



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ**

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

VÝPOČET EFEKTIVNÍ DÁVKY RTG DIAGNOSTICKÉHO OZÁŘENÍ

CALCULATION OF EFFICIENT DOSE RTG DIAGNOSTIC IRRADIATION

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

LUCIE BAŽANTOVÁ

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. JIŘÍ ROZMAN, CSc.

BRNO 2010



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor
Biomedicínská technika a bioinformatika

Studentka: Lucie Bažantová

ID: 106094

Ročník: 3

Akademický rok: 2009/2010

NÁZEV TÉMATU:

Výpočet efektivní dávky rtg diagnostického ozáření

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Prostudujte teorii ionizujícího záření, zvláště pak rtg záření a problematiku interakce s hmotou. Seznamte se také s technikami skiografie a skiaskopie a způsoby hodnocení efektivní dávky záření. Prostudujte programové prostředí pro výpočet efektivních dávek E - PCXMC, MCNP a BodyBuilder 5. Realizujte výpočet efektivní dávky pro vybraná skiaskopická vyšetření. Práce musí obsahovat : teoretický rozbor problematiky a tabelární vyjádření provedených výpočtů.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] Kolektiv : Ochrana při práci se zdroji ionizujícího záření. DT Ostrava, 2003
[2] ČSN IEC 788 : Lékařská radiologie - terminologie. ČNI, Praha 1997

Termín zadání: 8.2.2010

Termín odevzdání: 31.5.2010

Vedoucí práce: doc. Ing. Jiří Rozman, CSc.

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.

Předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

Abstrakt

Bakalářská práce pojednává především o teorii ionizujícího záření a jeho interakcích s hmotou, zvláště pak o rentgenovém záření a způsobech jeho použití v lékařství. Práce obsahuje popis vzniku rentgenového obrazu a techniky skiografie a skiaskopie. Pro hodnocení rizika při interakci rentgenového záření s organismem je uveden výčet veličin a jednotek radiační fyziky a radiační ochrany, zvláště pak efektivní dávka a způsoby jejího hodnocení při lékařském ozáření. Hlavní částí práce je přehled programových prostředí využívaných v radiační fyzice a příklad výpočtu efektivní dávky pro konkrétní skiaskopická vyšetření s podrobným popisem postupu při výpočtu. Výstupem práce je tabelární vyjádření vypočtených hodnot a jejich zhodnocení.

Abstract

This bachelor thesis deals primarily with the theory of ionizing radiation and its interaction with matter. It deals particularly with x-radiation and the methods of its use in medicine. The thesis contains a description of the origin of the x-ray image and a description of the techniques of radiography and skiascopy. A list of quantities and units used in radiation physics and in radiation protection has been set out, with regard to assessing the risk involved in the interaction of x-radiation with an organism. In particular, the effective dose and the methods of evaluating this during medical irradiation have been set out. The main parts of the work are an overview of the software environment used in radiation physics and an example of the calculation of an effective dose for a concrete radiographic examination together with a detailed description of the method of calculation. At the end of the thesis there is a table of calculated values and an evaluation of them.

Klíčová slova

Ionizující záření, rentgenové záření, skiografie, skiaskopie, efektivní dávka, radiační ochrana, PCXMC

Keywords

Ionizing radiation, X-ray, effective dose, radiography, skiascopy, radiation protection, PCXMC

BAŽANTOVÁ, L. *Výpočet efektivní dávky rtg diagnostického ozáření*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 46 s., 16 s. příl., Vedoucí bakalářské práce doc. Ing. Jiří Rozman, CSc.

Prohlášení

Prohlašuji, že svoji bakalářskou práci na téma Výpočet efektivní dávky z diagnostického RTG ozáření jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autorka uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědoma následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

Brno dne 31.května 2010

.....
podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucímu bakalářské práce doc. Ing. Jiřímu Rozmanovi, CSc. za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc při zpracování mé bakalářské práce. Další poděkování patří firmě VF, a.s. v Černé Hoře a Mgr. Kateřině Bradáčové z FN Bohunice za poskytnutí materiálů a cenných rad nezbytných pro zpracování práce.

Brno dne 31.května 2010

.....
podpis autora

Obsah

Seznam tabulek	8
Seznam obrázků	8
Seznam použitých zkratk	9
Úvod	10
1 Radioaktivita a ionizující záření	11
1.1 Charakteristika ionizujícího záření	11
1.2 Interakce ionizujícího záření s hmotou	11
1.3 Biologické účinky ionizujícího záření	14
1.3.1 Stochastické účinky ionizujícího záření	14
1.3.2 Deterministické účinky ionizujícího záření	14
1.3.3 Ochrana před ionizujícím zářením	15
2 Vznik a vlastnosti RTG záření	16
2.1 RTG záření	16
2.2 Vlastnosti rentgenového záření	16
2.3 Zdroj rentgenového záření	17
3 Veličiny a jednotky radiační fyziky	19
3.1 Veličiny charakterizující působení záření na látku	19
3.2 Veličiny používané v radiační ochraně	20
4 RTG zobrazovací metody	24
4.1 Vznik rentgenového obrazu	24
4.2 Skiaskopie	25
4.3 Skiografie	26
4.4 Digitální radiografie	27
5 Programová prostředí pro výpočet dávek	29
5.1 BodyBuilder	29
5.2 Sabrina	32
5.3 MCNP	32
5.4 PCXMC	33
6 Výpočet efektivní dávky a diagnostické referenční úrovně	35
6.1 Stanovení typické hodnoty efektivní dávky pro standardizovaná vyšetření pomocí tabulek uvedených ve Věstníku MZCR	35
6.2 Výpočet efektivní dávky pro vybraná skiaskopická vyšetření	36
6.2.1 Vylučovací urografie	36
6.2.2 Irrigografie	39
6.3 Diagnostické referenční úrovně	40
6.3.1 Veličiny pro vyjadřování diagnostických referenčních úrovní	40
6.3.2 Metoda stanovení a revize místních diagnostických referenčních úrovní	41
6.3.3 Hodnocení dávek pacientů pomocí MDRÚ	41
6.3.4 Výpočet diagnostické referenční úrovně	41

Závěr	43
Literatura	45
Přílohy	47

Seznam tabulek

1	Hodnoty radiačního váhového faktoru.	20
2	Hodnoty tkáňových váhových faktorů.	21
3	Dávkové limity pro obyvatelstvo.	22
4	Dávkové limity pro radiační pracovníky.	23
5	Dávkové limity pro učně a studenty.	23
6	Přehled veličin pro stanovení DRÚ.	40

Seznam obrázků

1	Fotoelektrický jev.	12
2	Comptonův jev.	13
3	Účinky ionizujícího záření stochastické (a) a deterministické (b).	14
4	Spektrum elektromagnetického vlnění.	16
5	Rentgenka s rotační anodou.	18
6	Základní principiální schéma rentgenového zobrazení.	25
7	Schématický průřez rentgenovou kazetou.	26
8	Pojízdné RTG zařízení k vyšetření nemocného na lůžku.	27
9	Geometrie dospělého ženského fantomu a model ženy v 9. měsíci těhotenství.	29
10	Hlavní okno programu BodyBuilder.	30
11	Standardní fantom, volba tukového torza a fantom s tukovým torzem.	31
12	Polohy fantomu.	31
13	Urogram (vlevo), dvojkontrastní irrigografie (vpravo).	36
14	Hlavní okno programu PCXMC.	37
15	Nastavení spektra rtg záření.	37
16	Výběr vstupní hodnoty pro výpočet.	38
17	Výsledkové okno programu PCXMC.	39
18	Vývojový diagram hodnocení dávek pacientů pomocí srovnání středních dávek na vyšetřovně s MDRÚ.	42

Seznam použitých zkratk

ALARA – As Low As Reasonably Achievable

ALD – absolutní letální dávka

BR – Border Geometry

CSG – Constructive Solid Geometry

CR – Computed Radiography

DR – Direct Radiography

DRŮ – diagnostická referenční úroveň

FID – focus – image distance

GIT – gastrointestinální trakt

IVU – intravenózní vylučovací urografie

ICPR – International Commission on Radiological Protection

KAP – Kerma Area Product

LD – letální dávka

LET – Linear Energy Transfer

MC – Monte Carlo

MCNP – Monte Carlo N – particle Transport Code

MDRŮ – místní diagnostická referenční úroveň

MZČR – Ministerstvo zdravotnictví České republiky

PCXMC – PC – based Monte Carlo

SÚJB – Státní úřad pro jadernou bezpečnost ZDS – zkouška dlouhodobé stability

Úvod

Cílem bakalářské práce je vytvořit vcelku stručný, ale komplexní přehled teorie ionizujícího záření a jeho využití v medicíně a především předvést praktický výpočet efektivní dávky a diagnostické referenční úrovně pro vybraná skiaskopická vyšetření. Celá práce je rozdělena do šesti kapitol.

V kapitole první se zabýváme teorií ionizujícího záření, včetně jeho interakcí s hmotou. Hlavním cílem je nadefinování základních pojmů týkajících se ionizujícího záření a ukázka toho, jakým způsobem záření reaguje s živou hmotou a tím pádem jaké má důsledky na zdraví člověka. Jelikož záření rentgenové patří do oblasti ionizujícího záření, je znalost této základní teorie zcela nezbytná.

Do druhé kapitoly je zahrnut pouze jeden druh ionizujícího záření – záření rentgenové a jsou blíže rozebrány jeho vlastnosti, druhy a zdroje.

Třetí kapitola obsahuje výčet jednotek a veličin používaných v radiační fyzice a radiační ochraně, které jsou důležité pro číselné vyjádření míry působení ionizujícího záření na lidský organismus. Veličiny jsou rozděleny do skupin podle toho, zda charakterizují působení záření na látku nebo se používají v radiační ochraně. Větší pozornost je věnována veličině efektivní dávka, protože stanovení její hodnoty je důležité pro vyjádření radiační zátěže a zvláště také proto, že cílem bakalářské práce je ukázka výpočtů efektivní dávky pro různá rentgenová vyšetření.

Součástí čtvrté kapitoly je fyzikální princip metod využívajících rentgenové záření v lékařství, především v oblasti radiodiagnostiky. Je zde nastíněn soubor dějů při vzniku rentgenového obrazu a dále také technický popis zobrazování pomocí skiaskopie a skiagrafie. Dále je uveden postup při zobrazení rentgenového snímku metodou, která je již v dnešní době na ústupu, ale i využití moderních digitálních systémů v radiodiagnostice.

V kapitole páté je stručný přehled programových prostředí využívaných v radiační fyzice. Konkrétně se jedná o programy BodyBuilder, Sabrina, MCNP a PCXMC.

Poslední kapitola, kapitola šestá, je stěžejní částí celé práce. Obsahuje podrobnější popis programu PCXMC, ve kterém byly provedeny výpočty efektivní dávky a diagnostické referenční úrovně. Součástí tohoto oddílu je ukázka přesného postupu při práci s programem PCXMC a vcelku podrobný popis výpočtu diagnostické referenční úrovně. Výpočty efektivních dávek jsou provedeny pro jedno skiaskopické a jedno skiagrafické – skiaskopické vyšetření, v obou případech byl pro výpočet vybrán vzorek 10–ti pacientů.

Celá práce je doplněna přílohami obsahující tabelární vyjádření provedených výpočtů a protokoly zkoušek dlouhodobé stability, ze kterých byly použity hodnoty pro výpočet efektivních dávek.

1 Radioaktivita a ionizující záření

1.1 Charakteristika ionizujícího záření

Ionizující záření je tok hmotných částic nebo fotonů elektromagnetického záření, které mají schopnost ionizovat atomy prostředí nebo excitovat jejich jádra. Ionizující záření vycházející z jader radioaktivních prvků se označuje jako jaderné záření. Mimoto se však setkáváme velmi často i s ionizujícím zářením nejaderným, které vzniká v elektronovém obalu atomu - záření rentgenové, [5], [8].

Zdrojem ionizujícího záření jsou v oblasti zdravotnictví hlavně rentgenové přístroje, radioaktivní prvky nebo urychlovače elementárních částic, které urychlením dodávají částicím potřebnou energii.

Při rozpadu umělých nebo přirozených radioaktivních prvků či při jaderných reakcích je rovněž emitováno ionizující záření (přeměna α, β, γ), [1].

1.2 Interakce ionizujícího záření s hmotou

Základním projevem interakce ionizujícího záření s látkou je přeměna jeho energie. V látce vzniká tzv. sekundární záření, jehož fyzikální kvalita se často liší od záření primárního, původního. Ionizující záření při průchodu látkou svou energii ztrácí. Způsob ztráty energie závisí na druhu ionizujícího záření a na fyzikálních vlastnostech absorbující látky. Pochody, které se podílejí na těchto ztrátách energie při interakci ionizujícího záření s obaly atomů jsou: excitace, ionizace, rozptyl a vznik brzdného rentgenového záření.

Excitace je děj, při kterém se elektron v atomu absorbující látky dostává absorbcí energie ionizujícího záření ze základního stavu (odpovídajícího minimální energii) do excitovaného stavu (s vyšší energetickou hladinou). Atom setrvává v excitovaném stavu krátkou dobu. Při deexcitaci (návratu do základního stavu) je rozdíl příslušných energetických hladin uvolněn ve formě kvanta elektromagnetického záření (charakteristické záření).

Dodáme-li elektronu při jeho interakci s ionizujícím zářením energii větší než vazebnou, pak se část této energie spotřebuje na výstupní práci elektronu a zbytek se projeví jako kinetická energie vyraženého elektronu. Ionizace spočívá ve vyrazení elektronu z obalu absorbujícího atomu. Z původně elektroneutrálního atomu vzniká kladně nabitý iont. Díky interakci s elektronovým obalem ionizující záření postupně snižuje svou kinetickou energii až na hodnotu odpovídající tepelnému pohybu.

Primární ionizace je počet iontových párů (iontový pár = kladný iont a elektron) vytvořených ionizující částicí. Některé elektrony uvolněné primární ionizací mohou získat velkou energii tak, že dále samy ionizují prostředí. Tuto ionizaci, způsobenou uvolněnými elektrony, nazýváme sekundární ionizací. Celková ionizace je pak dána součtem primární a sekundární ionizace.

Primární i sekundární záření vyvolá přímo nebo nepřímo ionizaci prostředí a tvorbu volných radikálů, které jsou vysoce chemicky reaktivní. V konečné fázi se značná část energie záření přeměňuje v teplo. Úbytek energie primárního záření lze poměrně snadno

popsat. Jednou z veličin vhodných k tomuto popisu je lineární přenos energie (LET-*linear energy transfer*), který číselně vyjadřuje ztrátu energie částice v daném prostředí připadající na jednotkovou délku její dráhy. Hodnota LET je poměrně nízká pro fotonové záření, naopak velmi vysoká pro záření α a pro rychlé fragmenty vznikající při jaderném záření, [5], [8].

Interakce záření rentgenového a záření γ s látkou

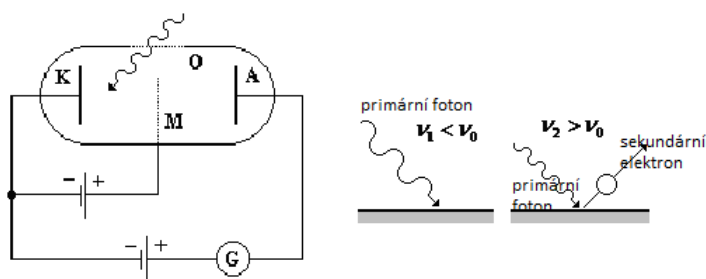
Můžeme rozlišit čtyři základní interakce fotonů ionizujícího záření s látkou: pružný rozptyl, fotoelektrický jev, Comptonův rozptyl a tvorbu elektron – pozitronových párů.

Při pružném (též koherentním nebo Rayleighovém) rozptylu atom absorbuje kvantum záření, přechází do excitovaného stavu a téměř okamžitě emituje kvantum záření o stejné energii, které se ničím neliší od původního fotonu. Dochází jen k malé změně směru šíření, která je zanedbatelná u lehkých atomů a relativně nízkých energií záření. Z hlediska medicíny není tento rozptyl příliš zajímavý. Vzhledem k tomu, že rentgenové záření se od záření γ liší jen místem svého vzniku (rentgenové záření vzniká v elektronovém obalu atomu a záření γ v atomovém jádře), platí další odstavce pro oba „druhy“ fotonového ionizujícího záření, [5].

a) **Fotoelektrický jev**, jehož schéma je znázorněno na obrázku 1, nastává v případech, kdy se celá energie kvanta fotonového záření předává některému elektronu z elektronového obalu absorbujícího materiálu, případně volného elektronu. Část energie fotonu se spotřebuje na uvolnění elektronu (na tzv. výstupní práci W) a zbytek tvoří kinetickou energii vzniklého fotoelektronu. Foton, který způsobil fotoelektrický jev zaniká a jeho energii získává fotoelektron, který ionizuje své okolí. Elektrická bilance celého jevu je popsána Einsteinovou rovnicí

$$h \cdot \nu = W + \frac{1}{2} m_e \cdot v^2. \quad (1.1)$$

Atom, ze kterého byl vyražen elektron, je ve vybuzeném stavu a přechází do základního stavu emisí elektromagnetického záření o frekvenci odpovídající rozdílu energie vybuzeného a základního stavu.



Obrázek 1: Fotoelektrický jev.

Bylo zjištěno, že pro každý kov existuje jistá mezní frekvence ν_0 (a jí odpovídající mezní vlnová délka λ_0) taková, že elektrony se uvolňují pouze při frekvenci ν_0 a frekvencích vyšších (resp. při vlnové délce λ_0 a vlnových délkách nižších), přičemž

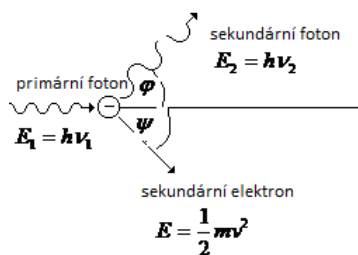
platí $W = h \cdot \nu_0$. Na frekvenci použitého elektromagnetického záření závisí také energie vylétávajících elektronů, [8], [15].

Pravděpodobnost interakce fotoelektrickým jevem roste s rostoucím atomovým číslem absorpčního materiálu a je větší u nízkých energií záření γ .

b) Comptonův rozptyl nastává při interakci fotonů záření s vyšší energií, obrázek 2, [15]. Foton předává při této interakci elektronu absorpčního materiálu jenom část své energie. Elektron při interakci získá kinetickou energii a dá se do pohybu ve směru odchýleném od původního směru dráhy primárního fotonu o úhel φ . Sekundární foton s nižší energií $h\nu_1 < h\nu_2$ (tj. s větší vlnovou délkou) je odchýlen o úhel ψ . Rozptyl sekundárních fotonů kolísá v intervalu 0° - 180° a jejich energie je závislá na úhlu rozptylu. Pro úhel $\psi = 180^\circ$, tedy pro zpětný rozptyl, je pokles energie primárního fotonu největší. Děj se může několikrát opakovat, až foton ztratí tolik energie, že převládne pravděpodobnost jeho zániku fotoelektrickým jevem. Energetická bilance jevu je

$$h\nu_1 = h\nu_2 + \frac{1}{2}m_e v^2, \quad (1.2)$$

kde m_e je hmotnost elektronu.



Obrázek 2: Comptonův jev.

c) Tvorba elektron–pozitronových párů se uplatňuje při vysokých energiích záření γ a u absorpčních materiálů s vysokým protonovým číslem. Dochází k tomu, že v blízkosti atomového jádra nebo jiné částice se energie elektromagnetického záření zcela přemění na částice elektron a pozitron s kinetickými energiemi E_e a E_p . Přítomnost jádra nebo třetí částice je nutná k převzetí části hybnosti fotonu, protože součet hybností vzniklého páru elektron–pozitron je menší. Rozdělení kinetických energií mezi elektron a pozitron je libovolné. Energetická bilance procesu je

$$h\nu = E_e + E_p + 2m_e c^2. \quad (1.3)$$

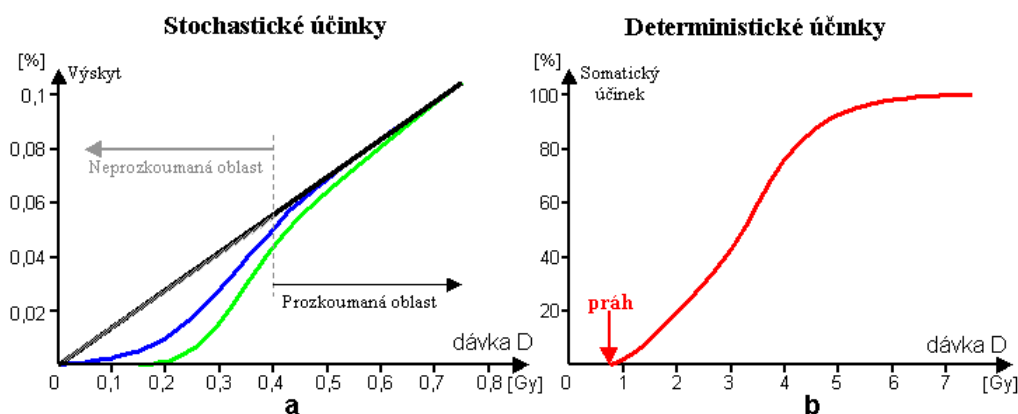
Pravděpodobnost výskytu jedné ze tří výše uvedených možností interakce fotonů s látkou závisí na energii záření. Při nízkých energiích převládá fotoelektrický jev, při vyšších Comptonův rozptyl a u vysokých energií tvorba elektron–pozitronových párů. Fotonové záření při průchodu absorpujícím prostředím tedy ionizuje nepřímo, prostřednictvím sekundárních elektronů vzniklých při interakci fotonů s prostředím. Fotonové záření má mnohem větší pronikavost než jiné druhy záření, pro stínění jsou tudíž nutné materiály s vysokým protonovým číslem, [8].

1.3 Biologické účinky ionizujícího záření

Záření absorbované v organismu má negativní účinky, které jsou podmíněné především excitací a ionizací atomů hmoty. Na buněčné úrovni je nejvýznamější poškození struktury DNA. Na záření jsou nejcitlivější dělicí se buňky. Biologické účinky ionizujícího záření na organismus se rozdělují na deterministické a stochastické.

1.3.1 Stochastické účinky ionizujícího záření

Stochastické účinky ionizujícího záření (obrázek 3a, [22]) jsou takové, pro něž pravděpodobnost, že účinek nastane, je považována za bezprahovou a lineární funkci dávky (i minimální dávka záření je schopna vyvolat patologické změny v organismu). Velikost dávky záření nemění závažnost projevu u jednotlivce, ale v populaci mění frekvenci případné četnosti zhoubných novotvarů a dědičných poškození. Dělí se na účinky somatické (projeví se přímo na ozářeném jedinci) nebo dědičné (postihnou potomky ozářeného jedince). Za významné somatické riziko při ozáření jedince nízkými dávkami považujeme vznik nádoru. Všeobecně můžeme říct, že i minimální dávka záření může vyvolat vznik nádorového onemocnění, a čím vyšší je dávka záření, tím větší je pravděpodobnost, že u ozářeného jedince dojde ke vzniku nádorového onemocnění.



Obrázek 3: Účinky ionizujícího záření stochastické (a) a deterministické (b).

1.3.2 Deterministické účinky ionizujícího záření

Mezi deterministické účinky (obrázek 3b, [22]) řadíme například akutní nemoc z ozáření, která vzniká obvykle po jednorázovém velkém zevním ozáření (dávkou asi 1 Gy a výše). V závislosti na stupni ozáření převládají v klinickém obraze příznaky od poškození krevtovorných orgánů a trávicího ústrojí až k poškození centrálního nervového systému. Charakter onemocnění závisí na pronikavosti záření, ionizační hustotě, způsobu expozice, časovém faktoru aj.

Při dávkách kolem 4,5 Gy (LD_{50}^1) převládá postižení krevtvorby a imunitního sys-

¹ LD_{50} je v toxikologii označení pro množství substance, které je po podání určité látky smrtelnou dávkou pro daného živočicha v 50 % případů. Jedná se o množství látky, po které uhynulo 50 % testovaných živočichů za 24 hodin po expozici. Zkratka je z anglického: Lethal Dose, 50 %, [25].

tému. Se zvyšováním dávky převládá střevní forma onemocnění s následným pronikáním střevní mikroflóry do krevního oběhu. Smrt nastává také v důsledku rozvratu vodního a minerálního metabolismu. Ozáření dávkami kolem 10 Gy, tj. dávkami většími než absolutní letální dávka ($ALD = LD_{100}$), vede k velmi rychlé centrálně nervové smrti.

1.3.3 Ochrana před ionizujícím zářením

V souvislosti s aplikovanými diagnostickými dávkami ionizujícího záření je třeba se zmínit o nejvyšších přípustných dávkách pro pacienty a zdravotnický personál. Vyhláškou č. 307/2002 Sb. SÚJB o radiační ochraně jsou definovány nejen kategorie pracovišť i pracovníků v oboru ionizujícího záření a přípustné limity ozáření, ale také technické a organizační požadavky na zabezpečení rozumně dosažitelných úrovní radiační ochrany – strategie ALARA, [11].

Cílem ochrany před zářením je zcela zabránit vzniku deterministických účinků a omezit pravděpodobnost vzniku stochastických účinků na co nejnižší úroveň, [8], [7].

Vliv kterékoliv škodliviny působící na člověka může být omezován opatřeními u zdroje, kde škodliviny vznikají a odkud se šíří, opatřeními při průchodu škodlivin prostředím a opatřeními u člověka, na kterého negativně působí. Nejúčinnější ochranu představují opatření u zdroje, která jsou však technologicky náročná a dlouhodobá. Opatření při průchodu mají jednak povahu stínících bariér, jednak ovlivňují přenosové řetězce. V pracovním prostředí mají svůj význam opatření u člověka, realizované většinou pomocí individuálních ochranných pomůcek.

Vlastní principy ochrany před ionizujícím zářením lze rozdělit na ochranu před zevním ozářením, povrchovou a vnitřní kontaminací. (V jiné literatuře bývá uvedeno dělení ochrany z hlediska fyzikálního, chemického a biologického přístupu).

Při ochraně před zevním ozářením jsou využívány tři hlavní faktory: vzdálenost, čas, stínění. Hlavním smyslem ochrany časem je maximální zkrácení doby pobytu osob v poli ionizujícího záření. Aplikace ochrany stíněním je založena na znalosti fyzikálních zákonitostí, na nichž je stínění založeno. Stínění v prostředí je realizováno stínícími stěnami a závěsy umístovanými mezi zdroj ionizujícího záření a osoby, které v poli záření musí pobývat. Podle interakcí jednotlivých druhů záření s látkou se pro stínění volí vhodný absorbent. Při ochraně vzdáleností se využívá fyzikální zákonitosti, podle níž se expoziční příkon snižuje s druhou mocninou vzdálenosti.

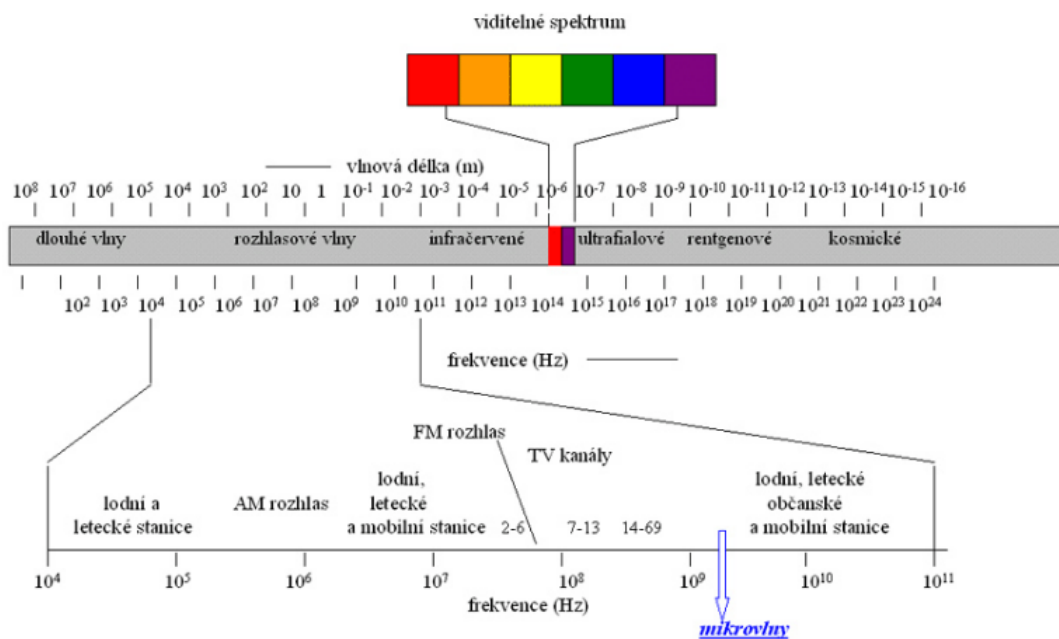
Jako základní ochranu před vnitřním ozářením se uvádějí také tři principy: princip zdůvodnění, princip optimalizace, princip limitování. Důležité je také dodržovat následující pravidla: zpracovávat při jednom úkonu co nejmenší dostačující aktivitu radioaktivní látky, omezovat rozptyl radioaktivního materiálu a dodržovat předepsaný režim práce zahrnující zejména nošení ochranného oděvu, očistu a monitorování při práci a po jejím ukončení, [5], [8].

2 Vznik a vlastnosti RTG záření

2.1 RTG záření

Rentgenové záření (dále též paprsky (záření) X nebo záření rtg) je elektromagnetické vlnění, jehož vlnová délka se pohybuje kolem 10^{-9}m (obrázek 4) a v prostoru se šíří rychlostí světla. Přenos energie se děje nespojitě v elementárních energetických kvantech – fotonech. V diagnostice používané rentgenové záření má vlnovou délku v rozmezí 10 nm – 50 pm. Záření X proniká hmotou a způsobuje její ionizaci. Živé hmotě škodí a při dopadu na některé látky vyvolává jejich fluorescenci, působí zčernání fotografického materiálu. Proniká-li záření X hmotou, část záření se úplně absorbuje (fotoefekt), část se rozptýlí (Comptonův jev) a část pronikne hmotou nezměněna.

Při fotoefektu dopadne foton X na libovolný elektron hmoty, kterou proniká, vyrazí jej a protože mu předá veškerou energii, zanikne. Sekundární záření vzniklé při Comptonově rozptylu fotonu X je záludné v tom, že směr jeho šíření je naprosto libovolný. To ztěžuje využití záření X a bezpečnostní opatření. Záření X je ve hmotě absorbováno tím více, čím je měkčí (tj. čím má delší vlnovou délku nebo čím je vyšší hustota hmoty) a je tím tvrdší, čím více byly urychleny elektrony, které vedly k jeho vzniku, [1], [8].



Obrázek 4: Spektrum elektromagnetického vlnění.

2.2 Vlastnosti rentgenového záření

Rentgenové záření má řadu fyzikálních vlastností upatňujících se v diagnostice. Pro vznik obrazu je rozhodující:

a) Přímocharé šíření záření

Rentgenové záření se šíří do prostoru na všechny strany a jeho intenzita ubývá se

čtvercem vzdálenosti. Pro geometrii rentgenového obrazu platí stejná pravidla jako v optice pro viditelné světlo.

b) **Pronikání hmotou**

Rentgenové záření může pronikat v různé míře jakoukoli hmotou. Pronikavost závisí na vlastnostech absorbující hmoty a na energii rentgenového záření. Při průchodu hmotou je rentgenové záření zeslabováno. Na zeslabování se podílí absorpce, rozptyl a tvorba elektronových párů.

c) **Diferencovaná absorpce**

Pro vznik obrazu je rozdílné pohlcování rentgenového záření (absorpce) různými tkáněmi lidského těla stejně důležitá jako jeho pronikání. Rozdíly v absorpci určují sytost odstínů a tím i možnost diferenciací stínů jednotlivých útvarů na rentgenovém obraze. Absorpce přibývá s tloušťkou vrstvy, měrnou hmotností a vyšší protonového čísla prvků prozařované látky. Obsahem prvků s vyšším protonovým číslem se od ostatních tkání v lidském těle liší především kosti, jejichž sytý stín je dán obsahem vápníku a fosforu.

d) **Luminiscenční účinek**

Při dopadu rentgenového záření na některé materiály vzniká viditelné záření, jehož intenzita je úměrná množství dopadajícího záření. Luminiscenční účinky jsou dva: fluorescence a fosforescence. **Fluorescencí** rozumíme takový stav, kdy vhodná látka světélkuje jen při dopadu krátkovlnného záření. Na rozdíl od **fosforescence**, kdy světélkuje ještě nějakou dobu po dopadu záření. Látky, které světélkují se nazývají luminofory.

e) **Fotochemický účinek**

Rentgenové záření má schopnost vytvořit v citlivé vrstvě filmu latentní obraz, který se vyvoláním filmu zviditelní.

f) **Rozptyl záření**

Rozptyl záření snižuje kontrast výsledného obrazu. Uplatňuje se zejména Comptonův rozptyl, kde je srážkou postižený elektron vyražen z oběhové slupky. Vzniklé sekundární záření získává různý směr. Čím má primární záření kratší vlnovou délku, tím více sekundárního záření vzniká a směřuje ve směru primárního záření.

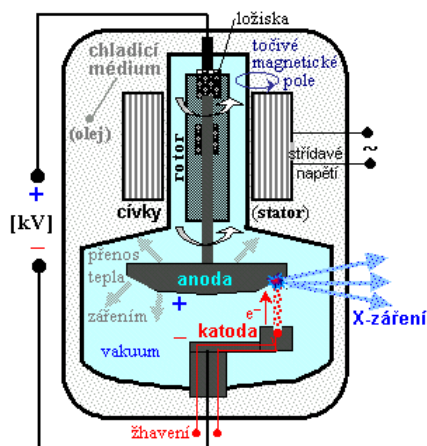
g) **Ionizační účinek**

Dopadem rentgenového kvanta na elektron atomu může dojít k vyražení elektronu mimo atom. Při tomto ději se poruší elektrická rovnováha atomu. Uvolněné elektrony se mohou srazit s elektrony dalších neutrálních atomů, kterým předají část své energie. Tak dochází k další ionizaci a vznikají sekundární elektrony na rozdíl od primárních, které vyrazilo kvantum záření X. Čím je záření X intenzivnější, tím je také ionizace větší. Ionizační účinek je pro diagnostiku nevhodný, protože s ním souvisí škodlivé biologické účinky, které může záření absorbované v tkáních vyvolat, [8], [6].

2.3 Zdroj rentgenového záření

Rentgenové záření je elektromagnetické záření o velmi krátkých vlnových délkách a velké energii. Je to záření nejaderné, vzniká v rentgenkách interakcí z katody letících elektronů s atomy materiálu anody. Zdrojem rentgenového záření je **rentgenka**. Rentgenka

je skleněná, vysoce evakuovaná trubice (Coolidgeova lampa). Ve vzduchoprázdném prostoru trubice je zabudovaná žhavená katoda ve formě spirály a anoda. Ta má u rentgenek s pevnou anodou tvar terčíku a u rotačních anod tvar talíře. Vysoce výkonné moderní rentgenky mají anodu z wolframu, na jehož povrchu je rhenium. Po nažhavení katody samostatným elektrickým obvodem z tzv. žhavicího transformátoru, se z ní uvolňuje termoemise, podle stupně žhavení, různě hustý mrak elektronů. Kolem katody je záporně nabitá molybdenová miska, která soustřeďuje (fokusuje) mrak elektronů tak, že není širší než spirála katody.



Obrázek 5: Rentgenka s rotační anodou.

Vysokým napěťovým spádem mezi katodou a anodou (10 až 10^3 kV) získají elektrony tak vysokou kinetickou energii, že z anody může být generováno rtg záření. Účinnost přeměny energie elektronů na rtg záření je menší než 1% a 99% kinetické energie se změní v teplo, které silně zahřívá anodu, jejíž povrch dosahuje teploty až $2\ 500^\circ\text{C}$. Při konstrukci lékařských diagnostických rentgenových zobrazovacích systémů je dávana přednost rentgenice s rotační anodou, obrázek 5, [22]. Tradiční rentgenky se stacionární anodou se v poslední době používají jen u komorových rentgenů (dentální rentgeny), [8], [3].

3 Veličiny a jednotky radiační fyziky

Chceme-li charakterizovat účinek ionizujícího záření na biologický objekt, musíme definovat veličiny a jejich jednotky, které udávají míru tohoto účinku. V oblasti radioaktivity a ionizujícího záření obdržely zvláštní název jednotka aktivity - *becquerel Bq*, jednotka absorbované dávky - *gray Gy* a jednotka dávkového ekvivalentu - *sievert Sv*. Při vyšetřování pomocí rentgenového přístroje vždy nastává situace, že je dán zdroj záření, který vyzařuje do svého okolí (pole záření) a toto záření působí jednak na libovolnou látku a jednak na člověka. Potřebujeme tedy veličiny, které charakterizují zdroje záření, pole záření, působení záření na látku a působení záření na člověka, [7], [8].

3.1 Veličiny charakterizující působení záření na látku

a) Dávka

Dávka je definovaná jako poměr střední energie $d\bar{\varepsilon}$ předané ionizujícím zářením elementu látky o hmotnosti dm

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm}. \quad (3.1)$$

Zjednodušeně lze říci, že dávka je energie absorbovaná zářením v hmotnostní jednotce ozařované látky. Jednotkou dávky je *gray Gy* a rozměrem $J \cdot kg^{-1}$.

b) Expozice

Expozice je elektrický náboj vytvořený ionizujícím zářením ve vzduchu a je definována vztahem

$$X = \frac{dQ}{dm}, \quad (3.2)$$

kde dQ je absolutní hodnota celkového elektrického náboje iontů jednoho znaménka, vzniklých ve vzduchu při úplném zabrzdění všech elektronů uvolněných fotonem ve vzduchu. Expozice je definována pouze pro fotonové záření ve vzduchu. Jednotkou je *coulomb na kilogram C · kg⁻¹*.

c) Kerma

Kerma je kinetická energie uvolněná ionizujícím zářením z materiálu. Je určena jako

$$K = \frac{dE_K}{dm}, \quad (3.3)$$

kde dE_K je součet počátečních energií všech nabitých ionizujících částic uvolněných nenabitými ionizujícími částicemi v materiálu o hmotnosti dm . Jednotka kermy je *Gy*. V názvu veličiny je třeba přesně uvést k jaké látce se tato veličina vztahuje, např. kerma ve vzduchu, kerma ve vodě apod.

Kerma (zkratka z angl.: kinetic energy released in material - kinetická energie uvolněná v materiálu) má velmi podobnou definici $K = dE/dm$ a stejnou jednotku [*Gy*] jako absorbovaná dávka, přičemž za dE se bere součet počátečních kinetických energií všech nabitých částic uvolněných v důsledku interakce částic primárního ionizujícího záření v uvažovaném objemu látky o hmotnosti dm . Kerma se zavedla

Tabulka 1: Hodnoty radiačního váhového faktoru.

Typ záření, energie	w_R
Fotony	1
Elektrony, miony	1
Neutrony, < 10 keV	5
Neutrony, 10 - 100 keV	10
Neutrony, 100 keV - 2 MeV	20
Neutrony, 2 - 20 MeV	10
Neutrony, > 20 MeV	5
Protony	5
Alfa částice, těžká jádra	20

proto, že základní definice dávky, zahrnující jen přímo ionizující částice², nedávala informaci o tom, co se děje v okolí sledovaného objemu látky, zvláště v případě nepřímo ionizujícího záření³. Pro nabitě primární částice není mezi kermou a dávkou rozdíl. I u nepřímo ionizujícího záření v rovnovážném stavu, kdy se sekundárně vznikající záření absorbuje, platí $K = D$; pouze v nerovnovážných procesech, v blízkosti povrchu látky či při vysokých energiích, kdy může část záření unikat bude v K a D rozdíl. U nepřímo ionizujícího záření kerma charakterizuje energii předanou nabitým částicím v látce (elektronům a protonům) především při první srážce.

3.2 Veličiny používané v radiační ochraně

a) Dávkový ekvivalent

Dávkový ekvivalent je veličina používaná k vyjádření rizika zhoubných účinků ionizujícího záření na živé organismy a je definován vztahem

$$H = Q \cdot D \cdot N, \quad (3.4)$$

kde D je dávka v uvažovaném bodě tkáně, Q je jakostní činitel a N je součin všech ostatních ovlivňujících faktorů. Jednotkou dávkového ekvivalentu je *sievert Sv*. Jakostní činitel vyjadřuje rozdílnou biologickou účinnost různých druhů záření.

b) Ekvivalentní dávka ve tkáni nebo orgánu

Ekvivalentní dávka je definována vztahem

$$H_T = w_R \cdot D_T, \quad (3.5)$$

kde D_T je střední dávka záření typu R ve tkáni nebo orgánu T a w_R je radiační váhový faktor příslušný záření typu R . Jednotkou ekvivalentní dávky je *sievert Sv*. Radiační váhový faktor vyjadřuje relativní biologickou účinnost jednotlivých typů záření vzhledem k záření fotonovému. Hodnoty radiačních váhových faktorů jsou uvedeny v tabulce 1, [7], [22], [2].

²Přímo ionizující částice je nabitá částice (elektron, proton, částice alfa, atd.) s kinetickou energií dostatečnou k vyvolání ionizace srážkou, [2].

³Nepřímo ionizující částice je nenabitá částice (neutron, foton), která může uvolnit přímo ionizující částici nebo může vyvolat jadernou transformaci, [2].

Tabulka 2: Hodnoty tkáňových váhových faktorů.

Tkáň nebo orgán	Tkáňový váhový faktor w_T	
	w_T ICRP 60	w_T ICRP 103
gonády (průměr F a M)	0,20	0,08
červená kostní dřeň	0,12	0,12
střevo	0,12	0,12
žaludek	0,12	0,12
plíce	0,12	0,12
močový měchýř	0,05	0,04
prsní žláza (průměr F a M)	0,05	0,12
játra	0,05	0,04
jícen	0,05	0,04
štítná žláza	0,05	0,04
kůže	0,01	0,01
povrchy kostí	0,01	0,01
slinná žláza	–	0,01
mozek	–	0,01
ostatní tkáně (v součtu)	0,05	0,12

Různé tkáně a orgány v těle jsou různě citlivé k záření a jejich radiační poškození vede k různě závažným následkům pro celý organismus. Pro každý orgán a tkáň se na základě statistických analýz zavádějí vlastní koeficienty rizika vzniku poškození zářením. Pomocí těchto koeficientů pak můžeme stanovit (odhadnout) riziko poškození organismu, vyplývající z expozice ionizujícím zářením. Pro účely radiační ochrany se proto zavádí veličina efektivní dávka.

c) Efektivní dávka

Efektivní dávka je definována jako součet vážených středních hodnot ekvivalentních dávek v tkáních nebo orgánech lidského těla.

$$E = \sum w_T \cdot H_T, \quad (3.6)$$

kde H_T je ekvivalentní dávka v tkáni nebo orgánu a w_T je tkáňový váhový faktor, který vyjadřuje relativní příspěvek daného orgánu nebo tkáně k celkové zdravotní újmě způsobené rovnoměrným ozářením těla. Součet všech váhových faktorů se musí rovnat 1 ($\sum w_T = 1$). Hodnoty tkáňových váhových faktorů pro vybrané tkáně a orgány jsou uvedeny v tabulce 2, [7], [16].

Efektivní dávka E se tedy vypočte pomocí příspěvků ekvivalentních orgánových dávek H_T všech jednotlivých ozářených tkání: při sčítání se každá orgánová ekvivalentní dávka H_T vynásobí svým tkáňovým váhovým faktorem w_T , který vyjadřuje příspěvek poškození právě toho konkrétního orgánu nebo tkáně k poškození celého těla, vyvolaného účinky rovnoměrného celotělového ozáření. Výhodou efektivní dávky je, že umožňuje vyjádřit radiační zátěž jediným číslem i při nerovnoměrném ozáření, či ozáření jen určitých orgánů, jako kdyby se jednalo o radiační zátěž při rovnoměrném ozáření. To umožňuje porovnávat radiační zátěže osob z nej-různějších zdrojů - např. z radioisotopových a rentgenových vyšetření, či z různých druhů radiofarmak v nukleární medicíně. Všechna tato hodnocení se vztahují na

stochastické účinky záření, [22].

V tabulce 2 jsou pro úplnost uvedeny hodnoty váhových tkáňových faktorů podle Doporučení ICRP⁴ 60 (z roku 1990) i Doporučení ICRP 103 (z roku 2007). Mezinárodní komise radiologické ochrany ve svých doporučeních uvádí své záměry a oblast působnosti doporučení, biologická hlediska radiační ochrany (biologické účinky záření, účinky na zárodek a plod), veličiny používané v radiační ochraně a dále například náležitosti lékařských expozic pacientů (zdůvodňování lékařského ozáření, efektivní dávku v lékařském ozáření apod.).

Současná doporučení (publikace 103) tak aktualizují hodnoty radiačních a tkáňových váhových faktorů uplatněné ve veličinách ekvivalentní a efektivní dávka a aktualizují také radiační újmu na základě nejnovějších dostupných vědeckých informací o biologii a fyzice expozice záření. Nadále se přidržují třech základních principů radiační ochrany, totiž zdůvodnění, optimalizace a použití dávkových limitů, objasňují, jak tyto principy platí pro zdroje záření způsobující expozici a pro jednotlivce přijímající expozici, [20].

Vliv tkáňových váhových faktorů podle Doporučení ICRP 103 je takový, že efektivní dávka při radiodiagnostických vyšetřeních břicha a pánve klesne o 5-20 %, při vyšetřeních hrudníku se o 5 –20% zvýší. Jsou to ovšem malé změny v porovnání s nejistotou ve stanovení efektivní dávky. (Je třeba podotknout, že tkáňové váhové faktory w_T uváděné v doporučení ICRP 103 jsou průměrovány přes pohlaví a věk. Pro prsní žlázu je $w_T = 0,12$, což je průměr hodnoty u mužů $w_T = 0$ a $w_T = 0,24$ u žen), [16].

Následuje tabelární přehled limitních hodnot efektivních a ekvivalentních dávek pro obyvatelstvo, studenty a radiační pracovníky. Limity jsou ovšem důsledně považovány nikoli za hodnoty určující přijatelnost, ale za hranici mezi oblastí dávek zcela nepřijatelných a oblastí, kde je nutno určit skutečnou přijatelnost ozáření optimalizační ochrany, [7].

Tabulka 3: Dávkové limity pro obyvatelstvo.

	hodnota limitu [mSv]
Efektivní dávka za kalendářní rok	1
Ekvivalentní dávka v oční čočce za kalendářní rok	15
Ekvivalentní dávka v 1cm^2 kůže za kalendářní rok	50

Pozn.: Efektivní dávkou je zde myšlen součet efektivních dávek ze zevního ozáření a úvazků efektivních dávek z vnitřního ozáření. Totéž platí i pro následující dvě tabulky.

⁴International Commission on Radiological Protection – Mezinárodní komise radiologické ochrany

Tabulka 4: Dávkové limity pro radiační pracovníky.

	hodnota limitu [mSv]
Efektivní dávka za dobu 5 po sobě jdoucích kalendářních roků	100
Efektivní dávka za kalendářní rok	50
Ekvivalentní dávka v oční čočce za kalendářní rok	150
Ekvivalentní dávka v 1cm^2 kůže za kalendářní rok	500
Ekvivalentní dávka na končetiny za kalendářní rok	500

Tabulka 5: Dávkové limity pro učně a studenty.

	hodnota limitu [mSv]
Efektivní dávka za kalendářní rok	6
Ekvivalentní dávka v oční čočce za kalendářní rok	50
Ekvivalentní dávka v 1cm^2 kůže za kalendářní rok	150
Ekvivalentní dávka na končetiny za kalendářní rok	150

4 RTG zobrazovací metody

Fotony rentgenového záření jsou schopné, na rozdíl od fotonů elektromagnetického záření s vyšší vlnovou délkou, pronikat všemi látkami. Jsou však zároveň při průchodu látkou absorbovány. Právě na schopnosti různých látek absorbovat v různé míře rentgenové záření je postaveno diagnostické využití tohoto záření. Schopnost absorpce stoupá např. s roustoucím protonovým číslem prvků absorbujících tkání. Díky interakcím se strukturními jednotkami zkoumaného objektu se zeslabuje intenzita rentgenového záření. Toto zeslabení lze vyjádřit vztahem

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot d}, \quad (4.1)$$

kde I_0 je intenzita dopadajícího záření, I je intenzita záření po průchodu absorbujícím prostředím, e je základ přirozených logaritmů, d je tloušťka absorbujícího prostředí a μ je absorpční koeficient, který závisí na protonovém čísle absorbujícího prostředí a na vlnové délce rentgenového záření.

Mechanismus absorpce rentgenového záření je stejný jako u záření γ , v případě rentgenového záření se uplatňuje fotoelektrický jev a Comptonův rozptyl. Při nízké energii rentgenového záření se absorpce děje téměř výhradně formou fotoelektrického jevu a se stupňující se energií fotonů rentgenového záření se stále více uplatňuje Comptonův rozptyl.

Popsané mechanismy interakce záření s hmotou způsobují, že alespoň část kvant ionizujícího záření se při průchodu látkou absorbuje. U málo pronikavého záření se pohltí všechno, u pronikavého záření se část kvant pohltí a část projde. Je zřejmé, že množství pohlceného záření závisí v prvé řadě na hustotě (ρ) absorbujícího materiálu, protonovém čísle (Z) absorbujícího materiálu a výrazně též na vlnové délce (λ) rtg záření. Lineární absorpční koeficient můžeme vyjádřit vztahem:

$$\mu = \rho \cdot \lambda^3 \cdot Z^4. \quad (4.2)$$

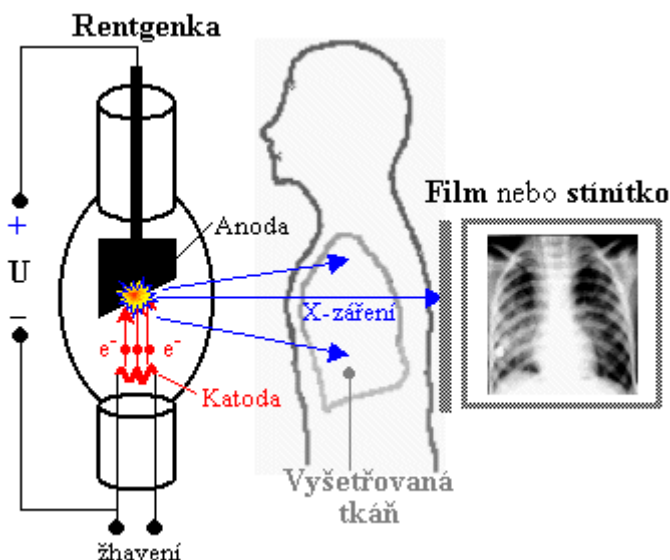
Základem všech metod rentgenové diagnostické techniky je převod neviditelného rentgenového záření prošlého vyšetřovanou částí pacienta do viditelné formy. Děje se tak na principu excitace (zařízení prohlížecí) a na principu fotochemického účinku (zařízení záznamové).

Rentgenový obraz prozářeného biologického objektu vzniká různou absorpční schopností jednotlivých tkání. Nižším napětím na rentgence se tkáně zobrazují kontrastněji a na rentgenovém filmu vznikají větší rozdíly ve stupni zčernání než při vyšším napětí. Na kvalitu rentgenového zobrazení mají vliv i technické parametry rentgenky, především velikost ohniska. Zcela ostrý obraz by vznikl pouze za předpokladu bodového ohniska, což v praxi není možné a proto vzniká neostrost, [8].

4.1 Vznik rentgenového obrazu

Rentgenové záření vychází z malé plošky ohniska na anodě, na které dopadá svazek elektronů přicházejících od katody. Nejedná se tedy o bodový zdroj záření. Z ohniska se rentgenové záření šíří přímočaře do okolí rentgenky. Úzký svazek potřebný k exponování fotografického materiálu nebo vytvoření obrazu na fluorescenčním stínítku je vymezen posuvnými clonami a kónickými nástavci vyrobenými například z olova. Paprsky dále

procházejí tělem vyšetřovaného pacienta a dopadají na fluorescenční stínítko nebo na fotografický film. Zde je vytvářen latentní fotochemický nebo viditelný obraz, a to jako výsledek prostorově nerovnoměrného zeslabení svazku záření. Vytvoření obrazu je dáno různými koeficienty zeslabení a různými tloušťkami vnitřních tělesných struktur a jejich projekcí. Principiální schéma rentgenového zobrazení je na obrázku 6, [22]., [5].



Obrázek 6: Základní principiální schéma rentgenového zobrazení.

Ani kvalitní rentgenový snímek není dokonale ostrý. Přechody mezi různými vnitřními prostředími organismu se projevují postupnou změnou odstínu šedi, i když se ve skutečnosti jedná o přechody zcela nespojitě (např. rozhraní mezi kostí a okolní měkkou tkání). Tato neostrost má řadu příčin. **Pohyby pacienta**, např. třes, pohyby malých dětí, dýchací pohyby, posuny tkání způsobené tepovými vlnami a srdeční akcí. Tento negativní faktor může být omezen zkrácením expoziční doby, k čemuž je však nutný intenzivnější svazek záření. **Geometrický polostín** je způsoben konečnou velikostí ohniska anody, tedy tím, že zdroj záření není bodový, [5].

4.2 Skiaskopie

Skiaskopie (prosvěcování) je kontinuální sledování rentgenového obrazu objektu. Při skiaskopii vydává rentgenka kontinuálně záření, které prochází vyšetřovaným pacientem a dopadá na skiaskopický štít. Ten obsahuje luminiscenční látku, která mění dopadající záření na viditelné světlo, [9].

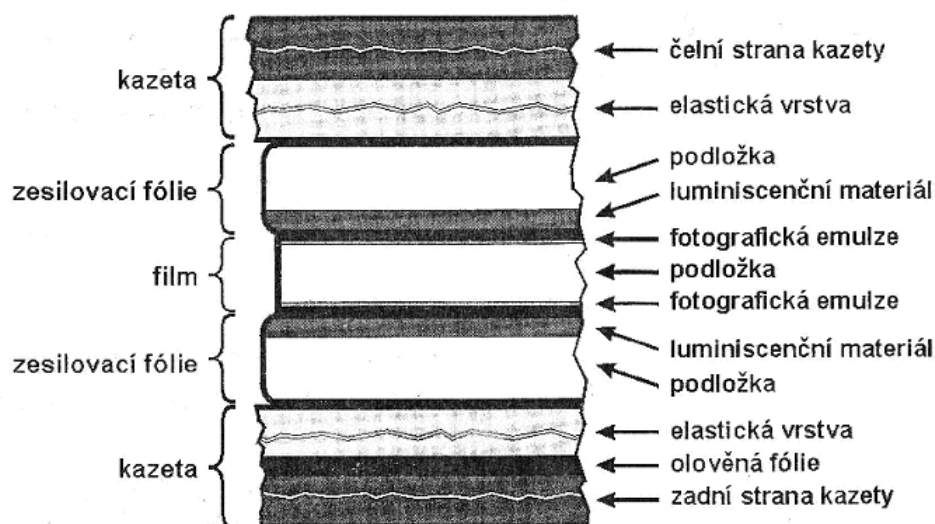
Klasická skiaskopie, tedy přímé pozorování obrazu na fluorescenčním štítě, s sebou přinášela nezanedbatelné riziko pro pacienty i zdravotnický personál vlivem velkých absorbovaných dávek rentgenového záření. Proto byly uvedeny do praxe zesilovače (štítového, rentgenového) obrazu - **elektrooptický zesilovač jasu rtg obrazu**. Elektrooptický zesilovač jasu je vakuová elektronka opatřená luminiscenčním stínítkem s přímou optickou vazbou na fotokatodu. Rentgenové záření prochází tělem pacienta a vytváří světelný obraz na fluorescenčním stínítku. Elektrony emitované z fotokatody vlivem fotonů viditelného světla, které vznikají ve vstupním stínítku, vytvářejí latentní meziobraz. Fotoelektrony

jsou urychleny vysokým potenciálním spádem mezi fotokatodou a anodou (asi 25 až 35 kV). Elektronovou optikou se dosáhne fokusace elektronů a projekce jejich svazku na menší výstupní fluorescenční stínítko (anodové stínítko), kde se opět transformují na viditelný obraz, který je převrácený a zmenšený, ovšem se zvýšeným jasem. Tento malý obraz je pak pozorován pomocí optického systému a videokamery, jejíž signál je přiváděn na monitor, který může být umístěn i v jiné místnosti. Zdravotnický personál je proto chráněn před nežádoucí expozicí. Obrovské zesílení jasu umožňuje snížit na zhruba jednu desetinu dávku absorbovanou pacientem. Obraz snímáný videokamerou může být snadno digitalizován (např. pomocí CCD kamery), případně nahráván na videokameru, takže lze záběry vyhodnocovat opakovaně, což značně zpřesňuje diagnózu, [5], [3].

Výhodou skiaskopie je, že umožňuje prostorou představu při lokalizování chorobného ložiska, zvláště pak při vhodném natočení nemocného. Umožňuje dále sledování dynamických dějů, např. peristaltiky žaludku, střev, pozorování dýchacích pohybů bránice, pulzace srdce a velkých cév.

4.3 Skiografie

Při snímkování (skiografii) prochází svazek záření (vznikající v rentgence) vyšetřovanou oblastí, kde se absorbuje v závislosti na složení vyšetřovaných tkání a poté dopadá na kazetu s filmem, obrázek 7, [9]. Kazeta je světlotěsné pouzdro, na jejíž vnitřní straně jsou přilepeny zesilovací fólie. Mezi ně se vkládá rentgenový film. Procházející záření vyvolá v zesilovací fólii luminiscenci - vznik viditelného světla, které působí na fotografickou emulzi filmu. Na filmu vzniká latentní obraz, který se vyvoláním a ustálením filmu zviditelní. Přímým působením záření na film vzniká pouze 1% informace, zbývajících 99% vzniká ze světla zesilovacích fólií.



Obrázek 7: Schématický průřez rentgenovou kazetou.

Hustota zčernání filmu je úměrná množství prošlého rentgenového záření. Vzniklý rtg fotografický obraz představuje negativní zobrazení hustoty tkáně: místa s nízkou hustotou (měkké tkáně) mají nižší absorpci a proto vysoké zčernání, místa s vysokou densitou (např. kosti) více absorbují rentgenové záření a jsou proto na filmu zobrazena světle (s nízkým

zčernáním). V temné komoře se pak filmy vyjímají z kazet, k vyvolání se používá speciálních koncentrovaných vývojek, poskytujících vysoký kontrast a sytost zčernání filmu; proces vyvolávání, ustalování a sušení se provádí ve vyvolávacích automatech. Celkově však je použití filmů a "mokrého procesu" na ústupu, budoucnost patří elektronickému snímání a digitalizaci rtg obrazů, [22], [9].

Rentgenový obraz je dvojrozměrný, stínový obraz trojrozměrného objektu. Je obrazem sumačním - zachycuje informace o všech tkáních, kterými záření procházelo, přičemž nezáleží na pořadí, v jakém k tomu došlo. Při snímování většiny oblastí se zhotovují snímky ve dvou projekcích, nejčastěji předozadní a bočné. Dvě projekce jsou výhodné z několika důvodů - především poskytují informaci o prostorovém uložení struktur a dovo-lují nalezení i takových změn, které v jedné projekci nemusejí být zřetelné.

Nejčastěji vyšetřované oblasti pomocí prostých snímků jsou skelet, hrudník, břicho. Snímky jsou v diagnostických algoritmech ve většině případů první používanou zobrazovací metodou. Relativní kontraindikací k provádění všech vyšetření využívajících ionizační záření je těhotenství. Ukázka pojízdného skiagrafického zobrazovacího systému je na obrázku 8, [23], [9].



Obrázek 8: Pojízdné RTG zařízení k vyšetření nemocného na lůžku.

4.4 Digitální radiografie

Digitální radiografie - získávání snímků v digitální podobě - se postupně začíná uplatňovat v praxi. V současnosti existuje více způsobů jejich zhotovení, z nichž nejvýznamější jsou *výpočetní radiografie (nepřímá digitalizace)* a *přímá radiografie (přímá digitalizace)*.

Základní principy výpočetní radiografie (Computed Radiography, CR) jsou stejné jako při snímování. Digitalizace rentgenového obrazu probíhá s pomocí speciální paměťové fólie na bázi fosforu a čtecího zařízení, které latentní obraz na fólii převede na elektrický signál, z něž se v počítači složí výsledný obraz. CR systémy jsou kompatibilní se stávajícími rentgenovými přístroji, CR kazety mají stejné rozměry jako kazety filmové.

Při přímé radiografii (Direct Radiography, DR) je záření zachyceno maticí detektorů, které jej přímo převádějí na elektrický signál. Ten je v digitální podobě registrován počítačem. Na rozdíl od klasického systému film - fólie a nepřímé digitalizace (CR) odpadá veškerá manipulace s kazetami, snímek je digitalizován automaticky během několika sekund po expozici.

Výhodami digitální radiografie proti klasickému snímkování je vyšší kvalita získaných obrazů, redukce dávky, možnost následné úpravy obrazů a archivace snímků v digitální podobě, [24], [9].

5 Programová prostředí pro výpočet dávek

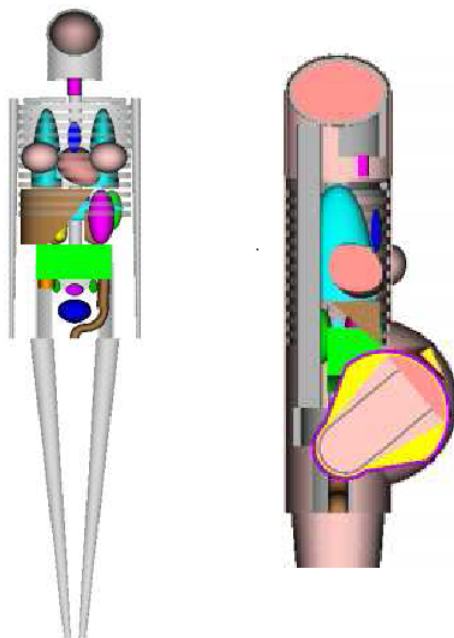
Metoda Monte Carlo (MC)

Metoda Monte Carlo je výpočet transportu fotonů založený na stochastické matematické simulaci interakcí mezi fotonem a hmotou. Fotony jsou emitovány z bodového izotropního zdroje do prostorového úhlu specifikovaného ohniskovou vzdáleností a rozměry ozářeného pole a následně interagují s fantomem podle pravděpodobnosti distribuce fyzikálních procesů, které mohou nastat: fotoelektrický jev, koherentní Rayleighův rozptyl a Comptonův rozptyl, [12].

Pro získání výsledku s dostatečnou přesností je potřeba provést mnoho tisíc simulací. Na rozdíl od deterministických metod, kdy je potřeba sestavit a řešit soustavu rovnic a výsledkem je vždy stejné řešení, při výpočtech metodou MC je výsledek určen intervalem možných řešení. Celkové řešení je pak určeno střední hodnotou výsledků jednotlivých simulací a vypočtenou standardní odchylkou, [26].

5.1 BodyBuilder

BodyBuilder je počítačový program pro generování lidských antropomorfních fantomů libovolného věku, od dítěte po dospělého člověka. Je dostupná také simulace těhotné ženy v 3., 6. a 9. měsíci těhotenství, obrázek 9, [10]. Program umožňuje vybrat pohlaví fantomu, stejně jako orgány, které mají být zahrnuty v modelu. Výstup simulace je ve formě vstupních souborů pro MCNP. Pro 3D zobrazení geometrií fantomů slouží program Sabrina. Při modelování jsou orgány aproximovány pomocí geometrických analytických těles.



Obrázek 9: Geometrie dospělého ženského fantomu a model ženy v 9. měsíci těhotenství.

Matematické fantomy lidských těl – antropomorfní fantomy mají široké použití v počítačových výpočtech dávek dodaných do celého těla nebo do specifických orgánů a jsou

cennými nástroji ve znázornění a hodnocení stínění při pracovní expozici. Lidské fantomy jsou také užitečné pro určování dávek v dalších částech těla, kdy je diagnostická či terapeutická dávka určena specifickému místu.

Modely lidských fantomů, které vytváří program BodyBuilder jsou založeny na matematickém hermafroditním fantomu popsaném Cristym a Eckermanem (1987)⁵, který popisuje pacienty v šesti věkových kategoriích: novorozenec, věk 1, 5, 10 a 15 let a dospělý pacient. V modelu je možno specifikovat tři základní druhy tkání: plíce, kost a měkké tkáně. Druh tkáně označován jako měkká je použitý pro všechny ostatní orgány kromě plic a kostí. V některých případech byly provedeny malé změny polohy daného orgánu, aby se zabránilo vzájemnému překrývání se s jinými orgány.

V hlavním menu uživatelského prostředí programu BodyBuilder, obrázek 10, je možné nastavit základní parametry pro simulaci. V první kolonce pro výběr pohlaví fantomu lze nastavit modelování muže, ženy, hermafrodita, pohlaví neutrální, a dále ženu ve 3., 6. a 9. měsíci těhotenství. Volba pohlaví přiřazuje vhodné pohlavně specifické orgány. Žádné pohlavně specifické orgány nejsou zahrnuty v neutrálním modelu, a obojí (mužské a ženské orgány) mohou být zahrnuty v hermafroditním modelu, [10].

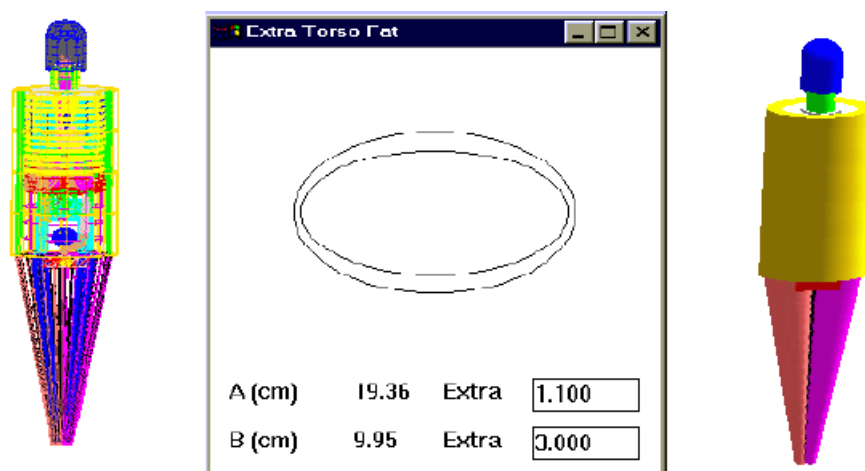


Obrázek 10: Hlavní okno programu BodyBuilder.

Věk pacienta je možno nastavit posuvníkem, nebo přímo zadat hodnotu do vyhrazeného pole. Při nastavení hmotnosti a výšky pacienta jsou tyto hodnoty ovlivněny nastavením věku pacienta a není možné je zadávat přímo. Hodnoty jsou aktualizovány podle výchozího nastavení modelu. Při změně věku se automaticky změní hodnoty výšky pacienta

⁵THE ORNL MATHEMATICAL PHANTOM SERIES - K.F. Eckerman, M. Cristy, and J.C. Ryman [4]

a hodnota hmotnosti závisí na orgánech zahrnutých do modelu, popřípadě na přidavném tukovém torzu, obrázek 11, které je možné dodatečně v modelu zvolit. Hmotnost je možné udávat v jednotkách kilogram, gram nebo libra.



Obrázek 11: Standardní fantom, volba tukového torza a fantom s tukovým torzem.

Při modelování fantomů je možné pro přesnější simulaci pacienta volit i polohu, ve které se pacient nachází, obrázek 12. Na výběr je: poloha ve stoje, poloha v sedě a poloha v sedě s nataženými dolními končetinami (poloha nohy nahoře). Při volbě polohy v sedě a nohy nahoře není možné modelovat ženu v 6. a 9. měsíci těhotenství, neboť by dolní končetiny zasahovaly do břicha. Program BodyBuilder slouží pouze k modelování geometrie fantomu. Vizualní podobu fantomu je možno získat např. s programem Sabrina, [10].



Obrázek 12: Polohy fantomu.

Při výpočtu efektivní dávky, kdy je fantom získán pomocí programu BodyBuilder bude simulace jistě přesnější, jelikož je možné nastavit fantom daleko detailněji než v

programu PCXMC (viz. níže). Program PCXMC neumožňuje modelování těhotné ženy, přidání tukového torza a rovněž není možné měnit polohu pacienta. V programu BodyBuilder je možné rozlišit pohlaví fantomu, kdežto v programu PCXMC je použitý fantom vždy hermafroditní. Tento postup stanovení efektivní dávky je vhodný především pro ne-standardního pacienta.

5.2 Sabrina

Sabrina je interaktivní, trojrozměrný, geometrický, modelovací a kódovací systém, který se používá především s programem MCNP a BodyBuilder. Program Sabrina zahrnuje vytvoření představy a ověření pravdivosti prostorové geometrie. Sabrina vytváří 3D obrázky, které umožňují vizuální ověření modelu. Uživatel může vytvářet model buďto pomocí konstruktivní geometrie a nebo geometrie hraniční (BR). Reprezentace modelů pomocí konstruktivní geometrie těles (Constructive Solid Geometry - CSG) je založena na analytickém popisu těles jejich objemem, tj. podmnožinou trojrozměrného prostoru ležícího uvnitř tělesa. V literatuře se lze občas setkat s tvrzením, že konstruktivní geometrie těles patří mezi metody popisující hranici těles. To však není zcela přesné, protože v CSG můžeme pro libovolný bod jednoduše zjistit, zda leží uvnitř či vně těles.

Modely popsané pomocí CSG metody je možné převést na geometrii hraniční (BR), kterou lze použít (přečíst) v programu MCNP. Při použití BR jsou modely více explicitně (přímo vyjádřené, otevřené, jasné, zřetelné) reprezentovány než CSG. Objekt je reprezentován jako složitá struktura dat, která poskytuje informace o každé ploše, hraně a vrcholu objektu a ty jsou pak spojeny dohromady. Použití Sabriny snižuje vynaložené úsilí potřebné ke konstrukci, úpravě a ověření složitých trojrozměrných modelů.

Dále je zde k dispozici simulační režim rentgenového paprsku a v Sabrině mohou být zobrazeny dráhy jednotlivých částic podle výpočtu programu MCNP. Sabrina může uložit výpis geometrie modelu pro pozdější použití. Geometrie může být napsána v podobě vstupu pro program MCNP, [18].

5.3 MCNP

Jedním z dalších programů využívajících metodu MC je mezinárodně rozšířený a ověřený výpočetní kód Monte Carlo N-particle Transport Code (zkratka MCNP). Kód MCNP je použitelný pro většinu druhů výpočtů v jaderných reaktorech např. kritičnosti, hustoty toku neutronů, dozimetrické výpočty, simulace ozařování pacientů. Obrovskou výhodou MCNP je možnost zadání velmi detailní geometrie systému. Významnou nevýhodou, stejně jako u všech MC programů, je časová náročnost výpočtu. MCNP je univerzální kód který může být použitý pro neutronové, fotonové, elektronové záření. Specifické oblasti použití zahrnují radiační ochranu, dozimetrii, stínění proti záření, prozařování, lékařskou fyziku, nukleární bezpečnost, [26].

Jako vstup pro simulaci v MCNP slouží výstup programu BodyBuilder, čili namodelovaná geometrie fantomu. V programu MCNP tedy dojde k simulaci interakce záření s hmotou a výsledkem simulace je např. efektivní dávka obdržená pacientem při interakci

rentgenového záření s tělem pacienta.

5.4 PCXMC

PCXMC je program využívající metodu Monte Carlo pro výpočet orgánových dávek a efektivní dávky při lékařském rentgenovém ozáření. Orgány a tkáně, které jsou zahrnuty do výpočtu: červená kostní dřev, nadledvinky, mozek, prsní žláza, horní a dolní část tlustého střeva, dýchací cesty, žlučník, srdce, ledviny, játra, plíce, lymfatické uzliny, svalovina, jícn, ústní dutina, vaječníky, prostata, slinivka břišní, slinné žlázy, kostra, kůže, tenké střevo, slezina, žaludek, varlata, brzlík, štítná žláza, močový měchýř, děloha.

Program provádí výpočet efektivní dávky jak pomocí hodnot váhových tkáňových faktorů podle Doporučení ICRP 60, tak podle Doporučení ICRP 103 (2007). Anatomie modelu je založena na metamatickém hermafroditním fantomu popsaném Cristym a Eckermanem (1987)⁵, který popisuje pacienty v šesti věkových kategoriích: novorozenec, věk 1, 5, 10 a 15 let a dospělý pacient, [12].

Údaje, které je třeba znát pro výpočet efektivní dávky pro konkrétního pacienta:

- výška, hmotnost, pohlaví pacienta (popřípadě věk)
- vzdálenost ohnisko - kůže [cm] a velikost vyšetřovaného pole na pacientovi [$cm \cdot cm$], nebo vzdálenost ohnisko - film a velikost pole na filmu, vzdálenost film - povrch stolu a tloušťka pacienta
- použití expozičního automatu ano / ne
- indikované napětí rentgenky [kV]
- součin anodového proudu a expozičního času [$mA \cdot s$], můžeme volit i veličinu dopadající kerma [mGy] nebo součin kermy a plochy [$mGy \cdot cm^2$]
- popis vyšetření – vyšetřovaný orgán
- projekce (předozadní, zadopřední, bočná, atd.)
- celková filtrace [$mmAl$], popř. přídatná filtrace
- vykrytí nevyšetřovaných částí těla

Detailnější postup práce s programem a zobrazení všech oken při výpočtu dávek bude uveden v následující kapitole jako ukázka provedení konkrétního příkladu.

Výše uvedený text slouží jako stručný úvod do problematiky programových prostředí pro radiační fyziku. Práce s těmito nástroji pro uvedený typ výpočtů a modelování již vyžaduje značnou míru specializace (správná interpretace a statistické vyhodnocení výsledků výpočtů vyžaduje dobré znalosti a zkušenosti) jak v radiační fyzice tak znalost principu funkce programových prostředků.

⁵THE ORNL MATHEMATICAL PHANTOM SERIES - K.F. Eckerman, M. Cristy, and J.C. Ryman [4]

Pro výpočet efektivní dávky je tedy možné použít buď samostatně program PCXMC, který zahrnuje jak fantom, tak simulaci zdroje záření a nastavení parametrů záření, nebo kombinaci programů BodyBuilder a MCNP, kde v programu BodyBuilder namodelujeme konkrétní fantom a v programu MCNP vypočítáme příslušné dávky.

6 Výpočet efektivní dávky a diagnostické referenční úrovně

Prakticky na žádném zdravotnickém pracovišti pacient nezjistí, jakou efektivní dávku při daném vyšetření obdržel. Vzhledem k tomu, že efektivní dávka získaná z rentgenového ozáření přispívá k celkové dávce obyvatelstva společně s ozářeními z přírodního pozadí největší mírou, je vcelku důležité mít alespoň přehled o tom, jakých hodnot efektivní dávky při rentgenovém vyšetření dosahují. Lékařské ozáření není limitováno a pro ozáření pacienta není stanoven žádný limit. Limit ozáření jiných osob než pracovníků se vztahuje pouze na nelékařské ozáření. V případě zdravotnického personálu každý pracovník, který přichází do styku s ionizujícím zářením, musí být monitorován pomocí tzv. osobních dozimetřů. Osobní dozimetry jsou nošeny na referenčním místě, tj. na levé straně hrudníku, na povrchu oděvu. Nastávají-li situace, kdy mohou být výrazně ozářeny jiné části těla, je nutno pracovníka vybavit přídatným dozimetrem (např. prstovým při vyšší radiační zátěži rukou).

Způsobů zjištění hodnoty efektivní dávky při konkrétním vyšetření je několik. Je možné použít některý z programů speciálně určených pro výpočet efektivní dávky, nebo simulaci interakce ionizujícího záření s hmotou (PCXMC, MCNPX, BodyBuilder, Xcomp), nebo získat hodnotu efektivní dávky výpočtem z dávek pro standardizovaná vyšetření uvedených v příloze A.1 Věstníku Ministerstva zdravotnictví ČR.

6.1 Stanovení typické hodnoty efektivní dávky pro standardizovaná vyšetření pomocí tabulek uvedených ve Věstníku MZČR

Pracoviště, která nemají k dispozici program PCXMC nebo jiný vhodný program, použijí pro výpočet efektivní dávky pro skiaskopická vyšetření tabulky v příloze A.1 Věstníku MZČR spolu s parametry vyšetření. Tyto tabulky se použijí pro vyšetření GIT – hltan + jícn, GIT – žaludek, enteroklýza, irrigoskopie a pro intravenózní urografii. V tabulkách jsou uvedeny hodnoty normalizovaných efektivních dávek pro jednotlivé projekce použité při daném vyšetření. Efektivní dávka je normalizovaná k **dopadající kermě** $K_i = 1mGy$ a k **součinu kermy a plochy** $P_{KA} = 1mGy \cdot cm^2$. Pro výpočet efektivní dávky pro danou projekci resp. skiaskopickou sekvenci se tedy normalizované hodnoty efektivní dávky z tabulky vynásobí hodnotou dopadající kermy nebo hodnotou součinu kermy a plochy pro tuto projekci. Při výpočtu celkové efektivní dávky z vyšetření se sečtou takto získané efektivní dávky pro jednotlivé projekce, tvořící celé vyšetření. V tabulkách jsou hodnoty normalizované efektivní dávky spočítané pro krajní hodnoty klinicky používaného rozsahu napětí rentgenky při daném vyšetření. Pro konkrétní hodnotu napětí rentgenky se použije normalizovaná efektivní dávka získaná lineární interpolací hodnot uvedených v příslušné tabulce, [13].

6.2 Výpočet efektivní dávky pro vybraná skiaskopická vyšetření

Hlavním cílem práce je vytvořit tabulku vypočtených hodnot efektivních dávek pro vybraná skiaskopická vyšetření. Výpočet byl proveden pro dvě typická skiaskopická vyšetření: skiaskopii ledvin (vylučovací urografii) a pro skiaskopii tlustého střeva s kontrastní látkou (irrigografií). Data pro výpočty byla získána ve FN v Bohunicích a pro výpočet dávek byl použit program PCXMC. Rentgenové snímky vzniklé při těchto vyšetřovacích metodách jsou na obrázku 13, [17].



Obrázek 13: Urogram (vlevo), dvojkontrastní irrigografie (vpravo).

6.2.1 Vylučovací urografie

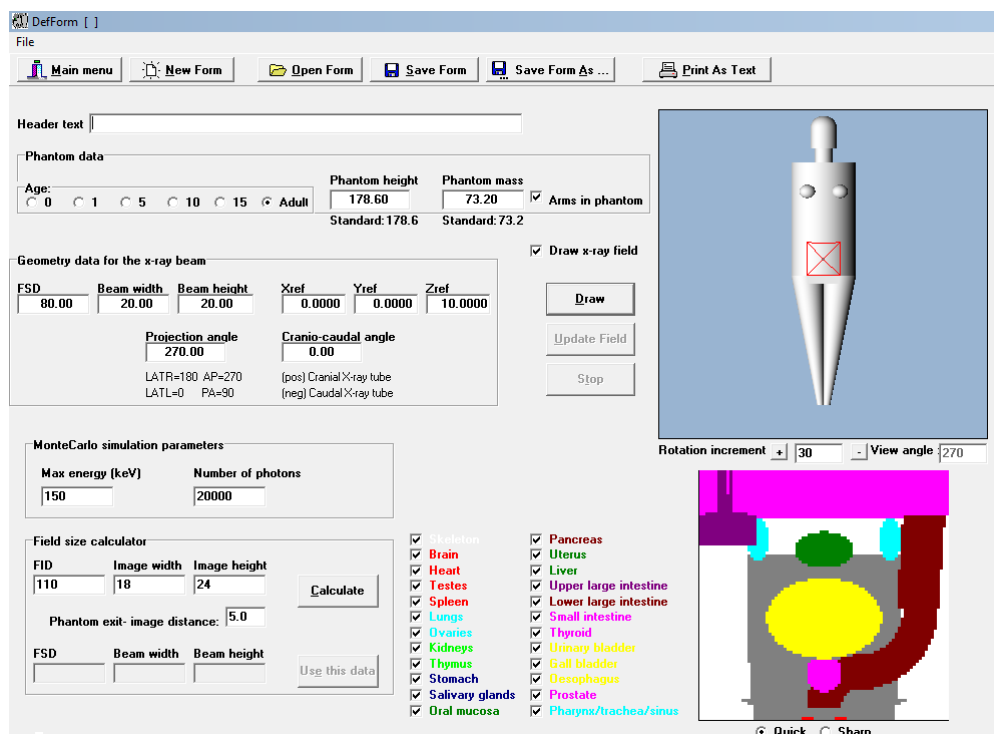
Vylučovací urografie (intravenózní urografie - IVU) je rentgenové kontrastní vyšetření ledvin, které umožní zobrazit ledviny a zejména močové cesty. Kontrastní látka se podává do žíly a vylučuje se ledvinami, které se v různých intervalech snímají. Uplatňuje se při vyšetřování močových kaménků, zánětů nebo nádorů, [14].

Pro výpočet bylo vybráno 10 pacientů s hmotností okolo 70 kg (skupina pacientů pro výpočet DRÚ, viz. níže), kteří byli snímáni po různě dlouhou dobu a při odlišném nastavení napětí rentgenky nebo anodového proudu. Skiaskopické vyšetření této skupiny pacientů bylo provedeno na přístroji Siremobil 4N firmy Siemens při vzdálenostech: ohnisko – zesilovač 100 cm, stůl – kazeta 10 cm a poloměrem zesilovače 23 cm. Naším úkolem je vypočítat efektivní dávku, kterou jednotliví pacienti obdrželi a zjistit hodnotu plošné kermy pro další výpočet DRÚ. Protože program PCXMC neumožňuje simulovat složitá skiaskopická vyšetření, pro jednoduchost výpočtu budeme předpokládat pouze jednu projekci při vyšetření. Postup při výpočtu dávek v programu PCXMC je následující:

a) Zadání vstupních údajů

Při spuštění programu a výběru první položky *Examination data* se zobrazí hlavní okno programu (obrázek 14). Do kolonky *Header text* je možné si pro lepší orientaci v uložených datech poznačit např. pořadové číslo pacienta, název vyšetřované části která byla snímána nebo zkratku projekce ve které bylo vyšetření provedeno. Dále

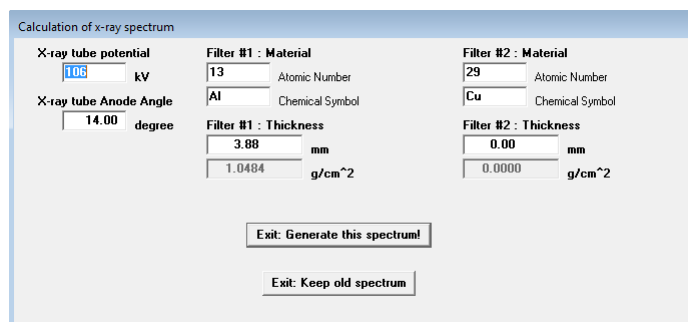
zadáme údaje o pacientovi: věk, výška, váha. Pro volbu projekce zadáváme do kolonky *Projection angle* číselnou hodnotu podle legendy. Následně uvedeme hodnoty *FID* (vzdálenost ohnisko – zesilovač) a *Phantom exit – image distance* (vzdálenost stůl – kazeta). Při zadání rozměrů kazety (nebo plochy zesilovače), na kterou obraz snímáme (*Image width* a *Image height*) program provede přepočítání na rozměry ozářené části na pacientovi. Po zadání všech hodnot vybereme na fantomu příslušnou ozařovanou část těla a údaje uložíme.



Obrázek 14: Hlavní okno programu PCXMC.

b) Výpočet dávky

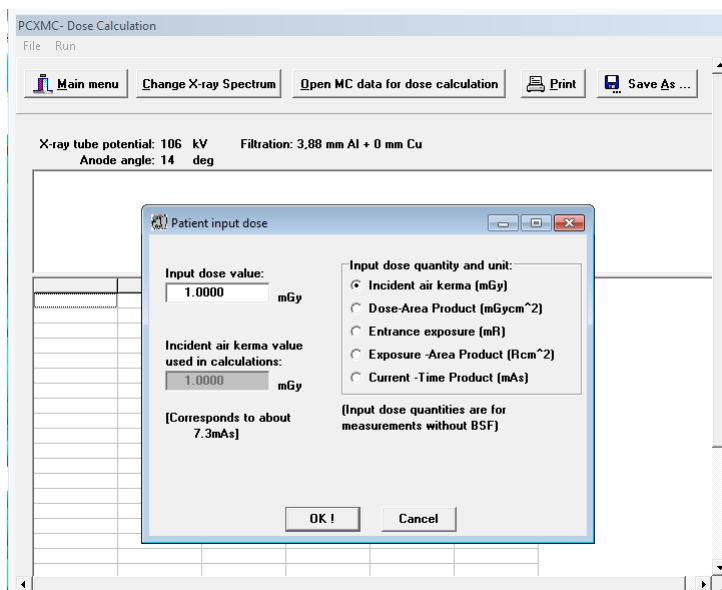
Po provedení simulace fantomu s námi navolenými parametry a po otevření okna *Compute dose* zvolíme položku *Change x-ray spectrum*, obrázek 15, pro nadefinování napětí rentgenky a celkové filtrace, která je specifická pro každý přístroj a je uvedena v protokolu ZDS (viz. Příloha č. 3).



Obrázek 15: Nastavení spektra rtg záření.

Pro samotný výpočet hodnoty efektivní dávky konkrétního pacienta je potřeba otevřít soubor nasimulovaných parametrů fantomu a zvolit vstupní hodnotu výpočtu, obrázek 16. Možnosti při výběru vstupní hodnoty jsou:

- expozice mR
- součin expozice a plochy $R \cdot cm^2$
- vstupní povrchová kerma mGy
- součin kermy a plochy $mGy \cdot cm^2$
- součin expozičního času a anodového proudu mAs



Obrázek 16: Výběr vstupní hodnoty pro výpočet.

c) Výsledky

Po provedení výpočtu dávek se zobrazí výsledkové okno, obrázek 17. U jednotlivých orgánů je uvedena absorbovaná orgánová dávka v mGy . Po vynásobení těchto dávek váhovým tkáňovým faktorem každého orgánu a součtu všech takto získaných hodnot bychom měli získat hodnotu celkové efektivní dávky pacienta při konkrétním vyšetření. Hodnota efektivní dávky je zobrazena jak pro hodnoty váhových tkáňových faktorů podle Doporučení ICRP 60 i ICRP 103, takže máme možnost posoudit, jaký vliv měla změna hodnot tkáňových faktorů na hodnotu celkové efektivní dávky při konkrétním vyšetření. Jako vstupní hodnotu jsme volili součin expozičního času a anodového proudu. Při zadávání hodnot program provádí přepočty na další možné vstupní hodnoty a takto jsme získali hodnotu součinu kermy a plochy pro jednotlivá vyšetření, která je potřebná pro výpočet diagnostické referenční úrovně. Výsledné hodnoty efektivních dávek a součinu kermy a plochy jsou uvedeny v Příloze č. 1.

Organs	Dose (mSv)	Error (%)	Organs	Dose (mSv)	Error (%)
Active bone marrow	0,058722	1,0	[Scapulae]	0,013191	10,5
Adrenals	0,198598	9,5	[Clavicles]	0,004172	33,8
Brain	0,000010	99,9	[Ribs]	0,533692	1,3
Breasts	0,014354	8,6	[Upper arm bones]	0,005113	11,0
Colon [Large intestine]	0,314519	1,4	[Middle arm bones]	0,024174	6,0
[Upper large intestine]	0,525580	1,4	[Lower arm bones]	0,024477	7,0
[Lower large intestine]	0,035331	6,2	[Pelvis]	0,050043	4,7
Extrathoracic airways	0,000000	NA	[Upper leg bones]	0,000558	26,8
Gall bladder	1,447985	2,0	[Middle leg bones]	0,000059	66,3
Heart	0,087078	3,1	[Lower leg bones]	0,000000	NA
Kidneys	0,190458	2,3	Skin	0,087181	1,0
Liver	0,595882	0,7	Small intestine	0,246563	1,1
Lungs	0,038111	2,5	Spleen	0,124455	3,4
Lymph nodes	0,349391	1,1	Stomach	0,941676	1,8
Muscle	0,110783	0,2	Testicles	0,000194	99,7
Oesophagus	0,160899	7,2	Thymus	0,004426	44,1
Oral mucosa	0,000248	71,7	Thyroid	0,000001	100,0
Ovaries	0,020905	25,1	Urinary bladder	0,006245	19,8
Pancreas	0,640218	2,2	Uterus	0,032237	9,7
Prostate	0,002716	66,5			
Salivary glands	0,000195	99,9	Average dose in total body	0,121277	0,1
Skeleton	0,083648	1,0	Effective dose ICRP60 (mSv)	0,210644	1,1
[Skull]	0,000277	32,8	Effective dose ICRP103 (mSv)	0,228709	1,0
[Upper Spine]	0,000548	39,6			
[Middle Spine]	0,120820	2,7			
[Lower Spine]	0,451733	2,0	Abs. energy fraction (%)	75,135281	

Obrázek 17: Výsledkové okno programu PCXMC.

6.2.2 Irrigografie

Irrigografie je rentgenové kontrastní vyšetření tlustého střeva. Po vyčištění tlustého střeva se podá per rectum kontrastní látka (baryová suspenze), někdy společně se vzduchem (dvojkontrastní vyšetření). Užívá se zejména k diagnóze zánětů a nádorů tlustého střeva, [9], [14].

Pro výpočet efektivní dávky a diagnostické referenční úrovně byla opět zvolena skupina 10-ti pacientů s hmotností okolo 70 kg. Při vyšetření byli pacienti skiaskopováni a při průběhu snímání se měnila projekce. Zároveň v jednotlivých projekcích se pro doplnění vyšetření pořizovaly skiagrafičké snímky s různým počtem expozičních a s odlišnými hodnotami napětí rentgenky. Pro získání celkové efektivní dávky, kterou pacient obdržel je nutno vypočítat součet efektivních dávek při jednotlivých projekcích jak skiaskopických, tak skiagrafičkých. Skiaskopickou část snímání jsme rozdělili do sledu skiagrafičkých projekcí ve stejném poměru počtu expozičních jako u skiagrafičké části. Vyšetření proběhlo na přístroji Siregraph D2 s následujícím nastavením: vzdálenost ohnisko – kazeta 115 cm, vzdálenost stůl – kazeta 10 cm, celková filtrace je uvedena v protokolu ZDS (viz. Příloha č. 4).

Postup výpočtu byl obdobný jako při vyšetření ledvin, s tím rozdílem, že jako vstupní hodnotu u irrigografie jsme volili součin kermy a plochy, což je hodnota naměřena KAP metrem ⁶, který je součástí přístroje. Výsledky výpočtu efektivních dávek a diagnostické referenční úrovně jsou uvedeny v Příloze č. 2.

⁶Kerma Area Product Meter - měří celkovou dávku při rentgenových vyšetřeních, je připojen k ionizační komoře umístěné kolmo do svazku záření

6.3 Diagnostické referenční úrovně

Diagnostické referenční úrovně jsou úrovněmi dávek popřípadě úrovněmi aplikované aktivity používané při diagnostických postupech v rámci lékařského ozáření, jejichž překročení se při vyšetření dospělého pacienta o hmotnosti 70 kg při použití standardních postupů a správné praxe neočekává. Soustavné překračování diagnostických referenčních úrovní v rutinní klinické praxi vyžaduje, aby zdravotnické zařízení prošetřilo podmínky lékařského ozáření a v případě, že radiační ochrana není optimalizována, provedlo nápravu. Z této definice je zřejmé, že diagnostická referenční úroveň je speciální případ obecně definované vyšetřovací úrovně, tedy ji nelze považovat za limit.

Pro pracoviště, jejichž dávky jsou systematicky nižší než národní diagnostické referenční úrovně, je možno v rámci optimalizace zavést tzv. místní diagnostické referenční úrovně (MDRÚ). Tyto MDRÚ slouží k další redukci dávek v rámci zdravotnického zařízení. Stanovením MDRÚ je pak možné v rámci zdravotnického zařízení identifikovat ta pracoviště (kliniky, vyšetřovny), která nejsou schopna pracovat na úrovni místního standardu; na těchto pracovištích je třeba provést po prošetření příčin další optimalizaci nebo vyšší dávky zdůvodnit, [13].

6.3.1 Veličiny pro vyjadřování diagnostických referenčních úrovní

Aby místní diagnostické referenční úrovně bylo možné na pracovišti stanovit a mohly tak sloužit k rychlému hodnocení dávek pacientů na pracovišti, musí být stanoveny ve veličinách, které lze na pracovišti lehce změřit nebo vypočítat a které mají zároveň vztah (přímý nebo nepřímý) k riziku z ozáření. V tabulce 6, [13], je uveden přehled veličin navržených pro stanovování DRÚ (národních i místních) v České republice včetně způsobu jejich stanovení pro jednotlivé zobrazovací modalita.

Tabulka 6: Přehled veličin pro stanovení DRÚ.

Název veličiny	Jednotka	Zobrazovací modalita
Vstupní povrchová kerma	$K_e(Gy)$	Obecná skiografie
Dopadající kerma	$K_i(Gy)$	Zubní intraorální skiografie
Součin kermy a plochy	$P_{KA}(Gy \cdot m^2)$	Obecná skiografie, skioskopie
Součin kermy a délky	$P_{KL}(Gy \cdot m)$	Zubní panoramatická skiografie
Součin kermy a délky pro CT	$P_{KL,CT}(Gy \cdot m)$	Výpočetní tomografie
Vážený kermový index	$C_w(Gy)$	Výpočetní tomografie

Z tabulky vyplývá, že pro stanovení DRÚ u skiaskopických zobrazovacích systémů se používá vstupní veličina pro výpočet součin kermy a plochy. Součin kermy a plochy je integrál kermy přes plochu svazku v rovině kolmé k centrální ose svazku:

$$P_{KA} = \int K(x, y) dx dy, \quad (6.1)$$

Lze-li zanedbat mimoohniskové záření, zeslabení záření ve vzduchu a zpětně rozptýlené záření, je hodnota součinu kermy a plochy nezávislá na vzdálenosti od ohniska. Pro jednotlivé typy skiagrafičtých a skiaskopických vyšetření se P_{KA} získá z provozních deníků pracovišť vybavených KAP metrem. Pro stanovení DRÚ je třeba uvažovat hodnoty P_{KA} pouze z vyšetření pacientů, kteří odpovídají standardnímu pacientovi, [13].

6.3.2 Metoda stanovení a revize místních diagnostických referenčních úrovní

Hodnoty dávek jednotlivých pacientů změřených nebo vypočítaných podle výše uvedeného postupu slouží dále ke stanovení střední dávky na pracovištích, vyšetřovnách. Místní diagnostické referenční úrovně se stanovují z těchto středních dávek. Vzhledem k tomu, že DRÚ slouží k identifikaci pracovišť s nevhodným zařízením nebo vyšetřovací technikou, musí být odstraněn vliv pacienta na variabilitu dávek. Za reprezentativní vzorek pacientů ke stanovení střední dávky na daném pracovišti ve skiografii, skiaskopii, výpočetní tomografii a v nukleární medicíně považuje:

- alespoň 10 dospělých pacientů
- průměrná hmotnost dospělého pacienta (muži i ženy) je blízká 70 kg
- pacienti lišící se od 70 kg o více než 20 kg jsou vždy vyloučeni
- pacienti lišící se od 70 kg o více než 10 kg mají být vyloučeni pro frekventovaná vyšetření

Střední dávka se počítá jako aritmetický průměr z hodnot dávek jednotlivých pacientů. MDRÚ se stanovuje jako aritmetický průměr distribuce středních dávek z jednotlivých vyšetřoven. Kontrola, zda střední dávky vyhovují MDRÚ se děje na úrovni vyšetřovny, přístroje anebo lékařů, ale nikdy ne na úrovni individuálního pacienta. Při výběru vyšetření, pro která má být na pracovišti stanovena MDRÚ, a také při stanovení hodnot MDRÚ se lze zpočátku řídit národními diagnostickými referenčními úrovněmi (NDRÚ). Poté se zvolená vyšetření a hodnoty upraví na základě každoroční analýzy dávek a potřeb zdravotnického zařízení, [13].

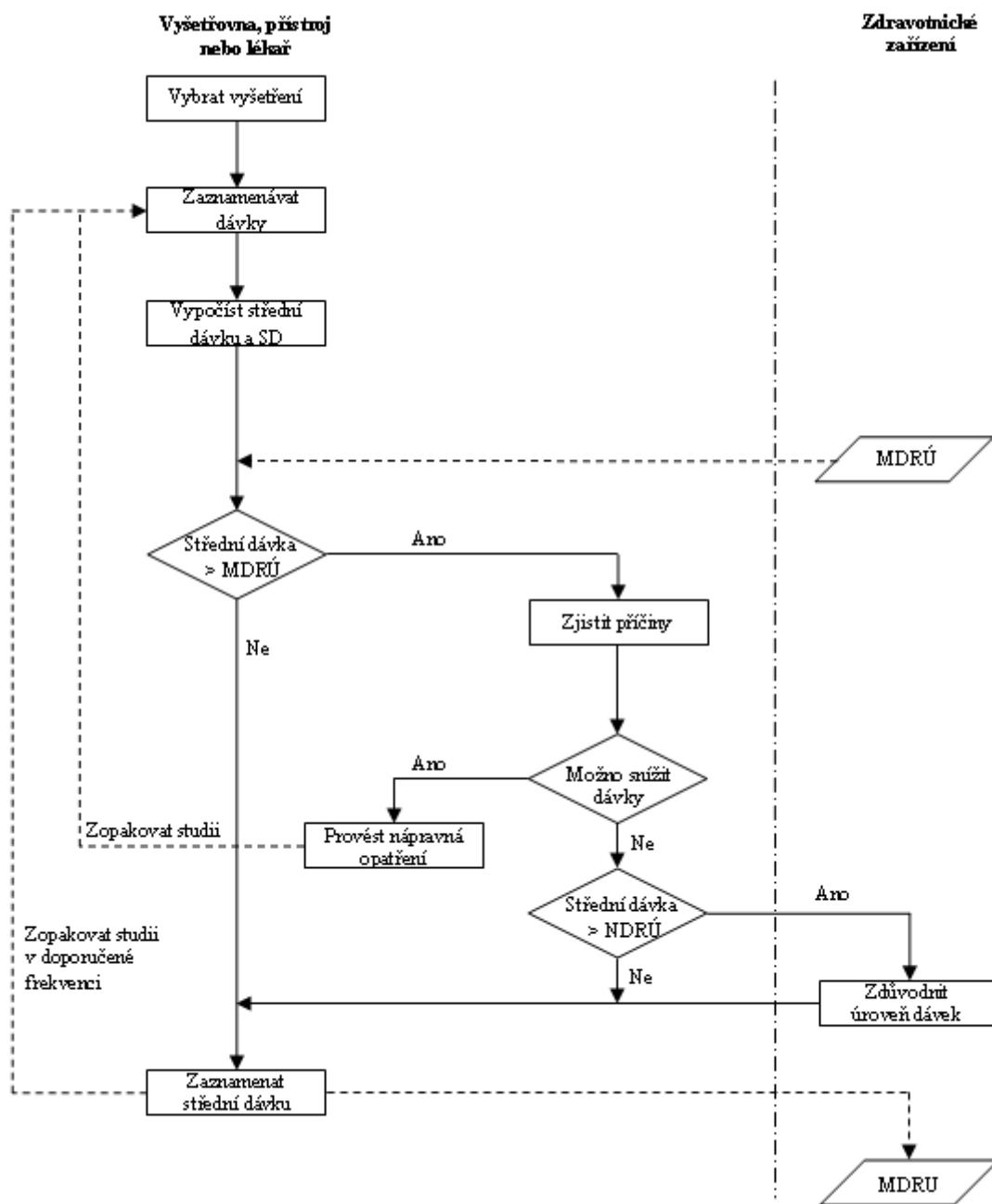
6.3.3 Hodnocení dávek pacientů pomocí MDRÚ

Jsou-li ve zdravotnickém zařízení stanoveny místní diagnostické referenční úrovně, jednotlivá pracoviště zdravotnického zařízení hodnotí dávky pacientů srovnáním svých středních dávek s MDRÚ. Na rozdíl od stanovení MDRÚ se v tomto případě děje většina akcí na úrovni vyšetřovny, vyšetřovacích postupů a personálu. Pro vybrané typy vyšetření se porovná střední dávka (aritmetický průměr) na vyšetřovně s MDRÚ kvůli identifikaci neobvykle vysokých dávek v rámci zdravotnického zařízení. Jako významně vyšší než MDRÚ se střední dávka považuje v případě, že rozdíl střední dávky a MDRÚ je větší než dvě směrodatné odchylky střední hodnoty. Způsob kontroly souladu dávek na vyšetřovně s MDRÚ je uveden na obrázku 18, [13].

6.3.4 Výpočet diagnostické referenční úrovně

Data získaná ve FN Bohunice jsou použitelná pro výpočet diagnostické referenční úrovně pro oba zobrazovací systémy, na kterých bylo vyšetření provedeno, neboť skupina 10 pacientů odpovídá hmotností reprezentativnímu vzorku pro výpočet. Při vyšetření ledvin je možno hodnotu KAP (součin kerry plochy) získat dvojím způsobem. Při zadávání vstupní hodnoty je možné volit součin proudu a expozičního času a jako KAP použít hodnotu, kterou program PCXMC vypočítá, nebo rovněž při zadávání součinu proudu a času program vypočítá hodnotu vstupní povrchové kerry $K_e(Gy)$, jejímž vynásobením velikostí ozářeného pole na pacientovi získáme opět hodnotu součinu kerry a plochy. U irrigografie byly hodnoty KAP přímo měřeny KAP metrem při vyšetřování a nebylo tedy

nutné se jejich výpočtem zabývat. Hodnotu DRŮ pro jednotlivé zobrazovací systémy jsme získali vypočtením průměrné hodnoty KAP ze všech projekcí všech pacientů. Výsledné hodnoty jsou uvedeny v příloze v tabulkách 1 a 2 a jsou označeny červeně.



Obrázek 18: Vývojový diagram hodnocení dávek pacientů pomocí srovnání středních dávek na vyšetřovně s MDRŮ.

Závěr

Cílem bakalářské práce bylo prostudovat teorii ionizujícího záření, zvláště záření rentgenového a jeho interakce s hmotou. V práci je obsažen popis vzniku rentgenového obrazu jak při technikách skiaskopie, tak skiografie. Celý teoretický úvod je doplněn o výčet veličin a jednotek používaných v radiační fyzice pro hodnocení rizika při interakci ionizujícího záření s organismem. Větší důraz je kladen na veličinu efektivní dávka, jejímž výpočtem a způsoby hodnocení se zabývá druhá část práce. Pro uvedení do problematiky programových prostředí využívaných při výpočtu patientských dávek je v práci zahrnut stručný přehled několika softwarů užívaných v radiační fyzice. Detailnější popis a ukázka postupu při výpočtu patientských dávek je uveden u programu PCXMC, který byl použit pro praktický výpočet efektivních dávek pacientů. Výstupem celé práce je tabulka vypočtených hodnot efektivních dávek zahrnující parametry pacientů i samotného rentgenového záření, které bylo použito při konkrétním vyšetření. Veškerá data pro výpočty byla získána ve FN Bohunice v Brně a přístup k programovým prostředím pro výpočty umožnila firma VF, a.s. v Černé Hoře.

Po uvedení nezbytné teorie ionizujícího záření je pozornost věnována především praktickému výpočtu hodnot efektivních dávek a diagnostických referenčních úrovní. Výpočet efektivní dávky byl proveden pro dvě typická skiaskopická vyšetření: irrigografii a vylučovací urografii a vyšetření probíhala na různých typech přístrojů. Jako vstupní hodnoty simulace (hmotnost a výška pacienta, druh projekce, nastavení rentgenky atd.) byly použity hodnoty uvedené v příloze 1 a 2. Při výpočtu bylo též nutné zadat celkovou filtraci použitou v konkrétním přístroji, jejíž hodnota je uvedena v protokolu zkoušek dlouhodobé stability (přílohy 3 a 4). Přesný postup při výpočtu efektivních dávek je uveden v kapitole 6.2. a tento postup byl pro oba typy vyšetření stejný. Pro vylučovací urografii bylo provedeno 10 výpočtů a tím se každému pacientovi přidělila efektivní dávka, kterou obdržel při vyšetření. Při výpočtu efektivní dávky pro irrigografii byla situace složitější, neboť celé vyšetření bylo kombinací skiografie a skiaskopie a snímání se provádělo ve čtyřech různých projekcích. Bylo tedy nutné celkovou hodnotu součinu kermy a plochy pro skiaskopickou část rozdělit prakticky do sledu skiagrafičeských sekvencí ve stejném poměru k počtu expozic jako u skiagrafičeské části. Praktický důsledek rozdělení jedné skiaskopické sekvence na sled skiagrafičeských spočívá v tom, že při různých projekcích jsou ozařovány jiné části těla, jiné orgány a výsledné hodnoty efektivních dávek se liší. Při výpočtu efektivní dávky u irrigografie bylo tedy provedeno 80 výpočtů a celková efektivní dávka připadající na jednoho pacienta byla získána sečtením dílčích efektivních dávek při jednotlivých projekcích. Výsledky výpočtů jsou uvedeny v příloze 1 a 2. V tabulkách je rovněž uvedena hodnota diagnostické referenční úrovně, která byla získána zprůměrováním hodnot součinu kermy a plochy.

Při rentgenových vyšetřeních prakticky neexistuje žádný stanovený limit, který by určoval jaká hodnota efektivní dávky připadající na jednoho pacienta je optimální. Zřetel je brán pouze na splnění principu optimalizace a principu zdůvodnění. Proto nemáme možnost zjistit, zda námi vypočítané hodnoty efektivní dávky pro jednotlivé pacienty jsou vysoké nebo ne. Není možné vypočtené hodnoty efektivních dávek ani porovnat s obecnými limity pro obyvatelstvo, jelikož se tyto limity na lékařské ozáření nevztahují. Podíl lékařského ozáření z celkového ozáření obyvatel z různých zdrojů je asi 12% a roční průměrná dávka v České republice z lékařského ozáření se v průměru odhaduje okolo 0,6

– 1,0 mSv, [7]. Pro diagnostické referenční úrovně je možné námi vypočítané hodnoty porovnat s hodnotami národních diagnostických referenčních úrovní uvedených v příloze č. 9 vyhlášky Státního úřadu pro jadernou bezpečnost č. 307/2002 Sb. Zde je uvedeno, že diagnostická referenční úroveň pro vylučovací urografii je $40 \text{ Gy} \cdot \text{cm}^2$ a pro irrigografii $60 \text{ Gy} \cdot \text{cm}^2$. Při porovnání s vypočtenými hodnotami zjistíme, že tyto hodnoty stanovené limity nepřekračují, radiační ochrana je tedy optimální a náprava není nutná.

Praktický přínos práce spočívá především v ukázce problematiky výpočtu efektivních dávek při lékařském vyšetření a ověření optimalizace radiační ochrany u rentgenových přístrojů stanovením diagnostické referenční úrovně. Zadání bakalářské práce bylo tímto splněno.

Literatura

- [1] BLAŽEK O. a kolektiv, *Radiologie a nukleární medicína*. 1.vyd., Avicem / Zdravotnické nakladatelství, Praha, 1989. 424 s. ISBN 80-060-89
- [2] ČSN IEC 788, Česká norma, *Lékařská radiologie – Terminologie*. Český normalizační institut, 1997.
- [3] DRASTICH A., *Netelevizní zobrazovací systémy*. Skriptum FEI VUT v Brně, 2001. 174 s.
- [4] ECKERMAN K., CRISTY M., RYMAN J., *The ORNL mathematical phantom series.*, 1996. 33 s.
- [5] HRAZDIRA I., MORNSTEIN V., *Lékařská biofyzika a přístrojová technika*. Neptun, 2001, dotisk 2004. 379 s. ISBN 80-902896-1-4
- [6] CHUDÁČEK Z., *Radiodiagnostika, 1. část*. 1.vyd., Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví BRNO, 1995. 293 s. ISBN 80-7013-114-4
- [7] Kolektiv autorů, *Ochrana při práci se zdroji ionizujícího záření*. Dům techniky Ostava, spol. s.r.o., 2003. 255 s. ISBN 80-02-01529-0
- [8] NAVRÁTIL L., ROSINA J. a kolektiv, *Medicínská biofyzika*. 1.vyd., GRADA Publishing, a.s., 2005. 524 s. ISBN 80-247-1152-4
- [9] NEKULA J., HEŘMAN M., VOMÁČKA J., *Radiologie*. Univerzita Palackého v Olomouci, 2001. 205 s. ISBN 80-244-0259-9
- [10] RIPER K., *BodyBuilder User´s Guide*. Los Almos – USA, 2004. 22 s.
- [11] ROZMAN J. a kolektiv, *Elektronické přístroje v lékařství*. ACADEMIA Praha, 2006. 408 s. ISBN 80-200-1308-3
- [12] STUK – Radiation and Nuclear Safety Authority, *PCXMC 2.0 User´s Guide*. Helsinki – Finland, 2008. 22 s.
- [13] Věstník ministerstva zdravotnictví České Republiky, *Stanovení a hodnocení dávek pacientů při lékařském ozáření v rentgenové diagnostice*. Praha, 2007.
- [14] VOKURKA M., HUGO J. a kolektiv, *Velký lékařský slovník*. MAXDORF, s.r.o., 2007. ISBN 978-80-7345-130-1
- [15] Encyklopedie fyziky.; [online], Poslední revize – nevedeno [cit. 2009-12-12], Dostupné z URL: <http://fyzika.jreichl.com/index.php>
- [16] HUŠÁK V., PTÁČEK J., FÜLÖP M., HEŘMAN M., *Nová doporučení ICRP 103* [online], Poslední revize – nevedeno [cit. 2009-10-11], Dostupné z URL: http://www.dro2008.sk/fileadmin/user_upload/kunden_mount_point/pdf/up/Husak_Budu_mat_nove_odporucania.pdf

- [17] NÁDENÍČEK P., *Skiaskopie* [online], Poslední revize – neuvedeno [cit. 2010-29-04], Dostupné z URL: https://is.muni.cz/auth/el/1411/jaro2009/ARADc/um/ARAD2009_Skiaskopie_anatomie_moznosti_vyuziti_indikace_WEB_PDF.pdf?fakulta=1411;obdobi=4504;studium=261813;kod=ARADc
- [18] RIPER K., *Sabrina* [online], Poslední revize – 2004-09 [cit. 2010-10-05], Dostupné z URL: <http://www.whiterockscience.com/sabrina/sabrina.html>
- [19] Státní úřad pro jadernou bezpečnost.; *Vyhláška č. 307/2002 Sb. o radiační ochraně* [online], Poslední revize – neuvedeno [cit. 2009-28-11], Dostupné z URL: http://www.sujb.cz/docs/Vyhlaska_2002_307_ve_zneni_2005_499_prilohy.pdf
- [20] Státní úřad pro jadernou bezpečnost; *Publikace 103, Doporučení mezinárodní radiologické ochrany*. Praha, 2009. [online], Poslední revize – neuvedeno [cit. 2009-28-11], Dostupné z URL: http://www.sujb.cz/docs/ICRP103_dokument.pdf
- [21] TOMICA V., KREJSA M., GOCÁL J.; *Přípustná únavová trhlina* [online], Poslední revize – neuvedeno [cit. 2010-05-02], Dostupné z URL: <http://www.fast.vsb.cz/shared/uploadedfiles/fast/pdpv35.pdf>
- [22] ULLMAN V. *Astro Nukl Fyzika* [online], Poslední revize – neuvedeno [cit. 2009-14-10], Dostupné z URL: <http://astronuklfyzika.cz/index.htm>
- [23] V.M.K. Vše pto rtg.; *Pojízdné rentgeny IMD Basic* [online], Poslední revize – neuvedeno [cit. 2009-20-12], Dostupné z URL: <http://www.vmk-rtg.cz/rentgeny-pojizdne-imd-basic.htm>
- [24] V.M.K. Vše pto rtg.; *Digitální zobrazovací systémy* [online], Poslední revize – neuvedeno [cit. 2009-21-12], Dostupné z URL: <http://www.vmk-rtg.cz/digi-rtg.htm>
- [25] Wikipedie – otevřená encyklopedie.; [online], Poslední revize 2008-25-09 [cit. 2009-5-12], Dostupné z URL: http://cs.wikipedia.org/wiki/Smrtelná_dávka
- [26] 3. PÓL.; *Umíte (vy)hrát v Monte Carlu?* [online], Poslední revize – 2004-14-11 [cit. 2010-16-05], Dostupné z URL: [http://www.tretipol.cz/300-umite-\(vy\)hrat-v-monte-carlu](http://www.tretipol.cz/300-umite-(vy)hrat-v-monte-carlu)

Příloha č. 1 – Tabulka vypočítaných hodnot efektivních dávek, součinu kerry a plochy a DRÚ při vyšetření ledvin

pacient	výška [cm]	hmotnost [kg]	pohlaví (m,ž)	průměr zesilovače [cm]	napětí [kV]	proud rentgenkou [mA]	skiaskopický čas [s]	součin anodového proudu a času [mAs]	součin kerry a plochy (KAP) [Gy.cm ²]	E* [mSv]
1	163	61	m	23	72	2,7	42	113,4	1,39	0,44215
2	165	62	ž	23	84	4,4	24	105,6	1,83	0,68073
3	174	79	ž	23	106	6,5	30	195,0	5,59	1,95035
4	178	78	ž	23	106	6,5	18	117,0	3,36	1,20670
5	172	64	m	23	83	3,1	48	148,8	2,51	0,89274
6	169	62	m	23	84	4,2	36	151,2	2,62	0,97281
7	173	69	m	23	92	5,7	48	273,6	5,78	2,10671
8	168	72	ž	23	102	6,2	48	297,6	7,86	2,92590
9	184	77	m	23	106	6,5	18	117,0	3,35	1,20333
10	166	79	ž	23	106	6,5	24	156,0	4,47	1,55091

DRÚ**
[Gy.cm²]

průměrné hodnoty	3,88	1,393
------------------	------	-------

* Efektivní dávka

** Diagnostická referenční úroveň

Příloha č. 2 – Tabulka vypočítaných hodnot efektivních dávek, součinu kermu a plochy a DRÚ při irrigografii

	výška [cm]	váha [kg]	pohlaví (m,ž)	projekce			skiografie			skiaskopie				celkový KAP** [Gy.cm ²]	celková E* [mSv]	
							napětí [kV]	součin kermu a plochy [Gy.cm ²]	E* [mSv]	napětí [kV]	součin kermu a plochy [Gy.cm ²]	součin kermu a plochy pro jednotlivé projekce [Gy.cm ²]	E* [mSv]			
1	171	62	ž	1	AP	3	30x20	73	0,481	0,09910	92	26,779	7,30336	1,90957	31,271	6,55844
				2	LAT	1	30x20	85	0,743	0,06702			2,43445	0,24486		
				3	šikmá	5	30x20	82	2,947	0,57099			12,17227	2,68601		
				4	PA	2	24x30	73	0,321	0,04514			4,86891	0,93576		
2	174	80	m	1	AP	3	30x20	82	0,908	0,18248	98	38,472	8,24400	1,99773	47,585	8,92262
				2	LAT	1	30x20	92	1,587	0,13479			2,74800	0,25365		
				3	šikmá	7	30x20	88	5,710	1,02077			19,23600	3,87286		
				4	PA	3	24x30	82	0,908	0,11811			8,24400	1,34224		
3	165	60	ž	1	AP	3	30x20	80	1,261	0,31134	94	52,802	11,31471	3,29185	62,409	13,79020
				2	LAT	1	30x20	89	1,417	0,14107			3,77157	0,40295		
				3	šikmá	8	30x20	87	6,011	1,27234			30,17257	6,93970		
				4	PA	2	35x35	80	0,918	0,12912			7,54314	1,30183		
4	165	66	m	1	AP	3	30x20	82	1,555	0,37873	99	58,751	13,55792	3,98977	69,003	15,54640
				2	LAT	1	30x20	92	1,741	0,16788			4,51931	0,47819		
				3	šikmá	8	30x20	87	6,394	1,28257			36,15446	8,29293		
				4	PA	1	24x30	82	0,562	0,08663			4,51931	0,86970		
5	171	60	m	1	AP	3	30x20	79	0,985	0,23488	92	51,126	12,78150	3,56746	58,157	12,58021
				2	LAT	1	30x20	87	1,359	0,13233			4,26050	0,44603		
				3	šikmá	6	30x20	86	3,915	0,79864			25,56300	5,60676		
				4	PA	2	30x20	79	0,772	0,12486			8,52100	1,66925		

	výška [cm]	váha [kg]	pohlaví (m,ž)	projekce	počet expozic	velikost pole [cmxcm]	skiografie			skiaskopie				celkový KAP** [Gy.cm ²]	celková E* [mSv]	
							napětí [kV]	součin kermy a plochy [Gy.cm ²]	E* [mSv]	napětí [kV]	součin kermy a plochy [Gy.cm ²]	součin kermy a plochy pro jednotlivé projekce [Gy.cm ²]	E* [mSv]			
6	170	77	ž	1	AP	3	30x20	80	1,897	0,38071	97	54,757	12,63623	3,05795	69,429	13,13959
				2	LAT	1	30x20	96	2,892	0,26612			4,21208	0,39259		
				3	šikmá	8	30x20	88	9,251	1,63958			33,69662	6,63324		
				4	PA	1	24x30	80	0,632	0,08043			4,21208	0,68898		
7	161	68	ž	1	AP	4	30x20	83	2,876	0,70507	94	35,201	9,38693	2,61335	53,813	10,56872
				2	LAT	2	30x20	96	5,725	0,56650			4,69347	0,45217		
				3	šikmá	6	30x20	90	7,796	1,59294			14,08040	3,01535		
				4	PA	3	35x17	84	2,215	0,34729			7,04020	1,27607		
8	162	80	m	1	AP	3	30x20	85	1,774	0,38889	101	32,506	8,12650	2,11723	42,153	7,80238
				2	LAT	2	30x20	98	2,539	0,22929			5,41767	0,50829		
				3	šikmá	5	30x20	87	4,151	0,71241			13,54417	2,73296		
				4	PA	2	30x20	85	1,183	0,16656			5,41767	0,94675		
9	159	67	ž	1	AP	4	30x20	78	1,644	0,37585	96	42,577	11,35387	3,23503	55,365	11,19342
				2	LAT	2	30x20	92	4,315	0,41198			5,67693	0,57333		
				3	šikmá	7	30x20	85	5,929	1,13066			19,86927	4,28305		
				4	PA	2	24x30	78	0,900	0,12722			5,67693	1,05632		
10	174	80	m	1	AP	5	30x20	82	3,136	0,63900	96	46,921	15,64033	3,76387	63,756	12,00289
				2	LAT	1	30x24	97	2,497	0,21915			3,12807	0,27077		
				3	šikmá	8	30x20	93	10,510	1,88961			25,02453	4,70938		
				4	PA	1	35x35	82	0,692	0,07762			3,12807	0,43349		

DRÚ***
[Gy.cm²]

průměrné hodnoty

55,294

11,210

* Efektivní dávka

** Kerma Area Product - součin kermy a plochy

*** Diagnostická referenční úroveň

Příloha č. 3 – Protokol ZDS přístroje SIREMOBIL

Ludvík Šmíd, Prokofjeva 19, 623 00 Brno

IČO: 756 88 425

tel.: 736 235 463 e-mail: ludviksmid@volny.cz

PROTOKOL

přejímacích zkoušek a zkoušek dlouhodobé stability

rtg zařízení pro skiagrafické a skiaskopické systémy

Rozhodnutí SÚJB č.j. 9057/2007 ze dne 18.4.2007 platnost: do 31.3.2017

Odpovědný pracovník: Ludvík Šmíd č. povolení SÚJB: 09524/98r3974 platnost: do 9.12.2008

Protokol číslo: **081/08**

přejímací zkouška

výchozí zkouška dlouhodobé stability

zkouška dlouhodobé stability

X

datum měření: **13.8.2008**

datum vystavení: **13.8.2008**

měřil: Ludvík Šmíd

ověřil: RNDr. Vladimír Kryštof

1. PRACOVÍŠTĚ

Identifikace pracoviště:

Název zdravotnického zařízení: **FN Brno Bohunice**

adresa: 639 01 Brno, Jihlavská 20

IČO: 65269705

klinika: operační sály

oddělení: operační sály

budova: monoblok

vyšetřovna: operační sály/1.-2.poschodí

vedoucí lékař: Prof.MUDr.Vlastimil Válek, CSc.

tel.: 532 23 3006

vedoucí radiologický asistent: Dagmar Bočková

tel.: 532 23 3546

radiologický asistent - OP sály: Hana Mikesková

tel.: 532 23 3596

int. číslo: SM 004 09 101

Charakter zařízení

112010 rentgenové zařízení nespecifikované

112011 rentgenové zařízení diagnostické skiagrafické

112013 rentgenové zařízení diagnostické skiagraficko-skiaskopické

112014 rentgenové zařízení diagnostické angio

112016 rentgenové zařízení diagnostické kabinové

10 stacionární

20 pojízdný

zařízení je určeno pro snímkování novorozenců, kojenců a dětí do 3 let

X
ne

ano/ne

X

2. IDENTIFIKACE ZAŘÍZENÍ

typové označení zařízení	výrobce	vyr. číslo	rok výroby
generátor	Siremobil 4N Siemens	05416	1990
kryt rentgenky	Sirephos 106kV/30mA Siemens	05246	1990
rentgenka	SRL 90/10/30 Siemens	277736	1990
ohnisko (velké, malé a jejich deklarované rozměry)	1,3/0,5 mm		
vlastní a celková filtrace	1 / 3 mm Al		
zesilovač obrazu	Sirecon 17S19HD Siemens	01916	1990
televize	Videomed N Siemens	01200	1990

mřížka	r8/N40/fo90 Pb Siemens	$T_R=1,60$ 01100	1990
paměť	Memoskop UM Siemens	01300	1990
multiformátová kamera	Memospot K41 Siemens	01628	1990

2.2 Další části zobrazovacího řetězce

	typ	výrobce	rok výroby/citlivost
kazety (typ, výrobce)			
zesilující fólie (typ, výrobce, citlivost)			
filmy (typ, výrobce)			
vyvolávací automat (typ, výrobce, rok výroby)			
negatoskopy (typ, výrobce, rok výroby)			

3. DOKUMENTY A PODKLADY PRO TESTY *)

prohlášení o shodě s příslušnými normami řady ČSN EN 60601
seznam objednaných přístrojů nebo součástí přístrojů a platný dodací list
provozní specifikace dohodnuté mezi kupujícím a prodávajícím
výsledky zkoušek provedených u výrobce nebo během instalace, včetně položek, které jsou důležité z hlediska jakosti, jako např. jmenovitá hodnota ohniska
záznamy z předchozích zkoušek
návod k použití, včetně návodu pro obsluhu přístroje
podrobnosti o skutečných pracovních podmínkách (v lékařské praxi) a specifikace funkčního rozsahu přístroje
pokyny pro rozsah a četnost údržby (servisu)
seznam technických změn uskutečněných v době mezi uzavřením kontraktu a převjímací zkouškou

*) tento oddíl se hodnotí u zkoušek převjímacích a u výchozí zkoušky dlouhodobé stability kde relevantní

4. ZKUŠEBNÍ PARAMETRY (OVĚŘOVANÉ PARAMETRY A SKUTEČNOSTI)

Skiauskopická zařízení	měřené/ověřované parametry	vyhovuje: ano/ne
6.1 Vizualní a funkční zkoušky	ano	ano
6.2 Napětí rentgenky	ano	ano
6.3 Celková filtrace	ano	ano
6.4 Ohnisko rentgenky	ano	ano
6.5 Funkce automatického řízení expozičního příkonu AERC	ano	ano
6.6 Souhlas mezi polem rtg záření, plochou receptoru obrazu zesilovačů rtg obrazu a displejem obrazu	ano	ano
6.7 Poměr zeslabení materiálu mezi pacientem a receptorem rtg obrazu		
6.8 Kermový příkon ve vzduchu na vstupní rovině zesilovače rtg obrazu pro skiauskopii	ano	ano
6.9 Vstupní kermový příkon ve vzduchu na povrchu fantomu pro skiauskopii se zesilovačem rtg obrazu	ano	ano
6.10 Kerma ve vzduchu na vstupní rovině zesilovače rtg obrazu při pulsním režimu	ano	ano
6.11 Vstupní kerma ve vzduchu na povrchu fantomu při pulsním režimu	ano	ano
6.12 Rozlišení dvojice čar pro skiauskopii se zesilovačem rtg obrazu (s výjimkou digitálních systémů)	ano	ano
6.13 Rozlišení při nízkém kontrastu pro skiauskopii se zesilovačem obrazu (s výjimkou digitálních systémů)	ano	ano
6.14 Indikátor součinnu kerry ve vzduchu a plochy		

Zkušební parametry, značky a jednotky

Měřené veličiny	Značka	Jednotka
Napětí rentgenky	U	kV
Proud rentgenky	I	mA
Zatěžovací čas	T	s,ms
Součin proudu a expozičního času	Q	mAs
Přenosová kerma	K_T	mGy
(Přenosový kermový příkon)	(K'_T)	(mGy/s)
Kerma receptoru rentgenového obrazu ve vzduchu	K_B	mGy
(Kermový příkon ve vzduchu)	(K'_B)	(mGy/s)
Index přenosové kerry	TK_i	(mGy m ²)/mAs
Výstup záření	K_R	mGy/mAs
Poměr zeslabení	T_R	-
Hodnota filtru (ekvivalentní filtrace)	-	mm Al
Rozlišení dvojice čar	R	lp/mm

Nizkokontrastní rozlišení		-
Optická hustota	D	-
Vzdálenost ohnisko-rovina měření	r_T	cm
Vzdálenost ohnisko-receptor obrazu	r_B	cm
Korekční faktor měřicí komůrky, dle metodiky fy Siemens	fk	malá 0,95 velká 0,90
Průměr oblasti ztráty rozlišení ve směru rovnoběžném k ose rtg zářiče	do	mm
Průměr oblasti ztráty rozlišení ve směru kolmém k ose rtg zářiče	dk	mm
Dovolené rozměry ohniska	fo	mm

4.1 Zkušební přístroje včetně fantomů

Vyjmenovat použité měřicí přístroje a testovací pomůcky včetně výrobního čísla a data posledního ověření

universální dozimetr Nomex PTW Freiburg
 universální dozimetr Diados PTW Freiburg
 denzitometr X-Rite 331
 senzitometr X-Rite 334

7723-0483
 11003-1038

ověřeno dne:

9/2007
9/2007

sada testů typ 41 - výrobce PTW Freiburg (0,05 mm Pb / 0,6 - 3,4 lp/mm)
 sada testů typ 42 - výrobce PTW Freiburg (0,08mm Pb / 2,0 - 6,0 lp/mm)
 sada testů typ 52 - výrobce PTW Freiburg (0,05mm Pb / 0,25 - 3,7 lp/mm)
 2 ks tomotest typ 16 - výrobce PTW Freiburg (0,05mm Pb / 0,5 - 4,0 lp/mm)
 Siemensova hvězdička 9-1.5°

Al filtry RMI 115A

fantom 25 mm Al , se značkou 4% kontrastu rtg záření

Cu filtr o tloušce 2,1 mm Cu , sada 10 ks Cu filtrů o tloušce 0,3 mm , 17 um Cu filtr

fantom PMMA , 250 x 250 x 50 mm , 4 ks

fantom H₂O 250 x 250 x 100 mm , 2 ks 250 x 250 x 50 mm

centrovací kříž

5. TESTOVÁNÍ SKIAGRAFICKÉHO ZAŘÍZENÍ

nehodnoceno

Zařízení není vybaveno držákem kazet, umožňující grafii.

6. METODY A TESTOVÁNÍ SKIASKOPICKÉHO ZAŘÍZENÍ

6.1 Vizualní a funkční zkoušky

ovladače přístupné obsluze jsou označeny štítkem s grafickým symbolem (popř. popisem)

barva indikátorů je v souladu s příslušnými normami řady ČSN IEC

značení rtg zářiče

světelné pole rozeznatelné pro specifické osvětlení

návod k použití v češtině

nastavovací mechanické prvky jsou funkční

nastavovací elektrické prvky jsou funkční

poznámky:

ano	ano/ne
ano	
ano	
ano	
ano	
ano	
ano	

6.2 Napětí rentgenky

podmínky:

r_T (m) 0,90

indikováno		změřeno				přesnost		reprodukovatelnost		zeslabující
U	I	U (kVp)				odch. (%)	soulad ano/ne	v.k. (%)	soulad ano/ne	vrstva Cu (mm)
(kVp)	(mA)	U ₁	U ₂	U ₃	U _{stř}					
64	1,6	64,9	64,9	64,9	64,9	1,4	ano	0,0	ano	kV / mA
81	3,8	82,3	82,3	82,3	82,3	1,6	ano	0,0	ano	nastaveny
102	6,2	103,5	103,5	103,5	103,5	1,5	ano	0,0	ano	manuálně

požadavky: přesnost ± 10 %, reprodukovatelnost ± 5 %

soulad ano ano/ne

6.3 Celková filtrace

podmínky:

	81kV/3,8mA	$r_T(m)$	0,90	
AL (mm)	$K'(\mu Gy/s)$			
	K'_1	K'_2	K'_3	$K'_{str.}$
0	190,5	190,5	190,5	190,5
1	152,5	152,5	152,5	152,5
2	123,8	123,8	123,8	123,8
3	103,4	103,4	103,4	103,4
4	88,1	88,1	88,1	88,1

polotloušťka d1/2

3,54 mm Al

soulad ano ano/ne

požadavky:

≥ 2,3 mm Al při 80 kV

≥ 2,1 mm Al při 70 kV

celková filtrace

3,88 mm Al

soulad ano ano/ne

požadavky:

≥ 2,5 mm Al

6.4 Ohnisko rentgenky

podmínky:

Siemansova hvězdička 9-1.5°

81kV / 3,8mA / 7s

ohnisko

specifikace	jmenovitá hodnota ohniska	šířka v \perp s osou A-K (mm)		soulad ano/ne	délka v // s osou A-K (mm)		soulad ano/ne
		do	fo		dk	fo	
malé ohn.	0,5 mm	24	0,63	ano	32	0,84	ano

§ 0,50 0,5..0,75

d 0,7...1,1

§ 1,00 1,0...1,4

d 1,4...2,0

§ 1,30 1,3...1,8

d 1,9...2,6

§ 1,60 1,6...2,1

d 2,3...3,1

požadavky: (viz IEC 60336)

zvětšení:

2,00

změřený průměr:

90

6.5 Funkce automatického řízení expozičního příkonu AERC

podmínky:

ská kontinuální

formát (cm)	Al 25 mm		Cu 1,5 mm		režim AERC	
17	Al	Al + Cu	Al	Al + Cu	Al	Al + Cu
U(kV)	66	84	66	84	66	84
I(mA)	1,8	4,4	1,8	4,4	1,8	4,4

6.6.1 Souhlas mezi polem rtg záření, plochou receptoru obrazu zesilovače rtg obrazu a displejem obrazu

a) při nastavení maximální velikosti pole se kontroluje viditelné vymezení rtg svazku na obrazovce

pro všechna zvětšení (zoom)

velikost pole (cm)	souhlas ano/ne	
17	ano	normální
10	ano	zoom 1

b) provádí se v případě, že test a) nevyhovuje

6.7 Poměr zeslabení materiálu mezi pacientem a receptorem rtg obrazu

nehodnoceno

T_R je certifikováno - receptor obrazu není přístupný

položka 1: mřížka r8N40fo90Pb

$T_{R^{90}}$ 1,60

požadavky: viz ČSN EN 61223-3-1 příloha D, údaj specifikován v průvodní dokumentaci výrobce

$T_R \leq 2,5$

6.8 Kermový příkon ve vzduchu na vstupní rovině zesilovače rtg obrazu pro skioskopii

podmínky: měření provádět bez zvětšení (zoom) obrazu

Al 25 mm	Cu 1,5 mm	$r_T(m)$	0,90	mřížka	ano
formát 17	říc 0,95	$r_B(m)$	0,90	T_R	1,60
nastaveno/indikováno		měřeno			stanoveno
režim AERC	U (kV)	I (mA)	$K_a(nGy/s)$		
			K_{al}	K_{az}	K_{a3}
normální	84	4,4	983,5	983,5	983,5
			K_{str}	K'_B	v.k.
			983,5	583,95	0,00
			K'_B	583,95	ano
pulz	84	4,4	392,0	392,0	392,0
			K'_B	232,75	0,00
			K'_B	232,75	ano

požadavky

specifikované hodnoty

< 1,0 $\mu Gy/s$

6.9 Vstupní kermový příkon ve vzduchu na povrchu fantomu pro skiaskopii se zesilovačem rtg obrazu

podmínky: měření provádět bez zvětšení (zoom) obrazu

Al	25 mm	Cu	1,5 mm	$r_T(m)$	0,70	mřížka	ano	
formát	17			$r_B(m)$	0,90			
nastaveno/indikováno			měřeno				stanoveno	
režim	U	I	$K_a(\mu Gy/s)$				v.k.	soulad
AERC	(kV)	(mA)	$K_{a1'}$	$K_{a2'}$	$K_{a3'}$	$K_{a4'}$	%	ano/ne
normální	84	4,4	383,5	383,5	383,5	383,50	0,0	ano
pulz	84	4,4	148,3	148,3	148,3	148,30	0,0	ano

požadavky: směrná hodnota pro normální výkon 25mGy/min 416,7 $\mu Gy/s$
 směrná hodnota pro vysoký výkon 100mGy/min 1,66 mGy/s

6.10 Kerma ve vzduchu na vstupní rovině zesilovače rtg obrazu při pulsním režimu *nehodnoceno*

6.11 Vstupní kerma ve vzduchu na povrchu fantomu při pulsním režimu *nehodnoceno*

6.12 Rozlišení dvojice čar pro skiaskopii se zesilovačem rtg obrazu (s výjimkou digitálních systémů)

podmínky:

formát	17	kV/mA	47	0,42	kV/mA	66	1,8	$r_T(m)$	0,90
--------	----	-------	----	------	-------	----	-----	----------	------

velikost pole (cm)	rozlišení (lp/mm) bez zeslab. vrstvy	soulad ano/ne	rozlišení (lp/mm) zeslab. vrstva 25 mm Al	soulad ano/ne
17	1,4	ano	1,2	ano
10	1,8	ano	1,6	ano

požadavky: viz ČSN EN 61223-3-1 příloha D, sada testů typ 41 - výrobce PTW Freiburg (0,05 mm Pb / 0,6 - 3,4 lp/mm)

6.13 Rozlišení při nízkém kontrastu pro skiaskopii se zesilovačem rtg obrazu (s výjimkou digitálních systémů)

podmínky:

kV	66	mA	1,8	25 mm Al	$r_T(m)$	0,90	formát	17
----	----	----	-----	----------	----------	------	--------	----

viditelnost značky 4% kontrastu rtg záření ano soulad (se specifikovanými hodnotami) ano ano/ne

6.14 Indikátor součinu kermy ve vzduchu a plochy *nehodnoceno*

8. Souhrnný přehled výsledků testů

Výsledky testů jsou uvedeny v kapitole č. 4 (Zkušební parametry...)

Závady:

10. Doporučený rozsah provozních zkoušek

Rozsah provozních zkoušek je uveden v příloze č. 1

Zobrazovací funkční charakteristiky rentgenového zařízení skiagrafičké a skiaskopické systémy, odpovídají normě IEC 61223-3-1:1999

Siremobil 4N, v.č.: 05416, pro

Podpis: (statutární orgán)

Ludvík Šmíd

Podpis: (pracovník řídící vykonávání zkoušky)

RNDr. Vladimír Kryštof

Ludvík ŠMÍD

Prokofjevova 19, 623 00 Brno

tel.: 736 235 463

ICO: 756 88 425

Příloha č. 4 – Protokol ZDS přístroje SIREGRAPH

Ludvík Šmíd, Prokofjevova 19, 623 00 Brno
IČO: 756 88 425
tel.: 736 235 463 e-mail: ludviksmid@volny.cz

PROTOKOL
přijímacích zkoušek a zkoušek dlouhodobé stability
rtg zařízení pro skiagrafické a skiaskopické systémy
Rozhodnutí SÚJB č.j. 9057/2007 ze dne 18.4.2007 platnost: do 31.3.2017

Odpovědný pracovník: Ludvík Šmíd č. povolení SÚJB: 09524/98r3974 platnost: do 9.12.2008

Protokol číslo: **020/08**

přijímací zkouška
výchozí zkouška dlouhodobé stability
zkouška dlouhodobé stability

X

datum měření: **18.3.2008**
datum vystavení: **18.3.2008**
měřil: Ludvík Šmíd
ověřil: RNDr. Vladimír Kryštof

1. PRACOVNÍŠTĚ

Identifikace pracoviště:

Název zdravotnického zařízení: **FN Brno Bohunice**

adresa: 639 01 Brno, Jihlavská 20

IČO: 65269705

klinika: rtg

oddělení: rtg

budova: monoblok

vyšetřovna: č.3/1. poschodi

vedoucí lékař: Prof.MUDr.Vlastimil Válek, CSc.
tel.: 532 23 3006

vedoucí radiologický asistent: Dagmar Bočková
tel.: 532 23 3546

int. číslo: SM 004 01 101

úsekový radiologický asistent: Mirka Müllerová
tel.: 532 23 2625

Charakter zařízení

112010 rentgenové zařízení nespecifikované
112011 rentgenové zařízení diagnostické skiagrafické
112013 rentgenové zařízení diagnostické skiagraficko-skiaskopické
112014 rentgenové zařízení diagnostické angio
112016 rentgenové zařízení diagnostické kabinové

X

10 stacionární 20 pojezdový
zařízení je určené převážně pro snímání dětí

<input type="checkbox"/>	ne	ano/ne
--------------------------	----	--------

2. IDENTIFIKACE ZAŘÍZENÍ

typové označení zařízení	výrobce	výr. číslo	rok výroby
	Siregraph D2	03206	1988
generátor	Polydorus 80 Siemens	02101	1988
kryt rentgenky	Optitop 150/40/80HC-100L Siemens	02958	1999
rentgenka	Optitop 150/40/80HC Siemens	373255	1999
ohnisko (velké, malé a jejich deklarované rozměry)	1 / 0,6 mm		
vlastní a celková filtrace	1 / 3 mm Al		
clony (výr. číslo)	Tiefenblende Siemens	11317	1988
zesilovač obrazu	Sirecon 27/17 Siemens	01249	1988

televize	Videomed N Siemens	01102	1988
mřížka	Pb 17/70 F115 Siemens	-	1988

2.2 Další části zobrazovacího řetězce

	typ	výrobce	rok výroby/citlivost
kazety (typ, výrobce)	DuPont	DuPont	
zesilující fólie (typ, výrobce, citlivost)	Quanta Fast Detail	DuPont	400 (U)
filmy (typ, výrobce)	Kodak MXB	Kodak	
vyvolávací automat (typ, výrobce, rok výroby)	Fomei 2000	Fomei	2000
negatoskopy (typ, výrobce, rok výroby)	L - 110	Famed 1	1993

3. DOKUMENTY A PODKLADY PRO TESTY *)

prohlášení o shodě s příslušnými normami řady ČSN EN 60601
seznam objednaných přístrojů nebo součástí přístrojů a platný dodací list
provozní specifikace dohodnuté mezi kupujícím a prodávajícím
výsledky zkoušek provedených u výrobce nebo během instalace, včetně položek, které jsou důležité z hlediska jakosti, jako např. jmenovitá hodnota ohniska
záznamy z předchozích zkoušek
návod k použití, včetně návodu pro obsluhu přístroje
podrobnosti o skutečných pracovních podmínkách (v lékařské praxi) a specifikace funkčního rozsahu přístroje
pokyny pro rozsah a četnost údržby (servisu)
seznam technických změn uskutečněných v době mezi uzavřením kontraktu a přijímací zkouškou

*) tento oddíl se hodnotí u zkoušek přijímacích a u výchozí zkoušky dlouhodobé stability kde relevantní

4. ZKUŠEBNÍ PARAMETRY (OVĚŘOVANÉ PARAMETRY A SKUTEČNOSTI)

Skiagrafická zařízení	měřené/ověřované parametry	vyhovuje: ano/ne
5.1 Vizualní a funkční zkoušky	ano	ano
5.2 Napětí rentgenky	ano	ano
5.3 Celková filtrace	ano	ano
5.4 Ohnisko rentgenky	ano	ano
5.5.1 Přesnost označených a písemných indikací velikosti pole rtg záření	ano	ano
5.5.2 Přesnost indikace indikátorů světelného pole a velikosti rtg pole	ano	ano
5.5.3 Souhlas mezi polem rtg záření a plochou receptoru obrazu	ano	ano
5.6.1 Linearita přenosové křivky nebo výstupu záření	ano	ano
5.6.2 Přenosové křivky při nízké hodnotě proudu rentgenky pro nejnižší a pro nejvyšší dosažitelnou hodnotu zatěžovacího času		
5.6.3 Reprodukovatelnost přenosové křivky (kombinace U a Q)	ano	ano
5.7 Poměr zeslabení materiálu mezi pacientem a receptorem rtg obrazu	ano	ano
5.8.1 Expoziční automatika (AEC) - jmenovitý nejkratší čas s expoziční automatikou	ano	ano
5.8.2.1 Expoziční automatika (AEC) - funkce AEC - Stálost optické hustoty při změně napětí rentgenky a tloušťky fantomu	ano	ano
5.8.2.2 Expoziční automatika (AEC) - funkce AEC - Reprodukovatelnost senzorů AEC (dozimetrická metoda)	ano	ano
5.9 Indikátor součinu křivky ve vzduchu a plochy		
5.10 Strukturální artefakty	ano	ano
5.11 Vstupní povrchová kerma	ano	ano
5.12 Expoziční čas při manuálním nastavení		
Skiaskopická zařízení	měřené/ověřované parametry	vyhovuje: ano/ne
6.1 Vizualní a funkční zkoušky	ano	ano
6.2 Napětí rentgenky	ano	ano
6.3 Celková filtrace		
6.4 Ohnisko rentgenky		
6.5 Funkce automatického řízení expozičního příkonu AERC	ano	ano
6.6 Souhlas mezi polem rtg záření, plochou receptoru obrazu zesilovačů rtg obrazu a displejem obrazu	ano	ano

- 6.7 Poměr zeslabení materiálu mezi pacientem a receptorem rtg obrazu
 6.8 Kermový příkon ve vzduchu na vstupní rovině zesilovače rtg obrazu pro skiaskopii
 6.9 Vstupní kermový příkon ve vzduchu na povrchu fantomu pro skiaskopii se zesilovačem rtg obrazu
 6.10 Kerma ve vzduchu na vstupní rovině zesilovače rtg obrazu při pulsním režimu
 6.11 Vstupní kerma ve vzduchu na povrchu fantomu při pulsním režimu
 6.12 Rozlišení dvojice čar pro skiaskopii se zesilovačem rtg obrazu (s výjimkou digitálních systémů)
 6.13 Rozlišení při nízkém kontrastu pro skiaskopii se zesilovačem rtg obrazu (s výjimkou digitálních systémů)
 6.14 Indikátor součinu kermy ve vzduchu a plochy

ano
ano
ano
ano

ano
ano
ano
ano

Zařízení pro klasickou tomografii

měřené/ověřované parametry

vyhovuje: ano/ne

- 7.1 Vizualní a funkční testy
 7.2.1 Indikace výšky řezné roviny
 7.2.2 Odchylka světelného zaměření řezné roviny
 7.2.3 Rovnoměrnost pohybu
 7.3 Rozlišení počtu párů čar (v rovině řezu)

ano
ano
ano
ano
ano

ano
ano
ano
ano
ano

Zkušební parametry, značky a jednotky

Měřené veličiny	Značka	Jednotka
Napětí rentgenky	U	kV
Proud rentgenky	I	mA
Zatěžovací čas	T	s,ms
Součin proudu a expozičního času	Q	mAs
Přenosová kerma	K_T	mGy
(Přenosový kermový příkon)	(K'_T)	(mGy/s)
Kerma receptoru rentgenového obrazu ve vzduchu	K_B	mGy
(Kermový příkon ve vzduchu)	(K'_B)	(mGy/s)
Index přenosové kermy	TK_i	(mGy m ²)/mAs
Výstup záření	K_R	mGy/mAs
Poměr zeslabení	T_R	-
Hodnota filtru (ekvivalentní filtrace)	-	mm Al
Rozlišení dvojice čar	R	lp/mm
Nízkokontrastní rozlišení		-
Optická hustota	D	-
Vzdálenost ohnisko-rovina měření	r_T	cm
Vzdálenost ohnisko-receptor obrazu	r_B	cm
Korekční faktor měřicí komůrky, dle metodiky fy Siemens	fk	malá 0,95 velká 0,90
Průměr oblasti ztráty rozlišení ve směru rovnoběžném k ose rtg zářiče	do	mm
Průměr oblasti ztráty rozlišení ve směru kolmém k ose rtg zářiče	dk	mm
Dovolené rozměry ohniska	fo	mm

4.1 Zkušební přístroje včetně fantomů

Vyjmenovat použité měřicí přístroje a testovací pomůcky včetně výrobního čísla a data posledního ověření

ověřeno dne:

universální dozimetr Nomex PTW Freiburg
 universální dozimetr Diados PTW Freiburg
 denzitometr X-Rite 331
 senzitometr X-Rite 334

7723-0483
 11003-1038

9/2007
9/2007

sada testů typ 41 - výrobce PTW Freiburg (0,05 mm Pb / 0,6 - 3,4 lp/mm)
 sada testů typ 42 - výrobce PTW Freiburg (0,08mm Pb / 2,0 - 6,0 lp/mm)
 sada testů typ 52 - výrobce PTW Freiburg (0,05mm Pb / 0,25 - 3,7 lp/mm)
 2 ks tomotest typ 16 - výrobce PTW Freiburg (0,05mm Pb / 0,5 - 4,0 lp/mm)
 Siemensova hvězdička 9-1.5°

Al filtry RMI 115A

fantom 25 mm Al se značkou 4% kontrastu rtg záření

Cu filtr o tloušťce 2,1 mm Cu, sada 10 ks Cu filtrů o tloušťce 0,3 mm, 17 um Cu filtr

fantom PMMA, 250 x 250 x 50 mm, 4 ks

fantom H₂O 250 x 250 x 100 mm, 2 ks 250 x 250 x 50 mm

centrovací kříž

5. TESTOVÁNÍ SKIAGRAFICKÉHO ZAŘÍZENÍ

5.1 Vizuální a funkční zkoušky

ovladače přístupné je v souladu s označením štítkem s grafickým symbolem (popř. popisem)

značení rtg zářiče

světelné pole rozeznatelné pro specifické osvětlení

návod k použití v češtině

nastavovací mechanické prvky jsou funkční

nastavovací elektrické prvky jsou funkční

poznámky:

ano	ano/ne
ano	
ano	
ano	
ano	
ano	
ano	

5.2 Napětí rentgenky

podmínky:

měří se při čase cca 100 ms

$r_T(m)$ 1,07

$r_B(m)$ 1,15

nastaveno			měřeno							přesnost		reprodukovatelnost	
U (kVp)	I (mA)	Q (mAs)	U (kVp)							odch. (%)	soulad (ano/ne)	v.k. (%)	soulad (ano/ne)
			U ₁	U ₂	U ₃	U ₄	U ₅	U _{st}					
60	320	32	60,5	60,5	60,5	60,5	60,5	60,5	60,50	0,8	ano	0,00	ano
81	25	2,5	80,4	80,4	80,4	80,4	80,4	80,4	80,40	-0,7	ano	0,00	ano
81	320	32	80,2	80,2	80,2	80,2	80,2	80,2	80,20	-1,0	ano	0,00	ano
81	560	56	80,2	80,2	80,2	80,2	80,2	80,2	80,20	-1,0	ano	0,00	ano
102	320	32	100,7	100,7	100,7	100,7	100,7	100,7	100,70	-1,3	ano	0,00	ano

požadavky: přesnost $\pm 10\%$, reprodukovatelnost $\pm 5\%$

soulad ano ano/ne

5.3 Celková filtrace

podmínky:

AL (mm)	81kV/10mAs $r_T(m)$ 1,07			
	K(μ Gy)			
	K ₁	K ₂	K ₃	K _{st}
0	425,6	425,6	425,6	425,60
1	345,0	345,0	345,0	345,00
2	283,9	283,9	283,9	283,90
3	239,5	239,5	239,5	239,50
4	205,6	205,6	205,6	205,60

polotloušťka d1/2

3,79 mm Al

soulad ano ano/ne

požadavky:

$\geq 2,3$ mm Al při 80 kV

$\geq 2,1$ mm Al při 70 kV

celková filtrace

> 4,00 mm Al

soulad ano ano/ne

požadavky:

$\geq 2,5$ mm Al

5.4 Ohnisko rentgenky

podmínky:

Siemensova hvězdička 9-1.5°

81kV/20mAs

specifikace	jmenovitá hodnota ohniska	šířka v \perp s osou A-K (mm)		soulad ano/ne	délka v // s osou A-K (mm)		soulad ano/ne
		do	fo		dk	fo	
velké ohn.	1 mm	50	1,31	ano	60	1,57	ano
malé ohn.	0,6 mm	34	0,89	ano	36	0,94	ano

požadavky: (viz IEC 60336)

zvětšení:

2,00

změněný průměr:

90

ohnisko

§ 0,60 0,6...0,9

d 0,9...1,3

§ 1,00 1,0...1,4

d 1,4...2,0

§ 1,20 1,2...1,7

d 1,7...2,4

§ 1,60 1,6...2,1

d 2,3...3,1

5.5.1 Přesnost označených a písemných indikací velikosti pole rtg záření

podmínky:

$r_B(cm)$ 107

formát kazety (cm)	odchylky (cm)				a1 + a2 (cm)	odchylka (% r)	b1 + b2 (cm)	odchylka (% r)	soulad ano/ne
	a1	a2	b1	b2					
18x24	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,00	0,0	0,00	ano
24x30	0,0	0,0	0,0	0,0	0,0	0,00	0,0	0,00	ano

požadavky: $\leq 2\%$

5.5.2 Přesnost indikace indikátorů světelného pole a velikosti rtg pole

podmínky:

r_B (cm)	107		40kV/5mAs						
nast. velikost pole (cm)	odchylky (cm)				$ a1 + a2 $ (cm)	odchylka (% r)	$ b1 + b2 $ (cm)	odchylka (% r)	soulad ano/ne
	a1	a2	b1	b2					
18x24	0,5	0,5	0,5	0,5	1,0	0,93	1,0	0,93	ano
24x30	0,5	0,5	0,5	0,5	1,0	0,93	1,0	0,93	ano

požadavky: $\leq 2\%$

5.5.3 Souhlas mezi polem rtg záření a plochou receptoru obrazu

podmínky:

r_B (cm)	115		40kV/5mAs							
nast. velikost pole (cm)	odchylky (cm)				$ c1 + c2 $ (cm)	Y1 (% r)	$ d1 + d2 $ (cm)	Y2 (% r)	$ c1 + c2 + d1 + d2 $ (cm)	Z (% r)
	c1	c2	d1	d2						
18x24	0,5	0,5	0,5	0,5	1,0	0,87	1,0	0,87	2,0	1,74
24x30	0,5	0,5	0,5	0,5	1,0	0,87	1,0	0,87	2,0	1,74

velikost pole: 18x24 soulad ano ano/ne
 velikost pole: 24x30 soulad ano ano/ne^a

požadavky: Y1, Y2(%) ≤ 3 Z(%) ≤ 4

5.6.1 Linearita přenosové kerry nebo výstupu záření

podmínky:

doporučený expoziční čas cca 100 ms

kV	77		r_T (m)	1,07		25 mm Al	t(ms)	100		fk	0,95	
nastaveno			měřeno				stanoveno					
ohn. v/m	I mA	Q mAs	K_T (μ Gy)				v.k. %	koeficient linearity	soulad ano/ne	TK_i μ Gy.m ² /mAs		
			K_{T1}	K_{T2}	K_{T3}	K_{T4}						
v	50	5	8,15	8,15	8,15	8,15	0,00	-	ano	1,77		
v	100	10	16,80	16,80	16,80	16,80	0,00	0,03	ano	1,83		
v	200	20	34,45	34,45	34,45	34,45	0,00	0,02	ano	1,87		
v	320	32	55,60	55,60	55,60	55,60	0,00	0,01	ano	1,89		
v	630	63	112,60	112,60	112,60	112,60	0,00	0,03	ano	1,94		
m	50	5	8,15	8,15	8,15	8,15	0,00	-	ano	1,77		
m	100	10	16,70	16,70	16,70	16,70	0,00	0,02	ano	1,82		
m	200	20	34,25	34,25	34,25	34,25	0,00	0,03	ano	1,86		
m	320	32	55,35	55,35	55,35	55,35	0,00	0,01	ano	1,88		
m	400	50	88,35	88,35	88,35	88,35	0,00	0,02	ano	1,92		

požadavky: koeficient linearity $\leq 0,2$ (pro trvalou předvolbu a za podmínky, že předvolené hodnoty se liší o faktor nepřevyšující 2). Typické hodnoty indexu přenosové kerry TK, viz ČSN EN 61223-3-1 příloha D.

5.6.2 Přenosová kerrya při nízké hodnotě proudu rentgenky pro nejnižší a pro nejvyšší dosažitelnou hodnotu zatěžovacího času

(měřeno u rtg generátoru s časovým relé)

nehodnoceno

5.6.3 Reprodukovatelnost přenosové kerry (kombinace U a Q)

podmínky:

pozn.: měřit pro specifikovanou hodnotu kombinace U, Q

r_T (cm)	107		25 mm Al						fk	0,95		
nastaveno			měřeno				stanoveno					
ohn. v/m	U kV	Q mAs	K_T (μ Gy)				v.k. %	soulad ano/ne				
			K_{T1}	K_{T2}	K_{T3}	K_{T4}	K_{T5}	K_{T6}				
v	73	10	12,95	12,95	12,95	12,95	12,95	12,95	0,00	ano		
v	81	32	71,50	71,50	71,50	71,50	71,50	71,50	0,00	ano		
m	60	1	0,30	0,30	0,30	0,30	0,30	0,30	0,00	ano		

požadavky: $\pm 5\%$

t(ms) 100

5.7 Poměr zeslabení materiálu mezi pacientem a receptorem rlg obrazu

podmínky:

kV mA t(ms) r_T (m) r_B (m) 25mm Al ohn.

položka	měřeno											stanoveno		
	K_T (μ Gy)				v.k. %	r_T^2 (m)	K_B (μ Gy)				v.k. %	r_B^2 (m)	T_R	soulad ano/ne
	K_{T1}	K_{T2}	K_{T3}	K_{Tst}			K_{B1}	K_{B2}	K_{B3}	K_{Bst}				
1	16,80	16,80	16,80	16,80	0,00	1,14	5,95	5,95	5,95	5,95	0,00	1,39	2,32	ano

položka 1 : vyšetřovací stěna $T_R = 2,32$

požadavky: viz ČSN EN 61223-3-1 příloha D, údaj specifikován v průvodní dokumentaci výrobce $T_R \leq 2,5$

5.8.1 Expoziční automatika (AEC) - jmenovitý nejkratší čas s expoziční automatikou

podmínky:

specifikovány v původní dokumentaci spolu se zkušebními podmínkami

U kV	I mA	zeslabující vrstva	citlivost folií	ohn. v/m	senzor	r_B (m)	t ms
102	AEC	0	H	v	střední	1,15	0,4

5.8.2.1 Expoziční automatika (AEC) - funkce AEC - Stálost optické hustoty při změně napětí rentgenky a tloušťky fantomu

nastaví se úroveň dávky AEC a korekce hustoty podle návodu k použití, vzdálenost ohnisko receptor obrazu = 115 cm, kazeta 18 x 24, středové pole expoziční automatiky, OD v rozsahu 1,1 - 1,3

podmínky: citlivost folií 400 (U)

U (kV)	tloušťka (cm) (voda)	D1	D1*	D1*	D1*	Dstř	tloušťka (cm) (voda)	D2
60	10	1,15	x	x	x	x	15	1,15
81	15	1,25	1,23	1,25	1,25	1,25	20	1,20
102	15	1,15	x	x	x	x	20	1,15

požadavky: 1) D $\pm 0,15$ v důsledku změny napětí při konst. tloušťce soulad ano/ne
 2) D $\pm 0,15$ v důsledku změny tloušťky při konst. napětí
 3) D $\pm 0,20$ v důsledku změny napětí a tloušťky
 4) D $\pm 0,10$ při konst. napětí (80 kV) a konst. tloušťce (15 cm)

Změny kermy ve vzduchu se změnou korekčních kroků

U (kV)	81	fantom 15 cm	vody
nastaveno	K_a (μ Gy)	Krok (%)	Q (mAs)
- 2,0	180	-	5,64
- 1,5	200	11,1	6,25
- 1,0	220	10,0	6,97
- 0,5	244	10,9	7,76
0	272	11,5	8,66
0,5	300	10,3	9,75
1,0	336	12,0	10,8
1,5	372	10,7	12,1
2,0	416	11,8	13,6

5.8.2.2 Expoziční automatika (AEC) - funkce AEC - Reprodukovatelnost senzorů AEC (dozimetrická metoda)

podmínky:

senzor	kV				v.k. %	soulad ano/ne
	81	2,1 mm Cu				
	K_{a1}	K_{a2}	K_{a3}	K_{st}		
střední	6,70	6,70	6,70	6,70	0,00	ano
levý	7,30	7,35	7,30	7,32	0,39	ano
pravý	7,35	7,35	7,40	7,37	0,39	ano

požadavky: reprodukovatelnost $\leq 10\%$

5.9 Indikátor součinu kermy ve vzduchu a plochy

nehodnoceno

5.10 Strukturální artefakty

Rozlišení počet dvojice čar:
citlivost fólií 400 (U)

ohnisko	lp/mm
v	3,4
m	4,0

požadavky: zesilovací faktor

100	≥ 3,4	lp/mm
200	≥ 2,8	lp/mm
400	≥ 2,4	lp/mm
800	≥ 2,0	lp/mm

přítomnost artefaktu: artefakty nezjištěny

pozn. popis artefaktů

soulad ano ano/ne

5.11 Vstupní povrchová kerma

podmínky: citlivost fólií 400 (U)

velikost radiačního pole 25x25 cm

Pozn.: měření uspořádejte tak, aby podmínky odpovídaly snímku břicha (u AEC nastavit boční komůrky)

Ka (odpovídá v radiační ochraně dopadové kermě D)

diagnostické referenční úroveň pro skiagrafické vyšetření vztažené na 1 snímek se zesilovací fólií 200 :

břicho 10mGy

plice 0,4mGy

kV	režim		r _T (m)	fantom					Ka (mGy)
	Q(mAs)	AEC			kom.	boční	zěrnání	0	
70	37,1	ano	0,87	20 cm voda	kom.	boční	zěrnání	0	1,835
70	7,2	ano	1,32	10 cm voda	kom.	boční	zěrnání	0	0,125

soulad ano ano/ne

Kerma ve vzduchu na povrchu vodního fantomu o tloušťce 20 cm

podmínky:

r _T (m)	fantom	U (kV)	Q (mAs)	Ka (mGy)
0,87	20 cm voda	50	10	0,190
		60	10	0,325
		70	10	0,490
		81	10	0,705
		90	10	0,910
		102	10	1,205

5.12 Expoziční čas při manuálním nastavení

(měřeno u rtg generátoru s časovým relé)

nehodnoceno

6. METODY A TESTOVÁNÍ SKIASKOPICKÉHO ZAŘÍZENÍ

6.1 Vizuální a funkční zkoušky

ovladače přístupné obsluze jsou označeny štítkem s grafickým symbolem (popř. popisem)

barva indikátorů je v souladu s příslušnými normami řady ČSN IEC

značení rtg zářiče

světelné pole rozeznatelné pro specifické osvětlení

návod k použití v češtině

nastavovací mechanické prvky jsou funkční

nastavovací elektrické prvky jsou funkční

poznámky:

ano
ano
ano
ano
ano
ano
ano

6.2 Napětí rentgenky

podmínky:

r_T(m)

indikováno		změřeno				přesnost		reprodukovatelnost		zeslabující
U (kVp)	I (mA)	U (kVp)				odch. (%)	soulad ano/ne	v.k. (%)	soulad ano/ne	vrstva Cu (mm)
		U ₁	U ₂	U ₃	U _{stř}					
64	1,6	62,5	62,5	62,5	62,50	-2,3	ano	0,0	ano	0,9
87	2,9	85,3	85,3	85,3	85,30	-2,0	ano	0,0	ano	3,0
109	4,1	108,4	108,4	108,4	108,40	-0,6	ano	0,0	ano	5,1

požadavky: přesnost ± 10 %, reprodukovatelnost ± 5 %

6.3 Celková filtrace

nehodnoceno viz 5.3

6.4 Ohnisko rentgeny

nehodnoceno viz 5.4

6.5 Funkce automatického řízení expozičního příkonu AERC

podmínky:

formát (cm)	Al 25 mm		Cu 1,5 mm		režim AERC	
27	Al	Al + Cu	Al	Al + Cu	Al	Al + Cu
U(kV)	66	87	66	87	66	87
I(mA)	1,8	2,8	1,8	2,8	1,8	2,8

6.6 Souhlas mezi polem rtg záření, plochou receptoru obrazu zesilovačů rtg obrazu a displejem obrazu

a) při nastavení maximální velikosti pole se kontroluje viditelné vymezení rtg svazku na obrazovce pro všechna zvětšení (zoom)

velikost pole (cm)	souhlas ano/ne	
27	ano	normální
17	ano	zoom 1

b) provádí se v případě, že test a) nevyhovuje

6.7 Poměr zeslabení materiálu mezi pacientem a receptorem rtg obrazu

nehodnoceno viz 5.7

položka 1: vyšetřovací stěna $T_R = 2,32$

požadavky: viz ČSN EN 61223-3-1 příloha D, údaj specifikován v průvodní dokumentaci výrobce $T_R \leq 2,5$

6.8 Kermový příkon ve vzduchu na vstupní rovině zesilovače rtg obrazu pro skiaskopii

podmínky: měření provádět bez zvětšení (zoom) obrazu

Al 25 mm	Cu 1,5 mm	r_T (m)	1,07	mřížka	ano			
formát 27	fk 0,95	r_B (m)	1,18	T_R	2,32			
nastaveno/indikováno		měřeno				stanoveno		
režim	U (kV)	I (mA)	Ka (nGy/s)				v.k.	soulad
AERC			K_{B1}	K_{B2}	K_{B3}	K_{Bst}	%	ano/ne
normální	87	2,8	477,5	477,5	477,5	477,50	0,00	ano

požadavky specifikované hodnoty < 1,0 μ Gy/s

6.9 Vstupní kermový příkon ve vzduchu na povrchu fantomu pro skiaskopii se zesilovačem rtg obrazu

podmínky: měření provádět bez zvětšení (zoom) obrazu

Al 25 mm	Cu 1,5 mm	r_T (m)	0,87	mřížka	ano			
formát 27		r_B (m)	1,18					
nastaveno/indikováno		měřeno				stanoveno		
režim	U (kV)	I (mA)	Ka (μ Gy/s)				v.k.	soulad
AERC			K_{a1}	K_{a2}	K_{a3}	K_{ast}	%	ano/ne
normální	87	2,8	265,6	265,6	265,6	265,60	0,0	ano

požadavky: směrná hodnota pro normální výkon 25mGy/min 416,7 μ Gy/s
směrná hodnota pro vysoký výkon 100mGy/min 1,66 mGy/s

6.10 Kerma ve vzduchu na vstupní rovině zesilovače rtg obrazu při pulsním režimu

nehodnoceno

6.11 Vstupní kerma ve vzduchu na povrchu fantomu při pulsním režimu

nehodnoceno

6.12 Rozlišení dvojice čar pro skiaskopii se zesilovačem rtg obrazu (s výjimkou digitálních systémů)

podmínky:

formát 27	kV/mA 47	0,8	kV/mA 66	1,8	r_T (m) 1,07
-----------	----------	-----	----------	-----	----------------

velikost pole (cm)	rozišení (lp/mm) bez zeslab. vrstvy	soulad ano/ne	rozišení (lp/mm) zeslab. vrstva 25 mm Al	soulad ano/ne
27	1,2	ano	1,0	ano
17	1,4	ano	1,2	ano

požadavky: viz ČSN EN 61223-3-1 příloha D, sada testů typ 41 - výrobce PTW Freiburg (0,05 mm Pb / 0,6 - 3,4 lp/mm)

6.13 Rozlišení při nízkém kontrastu pro skiaskopii se zesilovačem obrazu (s výjimkou digitálních systémů)

podmínky:

kV mA $r_T(m)$ formát viditelnost značky 4% kontrastu rtg záření soulad (se specifikovanými hodnotami) ano/ne**6.14 Indikátor součinu kerry ve vzduchu a plochy**

nehodnoceno

viz 5.9

7. TOMOGRAFICKÉ ZAŘÍZENÍ**7.1 Vizuální a funkční testy**

Funkční test mechanických justačních zařízení

 ano/ne

Funkční test a identifikace kontrolních prvků

Vizuální inspekce návodu k použití

pozn. může být součástí předchozích vizuálních testů

7.2.1 Indikace výšky řezné roviny

podmínky: tomotest typ 16 - výrobce PTW Freiburg (0,05mm Pb / 0,5 - 4,0 lp/mm)

nastavená výška řezu (mm)	změřená výška řezu (mm)	soulad ano/ne
115	113	ano

požadavky $< \pm 5mm$ **7.2.2 Odchylka světelného zaměření řezné roviny**

nastavená výška řezu (mm)	změřená výška řezu (mm)	soulad ano/ne
115	113	ano

požadavky $< \pm 5mm$ **7.2.3 Rovnoměrnost pohybu**

plynulý

 ano/ne**7.3 Rozlišení počtu párů čar (v rovině řezu)**

podmínky: tomotest typ 16 - výrobce PTW Freiburg (0,05mm Pb / 0,5 - 4,0 lp/mm)

kV mAs t(s) úhel ohn. tomotest typ 16požadavky $\geq 1,8$ lp/mmpočet párů lp/mmsoulad ano/ne**8. Souhrnný přehled výsledků testů**

Výsledky testů jsou uvedeny v kapitole č. 4 (Zkušební parametry...)

Závady:

10. Doporučený rozsah provozních zkoušek

Rozsah provozních zkoušek je uveden v příloze č. 1

Zobrazovací funkční charakteristiky rentgenového zařízení

Siregraph D2

, v.č.: 03206 , pro

skiagrafičké a skiaskopické systémy, odpovídají normě IEC 61223 -3 -1:1999.

Podpis: (zkoušku provedl)

Ludvík Šmíd

Ludvík ŠMÍD

Průkofjevova 19, 623 00 Brno

Podpis: (pracovník řídící vykonávání zkoušky)

RNDr. Vladimír Kryštof

tel.: 736 235 463

IČO: 756 88 425