají ionizačních účinků v pevných látkách. Používají se polovodičové krystaly, ve kterých dochází při ionizaci k formátování generací tvořených párem elektron – defektní elektron (díra). Primární elektrony mají velkou energii a mají za následek další nárazovou ionizaci prostředí. Vzniká uvolňování n-násobku elektronů do vodivostního pásu a vznik děr ve valenčním páse. Energie primární částice je přímo úměrná počtu

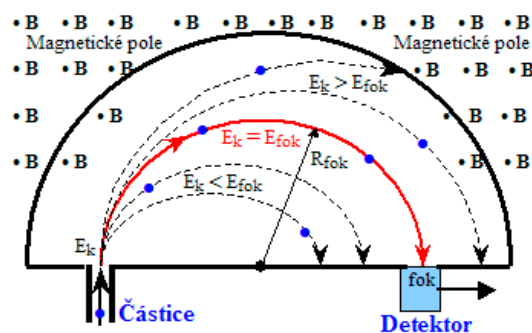
uvolněných nosičů náboje. Po připojení polovodiče na napětí vzniká elektrické pole a v obvodu vzniká proudový impuls. Energie dopadající částice IZ je přímo úměrná velikosti proudového impulsu. Velikost energie, která je zapotřebí k vytvoření jednoho páru, je desetina energie potřebné k vytvoření iontového páru v plynném prostředí. Energetické rozlišovací schopnosti polovodičových detektorů jsou lepší než v případě detektorů v plynné fázi (Parwaie, 2018).



Obrázek 6 – Schéma planárního a koaxiálního polovodičového detektoru (Ullmann, 2021).

### 1.3.7 Magnetické detektory

Magnetické spektrometry (obrázek 7) patří mezi nejdokonalejší přístroje měřící přesnou energii nabitých částic. Princip magnetického spektrometru je založen na silovém působení magnetického pole. Magnetický spektrometr je sestaven ze silného elektromagnetu, mezi jehož póly je homogenní magnetické pole. Do vakuové měřící komory vlétají nabité částice vstupní clonkou. Magnetické pole způsobuje vychýlení nabité částice, která dopadá na clonku detektoru. Při dopadu částice na clonku detektoru je zaznamenáván elektrický impuls. Každé hodnotě proudu odpovídá specifická kinetická energie nabitých částic. Proud se tedy zvyšuje od nuly do předem nastavené maximální hodnoty a tímto se zaznamenávají určité kinetické energie nabité částice. Tyto spektrometry disponují velmi dobrou rozlišovací schopností (O'Brien, 2017).



Obrázek 7 – Schéma magnetického spektrometru (Ullmann, 2021).

**Tabulka 3** – Hlavní výhody a nevýhody čtyř běžně používaných dozimetrických přístrojů (Izewska, 2012).

<b>Druh dozimetru</b>	<b>Výhody</b>	<b>Nevýhody</b>
<b>Ionizační komora</b>	<p>Přesnost</p> <p>Doporučeno pro kalibraci paprskem</p> <p>Okamžitý výsledek</p> <p>Podrobně popsány korelace s paprskem</p>	<p>Vyžadují se přípojovací kabely</p> <p>Vyžadováno vysoké napětí</p> <p>Potřeba korekce pro vysokoenergetické paprsky</p>
<b>Filmové dozimetry</b>	<p>2D prostorové rozlišení</p> <p>Tenké prostorové uspořádání dozimetru – nedochází k narušení paprsku záření</p>	<p>Temná komora a potřebné vybavení pro zpracování (minulost)</p> <p>Těžký proces pro kontrolu</p> <p>Variace mezi filmy a šaržemi</p> <p>Problémy energetické závislosti</p> <p>Nelze použít pro kalibraci paprsku</p>
<b>TLD dozimetry</b>	<p>Malá velikost: bodová dávka možného měření</p> <p>Dobrá detekce individuálních expozic</p> <p>K dispozici v různých formách</p> <p>Některé jsou přiměřené tkáňovému ekvivalentu</p>	<p>Signál po odečtu vymazán</p> <p>Ztrátovost výsledků</p> <p>Žádné okamžité odečty</p> <p>Přesnost výsledku vyžaduje pozornost</p> <p>Doba odečtu a náročná kalibrace</p> <p>Nedoporučuje se pro paprsek kalibrace</p>
<b>Diodové dozimetry</b>	<p>Malá velikost</p> <p>Vysoká senzitivita</p> <p>Okamžitý odečet</p> <p>Žádné externí přepětí</p> <p>Jednoduché vybavení</p>	<p>Vyžaduje přípojovací kabely</p> <p>Kalibrace pro danou teplotu</p> <p>Změna citlivosti pomocí akumulované dávky</p> <p>Potřeba speciálního přístupu při vyhodnocování stálosti odezvy</p> <p>Nelze použít pro kalibraci paprsku</p>

## 1.4 Metoda Monte Carlo

Metoda Monte Carlo (MC) se k řešení problémů v oblasti radioterapeutické dozimetrie začala využívat v roce 1977. Rozsah aplikací MC je od výpočtu základních dozimetrických veličin až po simulace plánování radioterapeutické léčby. Metoda MC je matematickou metodou, která je využívána v celé řadě oblastí. Jejím cílem je určení střední hodnoty veličin, které jsou výsledkem náhodných hodnot. Princip je založen na vytvoření počítačového modelu požadovaného děje a následně na vytvoření dostatečného množství jeho simulací, díky kterým mohou být data zpracována klasickými statistickými metodami. V oblasti vnitřní dozimetrie je cílem metody odhad střední absorbované dávky ionizujícího záření na úrovni trojdimenzionálních (3D) voxelů. K simulaci děje odhadu náhodných cest a interakcí částic ve 3D rozměru je zapotřebí celá řada vstupních parametrů: data rozptylového a absorpčního chování, charakteristik média či počet simulovaných primárních částic. V úvahu se bere hloubka penetrace tkáně, ztráta energie, brzdné záření fotonů a křížení paprsků záření (Lambert, 2007, Andreo, 2018).

Výhodou MC simulací je možnost zohlednění nehomogenní distribuce záření, indukce sekundárních částic (často  $\gamma$ -záření), přechody mezi typy tkání a geometrii orgánů a lézí specifických pro pacienta. Vstupní informace poskytují moderní kvantitativní zobrazovací techniky pozitronové emisní tomografie / výpočetní tomografie a jednofotonové emisní výpočetní tomografie (SPECT) / výpočetní tomografie. MC simulace dosud nejsou pro rutinní klinické použití doporučovány z důvodu složitých výpočtů a relativně dlouhým výpočtovým dobám (zhruba 3 hodiny pro  $\sim 10$  milionů simulací). Využívány jsou k ověřování nových rychlejších algoritmů (Amato, 2018).

Byla provedena studie, kde byla porovnána efektivní dávka výpočetní metodou MC s termoluminiscenčními dozimetri. Efektivní dávky vypočtené pomocí metody MC byly vyšší o 10 % až 51 % v porovnání s dávkami měřenými pomocí TLD (Lee, 2016).

## 2 DOZIMETRIE VE ZDRAVOTNICTVÍ

Dozimetrické metody užívané ve zdravotnictví si kladou za cíl nastavit správné dávky při léčbě (radioterapie, nukleární medicína), minimalizovat expozici při diagnostice (výpočetní tomografie, skiagrafické a skiaskopické zobrazování) a současně zajistit radiační ochranu u pacientů i ošetřujícího personálu (systém osobní dozimetrie, monitorování pracovišť). Mezi zdroje IZ používané ve zdravotnictví patří otevřené i uzavřené radionuklidy a také generátory IZ (zejména rentgenové přístroje nebo urychlovače částic). Kromě výše zmíněných pracovišť se s nimi lze setkat také na odděleních gastroenterologie, neurologie, chirurgie, intervenční kardiologie, cévní intervenční chirurgie, pneumologie, na zubních klinikách, a mnoha dalších (Martin, 2018).

Dozimetrické metody používané v klinické praxi musí být v souladu s platnou legislativou. Legislativa definuje radiační ochranu ve zdravotnictví, což bude popsáno blíže v následující podkapitole.

### 2.1 Legislativa a základní termíny radiační ochrany ve zdravotnictví

Základní legislativní rámec pro nakládání se zdroji IZ a zajištění radiační ochrany upravuje zákon č. 263/2016, Atomový zákon (AZ), a jeho prováděcí předpisy, zejména Vyhláška č. 422/2016 Sb., o radiační ochraně a zabezpečení radionuklidového zdroje, vydané Státním úřadem pro jadernou bezpečnost (Vyhl. č. 422). Pro účely Atomového zákona se rozumí: (Atomový zákon, 2016)

§2 AZ: *ionizujícím zářením* přenos energie v podobě částic nebo elektromagnetických vln vlnové délky nižší nebo rovnající se 100 nm s frekvencí vyšší nebo rovnající se  $3 \cdot 10^{15}$  Hz, který je schopen vytvářet ionty,

§2 *radiační ochranou* systém technických a organizačních opatření k omezení ozáření fyzické osoby a k ochraně životního prostředí před účinky ionizujícího záření, atomový zákon

§3 *osobní dozimetrií* kalibrace zařízení určeného k osobnímu monitorování, odečet nebo výklad jím zaznamenaných hodnot, měření radioaktivity v lidském těle nebo biologických vzorcích anebo posuzování dávek,

§63 AZ a §3 – 6 Vyhl. č. 422: *limitem ozáření* je kvantitativní ukazatel pro omezení celkového ozáření fyzické osoby z činností v rámci plánovaných expozičních situací.

Limity ozáření jsou obecné limity pro obyvatele, limity pro radiační pracovníky, limity pro žáky a studenty,

§2 *lékařským ozářením* ozáření v rámci vyšetření nebo léčby pacienta, pracovně lékařských služeb a preventivní zdravotní péče, dobrovolné účasti zdravých fyzických osob nebo pacientů na lékařském ověřování nezavedené metody spojené s lékařským ozářením, nebo poskytování pomoci fyzické osobě podstupující lékařské ozáření, atomový zákon (Atomový zákon, 2016)

§60 *diagnostickou referenční úrovní* úroveň dávky při radiodiagnostice nebo intervenční radiologii nebo úroveň aktivity v případě radiofarmak pro typická vyšetření skupin standardních pacientů nebo standardních fantomů pro obecně určené typy vybavení, (Atomový zákon, 2016, Vyhl. 422,2016,)

Optimalizaci radiační ochrany při lékařském ozáření a zdůvodnění lékařských výkonů, včetně expozice pacientů, osob poskytujících podporu a péči a dobrovolníků v biomedicínském výzkumu upravuje také Doporučení ICRP z roku 2007 publikace č. 103. Mimo jiné stanovuje *individuální dávkové limity efektivní dávky a ekvivalentní dávky* pro ozáření ze všech kontrolovatelných zdrojů. Vše výše zmíněné se promítá v klinické praxi využívající veškeré typy zdrojů IZ (ICRP 103, 2007).

## **2.2 Externí dozimetrie**

Počet vyšetření využívající zdroje IZ se neustále zvyšuje a tvoří důležitý podíl radiační zátěže pacienta v medicíně. Z tohoto důvodu Mezinárodní komise radiologické ochrany zavedla referenční úrovně daných vyšetření, jejichž dodržování je zajišťováno pomocí dozimetrických metod (Cousins, 2013). Tyto mezinárodní doporučené referenční úrovně jsou následně upravovány na regionální úrovni na základě místních možností klinické praxe a jsou definovány státní legislativou (Vyhl. 422, 2016).

Vnější expozice je ionizující záření, které je původem z prostředí a prochází látkou, kde dochází k interakci. Cílem externí dozimetrie je co nejlépe přesně stanovit obdrženou dávku, kterou absorbuje látka. Externí dozimetrie vyhodnocuje diagnostické a terapeutické referenční úrovně, aby nedošlo k překročení stanovené úrovně. Externí dozimetrie se využívá při rentgenovém vyšetření, při vyšetření výpočetní tomografií, mamografií, při vyšetření na oddělení nukleární medicíny a při terapii na oddělení onkologie a radioterapie. Základní zásady ochrany před vnějším ozářením jsou ochrana časem, ochrana vzdáleností a ochrana stíněním (Vanhavere, 2008, Ainsbury, 2011).

### **2.2.1 Skiagrafické a skiaskopické vyšetření**

Tato diagnostická metoda slouží k zobrazení tvrdých a měkkých lidských tkání pomocí RTG záření (ICRP 34, 1982). Absorbovaná dávka, kterou obdrží lékaři, ostatní zdravotnický personál a pacient během rentgenových vyšetření se významně liší s ohledem na typ a náročnost jednotlivých vyšetření (muskuloskeletárního systému, trávicího systému, jater a žlučových cest, vylučovacího ústrojí, kardiovaskulárního systému). Snížení dávky lze u personálu dosáhnout použitím clon, snížením času expozice, snížením počtu snímků, dostupností vhodných ochranných pomůcek a edukací. Například pacient při vyšetření končetin pomocí RTG přístroje obdrží hodnotu efektivní dávky 0,01 mSv, při vyšetření bederní páteře hodnota dosahuje 1 mSv (Metaxas, 2019).

Dozimetry jsou umístěny na referenčních místech zdravotnického personálu (doktoři, radiologičtí asistenti a sestry). Jsou vyhodnocovány jedenkrát za měsíc. Veškeré kroky musí podléhat platné legislativě (Atomový zákon, 2016).

### **2.2.2 Intervenční kardiologie**

Tento obor se zabývá invazivní katetrizační diagnostikou a léčbou srdečních i nesrdečních onemocnění pomocí katetru (Durán, 2013). Dávka záření, kterou obdrží kardiologové a ostatní personál intervenční soustavy během perkutánních koronálních intervencí, elektrofyziologických výkonů a dalších intervenčních kardiologických výkonů, se může u stejného typu zákroku řádově lišit. Je důležité věnovat zvláštní pozornost dávce absorbované do oční čočky. Z těchto důvodů vznikají doporučení pro radiační ochranu na pracovišti pro lékaře a ostatní personál intervenční soustavy. Doporučené metody pro snížení dávky záření z povolání jsou například: minimalizace doby expozice, snížení počtu získaných snímků, inovace technologií, správně nastavená kolimace, snaha vyhýbat se oblastem s vysokým rozptylem záření, používání ochranných pomůcek a nošení dozimetrů na referenčním místě. Pravděpodobnost absorbované dávky se snižuje s edukací personálu v oblasti radiační ochrany a dostupností vhodných ochranných pomůcek. Mezi osobní ochranné pomůcky zahrnujeme zástěru, štít na štítnou žlázu, brýle a rukavice. Například pacient při perkutánní transluminární koronární angioplastice je exponovaný efektivní dávkou, která dosahuje až 100 mSv (Durán, 2013).

Osobní dozimetry jsou vyhodnocovány jednou za měsíc. Požadavky na počet a umístění dozimetrů pro monitoraci v intervenční kardiologii se liší od pracoviště. Doporučení je takové, aby personál nosil dva dozimetry. Jeden pod olovenou zástěrou a druhý na olovené zástěře.

První dozimetr monitoruje absorbovanou dávku dopadající na chráněnou část těla probanda a druhý dozimetr poskytuje odhad dávky na nestíněnou kůži a na oční čočku probanda. Též je personál vybaven prstovým dozimetrem. U těhotného personálu je jeden dozimetr nošen pod olovenou zástěrou a druhý na olovené zástěře. Dozimetr je umístěn v oblasti břicha (Durán, 2013).

### **2.2.3 Výpočetní tomografie**

Výpočetní tomografie (CT) byla zavedena do diagnostického zobrazování v roce 1972. Nejnovější generace CT s možností vícenásobného řezu v sekundových časových intervalech umožnily zvýšení rychlosti pořizování snímků i jejich kvalitu. Výsledkem jsou vysoce spolehlivé informace o všech částech těla bez pohybových artefaktů z dýchání a peristaltiky. Pomocí CT se hodnotí nejasné neurologické stavy, ortopedické nejasnosti či slouží pro plánování chirurgických výkonů. Dále se CT využívá pro různé terapeutické režimy v procesu plánování léčby v onkologii. Doporučené metody, které vedou ke snížení dávky, tj. např. automatická adaptace, filtry redukce šumu, snížení počtu fází, snížení kV a použití techniky automatické řízení expozice. Například pacient při vyšetření hlavy pomocí CT přístroje je exponován hodnotou efektivní dávky, která se rovná 2 mSv. Při vyšetření břicha se hodnota rovná 10 mSv, vícefázová CT vyšetření dosahují hodnoty až 100 mSv (ICRP 87, 2000, ICRP 102, 2007, Věstník, 2011).

Osobní dozimetry zdravotnického personálu jsou vyhodnocovány jedenkrát za měsíc. Dozimetry jsou umístěny dle platné legislativy, tj. na referenčním místě.

### **2.2.4 Mamografie**

Mamografie je vyšetření prsu U tohoto druhu vyšetření se kladou vysoké požadavky na kvalitu provedených snímků. Používá se měkké RTG záření. Průměrnou efektivní dávkou, kterou obdrží pacient při mamografickém vyšetření při kranio-kaudální projekci, je bez mřížky 1 mSv a s mřížkou 3 mSv (Vyhláška 307, 2002).

### **2.2.5 Radioterapie**

Cílem radioterapie je záměrně přesná distribuce vysoké dávky do ošetřované postižené tkáně s minimálním poškozením okolní zdravé tkáně, aby došlo k vyléčení nebo zmírnění nemoci. Cílem veškeré radioterapie je optimalizovat vztah mezi pravděpodobností kontroly nádoru a komplikacemi zdravé tkáně. Je nutné pečlivě naplánovat léčbu pacienta, tj. daný typ léčby a lokalizace tkáně. Radiologická ochrana při radioterapeutických výkonech by vždy měla být v souladu s platnou legislativou, tj. monitorování personálu, pacientů a prostředí, kde se provádí



veškerý proces. Léčba je prováděna klasickou radiační terapií, 3D-konformní rentgenovou terapií, intenzivně modulovanou rentgenovou terapií, brachyterapií či protonovou terapií. Terapie se dělí na kurativní, paliativní a protizánětlivá nenádorová. Veškerá doporučení jsou shrnuta v Publikaci IRCP 105. Monitorování zdravotnického personálu zajišťují dozimetry na referenčních místech. Dozimetry jsou vyhodnocovány jedenkrát za měsíc (ICRP 105, 2007, Xu, 2008, ICRP 127, 2014).

## **2.3 Interní dozimetrie**

Na oddělení nukleární medicíny je kladen důraz na riziko vnějšího ozáření při práci s otevřenými radionuklidovými zářiči, ale i na vniknutí látek do organismu, kde dochází k vnitřní kontaminaci. Je nutné dodržovat nejenom obecné zásady ochrany před vnějším ozářením, ale i zásady ochrany před vnitřní kontaminací pracovníků. Personál používá při manipulaci se zářičem odpovídající ochranné pomůcky, kterými jsou rukavice a olověná zástěra. Při manipulaci s radioaktivní látkou, u které je pravděpodobnost vzlínání do ovzduší, se pracuje v uzavřených prostorech (digestoř). V tomto kontrolovaném pásmu je výslovně zakázáno pít, jíst a kouřit.

### **2.3.1 Nukleární medicína**

V nukleární medicíně se radionuklidy používají jako diagnostický i terapeutický nástroj. Radionuklidy se využívají například při vyšetření srdce, cév, lymfatického systému, respiračního traktu, trávicího traktu, sleziny, ledvin, skeletu, štítné žlázy, centrální nervové soustavy a k diagnóze zánětů. Radionuklidy se pacientům aplikují intravenózně nebo orálně inhalací. Snížení radiační zátěže pacienta lze docílit pomocí biokinetiky radiofarmaka, tj. zvýšením příjmu tekutin vedoucí k častému vylučování. Radiofarmaka musí být registrována na Státním ústavu pro kontrolu léčiv – SUKL. Při aplikaci radiofarmaka pacientovi musí mít radiofarmakum požadovanou čistotu a aktivitu. Při aplikaci radiofarmaka nízké aktivity dochází k nedostatečné diagnostické informaci a při aplikaci vysoké aktivity dochází k zbytečně vysoké zátěži pacienta. Pro dané vyšetření se vypočítává absorbovaná dávka pro danou tkáň pomocí metody teoretického dozimetrického výpočtu (MIRD). Například pacient při scintigrafii plic radionuklidem  $^{81m}\text{Kr}$  je exponován efektivní dávkou, která se rovná  $0,000027 \text{ mSv}\cdot\text{MBq}^{-1}$ . Nejvyšší efektivní dávku pacient obdrží při radionuklidovém akumulacním testu štítné žlázy radionuklidem  $^{131}\text{I}$ , kdy efektivní dávka dosahuje hodnoty až  $18,4 \text{ mSv}\cdot\text{MBq}^{-1}$  (Stabin, 1999, ICRP 94, 2004, Stabin, 2006, Věstník, 2011).

V rámci radionuklidové terapie dochází u pacientů k indukci vnitřního ozáření. Absorbovaná dávka, která je definována jako dávka záření podaného orgány a celým tělem z vnitřně aplikovaných radionuklidů, je standardně počítána metodou MIRD. K výpočtu jsou využívány hodnoty S-faktoru ( $\text{mGyMBq}^{-1}\text{s}^{-1}$ ), které byly tradičně definované pro jednoduché matematické humanoidní modely (MIRD č. 5 (1975) a č. 11 (1969).), včetně standardizovaných orgánů s pevnými rozměry a sférami různých objemů, které reprezentují nádory. Nejnovější antropomorfní fantomy jsou určeny pro muže, ženy a děti různého věku. Ačkoliv lze masy orgánů specifické pro pacienta snadno odvodit z diagnostického dvojdimenzionálního (2D) zobrazování, nelze do výpočtu stále zahrnout úpravy polohy, nehomogenitu tkáně a tvar orgánů. To s sebou nese odchylky ve výpočtech. Přesto se tato technika stala standardní dozimetrickou metodou pro farmaceutické studie a je často využívána jako referenční metoda pro nové metody dozimetrie (Cantone, 2011). Pro hodnocení absorbované dávky pacienta se používají přístroje pro měření plošné kermy (DAP) metr. DAP metr používá ionizační komoru, která je instalována na kolimátoru rentgenové trubice (Huda, 2008). Dozimetrické monitorování na oddělení nukleární medicíny zajišťují osobní dozimetry, prstové dozimetry, dozimetry monitorující prostředí a kontaminaci na ruku a nohu.

### **2.3.2 Pozitronová emisní tomografie**

Pozitronová emisní tomografie (PET) je diagnostická metoda, která umožňuje pomocí tomografických řezů sledovat distribuci radiofarmaka  $^{18}\text{F}$ -fluorodeoxyglukózy. PET přístroj se využívá pro specializované aplikace, kterými jsou například plánování radioterapeutické léčby, diagnostika srdce, prsu a mozku. Studie PET jsou většinou pro doporučení k onkologii, z tohoto důvodu je žádoucí minimalizovat radiační dávku zejména zdravé tkáně. Výhodou této metody zobrazení je diagnostická přesnost a prostorová rozlišovací schopnost (Towson, 2006).

## **2.4 Dozimetrie prostředí**

Ionizující záření je jedním z hlavních rizik ovlivňující zdravotnické pracovníky a pacienty. Zvláštní pozornost je třeba věnovat zdravotnickému personálu v blízkosti radiologického zařízení nebo pacientům podstupující radioizotopové procedury. Pro měření radiačních hodnot jsou určeny plošné měřiče, které jsou umístěny strategicky v místnostech na daných odděleních v nemocnici. Dnešním trendem je nasazení zařízení integrující komerční detektor Geiger-Müller k zachycení dávek záření v reálném čase a následně je bezdrátově odeslat do vzdálené databáze, kde jsou veškeré hodnoty ze zařízení uloženy. Zdravotnický personál bude moci zkontrolovat nahromaděné dávky pomocí aplikace ve svém chytrém mobilním telefonu (Garcia-Sanchez, 2018).

### **3 MODERNÍ METODY DOZIMETRIE VE ZDRAVOTNICTVÍ**

Vývoj nových dozimetrických metod je úzce spojen s rozvojem moderních terapeutických i diagnostických postupů, které využívají různé zdroje IZ. Cílem moderní dozimetrie je tedy zpřesnit informace o distribuci dávek IZ při lékařském ozáření a docílit tak vyšší efektivity v léčbě a minimalizovat negativní dopady radioterapie na zdravé tkáně. K tomuto účelu jsou inovovány standardně využívané techniky a dále rozvíjeny zejména různé 3D dozimetrické postupy. Moderní techniky léčby radioterapií se rychle a neustále rozvíjí a vznikají nové možnosti pro komplexnější léčbu pacientů. To přispívá ke složitějším algoritmům výpočtu dávky pro plánování léčby (Alhakeem, 2015).

Na atomové úrovni jsou atomy v pevné látce blízko sebe, na rozdíl od kapalin a plynů jsou poměrně daleko. Právě díky tomuto má pevná látka ve srovnání s kapalinou či plynem vyšší hustotu. Pokud radiační foton zasáhne atom, dochází k vybuzení elektronu do vodivého pásma, kde detekujeme proudový signál. Na druhou stranu, když radiační foton narazí na interatomickou vzdálenost, nedochází k excitaci elektronů nebo dochází k velmi nízké excitaci. Důsledkem toho existuje nízký detekovatelný proudový signál. Radiační foton proto zasahuje více atomů v pevných látkách než plynech a kapalinách. Z toho vyplývá, že detektory v pevné fázi poskytují vyšší rozlišení a citlivost během detekce záření (Damulira, 2019). V následujících podkapitolách budou popsány nejnovější dozimetrické metody.

#### **3.1 Radiografický a radiochromický film**

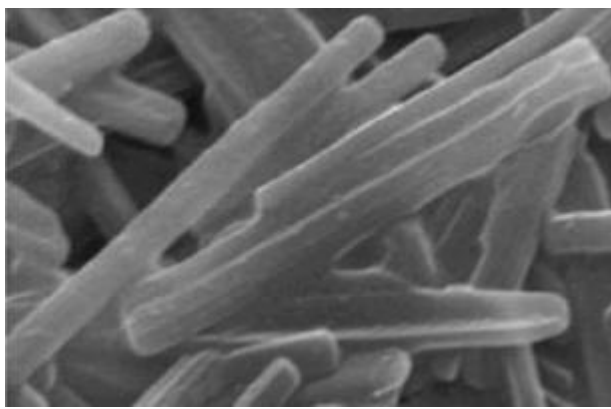
Využití vlastností fotochemické reakce IZ patří mezi nejstarší metody dozimetrie. Radiografické filmy pracují na fotochemickém principu. Jsou složeny ze želatiny a emulze, která obsahuje krystaly halogenidu stříbra ( $\text{AgBr}$  nebo  $\text{AgCl}$ ), který je citlivý na záření. Při ozáření se vytváří iont stříbra a elektron. Ionty stříbra se shlukují a vytvářejí obrazce, které jsou následně vyvolávány pro získání výsledného obrazu. Želatina slouží jako ochranná vrstva emulze. Tento typ dozimetru je využíván zejména v klinickém zubním lékařství (Pai, 2007, Devic, 2011).

Nejmodernější je metoda radiometrické filmové dozimetrie, kde je obraz zobrazován a analyzován v reálném čase. Radiochromický film (obrázek 8) se skládá z jedné nebo dvojité vrstvy citlivé na ozáření. Na polyesterové základně ( $125\ \mu\text{m}$ ) je vrstva skládající se z organických mikrokrytalických monomerů ( $28\ \mu\text{m}$ ), která je pokryta transparentním povlakem. Po ozáření dochází k barevné změně. Zabarvení je úměrné absorbované dávce ionizujícího záření (Casolaro, 2019).

Radiochromický film se používá ve výzkumu, ale i v klinické praxi. Uplatňuje se v radioterapii a brachyterapii, nejvíce se ale využívá při stanovení dvourozměrných dávkových distribucí v rámci verifikace terapeutických plánů (Casolaro, 2019). Srovnání radiografického a radiochromického filmu je uvedeno v tabulce 4.

**Tabulka 4** – Srovnání radiografického a radiochromického filmu (Dufek, 2016).

	<b>Radiografický film</b>	<b>Radiochromický film</b>
<b>Výhody</b>	Dlouhodobě zavedeno do praxe	Jednoduchá manipulace
	Vyšší citlivost na ionizující záření	Téměř tkáňově ekvivalentní
	Vysoké prostorové rozlišení	Nižší energetická závislost
	Dlouhodobá stabilita	Vysoké prostorové rozlišení
		Lze měřit ve vodním prostředí
<b>Nevýhody</b>	Komplikovaná manipulace	Krátkodobě zavedeno do praxe
	Nutnost vyvolávacího automatu	Nižší citlivost na ionizující záření
	Filmy nejsou tkáňově ekvivalentní	Vysoké nároky na čistotu práce
	Výrazná energetická závislost	



**Obrázek 8** – Ukázka krystalizace radiochromického filmu (Devic, 2016).

### 3.2 Diamantový dozimetr

Diamantový dozimetr je prakticky ekvivalentní tkáni, a to z důvodu podobného atomového čísla uhlíku jako má monitorovaná tkáň. Signál z detektoru lze považovat za přímo úměrný absorbované dávce ve tkáni, a proto není nutné provádět korekci. Detektor je vhodný pro monitorování relativní absorbované dávky díky svým charakteristikám, tj. vysoká citlivost, dobré prostorové a časové rozlišení, dobrá ozařovací a teplotní stabilita (Moignier, 2017).

Diamantový detektor je vyroben ze 0,2 mm silné destičky přírodního diamantu, která je vložena do polymethylmethakrylátové kapsle. Vnější rozměry detektoru jsou téměř shodné s křemíkovou diodou. Polarizační napětí je 100 V. Po připojení detektoru pod napětí je doporučeno před použitím detektor exponovat 10 Gy, aby citlivost dosáhla dané stability (Moignier, 2017). V poslední době je prováděn výzkum diamantových detektorů v dozimetrii, a to konkrétně pro měření faktoru celkového rozptylu pro systém Cyberknife a pro měření dávky paprsků záření v radiační terapii s modulovanou intenzitou (Moignier, 2017).

### **3.3 Dozimetr křemíkové diody**

Tento typ dozimetru je nadstavba termoluminiscenční metody. Dozimetr křemíkové diody je většinou tvořen monokrystalem křemíku a stopovým množstvím lithia. IZ způsobí v diodě přeskok elektronu do vodivostního pásu diody. Je-li dioda připojená pod napětím, přeskok elektronu způsobí zvýšení vodivosti. Je zaznamenán elektrický impuls. Dozimetr ukazuje dávku expozice v reálném čase. Je využíván například v intervenční radioterapii (Zhu, 2000). Z těchto důvodů se tato fotodiody jeví jako slibná pro vývoj dozimetrických zařízení díky funkcím, kterými jsou malé rozměry, provoz v reálném čase, nízké náklady, jednoduchost elektroniky, vysoká přesnost a přesnost dosažitelná v širokém rozsahu dávek. Konečně dostupný křemíkový dozimetr, který se klinicky využívá je například detektor Hamamatsu S2506-02 (Romei, 2015).

### **3.4 Fotonové detektory**

Existuje několik mechanismů pro generování fotonů z ionizujícího záření. Mezi dva nejpoužívanější patří scintilační emise světla a Čerenkovovo záření. Čerenkovovo záření je jev, kdy se částice pohybuje v optickém prostředí rychleji, než je fázová rychlost světla pro dané prostředí. Scintilační detektory objevil Sir William Crookes v roce 1903. Scintilátory jsou materiály, které emitují viditelné světlo po absorpci ionizujícím zářením. Existují dva hlavní typy scintilátorů, a to organické a anorganické. Též se využívají Čerenkovovy detektory záření (CLI), které se skládají z monolitického krystalu fluoridu olovnatého ( $\text{PbF}_2$ ) a fotodetektorového pole. Výhodou tohoto typu detektoru je, že lze nezávisle odečítat signály ionizačního záření (Ota, 2018). Srovnání jednotlivých typů fotonových detektorů je uvedené v tabulce 5.

#### **3.4.1 Fotodiody a LED diody**

Detektory obecně fungují jako polovodičová elektrická zařízení, která převádí energii fotonů na detekovatelný elektrický proud či napětí. LED diody jsou také polovodičové detektory.

Rozdíl je ten, že LED diody převádí elektrickou energii na foton (světlo). Tomuto jevu říkáme elektroluminiscence. Většina fotodiody a LED diody je založena na bázi polovodičů skládajících se z křemíkových přechodů. Dnes se fotodiody používají k detekci signálu, zatímco LED diody se využívají většinou k luminiscenci. Nové studie testují LED diody pro detekci elektromagnetického záření (Damulira, 2019).

### 3.4.2 Polovodičové tranzistory s kovovým oxidem

Polovodičový tranzistor s kovovým oxidem (MOSFET) je malé přenosné zařízení pro monitorování a přímé odečtení hodnoty radiační dávky v reálném čase. Dozimetr MOSFET se skládá z tranzistoru s kovovým oxidem a polovodičovým polem. Díky své velikosti (méně než 4 mm<sup>2</sup>) je využíván v oblasti *in vivo* dozimetrie k ověření radiační dávky distribuované do orgánů v rámci radioterapie (obrázek 9). Nahrazuje tak například TLD, diodové dozimetry nebo OSL dozimetry (Ravindran, 2014).

Ve studii Ramani a kol. (1997) byla zjišťována odchylka naměřené dávky mezi dozimetry MOSFET a TLD, která činila 2,2 %. Autoři předkládají myšlenku, že dozimetry MOSFET lze použít v klinické praxi a mohou být moderní alternativou TLD.



Obrázek 9 – Schéma zapojení MOSFETu při radioterapii (Tuntipumiamorn, 2019).

### 3.4.3 Fotovoltaické solární články

Detektor je založen na principu fotovoltaického jevu. Fotovoltaický jev je proces, při kterém dopadající fotony světla excitují valenční elektrony na vyšší energetické úrovně. Tok těchto elektronů v energetických úrovních generuje indukci napětí a proudu v zařízení. V lékařských aplikacích se právě využívá rentgenového intervalu v elektromagnetickém spektru, což má za následek stimulaci elektronů (Damulira, 2019).

### 3.4.4 Polovodiče s nábojovými oxidy kovů a zařízení pro nabíjení párů

Když je kondenzátor plně nabitý, tok náboje se zastaví a na deskách kondenzátoru a v dielektrickém materiálu je uložen statický náboj. Kondenzátor je poté označován jako plně nabitý, protože zachycený náboj v dielektrickém materiálu a na deskách kondenzátoru neprotéká, pokud k němu není připojen úplný obvod. V kondenzátoru je dielektrickým materiálem vzduch. Mezi desky kondenzátoru lze však umístit jakýkoli jiný dielektrický materiál. Tím by se mohla zvýšit kapacita kondenzátoru, protože dielektrická konstanta je závislá na dielektrickém materiálu. Dielektrická konstanta je také přímo úměrná kapacitě. Kondenzátory jsou také energetickými úložišti, protože uchovávají náboj ekvivalentní napětíovému potenciálu připojenému napříč nimi. Pokud jsou desky kondenzátory z kovu a dielektrický materiál je oxid kovu, vytvoří se kondenzátor s PN přechodem (Damulira, 2019).

Zařízení pro nabíjení párů (CCD) je řada samostatných a nezávislých polovodičových kondenzátorů z oxidu kovu, které jsou těsně zabaleny v jediném bloku. Náboj na každém kondenzátoru je přenosný z jednoho bloku buněk/pixelů/fotografií tohoto bloku na bloky jiné. Analogový digitální převodník nakonec transformuje tento analogový proudový signál (náboj) na digitální formát (Damulira, 2019).

**Tabulka 5** – Porovnání zařízení na základě vybraných dozimetrických parametrů (Damurila, 2019).

<b>Dozimetrické parametry</b>	<b>Dozimetrické zařízení</b>			
	Fotodiody	Fototranzistory/ MOSFETs	Fotovoltaické senzory/ Solární články	CCD/CMOS (ve vztahu k CLI)
<b>Náchylnost na strukturální poškození mřížky po ozáření</b>	Nízká	Vysoká	Zanedbatelná	Nelze použít
<b>Postradiační tmavé proudy/šum</b>	Nízký	Vysoký	Nízký	Nízký šum

Dozimetrické parametry	Dozimetrické zařízení			
	Zanedbatelné	Vysoká	Zanedbatelné	Radioaktivní poločas vede ke ztrátě signálu
Ztráta citlivosti po ozáření	Zanedbatelné	Vysoká	Zanedbatelné	Radioaktivní poločas vede ke ztrátě signálu
Kvantová účinnost	Vysoká	Nastavitelné	Vysoká	Vysoká
Úhlová závislost	Vysoká	Vysoká	Téměř nezávislé	Nelze použít
Reprodukovatelnost/opakovatelnost	Vysoká	Liší se absorbovanou dávkou	Proveditelné	Nízká
Citlivost na záření	Nízká	Vysoká	Vysoká	Nízká
Typ čtení	V reálném čase	Nepřímé	Přímé	Nepřímé

### 3.5 Gelové dozimetry

Gelové dozimetry (obrázek 10) zaznamenávají distribuci dávky ve 3D rozměru. Jsou vyrobeny z kontinuálního média, které po ozáření polymeruje. Distribuce absorbované dávky se následně vyhodnocuje pomocí zobrazení výpočetní tomografií, magnetickou rezonancí nebo ultrazvukem. Tyto dozimetry detekují ionizační záření v odvětví radioterapie, brachyterapie, stereotaktické radiochirurgie a protonové terapie (Baldock, 2010). Jedním z takových 3D zařízení pro měření dávky je polymerní dozimetr, který mění vlastnosti materiálu v reakci na záření. Tyto dozimetry jsou k dispozici v gelové formě jako polymerní gelový dozimetr (PGD) a železný gelový dozimetr (FGD) a v pevné formě jako pevný plastový dozimetr (SPD). Ty jsou vyrobeny z kontinuálního jednotného média, které polymeruje po ozáření. Vnitřní prostorové rozlišení těchto dozimetrů je tedy velmi vysoké (Watanabe, 2017).

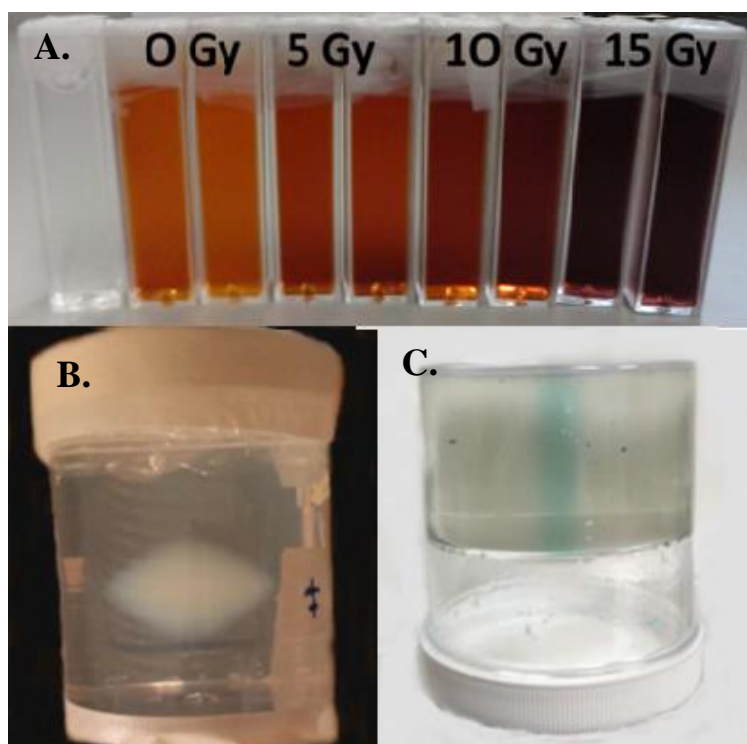
Fricke gelové dozimetry (FGD) obsahují gel s obsahem síranu železnatého. Záření indukuje chemickou změnu  $\text{Fe}^{2+}$  na ionty  $\text{Fe}^{3+}$ . Koncentrace železitých iontů může být měřena absorpční fotospektrometrií. Vzhledem k tomu, že koncentrace železitých iontů silně ovlivňuje jejich magnetickou vlastnost, je magnetická rezonance ideálním nástrojem pro určení rozdělení



železitých iontů. Jako gely jsou užívány hydrogely, které zamezují difuznímu pohybu železitých iontů (Vedelago, 2019).

Dalším typem gelových dozimetrů jsou dozimetry z polymerového gelu (PGD). Ty jsou složeny ze želatiny, monomerů, katalyzátoru a vychytávače kyslíku, který je do dozimetru přidán za účelem zvýšení odolnosti vůči kontaminaci kyslíkem. Dozimetry PGD se zvýšenou odolností vůči kyslíku jsou označovány jako normoxické PGD. Jako monomer je používán například methakrylátu (MAGAT/nMAG) nebo polyakrylamid (PAGAT/nPAG) (Low, 2011). Radiochromický gelový dozimetr (RGD) obsahuje 92 % vody, želatinu, dodecylsulfát sodný, kyselinu trichloroctovou a leucomalachit zelený. RGD byl primárně vyvinut jako čtecí metoda u skeneru optické výpočetní tomografie (Yonehara, 2017).

Poslední typem gelových dozimetrů je pevný plastový dozimetr (SPD). Princip detekce spočívá v přítomnosti plastového materiálu (např. polydiacetylen), který v důsledku působení fotonů polymeruje, tzv. fotopolymerace může být zesílena přidáním barviva (Low, 2011).

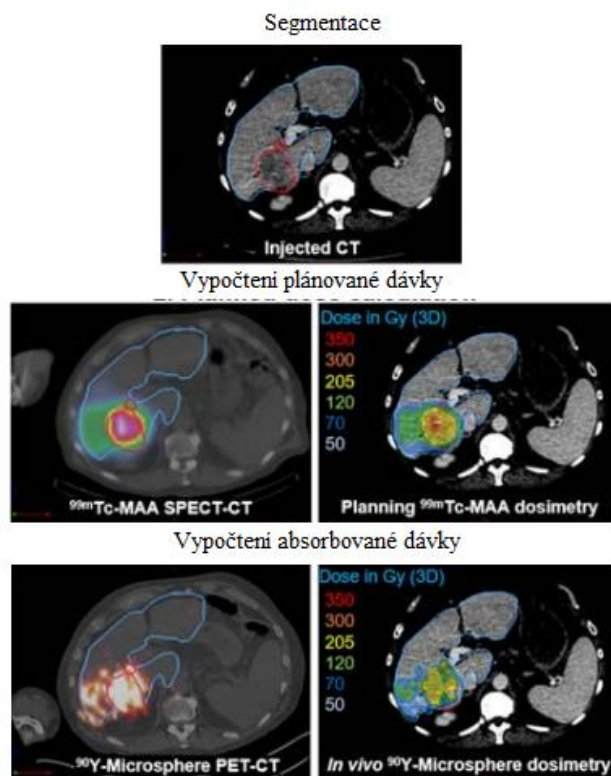


**Obrázek 10** – Gelová dozimetrie (Watanabe, 2017, Liosi, 2018).

A. Spektrofotometrické kyvety ozářené různými dávkami v rozsahu 0–15 Gy. Změna barvy od oranžové po hnědou dokazuje zvýšení absorbované dávky. B. PAGAT dozimetr. C. SPD dozimetru (Watanabe, 2017, Liosi, 2018).

### 3.6 Metoda dávkových jader

Kvantitativní 3D zobrazovací techniky jako PET/CT a SPECT/CT vizualizují nerovnoměrnosti v orgánech a nádorech na úrovni voxelů. Metoda dávkových jader (obrázek 11) využívá teoretického dozimetrického výpočtu na základě S-faktoru voxelů. Hodnoty S jsou specifikovány pro specifické izotopy a rozměry voxelů jsou počítány pomocí MC simulací. Každý voxel je považován za individuální jednotný zdroj a sousední voxely za jednotné cíle. Průměrné výpočty absorbované dávky na voxel se provádějí s použitím matice jádra dávky ( $\text{mGy MBq}^{-1}\text{s}^{-1}$ ), což vede k dávkové mapě voxel-by-voxel. Odhady dávky se mohou lišit v závislosti na kódu MC. Rozdíly jsou však často v několika málo procentech a v klinickém prostředí nejsou považovány za relevantní. Výhodou této metody je možnost vyhodnotit i nehomogenní distribuce IZ na úrovni orgánů nebo nádorů (Howell, 1999).



Obrázek 11 – Vypočtená plánovaná dávka a vypočtená absorbovaná dávka při radioterapii (Kafrouni, 2018).

## **4 PRAKTICKÁ ČÁST**

### **4.1 Metodika výzkumu**

Cílem praktické části bylo stanovit, jaké typy dozimetrických přístrojů jsou aktuálně využívány ve vybraných pěti nemocnicích v České republice v rámci zavedeného systému dozimetrie. Výzkum byl realizován na základě schválení Etické komise zdravotnického zařízení a na základě schválení Žádosti o provedení výzkumného šetření náměstkyní ředitele pro nelékařské zdravotnické profese a zdravotní péče. V bakalářské práci je použito kvantitativní šetření. Data byla získána prostřednictvím záznamových archů. Požadované informace poskytli v jednotlivých nemocnicích vrchní radiologičtí asistenti.

### **4.2 Výzkumné otázky**

K dosažení cílů praktické části byly stanoveny následující výzkumné otázky:

1. Jaký typ dozimetrických přístrojů je nejvíce využíván ve vzorku nemocnic?
2. Jaký je fyzikální princip daných dozimetrických přístrojů umožňující stanovit absorbovanou dávku?
3. Jaký typ osobní dozimetrie je využíván pro monitorování v daných nemocnicích?
4. Jaký typ dozimetrie je využíván pro monitorování prostředí v daných nemocnicích?

### **4.3 Popis sběru dat**

Řádně vyplněné záznamové archy byly získány celkem z pěti nemocnic, které jsou pro potřeby této práce označeny: Nemocnice A, Nemocnice B, Nemocnice C, Nemocnice D a Nemocnice E. V rámci těchto nemocnic byly zjišťovány informace o dozimetrech na jednotlivých typech nemocničních oddělení (viz tabulka 6). Pro zjednodušení budou následně využívány uvedené zkratky oddělení v textu. Prostřednictvím záznamového archu byly zjišťovány následující informace: typ zdravotnického zařízení (krajská, okresní, městská atd.), název oddělení, typ dozimetru, výrobce dozimetru, model dozimetru, druh detekovaného záření, efektivní měřící rozsah, energetický rozsah, přesnost, počet dozimetrů na pracovišti, od kdy jsou tyto dozimetry na pracovišti používány a datum výroby. Záznamový arch je přiložen v přílohách (příloha A). Následně byly také vypracovány přehledné tabulky sumarizující vlastnosti jednotlivých dozimetrických přístrojů. Tabulky byly vypracovány z technických záznamů přítomných na pracovištích. Informace ze záznamových archů byly zpracovány pomocí programu MS Excel a získaná data jsou prezentovaná pomocí tabulek nebo grafů níže.

**Tabulka 6** – Seznam zkratk oddělení a jejich celý název.

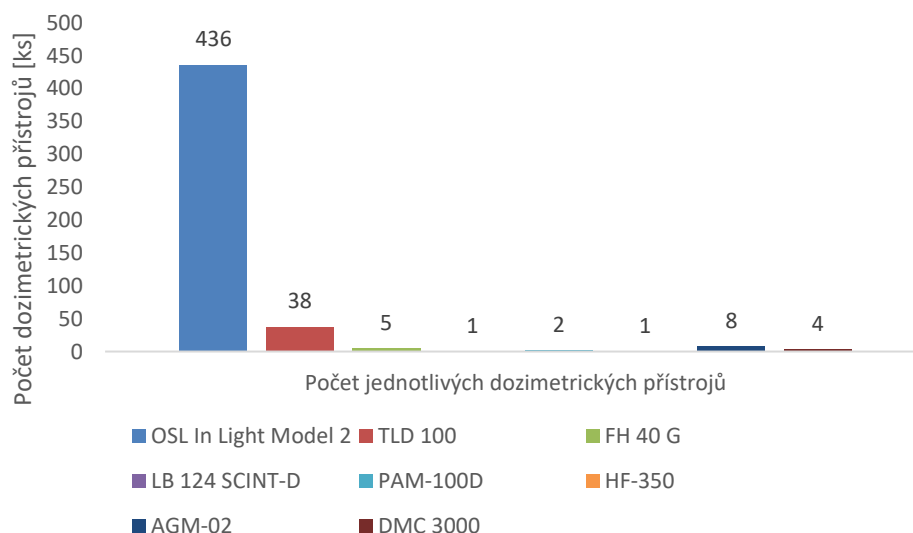
Zkratka oddělení	Celý název oddělení
ANG	Oddělení angiografie
ARO	Anesteziologicko-resuscitační oddělení
COS	Centrální operační sály
DCH	Oddělení dětské chirurgie
ENDO	Oddělení endokrinologie
GER	Gastro-enterologické oddělení
CHA	Všeobecná chirurgie
CHB	Úrazová chirurgie
CHC	Oddělení cévní chirurgie
INT	Interní oddělení
NCH	Oddělení neurochirurgie
ONM	Oddělení nukleární medicíny
ORL	Oddělení otorhinolaryngologie
RDG	Radiodiagnostické oddělení
URL	Urologické oddělení

## 5 PREZENTACE VÝSLEDKŮ VÝZKUMU

### 5.1 Zastoupení počtu dozimetrů v nemocnicích

Ve vzorku pěti nemocnic byla zastoupena jedna nemocnice krajského typu a zbylé čtyři okresního typu. Rozložení jednotlivých dozimetrů ve všech nemocnicích je zobrazeno na obrázku 12. V pěti nemocnicích bylo zjištěno celkem 8 různých typů dozimetrů nebo přístrojů na měření kontaminace a celkový počet 495 dozimetrických přístrojů. V zastoupení dominují dozimetry typu OSL In Light Model 2 s 88,1 % (n = 436 ks), což jsou celotělové osobní dozimetry. Druhým nejčastějším přístrojem je model dozimetru TLD 100 (n = 38 ks). Tento prstový dozimetr je v nemocnicích zastoupen 7,7 %. Víceru kusů přístrojů bylo zjištěno u prostorového monitorovacího přístroje FH 40 G (n = 5 ks, 1 %), monitorovací sondy kontaminace prostředí AGM-02 (n = 8 ks, 1,6 %) a osobních elektronických dozimetrů DMC 3000 (n = 4 ks, 0,8 %). Dále byly přítomny monitory povrchové kontaminace PAM-100D s četností n = 2 ks, což reprezentuje 0,4 % z celku. Pouze po jednom kusu (0,2 %) jsou v nemocnicích přítomny monitor plošné kontaminace LB 124 SCINT-D a monitor vyhodnocovací kontaminaci na rukou a nohách HF-350. Žádné další typy ani modely zjištěny nebyly.

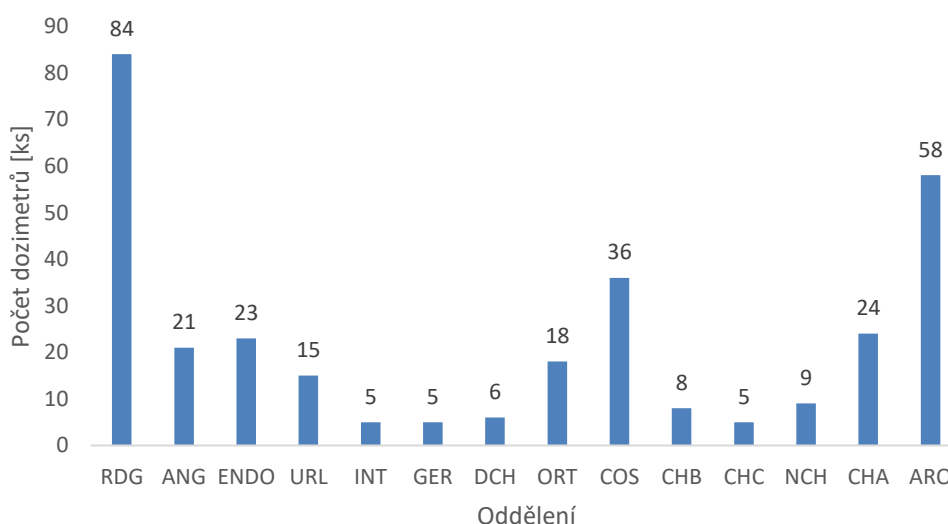
Následně budou prezentovány výsledky z jednotlivých nemocnic.



**Obrázek 12** – Grafické zobrazení počtu dozimetrů ve všech nemocnicích.

### 5.1.1 Nemocnice A

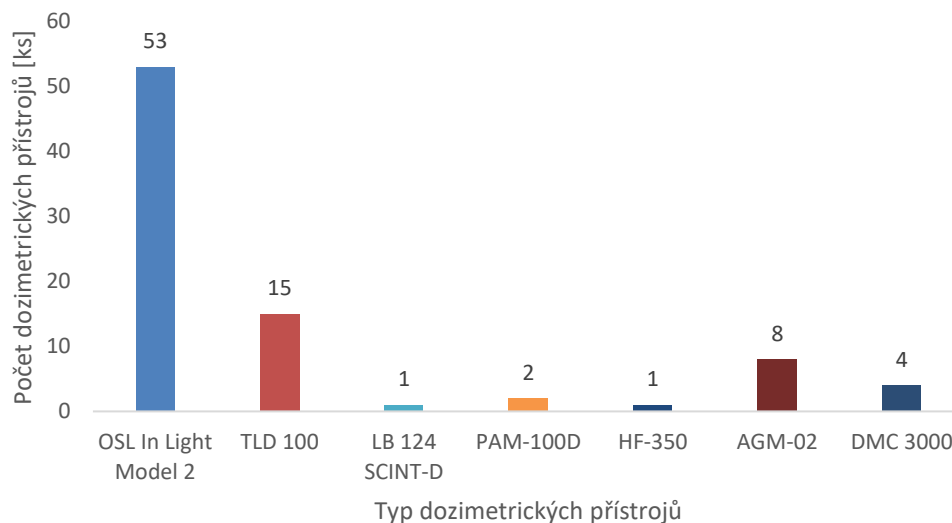
V nemocnici A, která je nemocnicí krajského typu, se nachází 41 oddělení, z nichž monitorování ionizujícího záření probíhá na 14 odděleních. Rozložení dozimetrů v jednotlivých odděleních je zobrazeno na obrázku 13. V této nemocnici se využívá celkem 317 ks dozimetrických přístrojů. Největším počtem dozimetrů a přístrojů disponuje oddělení RDG, s počtem 84 ks (26,5 %). Kromě RDG, jsou na všech dalších odděleních přítomny pouze dozimetry typu OSL In Light Model 2, určené k osobní dozimetrii. Pracoviště ARO disponuje 58 ks (18,3 %) dozimetrů, na pracovišti COS je přítomno 36 ks (11,4 %), na pracovišti CHA bylo zjištěno 24 ks (7,6 %) osobních dozimetrů. Osobní dozimetrie je prováděna také na pracovištích ENDO (23 ks, 7,3 %), ANG (21 ks, 6,6 %), ORL (18 ks, 5,6 %) a dozimetry jsou přítomny ve více kusech také na pracovištích URL (15 ks, 4,7 %), NCH (9 ks, 2,8 %), CHB (8 ks, 2,5 %) a DCH (6 ks, 1,9 %). Nejméně dozimetrických přístrojů, pouze 5 kusů (1,6 %) na daném oddělení, bylo zjištěno na INT, GER a CHB.



**Obrázek 13** – Grafické znázornění počtu dozimetrů na určitých odděleních nemocnice A.

Oddělení RDG disponuje více typy dozimetrických přístrojů. Na obrázku 14 jsou znázorněny jednotlivé dozimetrické přístroje a jejich počty. Hlavní zastoupení, 63 % z celku, je reprezentováno dozimetrem OSL In Light Model 2 (n = 53 ks), 17,9 % z celku zastupují prstové dozimetry TLD 100 (n = 15 ks), 9,5 % z celku zastupují přístroje radiačního monitorovacího systému prostředí se sondami typu AGM-02 (n = 8 ks) a 4,8 % z celku zastupuje systém elektronické osobní dozimetrie s dozimetrickým přístrojem DMC 3000 (n = 4 ks). Méně často se na RDG oddělení v nemocnici vyskytuje přenosný ruční bateriový monitor povrchové kontaminace, přístroj PAM-100D (2,4 %, n = 2 ks) a pouze po jednom kuse (1,2 %) je na

oddělní přítomen přenosný bateriově napájený monitor pro monitorování plošné kontaminace, přístroj LB 124 SCINT-D a monitor povrchové kontaminace, který monitoruje aktuální kontaminaci rukou a nohou, přístroj HF-350.



**Obrázek 14** – Grafické znázornění jednotlivých dozimetrických přístrojů na oddělení RDG v nemocnici A.

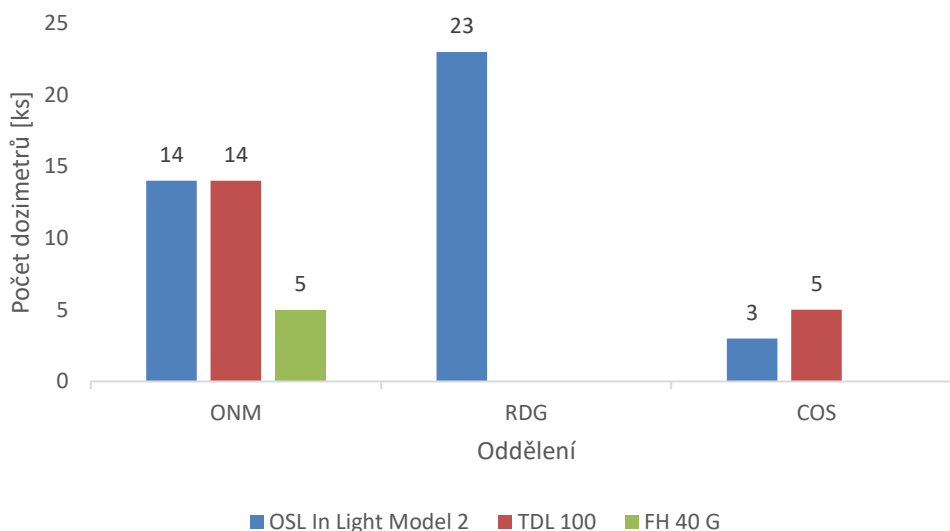
### 5.1.2 Nemocnice B

V této nemocnici, která je nemocnicí okresního typu, je celkem 18 oddělení, z nichž monitorování ionizujícího záření a osobní dozimetrie probíhá pouze na 1 oddělení. Nemocnice B využívá dozimetrie pouze na pracovišti RDG. Nemocnice B disponuje 25 ks dozimetrických přístrojů OSL In Light Model 2.

### 5.1.3 Nemocnice C

Tato nemocnice, která je nemocnicí okresního typu, disponuje 18 odděleními, z nichž monitorování ionizujícího záření probíhá na 3 odděleních. Jsou to oddělení ONM, COS a RDG. Rozložení dozimetrů v jednotlivých odděleních Nemocnice C je zobrazeno na obrázku 15. Celkem bylo zjištěno 64 ks dozimetrických přístrojů, z nichž 62,5 % zastoupení mají osobní dozimetrie typu OSL IN Light Model 2 (n = 40 ks). Prstových monitorovacích přístrojů TLD 100 bylo zjištěno 19 ks (29,7 %) a zbývajících 8 % připadá na dozimetr FH 40 G (n = 5 ks). Z obrázku 15 je patrné, že největším počtem dozimetrů disponuje oddělení ONM, celkem je zde přítomných 33 ks. Na tomto oddělení jsou shodně zastoupeny dozimetrie typu OSL In Light Model 2 a prstové dozimetrie TLD 100, zmíněných typů dozimetrických přístrojů zde bylo zjištěno po 14 ks (21,9 %). Taktéž ONM oddělení disponuje 5 ks přístrojů určených k prostorovému monitorování, FH 40 G (7,8 %). Na oddělení COS jsou přítomny jak TLD

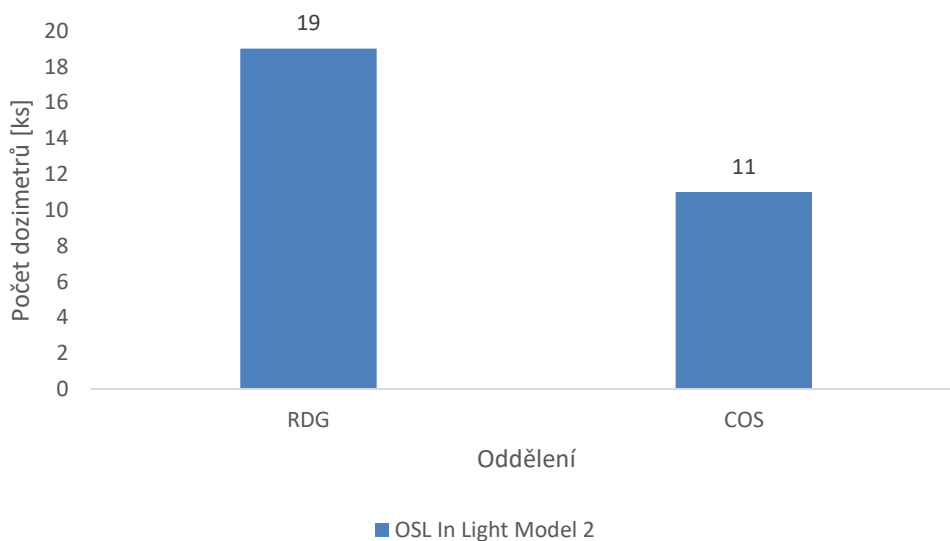
dozimetry (5 ks, 7,8 %) a taktéž osobní dozimetry OSL (3 ks, 4,6 %). Na oddělení RDG jsou zastoupeny pouze osobní dozimetry v počtu 23 ks (36 %).



**Obrázek 15** – Grafické znázornění počtu dozimetrů na určitých odděleních nemocnice C.

#### 5.1.4 Nemocnice D

Tato nemocnice, která je nemocnicí okresního typu, disponuje 19 odděleními, z nichž se využívá dozimetrických přístrojů na 2 odděleních, a to RDG a COS. Rozložení dozimetrů na jednotlivých odděleních v Nemocnici D zobrazuje obrázek 16. Na dvou odděleních bylo zjištěno celkem 30 ks dozimetrických přístrojů. V Nemocnici D jsou přítomny pouze celotělové osobní dozimetry typu OSL In Light Model 2.

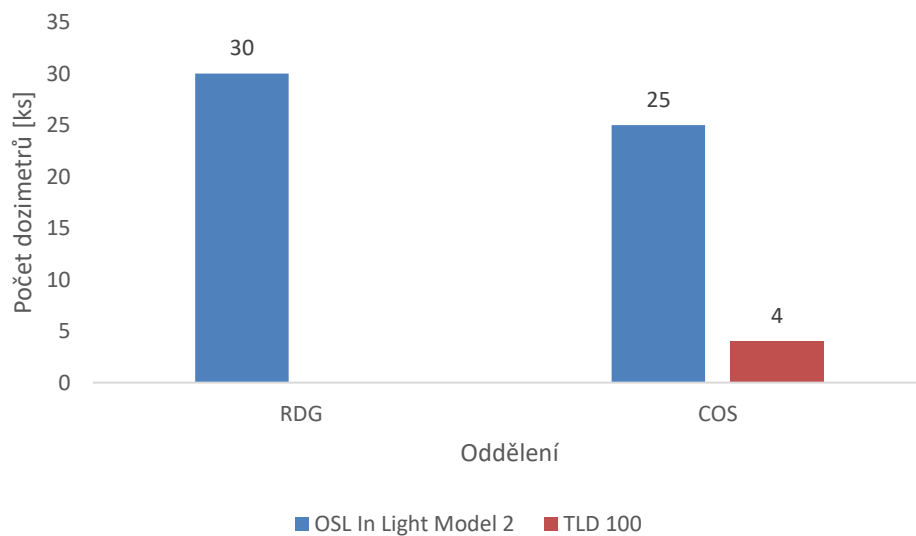


**Obrázek 16** – Grafické znázornění počtu dozimetrů na určitých odděleních nemocnice D.



### 5.1.5 Nemocnice E

V této nemocnici, která je nemocnicí okresního typu, je 19 oddělení, z toho je monitorace ionizujícího záření prováděna na 2 odděleních. Rozložení dozimetrů na jednotlivých odděleních v Nemocnici E zobrazuje obrázek 17. Ve dvou odděleních bylo zjištěno celkem 59 ks dozimetrických přístrojů, z nichž 93,2% zastoupení mají dozimetry typu OSL (n = 55 ks) a zbývajících 6,8 % připadá dozimetrům typu TLD 100 (n = 4 ks). Z obrázku 17 je patrné, že největším počtem dozimetrů disponuje oddělení RDG s 30 ks OSL dozimetrů. Oddělení COS disponuje 25 ks OSL In Light Model 2 dozimetry a 4 ks prstových TLD 100 dozimetrů.



**Obrázek 17** – Grafické znázornění počtu dozimetrů na určitých odděleních nemocnice E.

## 5.2 Specifikace dozimetru OSL model In Light Model 2

Pasivní celotělový osobní dozimetr typu In Light Model 2 nahrazuje předchozí detektory s technologií jednorázových filmů, viz obrázek 18. Dozimetr je typ kumulační, který detekuje záření RTG, gama, beta a záření neutronové, viz tabulka 7. Pomocí výpočetního algoritmu lze stanovit energie záření, které dozimetr absorboval v určitém časovém intervalu. V tomto dozimetru je uložen i kontrolní OSL detektor, který stanovuje směr ozáření. Výhoda OSL detektorů je, že detektor lze opakovaně vyhodnocovat.



**Obrázek 18** – Používaný OSL dozimetr In Light Model 2 v nemocnicích A, B, C, D, E.

Standardizované monitorovací období je jeden měsíc či tři měsíce. Monitorování začíná první den a končí poslední den kalendářního měsíce či kvartálu. V každém období pracovník dostane nový dozimetr, na kterém je nalepen štítek s osobními údaji a specifickým 2D kódem, který je zapsán v databázi Služby osobní dozimetrie VF, a.s. Veškeré díly dozimetru jsou též specificky identifikovány, tj. pouzdro OSL dozimetru, nosič OSL dozimetru, „imaging element“ s 2D kódem a stopový detektor neutronů. Pracovník nosí dozimetr na místě určeném vyhláškou, tj. na levé straně hrudníku (v oblasti srdce).

**Tabulka 7** – Technické parametry dozimetru OSL In Light Model 2.

Typ dozimetru	Celotělový pasivní dozimetr
Fyzikální princip vyhodnocení absorbované dávky	Opticky stimulovaná luminiscence
Výrobce dozimetru	LANDAUER
Distributor	VF a.s., Černá Hora
Druh detekovaného záření	Záření RTG Záření gama Záření beta Záření neutronové
Efektivní měřicí rozsah	0,05 mSv $\leq$ Hp(10) $\leq$ 10 Sv (záření X a gama) 0,05 mSv $\leq$ Hp(3) $\leq$ 10 Sv (záření X a gama) 0,05 mSv $\leq$ Hp(0,07) $\leq$ 10 Sv (záření X a gama) 0,1 mSv $\leq$ Hp(0,07) $\leq$ 10 Sv (záření beta)
Energetický rozsah	5 keV – 20 MeV
Přesnost	0,05 mSv až 0,1 mSv do $\pm$ 50 % 0,1 mSv až 0,2 mSv do $\pm$ 25 % 0,2 mSv až 10,0 Sv do $\pm$ 10 %

### 5.3 Specifikace osobního dozimetru TLD 100

Prstový dozimetr TLD 100 využívá fyzikální princip se scintilačním krystalem typu LiF:Mg,Ti, který vyhovuje požadavkům na přesnost měření a na mechanickou odolnost, viz obrázek 19. Detekuje záření RTG, gama a beta, viz tabulka 8. Dozimetr kumuluje absorbovanou dávku. Výhoda tohoto dozimetru je vysoká odolnost vůči vlivům vnějšího prostředí, možnost sterilizace a velikost dozimetru.

Standardizované monitorovací období je jeden měsíc či tři měsíce. Monitorování začíná první den a končí poslední den kalendářního měsíce či kvartálu. V každém období pracovník dostane nový dozimetr, na kterém jsou vygravírovány osobní údaje, údaj o monitorovacím období, kód pracoviště a zdali je nošen na prstech pravé či levé ruky.



Obrázek 19 – Používaný dozimetr TLD 100 v nemocnicích A, C, E.

Tabulka 8 – Technické parametry dozimetru TLD 100.

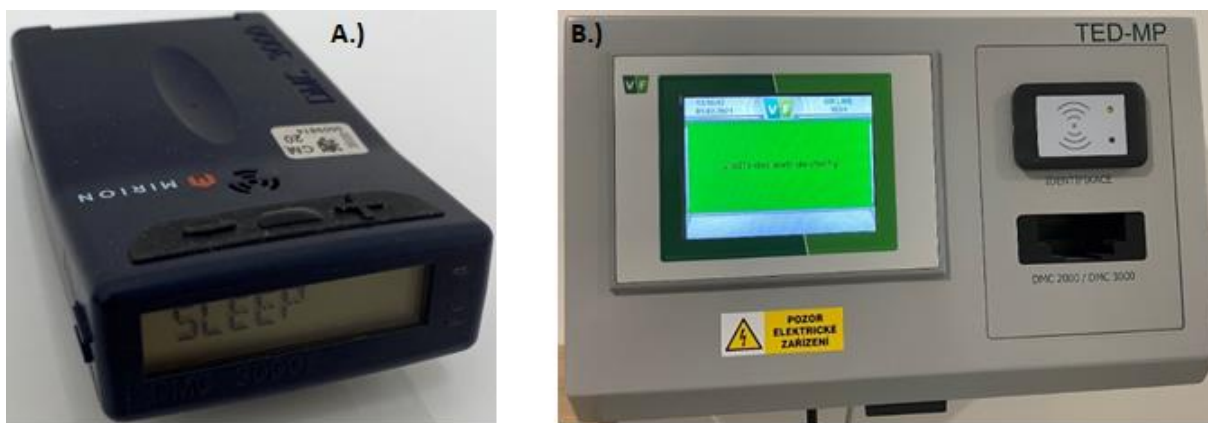
Typ dozimetru	Prstový pasivní dozimetr
Fyzikální princip vyhodnocení absorbované dávky	Termoluminiscence
Výrobce dozimetru	LANDAUER
Distributor	VF a.s., Černá Hora
Druh detekovaného záření	Záření RTG Záření gama Záření beta
Efektivní měřicí rozsah	$0,1 \text{ mSv} \leq \text{Hp}(0,07) \leq 10 \text{ Sv}$ (záření RTG, gama a záření beta)
Energetický rozsah	15 keV – 2,25 MeV (záření RTG a gama) 0,15MeV – 2,25 MeV (záření beta)
Přesnost	0,1 mSv až 10,0 Sv do $\pm 25 \%$

## 5.4 Specifikace systému elektronické osobní dozimetrie

Systém elektronické osobní dozimetrie se skládá ze čtyř základních částí, kterými jsou elektronický osobní dozimetr DMC 3000, terminál TED-MP, server s centrální databází systému typu ORACLE a administrativní PC se SW SEOD-MP. Výhody systému jsou automatická kumulace obdržených dávek E, Hp(10), Hp(0,07) v různých časových intervalech, evidence a vykazování čerpání osobních dávek v souladu s limity stanovenými legislativou. V případě překročení limitů systém automaticky neschválí vstup pracovníkovi do kontrolovaného pásma. Dále systém umožňuje provádět analýzy pobytu pracovníka na pracovišti.

Dozimetr DMC 3000 je využíván k monitorování osob pohybujících se po kontrolovaném i sledovaném pásmu, viz obrázek 20 A. Dozimetr je umístěn na referenčním místě (přední levá strana hrudníku). Tento dozimetr monitoruje kontinuálně a je založen na principu optické stimulované luminiscence (polovodičové Si-detektory). Detekuje záření RTG a gama, viz tabulka 9. Výhodou tohoto dozimetru je mechanická odolnost, dlouhá výdrž na baterii (3000 hod) a hlavně nastavení prahu signalizace překročení absorbované dávky. Vyhodnocení dozimetru DMC 3000 probíhá při navracení do stanice TED-MP, kdy monitor (stanice) vyhodnotí přijatou dávku. Dochází k vyhodnocování absorbované dávky při každém zapůjčení dozimetru. Hodnota absorbované dávky je zobrazena na displeji stanice.

Terminál TED-MP, viz obrázek 20 B., se skládá ze tří částí, kterými jsou programovatelný logický automat, čtečka dozimetrů a čtečka identifikační karty. Osoby vstupující do kontrolovaného pásma se identifikují pomocí svých identifikačních karet. Podle identifikační karty je přidělen elektronický dozimetr. Po ukončení návštěvy kontrolovaného pásma pracovník načte svoji identifikační kartu a vloží dozimetr do terminálu, který načte a vyhodnotí data získané dávky. Data se ukládají do databáze.



**Obrázek 20** – Systém elektronické osobní dozimetrie v nemocnic A.

Na obrázku je zobrazen dozimetr DMC 3000 (A.) a terminál TED-MP (B.).

**Tabulka 9** – Technické parametry dozimetru DMC 3000.

Typ dozimetru	Osobní elektronický dozimetr
Fyzikální princip vyhodnocení absorbované dávky	Opticky stimulovaná luminiscence
Výrobce dozimetru	Mirion technologies
Distributor	RDS
Druh detekovaného záření	Záření RTG Záření gama
Měřicí rozsah dávkového ekvivalentu Hp(10)	0,01 $\mu$ Sv až 100 Sv
Měřicí rozsah dávkového ekvivalentu Hp(0,07)	0,01 $\mu$ Sv až 100 Sv
Měřicí rozsah příkonu dávkového ekvivalentu Hp(10)	0,05 $\mu$ Sv/hod až 20 Sv/hod
Měřicí rozsah příkonu dávkového ekvivalentu Hp(0,07)	0,05 $\mu$ Sv/hod až 20 Sv/hod
Energetický rozsah	15 keV – 7 MeV
Přesnost Hp(10)	< $\pm$ 10 % ( $^{137}\text{Cs}$ při 24 mSv/hod) < $\pm$ 15 % ( $^{241}\text{Am}$ při 23 mSv/hod) < $\pm$ 19 % RTG záření 16 keV

## 5.5 Specifikace digitálního měřicího přístroje FH 40 G

Víceúčelový digitální měřicí přístroj FH 40 G, viz obrázek 21, využívá detektor Geiger-Müller, který slouží k ochraně před zářením v daném prostředí. Pomocí sond plug a play měří aktuální kontaminaci neutronového záření a záření alfa a beta, viz tabulka 10. Detekuje umělé gama záření v proměnlivém přirozeném radiačním poli. Přístroj zaznamenává dávkový příkon, střední hodnotu dávkového příkonu, maximální hodnotu dávkového příkonu a celkovou dávku. Výhodou tohoto přístroje je robustnost, vodotěsnost a spolehlivost s jednoduchou obsluhou. Lze také nastavit poplachový práh pro hlášení. Tento dozimetr se využívá k monitorování prostředí zatíženého ionizujícím zářením. Každý den jsou oprávněným pracovníkem vyhodnoceny hodnoty z předchozího dne. Tyto hodnoty jsou zaznamenány do záznamové knihy.



Obrázek 21 – Používaný víceúčelový digitální měřicí přístroj FH 40 G v nemocnici C.

Tabulka 10 – Technické parametry přístroje FH 40 G.

Typ dozimetru	Víceúčelový digitální měřicí přístroj
Fyzikální princip vyhodnocení absorbované dávky	Geiger-Müllerova trubice
Výrobce dozimetru	Thermo Scientific <sup>TM</sup>
Druh detekovaného záření	Záření RTG Záření gama Záření alfa Záření beta Záření neutronové
Efektivní měřicí rozsah	100 nGy/hod – 100 Gy/hod
Energetický rozsah	36 keV – 1,3 MeV
Citlivost	>30 keV

## 5.6 Specifikace radiačního monitorovacího systému prostředí se sondami AGM-02

K monitorování ionizujícího záření v prostředí slouží monitor dávkového příkonu gama AGM-02, viz tabulka 11, který je propojen s lokální zobrazovací jednotkou LZJ-22. V nemocnici A je jedna jednotka LZJ-22, na kterou je připojeno osm monitorovacích sond AGM-02.

Monitorovací sonda AGM-02 (obrázek 22 A.), je určena pro měření aktuálního příkonu prostorového dávkového ekvivalentu záření gama od přírodního pozadí, viz tabulka 11. AGM-02 obsahuje Geiger-Müllerovu trubici a vyhodnocovací elektroniku. Na monitoru lze nastavit dvě prahové signalizační úrovně, které jsou porovnávány s naměřenými hodnotami prostorového dávkového ekvivalentu. Překročení signalizační úrovně je signalizováno akusticky a opticky. Lokální zobrazovací jednotka LZJ-22 (obrázek 22 B.), je zařízení určené k použití v systému radiační kontroly. Zařízení umožňuje zobrazení aktuálních a historických hodnot, lokální archivaci naměřených hodnot z detekčních zařízení, nastavení parametrů pomocí dotykového displeje, signalizaci poruchových a nestandardních stavů a varování osob v případě nebezpečí radiačního ohrožení.



**Obrázek 22** – Používaný radiační monitorovací systém prostředí se sondami AGM-02 v nemocnici A

Na obrázku je zobrazena monitorovací sonda AGM-02 (A.) a zobrazovací jednotka LZJ-22 (B.).

**Tabulka 11** – Technické parametry monitorovací sondy AGM-02.

Typ dozimetru	Monitor prostorové kontaminace
Fyzikální princip vyhodnocení absorbované dávky	Geiger-Müller trubice
Distributor	VF a.s., Černá Hora
Druh detekovaného záření	Záření gama
Efektivní měřicí rozsah	0,1 $\mu$ Sv/hod – 0,1 Sv/hod



## 5.7 Specifikace přenosného monitoru LB 124 SCINT-D

Monitor LB 124 SCINT-D je přenosný bateriově napájený monitor pro monitorování plošné kontaminace s dozimetrickou funkcí, viz obrázek 23. Detekce záření probíhá v reálném čase. Měří kontinuální kontaminaci alfa, beta a gama záření, viz tabulka 12. Dále měří dávkový příkon gama záření. Skládá se z jednotkového displeje s mikroprocesorovou elektronikou. Signál zpracovává ZnS(Ag) scintilátor s fotonásobičem a sčítač pulzů. Tento model má aktivní měřicí plochu 170 cm<sup>2</sup>. Výhodou tohoto modelu je nízká hmotnost, která přispívá k lepší manipulaci, paměť pro ukládání dat z měření, snadná dekontaminace detekčního povrchu monitoru a bezplynový detektor. Životnost baterie je 50 hodin provozu.



Obrázek 23 – Používaný monitor LB 124 SCINT-D v nemocnici A.

Tabulka 12 – Technické parametry monitoru LB 124 SCINT-D.

Typ dozimetru	Monitor plošné kontaminace
Fyzikální princip vyhodnocení absorbované dávky	Scintilační krystal ZnS(Ag)
Výrobce dozimetru	Berthold
Druh detekovaného záření	Záření alfa Záření gama Záření beta
Rozsah příkonu dávkového ekvivalentu	0,1 µSv/hod až 20 mSv/hod
Energetický rozsah	50 keV – 1,3 MeV
Přesnost	0,1 µSv/hod až 20 mSv/hod do ± 20 %

## 5.8 Specifikace monitoru PAM-100D

Monitor PAM-100D, viz obrázek 24, je přenosný ruční bateriový monitor povrchové kontaminace. Detekce záření probíhá v reálném čase. Tento model je citlivý na detekci alfa, beta a gama záření, viz tabulka 13. Monitor je vybaven grafickým displejem, který zobrazuje četnost impulzů, aktivitu a plošnou aktivitu, jako číselnou hodnotu a sloupcový graf. Kontaminace je indikována akusticky. Tento model má aktivní měřící plochu 100 cm<sup>2</sup>. Životnost baterie je 120 hodin provozu.



Obrázek 24 – Používaný monitor PAM-100D v nemocnici A.

Tabulka 13 – Technické parametry monitoru PAM-100D.

Typ dozimetru	Monitor povrchové kontaminace
Fyzikální princip vyhodnocení absorbované dávky	Scintilační krystal ZnS(Ag)
Distributor	VF a.s., Černá Hora
Druh detekovaného záření	Záření alfa Záření beta Záření gama
Alfa záření	Radionuklid <sup>241</sup> Am, účinnost 39 % Detekční práh 0,28 Bq/cm <sup>2</sup>
Beta záření	Radionuklid <sup>90</sup> Sr + <sup>90</sup> Y, účinnost 50 % Detekční práh 0,16 Bq/cm <sup>2</sup>
Gama záření	Radionuklid <sup>137</sup> Cs, účinnost 43 % Detekční práh 0,17 Bq/cm <sup>2</sup>

## 5.9 Specifikace monitoru HF-350

Monitor HF-350, viz obrázek 25, je monitor povrchové kontaminace, který monitoruje aktuální kontaminaci rukou a nohou. Tento monitor je určen k detekci alfa, beta a gama záření, viz tabulka 14. V monitoru jsou použity scintilační detektory, z nichž čtyři jsou určeny pro měření kontaminace rukou a dva pro měření kontaminace nohou. Monitor podává hlasové pokyny, kterými navádí probanda během měřicího procesu a informuje o naměřených výsledcích. Výsledky jsou ukládány na paměť přístroje, data lze přenést na externí uložení.



Obrázek 25 – Používaný monitor HF-350 v nemocnici A.

**Tabulka 14** – Technické parametry monitoru HF-350.

Typ dozimetru	Monitor povrchové kontaminace
Fyzikální princip vyhodnocení absorbované dávky	Scintilační krystal ZnS(Ag)
Distributor	VF a.s., Černá Hora
Druh detekovaného záření	Záření alfa Záření beta Záření gama
Alfa záření	Radionuklid $^{241}\text{Am}$ Účinnost 45 % (ruce, nohy) Minimální detekovatelná aktivita 0,02 Bq/cm <sup>2</sup> (ruce) Minimální detekovatelná aktivita 0,01 Bq/cm <sup>2</sup> (nohy)
Beta záření	Radionuklid $^{204}\text{Tl}$ Účinnost 33 % (ruce) Účinnost 36 % (nohy) Minimální detekovatelná aktivita 0,12 Bq/cm <sup>2</sup> (ruce) Minimální detekovatelná aktivita 0,09 Bq/cm <sup>2</sup> (nohy)
Gama záření	Radionuklid $^{137}\text{Cs}$ Účinnost 36 % (ruce) Účinnost 42 % (nohy) Minimální detekovatelná aktivita 0,10 Bq/cm <sup>2</sup> (ruce) Minimální detekovatelná aktivita 0,07 Bq/cm <sup>2</sup> (nohy)

## 6 DISKUZE

Dozimetrické metody se zabývají měřením veličin, které jsou výhradně spojeny s vlastnostmi a účinkem IZ. Mluvíme tedy o záření, které disponuje energií dostačující k ionizaci atomů nebo molekul ozářené látky. Tato předaná energie může způsobovat u ozářených objektů řadu fyzikálních, chemických a biologických změn a ohrožovat tak zdraví člověka (Podzimek, 2015). Přesto je IZ nedílnou součástí životního prostředí. Rozvoj využití zdrojů IZ v terapii a diagnostice v průběhu posledních 20 let s sebou logicky přinesl i zvýšení rizika profesního ozáření pro radiační pracovníky ve zdravotnictví. Zde musí být dodržována přísná pravidla radiační ochrany, která inovovala i nová legislativa z roku 2016. Z našeho výzkumu vyplynulo, že ve vybraných nemocnicích je radiační ochrana zajišťována prostřednictvím OSL a TLD osobních dozimetrů, které postupně od roku 2009 do roku 2020 nahradily osobní filmové dozimetry.

Lékařské ozáření přispívá k roční dávce obyvatelstvu 11 % a tvoří tak významnou složku průměrného ozáření (SURO, 2021). V této oblasti probíhá intenzivní vývoj nových dozimetrových přístupů. Cílem metod již není pouze co nejpřesnější zpětné stanovení absorbované dávky, ale zaměřují se na využití v rámci moderních sofistikovaných metod (např. intervenční chirurgie), přípravu a ověřování radioterapeutických plánů, odhad dávky expozice v jednotlivých orgánech nebo kontrolu *in vivo* distribuce dávky. K vyhodnocování množství dávky záření, kterou pacienti obdrží v důsledku vnitřního ozáření, je potřeba měřit dávku v 3D prostoru. Vyžívány mohou být různé fantomy, do kterých jsou vkládány běžně užívané dozimetry. Moderním přístupem je simulace 3D prostoru pomocí gelových dozimetrů nebo metody teoretických dozimetrových výpočtů, kde je rozhodující počet a přesnost vstupních dat. Ke kontrole správnosti nově zaváděných metod jsou využívány standardizované metody MIRD a statistické metody MC.

Nejčastější typ dozimetru z praktické části je dozimetr OSL In Light Model 2, který představuje 88,1 % ze všech dozimetrů používaných v námi vybraných nemocnicích. Výhodou OSL dozimetrů je velmi vysoká citlivost a měření bodových dávek (Pradhan, 2008). Ve studii, kterou provedli Benali a kol. (2017) byly vyhodnoceny odchylky měření při detekci IZ s OSL dozimetrem a pomocí matematické metody Monte Carlo, s použitím kódu MCNP5. Rozdíl v citlivosti pro úhly až do  $\pm 80$  stupňů od středové osy paprsku byl přibližně 1,5 % pro OSL dozimetr. Energetická závislost je uvedena menší než 2,2 %. Z hlediska absorbované dávky činil rozdíl  $\pm 4,2$  % mezi výpočtem a měřením (Benali, 2017). OSL dozimetr byl testován také na dozimetrovické postupy v radioterapii. Výsledky získané pomocí dozimetrů OSL ukazují

shodu s měřením ionizační komory a diodami prováděných za stejných podmínek. Studie reprodukovatelnosti ukazují, že reakce systému OSL na opakované expozice je 2,5 %, což umožňuje využití komerčního systému OSL pro dozimetrické postupy v radioterapii (Viamonte, 2008).

Druhým nejčastějším dozimetrem z praktické části je dozimetr TLD 100, který zaujímá 7,7 % z celkového počtu používaných dozimetrů v námi vybraných pěti nemocnicích. TLD metoda jako první začala postupně nahrazovat metodu filmové dozimetrie. Její výhodou je automatizované vyhodnocení, čímž dochází k eliminaci chyb vlivem lidského faktoru. Dle výzkumu, byly TLD dozimetry srovnány s výsledky získanými pomocí radiochromických filmů, které se obvykle používají jako 2D dozimetr. Geometrické testy zabezpečovací kvality prokázaly, že dozimetr TLD poskytuje dostatečnou přesnost. Výsledky výzkumu prokázaly, že dozimetr TLD může být náhradou za radiochromický film (Yanagisawa, 2017). Ve studii Benali a kol, (2017) byl také s metodou MC srovnávám i termoluminiscenční dozimetr. Studie prokázala, že tento dozimetr má odchylku  $\pm 4,2$  % od výpočtu z hlediska absorbované dávky. Rozdíl v citlivosti pro úhly až do  $\pm 80$  % stupňů od středové osy paprsku byl 0,5 %. Energetická závislost byla vyčíslena do 5,8 % (Benali, 2017). Další studie představuje novou metodu kombinující měření pomocí 3D polymerového gelu a TLD dozimetru pro účely absolutního měření 3D dávky IZ. Tuto metodu lze aplikovat u měření dávek pomocí komplexních antropomorfních fantomů. Metoda byla validována pro dvě různé ozařovací geometrie včetně velkého homogenního pole i malého pole s ostrými gradienty dávky (Mann, 2019).

V ČR jsou pouze dva distributoři (Nuvia a.s. a VF a.s.), kteří zajišťují osobní dozimetrii ve zdravotnictví. Dotazovaných pět nemocnic používá plošně dozimetrické přístroje od firmy VF, a.s. Převládající dozimetr OSL model In Light Model 2 má schopnost detekce záření RTG, gama, beta a neutronového záření. Spodní hranici svých efektivních měřících rozsahů od 0,05 mSv pro RTG a gama záření a od 0,1 mSv pro beta záření, čímž převyšuje v kvalitě TLD detektory. Také přesnost měření je u OSL vyšší. Metody OSL dozimetrie postupně nahrazují metody osobní filmové dozimetrie a TLD dozimetrie, čemuž odpovídá i vyšší zastoupení OSL přístrojů (88,1 %) oproti TLD (7,7 %) ve všech zkoumaných nemocnicích. K vyhodnocování obou typů dozimetrů dochází 1x měsíčně. Nejnovější metoda osobního monitorování ve vybraných nemocnicích je pomocí elektronického dozimetru DMC 3000. Výhodou je vyhodnocení obdržené dávky v reálném čase. Tato metoda postupně nahrazuje OSL dozimetry. Moderní metody dozimetrie popsané v teoretické části se zabývají hlavně ochranou pacientů, protože v této oblasti může být novými metodám dosaženo výrazné zlepšování.

Vývoj dozimetrických přístupů se však zaměřuje i zcela jiným směrem, a to na plošné jednoduché testování velkého souboru potenciálně ozářených jedinců. K rozvíjení těchto metod došlo zejména díky nedávnému globálnímu radiačnímu ohrožení v důsledku jaderné havárie ve Fukušimě (v roce 2011). Ale přispívá k němu i dlouhodobé zhoršování bezpečnostní situace ve světě a zvýšení rizika použití jaderných zbraní. Aktuálně můžeme zmínit i rozsáhlé lesní požáry, které vypukly v prostoru havárie u bývalé jaderné elektrárny Černobyl, která podlehlá havárii v roce 1986. Jedním z řady nových přístupů je využití materiálů z mobilních telefonů a čipových karet, které má dnes u sebe téměř každý. Hodnotu absorbované dávky lze získat rekonstrukcí z hliníku, který je v mobilních telefonech obsažen. U čipových karet lze dávku vyhodnotit z epoxidově zapouzdřeného oxidu křemičitého (Mrozik, 2017, Geber-Bergstrand, 2018).

Vývoj nových dozimetrických metod, které jsou zavedeny z výzkumu do klinické praxe, přináší sofistikovanou monitoraci pracovníků pracujících s ionizačním zářením a pacientů. S novými dozimetry dochází například k rychlému vyhodnocení obdržené dávky, ke zlepšení citlivosti a rozsahu energického pásma dozimetru. Tyto faktory vedou ke zkvalitnění monitorace pracovníků a pacientů.

## 7 ZÁVĚR

Dozimetrie patří mezi neustále se rozvíjející oblast, která je nucena reagovat na nové tendence využívání zdrojů IZ. Ve svých postupech využívá nové experimentální poznatky o vlastnostech materiálů i biologické odpovědi na IZ. Na standardně zavedené metody, mezi které patří zejména dozimetrie na principu ionizační plynové komory, scintilační dozimetry, OSL a TLD, navazují dnes nové 3D technologie, které nachází významné uplatnění v rámci nových radiodiagnostických a radioterapeutických postupů. V oblasti zajištění radiační ochrany na pracovišti však systém osobního monitorování radiačních pracovníků využívá zavedených standardizovaných metod, zejména metody OSL, která s sebou nese nejnižší riziko vzniku chyby při vyhodnocení a výhodu, že dozimetr lze vyhodnocovat opakovaně. Stanovené cíle bakalářské práce byly splněny.

V rámci teoretické části byl popsán historický vývoj dozimetrie, současné dozimetrické veličiny radiační ochrany, základní metody a principy dozimetrie, dozimetrie ve zdravotnictví s platnou legislativou a moderní metody dozimetrie.

V rámci praktické části bylo provedeno šetření, jaké dozimetrické metody a přístroje k monitorování ionizujícího záření se využívají ve vybraných nemocnicích. Ze šetření vyplynulo, že nejvíce je zastoupen OSL In Light Model 2 dozimetr. Monitorování prostředí je zajišťováno pomocí dozimetrů FH 40 G, AGM-02, LB 124 SCINT-D a PAM-100D. Fyzikální princip daných dozimetrických přístrojů umožňuje stanovit absorbovanou dávku pomocí optické stimulované luminescence, termoluminescence, Geiger-Müllerovy trubice, plastického scintilátoru a scintilačního krystalu. Byl vypracován přehled principů zavedených a v současnosti standardně využívaných dozimetrických metod. Byly představeny moderní dozimetrické přístupy v oblasti zdravotnictví.

Detekce ionizujícího záření, kvůli jeho biologickým vlastnostem a vzniku možných nežádoucích vedlejších účinků je ve zdravotnictví velkou prioritou. Postupné nahrazování kumulativních detektorů za dozimetry vyhodnocující dávku záření v reálném čase, umožňuje zabezpečit lepší ochranu pracovního personálu na nemocničních odděleních a tím lépe ochránit zdravotnický personál. Zavedením nových metod do klinické praxe může být následně dosaženo detailnějšího popisu distribuce dávky IZ v pacientovi a tím zlepšit výsledky lékařského ozáření.



## 8 POUŽITÁ LITERATURA

AINSBURY, E. A., E. BAKHANOVA, J. F. BARQUINERO, et al., 2011. Review of retrospective dosimetry techniques for external ionising radiation exposures. *Radiation Protection Dosimetry* [online]. **147**(4), 573-592 [cit. 2021-4-25]. ISSN 0144-8420. Dostupné z: doi:10.1093/rpd/ncq499.

ALHAKEEM, Eyad A., Sami ALSHAIKH, Anatoly B. ROSENFELD a Sergei F. ZAVGORODNI, 2015. Comparative evaluation of modern dosimetry techniques near low- and high-density heterogeneities. *Journal of Applied Clinical Medical Physics* [online]. **16**(5), 142-158 [cit. 2021-4-25]. ISSN 15269914. Dostupné z: doi:10.1120/jacmp.v16i5.5589.

AMATO, E., CICONE, F., AUDITORE, L., BALDARI, S., PRIOR, J. O., GNESIN, S. A., 2018. Monte Carlo model for the internal dosimetry of choroid plexuses in nuclear medicine procedures. *Physica Medica* [online]. vyd. 49, s. 52-57 [cit. 2020-06-09]. DOI: 10.1016/j.ejmp.2018.05.005. ISSN 11201797. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1120179718304617>.

ANDREO, Pedro, 2018. Monte Carlo simulations in radiotherapy dosimetry. *Radiation Oncology* [online]. **13**(1) [cit. 2021-4-25]. ISSN 1748-717X. Dostupné z: doi:10.1186/s13014-018-1065-3.

BALDOCK, C., DEENE, Y. DE., DORAN, S. a spol., 2010. Polymer gel dosimetry. *Physics in Medicine and Biology* [online]. vyd. 55(5), s. R1-R63 [cit. 2020-06-09]. DOI: 10.1088/0031-9155/55/5/R01. ISSN 0031-9155. Dostupné z: <https://iopscience.iop.org/article/10.1088/0031-9155/55/5/R01>.

BENALI, A.-H., G. Medkour ISHAK-BOUSHAKI, A.-M. NOURREDDINE, M. ALLAB a P. PAPADIMITROULAS, 2017. A comparative evaluation of luminescence detectors: RPL-GD-301, TLD-100 and OSL-AL 2 O 3. *Journal of Instrumentation* [online]. **12**(07), P07017-P07017 [cit. 2021-4-26]. ISSN 1748-0221. Dostupné z: doi:10.1088/1748-0221/12/07/P07017

CANTONE, M. C., HOESCHEN, CH., 2011. *Radiation Physics for Nuclear Medicine* [online]. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg [cit. 2020-06-09]. DOI: 10.1007/978-3-642-11327-7. ISBN 978-3-642-11326-0.

CASOLARO, P., CAMPAJOLA, L., BREGLIO, G., a spol., 2019. Real-time dosimetry with radiochromic films. *Scientific Reports* [online]. vyd. 9(1) [cit. 2020-06-09]. DOI: 10.1038/s41598-019-41705-0. ISSN 2045-2322. Dostupné z: <http://www.nature.com/articles/s41598-019-41705-0>.

COUSINS, C., D.L. MILLER, G. BERNARDI, et al., 2013. ICRP Publication 120: Radiological Protection in Cardiology. *Annals of the ICRP* [online]. 42(1), 1-125 [cit. 2021-4-25]. ISSN 0146-6453. Dostupné z: [doi:10.1016/j.icrp.2012.09.001](https://doi.org/10.1016/j.icrp.2012.09.001).

DAMULIRA, Edrine, Muhammad Nur Salihin YUSOFF, Ahmad Fairuz OMAR a Nur Hartini MOHD TAIB, 2019. A Review: Photonic Devices Used for Dosimetry in Medical Radiation. *Sensors* [online]. 19(10) [cit. 2021-4-25]. ISSN 1424-8220. Dostupné z: [doi:10.3390/s19102226](https://doi.org/10.3390/s19102226).

DEL REGATO, J.A., 1977. Guido Holzknacht. *International Journal of Radiation Oncology\*Biophysics* [online]. 2(11-12), 1201-1208 [cit. 2021-4-25]. ISSN 03603016. Dostupné z: [doi:10.1016/0360-3016\(77\)90133-X](https://doi.org/10.1016/0360-3016(77)90133-X).

DEVIC, S., 2011. Radiochromic film dosimetry: Past, present, and future. *Physica Medica* [online]. vyd. 27(3), s. 122-134 [cit. 2020-06-09]. DOI: 10.1016/j.ejmp.2010.10.001. ISSN 11201797. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1120179710000578>.

DEVIC, S., TOMIC, N., LEWIS, D., 2016. Reference radiochromic film dosimetry: Review of technical aspects. *Physica Medica* [online]. vyd. 32(4), s. 541-556 [cit. 2020-06-09]. DOI: 10.1016/j.ejmp.2016.02.008. ISSN 11201797. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S112017971600510X>.

DIETERICH, S., FORD, E., PAVORD, D., ZENG, J., 2016. In-Vivo Dosimetry. *Practical Radiation Oncology Physics* [online]. 2016, s. 30-39 [cit. 2020-06-09]. DOI: 10.1016/B978-0-323-26209-5.00003-1. ISBN 9780323262095. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9780323262095000031>.

DUFEK, V., 2016. Používání gafchromických film. *Suro.cz* [online]. [cit. 2020-05-02]. Dostupné z: <https://www.suro.cz/cz/lekarske/publikace/pouzivani-gafchromicky-filmu>.

DURÁN, Ariel, Sim Kui HIAN, Donald L. MILLER, John LE HERON, Renato PADOVANI a Eliseo VANO, 2013. Recommendations for occupational radiation protection in interventional cardiology. *Catheterization and Cardiovascular Interventions* [online]. **82**(1), 29-42 [cit. 2021-4-25]. ISSN 15221946. Dostupné z: doi:10.1002/ccd.24694.

GARCIA-SANCHEZ, Antonio-Javier, Enrique GARCIA ANGOSTO, Pedro MORENO RIQUELME, Alfredo SERNA BERNA a David RAMOS-AMORES, 2018. Ionizing Radiation Measurement Solution in a Hospital Environment. *Sensors* [online]. **18**(2) [cit. 2021-4-25]. ISSN 1424-8220. Dostupné z: doi:10.3390/s18020510.

GEBER-BERGSTRAND, T., BERNHARDSSON, CH., CHRISTIANSSON, M., MATTSSON, S., RÄÄF, CH. L., 2018. Optically stimulated luminescence (OSL) dosimetry in irradiated alumina substrates from mobile phone resistors. *Radiation and Environmental Biophysics* [online]. vyd. 57(1), s. 69-75 [cit. 2020-06-09]. DOI: 10.1007/s00411-017-0725-2. ISSN 0301-634X. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00411-017-0725-2>.

HEYDENREICH, Jakob a Hans Christian WULF, 2019. Personal electronic UVR dosimeter measurements: specific and general uncertainties. *Photochemical & Photobiological Sciences* [online]. **18**(6), 1461-1470 [cit. 2021-4-25]. ISSN 1474-905X. Dostupné z: doi:10.1039/C8PP00379C.

HOWELL, R., RODNEY, R., BARRY, R., LOEVINGER, R., WATSON, E., BOLXH, E., BRILL, W. E., AARON, N.D., CHARKES, N., FISHER, M. T., DARRELL, M. T., HAYS, M. T., ROBERTSON, J. S., SIEGEL, J., THOMAS, S., 1999. The MIRD perspective 1999. Medical Internal Radiation Dose Committee. *Journal of nuclear medicine: official publication, Society of Nuclear Medicine*. [online]. vyd. 40, s. 3-10.

HUDA, Walter, Edward L. NICKOLOFF a John M. BOONE, 2008. Overview of patient dosimetry in diagnostic radiology in the USA for the past 50years. *Medical Physics* [online]. **35**(12), 5713-5728 [cit. 2021-4-25]. ISSN 00942405. Dostupné z: doi:10.1118/1.3013604.

ICRP, 1977. Recommendations of the ICRP. *ICRP Publication 26*. Ann. ICRP [online]. 1977, 1 (3) [cit. 26-02-2021].

Dostupné z: <https://www.icrp.org/publication.asp?id=ICRP%20Publication%2026>.

- ICRP, 1982. Protection of the Patient in Diagnostic Radiology. ICRP *Publication 34*. Ann. ICRP [online]. 1982, 9 (2-3) [cit. 12-03-2021].  
Dostupné z: <https://www.icrp.org/publication.asp?id=ICRP%20Publication%2034>.
- ICRP, 1990. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP *Publication 60*. Ann. ICRP [online]. 1990, 21 (1-3) [cit. 26-02-2021]. Dostupné z: <https://www.icrp.org/publication.asp?id=icrp%20publication%2060>.
- ICRP, 2000. Managing Patient Dose in Computed Tomography. ICRP *Publication 87*. Ann. ICRP [online]. 2000, 30 (4) [cit. 27-02-2021]. Dostupné z: <https://www.icrp.org/publication.asp?id=ICRP%20Publication%2087>.
- ICRP, 2004. Release of Patients after Therapy with Unsealed Radionuclides. ICRP *Publication 94*. Ann. ICRP [online]. 2004, 34 (2) [cit. 02-04-2021]. Dostupné z: <https://www.icrp.org/publication.asp?id=ICRP%20Publication%2094>.
- ICRP, 2007. Managing Patient Dose in Multi-Detector Computed Tomography (MDCT). ICRP *Publication 102*. Ann. ICRP [online]. 2007, 37 (1) [cit. 26-02-2021] Dostupné z: <https://www.icrp.org/publication.asp?id=ICRP%20Publication%20102>.
- ICRP, 2007. Radiological Protection in Medicine. ICRP *Publication 105*. Ann. ICRP [online]. 2007, 37 (6) [cit. 27-03-2021]. Dostupné z: <https://www.icrp.org/publication.asp?id=ICRP%20Publication%20105>.
- ICRP. 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP *Publication 103*. Ann. ICRP [online]. 2007, 37 (2-4) [cit. 2020-05-25]. Dostupné z: <http://www.icrp.org/publication.asp?id=ICRP%20Publication%20103>.
- ICRP, 2014. Radiological Protection in Ion Beam Radiotherapy. ICRP *Publication 127*. Ann. ICRP [online]. 2014, 43(4) [cit. 16-02-2021]. Dostupné z: <https://www.icrp.org/publication.asp?id=ICRP%20Publication%20127>.
- IZEWSKA J a RAJAN G., 2012. *Radiation dosimeters. Chapter3*. Dosimetry and Medical Radiation Physics. ISBN 92-0-107304-6.
- JENNINGS, W Alan, 2007. Evolution over the past century of quantities and units in radiation dosimetry. *Journal of Radiological Protection* [online]. **27**(1), 5-16 [cit. 2021-4-25]. ISSN 0952-4746. Dostupné z: doi:10.1088/0952-4746/27/1/R01.

KAFROUNI, M., ALLIMANT, C., FOURCADE, M., a spol., 2018. Retrospective Voxel-Based Dosimetry for Assessing the Ability of the Body-Surface-Area Model to Predict Delivered Dose and Radioembolization Outcome. *Journal of Nuclear Medicine* [online]. vyd. 59(8), s. 1289-1295 [cit. 2020-06-09]. DOI: 10.2967/jnumed.117.202937. ISSN 0161-5505. Dostupné z: <http://jnm.snmjournals.org/lookup/doi/10.2967/jnumed.117.202937>.

LAMBERT, Jamil, Tatsuya NAKANO, Sue LAW, Justin ELSEY, David R. MCKENZIE a Nataška SUCHOWERSKA, 2007. In vivo dosimeters for HDR brachytherapy: A comparison of a diamond detector, MOSFET, TLD, and scintillation detector. *Medical Physics* [online]. **34**(5), 1759-1765 [cit. 2021-4-25]. ISSN 00942405. Dostupné z: [doi:10.1118/1.2727248](https://doi.org/10.1118/1.2727248).

LEE, Chena, Sam-Sun LEE, Jo-Eun KIM, Kyung-Hoe HUH, Won-Jin YI, Min-Suk HEO a Soon-Chul CHOI, 2016. Comparison of dosimetry methods for panoramic radiography: thermoluminescent dosimeter measurement versus personal computer-based Monte Carlo method calculation. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology* [online]. **121**(3), 322-329 [cit. 2021-4-25]. ISSN 22124403. Dostupné z: [doi:10.1016/j.oooo.2015.10.030](https://doi.org/10.1016/j.oooo.2015.10.030).

LIOSI, G. M., GAMBARINI, G., ARTUSO, E., a spol., 2018. Study on Characteristics of Fricke Xylenol Orange Gelatin Dosimeters. *IEEE Transactions on Nuclear Science* [online]. 2018, vyd. 65(9), s. 2628-2632 [cit. 2020-06-09]. DOI: 10.1109/TNS.2018.2858145. ISSN 0018-9499. Dostupné z: <https://ieeexplore.ieee.org/document/8416690/>.

LOW, D. A., MORAN, M. J., DEMPSEY, J. F., DONG, L., OLDHAM, M., 2011. Dosimetry tools and techniques for IMRT. *Medical Physics* [online]. vyd 38(3), s. 1313-1338 [cit. 2020-06-04]. DOI: 10.1118/1.3514120. ISSN 00942405. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1118/1.3514120>.

MANN, P, A SCHWAHOFFER a C P KARGER, 2019. Absolute dosimetry with polymer gels—a TLD reference system. *Physics in Medicine & Biology* [online]. **64**(4) [cit. 2021-4-26]. ISSN 1361-6560. Dostupné z: [doi:10.1088/1361-6560/aafd41](https://doi.org/10.1088/1361-6560/aafd41)

MARTIN, C. J., 2011. Management of patient dose in radiology in the UK. *Radiation Protection Dosimetry* [online]. **147**(3), 355-372 [cit. 2021-4-25]. ISSN 0144-8420. Dostupné z: [doi:10.1093/rpd/ncr386](https://doi.org/10.1093/rpd/ncr386).

- MARTIN, Colin J a Eliseo VANO, 2018. Diagnostic reference levels and optimisation in radiology: where do we go from here? *Journal of Radiological Protection* [online]. **38**(1), E1-E4 [cit. 2021-4-25]. ISSN 0952-4746. Dostupné z: doi:10.1088/1361-6498/aa9cfd.
- MARTIN, Alan, Sam HARBISON, Karen BEACH a Peter COLE, 2018. *An Introduction to Radiation Protection*. CRC Press, 246 s. 7th Edition. ISBN 9780429444104.
- MENZEL, Hans-Georg, 2018. The language of radioactivity. *Nature Physics* [online]. **14**(7), 768-768 [cit. 2021-4-25]. ISSN 1745-2473. Dostupné z: doi:10.1038/s41567-018-0207-8.
- METAXAS, Vasileios I, Gerasimos A MESSARIS, Aristeia N LEKATOU, Theodore G PETSAS a George S PANAYIOTAKIS, 2019. PATIENT DOSES IN COMMON DIAGNOSTIC X-RAY EXAMINATIONS. *Radiation Protection Dosimetry* [online]. **184**(1), 12-27 [cit. 2021-4-25]. ISSN 0144-8420. Dostupné z: doi:10.1093/rpd/ncy169.
- MINISTERSTVO ZDRAVOTNICTVÍ ČESKÉ REPUBLIKY: Věstník [online]. Praha, 2011 [cit. 2021-3-15] Dostupné z: [https://www.radiologickyasistent.cz/wp-content/uploads/2016/06/ZDRAVOTNICTVI\\_09-11.pdf](https://www.radiologickyasistent.cz/wp-content/uploads/2016/06/ZDRAVOTNICTVI_09-11.pdf).
- MOIGNIER, Cyril, Dominique TROMSON, Ludovic DE MARZI, et al., 2017. Development of a synthetic single crystal diamond dosimeter for dose measurement of clinical proton beams. *Physics in Medicine & Biology* [online]. **62**(13), 5417-5439 [cit. 2021-4-25]. ISSN 0031-9155. Dostupné z: doi:10.1088/1361-6560/aa70cf.
- MOULD, Richard F., 2016. Time-Line of the Evolution to the End of the 20th Century of Units, Quantities & Measurements for X-Ray Diagnosis, X-Ray Therapy & X-Ray Protection. *Nowotwory. Journal of Oncology* [online]. **66**(3), 245-248 [cit. 2021-4-25]. ISSN 2300-2115. Dostupné z: doi:10.5603/NJO.2016.0041.
- MROZIK, A., B. MARCZEWSKA, P. BILSKI a M. KSIĄŻEK, 2017. OSL signal of IC chips from mobile phones for dose assessment in accidental dosimetry. *Radiation Measurements* [online]. **98**, 1-9 [cit. 2021-4-26]. ISSN 13504487. Dostupné z: doi:10.1016/j.radmeas.2017.01.012.
- NAVRÁTIL, Leoš a Jozef ROSINA, 2019. *Medicínská biofyzika. 2., zcela přepracované a doplněné vydání*. Praha: Grada Publishing, ISBN 978-80-271-0209-9.

O'BRIEN, D J, N SCHUPP, S PENCEA, J DOLAN a G O SAWAKUCHI, 2017. Dosimetry in the presence of strong magnetic fields. *Journal of Physics: Conference Series* [online]. **847** [cit. 2021-4-25]. ISSN 1742-6588. Dostupné z: doi:10.1088/1742-6596/847/1/012055.

OSOBNÍ DOZIMETRIE, 2021. *Služba osobní dozimetrie* [online]. Dozimetrie.cz [cit. 2020-06-09]. Dostupné z: <http://www.dozimetrie.cz/sluzba-osobni-dozimetrie>

OTA, Ryosuke, Ryoko YAMADA, Takahiro MORIYA a Tomoyuki HASEGAWA, 2018. Cherenkov radiation-based three-dimensional position-sensitive PET detector: A Monte Carlo study. *Medical Physics* [online]. **45**(5), 1999-2008 [cit. 2021-4-25]. ISSN 00942405. Dostupné z: doi:10.1002/mp.12851.

PAI, S., DAS, I. J., DEMPSEY, J. F., a spol., 2007. TG-69: Radiographic film for megavoltage beam dosimetry. *Medical Physics* [online]. vyd. 34(6Part1), s. 2228-2258 [cit. 2020-06-09]. DOI: 10.1118/1.2736779. ISSN 00942405. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1118/1.2736779>.

PARWAIE, Wrya, Soheila REFAHI, Mahdieh Afkhami ARDEKANI a Bagher FARHOOD, 2018. Different dosimeters/detectors used in small-field dosimetry: Pros and cons. *Journal of Medical Signals & Sensors* [online]. **8**(3) [cit. 2021-4-25]. ISSN 2228-7477. Dostupné z: doi:10.4103/jmss.JMSS\_3\_18.

PEJCHAL, Jaroslav, Jan ,ÖSTERREICHER, Lenka, ZÁRYBNICKÁ, Zuzana, ŠINKOROVÁ, Aleš, TICHÝ, Jiřina VÁVROVÁ, 2010. Biodozimetrické postupy. *Vojenské zdravotnické listy* [online]. s. 64-71 [cit. 21-03-2021]. Dostupné z: [https://www.unob.cz/fvz/fakulta/Documents/VZL/2010/2\\_2010/6\\_Pejchal.pdf](https://www.unob.cz/fvz/fakulta/Documents/VZL/2010/2_2010/6_Pejchal.pdf).

PETROV , K. a Z. PROUZA, 2001. The System of Personal Monitoring and the Evaluation of Occupational Exposure in the Czech Republic. *Radiation Protection Dosimetry* [online]. **96**(1), 63-66 [cit. 2021-4-25]. ISSN 0144-8420. Dostupné z: doi:10.1093/oxfordjournals.rpd.a006609.

PODZIMEK, František, 2015. *Radiologická fyzika: fyzika ionizujícího záření*. V Praze: České vysoké učení technické, ISBN 978-80-01-05319-5.

PRADHAN, AS, JI LEE a JL KIM, 2008. Recent developments of optically stimulated luminescence materials and techniques for radiation dosimetry and clinical applications. *Journal of Medical Physics* [online]. **33**(3) [cit. 2021-4-26]. ISSN 0971-6203. Dostupné z: doi:10.4103/0971-6203.42748

RADVANYI, Pierre a Jacques VILLAIN, 2017. The discovery of radioactivity. *Comptes Rendus Physique* [online]. **18**(9-10), 544-550 [cit. 2021-4-25]. ISSN 16310705. Dostupné z: doi:10.1016/j.crhy.2017.10.008.

RAMANI, Ramaseshan, Stephen RUSSELL a Peter O'BRIEN, 1997. Clinical dosimetry using mosfets. *International Journal of Radiation Oncology\*Biology\*Physics* [online]. **37**(4), 959-964 [cit. 2021-4-25]. ISSN 03603016. Dostupné z: doi:10.1016/S0360-3016(96)00600-1.

RAVINDRAN, B. P., KUMAR, A. S., SHARMA, S. D., 2014. Characteristics of mobile MOSFET dosimetry system for megavoltage photon beams. *Journal of Medical Physics* [online]. vyd. 39(3) [cit. 2020-06-09]. DOI: 10.4103/0971-6203.139002. ISSN 0971-6203. Dostupné z: <http://www.jmp.org.in/text.asp?2014/39/3/142/139002>.

ROMEI, Chiara, Angela DI FULVIO, Claudio Antonio TRAINO, Riccardo CIOLINI a Francesco D'ERRICO, 2015. Characterization of a low-cost PIN photodiode for dosimetry in diagnostic radiology. *Physica Medica* [online]. **31**(1), 112-116 [cit. 2021-4-25]. ISSN 11201797. Dostupné z: doi:10.1016/j.ejmp.2014.11.001.

STABIN, M.G., M. TAGESSON, S.R. THOMAS, M. LJUNGBERG a S.E. STRAND, 1999. Radiation dosimetry in nuclear medicine. *Applied Radiation and Isotopes* [online]. **50**(1), 73-87 [cit. 2021-4-25]. ISSN 09698043. Dostupné z: doi:10.1016/S0969-8043(98)00023-2.

STABIN, Michael, 2006. Nuclear medicine dosimetry. *Physics in Medicine and Biology* [online]. **51**(13), R187-R202 [cit. 2021-4-25]. ISSN 0031-9155. Dostupné z: doi:10.1088/0031-9155/51/13/R12.

STÁTNÍ ÚSTAV RADIAČNÍ OCHRANY, 2021. v. v. i. *Přírodní aktivita a problematika radonu* [online]. Suro.cz [cit. 2020-06-09]. Dostupné z: <https://www.suro.cz/cz/prirodnioz>.

STÁTNÍ ÚŘAD PRO JADERNOU BEZPEČNOST: *Atomové právo* [online]. Praha, 2016. [cit. 2020-05-16]. Dostupné z: <https://www.sujb.cz/legislativa/atomove-pravo/>.

STUDNIČKA, Filip, Jan ŠTĚPÁN a Jan ŠLÉGR, 2019. Low-Cost Radon Detector with Low-Voltage Air-Ionization Chamber. *Sensors* [online]. **19**(17) [cit. 2021-4-25]. ISSN 1424-8220. Dostupné z: doi:10.3390/s19173721.

ŠINKOROVÁ, Zuzana a Leoš NAVRÁTIL, 2014. *Biomedicínská detekce ionizujícího záření: organizace zdravotnické péče po zevní kontaminaci radionuklidy*. Praha: České vysoké učení technické v Praze, ISBN 978-80-01-05626-4.



TOWSON, Jocelyn E. C. a Stefan EBERL, 2006. Radiation Protection and Dosimetry in PET and PET/CT. VALK, Peter E., Dominique DELBEKE, Dale L. BAILEY, David W. TOWNSEND a Michael N. MAISEY, ed. *Positron Emission Tomography* [online]. Springer London, s. 41-62 [cit. 2021-4-25]. ISBN 978-1-85233-971-5. Dostupné z: doi:10.1007/1-84628-187-3\_4.

TUNTIPUMIAMORN, L., NAKKRASAE, P., KONGKUM, S., DANKULCHAI, P., 2019. End-to-end test and MOSFET in vivo skin dosimetry for <sup>192</sup>Ir high-dose-rate brachytherapy of chronic psoriasis. *Journal of Contemporary Brachytherapy* [online]. vyd. 11(4), s. 384-391 [cit. 2020-06-09]. DOI: 10.5114/jcb.2019.86973. ISSN 1689-832X. Dostupné z: <https://www.termedia.pl/doi/10.5114/jcb.2019.86973>.

ULLMANN, Vojtěch, 2021. Detekce a spektrometrie ionizujícího záření. *Astronuklfyzika.cz* [online]. [cit. 2020-05-26]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/DetekceSpektrometrie.htm>.

VANHAVERE, F., E. CARINOU, L. DONADILLE, M. GINJAUME, J. JANKOWSKI, A. RIMPLER a M. SANS MERCE, 2008. An overview on extremity dosimetry in medical applications. *Radiation Protection Dosimetry* [online]. **129**(1-3), 350-355 [cit. 2021-4-25]. ISSN 0144-8420. Dostupné z: doi:10.1093/rpd/ncn149.

VEDELAGO, J., QUIROGA, A., TRIVIÑO, S., MATTEA, F., VALENTE, M., 2019. Parameter estimation and mathematical modeling of the diffusion process of a benzoic acid infused Fricke gel dosimeter. *Applied Radiation and Isotopes* [online]. vyd. 151, s. 89-95 [cit. 2020-06-09]. DOI: 10.1016/j.apradiso.2019.04.035. ISSN 09698043. Dostupné z: <https://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S096980431831217X>.

VIAMONTE, A., L. A. R. DA ROSA, L. A. BUCKLEY, A. CHERPAK a J. E. CYGLER, 2008. Radiotherapy dosimetry using a commercial OSL system. *Medical Physics* [online]. **35**(4), 1261-1266 [cit. 2021-4-26]. ISSN 00942405. Dostupné z: doi:10.1118/1.2841940.

WATANABE, Y., WARMINGTON, L., GOPISHANKAR, N., 2017. Three-dimensional radiation dosimetry using polymer gel and solid radiochromic polymer: From basics to clinical applications. *World Journal of Radiology* [online]. vyd. 9(3) [cit. 2020-06-09]. DOI: 10.4329/wjr.v9.i3.112. ISSN 1949-8470. Dostupné z: <http://www.wjgnet.com/1949-8470/full/v9/i3/112.htm>.

WEST, W. G., KEARFOTT, K. J., 2015. Optically Stimulated Luminescence Dosimetry: An Introduction. *Solid State Phenomena* [online]. vyd. 238, s. 161-173 [cit. 2020-06-09]. DOI: 10.4028/www.scientific.net/SSP.238.161. ISSN 1662-9779. Dostupné z: <https://www.scientific.net/SSP.238.161>.

XU, X George, Bryan BEDNARZ a Harald PAGANETTI, 2008. A review of dosimetry studies on external-beam radiation treatment with respect to second cancer induction. *Physics in Medicine and Biology* [online]. **53**(13), R193-R241 [cit. 2021-4-25]. ISSN 0031-9155. Dostupné z: [doi:10.1088/0031-9155/53/13/R01](https://doi.org/10.1088/0031-9155/53/13/R01).

YANAGISAWA, Shin, Kiyomitsu SHINSHO, Mitsuhiro INOUE, Yusuke KOKA, Kazuki MATSUMOTO, Hiroaki USHIBA a Takayuki ANDOH, 2017. Applicability of two-dimensional thermoluminescence slab dosimeter based on Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:Cr for the quality assurance of robotic radiosurgery. *Radiation Measurements* [online]. **106**, 326-330 [cit. 2021-4-28]. ISSN 13504487. Dostupné z: [doi:10.1016/j.radmeas.2017.01.014](https://doi.org/10.1016/j.radmeas.2017.01.014).

YONEHARA M, WAKANA R, SAKAKIBARA K, KOTOKU J, KOBAYASHI T, GOTOH, T., 2017. *Evaluation of Radiochromic Gel Dosimeter and Optical CT* [online]. vyd. 37(2), s. 117-121. [cit. 2020-06-09]. DOI: 10.11323/jjamp.37.2\_117. Dostupné z <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29151462/>.

ZHU, X. R., 2000. Entrance dose measurements for in-vivo diode dosimetry: Comparison of correction factors for two types of commercial silicon diode detectors. *Journal of Applied Clinical Medical Physics* [online]. vyd. 1(3), s. 100-107 [cit. 2020-06-09]. DOI: 10.1120/jacmp.v1i3.2642. ISSN 15269914. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1120/jacmp.v1i3.2642>.

## **9 PŘÍLOHY**

<b>Příloha A – Záznamový arch dozimetrů .....</b>	<b>75</b>
---	-----------

Příloha A – Záznamový arch dozimetrů

Tabulka 15 – Záznamový arch dozimetrů.

Název zdravotnického zařízení	
Adresa zdravotnického zařízení	
Oddělení	
Typ dozimetru	
Výrobce dozimetru	
Model dozimetru	
Druh detekovaného záření	
Efektivní měřicí rozsah	
Energetický rozsah	
Přesnost	
Počet dozimetrů	
Od kdy jsou tyto dozimetry na pracovišti používány	
Datum výroby	