



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

Katedra biomedicínské techniky

Metody určování nejistot bioměření

Měření nejistot v dozimetrii



EVROPSKÁ UNIE
Evropské strukturální a investiční fondy
Operační program Výzkum, vývoj a vzdělávání



Ing. Jana Chocholatá

Obsah

Úvod	2
1 Dozimetrie v radiologii	2
1.1 Elektronický dozimetr	4
1.1.1 Princip elektronického dozimetru.....	5
1.1.2 Vybrané veličiny radiační ochrany.....	6
1.1.3 Osobní elektronický dozimetr DMC 2000 GN	7
2 Nejistoty měření.....	9
2.1 Zdroje nejistot	9
2.2 Standardní nejistota typu A (u_A)	10
2.3 Standardní nejistota typu B (u_B).....	10
2.4 Kombinovaná standardní nejistota C (u_C).....	12
2.5 Rozšířená nejistota U	12
3 Výsledky.....	13
Závěr	14
Seznam použité literatury	15

Úvod

Nejistoty měření se stávají společnou základnou pro hodnocení výsledků měření v experimentálním ověřování fyzikálních jevů a zákonů, při hodnocení přesných nebo úředních měření a při přesných a závažných měřeních v technických a přírodovědných oborech. [1]

Základem určování nejistot je statistický přístup. Předpokládá se určité rozdělení pravděpodobností, které popisuje, jak se může udávaná hodnota lišit od skutečné hodnoty, resp. pravděpodobnost s jakou se v intervalu daném nejistotou skutečná hodnota může nacházet. [1]

Věda o měření – metrologie – je přirozenou součástí každodenního života a prodělala dlouhý vývoj. Poprvé se s metrologií setkáváme okamžitě po narození, kdy se provede u novorozence prvního vážení, měření délek, teploty a tlaku. Metrologii můžeme členit na dva základní celky, metrologii vědeckou a metrologii užitou. [2]

Vědecká metrologie zahrnuje výzkum a vývoj v oblasti etalonů a stanovování základních fyzikálních konstant. Metrologie užitá představuje využití metrologie v praxi, např. v energetice, chemickém průmyslu, strojírenství, sklářství nebo ostatních průmyslových odvětvích a službách. [2]

1 Dozimetrie v radiologii

Lékařské ozáření se stalo neodmyslitelnou součástí moderních vyšetřovacích a léčebných metod. Aplikace ionizujícího záření jsou zdůvodněny zásadním přínosem, který přinášejí pacientům. Na druhou stranu je každé ozáření člověka doprovázeno určitým radiačním postižením, které je relativně malé ve srovnání s prospěchem ke zdraví. [3]

Ionizační záření nelze vnímat, ale můžeme jeho přítomnost prokázat pomocí fyzikálních nástrojů. Pomocí dozimetru lze načítat uvolněné částice či fotony záření a dozimetr nám elektronickou formou prokazuje přítomnost ionizačního záření. Vzhledem k tomu, že ionizační záření je neviditelné, ale hlavně v mnoha případech i velmi

pronikavé. Záření má schopnost se ukládat v různých formách hmoty, je nutností toto nebezpečné záření usměrňovat, omezovat a kontrolovat. [4]

Monitorování zdravotnických pracovníků slouží k určení osobních dávek. Provádí se sledováním, měřením a hodnocením individuálního zevního i vnitřního ozáření jednotlivých osob zpravidla pomocí osobních dozimetrů. Monitorování pracovníků záleží na konkrétních podmínkách daného pracoviště, ale je žádoucí, aby každý zdravotnický pracovník měl svůj osobní dozimetr a aby byl zajištěn určitý způsob monitorování.

Osobní dozimetr by měl být umístěn na referenčním místě, kterým je přední levá strana hrudníku. Pokud pracovník použije ochrannou stínící zástěru, dozimetr musí být umístěn na zástěře.

Dozimetrie se zabývá především studováním vlastností ionizujícího záření, jeho monitorováním a usměrňováním rizik pro obyvatelstvo i pracovníky se zářením. Ionizující záření vstupuje do okolí ze zdroje a vytváří pole. Interaguje s prostředím a může tedy interagovat i s lidským organismem. [3, 4]

Pro dozimetrii jsou důležité zejména tyto oblasti:

a) zdroje ionizujícího záření

Zdroje IZ dělíme podle tvaru na bodové, lineární, plošné a objemové. Na geometrii, ale i na rozměrech zdroje, jeho hmotnosti a na parametrech radionuklidů ve zdroji (např. aktivita, poločas, typ a energie záření) závisí množství záření, které zdroj emituje. Záření, které ze zdroje vystupuje, vytváří ve svém okolí tzv. pole ionizujícího záření. [3, 5]

b) pole ionizujícího záření

Tvar a charakteristika pole jsou důležité pro objekty, které se v poli nachází. Může se jednat o vzduch nebo jiné subjekty interagující s ionizujícím zářením. Základní veličinou pole je emise částic nebo energie, což lze považovat za celkové množství částic nebo energie, které se dostane ze zdroje za jednotku času. [3, 5]

c) interakce záření s hmotou

Interakce je pravděpodobnost jakékoliv reakce částice s hmotou. Tato interakce je tím silnější, čím větší je podíl pravděpodobnosti na 1 částici ionizujícího záření a na jednu částičku hmoty. V konečném důsledku je efekt tím větší, čím větší je hustota částic záření. [3, 5]

V dnešní době je práce se zdroji ionizujícího záření neodmyslitelně spjata s osobními dozimetry. V seminární práci se zaměřím na elektronické dozimetry.

1.1 Elektronický dozimetr

Elektronický osobní dozimetr je možné používat autonomně nebo ve spojení s vyhodnocovacím zařízením. Při monitorování radiační zátěže pracovníků se využívá systému elektronické osobní dozimetrie, který je zpravidla tvořen:

- vlastním elektronickým osobním dozimetrem;
- hardwarem (fyzická vrstva);
- softwarem (logická vrstva).

Jejich hlavní předností je možnost přímo odečítat měřenou dozimetrickou veličinu a přenést naměřené hodnoty do počítačové sítě. Elektronické dozimetry mají velmi nízké detekční limity a mají možnost nastavení alarmu při překročení předem stanoveného prahu. Mohou zaznamenávat měřenou dozimetrickou veličinu v daných časových intervalech a korelovat tyto hodnoty. [6,7]

Výhody elektronického dozimetru:

- vysoká citlivost (již od 1 μSv)
- okamžitá informace o dávce, dávkovém příkonu a dávkovém profilu
- možnost nastavení alarmu pro kumulovanou dávku nebo dávkový příkon při překročení nastavené úrovně
- optimalizace radiační zátěže (průběžné sledování přírůstku dávky při jednotlivých činnostech)
- okamžité vyhodnocení [6, 7]

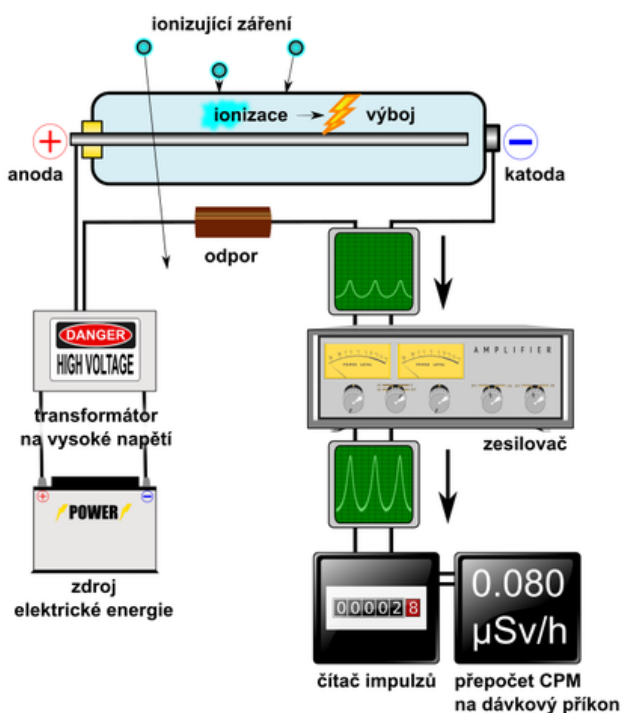
Nevýhody elektronického dozimetru:

- vysoká pořizovací cena
- vysoké udržovací náklady (baterie)
- nízká výdrž baterií
- větší rozměry a vyšší hmotnost
- snadnější mechanické poškození
- možnost ovlivnění elektromagnetickým zářením [6, 7]

1.1.1 Princip elektronického dozimetru

Elektronické osobní dozimetry pracují na principu Geiger-Müllerových detektorů nebo polovodičových křemíkových detektorů.

Geiger-Müllerův detektor je zařízení sloužící k detekci ionizujícího záření. Hlavní součástí je Geiger-Müllerova trubice. Ta se skládá z vodivé trubice, ve které se nachází vlákno obklopené inertním plynem nejčastěji neonem či argonem s příměsí par metylalkoholu nebo bromu sloužící jako zhášedlo (zhášecí plyn zajistí, aby výboj po průletu částice přestal co nejrychleji a trubice byla schopná zaznamenat další částici). Mezi trubicí a vláknem je vysoké napětí řádově stovky voltů. Při průletu částic ionizujícího záření dochází k srážkám s atomy inertního plynu a následně jeho ionizaci. Uvolněné elektrony jsou urychlovány směrem k anodě a dochází ke vzniku pulzu. Okolní obvod detektoru je tvořen tak, aby signál zpracoval změnou údaje na digitálním počítači. Po nárazu těchto primárních urychlených elektronů do dalších atomů se vyrážejí z dosud neionizovaných atomů sekundární elektrony, které mohou po urychlení vyrážet další elektrony. Tento proces se nazývá lavinový efekt. Je potřeba zhášedlo, které trvání výboje omezí na dobu několika milisekund. Čítač nemůže detekovat dvě částice letící ihned po sobě, protože po ionizaci částic je určitou dobu necitlivý. Tato doba se nazývá “mrtvá doba”. [8]



Obrázek 1 Schéma Geiger-Müllerova detektoru [8]

1.1.2 Vybrané veličiny radiační ochrany

Biologický účinek ionizujícího záření závisí na absorbované dávce a na druhu ionizujícího záření. Radiační ochrana pracuje s několika veličinami:

Dávkový ekvivalent „H“ je součin dávky „D“ v daném bodě tkáně a jakostního činitele „Q“.

$$H = Q * D \quad (1)$$

H – dávkový ekvivalent

Q – jakostní činitel;

D – dávka.

Dávkový ekvivalent vyjadřuje různou biologickou účinnost různých druhů záření. Dávkový ekvivalent 1 Sv jakéhokoli záření má stejné biologické účinky jako dávka 1 Gy rentgenového nebo gama záření (které má jakostní faktor 1). [3, 9]

K monitorování osob je určen osobní **dávkový ekvivalent „H_p (d)“**. Jedná se o dávkový ekvivalent v daném bodě pod povrchem těla v hloubce tkáně „d“. Dávkový ekvivalent se často používá k limitování ozáření. Pro pronikavé záření se nejčastěji uvažuje v hloubce 10 mm pod povrchem – tj. **„H_p (10)“**, někdy nazývaný „hluboký“ dávkový ekvivalent a pro nepronikavé záření (např. β) a ozáření kůže se zpravidla uvažuje v hloubce 0,07 mm pod povrchem – tj. **„H_s (0,07)“**, nazývaný někdy „mělký“ dávkový ekvivalent. [3, 9]

Podíl „dH“ a „dt“, kde „dH“ je přírůstek dávkového ekvivalentu za časový interval „dt“, se nazývá příkon dávkového ekvivalentu. **Jednotkou je Sv.s⁻¹**

$$H' = dH/dt \quad (2)$$

Mezinárodní komise pro ochranu před zářením doporučila v roce 1990 nahradit veličinu dávkový ekvivalent veličinou **ekvivalentní dávka „H_T“**, která je definována jako součet součinů radiačního váhového faktoru „w_R“ a střední absorbované dávky „D_{T,R}“ v orgánu nebo tkáni „T“ pro ionizující záření typu „R“. **Jednotkou je J.kg⁻¹** a má název **sievert (Sv)**. [3, 9]

$$H_T = \sum (w_R * D_{T,R}) \quad (3)$$

H_T – ekvivalentní dávka;

$D_{T,R}$ – střední absorbovaná dávka ve tkáni či orgánu, způsobená zářením druhu R;

w_R – příslušný radiační váhový faktor.

Efektivní dávka E je součet ekvivalentních dávek v jednotlivých tkáních či orgánech vážených **tkáňovým váhovým faktorem** „ w_T “, vyjadřující rozdílnou míru závažnosti ozáření toho kterého orgánu v celotělovém ozáření. **Jednotkou** efektivní dávky je $J.kg^{-1}$ - **1 sievert (Sv)**. [3, 9]

$$E = \sum (w_T * H_T) \quad (4)$$

E – efektivní dávka;

H_T – ekvivalentní dávka,

w_T – příslušný tkáňový váhový faktor.

1.1.3 Osobní elektronický dozimetr DMC 2000 GN

DMC 2000 GN je osobní dozimetr, který slouží k měření hloubkového dávkového ekvivalentu $H_p(10)$ a mělkého dávkového ekvivalentu $H_p(0,07)$ pro rentgenové, gama a β záření. Dozimetr je charakterizován následujícími vlastnostmi: [10]

Fyzikální vlastnosti: [10]

- **měřící rozsah:**

- *dávka* 1 μ Sv až 10 Sv
- *dávkový příkon* 0,1 μ Sv/h až 10 Sv/h
- *zobrazení dávky* 1 μ Sv až 10 Sv
- *zobrazení příkonu* 0,01 mSv/h až 10 Sv/h

- **linearita:** $< \pm 10 \%$ až do 1 Sv/h

$< \pm 25 \%$ až do 10 Sv/h

pro X, $\gamma > 60$ keV a β

$< \pm 25\%$ až do 3 Sv/h

pro X < 60 keV

- **energetický rozsah:**

- X a γ : 20 keV až 6 MeV
- $E_{max} > 60$ keV (E_{max} : 0,22 MeV až 2,3 MeV)

- **přesnost:** $< \pm 10\%$ ** (137Cs při 30 mSv/h)

Elektrické vlastnosti

- standardní baterie LiMnO₂, CR2450
- životnost > 1 rok (8 hod/den) nebo 6 měsíců nepřetržitého provozu

Mechanické vlastnosti

- **rozměry:** 84 x 48 x 17,5 mm
- **hmotnost:** < 70 g (s baterií)
- uchycení na oděv za vyměnitelný klip

Vliv okolního prostředí

- **teplotní rozsah:** -10°C až + 50°C, pracovní
- **vlhkost:** < 90% při 42°C
- **skladování:** -30°C až + 71°C
- odolný rázům, vibracím a pádům, vodotěsný IP53 [10]



Obrázek 2 Elektronický dozimetr DMC 2000 GN [10]

2 Nejistoty měření

Nejistota je kvantitativní pojem, který představuje rozsah hodnot, v němž mohou ležet skutečné, ale nepoznatelné (pravé) hodnoty.

Nejistota měření obecně obsahuje řadu složek. Některé z těchto složek mohou být vyhodnoceny ze statistického rozložení výsledků měření a mohou být charakterizovány experimentální standardní odchylkou (čili experimentálně určeným odhadem této standardní odchylky). Jiné složky (které mohou být také charakterizovány standardní odchylkou) se vyhodnocují z předpokládaného pravděpodobnostního rozložení. Typ tohoto rozložení se určuje na základě zkušeností nebo jiných informací.

Ke stanovení měření nejistot jsou využívány metody:

Metoda hodnocení **nejistoty typu A** je hodnocení nejistoty měření statistickou analýzou série měření.

Metoda hodnocení **nejistoty typu B** je metoda hodnocení nejistoty měření jiným způsobem než statistickou analýzou série pozorování. [12]

2.1 Zdroje nejistot

Nejistota měření může být způsobena širokou řadou jevů, které určitým způsobem ovlivňují jednoznačné určení výsledku měření. Jevy, které se na měření můžou podílet se označují jako zdroje nejistot. K nejčastěji vyskytovaným zdrojům nejistot patří:

- a) neúplná definice měřené veličiny,
- c) nereprezentativní výběr vzorků,
- d) nedostatečná znalost vlivů okolního prostředí nebo jejich nedokonalé měření,
- e) vliv lidského faktoru při odečítání analogových měřidel,
- f) omezená rozlišovací schopnost měřicího přístroje nebo práh rozlišení,
- g) nepřesnost měřicích etalonů a referenčních materiálů,
- h) nepřesné hodnoty konstant a dalších parametrů získaných z externích zdrojů
- i) aproximace a zjednodušení obsažené v měřicí metodě a postupu,
- j) změny v opakovaných pozorováních měřené veličiny, která jsou prováděna za zjevně shodných podmínek [12, 13, 14]

2.2 Standardní nejistota typu A (u_A)

Nejistota typu A u_A vychází ze statistické analýzy série naměřených hodnot. Tento typ je způsoben mnoha malými náhodnými chybami. Stanovuje se z opakovaných měření za stejných podmínek. Nejistoty se stoupajícím počtem opakovaných měření se zmenšují. Podstatou nejistoty typu A je výběrová směrodatná odchylka.

$$u_A = \sqrt{\frac{1}{n \cdot (n - 1)} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \quad (5)$$

Kde n je počet měření, s je směrodatná odchylka, x_i je aktuální hodnota. Aby mohla být tato nejistota typu A počítána, tak musí být vykonaný počet n měření alespoň 10, tedy $n \geq 10$. Pokud tato podmínka není splněna, tedy $n \leq 10$, není možné určit kvalifikovaný odhad, určí se korigovaná nejistota u_{Ak} pomocí vztahu:

$$u_{Ak}(x) = k \cdot s(\bar{y}) \quad (6)$$

kde k je koeficient závislý na počtu měření, s je směrodatná odchylka aritmetického průměru. [12, 13, 14]

2.3 Standardní nejistota typu B (u_B)

Standardní nejistota typu B u_B je získána jinak než statistickým zpracováním výsledků opakovaných měření. Jsou vyhodnoceny pro jednotlivé zdroje nejistoty identifikované pro konkrétní měření a jejich hodnoty nezávisí na počtu opakování měření. Vyhodnocení metodou B vychází z kvalifikovaného úsudku založeného na všech dostupných informacích o měřené veličině a jejich možných změnách.

Zdroji informací mohou být:

- dosavadní měření a výsledky získané při předchozích měřeních,
- zkušenosti a všeobecné znalosti o chování měřeného objektu, měřicích metodách, měřicích prostředcích a podmínkách měření,
- specifikace získané od výrobců o měřicích prostředcích a podmínkách používání,
- údaje z certifikátů, kalibračních listů, ověřovacích listů apod.,
- nejistoty referenčních údajů převzatých z různých pramenů [12, 13, 14]

Standardní nejistota typu B se určí ze vztahu (7), kde Z_{max} je maximální možná odchylka způsobená daným vlivem j a χ_j je převodní koeficient příslušného rozdělení pravděpodobnosti. χ udává poměr mezní odchylky ke směrodatné odchylce pro vybraný typ rozdělení. [12, 13, 14]

$$u_B = \frac{\Delta_{Z_{max}}}{\chi} \quad (7)$$

Celková standardní nejistota typu B $u_{B\ celk}$ veličiny X_i je dána vztahem (8), kde n je počet vlivů na přímo měřenou veličinu X_i . [12, 13, 14]

$$u_{B\ celk} = \sqrt{\sum_{z=1}^n u_{Bz}^2} \quad (8)$$

V certifikátech, dokumentaci výrobců a jiných pramenech může být uvedena rozšířená nejistota U a koeficient rozšíření k_r . Stanoví se standardní nejistota $u_B(Z)$ vlivem daného zdroje Z podle vztahu:

$$u_B(Z) = \frac{U}{k_r} \quad (9)$$

Pokud je známo rozpětí normálového rozdělení, v němž se může nacházet většina naměřených hodnot (např. 95 %, 99 % nebo 99,7 %), a je oprávněný předpoklad, že při určování tohoto intervalu bylo uvažováno normované normální rozdělení, lze standardní nejistotu $u_B(Z)$ vlivem daného zdroje Z_j určit ze vztahu:

$$u_B(Z) = \frac{U}{k_p} \quad (10)$$

kde k_p je koeficient rozšíření rovný kvantilu normovaného normálního rozdělení pro pravděpodobnost P ($k_p = 1,96$ %, pro $P = 95$ %, $k_p = 2,58$ pro $P = 99$ %, $k_p = 3$, pro $P = 99,73$ %). [12, 13, 14]

2.4 Kombinovaná standardní nejistota C (u_C)

Kombinovaná standardní nejistota typu C u_C se získá sloučením standardní nejistoty typu A s výslednou standardní nejistotou typu B. Kombinovaná nejistota se určuje jako odmocnina ze součtu čtverců nejistoty typu A a B. Kombinovaná nejistota je dána vztahem (11): [12, 13, 14]

$$u_C = \sqrt{u_A^2(x) + u_B^2(x)} \quad (11)$$

2.5 Rozšířená nejistota U

V případě požadavku na zajištění větší pravděpodobnosti správného výsledku měření se používá **rozšířená nejistota U**. Rozšířená nejistota U je definována jako součin koeficientu rozšíření k_r a kombinované standardní nejistoty u_C . Rozšířená nejistota je dána vztahem (12):

$$u_{(x)} = k_r \cdot u_C(x) \quad (12)$$

Nejčastěji se používá normální rozdělení (Gaussovo rozdělení), u kterého můžeme pomocí koeficientu rozšíření zvyšovat nebo snižovat pravděpodobnost, že se v daném intervalu nachází skutečná hodnota měřené veličiny. Při $k_r = 1$ je $P = 68 \%$, při $k_r = 2$ je $P = 95 \%$ a při $k_r = 3$ je $P = 99,7 \%$. [12, 13, 14]

3 Výsledky

Pomocí elektronického dozimetru DMC 2000 GN bylo provedeno 10 měření dávkového ekvivalentu $H_p(10)$. Hodnoty získané pro dávkový ekvivalent $H_p(10)$ jsou měřeny v mSv.

Tabulka 1 Naměřené hodnoty dávkového ekvivalentu $H_p(10)$

Měření	Dávkový ekvivalent $H_p(10)$ [mSv]
1	0,073
2	0,078
3	0,062
4	0,058
5	0,086
6	0,077
7	0,062
8	0,075
9	0,084
10	0,065
\bar{x}	0,072

Po provedení měření byla stanovena průměrná hodnota měření dávkového ekvivalentu $H_p(10)$. Průměrná hodnota dávkového byla vypočítána jako aritmetický průměr výsledků měření. Výsledná hodnota je 0,072 mSv.

Za účelem zjištění nejistoty typu B byl v uživatelském manuálu určen zdroj pomocí přesnosti měření $\pm 10\%$.

Tabulka 2 Výsledné nejistoty měření

Typ nejistoty	Označení	Typ rozdělení	Dělitel	u
Standardní nejistota typu A	u_A	rovnoměrné		0,010
Standardní nejistota typu B	u_B	rovnoměrné	$\sqrt{3}$	0,058
Standardní nejistota typu C	u_C	rovnoměrné		0,059

Závěr

Seminární práce se zabývá určováním nejistot měření v dozimetrii. Pomocí elektronického dozimetru byly naměřeny hodnoty dávkového ekvivalentu v hloubce 10 mm pod povrchem $H_p(10)$. Měření proběhlo pomocí dozimetru DMC 2000 GN.

V první části práce je zpracovaná teorie týkající se obecně dozimetrie a elektronických dozimetrů. Dále navazuje popis používaných veličin a samotná charakteristika použitého elektronického dozimetru.

V 2 kapitole je popsán teoretický základ nejistot měření a jsou zde uvedeny jednotlivé vzorce a vztahy potřebné k finálnímu výpočtu. V kapitole 3 jsou zaznamenané jednotlivá měření a výsledky nejistot měření typu A, B a C. Výrobce byla stanovena přesnost měření $\pm 10\%$.

Celková výsledná kombinovaná nejistota byla určena jako $u_c = 0,059$ mSv.

Seznam použité literatury

- [1] GRABE, Michael. *Measurement Uncertainties in Science and Technology*. 2nd Edition. Berlin: Springer-Verlag, 2014. ISBN 978-3-319-04887-1.
- [2] URBAN, Pavel. Metrologie a její význam. *Automa*. 2017, **2017**(1), 26. ISSN 1210-9592.
- [3] HUŠÁK, Václav. *Radiační ochrana pro radiologické asistenty*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. ISBN 978-80-244-2350-0.
- [4] SINGER, Jan. *Dozimetrie ionizujícího záření*. České Budějovice: Jihočeská univerzita, Zdravotně sociální fakulta, 2005. ISBN 80-7040-752-2.
- [5] ŠEDA, Josef. *Dozimetrie ionizujícího záření: vysokoškolská učebnice*. Praha: Státní nakladatelství technické literatury, 418 s., 1983.
- [6] Elektronická dozimetrie. *Radiobiologie* [online]. [cit. 2021-8-30]. Dostupné z: <http://fbmi.sirdik.org/1-kapitola/16/166.html>
- [7] STÁTNÍ ÚŘAD PRO JADERNOU BEZPEČNOST. *Stručný přehled biologických účinků záření*. [online], SÚJB, [citováno 30. 08. 2021] <http://www.sujb.cz/radiacni-ochrana/oznameni-a-informace/strucny-prehled-biologickych-ucinku-zareni/>
- [8] STÁTNÍ ÚSTAV RADIAČNÍ OCHRANY. *Jak funguje Geiger-Müllerův (GM) detektor?*. [online], SÚJB, [citováno 30. 08. 2021] https://www.suro.cz/cz/faq/copy_of_jak-funguje-geiger-mulleruv-gm-detektor
- [9] SINGER, Jan, HEŘMANSKÁ, Jindřiška, *Principy radiační ochrany*. 1. vydání. České Budějovice: Jihočeská univerzita, Zdravotně sociální fakulta, 2004. 110 s. ISBN:80-7040-708-5.
- [10] MIRION TECHNOLOGIES. *Personal Electronic Dosimeter DMC 2000GN*. Uživatelská příručka. [online], [citováno 30. 08. 2021] <https://www.mirion.com/products/dmc-2000gn-personal-electronic-dosimeter>
- [11] H. Jiří a H. Pavel, „Jak pochopit vyjadřování nejistoty měření spojené s metrologií elektrických veličin“, *Elektro*, roč. 5, 2011.

- [12] R. PALENČÁR, F. VDOLEČEK, a M. HALAJ, *Nejistoty měření I: vyjadřování nejistot*, AUTOMA: časopis pro automatizační techniku, [online], 2001 (7), 2-6, [citováno 30. 08. 2021]. http://automa.cz/Aton/FileRepository/pdf_articles/10960.pdf
- [13] R. PALENČÁR, F. VDOLEČEK, a M. HALAJ, *Nejistoty měření II: nejistoty přímých měření*", AUTOMA : časopis pro automatizační techniku, [online], 2001 (10), [citováno 30. 08. 2021]. http://automa.cz/Aton/FileRepository/pdf_articles/10961.pdf
- [14] R. PALENČÁR, F. VDOLEČEK, a M. HALAJ, *Nejistoty měření III: nejistoty nepřímých měření*, AUTOMA: časopis pro automatizační techniku, [online], 2001 (12), 1-6, [citováno 30. 08. 2021]. http://automa.cz/Aton/FileRepository/pdf_articles/10962.pdf