

Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích  
Zdravotně sociální fakulta

## **Vliv napětí rentgenky na vstupní povrchovou dávku**

bakalářská práce

Autor práce: Daniel Hyka

Studijní program: Specializace ve zdravotnictví

Studijní obor: Radiologický asistent

Vedoucí práce: RNDr. Petr Berkovský

Datum odevzdání práce: 2. 5. 2013

## Abstrakt

V souvislosti s přijetím zákona č. 18/1997 Sb., Atomový zákon novelizovaným zákonem č. 13/2002 Sb., se zásadním způsobem zpřísnily zásady radiační ochrany. § 4 ukládá každému, kdo provádí činnosti vedoucí k ozáření, povinnost přednostně zajišťovat radiační ochranu. Dále mu ukládá povinnost zavést systém zabezpečování jakosti, jehož rozsah stanovuje vyhláška č. 214/1997 Sb. Každý držitel k nakládání se zdroji ionizujícího záření je pak ještě povinen podle § 18 odst. 1 písmena a) Atomového zákona, monitorováním, měřením, hodnocením a zaznamenáváním těchto údajů sledovat příslušný zdroj ionizujícího záření. Děje se tomu při převzetí zdroje ionizujícího záření a ještě před jeho užíváním v rozsahu vymezeném převímací zkouškou. V průběhu používání pak zkouškou dlouhodobé stability. Zákon č. 18/1997 Sb. také ukládá každému, kdo provádí činnosti vedoucí k ozáření, povinnost dodržovat takovou úroveň radiační ochrany, aby riziko ohrožení života, zdraví osob a životního prostředí bylo tak nízké, jak lze rozumně dosáhnout při uvážení hospodářských a společenských hledisek. Tato optimalizace je především dosahována zavedením programu zabezpečování jakosti, jehož obsahem je právě i zkouška dlouhodobé stability. Jedním z kroků optimalizace a redukce dávky IZ je správná volba zatěžovacích parametrů RTG přístroje. Použití napětí rentgenky je významným faktorem, ovlivňujícím vstupní povrchovou kermu, která je základní informací pro následný odhad efektivní dávky. Změnou tohoto parametru lze výrazně ovlivnit, respektive snížit absorbovanou dávku pro pacienty i lékařský personál. Často nastanou takové podmínky, které vyžadují změnu napětí, což na druhé straně vyžaduje změnu v expozici (mAs nebo vzdálenost). Nicméně musíme mít na paměti, že zvýšené napětí spolu s upravenou expozicí tak, aby byla zachována stejná průměrná densita, bude mít za následek nižší kontrast snímku, protože rentgenové záření vyrobené při vyšším napětí redukuje kontrast subjektu. A totéž platí i naopak, tedy při snížení napětí dochází ke zvýšení kontrastu.

Vztah mezi napětím a expozicí je složitý. Když se zvýší napětí, všechny vlnové délky přítomné ve svazku při nižším napětí jsou přítomné i ve svazku při vyšším napětí, s větší intenzitou, razancí a s novými, kratšími vlnovými délkami, které zde nebyly přítomny předtím. Vliv změny napětí na intenzitu svazku, který dopadá na receptor obrazu závisí na mnoha faktorech jako je typ vyšetření, velikost pacienta a jeho věk a použitým rentgenovým zařízením.

Tato bakalářská práce by měla posloužit odborné veřejnosti k osvětlení zmiňované problematiky. V teoretické části jsem se zaměřil na vysvětlení obecných pojmů, spojených s tématem radiační ochrany. Vysvětlení se týkalo vzniku ionizujícího záření, veličin používaných v radiační ochraně, cílů a způsobu ochrany. V praktické části jsem se věnoval účelnému využití optimalizace radiační ochrany z pohledu legislativy ve smyslu § 18 odst. 1 písmene a) Atomového zákona, a to zejména § 68 odst. 2 vyhlášky číslo 307/2002 Sb., konkrétně „Testování zdravotnických diagnostických rentgenů“. Skiagrafické zařízení, na kterém se provádělo měření vstupní povrchové kermu, bylo nutné prověřit testováním, zdali některé jeho parametry odpovídaly požadavkům zkoušky dlouhodobé stability. Bylo nutné testovat a) „napětí rentgenky“ kde byla hodnocena přesnost a reprodukovatelnost napětí, b) „celková filtrace“, kde se hodnotila polovrstva a c) „linearita a reprodukovatelnost přenosové kermu“, kde je požadavek na shodu se specifikovanými tolerancemi nebo specifikovanými hodnotami.

Cílem bakalářské práce je praktickým dozimetrickým měřením na fantomu zjistit, jakou měrou se podílí změna napětí na rentgence na zvýšení, nebo poklesu radiační zátěže pacientů při skiagrafických postupech. Měření bylo provedeno pomocí zeslabovacího tělesa (břicho 20 cm H<sub>2</sub>O, hrudní orgány 10 cm H<sub>2</sub>O) za běžně používaných expozičních podmínek (U, Q, OF, t, AEC a mřížka) pro standardního pacienta (70 kg). Detektor dozimetru (transmisní ion. komoru) jsem umístil na vstupní plochu fantomu. Exponoval jsem při specifikovaných parametrech pro vyšetření břicha anebo hrudních orgánů (podle provozních podmínek pracoviště) tak, abych u zobrazovacího systému nepřímé digitalizace dosáhl indexu citlivosti – SI v rozmezí hodnot 200 - 400. Tyto použité zatěžovací charakteristiky jsem zaznamenal a následně použil ke stanovení dopadové kermu ( $K_a^P$ ). Samotnou vstupní povrchovou kermu  $K_a$

jsem stanovil pomocí měření, které jsem provedl za geometrických podmínek viz. obrázek č.1. Na RTG přístroji jsem nastavil zatěžovací parametry (U, I, t) zjištěné měřením pro dopadovou kerma  $K_a^P$ . Provedl jsem tři měření, z nichž byl stanoven aritmetický průměr (střední hodnota), který jsem použil pro výpočet relativní hodnoty (%).

Pomocí relativních hodnot jsem výsledky promítnul do bodových grafů. Výstupem z těchto grafů je informace, že při zvyšujícím se napětí rentgenky se snižuje vstupní povrchová kerma a to natolik, že zde můžeme hovořit o důležité metodě optimalizace, praktického naplňování diagnostických referenčních úrovní a tím snižování radiační zátěže vyšetřovaného pacienta. Výhody tohoto zjištění jsou zjevné. Kromě již výše zmíněných je důležité zmínit i finanční stránku věci. Finanční zatížení tohoto modelu radiační ochrany pacienta je nulové, jako rovněž prostorová náročnost a zvláštní nároky na přístrojové vybavení.

## **Abstract**

Relating to the adoption of the Law No.18/1997 of the Legal Code, the so called „Atom Law“ amended with the Law No. 13/2002 of the Legal Code, the radiation protection regulations were considerably toughen. According to the Paragraph 4 of the Law each subject executing operations resulting in radiation is obliged to ensure priority radiation protection. In addition, each subject is obliged to implement quality assurance system according to the Regulation No.214/1997 of the Legal Code and each subject authorized to handling sources of ionizing radiation is according to the Paragraph 18, Article I, Letter a) of the Atom Law also obliged to monitor the source of ionizing radiation by monitoring, measuring, evaluating and recording relevant figures.

This obligation comes into force when the source of ionizing radiation is taken over and before it is used and the scope of monitoring is given by the acceptance test. When in use, the source of ionizing radiation is monitored according to the long-term stability test.

The Law No. 18/97 of the Legal Code also imposes the obligation to maintain such level of radiation protection that the life and health hazard and the environmental threats are as low as it is reasonably possible when economic and social views are taken into account. This optimization is attained with the implementation of the quality assurance program, which contains the long-term stability test. One of the steps leading to optimization and reduction of the ionizing radiation dose is correct selection of the load parameters of the X-ray machine. An important factor is the used voltage of the x-ray tube; it affects the input surface kerma, which is the fundamental information for the subsequent estimation of the effective dose. Changing this parameter can considerably effect, or decrease, the absorbed dose for the patients and the staff. Often such conditions arise which necessitate a voltage change, which on the other hand require a change in exposition (mAs or distance). However, we have to keep in mind that

increased voltage together with adjusted exposition with the average density maintained the same; will result in lower image contrast, because the x-ray radiation produced with higher voltage reduces the subject contrast. The same applies vice versa, i.e. when voltage is decreased, subject contrast is increased.

The relation between voltage and exposure is complex. When voltage is increased, all wavelengths present in the beam at lower voltage are present in the beam at higher voltage, with greater intensity, force and new, shorter wavelengths, which were not present before. The effect of voltage change on the intensity of the beam falling on the image receptor depends on many factors such as the type of examination, size of the patient and his/her age and the used x-ray machine.

The here presented bachelor's thesis should serve the professional public to clarify the above described issue. The theoretical part contains the explanation of the general terminology relating to the radiation protection theme. The explanations concerned the ionizing radiation origin, the values used in radiation protection, objectives and means of protection. In the practical part I focused on the use of radiation protection optimization from the point of view of the Paragraph 18, Article I, Letter a) of the Atom Law, especially the Paragraph 68, Article II of the Regulation No. 307/2002 of the Legal Code, i.e. „Medical diagnostic x-ray machines testing“. It was necessary to test the skiagraphic device on which we carried out the input surface kerma measuring and find out whether some of its parameters corresponded with the long-term stability test. It was necessary to test a) the „voltage of the x-ray tube“ where we evaluated the accuracy and reproducibility of voltage, b) the „overall filtration“ where we evaluated the half of layer and c) the „linearity and reproducibility transfer kerma where the requirement of concordance with the specified margins or specified values.

The objectives of the practical part of the thesis is to find out based on dosimetry measurement using a phantom, what is the effect of the voltage change on the x-ray tube on the increase or decrease of the radiation load on patients during skiagraphic procedures. The measurement was carried out using the enervating body (abdomen 20 cm H<sub>2</sub>O, pectoral organs 10 cm H<sub>2</sub>O) and commonly used exposure conditions (U, Q,

OF, t, AEC and grid) for a standard size patient (70 kg). The dosimeter detector (i.e. the transmission ionizing chamber) is placed on the input surface of the phantom. We set the exposure according to the specified parameters for abdominal and/or pectoral organs examination (according to the operational conditions of the workplace) so that we reached in the imaging system of indirect digitalization the sensitivity index – SI in the range of 200 – 400. We record the applied amplifying characteristics and use them subsequently to determine the impact kerma ( $K_a^P$ ). The input surface kerma  $K_a$  is determined using the measuring, which is carried out under geometric condition (see Figure 1). The amplifying parameters (U,I,t) obtained from the incident kerma measurement  $K_a^P$  are set on the x-ray machine.

Three subsequent measurements are carried out, the arithmetic mean is determined (the median), which is used to calculate the relative value (%). Using the relative values the results are projected to dot charts. The dot charts bring the information that increasing x-ray tube voltage results in decreasing input surface kerma to the extent that we can call it an important method of optimization, practical accomplishment of the diagnostic referral levels and decreasing the radiation load for the examined patient. The advantages of these outcomes are obvious. In addition to the above mentioned, it is necessary to note the financial view. The financial load of this radiation protection model is none as well as the space demands and special equipment demands.

## **Prohlášení**

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

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

V Českých Budějovicích dne 2. 5. 2013

Daniel Hyka



## **Poděkování**

Dovoluji si poděkovat RNDr. Petru Berkovskému za odborné vedení při zpracování mé bakalářské práce. Dále a ne méně děkuji svému otci Mgr. Josefu Hykovi za jeho cenné praktické i teoretické rady, trpělivost, přínosné konzultace a umožnění využití skiagrafického a dozimetrického přístroje při zpracování praktické části práce.

## Obsah

|        |  |    |
|--------|--|----|
| 1      | Současný stav.....   | 14 |
| 1.1    | Fyzikální základy – vznik RTG záření a princip vzniku rtg obrazu ..... | 14 |
| 1.1.1  | Základní vlastnosti fotonového záření .....                            | 14 |
| 1.1.2  | Vznik RTG záření .....   | 14 |
| 1.1.3  | Princip rentgenky .....  | 15 |
| 1.1.4  | Tvorba RTG snímku .....  | 15 |
| 1.2    | Fyzikální základy – interakce ionizujícího záření s látkou .....       | 16 |
| 1.2.1  | Interakce fotonů .....   | 16 |
| 1.2.2  | Interakce jiného nepřímo ionizujícího záření s látkou .....            | 17 |
| 1.3    | Veličiny a jednotky používané v radiační ochraně .....                 | 18 |
| 1.3.1  | Veličiny charakterizující účinky ionizujícího záření na látku .....    | 18 |
| 1.3.2  | Veličiny charakterizující biologické účinky ionizujícího záření .....  | 19 |
| 1.4    | Biologické účinky.....   | 21 |
| 1.4.1  | Účinky záření na buňku.....  | 21 |
| 1.4.2  | Vztah dávky a účinku .....   | 21 |
| 1.5    | Cíle a principy radiační ochrany .....                                 | 27 |
| 1.5.1  | Cíle radiační ochrany.....   | 28 |
| 1.5.2  | Principy radiační ochrany.....   | 28 |
| 1.6    | Způsob ochrany před zevním ozářením .....                              | 31 |
| 1.6.1  | Ochrana vzdáleností .....  | 31 |
| 1.6.2  | Ochrana stíněním.....  | 33 |
| 1.6.3  | Ochrana časem .....  | 34 |
| 1.7    | Parametry a skutečnosti ovlivňující ozáření pacientů .....             | 35 |
| 1.7.1  | Parametry RTG.....   | 35 |
| 1.8    | Rozdělení zdrojů ionizujícího záření v radiodiagnostice .....          | 36 |
| 1.9    | Testování zdravotnických diagnostických rentgenů.....                  | 40 |
| 1.10.1 | Přejímací zkouška .....  | 38 |
| 1.10.2 | Zkouška dlouhodobé stability .....                                     | 39 |
| 1.10.3 | Zkoušky provozní stálosti .....  | 40 |

|        |   |    |
|--------|---|----|
| 1.10.4 | Všeobecné požadavky na zkoušky dlouhodobé stability.....  | 40 |
| 1.10.5 | Dokumenty požadované pro provedení testů.....   | 41 |
| 1.10.6 | Podmínky testů .....  | 42 |
| 1.10.7 | Testované parametry.....  | 42 |
| 1.10.8 | Testovaný RTG přístroj pro účely měření vstupní povrchové kermy a samotné měření vstupní povrchové kermy .....        | 43 |
| 1.10.9 | Druhy testů, použitých pro účely měření vstupní povrchové kermy .....   | 45 |
| 2      | Cíle a hypotézy.....  | 53 |
| 2.1    | Cíle .....  | 53 |
| 2.2    | Hypotézy .....  | 53 |
| 3      | Metodika.....   | 54 |
| 3.1    | Identifikace měřeného zařízení .....  | 54 |
| 3.2    | Zkušební zařízení včetně fantomu.....   | 54 |
| 3.3    | Metodika stanovení vstupní povrchové kermy - $K_a$ v závislosti na změně napětí rentgenky – U .....                   | 54 |
| 3.3.1  | Vstupní povrchová kerma .....   | 54 |
| 3.3.2  | Stanovení typické $K_a$ pro specifikovaný receptor obrazu.....  | 56 |
| 3.3.3  | Dopadová kerma $K_a^P$ .....  | 56 |
| 3.4    | Stanovení specifických hodnot pro SI v rozmezí hodnot 200-400 .....   | 57 |
| 3.5    | Stanovení hodnoty dopadové kermy $K_a$ .....  | 57 |
| 4      | Výsledky.....   | 60 |
| 5.1    | Výsledky měření vstupní povrchové kermy v závislosti na změně napětí rentgenky (U) pro skiagram břicha .....          | 60 |
| 5.2    | Výsledky měření vstupní povrchové kermy v závislosti na změně napětí rentgenky (U) pro skiagram hrudních orgánů ..... | 61 |
| 6      | Diskuze.....  | 63 |
| 7      | Závěr.....  | 65 |
| 8      | Seznam použitých zdrojů.....  | 67 |
| 9      | Klíčová slova.....  | 69 |
| 10     | Přílohy.....  | 70 |

## Seznam použitých zkratk

IZ – ionizující záření

ZIZ – zdroj ionizujícího záření

RTG - rentgen

KERMA - Energy Released in Matter

ICRU – International commission on radiological protection

ICRP - International commission on radiological units and measurements

ANO – Akutní nemoc z ozáření

ALARA - As-Low-As-Reasonably-Achievable

ELMAG - elektromagnetické

CT – computer tomography

AEC - Expoziční automatika

SÚJB – Státní úřad pro jadernou bezpečnost

ZDS – zkoušky dlouhodobé stability

PZ – zkouška provozní stálosti

CR – computed radiography

DR - direct radiography

AP – anterior posterior

PA – posterior anterior

VK– variační koeficient

MTF - Modulation Transfer Function

## Úvod

Od doby objevení nežádoucích účinků ionizujícího záření je radiační ochrana konfrontována s množstvím otázek typu jaké může být nebo bude ozáření lidí? Co může ozáření způsobit, tedy jaké a kolik škod může na zdraví vyvolat a výsledně jak hodnotit a usměrnit dané ozáření. (1)

Významnou část z celkového ozáření populace umělými zdroji ionizujícího záření tvoří ozáření pacientů v důsledku diagnostického vyšetření nebo terapeutického zákroku za použití zdrojů ionizujícího záření (tzv. lékařské ozáření). Skiagrafická radiodiagnostika patří k vyšetřením s relativně malou radiační zátěží pacienta, avšak týká se velkého počtu vyšetření. V souvislosti s přijetím zákona č.18/1997 Sb., „Atomový zákon“ se významným způsobem zpřísnily zásady radiační ochrany při lékařském ozáření jak zdravotnických pracovníků, tak pacientů. Proto se optimalizace radiační ochrany vyšetřovaných osob stala jedním z hlavních cílů odborné veřejnosti. Tato optimalizace je především dosahována zavedením programu zabezpečování jakosti. Jedním z kroků optimalizace a redukce dávky IZ je správná volba zatěžovacích parametrů RTG přístroje. Použité napětí rentgenky je významným faktorem, ovlivňujícím vstupní povrchovou kermu, která je základní informací pro následný odhad efektivní dávky. Změnou tohoto parametru lze výrazně ovlivnit, respektive snížit absorbovanou dávku pro pacienty i lékařský personál, tak, aby byla co nejnižší a přitom byla dosažena požadovaná diagnostická výtěžnost. (2)

Cílem bakalářské práce je praktickým dozimetrickým měřením na fantomu zjistit, jakou měrou se podílí změna napětí na rentgence na zvýšení, nebo poklesu radiační zátěže pacientů při skiagrafických postupech. Vhodnou úpravou napětí rentgenky se pokusím zjistit, zda se dá zásadním způsobem ovlivnit vstupní povrchová dávka, tedy i úroveň radiační zátěže pacienta.

# 1 Současný stav

## 1.1 Fyzikální základy – vznik RTG záření a princip vzniku rtg obrazu

### 1.1.1 Základní vlastnosti fotonového záření

Rentgenové záření je elektromagnetické záření o krátkých až velmi krátkých vlnách, které vzniká v elektronových obalech atomů. Právě místem a způsobem vzniku se rentgenové záření odlišuje od ostatních. Elektromagnetické záření, tedy i rentgenové, můžeme prezentovat jako proud částic o nulové klidové hmotnosti, pohybující se právě rychlostí světla v daném prostředí. Rentgenové záření je velmi pronikavé, nemá v látce konečný dosah, tj. nemůžeme ho nikdy bezezbytku odstínit. Rentgenové záření je nepřímo ionizující, ionizuje prostřednictvím sekundárních elektronů. (1,3,4,5)

### 1.1.2 Vznik RTG záření

Rentgenové záření může vznikat dvojím způsobem:

První způsob je přeskoky elektronů mezi jednotlivými energetickými hladinami v obalu atomu. Rozdíl energií mezi jednotlivými hladinami se uvolní ve formě rentgenového záření. Počet hladin je reprezentován energetickým spektrem rentgenového záření. Toto spektrum je charakterizováno vlastnostmi atomu, ve kterém vzniklo. Proto je nazýváno charakteristické a má čárové energetické spektrum.

Druhý způsob je zabrzděním elektronu v elektrickém poli atomu a vyzářením jednoho, nebo více fotonů. Jinak řečeno, kinetická energie zabrzděného elektronu se uvolňuje ve formě rentgenového záření, které nazýváme brzdné. Brzdné rentgenové záření má spojité energetické spektrum s převahou fotonů o nižších energiích.

Maximální energie fotonů v kiloelektronvoltech je v případě rentgenky číselně rovna urychlujícímu napětí v kilovoltech.(1,3,4,5)

### **1.1.3 Princip rentgenky**

Rentgenka je tvořena dvěma elektrodami – katodou a anodou.

Katoda je žhavana žhavicím proudem na teplotu kolem 2000<sup>0</sup> C. Je tvořena zpravidla wolframovým vláknem, které je po zahřátí schopno emitovat dostatečné množství elektronů.

Anoda je zpravidla tvořena měděným blokem, na její přední části se nachází terčík, zpravidla z wolframu.

Mezi anodu a katodu je připojeno usměrněné napětí o velikosti desítek až stovek kilovoltů. Ze žhavené katody jsou emitovány elektrony, které jsou přitahovány kladnou anodou. Elektrické pole mezi katodou a anodou tyto elektrony urychluje. Proud urychlených elektronů dopadá na terčík anody. Kinetická energie je předávána anodě. Největší část této energie se přemění v energii tepelnou, řádově až 99,5 %. Zbytek energie se přemění v brzdné a charakteristické záření.(1,3,4,5, 6,7)

### **1.1.4 Tvorba RTG snímku**

Vzniklý svazek RTG záření prochází výstupním okénkem rtg zářiče a je filtrován zpravidla hliníkovým, nebo měděným filtrem a vymežován clonami a dopadá na pacienta. V pacientově těle je více jak 80% záření pohlceno, nebo rozptýleno v závislosti na velikosti a struktuře orgánů a tkání, jimiž prochází a jen malá část projde, aby mohla po dopadu na detektor vytvořit snímek. U této transmisní modality využíváme k zobrazení struktur rozdílné absorpce záření v lidském těle.(1,3,4,5,|6)

## **1.2 Fyzikální základy – interakce ionizujícího záření s látkou**

Nepřímo ionizující je záření, které nenes elektrický náboj a nemůže tedy přímo interagovat s náboji elektronů v atomech prostředí. Jedná se o záření gama a rentgenové záření o částice bez náboje – neutrony a další nenabitě elementární částice.(1,3,4,5)

### **1.2.1 Interakce fotonů**

Fotony interagují prakticky s obalem atomu. Existují tři základní procesy interakce fotonů:

#### **Fotoelektrický jev – fotoefekt**

Foton předá veškerou svou energii elektronu v atomovém obalu a tím (je-li tato energie větší než výstupní práce elektronu) elektron z obalu uvolní. Je-li elektron uvolněn z některého vnitřního orbitu, zaplní se uprázdněné místo elektronem z vyššího orbitu a přebytek energie se vyzáří ve formě fotonu. Ten má však velmi malou energii a většinou se pohltí se v okolním materiálu. (1,3,4,5)[1]

#### **Comptonův rozptyl**

Jedná se o interakce fotonů s volnými nebo jen velmi slabě vázanými elektrony (na rozdíl od fotoefektu. Foton zářením předá část své energie volnému elektronu a posune ho. Rozptýlený foton pak s nižší energií (tj. větší vlnovou délkou) pokračuje v pohybu v odlišném směru. Rozptyl sekundárních fotonů kolísá v intervalu  $0^\circ$  až  $180^\circ$  a jejich energie je závislá na úhlu rozptylu. Comptonův rozptyl je převládajícím typem interakce gama záření středních energií s látkami s malým protonovým číslem. (1,3,4,5)[1]

Při tomto jevu foton zasáhne elektron ve vnější slupce atomu, část energie fotonu se přemění na kinetickou energii elektronu a část se dále vyzáří v podobě fotonu s menší energií.



### **Tvorba elektron pozitronových párů**

Foton se v blízkosti nabitě částice, nejčastěji jádra atomu přemění na elektron a pozitron. Poté dochází k jejich anihilaci a vzniku dvou fotonů o energii  $2 \times 0,511 \text{ MeV}$

Pro rentgenové záření ze zdravotnických diagnostických rentgenů může vzhledem k jeho energiím nastat pouze fotoefekt a Comptonův rozptyl. Oba jevy se kombinují, nejprve dojde k Comptonovu rozptylu a foton s nižší energií pak interaguje fotoefektem. (1,3,4,5) [1]

## ***1.2.2 Interakce jiného nepřímo ionizujícího záření s látkou***

### **Interakce neutronů**

Neutrony interagují výhradně s jádry atomů. V závislosti na kinetické energii neutronů a na vlastnostech terčového materiálu může dojít ke třem typům procesů. K pružnému rozptylu, nepružnému rozptylu a radiačnímu záchytu. Interakce neutronů je ale pro nás z pohledu radiodiagnostiky bezvýznamná, proto se jí již dále nebudu věnovat.

### **Interakce přímo ionizujícího záření**

Přímo ionizující záření je tvořeno elektricky nabitými částicemi. Tyto částice mohou být těžké (alfa), nebo lehké (beta). Díky svému náboji je interakce s jádry a elektrony atomů daleko silnější, než v případě nepřímo ionizujícího záření. V látce mají vždy konečný dolet. (1,3,4,5) [1]

## 1.3 Veličiny a jednotky používané v radiační ochraně

### 1.3.1 Veličiny charakterizující účinky ionizujícího záření na látku

Tyto veličiny už charakterizují, jak velký fyzikální účinek má záření na látku, do níž vstupuje.

#### **Dávka – D**

Veličinu dávka je možné zjednodušeně vysvětlit jako energii ionizujícího záření absorbovanou v jednotce hmotnosti ozařované látky. Jednotkou je Gy (gray). Tuto jednotku můžeme též prezentovat jako  $Gy = J.kg^{-1}$  (1, 3, 4, 5, 8, 9) (4)

#### **Dávkový příkon - $\dot{D}$**

Dávkový příkon vyjadřuje okamžitou situaci. Jedná se o přírůstek dávky za jednotku času. Jednotkou je  $Gy.s^{-1}$  (1, 5, 8, 9) (4)

#### **Kerma (Kinetic Energy Released in Matter-kinetická energie uvolněná v látce) - K**

Je definována jako v daném bodě určený podíl součtů počátečních kinetických energií všech nabitých částic uvolněných nenabitými ionizujícími částicemi v elementu látky  $dm$  a této hmotnosti. Veličina Kerma je definována pouze pro nepřímo ionizující záření. V případě, že nastane rovnováha elektricky nabitých částic, pak se kerma číselně rovná dávce. Pro rentgenové záření i pro záření gama ze zdrojů používaných v praxi toto platí vždy. Kerma je opět definována ve vztahu k dané látce a jednotkou je jako u dávky  $Gy = J.kg^{-1}$  (1, 5, 8, 9) (4)

#### **Kermový příkon - $\dot{K}$**

Je to přírůstek kermy, za jednotku času  $Gy.s^{-1}$  (1, 5, 8, 9) (4)

### **Expozice – X**

Jde o historicky nejstarší dozimetrickou veličinu. Jejím zásadním omezením je skutečnost, že je definována pouze pro fotonové záření ve vzduchu. Pro své nepohodlné převodní vztahy a se zavedením jednotek SI byla expozice z radiační ochrany vytlačena. Dnes se používá v metrologii. Jednotkou je  $C.kg^{-1}$  (1)(4)

### **Expoziční příkon – K**

Je definován jako přírůstek expozice za jednotku času. Jednotkou je  $A.kg^{-1}$  (1, 5, 8, 9)(4)

## **1.3.2 Veličiny charakterizující biologické účinky ionizujícího záření**

Tyto veličiny již nejsou zpravidla přímo měřitelné, protože se skládají z čistě fyzikální veličiny, vynásobené nějakým bezrozměrným faktorem. Zavedení těchto veličin bylo provedeno k eliminaci skutečnosti, že různé druhy IZ způsobují i při stejné hodnotě absorbované dávky různě velké biologické účinky. (1, 5, 8, 9)(4)

### **Dávkový ekvivalent - H**

$$\text{Vzorec: } H = DQ$$

- D je dávka v uvažovaném bodě tkáně

- Q je jakostní činitel vyjadřující rozdílnou biologickou účinnost různých druhů záření. Tato veličina je určena dle rozhodnutí ICRU k měřením a výpočtům, na rozdíl od *ekvivalentní dávky*. Jednotkou je Sv (sievert).(1, 5, 8, 9)(4)

### **Ekvivalentní dávka $H_t$**

$$\text{Vzorec: } H_t = w_r D_t$$

Ekvivalentní dávka je mírou deterministických účinků ionizujícího záření.  $D_t$  je střední dávka v orgánu nebo ve tkáni způsobená daným druhem záření. Ta už sama o

sobě není měřitelná a její výpočet může být dost komplikovaný.  $W_r$  je váhový radiační faktor pro daný druh záření. Definujeme ho jako konstantu, která vyjadřuje relativní biologickou účinnost daného druhu ionizujícího záření vzhledem k elektromagnetickému záření. Jednotkou je Sv (sievert). Je-li orgán, nebo tkáň ozářena směsí různých druhů ionizujícího záření, je výsledná ekvivalentní dávka pro tento orgán rovna součtu ekvivalentních dávek pro jednotlivé druhy záření. Již z výše zmíněné zprávy ICRU vyplývá, že ekvivalentní dávka slouží k limitování ozáření. (1, 5, 8, 9)(4)

### **Efektivní dávka – E**

$$\text{Vzorec: } E = \sum_T W_T \times H_T$$

Efektivní dávka je mírou pravděpodobnosti vzniku stochastických účinků IZ, kde  $H_t$  je ekvivalentní dávka v dané tkáni,  $w_t$  je tkáňový váhový faktor v dané tkáni. Efektivní dávka je součet ekvivalentních dávek v jednotlivých orgánech nebo tkáních vynásobených příslušnými tkáňovými váhovými faktory. Jednotkou je Sv (sievert). Tkáňový váhový faktor je relativní hodnota rizika stochastických účinků pro danou tkáň, nebo orgán. Vyjadřuje tedy radiosenzitivitu dané tkáně na stochastické účinky. Dále, součet tkáňových váhových faktorů všech orgánů je roven 1. (1, 5, 8, 9)(4)

### **Úvazek efektivní dávky a úvazek kolektivní dávky**

Tyto veličiny slouží k posouzení závažnosti vnitřní kontaminace radionuklidem. (1, 5, 8, 9)(4)

### **Kolektivní efektivní a ekvivalentní dávka**

Tyto veličiny jsou definovány součet efektivních dávek jednotlivých osob dané skupiny populace v případě kolektivní efektivní dávky a v případě ekvivalentní dávky o součet ekvivalentních dávek jednotlivých osob dané skupiny populace. (1, 5, 8, 9)(4)

## **1.4 Biologické účinky**

Pokusit se o komplexní a vyčerpávající výklad problematiky biologických účinků IZ by si zasloužilo samostatný a rozsáhlejší výklad. Já se v této části pokusím alespoň o schematický přehled, nezbytný pro další pochopení teorie radiační ochrany. (1, 8, 10, 11, 12)[1]

### **1.4.1 Účinky záření na buňku**

Účinky IZ na buňku jsou dvojího druhu. Smrt buňky a změna genetické informace buňky. Ke smrti buňky dochází při ozáření větší dávkou. Buňka může být usmrcena ve svém klidovém období, nebo se může jednat o tzv. mitotickou smrt. Poškození se neprojeví okamžitě, buňka přežije, ale ztratí schopnost se dále dělit. V důsledku toho dochází v tkáni k poklesu počtu buněk. Tato mitotická smrt nastává za relativně nízkých dávek, na rozdíl od přímého usmrcení buňky. Je tedy zřejmé, že smrtící účinky na buňky se nejnázne projeví v takových tkáních, kde dochází k rychlému buněčnému dělení. Např. krvetvorné orgány, gonády, vyvíjející se zárodek. Ke změně genetické informace buňky může docházet i při velmi nízkých dávkách. Nedochozí při nich k bezprostřednímu narušení průběhu buněčného dělení. V důsledku ozáření vznikají změny v genetických informacích, tzv. mutace, které dělíme na gametické a somatické.(1, 8, 10, 11, 12)[1]

### **1.4.2 Vztah dávky a účinku**

Z hlediska vztahu dávky a účinku na dva typy účinků. Deterministický a stochastický účinek.

## **Deterministické účinky**

Jedná se o účinky, k nimž dochází v důsledku smrti, nebo schopnosti dělení velkého množství buněk v určité tkáni, nebo orgánu. Jedná se o účinky prahové, tj. že se objeví až po překročení určité hodnoty dávky. Po překročení prahové dávky vzrůstá míra poškození s velikostí dávky. Účinek je zpravidla lokální. Je rozdílné, zda je ozáření provedeno jednorázově, či protražovaně. U protražovaných dávek je organismus odolnější, tedy jsou vyšší prahové dávky, než u jednorázových. Poškození má charakteristický klinický obraz. Jednotlivé tkáně jsou různě citlivé k ozáření, hovoříme o rozdílné radiosenzitivitě. Z hlediska destrukce tkáně, tedy deterministických účinků platí, že zvláště vysokou radiosenzitivitu vykazují tkáně, v nichž probíhá rychlé buněčné dělení. Podle klesající radiosenzitivity na deterministické účinky můžeme orientačně seřadit tkáně takto:

- 1) aktivní kostní dřeň, lymfoidní orgány, pohlavní žlázy, střevo.
- 2) Oční čočka, kůže a epiteliální výstelky (hltan, jícen, žaludek, močový měchýř).
- 3) Jemné cévy, rostoucí chrupavka, rostoucí kost
- 4) Zralá chrupavka, zralá kost, dýchací ústrojí, žlázy zažívací a endokrinní soustavy
- 5) Svaly, centrální nervový systém.

K vyjádření míry deterministických účinků používáme veličiny ekvivalentní dávka, nebo dávka. Mezi deterministické účinky patří zejména akutní nemoc z ozáření (ANO), radiační dermatitida, radiační poškození čočky, radiační postižení fertility.

(1, 8, 10, 11, 12)[1]

### Akutní nemoc z ozáření (ANO)

Akutní nemoc z ozáření vzniká po jednorázovém ozáření celého těla, nebo jeho velké části dávkou asi od 1 Gy výše. V závislosti na velikosti dávky dochází k poškození krve tvorných orgánů, trávicího traktu až k poškození nervového systému. Rozlišujeme tři typy ANO. První z nich je **krevní typ**, který je důsledkem poškození aktivní kostní dřeně. Vzniká po celotělovém ozáření asi dávkou od 1 do 6 Gy. V prvním

dni se projevuje nevolnost, únava, skleslost a to vše je doprovázeno zvracením. Následuje druhá fáze, tzv. latentní po dobu 1-2 týdny, které je v podstatě bez příznaků. Pak následuje vlastní onemocnění charakterizované zejména sepsí a krvácením. Postižený má teploty, trpí nechutenstvím a průjmy. V krevním obraze je výrazný pokles krevních elementů. Přibližně po 6-8 týdnech nastupují příznaky uzdravení. Atakuje – li dávka hranici 6-10 Gy, průběh celého onemocnění je výrazně bouřlivější a po cca 20-30 dnech končí smrtí.

Jednorázové celotělové ozáření kolem 5 Gy je považováno za smrtelné v 50% případech.

Druhým typem ANO je střevní typ, ke kterému dochází při dávkách kolem 10 Gy a vyšších. Při takto velkém celotělovém ozáření jsou časné příznaky velmi vystupňované a závažné problémy se projeví již za 4-6 dnů po ozáření. Tedy mnohem dříve, než se objeví příznaky krevní. Při tomto typu ANO se objevují krvavé průjmy, může docházet až k minerálovému rozvratu. V důsledku obnažení vnitřního povrchu střeva v důsledku odumření výstelky může dojít až k perforaci střeva. Pravděpodobnost přežití je velmi malá.

Konečně třetím typem je typ nervový. Při jednorázové dávce o velikosti několika desítek Gy dojde k poškození poměrně odolného nervového systému. Činnost mozku je paralyzována, dochází ke zmatenosti a bezvědomí. V krátké době v řádu desítek hodin postižený umírá.

(1, 8, 10, 11, 12)[1]

### Radiační poškození kůže

Typickým lokálním deterministickým účinkem způsobeným IZ je radiační poškození kůže. Práh poškození je pro jednorázové ozáření více jak 2 Gy. Několik hodin po ozáření se objevuje časný erytém, který do 24 hodin mizí. Pak nastane období klidu trvající 10-15 dní. Poté dojde opět k zarudnutí ozářeného místa, tzv. pozdní erytém, při kterém dochází ke zduření kůže a bolestivosti. Hovoříme o akutní radiační dermatitidě prvního stupně. Při dávce okolo 3 Gy dochází i ke ztrátě ochlupení, které může být po dávce kolem 6 Gy i trvalé.

Po ozáření dávkami nad 10 Gy vzniká dermatitis druhého stupně. Dochází ke vzniku puchýřů a jejich odlupování vede k častým infekcím a tím ke komplikaci stavu.

Pokud dojde k závažnějšímu poškození cévního zásobení kůže, dochází k nekróze tkáně, vzniku vředu a pozorujeme dermatitis třetího stupně. Tento vřed se velmi těžko hojí, i po zhojení je další osud nemocného nejistý. Nová, vyhojená pokožka je tenká, křehká a špatně odolává infekci. I po letech může vzniknout tzv. pozdní vřed, který je nutné řešit chirurgickou cestou. U protrahovaných ozáření kůže je prahová dávka řádově desítky Gy. K takovému typu ozáření docházelo v minulosti poměrně často u rentgenujících lékařů. Následné poškození kůže je specifické a je označováno jako chronická radiační dermatitida.(1, 8, 10, 11, 12)[1]

#### Radiační poškození oční čočky

Další formou postižení je poškození oka. Ozářením oční čočky vzniká její katarakta. Při jednorázovém ozáření hovoříme o prahové dávce kolem 3 Gy, pro protrahovanou je to mnohonásobně vyšší. I zde jsou známy případy profesního poškození, zejména z doby dřívější, kdy se hojně používalo pouze scintilačních stínítek a štítů.(1, 8, 10, 11, 12)[1]

#### Postižení fertility

Dalším postižením způsobené IZ je postižení fertility neboli plodnosti. Nutno podotknout, že v tomto případě jsou muži citlivější než ženy. U mužů může dojít k dočasnému narušení plodnosti již při jednorázové dávce 250 mGy a trvalá ztráta plodnosti se předpokládá při ozáření nad 3 Gy. U žen je to kolem 3-8 Gy v závislosti na věku.(1, 8, 10)[1]



## **Stochastické účinky**

Stochastické účinky jsou biologické účinky vyvolané mutacemi i malého počtu buněk, které vznikly působením IZ na buňky. Rozlišujeme dva druhy stochastických účinků:

Somatické, které jsou vyvolané somatickými mutacemi, tzn. poškození jiných buněk, než zárodečných. Jedná se o různé formy rakoviny, zhoubného nádorového bujení.

Genetické, které jsou vyvolané gametickými mutacemi čili poškozením zárodečných buněk.

Pro stochastické účinky platí, že jsou bezprahové, mohou vznikat i při malých dávkách a pravděpodobnost má lineární průběh. Jinak řečeno s rostoucí dávkou roste pravděpodobnost jejich výskytu. Patří sem rakovinová bujení a genetické účinky, jak již bylo výše zmíněno. U stochastických účinků nezáleží na tom, zdali byl organismus ozářen v krátkém časovém úseku či byla dávka protražována, tělo si jednoduše dávku pamatuje. Ke vzniku nádoru nemusí dojít v místě ozáření, poškození může cestovat, proto se u efektivní dávky provádí sčítání ekvivalentních dávek v celém organismu, s ohledem na pravděpodobnost vzniku nádoru v daném orgánu a možnost jeho léčby. U nádorů není možné rozeznat, zda vznikly na základě ozáření IZ, nebo jiným vlivem, proto se vychází z určité míry pravděpodobnosti. Stochastický účinek není nikdy evidentní ihned po ozáření, ale projeví se až po období latence.(1, 8, 10)[1]

### Somatické stochastické účinky - zhoubné nádory

Číslo, které charakterizuje riziko úmrtí na zářením vyvolanou rakovinu se nazývá koeficient rizika smrti. Tento koeficient rizika smrti z hlediska zhoubných nádorů byl pro radiační pracovníky stanoven na  $400 \cdot 10^{-4} \text{ Sv}^{-1}$ . Výše uvedená hodnota vyjadřuje, že pokud je deset tisíc lidí ozářeno efektivní dávkou 1 Sv, je pravděpodobné, že 400 z nich zemře z důvodu nádorového bujení vzniklého IZ. Jinými slovy, je-li někdo ozářen efektivní dávkou 1 Sv, má o 4% větší pravděpodobnost, že zemře na rakovinu, než člověk neozářený. Tyto hodnoty koeficientů rizika byly oproti dříve používaným údajům zvýšeny více než 3x na základě doporučení mezinárodní komise pro radiační

ochranu (ICRP), které vycházelo z nových poznatků o biologických účincích IZ. V důsledku toho byly zpřísněny základní limity pro efektivní dávku.(1, 8, 10)[1]

### Genetická poškození

Ke stochastickým účinkům patří též genetická poškození, která se přenáší do příštích generací, v literatuře je zmiňována až 20. generace. Genetický účinek záření spočívá ve zvýšené frekvenci spontánně se vyskytujících mutací. Nelze tedy v konkrétním případě určit, zda daná mutace byla způsobena ozářením. Může se projevit v hrubém narušení vývoje plodu, které vede ke spontánnímu potratu, malformacemi narozeného dítěte, vyšším výskytem specifických dědičných znaků a onemocnění například diabetu.

Pravděpodobnost vzniku stochastických účinků je určena velikostí efektivní dávky. Relativní citlivost dané tkáně na vznik stochastických účinků vyjadřuje tkáňový váhový faktor, jak už bylo zmíněno výše.(1, 8, 10, 12)[1]

### Poškození plodu v těle matky

Poněkud specifickým projevem poškození IZ je ozáření plodu v těle matky. Závažnost poškození plodu závisí kromě velikosti dávky i na období těhotenství. V kontextu s tím rozlišujeme 4 období těhotenství. Vzhledem k tomu, že se jedná o relativně krátká období, budu i nadále mluvit o okamžitých dávkách.

První období je vymezeno prvním a druhým týdnem těhotenství. Nepříjemná je skutečnost, že v tomto období si většina žen své gravidity není vědoma. Období je označováno heslem“všechno, nebo nic“. Znamená to, že buď to zárodek přežije ozáření bez poškození anebo dojde k jeho zániku.

V druhém období, které je vymezeno 3. až 8. týdnem těhotenství v období tzv. velké organogeneze, je nebezpečí vzniku malformací.

Třetí období je mezi 8. až 15. týdnem těhotenství. V tomto období je zvýšené riziko vzniku mentálních retardací.

Ve čtvrtém období těhotenství je plod již relativně odolný, takže jeho usmrcení by zpravidla znamenalo smrt i pro matku. Ozáření v tomto období je však spojeno

s rostoucí pravděpodobností vzniku stochastických účinků u narozeného dítěte. Z výše uvedeného je zřejmé, že nejvyšší radiosenzitivitu vykazuje plod zhruba v první třetině těhotenství. (1, 8, 10, 12)[1]

**Tabulka č.1:** Příklady některých RTG vyšetření s odpovídajícími dávkami na plod (1)

|                      |           |
|----------------------|-----------|
| Snímek břicha        | cca 2mGy  |
| Vylučovací urografie | 8–16 mGy  |
| Vyšetření žaludku    | 2-6 mGy   |
| Irrigoskopie         | 15-30 mGy |
| HSG                  | 1-3 mGy   |
| Snímek LS páteře     | 1-3 mGy   |
| Snímek plic          | do 1 mGy  |

### ***1.5 Cíle a principy radiační ochrany***

Při řešení praktických problémů je radiační ochrana konfrontována s otázkami, jaké může být ozáření lidí? Co může ozáření způsobit, tedy jaké a kolik škod může na zdraví vyvolat a výsledně jak hodnotit a usměrnit dané ozáření. Aby bylo možno na tyto otázky odpovědět, musí se radiační ochrana opírat o soubor vzájemně konzistentních principů, základních pojmů a kritérií, tedy o zformulovanou koncepci. Ta musí být v souladu se soudobými poznatky o biologických účincích IZ, se soudobými obecnými přístupy společnosti k ochraně zdravý obyvatelstva před faktory technického rozvoje a životního prostředí. (1)

### **1.5.1 Cíle radiační ochrany**

Cílem radiační ochrany je vyloučení deterministických účinků a snížení pravděpodobnosti vzniku stochastických účinků na společensky přijatelnou míru.(1, 2, 8, 10, 11)

#### **Vyloučení deterministických účinků**

Vyloučení účinků znamená, že tyto účinky určitě nenastanou. Deterministické účinky jsou prahové, je tedy cílem zajistit takové osobní dávky, které jsou menší, nežli prahové. Je nutno připomenout, že jednotlivé orgány těla mají různou citlivost, proto jsou i jejich prahové hodnoty různé.

Prvního z cílů je bezpečně dosaženo nepřekročením základních limitů, což jsou závazné kvantitativní ukazatele, jejichž překročení není z hlediska radiační ochrany přípustné.

Míra deterministických účinků na zvolený orgán T je hodnocena ekvivalentní dávkou v orgánu T.(1, 2, 8, 10, 11)

#### **Snížení pravděpodobnosti vzniku stochastických účinků na přijatelnou míru**

Stochastické účinky jsou účinky bezprahové. Cílem je tedy optimalizovat ochranu před IZ, přičemž za normálních podmínek nesmí být překročeny základní limity.

Pravděpodobnost výskytu stochastických účinků v lidském těle je hodnocena efektivní dávkou.(1, 2, 8, 10, 11)

### **1.5.2 Principy radiační ochrany**

Z výše uvedených cílů radiační ochrany vyplývají základní principy, jimiž se radiační ochrana řídí. Principy ochrany před IZ jsou obecnými podmínkami pro

vykonávání činností souvisejících s využíváním jaderné energie, činností vedoucích k ozáření a zásahů ke snížení ozáření.

V současné době jsou uváděny čtyři základní principy radiační ochrany:(1, 2, 8, 10, 11)

### **Princip zdůvodnění**

Podle zákona č.18/1997 Sb., „Atomový zákon“ každý, kdo provádí činnosti vedoucí k ozáření musí dbát na to, aby činnost byla odůvodněna přínosem, který vyváží rizika, která při těchto činnostech vznikají, nebo mohou vznikat.

Obráceně by se dalo říct, že se žádné činnosti vedoucí k ozáření nesmějí provozovat, pokud nejsou zdůvodněny, tzn., že pro jejich provozování neexistuje rozumný důvod. V ideálním případě by se mělo užívat analýzy ztrát a přínosů pro zásadní rozhodování při implementaci zdrojů IZ do praxe.

Při posuzování, zda navrhovaná činnost je zdůvodněná, tj. přináší dostatečný čistý přínos, vstupují do analýzy veškeré přínosy i ztráty a náklady, nikoliv pouze ty, jež jsou poskytovány, nebo způsobovány některým skupinám osob. Jde o přínosy a ztráty, z nichž některé lze vyčíslit, některé však jen velmi obtížně, pokud vůbec.

Analýzu můžeme provádět na základě rovnice  $B = V - (P + X + Y)$  kde

B...je čistý přínos vyplývající z činnosti

V...je hrubá hodnota výsledku činnosti, která zahrnuje hodnotu výrobku, společenské a jiné přínosy

P...představuje položku výdajů na výrobu

X...jsou náklady na radiační ochranu

Y...jsou ztráty, odpovídající újmě z ozáření.

Při této analýze by expozice nebyla zdůvodněná, když B je záporné. Vyčíslení všech členů rovnice je složitým a obtížným úkolem. Jednodušší je však relativní vyhodnocení, které srovnává zdůvodnění alternativních postupů a vybírá ten nejvhodnější.(1, 2, 8, 10, 11) [1]

## **Princip optimalizace**

Zákon č. 18/97 Sb.: Každý, kdo provádí činnosti vedoucí k ozáření, je povinen dodržovat takovou úroveň radiační ochrany, aby riziko ohrožení života, zdraví osob a životního prostředí bylo tak nízké, jak lze rozumně dosáhnout při uvážení hospodářských a společenských hledisek. Princip optimalizace radiační ochrany je v angličtině označován jako princip ALARA, což je zkratka výrazu: „As-Low-As-Reasonably-Achievable“. Což lze přeložit jako: „ozáření má být tak nízké, jak je rozumně dosažitelné. Toto označení principu optimalizace se i u nás často používá zejména v jaderné energetice.

V souvislosti s principem optimalizace se často setkáváme s pojmem směrná hodnota. Směrnou hodnotou se rozumí ukazatel, nebo kritérium, které je vodítkem pro posouzení opatření v radiační ochraně, jeho překročení, nebo nesplnění zpravidla indikuje podezření, že radiační ochrana není optimalizována. Používání směrných hodnot je běžným způsobem aplikace principu optimalizace. V podstatě to znamená následující: Pokud jsou osobní dávky pod směrnými hodnotami, není třeba optimalizaci prokazovat (1, 2, 8, 10, 11) [1]

**Optimalizační postup:** Rozumně dosažitelnou úroveň radiační ochrany lze prokázat postupem, při kterém se porovnávají náklady na alternativní opatření ke zvýšení radiační ochrany. Rozumně dosažitelná úroveň radiační ochrany se považuje za prokázanou a opatření nemusí být provedeno, pokud by náklady byly vyšší než přínos opatření. Radiační ochrana se považuje za optimalizovanou také tehdy, kdy roční efektivní dávka u žádného z radiačních pracovníků nepřekročí hodnotu 1 mSv a roční efektivní dávka u žádné jiné osoby nepřekročí 50 $\mu$ Sv. Pro lékařské ozáření neplatí limity, v příloze vyhlášky č. 307/2002 Sb. jsou pro radiodiagnostické výkony uvedeny diagnostické referenční úrovně. Jedná se o hodnoty, které by v zásadě neměly být překračovány. Při jejich překračování vzniká povinnost prokázat analýzou optimalizace, že se nejde pod ně rozumně dostat.(1, 2, 8, 10, 11) [1]

## **Princip limitování**

Zákon č. 18/97 Sb.: Každý kdo provádí činnost vedoucí k ozáření, je povinen omezovat záření osob tak, aby celkové ozáření způsobené možnou kombinací nepřesáhlo v součtu stanovené limity.

Základní limity ozáření jsou závazné kvantitativní ukazatele, jejichž překročení není z hlediska radiační ochrany přípustné.

Základní limity ozáření jsou rozděleny do tří skupin:

1. Obecné limity (limity pro obyvatelstvo)
2. Limity pro radiační pracovníky
3. Limity pro učně a studenty (1, 2, 8, 10, 11) (1)

## ***1.6 Způsob ochrany před zevním ozářením***

Standardními metodami ochrany před IZ jsou postupy, které zmenšují velikost ozáření z externího zdroje.

Při zmenšování ozáření se uplatňují tři způsoby ochrany:

1. Ochrana vzdáleností
2. Ochrana stíněním
3. Ochrana časem

### **1.6.1 Ochrana vzdáleností**

IZ je ze zdrojů emitováno izotropně, tj. podobně jako tlak v kapalině se šíří všemi směry stejně. Proto je při zvětšení vzdálenosti od ozařované plochy registrován menší počet dopadajících částic od pevného zdroje. Při představě bodového zdroje a jednoduchých interakčních procesů dochází k poklesu přímo úměrně s druhou mocninou vzdálenosti. Ve skutečnosti je situace poněkud složitější, zdroj totiž není

bodový, interakce jsou provázeny emisí sekundárních ionizujících částic, které mají jinou radiobiologickou účinnost, než částice primární. Princip ochrany vzdáleností vyžaduje, abychom pracovali co nejdále od zdroje. Dostatečné vzdálenosti těla a rukou od zářiče je možné dosáhnout například používáním pomůcek, jako jsou manipulátory a pinzety.

Dávkový příkon, popřípadě dávku je možno odhadnout výpočtem. Tyto výpočty, někdy v praxi dostačující, se provádějí zvláště při projektování pracovišť s IZ a plánování ochranných opatření.(1, 2, 8, 9, 10, 11) [1]

### **Ochrana vzdáleností v radiodiagnostice**

Pro potřeby radiodiagnostiky se metoda vzdáleností uplatňuje jak u personálu, tak u vyšetřovaných pacientů.

1. Ochrana personálu je zajišťována co největší vzdáleností od zdroje záření, je však třeba si uvědomovat, že tímto zdrojem není jen samotný užitečný svazek rtg záření z přístroje, jenž je většinou dobře kolimován a stačí se jen vyvarovat vstupu do něj, ale že významným sekundárním zářením je sám pacient, resp. pole ozářené na něm rtg svazkem. V praxi se metoda obvykle uplatňuje tím, že personál během expozice odstoupí na větší vzdálenost od pacienta, resp. se trvale zdržuje co nejdále. Velký význam má i upřednostňování zářiče dole pod stolem.

2. Ochrana pacienta spočívá zejména v optimalizaci poměru vzdáleností (ohnisko rentgenky-povrch těla pacienta) ku (ohnisko rentgenky-receptor obrazu), protože pro kvalitní RTG obraz je důležitá velikost dávky v místě receptoru a ne na povrchu pacienta. Vzroste-li například tento poměr z  $\frac{1}{2}$  na  $\frac{3}{4}$  klesne dopadová dávka cca na  $\frac{1}{2}$ . Navíc se změnou tohoto poměru klesá geometrické zvětšení snímku, což je rovněž ve prospěch kvalitní diagnostiky.(1, 2, 8, 9, 10, 11) [1]



## 1.6.2 Ochrana stíněním

Patří k základním a všeobecně známým způsobům ochrany. Je založena na principu, že mezi zdroj a cílovou oblast, což je nejčastěji prostor, kde se pohybují, či se mohou pohybovat lidé, vložíme vrstvu materiálu, která část energie IZ pohltí. Podle druhu záření určujeme i nejvhodnější materiál a skladbu stínící vrstvy.

### Stínění záření gama

Pro záření gama a obdobně i pro záření rentgenové platí, že při jeho průchodu prostředím dochází k fotoefektu, Comptonovu rozptylu a tvorbě párů. Největší absorpce elektromagnetického záření nastává při fotoefektu. Protože pravděpodobnost fotoefektu výrazně roste s protonovým číslem materiálu, kterým záření prochází, je zřejmé, že bude nejvíce absorbováno v těžkých materiálech. Nejběžnějším konstrukčním stínícím materiálem pro záření gama a pro rentgenové záření je olovo. Pro stínění místností se používají cihly v kombinaci s barytovou omítkou, nebo beton. Nežádka se též využívá oceli, pro její vynikající mechanické vlastnosti a dobrou opracovatelnost. Pro stanovení tloušťky stínící vrstvy pro RTG záření se používá též pojmu polotloušťka. Polotloušťka  $d_{1/2}$  je tloušťka vrstvy látky, zeslabující dávku, resp. dávkový příkon na polovinu původní hodnoty. (1, 2, 3, 8, 9, 10) [1]

### Ochrana stíněním v radiodiagnostice

Ochrana stíněním se opět v radiodiagnostice uplatňuje jak u pacientů, tak u personálu.

1) Ochrana personálu spočívá především v dostatečných stínících vrstvách stěn a stropu vyšetřoven, dále pak ve stínících ochranných prvcích rtg zařízení, zejména skiaskopických. Kromě toho se používají i osobní ochranné pomůcky – zástěry límce, rukavice a brýle. Ochranné zástěry a límce jsou vyráběny se stínícím ekvivalentem 0,25,

0,35 a 0,5mm Pb. Rukavice používané pro vyšetření, u kterých musí být zachován cit v ruce mají ekvivalent nižší.

2) Ochrana pacientů je zaměřena na vykrývání nevyšetřovaných částí těla, např. gonád, jsou-li zasaženy užitečným svazkem. Orgány mimo užitečný svazek se vykrývají jen ve specifických případech a zejména při CT vyšetření by vykrývání bylo spíše kontraproduktivní. Dalším důležitým prvkem ochrany stíněním je již dříve uvedená filtrace RTG svazku, jež odstíní nízkoenergetickou složku RTG záření a tím výrazně sníží dopadovou dávku na kůži pacienta. Osoby přidržující pacienta při vyšetření musí být vybaveny stínící zástěrou a případně i límcem z Pb gumy. (1, 2, 3, 8, 9, 10) [1]

### 1.6.3 Ochrana časem

Třetím způsobem ochrany je zmenšení doby ozáření člověka. Vycházíme ze skutečnosti, že prostor je z hlediska radiační ochrany charakterizován velikostí dávkového příkonu  $\dot{D}$ . Dávka, kterou potom pracovník obdrží je dána součinem doby práce  $t$  a dávkovým příkonem v daném prostředí.

$$\text{Vzorec: } D = \dot{D} \cdot t$$

Zmenšíme-li dobu  $t$ , zmenší se tím i dávka  $D$ .

Pracovník se tedy musí snažit o co nejkratší dobu práce se zářičem. U generátorů záření je kritická samozřejmě jejich doba sepnutí. Co nejkratší dobu pobytu v blízkosti zdrojů lze dosáhnout účelnou organizací práce, vynecháním zbytečných úkonů, přípravou pracoviště a pomůcek. Při zvláště rizikových pracích lze dosáhnout podstatného snížení osobních dávek střídáním pracovníků. (1, 2, 3, 8, 9, 10) [1, 2]

### Ochrana časem v radiodiagnostice

Ochrana časem je pochopitelně účinným způsobem ke snížení dávek při skiaskopii, ale i při skiografii ji lze uplatnit.

1) Ochrana personálu spočívá v co nejkratší době zapnutí RTG přístroje, používání pulzního režimu prosvěcování. Dále v minimálním vstupování do užitečného svazku a vůbec v minimální době přítomnosti personálu u zdroje záření.

2) Ochrana pacientů při skiaskopii je totožná s ochranou personálu, při skiagrafii spočívá především v zábraně zbytečnému provádění a opakování RTG snímků, správnou přípravou expozice a kvalitním vyvolání snímku. (1, 2, 3, 8, 9, 10) [1]

## ***1.7 Parametry a skutečnosti ovlivňující ozáření pacientů***

Jak jsem již uvedl v předchozích kapitolách, kvalitu snímku i velikost dávky ovlivňuje zásadním způsobem řada skutečností a parametrů. V této kapitole se na ně zaměřím podrobněji podle jednotlivých složek. (1, 4, 5, 6, 8, 10) [1]

### **1.7.1 Parametry RTG**

Na kvalitu výsledného snímku má vliv celá řada technických a geometrických parametrů RTG přístrojů od rentgenky až po receptor obrazu.

1) Velikost ohniska – čím je ohnisko větší, tím je horší geometrická rozlišovací schopnost systému. Naproti tomu větší ohnisko snese vyšší zatížení a tím kratší expoziční čas a nižší pohybové rozostření snímku.

2) Napětí na rentgence - čím je napětí vyšší, tím může být nižší dopadová dávka na kůži pacienta, s rostoucím napětím však klesá i kontrast zobrazení. Důležitým parametrem je reprodukovatelnost napětí, jež zaručují opakovatelnost správné expozice.

3) Filtrace RTG svazku – čím je filtrace vyšší, tím je opět nižší dopadová dávka na kůži pacienta i střední dávka v jeho těle. Tím však roste vyšší nárok na výkonové

zatížení RTG přístroje a tím i expoziční čas. Moderní RTG zařízení by měla umět příslušnou filtraci sama nastavit.

4) Expoziční čas – zásadním způsobem ovlivňuje pohybovou neostrost výsledného snímku. Při krátkém však stoupá zatížení rentgenky a je třeba volit velké ohnisko a tím se zase zvětšuje geometrická neostrost.

5) Expoziční automat – (AEC) – zajišťuje optimální dávku pro receptor obrazu – důležité je jeho nastavení odpovídající používaným receptorům.

6) Vymezení svazku RTG záření – střední dávka v těle pacienta roste s velikostí ozářeného pole, je tedy třeba omezovat co nejvíce na oblast zájmu a omezovat ozáření okolních tkání a orgánů. Technicky je nutné zabezpečit stálost RTG pole a jeho světelného zaměření, respektive soulad velikosti pole a velikosti obrazu.

7) Vzdálenost ohnisko-povrch těla - čím je tato vzdálenost větší, tím je nižší dávka na kůži pacienta a navíc jsou i menší geometrické deformace obrazu.

8) Sekundární clona – je umístěna mezi pacientem a receptorem obrazu, eliminuje rozptýlené záření, jež by jinak dopadlo na film. Významně vylepšuje RTG obraz, ale poněkud zvyšuje dávku pacientovi. Důležitá je její správná funkce, což podléhá pravidelné kontrole.

9) Podpěra pacienta, deska vyšetřovacího stolu nebo vertigrafu zeslabuje svazek za pacientem. Zvyšuje tedy dávku potřebnou k vyšetření. Technické normy stanovují, maximální povolené zeslabovací faktory. Tyto podléhají zkoušce přejímací a dlouhodobé stability. (1, 4, 8, 10, 13, 14) [1]

## ***1.8 Rozdělení zdrojů ionizujícího záření v radiodiagnostice***

Zdroje ionizujícího záření se dělí podle vzestupné závažnosti ohrožení zdraví osob a životního prostředí ionizujícím zářením na nevýznamné, drobné, jednoduché, významné a velmi významné zdroje.

V radiodiagnostice používané ZIZ jsou podle § 6 vyhlášky č. 184/1997 Sb. zařazené takto:

(autorem zkráceno pouze pro potřeby radiodiagnostiky)

**Jednoduchými** zdroji ionizujícího záření jsou všechny zdroje ionizujícího záření, které nejsou nevýznamnými, drobnými, významnými ani velmi významnými zdroji ionizujícího záření, například stacionární kabinová rentgenová zařízení, zubní rentgeny, mamografická rentgenová zařízení, rentgenová zařízení pro počítačovou tomografii, radiodiagnostické vyšetřovací stěny, mobilní rentgenová zařízení pro radiodiagnostiku a pro defektoskopii, kompaktní mimotělové ozařovače krve s uzavřenými radionuklidovými zářiči.

**Významnými** zdroji ionizujícího záření jsou stacionární rentgenová zařízení, kromě kabinových zařízení, zubních rentgenů, mamografických rentgenových zařízení, rentgenových zařízení pro počítačovou tomografii a radiodiagnostických vyšetřovacích stěn.(1, 2, 8, 9, 10) (1)[1]

## ***1.9 Testování zdravotnických diagnostických rentgenů***

Držitel povolení je povinen sledovat parametry a skutečnosti důležité z hlediska radiační ochrany (§ 18 odst. 1 písmeno a) Atomového zákona, a to zejména § 68 odst. 2 vyhlášky číslo 307/2002 Sb.)

- 1) parametry a vlastnosti zdrojů IZ
- 2) parametry a ochranné vlastnosti osobních ochranných prostředků a dalších ochranných pomůcek a zařízení
- 3) parametry a vlastnosti obalových souborů radionuklidových zářičů
- 4) parametry a vlastnosti dalších výrobků a zařízení, které jsou určeny k bezprostředním činnostem s ZIZ, jejichž konstrukce může ovlivnit úroveň radiační ochrany, například plánovací systémy, vyvolávací proces, jakost RTG filmů a zesilovacích fólií.
- 5) u ZIZ podléhajících typovému schvalování (1, 2, 8, 9, 10) (1)[1]

## ***1.10 Program zabezpečování jakosti u skiagrafických zařízení***

Program zabezpečování jakosti při skiagrafickém snímkování obsahuje tyto soubory opatření: přijímací zkouška, zkouška dlouhodobé stability a zkoušky provozní stálosti (1, 2)

### **1.10.1 Přijímací zkouška**

(§ 70, vyhlášky č.307/2002 Sb.), která obsahuje:

- a) ověření funkčnosti a ověření kvality řídicích, ovládacích, bezpečnostních, signalizačních, indikačních a zobrazovacích systémů, popř. dalších mechanických systémů stanovených v rozhodnutí o typovém schválení,
- b) ověření, zda specifikované provozní parametry a vlastnosti zařízení nevybočují pro očekávaný účel použití z mezí stanovených v českých technických normách nebo v průvodní technické dokumentaci od výrobce,
- c) stanovení dozimetrických veličin a přesnosti těchto stanovení z hlediska účelu použití.

Přijímací zkouška se provádí minimálně v rozsahu stanoveném českými technickými normami, na základě návrhu výrobce, dovozce nebo distributora anebo v rozsahu stanoveném při typovém schvalování zdroje. Při přijímací zkoušce je třeba v souladu s programem zabezpečování jakosti také navrhnout rozsah a četnost měření a ověřování vlastností zdrojů ionizujícího záření při předpokládaném způsobu použití v rámci zkoušek dlouhodobé stability a zkoušek stálosti, včetně návrhu formy a rozsahu záznamů o provedení těchto zkoušek. Pro povolení k používání rentgenového je nezbytný kladný výsledek přijímací zkoušky.(1, 2, 10) (1)[2]

### 1.10.2 Zkouška dlouhodobé stability

(§ 71 vyhlášky č. 307/2002 Sb)

Zkouška dlouhodobé stability zahrnuje pro jednotlivé zdroje ionizujícího záření ověřování vlastností a parametrů v rozsahu stanoveném v technické dokumentaci zdroje projednané při typovém schvalování a upřesněném při přijímací zkoušce.

Zkouška dlouhodobé stability se provádí

- a) při každém důvodném podezření na špatnou funkci zařízení, jehož součástí zdroj ionizujícího záření je,
- b) po údržbě nebo opravě, která by mohla ovlivnit vlastnost nebo parametr, ověřovaný při zkoušce dlouhodobé stability,
- c) kdykoliv výsledky zkoušek provozní stálosti signalizují, že charakteristické provozní vlastnosti a parametry vybočují pro daný účel použití z mezí stanovených v českých technických normách nebo v technické dokumentaci od výrobce,
- d) periodicky jedenkrát ročně

Zkoušky dlouhodobé stability zajišťuje držitel povolení k nakládání se ZIZ. Provádět zkoušky mohou jen osoby mající příslušné povolení SÚJB pro tuto činnost a řídit jejich vykonávání mohou osoby pouze se zvláštní odbornou způsobilostí.

Odpovídající rozsah ZDS je stanoven v protokolu o přijímací zkoušce rentgenového zařízení. Pokud u zařízení nebyla provedena přijímací zkouška, musí být provedena tzv. výchozí zkouška dlouhodobé stability, která se provádí prakticky v rozsahu přijímací zkoušky.(1, 2, 10) [2]⟨1⟩

### **1.10.3 Zkoušky provozní stálosti**

(§ 72 vyhlášky č. 307/2002 Sb)

Zkouška provozní stálosti zahrnuje pro jednotlivé zdroje ionizujícího záření ověřování charakteristických provozních vlastností a parametrů v rozsahu stanoveném v technické dokumentaci zdroje projednané při typovém schvalování a při přijímací zkoušce, minimálně však v rozsahu příslušných českých technických norem.

- a) Zkouška provozní stálosti se provádí periodicky v intervalech stanovených při přijímací zkoušce, na základě doporučení uvedeného výrobcem v technické dokumentaci zdroje ionizujícího záření a vždy po údržbě nebo opravě, která by mohla ovlivnit zkoušenou vlastnost nebo parametr. (1, 2, 10) [2] <1>

### **1.10.4 Všeobecné požadavky na zkoušky dlouhodobé stability**

Cílem zkoušek dlouhodobé stability je ověřit dlouhodobou stabilitu parametrů určených k průběžné kontrole v rámci přijímacích zkoušek zařízení.

Frekvence a situace, za kterých se provádějí zkoušky dlouhodobé stability jsou dány vyhláškou č. 307/2002 Sb., § 70 a 71.

Před zkušebním testem se provádí inventura testovaného zařízení. Rentgenové zařízení, všechny podsestavy, části a příslušenství musí být jasně identifikovány, například typ a sériové číslo a musí být porovnány s objednacím kontraktem a dodacím listem nebo protokolem z předcházející zkoušky. Předkládá se rovněž prohlášení, že průvodní dokumentace včetně testovacích protokolů je kompletní a že dokumentace odpovídá dodanému zařízení.

Receptory obrazu (film-fóliové kazety, CR a DR receptory) kamery pro trvalý záznam, diagnostické monitory a negatoskopy a vyvolávání filmů jsou nedílnou součástí zobrazovacího řetězce. Povinností uživatele je, aby tyto složky fungovaly přijatelným způsobem, například s ohledem na citlivost, kontrast a nepřítomnost



artefaktů. Každému měření přijímací zkoušky musí předcházet ověření funkčnosti těchto složek. (1, 2, 10) [2] ⟨1⟩

### **1.10.5 Dokumenty požadované pro provedení testů**

#### **Přijímací zkoušky**

- osvědčení o typovém schválení
- seznam objednaných zařízení, částí rentgenového zařízení a aktuální dodací list
- specifikace provozu rentgenového zařízení tak, jak byla dohodnuta mezi kupujícím a dodavatelem
- výsledky výstupních testů provedených v továrně nebo během instalace týkající se důležitých požadavků z hlediska kvality zobrazení, jako je např. nominální velikost ohniska apod.
- návod k obsluze obsahující jednoznačné informace pro obsluhu a provoz zařízení
- podrobnosti o skutečných provozních podmínkách, za kterých je nebo bude zařízení běžně používáno v lékařské praxi a zda tyto podmínky mohou mít za následek omezení rozsahu testů, nebo funkčnosti zařízení
- doporučení pro rozsah a frekvenci servisních prohlídek
- výsledky výchozích testů tam, kde byly provedeny
- údaje o technických změnách provedených od data objednávacího kontraktu do přijímacího testu (1, 2, 10) [2]

#### **Zkoušky dlouhodobé stability**

- protokoly o předchozích zkouškách (PZ, ZDS)
- záznamy o zkouškách provozní stálosti
- program zabezpečování jakosti

### **1.10.6 Podmínky testů**

#### **Kategorie testů:**

- vizuální kontrola
- kontrola funkčnosti zařízení
- kontrola provozu zařízení
- stanovení nejistot hodnocených parametrů

Měřicí uspořádání při provádění zkoušek vychází z normy ČSN EN 61223-3-1-3-n

Všechny důležité údaje, jako je identifikace testovaného zařízení, identifikace používaného testovacího zařízení, geometrického nastavení, provozních vlastností, opravných faktorů a výsledků testů přidruženého zařízení (film, obrazovka, vyvolávání) musí být zaznamenány společně s výsledky testů. V protokolu musí být uvedené místo, datum a jména osob provádějících zkoušky. (1, 2, 10, 15) (5)[2]

### **1.10.7 Testované parametry**

#### **Testované parametry pro skiagrafické zařízení**

- identifikace zařízení
- kontrola dokumentace
- vizuální a funkční testy
- napětí rentgenky
- celková filtrace
- ohnisko rentgenky
- omezení a indikace vymezení rtg svazku
- linearita a reprodukovatelnost přenosové křivky nebo výstupu záření
- poměr zeslabení mezi pacientem a receptorem rtg obrazu
- expoziční automat

- indikátor plošné kermy ve vzduchu
- strukturální artefakty
- vstupní povrchová kerma
- expoziční čas při manuálním nastavení (1, 2, 10, 15) <7>[2]

### 1.10.8 Testovaný RTG přístroj pro účely měření vstupní povrchové kermy a samotné měření vstupní povrchové kermy

Tabulka č. 2 : Identifikace testovaného zařízení Quantum Medical Imaging Q Rad (1, 2, 15) [2]

|  |              |     |                      |                 |            |
|--|--------------|-----|----------------------|-----------------|------------|
| typové označení zařízení:                      | <b>Q Rad</b> |     | Výrobce              | výrobní číslo   | rok výroby |
| generátor:                                     | QG32G-3      |     | Quantum Med. Imaging | QG32G3-10G-0704 | 2010       |
| rentgenka:                                     | E7252        |     | Toshiba              | OE 156          | 2010       |
| kryt rentgenky:                                | E7252X       |     | Toshiba              | 10E685          | 2010       |
| primární clony:                                | Linear MC150 |     | Progeny              | FA26032         | 2010       |
| vyšetřovací stůl:                              | QT740        |     | Quantum Med. Imaging | QT740-10Q-0708  | 2010       |
| vertikální stojan:                             | QW-420       |     | Quantum Med. Imaging | QW420-10G-0734  | 2010       |
| KAP metr                                       | VacuDAP      |     | Vacutec              | 1 011 346       | 2010       |
| stativ rentgenky:                              | QS550        |     | Quantum Med. Imaging | QS550-10G-0728  | 2010       |
| celková filtrace (mm Al):                      | 2,9          |     |                      |                 |            |
| ohnisko rentgenky:                             | velké:       | 1,2 | malé:                | 0,6             |            |
| systém digitalizace: nepřímá digitalizace (CR) | typ          |     | Výrobce              | rok výroby      | v. č.      |
|  | Capsula      |     | Fuji                 | 2008            | 86423547   |

## Testovací zařízení, testovací pomůcky

### Obecně

Měřicí přístroje používané pro přijímací zkoušky a zkoušky dlouhodobé stability musí mít platné osvědčení a ověření o kalibraci.

Nepřesnost měřících přístrojů musí být menší než 1/3 tolerancí stanovených pro měřené hodnoty.

Seznamy měřidel a pomůcek určených pro provádění kontrolních měření a zkoušek jsou přílohou „Programu zabezpečování jakosti“ držitele povolení k provádění měření.

**Tabulka č. 3:** Identifikace zkušebního zařízení Radcal (15)

|   |  |             |
|---|--|-------------|
| napětí rentgenky a expoziční čas:           | Radcal 4081 Non-Invasive kV Detector                         | v.č. 41-147 |
| dozimetr:                                   | Radcal9010 s ionizační komorou 10X5-60E                      | v.č.90-1605 |
|   | rozsah 0,01 mGy/min - 730 mGy/min, 1 nGy - 60 Gy             |             |
|   | datum ověření kalibrace:                                     | 15.12.2012  |
| zeslabovací filtry:                         | HVL Attenuator set RMI 115A                                  |             |
| zeslabení a tvrdnutí:                       | 25 mm Al, 99,5%, 1, 1,5 mm Cu, 50, 2x100 mm H <sub>2</sub> O |             |
| expoziční automat:                          | vodní fantom 10, 15, 20 cm                                   |             |
| kontrola AERC                               | 50 mm PMMA, 25 mm Al, 1,5 mm Cu                              |             |
| indikace a vymezení rtg svazku:             | PMMA fantoms kontrastními značkami                           |             |
| prostorové rozlišení při vysokém kontrastu: | čárové testovací pomůcky PTW typ 81, 82                      |             |
| rozlišení při nízkém kontrastu:             | 25 mm Al + 5 mm PMMA s otvory 10 mm, kontrast 0%-4%          |             |

### 1.10.9 Druhy testů, použitých pro účely měření vstupní povrchové kermy

Skiagrafické zařízení, na kterém se bude provádět měření vstupní povrchové kermy, je nutné prověřit testováním, zda-li jeho parametry odpovídají požadavkům zkoušky dlouhodobé stability. (1, 2, 10, 15) [2]

#### **Napětí rentgenky**

přesnost- rozdíl průměrné naměřené hodnoty a jmenovité nebo nastavené hodnoty vyjádřený v procentech jmenovité hodnoty-účelem je stanovení přesnosti s jakou se shoduje skutečná hodnota napětí na rentgence s hodnotou na voliči napětí

reprodukovatelnost- je dána koeficientem variace  $\times 100 =$  směrodatná odchylka výběrového souboru dělená průměrnou naměřenou hodnotou (koeficient variace vyjádřen v %), účelem je zjistit variaci napětí na rentgence pro různé hodnoty anodového proudu

#### Požadavky

Naměřené hodnoty napětí rentgenky musí souhlasit s hodnotami nastavenými v mezích určených tolerancí.

- přesnost  $\leq 10 \%$ , doporučená přesnost  $\leq 5 \%$
- reprodukovatelnost  $\leq 4 \%$

#### Testovací metody

Provádí se minimálně tři opakovaná měření, pokud vychází var.koeficient vyšší než 5%, je nezbytné provést minimálně pět opakovaných měření.

Měření se provedou s nastavením bez zeslabující vrstvy. Detektor přístroje pro měření napětí se umístí do středu rentgenového svazku, standardně ve vzdálenosti 50 cm. Provedou se nejméně tři standardní měření napětí rentgenky, při 60 kV, 80 kV a 100 kV nebo napětích blízkých k těmto hodnotám při nastavení 50% nominálního proudu v rentgence a se zatěžovacím časem přibližně 0,1 s. Při 80 kV se musí dále provést měření při nejnižším a nejvyšším možném nastavení proudu v rentgence.

Změřené hodnoty napětí rentgenky se porovnají s nastavenými nebo jmenovitými hodnotami a se specifikovanými tolerancemi. (1, 2, 10, 15) (7)[2]

**Tabulka č. 4:** Výsledky měření napětí rentgenky (15)

| Podmínky: vzdálenost ohnisko-detektor (cm) 50 |       |       |         |      |      |      |      |      |           |                 |                    |                 |
|---|-------|-------|---------|------|------|------|------|------|-----------|-----------------|--------------------|-----------------|
| nastaveno                                     |       |       | Měřeno  |      |      |      |      |      | přesnost  |                 | reprodukovatelnost |                 |
| U   | I     | Q     | U (kVp) |      |      |      |      |      | odch. (%) | soulad (ano/ne) | v.k. (%)           | soulad (ano/ne) |
| (kVp)   | (mA)  | (mAs) | U1      | U2   | U3   | U4   | U5   | Ustř |           |                 |                    |                 |
| 60  | 100,0 | 10,0  | 61,5    | 61,6 | 61,6 | 61,4 | 61,4 | 61,5 | 2,5       | ANO             | 0,2                | ANO             |
| 80  | 100,0 | 10,0  | 79,4    | 79,6 | 79,4 | 79,6 | 79,6 | 79,5 | 0,6       | ANO             | 0,1                | ANO             |
| 80  | 25,0  | 2,5   | 79,8    | 79,7 | 79,8 | 79,8 | 79,7 | 79,8 | 0,3       | ANO             | 0,1                | ANO             |
| 80  | 400,0 | 40,0  | 79,5    | 79,6 | 79,5 | 79,5 | 79,6 | 79,5 | 0,6       | ANO             | 0,1                | ANO             |
| 100   | 100,0 | 10,0  | 99,7    | 99,8 | 99,9 | 99,8 | 99,8 | 99,8 | 0,2       | ANO             | 0,1                | ANO             |

požadavky: přesnost  $\leq 10\%$   
reprodukovatelnost  $\leq 4\%$

### Celková filtrace

Velikost filtrace primárního rtg svazku při tvorbě rtg obrazu je jedním z určujících faktorů ovlivňujících velikost ozáření pacientů, kvalita svazku a celková filtrace jsou určeny polovrstvou, která je definována jako tloušťka hliníku v mm potřebná ke snížení kerry ve vzduchu na 1/2 původní hodnoty

### Požadavky

Hodnota 1. polotloušťky –  $d_{1/2}$  pro specifikované napětí rentgenky musí být stejná nebo vyšší než hodnota uvedená v normě ČSN EN 60601-1-3

Minimální celková filtrace rtg zařízení (ČSN EN 60601-1-3, odst. 29.201.5), po průchodu rtg svazku materiálem před dopadem na pacienta pro běžný provoz (včetně přídavných filtrů), musí odpovídat hodnotě specifikované. Celková filtrace se udává

jako ekvivalentní tloušťka Al nebo jiného vhodného doporučeného materiálu, spolu s kvalitou záření, při kterém byla stanovena. (1, 2, 10, 15) (6)(7)[2]

### Testovací metody

Provádí se minimálně tři opakovaná měření, pokud vychází var. koeficient vyšší než 5%, je nezbytné provést minimálně pět opakovaných měření.

Shoda se specifikovanou hodnotou se ověřuje kontrolou vyznačení na rtg zářiči a kontrolou dokumentace. K ověření specifikované hodnoty se stanovuje první polotloušťka. Měření se provádí v doporučené vzdálenosti od ohniska (60 cm) za stejných expozičních podmínek (mA, kV, t) s přiměřeným kermovým příkonem v úzkém svazku záření vycloněném na detektor, pro každou kombinaci nastavených parametrů bez filtrace a postupně se zvyšující se filtrací se provedou tři měření, hliníkové filtry musí být min. 30 cm od detektoru.

V případě, že je zařízení vybaveno přídavnými filtry, je nezbytné specifikovat, který přídavný filtr byl při měření použit.

Měření se provádí pro všechny hodnoty celkové filtrace zářiče, polotloušťky se stanoví geometricky nebo výpočtem podle vztahu:

$$d_{1/2} = \frac{t_b \cdot \ln[2E_a/E_0] - t_a \cdot \ln[E_b/E_0]}{\ln[E_a/E_b]}$$

kde  $E_0$  je kerma měřená bez přídavných filtrů

$E_a$  je kerma nejbližší vyšší než  $E_0/2$  při tloušťce hliníku  $t_a$

$E_b$  je kerma nejbližší nižší než  $E_0/2$  při tloušťce hliníku  $t_b$

celková filtrace zářiče se stanoví z měřených hodnot polotloušťky  $d_{1/2}$  při daném vysokém napětí z grafů nebo tabulek. (7)[2]

**Tabulka č. 5** Výsledky měření celkové filtrace(15)

| podmínky |          |     |           |                                 |                               |                   |
|----------|----------|-----|-----------|---------------------------------|-------------------------------|-------------------|
| U        | I        | t   | Q         | vzdálenost<br>ohnisko -detektor | vzdálenost filr -<br>detektor | přídavný<br>filtr |
| (kV)     | (mA<br>) | (s) | (mA<br>s) | (cm)                            | (cm)                          | mm Al/Cu          |
| 80       |          |     | 20        | 60                              | 30                            |                   |

| filtr<br>(mm<br>Al) | K (μGy)        |                |                |                  | soulad<br>ano/ne       |
|---------------------|----------------|----------------|----------------|------------------|------------------------|
|                     | K <sub>1</sub> | K <sub>2</sub> | K <sub>3</sub> | K <sub>stř</sub> |                        |
| 0,00                | 889,<br>00     | 883,<br>00     | 879,<br>00     | 883,<br>67       | <b>3,75</b> <b>ANO</b> |
| 3,50                | 463,<br>60     | 469,<br>10     | 466,<br>80     | 466,<br>50       | <b>3,80</b> <b>ANO</b> |
| 3,80                | 433,<br>20     | 439,<br>20     | 438,<br>70     | 437,<br>03       |                        |

Polotloušťka d1/2 (mmAl)

Požadavky: minimálně 2.8 mm Al pro 80 kV

Celková filtrace (mm Al)

Požadavky: minimálně 2,5mm AL

### **Linearita a reprodukovatelnost přenosové kermy (výstupu záření)**

přenosová kerma - je definována jako kerma ve vzduchu (mGy) vztažená na jednotku elektrického množství (mAs) v definované vzdálenosti od zdroje (nejčastěji 60 cm nebo 100 cm) při specifikovaném zeslabení

reprodukovatelnost - je dána koeficientem variace x 100 = směrodatná odchylka výběrového souboru dělená průměrnou naměřenou hodnotou (koeficient variace vyjádřen v %)



linearita přenosové kermy - je definována jako poměr rozdílu vyšší a nižší hodnoty výstupu záření -  $K_R$ , k součtu vyšší a nižší hodnoty výstupu záření pro různé kombinace elektrického množství -  $Q$ . (1, 2, 10, 15) (7)[2]

#### Požadavky

Linearita a reprodukovatelnost přenosové kermy se musí shodovat se specifikovanými tolerancemi nebo specifikovanými hodnotami.

- Linearita  $\leq \pm 0,20$
- Reprodukovatelnost  $\pm 10\%$ (1, 2, 10, 15) (7)[2]

#### Metoda testu

Měření se provedou se zeslabovací vrstvou 25 mm Al (pro  $U = 80$  kV). Změří se linearita a reprodukovatelnost přenosové kermy při specifikovaném napětí rentgenky. Detektor ionizujícího záření se umístí do rentgenového svazku pod zeslabovací vrstvu na podpěru pro pacienta standardně ve vzdálenosti 60 cm od ohniska.

Přenosová kerma se stanoví - změní při následujícím nastavení zatěžovacích parametrů:

**pro test a)** zvolí se napětí rentgenky cca 80 kV a expoziční doba přibližně 0,1s a změní se přenosová kerma při nejméně pěti, vždy 2x (nebo nejbliže 2x) se zvyšujících hodnotách proudu rentgenky, včetně nejnižší možné hodnoty proudu rentgenky, u zařízení, kde nelze volit samostatně expoziční čas a proud rentgenky, měníme za stejných podmínek celkové elektrické množství

**pro test b)** nastaví se stejná hodnota napětí rentgenky a změní se přenosová kerma při nízké hodnotě proudu rentgenky pro nejnižší a dále 2x se zvyšující expoziční doby(1, 2, 10, 15) (7)[2]

#### Vyhodnocení výsledků

pro a) a b) se vypočtou odchylky od linearity přenosové kermy, střední hodnoty a maximální odchylky a index přenosové kermy  $TK_j$ , je-li specifikován

pro c) se vypočte reprodukovatelnost přenosové kermy

pro výpočet indexu přenosové kermy platí:  $TK_j = K_T \times r_T^2 / Q_a$

kde  $K_T$  je přenosová kerma

$TK_j$  index přenosové kermy

$r_T$  vzdálenost mezi ohniskem a rovinou měření

$Q_a$  indikovaný součin proudu a expozičního času

Poznámka - přenosová kerma za zeslabovací vrstvou 25 mm Al je nezávislá na vlastní filtraci. Přenosová kerma je charakteristická pouze pro daný materiál anody, napětí rentgenky a druh rtg generátoru. Výsledky se porovnají se specifikovanými hodnotami a tolerancemi. (1, 2, 10, 15) (4)(7)[2]

**Tabulka č. 6:** Výsledky měření linearitu a reprodukovatelnosti přenosové kermy test a) se změnou proudu nebo elektrického množství (15)

| podmínky       |          |           |                   |                         |          |             |           |                         |                  |  |
|----------------|----------|-----------|-------------------|-------------------------|----------|-------------|-----------|-------------------------|------------------|--|
| U              |          | $t_{exp}$ | zesl.vrst<br>va   | vzdálenost              |          |             |           |                         |                  |  |
| (k<br>V)       | (s)      |           | (mm Al)           | ohnisko-detektor<br>(m) |          |             |           |                         |                  |  |
| 80             | 0,1      |           | 25                | 0,61                    |          |             |           |                         |                  |  |
| nastaveno      |          |           | měřeno            |                         |          |             | stanoveno |                         |                  |  |
| ohnisko<br>V/M | I        | Q         | $K_T$ ( $\mu$ Gy) |                         |          |             | v.k.      | koeficient<br>linearity | soulad<br>ano/ne | $TK_j$<br>( $\mu$ Gy.m <sup>2</sup><br>/mAs) |
|                | (m<br>A) | (m<br>As) | $K_{T1}$          | $K_{T2}$                | $K_{T3}$ | $K_{Tstř.}$ | (%)       |                         |                  |  |
| M              | 75       | 7,5       | 30,6              | 31,0                    | 30,9     | 31,8        | 0,7       |                         |                  | 1,58   |
| M              | 15<br>0  | 15,<br>0  | 65,1              | 65,7                    | 65,3     | 65,4        | 0,5       | 0,03                    | <b>ANO</b>       | 1,62   |
| V              | 25<br>0  | 25,<br>0  | 109,2             | 109,7                   | 109,3    | 109,4       | 0,2       | 0,00                    | <b>ANO</b>       | 1,63   |
| V              | 32<br>0  | 32,<br>0  | 141,6             | 143,1                   | 142,6    | 142,4       | 0,5       | 0,02                    | <b>ANO</b>       | 1,66   |
| V              | 40<br>0  | 40,<br>0  | 173,8             | 174,6                   | 174,1    | 174,2       | 0,2       | 0,02                    | <b>ANO</b>       | 1,62   |

**Tabulka č. 7:** Výsledky měření linearit y a reprodukovatelnosti přenosové kerry

test b) při nízké hodnotě proudu rentgenky se změnou zatěžovacího času, včetně jeho nejvyšší a nejnižší dosažitelné hodnoty (15)

| podmínky       |            |       |                          |          |                      |             |           |                          |                  |   |              |       |     |
|----------------|------------|-------|--------------------------|----------|----------------------|-------------|-----------|--------------------------|------------------|---|--------------|-------|-----|
| U              |            | I     | zesl. vrstva             |          | vzdálenost           |             |           |                          |                  |   |              |       |     |
| (kV)           |            | (mA)  | (mm Al)                  |          | ohnisko-detektor (m) |             |           |                          |                  |   |              |       |     |
| 80             |            | 150   | 25                       |          | 0,61                 |             |           |                          |                  |   |              |       |     |
| nastaveno      |            |       | měřeno                   |          |                      |             | stanoveno |                          |                  |   |              |       |     |
| ohnisko<br>V/M | $t_{exp.}$ |       | $K_T$ ( $\mu\text{Gy}$ ) |          |                      |             | v.k.      | Koeficient<br>linearit y | soulad<br>ano/ne | $TK_j$ ( $\mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2/\text{mAs}$ ) | exp. Čas(ms) |       |     |
|                | (ms)       | (mAs) | $K_{T1}$                 | $K_{T2}$ | $K_{T3}$             | $K_{Tstř.}$ |           |                          |                  |   | (%)          | $t_1$ | $t$ |
| s              | 10         | 1,5   | 7,9                      | 7,9      | 7,9                  | 7,9         | 0,1       |                          |                  | 1,97  | 10           | 10    | 10  |
| s              | 20         | 3,0   | 15,8                     | 15,8     | 15,8                 | 15,8        | 0,1       | 0,00                     | <b>ANO</b>       | 1,96  | 20           | 20    | 20  |
| s              | 40         | 6,0   | 26,4                     | 26,4     | 26,4                 | 26,5        | 0,4       | 0,18                     | <b>ANO</b>       | 1,65  | 40           | 40    | 40  |
| s              | 80         | 12,0  | 58,3                     | 58,3     | 58,3                 | 58,3        | 0,1       | 0,09                     | <b>ANO</b>       | 1,81  | 80           | 80    | 80  |
| s              | 160        | 24,0  | 113,6                    | 113,6    | 113,6                | 113,7       | 0,1       | 0,03                     | <b>ANO</b>       | 1,76  | 160          | 160   | 160 |

Požadavky:  
koeficient linearit y  $\leq 0,2$

**Tabulka č. 8 :** Výsledky měření linearity a reprodukovatelnosti přenosové kerry test c) kombinace napětí rentgenky a elektrického množství (15)

| podmínky    |                      |
|-------------|----------------------|
| zesl.vrstva | vzdálenost           |
| (mm Al)     | ohnisko-detektor (m) |
| 25          | 0,61                 |

Pro měření jsou nastaveny nejčastěji používané kombinace expozičních hodnot, především s ohledem na krátké expoziční časy a snímkování dětí

| nastaveno   |      |      | měřeno                   |          |          |          |          |             | stanoveno |            |
|-------------|------|------|--------------------------|----------|----------|----------|----------|-------------|-----------|------------|
| ohnisko V/M | U    | t    | $K_T$ ( $\mu\text{Gy}$ ) |          |          |          |          |             | v.k.      | soulad     |
|             | (kV) | (ms) | $K_{T1}$                 | $K_{T2}$ | $K_{T3}$ | $K_{T4}$ | $K_{T5}$ | $K_{Tstř.}$ | (%)       | ano/ne     |
| M bez AL    | 50   | 5    | 8,9                      | 9,0      | 8,9      | 8,9      | 8,9      | 8,9         | 0,19      | <b>ANO</b> |
| M bez AL    | 50   | 10   | 19,2                     | 19,3     | 19,2     | 19,3     | 19,2     | 19,2        | 0,14      | <b>ANO</b> |
| M           | 70   | 20   | 3,2                      | 3,2      | 3,2      | 3,2      | 3,2      | 3,2         | 0,17      | <b>ANO</b> |
| V           | 70   | 100  | 21,7                     | 21,8     | 21,7     | 21,8     | 21,8     | 21,8        | 0,25      | <b>ANO</b> |
| M           | 80   | 250  | 111,3                    | 111,6    | 111,8    | 112,0    | 111,9    | 111,7       | 0,25      | <b>ANO</b> |

Požadavky: v.k.  $\leq 5\%$

#### Vyhodnocení testů

Kdykoliv jsou překročeny dané limity či tolerance, musí být výsledky ověřeny nejméně dvěma dalšími měřeními.

Při hodnocení výsledků na hranici horních nebo dolních mezí limitních hodnot, musí být uvážena nepřesnost v měření. (1, 2, 10, 15) (7)[2]

## **2 Cíle a hypotézy**

V souvislosti s přijetím zákona č.18/1997 Sb., „Atomový zákon“ se významným způsobem zpřísnily zásady radiační ochrany při lékařském ozáření jak zdravotnických pracovníků, tak pacientů. Ve vztahu k pacientům se v radiodiagnostice jedná především o snižování dávky, kterou pacient obdrží při použití radiologických diagnostických zobrazovacích technologií. Použité napětí rentgenky je významným faktorem, ovlivňujícím vstupní povrchovou kermu, která je základní informací pro následný odhad efektivní dávky.

### **2.1 Cíle**

Praktickým dozimetrickým měřením na fantomu zjistit, jakou měrou se podílí změna napětí na rentgence na zvýšení, nebo poklesu radiační zátěže pacientů při skiagrafických postupech.

### **2.2 Hypotézy**

Vhodnou úpravou napětí rentgenky je možné zásadním způsobem ovlivnit vstupní povrchovou dávku, tedy i úroveň radiační zátěže pacienta.

## **3 Metodika**

Pomocí dozimetrického zařízení a příslušných vodních fantomů měřit vstupní povrchovou kerma při různém nastavení napětí rentgenky a ostatních zobrazovacích parametrů pro skiagrafické zobrazení hrudních orgánů a břicha.

### ***3.1 Identifikace měřeného zařízení***

Viz tabulka č. 9

### ***3.2 Zkušební zařízení včetně fantomu***

Viz tabulka č. 10

### ***3.3 Metodika stanovení vstupní povrchové kermy - $K_a$ v závislosti na změně napětí rentgenky – $U$***

#### ***3.3.1 Vstupní povrchová kerma***

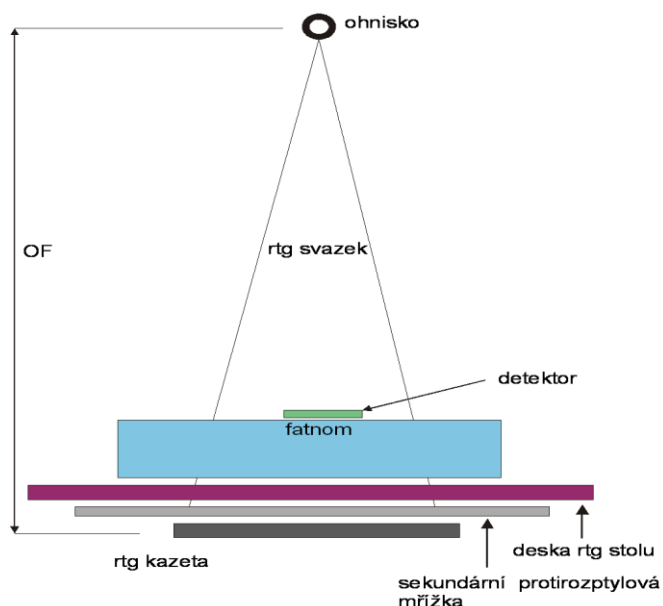
Definice

Vstupní povrchová kerma je kerma ve vzduchu v místě vstupu RTG svazku do pacienta se započtením zpětného rozptylu.

### Metoda stanovení $K_a$

Test provedeme pomocí zeslabovacího tělesa (břicho 20 cm H<sub>2</sub>O, hrudní orgány 10 cm H<sub>2</sub>O) za běžně používaných expozičních podmínek (U, Q, OF, t, AEC, mřížka a pod) pro standardního pacienta (70 kg). Detektor dozimetru (transmisní ion. komoru) umístíme na vstupní plochu fantomu. Exponujeme při specifikovaných parametrech pro vyšetření břicha a/nebo hrudních orgánů (podle provozních podmínek pracoviště) tak, abychom u zobrazovacího systému nepřímé digitalizace dosáhli indexu citlivosti – SI v rozmezí hodnot 200 - 400. Tyto použité zatěžovací charakteristiky zaznamenáme a jsou následně použity ke stanovení dopadové  $K_a^P$  viz (bod 3.3.3). Samotnou vstupní povrchovou kermu  $K_a$  stanovíme pomocí měření, které se provede za geometrických podmínek viz. obrázek č. 1. Na RTG přístroji se nastaví zatěžovací parametry (U, I, t) zjištěné měřením podle bodu 3.3.3 pro dopadovou kermu  $K_a^P$ . Provedou se tři měření, z nichž se stanoví aritmetický průměr (střední hodnota), který je použit pro výpočet relativní hodnoty (%).

Relativní hodnota udává, kolik procent hodnot znaku ze statistického souboru je rovno hodnotě z. Relativní četnost znaku z vypočteme takto:  $r = \frac{z_a}{|S|}$ , kde  $z_a$  je absolutní četnost znaku z a  $|S|$  je rozsah statistického souboru, tj. počet prvků. (1, 2, 10, 15) <7>



Obrázek geometrického uspořádání měření (9)

### **3.3.2 Stanovení typické $K_a$ pro specifikovaný receptor obrazu**

Definice.

Typická vstupní povrchová kerma je taková kerma, která při specifikovaných podmínkách měření (tloušťka fantomu, U, Q, I, OF...) způsobí odezvu receptoru obrazu nepřímé digitalizace odpovídající požadovanému indexu citlivosti.

Metoda stanovení typické  $K_a$ .

Měření se provede při stejném geometrickém uspořádání jako v bodě 3.3.1. Zkusmo se postupně stanoví zatěžovací charakteristiky rtg přístroje tak, aby výsledná odezva receptoru obrazu byla v požadovaném rozmezí hodnot SI (viz bod 3.3.1). Použité zatěžovací charakteristiky pro vyhovující SI zaznamenáme. (1, 2, 10, 15) (7)

### **3.3.3 Dopadová kerma $K_a^P$**

Definice.

V případě tohoto měření se jedná o kermu dopadající na receptor obrazu po průchodu všemi materiály umístěnými mezi zdrojem záření a vlastním receptorem obrazu pro index citlivosti stanovený měřením podle bodu 3.3.2.

Metoda měření.

Měření se provede za geometrických podmínek, jako v bodě 3.3.1 s tím rozdílem, že se ionizační komora umístí do držáku receptoru obrazu do středu RTG svazku. Na RTG přístroji se nastaví zatěžovací parametry (U, I, t) zjištěné měřením podle bodu 3.3.2 pro specifikovaný SI. Provedou se tři měření, z nichž se stanoví průměr a reprodukovatelnost.

Požadavek - reprodukovatelnost  $K_a^P \leq 4\%$  (7)

Reprodukovatelnost - je dána koeficientem variace  $\times 100 =$  směrodatná odchylka souboru dělená průměrnou naměřenou hodnotou (koeficient variace vyjádřen v %), účelem je zjistit variaci hodnoty dopadové kermu v místě receptoru obrazu.



$$\text{Směrodatná odchylka souboru} = \sqrt{\frac{n \sum x^2 - (\sum x)^2}{n^2}} \quad (1, 2, 10, 15) \langle 7 \rangle$$

### 3.4 Stanovení specifických hodnot pro SI v rozmezí hodnot 200-400

Měření bylo provedeno za podmínek popsanych v bodě 3.3.1 a postupem popsaným v bodě 3.3.2. Výsledkem je hodnota SI 310 při použití hodnot uvedených v tabulce č. 11.

**Tabulka č. 11:** Specifické hodnoty pro SI 310

| U (kV) | I (mA) | T (s) | SI  |
|--------|--------|-------|-----|
| 85     | 150    | 0,2   | 310 |

### 3.5 Stanovení hodnoty dopadové kermy $K_a^P$

Měření se provede za geometrických podmínek, jako v bodě 3.3.1 a za specifických podmínek popsanych v tabulce č 12. pro břišní a hrudní orgány, postupem popsaným v bodě 3.3.3. Výsledkem jsou naměřené hodnoty uvedené v tabulkách č.13 a č. 14(1, 2, 10, 15)  $\langle 7 \rangle$

**Tabulka č. 12:** Podmínky pro stanovení dopadové dávky  $K_a^P$

| Podmínky pro skiagram břicha (AP) | Podmínky pro skiagram hrudníku (PA) |
|-----------------------------------|-------------------------------------|
| RTG přístroj Q Rad                | RTG přístroj Q Rad                  |
| Fantom 20 cm H <sub>2</sub> O     | Fantom 10 cm H <sub>2</sub> O       |
| Dopadová dávka 9,5μGy             | Dopadová dávka 9,5μGy               |
| Vzdálenost ohnisko detektor 100cm | Vzdálenost ohnisko detektor 180cm   |

**Tabulka č.13:** Hodnoty dopadové kermy pro břišní orgány

| nastavené hodnoty |       |      | dopadová kerma        |       |       |              | v.k. |
|-------------------|-------|------|-----------------------|-------|-------|--------------|------|
| U(kv)             | I(mA) | t(s) | $K_a^P(\mu\text{Gy})$ |       |       |              | (%)  |
|                   |       |      | 1.                    | 2.    | 3.    | stř.<br>hod. |      |
| 55                | 500   | 0,63 | 9,44                  | 9,41  | 9,46  | 9,44         | 0,27 |
| 60                | 500   | 0,32 | 8,41                  | 8,20  | 8,60  | 8,40         | 2,38 |
| 70                | 400   | 0,20 | 9,43                  | 9,58  | 9,46  | 9,49         | 0,84 |
| 80                | 400   | 0,10 | 9,48                  | 9,31  | 9,52  | 9,44         | 1,18 |
| 90                | 250   | 0,10 | 9,99                  | 9,83  | 9,87  | 9,90         | 0,84 |
| 100               | 200   | 0,08 | 10,15                 | 10,21 | 10,17 | 10,18        | 0,30 |
| 110               | 100   | 0,10 | 10,60                 | 10,30 | 10,70 | 10,53        | 0,67 |
| 120               | 100   | 0,08 | 9,47                  | 9,39  | 9,42  | 9,43         | 0,43 |

**Tabulka č. 14:** Hodnoty dopadové kermy pro hrudní orgány

| nastavené hodnoty |            |             | dopadová kerma        |       |      |              | v.k.        |
|-------------------|------------|-------------|-----------------------|-------|------|--------------|-------------|
| U(kv)             | I(mA)      | t(s)        | $K_a^P(\mu\text{Gy})$ |       |      |              | (%)         |
|                   |            |             | 1.                    | 2.    | 3.   | stř.<br>hod. |             |
| <b>55</b>         | <b>500</b> | <b>0,25</b> | 9,43                  | 9,47  | 9,45 | <b>9,45</b>  | <b>0,21</b> |
| <b>60</b>         | <b>500</b> | <b>0,16</b> | 9,31                  | 9,35  | 9,33 | <b>9,33</b>  | <b>0,21</b> |
| <b>70</b>         | <b>400</b> | <b>0,13</b> | 9,33                  | 9,36  | 9,33 | <b>9,34</b>  | <b>0,19</b> |
| <b>80</b>         | <b>320</b> | <b>0,08</b> | 9,18                  | 9,25  | 9,22 | <b>9,22</b>  | <b>0,38</b> |
| <b>90</b>         | <b>250</b> | <b>0,06</b> | 9,23                  | 9,28  | 9,25 | <b>9,25</b>  | <b>0,27</b> |
| <b>100</b>        | <b>200</b> | <b>0,06</b> | 10,00                 | 10,10 | 9,98 | <b>10,03</b> | <b>0,64</b> |
| <b>110</b>        | <b>200</b> | <b>0,05</b> | 9,89                  | 9,85  | 9,87 | <b>9,87</b>  | <b>0,06</b> |
| <b>120</b>        | <b>100</b> | <b>0,06</b> | 9,47                  | 9,45  | 9,43 | <b>9,45</b>  | <b>0,21</b> |

## 4 Výsledky

### 4.1 Výsledky měření vstupní povrchové kermy v závislosti na změně napětí rentgenky (U) pro skiagram břicha

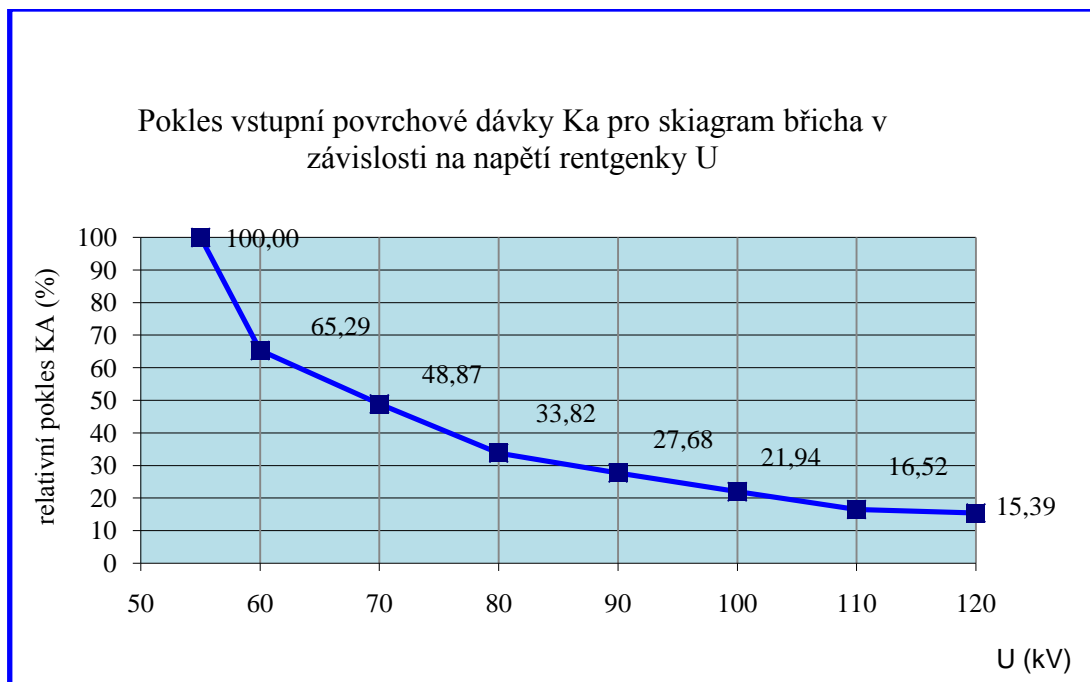
Test byl proveden dle metody popsané v bodě 3.3.1, za podmínek definovaných v tabulce č. 15 a zátěžových hodnotách uvedených v tabulce č. 16

**Tabulka č. 15:** Podmínky měření pro skiagram břicha

|                                   |
|-----------------------------------|
| Podmínky pro skiagram břicha (AP) |
| RTG přístroj Q Rad                |
| Fantom 20 cm H <sub>2</sub> O     |
| Dopadová dávka 9,5μGy             |
| Vzdálenost ohnisko detektor 73cm  |

**Tabulka č. 16:** Zátěžové hodnoty a výsledky měření pro skiagram břicha

| nastavené hodnoty |       |      | vstupní povrchová kerma |       |       |           | relativní dávka |
|-------------------|-------|------|-------------------------|-------|-------|-----------|-----------------|
| U(kv)             | I(mA) | t(s) | K <sub>a</sub> (mGy)    |       |       |           | (%)             |
|                   |       |      | 1.                      | 2.    | 3.    | stř. hod. |                 |
| 55                | 500   | 0,63 | 11,81                   | 11,80 | 11,82 | 11,81     | 100,00          |
| 60                | 500   | 0,32 | 7,71                    | 7,71  | 7,71  | 7,71      | 65,29           |
| 70                | 400   | 0,20 | 5,77                    | 5,77  | 5,77  | 5,77      | 48,87           |
| 80                | 400   | 0,10 | 3,99                    | 4,00  | 3,99  | 3,99      | 33,82           |
| 90                | 250   | 0,10 | 3,27                    | 3,27  | 3,27  | 3,27      | 27,68           |
| 100               | 200   | 0,08 | 2,59                    | 2,59  | 2,59  | 2,59      | 21,94           |
| 110               | 100   | 0,10 | 1,95                    | 1,95  | 1,95  | 1,95      | 16,52           |
| 120               | 100   | 0,08 | 1,81                    | 1,82  | 1,82  | 1,82      | 15,39           |



**Graf č.1:** Pokles vstupní povrchové dávky  $K_a$  pro skiagram břicha v závislosti na napětí rentgenky (U)

#### 4.2 *Výsledky měření vstupní povrchové kermy v závislosti na změně napětí rentgenky (U) pro skiagram hrudních orgánů*

Test byl proveden dle metody popsané v bodě 3.3.1, za podmínek definovaných v tabulce č. 17 a zátěžových hodnotách uvedených v tabulce č. 18

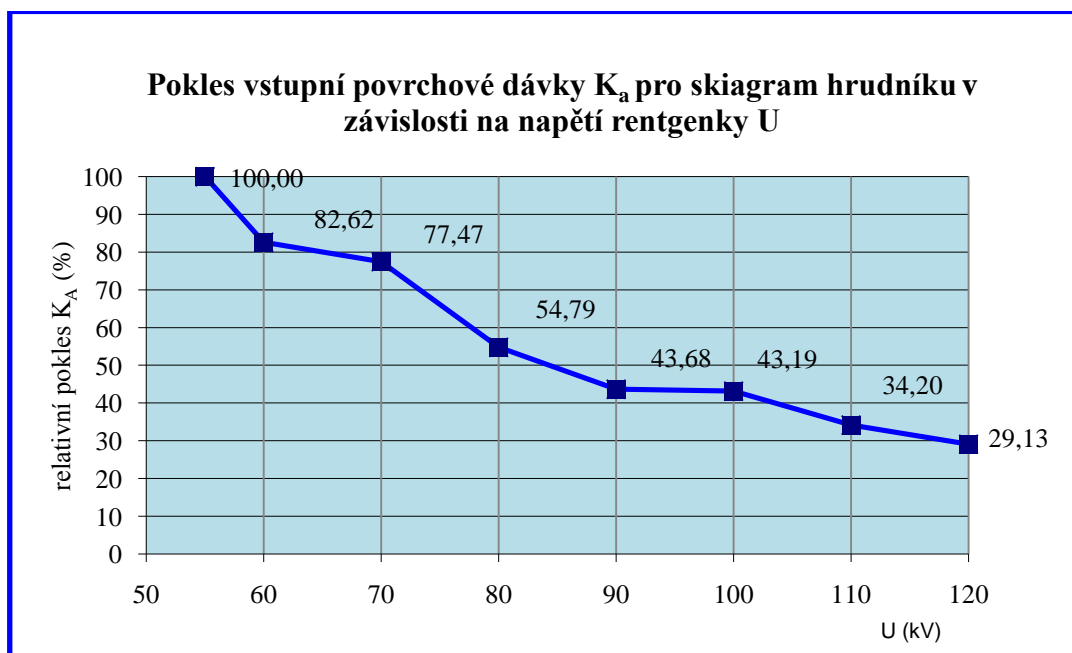
**Tabulka č. 17:** Podmínky měření pro skiagram hrudních orgánů

|                                     |
|-------------------------------------|
| Podmínky pro skiagram hrudníku (PA) |
| RTG přístroj Q Rad                  |
| Fantom 10 cm $H_2O$                 |
| Dopadová kerma 9,5 $\mu$ Gy         |
| Vzdálenost ohnisko detektor 153cm   |

**Tabulka č. 18:** Zátěžové hodnoty a výsledky měření pro skiagram hrudních orgánů

| nastavené hodnoty |       |      | vstupní povrchová kerma |        |        |           | relativní dávka |
|-------------------|-------|------|-------------------------|--------|--------|-----------|-----------------|
| U(kv)             | I(mA) | t(s) | K <sub>a</sub> (μGy)    |        |        |           | (%)             |
|                   |       |      | 1.                      | 2.     | 3.     | stř. hod. |                 |
| 55                | 500   | 0,25 | 785,00                  | 784,00 | 785,00 | 784,67    | 100,00          |
| 60                | 500   | 0,16 | 648,00                  | 650,00 | 647,00 | 648,33    | 82,62           |
| 70                | 400   | 0,13 | 607,90                  | 608,00 | 607,80 | 607,90    | 77,47           |
| 80                | 320   | 0,08 | 430,00                  | 429,80 | 430,00 | 429,93    | 54,79           |
| 90                | 250   | 0,06 | 342,60                  | 342,80 | 342,90 | 342,77    | 43,68           |
| 100               | 200   | 0,06 | 339,00                  | 338,90 | 338,80 | 338,90    | 43,19           |
| 110               | 200   | 0,05 | 268,30                  | 268,30 | 268,40 | 268,33    | 34,20           |
| 120               | 100   | 0,06 | 228,70                  | 228,60 | 228,50 | 228,60    | 29,13           |

**Graf č. 2:** Pokles vstupní povrchové dávky K<sub>a</sub> pro skiagram hrudních orgánů v závislosti na napětí rentgenky (U)



## 5 Diskuze

Na základě provedeného měření se zdá, že vhodnou úpravou napětí rentgenky je možné zásadním způsobem ovlivnit vstupní povrchovou dávku, tedy i úroveň radiační zátěže pacienta, potažmo personálu. Výhody tohoto zjištění jsou zjevné. Kromě již výše zmíněných, je vhodné zmínit i finanční stránku věci. Finanční zatížení tohoto modelu radiační ochrany pacienta je nulové, jako rovněž prostorová náročnost a zvláštní nároky na přístrojové vybavení. Záleží ovšem ještě na mnoha dalších faktorech, které toto zjištění do jisté míry ovlivňují. Některé z nich dle názoru autora zásadně limitují masovější uplatnění.

1. Hlavním limitujícím faktorem je vztah mezi napětím rentgenky a kontrastem subjektu. Se zvyšujícím se napětím rentgenky hovoříme o záření tvrdém a naopak při snižování napětí hovoříme o tzv. měkkém záření. Svazek tvrdého záření prochází snáze hmotu. Nedochozí tudíž k takové rozdílnosti v absorpci u jednotlivých struktur jako u záření měkkého. Tím se v případě tvrdého záření výrazným způsobem zhoršuje kontrast subjektu. Kontrast subjektu neboli kontrast absorpčního reliéfu je dán absorpčními a rozptylovými charakteristikami prozařovaného materiálu a dále pak svazkem užitého IZ.
2. Pracovní stereotypy radiologických asistentů, respektive neochota modifikovat předem nastavené parametry RTG přístroje v režimu orgánové automatiky. Autor provedl nestatické šetření mezi radiologickými asistenty zda-li o této možnosti snížení radiační zátěže pacienta a v neposlední řadě personálu vědí a zda-li jí používají. Tímto šetřením autor zjistil, že velká část radiologických asistentů o této možnosti neví a spoléhá se na parametry, přednastavené v režimu orgánové automatiky.
3. Se zvyšujícím se napětím rentgenky roste u obézních pacientů i míra rozptýleného záření a tím i větší absorbovaná dávka.

Kriteria pro hodnocení dávek pacientů jsou stanovována pro jednotlivé typy vyšetření, vždy na základě hodnocení dávek u velkého souboru pacientů.

Průměrná referenční hodnota však nevyhovuje všem pacientům, v některých případech (např. obézní lidé) musí být překročena, aby bylo možné diagnostickou informaci získat.

Částečné řešení vidím v lepší informovanosti radiologických asistentů v oblasti radiační ochrany, neboť jen zkušení radiologičtí asistenti svými dovednostmi, znalostmi a dodržováním všech zásad a pravidel mohou přispět ke snížení míry lékařského ozáření populace.



## 6 Závěr

V počátcích užívání rentgenového záření nebyla ochrana před účinky ionizujícího záření příliš aktuálním tématem. Postupem času, tak jak lidstvo rozpoznávalo účinky ionizujícího záření, se stala radiační ochrana důležitou a neoddělitelnou součástí užívání zdrojů ionizujícího záření. Zásadním důvodem zavedení této ochrany do praxe byly poznatky o účincích rentgenového záření, respektive jejich časný a pozdní výskyt trvalého poškození organismu. Ochrana před účinky ionizujícího záření má velký význam pro celou populaci vzhledem k četnosti radiodiagnostických vyšetření, proto je nutné použít všech opatření k zajištění ochrany před nežádoucími vlivy ionizujícího záření.

- I. V mé práci jsem se zaměřil na posouzení vlivu napětí rentgenky na vstupní povrchovou kermu a následnou radiační zátěž pacienta. Vhodná volba expozičních parametrů je jeden z obecně známých postupů, jak snižovat dávku ionizujícího záření a tím snižovat radiační zátěž pacienta. V teoretické části jsem se zaměřil na vysvětlení obecných pojmů, spojených s tématem radiační ochrany. Vysvětlení se týkalo vzniku ionizujícího záření, veličin používaných v radiační ochraně, cílů a způsobu ochrany. V praktické části jsem se věnoval účelnému využití optimalizace radiační ochrany z pohledu legislativy ve smyslu § 18 odst. 1 písmene a) Atomového zákona, a to zejména § 68 odst. 2 vyhlášky číslo 307/2002 Sb., konkrétně „Testování zdravotnických diagnostických rentgenů“. Skiagrafické zařízení, na kterém se provádělo měření vstupní povrchové kermu, bylo nutné prověřit testováním, zdali některé jeho parametry odpovídali požadavkům zkoušky dlouhodobé stability. Bylo nutné testovat a) „napětí rentgenky“ kde byla hodnocena přesnost a reprodukovatelnost napětí, b) „celková filtrace“ kde se hodnotila polovrstva a c) „linearita a reprodukovatelnost přenosové kermu“ kde je požadavek na shodu se specifikovanými tolerancemi nebo specifikovanými hodnotami..
- II. Využitím souboru informací získaných měření rtg přístroje jsem prokázal, že svými parametry splňuje předpoklady pro následné měření vstupní povrchové kermu.

- III. Provedl jsme měření vstupní povrchové kermy za specifických podmínek .
- IV. **Prokázal jsem zásadní vliv napětí rentgenky na vstupní povrchovou kermu a současně jsem tím prokázal, že lze tímto způsobem zásadně ovlivnit radiační zátěž pacienta, popřípadě obsluhujícího personálu. Tím byla potvrzena hypotéza bakalářské práce.**
- V. **Nově bylo stanoveno, do jaké míry pak může zvýšení napětí rentgenky tuto zátěž snížit. U skiagramu břicha zvýšením napětí z 55 kV na 120 kV až o 84,61%, u skiagramu hrudních orgánů a stejného rozsahu napětí až o 70,87 %.** Zvyšování napětí rentgenky je však vždy limitováno kvalitou skiagramu.
- VI. Mění se tak významným způsobem modulační přenosová funkce celého zobrazovacího systému (MTF - Modulation Transfer Function) a je proto vždy nutné zvažovat, do jaké míry je možné redukovat radiační zátěž pacienta zvýšením napětí rentgenky na úkor kvality rtg snímku.
- VII. Použitím tohoto souboru informací získaných měření vstupní povrchové kermy by bylo možné pokračovat ve zjišťování konkrétních dopadů na radiační zátěž při praktickém využití. Při implementaci této metody do praxe by bylo možné například sledovat, popřípadě odhadovat efektivní a efektivní kolektivní dávku.

## 7 Seznam použitých zdrojů

1. *Principy a praxe radiační ochrany*. Praha: Státní úřad pro jadernou bezpečnost, 2000, 619 s. ISBN 80-238-3703-6
2. *Požadavky na kontrolní a zkušební procesy v oblasti radiační ochrany v radiologii*. Praha: SÚJB, 2003, 93 s. Radiační ochrana. ISBN 80-707-3088-9.
3. ZÁŠKODNÝ, P.: *Přehled základů teoretické fyziky*. Didaktis, Bratislava, 2005, 264s. ISBN 80-89160-25-5.
4. MECHLOVÁ, E., KOŠŤÁL, K.: *Výkladový slovník fyziky: pro základní vysokoškolský kurz*. Prometheus, Praha 1999, 588 s. ISBN 80-719-6151-5.
5. ANDRYSEK, O.: *Radiologická fyzika*. Avicenum, Praha 1984. ISBN 08-058-84
6. EASTMAN KODAK COMPANY: *The fundamentals of radiography*. 12. vyd. New York: Kodak Publication, 1980.
7. CARLTON, R., ADLER A.: *Principles of Radiographic imaging*. Columbia Circle: Delmar, 2001. ISBN 0-768-1300-2
8. MATZNER, J.: *Praktika z dozimetrie*, JČU ZSF, České Budějovice, 2004, ISBN 80-7040-707-7
9. ŠEDA, Josef.: *Dozimetrie ionizujícího záření*. 1. vyd. Praha: SNTL, 1983, 418 s. ISBN 04-021-83
10. MATZNER, J.: *Radiační ochrana*, JČU ZSF, České Budějovice, 2011.
11. HRAZDIRA, I., MORNSTEIN, V.: *Lékařská biofyzika a přístrojová technika*. 1. vyd. Brno: Neptun, 2001, 381 s. ISBN 80-902-8961-4.
12. KOLEKTIV AUTORŮ. *Lékařská biofyzika*. Liberec: Manus, 2001. ISBN 80-902319-5-3
13. HYKA, J.: *Senzitometrie v radiologii*. České Budějovice: Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích, 2002. ISBN 80-7040-562-7.
14. EASTMAN KODAK COMPANY. *Medical radiographic imaging*. USA: Kodak Publication, 1993. ISBN 0-8798-0485.
15. REPLEO S.R.O. *Protokol přejímacích zkoušek a zkoušek dlouhodobé stability rtg zařízení pro skiagrafické systémy s digitalizací obrazu*. České Budějovice, 2013.

### **Použité právní předpisy:**

- ⟨1⟩ „Atomový“ zákon č.18/1997 Sb., o mírovém využívání jaderné energie a ionizujícího záření, ve znění pozdějších předpisů
- ⟨2⟩ § 68 odst. 2 vyhlášky číslo 307/2002 Sb.,
- ⟨3⟩ § 6 vyhlášky č. 184/1997 Sb
- ⟨4⟩ ČSN ISO 31-10, část 10: Veličiny a jednotky – Jaderné reakce a ionizující záření (O1 1300)
- ⟨5⟩ ČSN EN 61223-3-1-3, Část 3-5: Hodnocení a provozní zkoušky při zpracování zdravotnických zobrazení - Přejímací zkoušky - Zobrazovací vlastnosti rentgenových zařízení pro výpočetní tomografii (85 4012)
- ⟨6⟩ ČSN EN 60601-1-3, Část 1: Zdravotnické elektrické přístroje – Všeobecné požadavky na bezpečnost – 3. skupinová norma: Všeobecné požadavky na ochranu před zářením u diagnostických rentgenových zařízení (36 4800)
- ⟨7⟩ IEC 1223-3-1, část 3-1: Přejímací testy - Proces zobrazování u rentgenových skiagrafičkových a skiaskopických zařízení. (IEC 1223-3-1: Evaluation and routine testing in medical imaging departments - Part 3-1: Acceptance tests - Imaging performance of X ray equipment for radiographic and radiosopic systems). 1997.

### **Internetové zdroje:**

- [1] Radiobiologie. AUTORSKÝ KOLEKTIV. Radiobiologie [online].2010 [cit.2013-04-21].Dostupné z: <http://fbmi.sirdik.org/1-kapitola/14/143.html>
- [2] Návrh rozsahu přejímacích zkoušek a zkoušek dlouhodobé stability skiagrafičkových radiodiagnostických rtg zařízení s digitalizací obrazu. OLEJÁR, Dušan. SÚJB [online]. 2004 [cit.2013-04-21]. Dostupné z: [http://www.sujb.cz/fileadmin/sujb/docs/radiacni-ochrana/digi\\_opravene\\_07\\_08.pdf](http://www.sujb.cz/fileadmin/sujb/docs/radiacni-ochrana/digi_opravene_07_08.pdf)

## **8 Klíčová slova**

vstupní povrchová kerma, napětí rentgenky, radiační ochrana

## 9 Přílohy

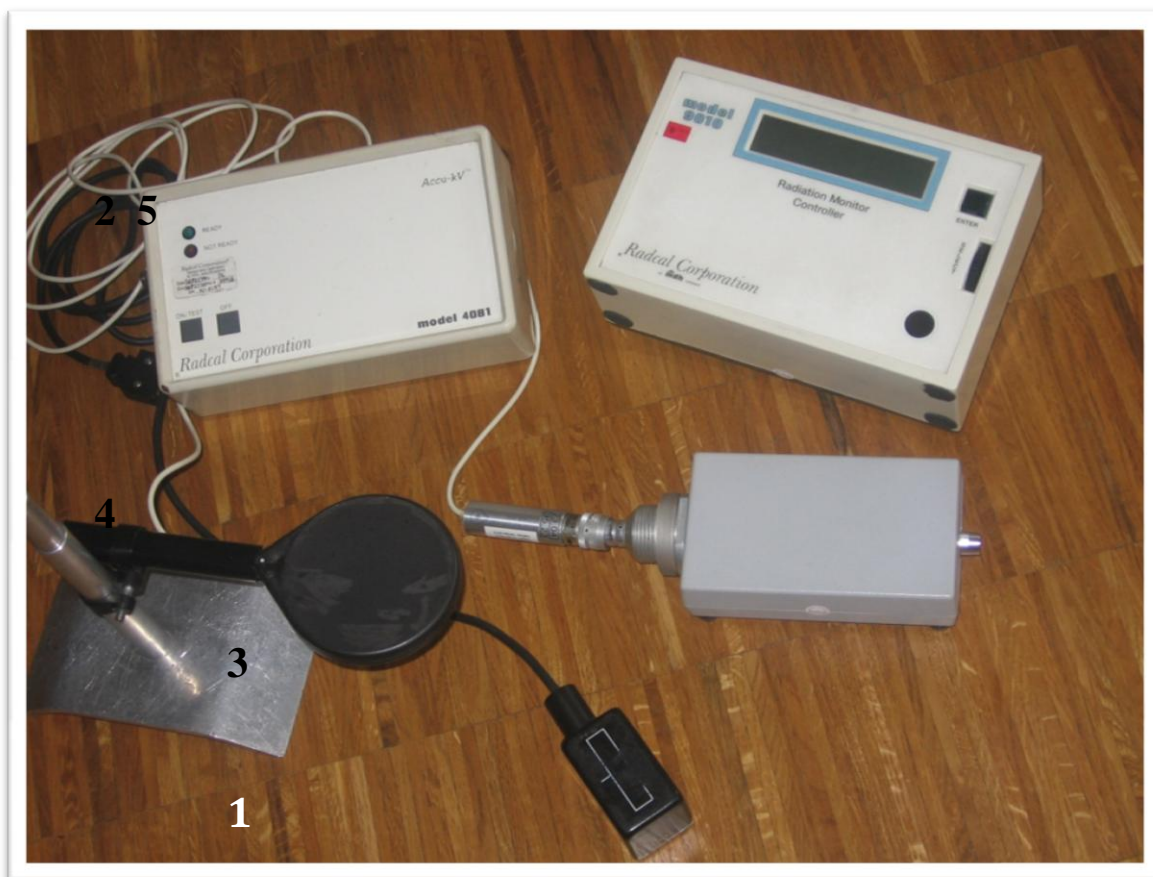
Obrázek č. 1

Skiagrafické zařízení použité pro měření vstupní povrchové kermy

Skiagrafické zařízení použité pro měření vstupní povrchové kermy - **Quantum Medical Imaging – Q Rad**



Obrázek č. 2 Měřicí zařízení použité pro testování napětí rentgenky, celkové filtrace, linearity a reprodukovatelnosti přenosové kerry, dopadové kerry a vstupní povrchové kerry.



1. Měřič napětí rentgenky a expozičního času Radcal 4081 Non-Invasive kV detektor
2. Converter pro Radcal 4081 Non-Invasive kV detektor
3. Ionizační komora 10x5-60E
4. Converter pro ionizační komoru 10x5-60E
5. Radiation monitor controller pro měřič napětí rentgenky a expozičního času Radcal 4081 Non-Invasive kV detektor a ionizační komoru 10x5-60E