



Zdravotně  
sociální fakulta  
Faculty of Health  
and Social Sciences

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

**Odhad průměrné radiační zátěže při lékařském  
diagnostickém ozáření**

## **DIPLOMOVÁ PRÁCE**

Studijní program: **OCHRANA OBYVATELSTVA**

**Autor:** Bc. Petr Balta

**Vedoucí práce:** prof. Dr. rer. nat. Friedo Zölzer

České Budějovice 2016

## **Prohlášení**

Prohlašuji, že svoji bakalářskou/diplomovou práci s názvem Odhad průměrné radiační zátěže při lékařském diagnostickém ozáření jsem vypracoval samostatně pouze s použitím pramenů v seznamu citované literatury.

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

V Českých Budějovicích 16.5.2016

Bc. Petr Balta

## **Poděkování**

Rád bych poděkoval vedoucímu práce prof. Dr. rer. nat. Friedo Zölzerovi za odborné vedení diplomové práce, za jeho rady a doporučení literatury. Poděkování rovněž patří Ing. Tomáši Pokornému, PhD. za umožnění zpracovat potřebná data na programech pro výpočet dávky z lékařského ozáření.

# **Odhad průměrné radiační zátěže při lékařském diagnostickém ozáření**

## **Abstrakt**

Diplomová práce na téma „Odhad radiační zátěže při lékařském diagnostickém ozáření " je rozdělena do dvou částí. První se zabývá rozdílným měřením radiační zátěže u lékařského diagnostického ozáření. Druhá část je zaměřena na optimalizaci radiační zátěže při lékařském diagnostickém ozáření.

S nárůstem kolektivní efektivní dávky v populaci je potřeba si uvědomit nutnost radiační ochrany při lékařském diagnostickém ozáření a přesnosti odhadování efektivní dávky, která je při jednotlivých vyšetření užívána. Na základě těchto odhadů je nutno stanovit pravidla v radiační ochraně a určitým způsobem získat kontrolu nad dávkou z ozáření a optimalizací lékařského diagnostického ozáření.

V teoretické části práce jsou popsány druhy ionizujícího záření a jejich biologické účinky na organismus. Na tuto část navazuje kapitola věnovaná radiační ochraně a existujícímu právnímu rámci České republiky vztahující se k oblasti využití ionizujícího záření, především zákon č. 18 /1997 Sb., o mírovém využití jaderné energie v platném znění a vyhláška č. 307 /2002 Sb., o radiační ochraně. Hovoří se zde také o jednotlivých principech ochrany před zářením. Dále jsou v teoretické části popsány veličiny a jednotky užívané v radiodiagnostice a nukleární medicíně. Tyto je třeba znát k následnému stanovení a odhadu množství absorbované dávky v lidském organismu. Závěr teoretické části je věnován metodám užívaných k odhadu dávky z lékařského vyšetření a novým trendům v managementu ozáření jednotlivých pacientů.

V práci byly stanoveny dvě výzkumné otázky, na které se hledá odpověď pomocí vlastního šetření. První výzkumná otázka sleduje, zda stávající způsob měření radiační zátěže je dostačující. Druhá výzkumná otázka se ptá po způsobech přístupu ke snižování dávek u pacientů vzhledem k naměřené efektivní dávce. Na základě takto položených výzkumných otázek byly stanovené základní cíle – posoudit využití jednotlivých metod hodnocení dávek při lékařském ozáření, stanovit pravděpodobně nejpřesnější metodu pro odhad radiační zátěže a odvodit

z naměřených hodnot pravděpodobnost vzniku stochastických účinků podmíněných zářením.

Šetření bylo prováděno na dvou skupinách pacientů, kteří podstoupili skiagrafické vyšetření plic a vyšetření břicha na výpočetní tomografii. Šetření věnované skiagrafickému vyšetření plic se zabývalo ženami s podobnou tělesnou konstitucí. U těchto pacientek byly porovnané výsledky naměřené efektivní dávky a byl prezentován způsob měření a ovlivnění výsledné absorbované dávky v prsní žláze. Byl také demonstrován vztah jednotlivých projekcí na pravděpodobnosti vzniku rakoviny podmíněné zářením. Pro porovnání a stanovení nejpřesnější metody bylo u skupiny provedeno měření způsobem nejdostupnějším a nejvíce využívaným v klinické praxi. Programy PCXMC a ImPACT - CT představují nejužívanější metody v klinické praxi. Bylo použito standardizovaných hodnot a postupu z Věstníku ministerstva zdravotnictví pro radiační fyziku. Výsledné efektivní dávky byly pro stanovení správného postupu radiační ochrany porovnané s místními a národními diagnostickými referenčními úrovněmi.

Druhá šetřená skupina pacientů podstoupila vyšetření břicha na výpočetním tomografu. Výsledné efektivní dávky těchto pacientů byly porovnané podle ICRP 60 a ICRP 103. Stejně jako u první skupiny zde byly porovnány dvě metody měření, a to ty nejdostupnější a nejvíce užívané v praxi. Pro odhad vzniku stochastických účinků podmíněných zářením bylo použito vhodného kalkulátoru.

Pro skiagrafické vyšetření byl použit modul programu PCXMC, který slouží k odhadu pravděpodobnosti vzniku rakoviny podmíněné ozářením. Pro vyšetření na výpočetní tomografii byl použit program x-ray risk. Stejně tak jako u první skupiny byly výsledné hodnoty porovnané s místními a národními diagnostickými referenčními úrovněmi pro získání přehledu o postupech v radiační ochraně.

Šetřením bylo potvrzeno, že nejlepším způsobem pro měření radiační zátěže z diagnostického ozáření je ten nejvíce rozšířený a využívaný v klinické praxi. Jedná se o programy PCXMC a ImPACT - CT. Způsob snižování výsledných dávek z vyšetření nemusel být prezentován, jelikož všechny výsledky splňovaly hladinu přijatelné úrovně pro diagnostické ozáření. Podle vyhlášky č. 307 /2002 Sb., o radiační ochraně v platném znění jsou ukazatelem optimalizace referenční úrovně. Jejich překročení vede k přešetření postupů radiační ochrany. V uvedeném

šetření k překročení stanovených referenčních úrovní, jak na místní, tak národní úrovni nedošlo, a proto nedošlo a proto jejich překročení nebylo podmínkou ke snížení dávky z lékařského ozáření.

**Klíčová slova**

RTG; dávka; PCXMC; radiační ochrana; radiace

# **Assessment of the average radiation exposure from medical diagnostics**

## **Abstract**

The diploma thesis dealt with the theme of “Assessment of the average radiation exposure from medical diagnostics” is divided into two main parts. The first one is concerned with the various measurement of radiation dose during diagnostic medical radiation. The second one is focused on radiation dose optimization during diagnostic medical radiation.

With increasing of the collective effective dose in population, we should consider the importance of radiation protection during diagnostic medical radiation and accuracy of effective dose estimate that is used during individual medical examinations. On the basis of these estimates, it is necessary to determine the medical theory of radiation protection and to gain control over radiation dose and optimization of diagnostic medical radiation somehow.

The theoretical part describes the kinds of ionizing radiation and their biological effects on organism. This part follows the chapter devoted to radiation protection and legal framework of the Czech Republic that is related to the topic: the application of ionizing radiation, mainly the Act No. 18 /1997 Coll. on Peaceful Utilisation of Nuclear Energy and Decree of the SÚJB No. 307 /2002 Coll., on Radiation Protection. There are discussed also the particular principles of protection against radiation. Afterwards, in the theoretical part, the quantities and the units used by radiodiagnostics and nuclear medicine are described. They are needed to know for the following determination and the estimate of dose amount absorbed by human organism. The conclusion of the theoretical part treats the methods used for estimate of dose received during medical examination and new trends in radiation management of individual patients.

In the diploma thesis, there are set up two research questions. The thesis has been looking for the answers by its own research. The first research question is, if the current way of measurement of radiation dose is sufficient. The second one has been asking for manners of access allowed the decreasing of dose for patients regarding to registered effective dose. On the basis of these defined research

questions, the basic aims have been set up – to consider the application of individual methods of dose evaluation during medical radiation, to determine, from the registered values, probably the most exact method for evaluation of radiation dose and to deduce the probability of stochastic effects formation conditioned by radiation.

The research was performed with two groups of patients that were undergone skiagraphic examination of lungs and examination of stomach by computed tomography (CT). The research devoted to skiagraphic examination of lungs was dealt with women suffering by similar body constitution. The results of measured effective dose of these patients were compared, and the manner of measurement and influencing of final absorb dose in the mammary gland were presented. The relation of individual projections towards probability of cancer birth conditioned by radiation was demonstrated. For comparison and setting up the most exact method, the first group was measured by the most available and the most common way used in clinical practice. PCXMC and ImPACT – CT software are the most applying methods in clinical practice. As the most available method, standardize values and the procedure from the Bulletin of the Ministry of Health for Radiation Physics were applied. The final effective doses were compared with the local and national diagnostic referential levels in order to set up the correct procedure of radiation protection.

The second researched group of patients undergone stomach examination performed by computed tomography (CT). The final effective doses of these patients were compared according to ICRP 60 and ICRP 103. Just as in the first group, there were compared two methods of measurement, the most available and the most applying in the practice. The suitable calculator was used for the estimate of stochastic effects conditioned by radiation.

PCXMC software that serves for estimate of probability of the cancer birth conditioned by radiation was used for skiagraphic examination. The software X-ray risk was used for examination performed by computed tomography. In the same way as in the first group, the final values were compared with the local and national diagnostic referential levels for gaining of overview concerning procedures in radiation protection.



The research confirmed that the best way for measurement of radiation dose caused by diagnostic radiation is the most current and commonly used one in clinical practice: the PCXMC and ImPACT – CT software. The manner of reducing of final doses from examination need not been presented as all results fulfilled the limit of admissible level for diagnostic radiation. According to Decree of the SÚJB No. 307 /2002 Coll., on Radiation Protection, they are the indicator of optimization of referential level. Their exceeding leads to recheck of procedures of radiation protection. In our research, the set up referential levels (local ones as well as the national ones) were not exceeded and it is the reason why their exceeding was not the subject of reducing the dose from the medical radiation.

### **Keywords**

RTG; dose; PCXMC; radiation protection; radiation

## Obsah

Úvod .....	13
Teoretická část .....	15
1 Ionizující záření .....	15
1.1 Charakteristika záření .....	15
1.2 Druhy ionizujícího záření .....	16
1.2.1 Alfa .....	16
1.2.2 Beta .....	16
1.2.3 Gama.....	17
1.2.3.1 Fotoelektrický jev .....	17
1.2.3.2 Comptonův rozptyl .....	17
1.2.4 Rentgenové záření .....	17
1.3 Zdroje ionizujícího záření.....	18
1.3.1 Přírodní zdroje .....	18
1.3.2 Umělé zdroje.....	18
1.3.2.1 Rentgenka .....	18
1.3.2.2 Radionuklidy.....	19
1.4 Lékařské diagnostické ozáření.....	19
1.4.1 RTG .....	20
1.4.2 Výpočetní tomografie .....	21
1.4.3 Otevřená radioaktivita v nukleární medicíně.....	23
2 Biologické účinky .....	24
2.1 Působení ionizujícího záření na živou hmotu .....	24
2.1.1 Působení ionizujícího záření na DNA a RNA .....	24
2.2 Buňka .....	25
2.2.1 Buněčný cyklus.....	25
2.2.2 Buněčné změny.....	26
2.2.3 Změny ve tkáni .....	27
2.3 Deterministické účinky .....	27
2.3.1 Akutní nemoc z ozáření .....	27
2.3.2 Lokální poškození.....	28
2.3.3 Nenádorové pozdní poškození.....	28

2.4 Stochastické účinky .....	29
2.4.2 Nádorové poškození .....	29
3 Radiační ochrana .....	30
3.1 Legislativní požadavky .....	30
3.2 Ochrana před zářením .....	31
3.2.1 Stínění .....	31
3.2.2 Vzdálenost .....	32
3.2.3 Čas .....	32
3.3 Principy radiační ochrany .....	32
3.3.1 Princip zdůvodnění .....	33
3.3.2 Princip optimalizace .....	33
3.3.2.1 Diagnostické referenční úrovně .....	33
3.3.3 Princip limitování .....	34
3.3.4 Bezpečnost zdroje .....	36
3.4 Specifika radiační ochrany v nukleární medicíně .....	36
4 Veličiny a jednotky .....	38
4.1 Dávka .....	38
4.2 Kerma .....	38
4.3 Jakostní faktor .....	38
4.4 Ekvivalentní dávka .....	39
4.5 Tkáňový faktor .....	40
4.6 Efektivní dávka .....	40
4.7 Aktivita .....	41
4.8 Veličiny u výpočetních tomografií .....	41
4.8.1 CTDI .....	41
4.8.2 CTDI <sub>100</sub> .....	42
4.8.3 CTDI <sub>w</sub> .....	42
4.8.4 CTDI <sub>vol</sub> .....	42
4.8.5 DLP .....	43
5 Hodnocení dávek .....	44
5.1 PCXMC .....	44
5.2 ImPact CT .....	47
5.3 CT - Expo .....	47

5.4 X -ray risk calculator .....	48
5.5 UCSD Radiation risk calculator .....	49
5.6 Stanovení hodnoty efektivní dávky pomocí tabulek .....	49
5.6.1 Skiografické vyšetření .....	49
5.6.2 Výpočetní tomografie .....	49
5.7 Stanovení aplikované aktivity radiofarmaka .....	50
5.8 Software pro management dávek.....	53
5.8.1 Radimetrics .....	53
5.8.2 DoseWatch.....	54
6 Výzkumné otázky a metody výzkumu .....	56
6.1 Cíl a výzkumné otázky .....	56
6.2 Metody výzkumu .....	56
6.2.1 Měření dávek u skiografického vyšetření plic .....	56
6.2.2 Měření dávek u vyšetření břicha výpočetní tomografií .....	61
6.2.3 Pravděpodobný vznik stochastických účinků u vybraných pacientů .....	65
7 Výsledky .....	69
7.1 Měření dávek u skiografického vyšetření plic .....	69
7.1.2 Měření dávek u vyšetření břicha výpočetní tomografií .....	75
7.2 Pravděpodobný vznik stochastických účinků u vybraných pacientů .....	81
7.2.1 Pravděpodobnost vzniku stochastických účinků u skiografického vyšetření .....	81
7.2.2 Pravděpodobnost vzniku stochastických účinků u vyšetření na výpočetní tomografii .....	84
7.3 Snižování radiační zátěže při diagnostickém ozáření pacienta.....	85
7.4 Klinická praxe lékařského ozáření vs. legislativní přístup k diagnostickému ozáření.....	87
8 Diskuze .....	89
Závěr .....	92
Seznam použitých zdrojů.....	94
Seznam obrázků.....	98
Seznam grafů .....	99
Seznam tabulek.....	100
Seznam použitých zkratk .....	101

## Úvod

Díky prudkému rozvoji moderních zobrazovacích metod v posledním desetiletí je potřeba přistupovat k lékařskému ozáření s určitými obavami. Každá menší nemocnice dnes disponuje moderními přístroji využívající ionizující záření, jako je např. výpočetní tomografie. Poslední studie ozáření populace v evropských zemích ukázala znepokojující informace. Celková efektivní dávka z lékařského ozáření vzrostla na hodnotu 0,10 mSv za rok. [1] Studie prokázala postupné zvyšování kolektivní efektivní dávky u populace. V důsledku těchto faktorů je potřeba se zabývat ochranou obyvatelstva nejen před mimořádnými událostmi, ale také při úkonech lidem prospěšných.

Diplomová práce se zabývá odhadem radiační zátěže při lékařském ozáření. Jak ukázala výše zmíněná studie, radiační zátěž u obyvatelstva stoupá. Moderní diagnostické metody, jako je výpočetní tomografie nebo klasické skiagrafičké přístroje, jsou stále dostupnější a narůstá jejich využití, s čímž souvisí i nárůst umělého ozáření obyvatelstva. V důsledku toho je třeba se zabývat těmito účinky a zodpovědně přistupovat k radiační zátěži, kterou s sebou takové metody nesou.

V diplomové práci je popsána celá problematika přístupu k odhadu radiační zátěže při lékařském ozáření. První část se zabývá teorií ionizujícího záření, biologickými účinky, radiační ochranou před zářením, dozimetrií a především metodami odhadu radiační zátěže.

V druhé části jsou stanoveny cíle diplomové práce a metody praktického postupu hodnocení dávek. Část s výsledky obsahuje praktické pojetí stanovené problematiky, která je následně zhodnocena v diskuzi. Rovněž v části diskuze jsou názorně ukázány metody odhadu dávek z lékařského ozáření na konkrétních vyšetřeních u skupiny pacientů. Pro snadnou prezentaci jsou výsledky uspořádány do tabulek a grafů. Výsledky z jednotlivých měření vedou k zamýšlení čtenáře nad radiační zátěží při lékařském ošetření.

Hlavní myšlenkou diplomové práce je tedy seznámit čtenáře s přístupem k hodnocení výsledných efektivních dávek při lékařském diagnostickém ozáření.

Dále postup snižování těchto hodnot a především postavení klinické praxe k výsledným hodnotám a celkovému lékařskému diagnostickému ozáření.

## **Teoretická část**

### **1 Ionizující záření**

#### *1.1 Charakteristika záření*

Záření můžeme obecně popsat jako šíření energie prostorem. Po dopadu na libovolný objekt může záření předávat část své energie, toto sdílení energie může způsobovat u objektů fyzikální, chemické a biologické změny. [2] Ionizujícím zářením pak nazýváme záření vyvolávající ionizaci, při níž vznikají ionty v důsledku uvolnění elektronů z elektronových obalů atomu. [5]

Nejprve je třeba si záření rozdělit podle několika kritérií, a to na korpuskulární a elektromagnetické. Mezi korpuskulární záření můžeme zařadit elektrony, pozitrony, alfa částice, neutrony a mezony. Elektromagnetické záření charakterizují radiové vlny, infračervené záření, viditelné světlo, ultrafialové záření, záření gama a rentgenové záření. [2]

Ionizující záření můžeme rozdělit na dva druhy, a to podle mechanismu účinku na látku. Na záření neionizující a ionizující. Neionizující záření při účinku na látku nevytváří iontové páry kation a aniont. Ionizující záření je označení pro záření, jehož částice mají energii postačující k ionizaci atomů nebo molekul ozářené látky. Za energetickou hranici se obvykle považuje hladina 5keV pro fotonové záření, elektronové záření, beta a alfa záření. [2]

Ionizujícím zářením rozumíme přenos energie v podobě částic nebo elektromagnetických vln vlnové délky nižší nebo rovno 100 nanometrů anebo s frekvencí vyšší nebo rovnající se  $3 \cdot 10^{15}$  Hz, které je schopno přímo nebo nepřímo vytvářet ionty. [2]

Přímo ionizující záření je tvořeno nabitými částicemi, které ionizují látku prostřednictvím Colombovských sil mezi nabitou částicí a elektronovým obalem atomu v jednom kroku. Nepřímo ionizující záření (fotony rentgenového záření, gama záření) k ionizaci potřebuje dva kroky. Nejprve vytvoří nepřímou interakci s látkou sekundární nabitě částice a pak tyto sekundárně nabitě částice ionizují látku přímým působením. K předání energie dochází tedy nepřímo - sekundárně. [2]

Rentgenové a gama záření interaguje s prostředím několika způsoby. Vzhledem k energii 20 - 510 keV používané v radiodiagnostice a nukleární medicíně přicházejí v úvahu pouze dva procesy interakce s hmotou a to fotoefekt a Comptonův rozptyl. [5]

Při fotoefektu foton předá veškerou svoji energii elektronu pevně vázanému na jednu z vnitřních slupek elektronového obalu. Elektron je uvolněn a prázdné místo je nahrazeno elektronem z vyšší slupky. Přebytečná energie je z přechodu elektronu z vyšší do nižší slupky se uvolní ve formě charakteristického rentgenového záření. [5]

Při Comptonově rozptylu foton interaguje se slabě vázaným elektronem na vnější slupce elektronového obalu a předá mu pouze část energie primárního fotonu ve formě kinetické energie. Foton pokračuje v letu pouze ve směru rozdílném od směru primárního fotonu a s energií nižší než foton primární. [5]

## ***1.2 Druhy ionizujícího záření***

### ***1.2.1 Alfa***

Alfa částice je tvořena jádrem helia a nese dvojitý elektrický náboj - dva protony a dva neutrony. Jedná se velmi těžkou částicí, a proto velmi intenzivně ionizuje atomy a molekuly v prostředích, kterými prochází. Dosah částic alfa v prostředí (např. tkáni) je velmi krátký v řádech mikrometrů. Přeměna probíhá výhradně u těžkých radionuklidů, ať už přírodních nebo uměle vyrobených. [3] Zdrojem záření alfa jsou izotopy polonia, radia, thoria, uranu. Klidová energie částic alfa je 3,728 GeV. [2]

### ***1.2.2 Beta***

Záření beta rozlišujeme na beta + a beta -. Beta - je tvořeno záporně nabitým proudem elektronů. Energie částic dosahuje 10MeV. Při průletu látkou působí svými elektrickými odpudivými silami na elektrony v atomech. Při interakci s atomem neutron vyráží elektron, který se mění na proton a antineutrinu. Při této změně se protonové číslo nuklidu zvýší o jednotku a nukleové číslo zůstává nezměněno. [9]



Záření beta + je tvořeno kladně nabitým proudem pozitronů. Pohybuje se vysokou rychlostí jako beta -, při svém průletu kolem atomů působí na elektrony, které uvolňuje. Záření beta + je na rozdíl od beta - velmi vzácné. [9]

### **1.2.3 Gama**

Záření gama nemá elektrický náboj, tudíž nemůže přímými elektrickými silami ionizovat okolí. Gama záření vzniká přechodem jádra z vyšších sfér do nižších. Tyto jaderné reakce jsou energeticky náročně udržitelné, a proto dochází k excitaci přebytečné energie při přeměně. Nejčastěji používané zdroje jsou  $^{60}\text{Co}$ ,  $^{137}\text{Cs}$ ,  $^{192}\text{Ir}$ . [9]

Interakce záření gama se od ostatních odlišuje. Jelikož záření gama nemá elektrický náboj. Při průchodu hmotou uvolňují fotony elektricky nabitě částice s takovou energií, že jsou schopny ionizovat a excitovat svoje okolí. Tyto děje probíhají nepřímo - díky fotoelektrickému jevu, Comptonovu rozptylu a tvorbě elektron - pozitronového páru. [9]

#### **1.2.3.1 Fotoelektrický jev**

Princip fotoelektrického jevu spočívá v interakci záření gama s elektronem vázaným v atomovém obalu. Při interakci mu předá veškerou svojí energii a zaniká. K tomuto ději dochází pouze za podmínek, kdy je energie dopadajícího záření větší než vazebná energie elektronu. [9]

#### **1.2.3.2 Comptonův rozptyl**

Comptonův rozptyl probíhá při srážce záření gama s volně nebo vazebně vázaným elektronem. Dochází k předání části energie, odrazu a stálém pohybu pouze opačným směrem než došlo k interakci s elektronem. [9]

### **1.2.4 Rentgenové záření**

Pronikavé elektromagnetické záření o velmi krátké vlnové délce a vysoké frekvenci. Záření je neviditelné a jeho vlnový rozsah je  $10^{-14}$  až  $10^{-9}$  m Rentgenové záření je často také nazýváno paprsky X. Záření prochází hmotou a vakuem, jeho intenzita slábne čtvercem vzdálenosti od zdroje. Bylo objeveno W.C. Röntgenem. Přirozený zdroj záření jsou hlavně hvězdy, uměle lze získat v rentgenové trubici. [6]

### **1.3 Zdroje ionizujícího záření**

Zdrojem ionizujícího záření označujeme jakýkoliv zdroj, který emituje ionizující záření nebo obsahuje radioaktivní materiál. Zdroje záření můžeme rozdělovat podle několika kritérií. Podle míry ohrožení zdraví člověka a podle jeho původu. [2]

Podle míry ohrožení zdraví osob a životního prostředí ionizující záření dělíme na nevýznamné zdroje, drobné zdroje, jednoduché zdroje, významné zdroje a velmi významné zdroje. Kritéria pro klasifikaci zdroje je definována zákonem a je kontrolován Státním úřadem pro jadernou bezpečnost (dále jen „SÚJB“).

#### **1.3.1 Přírodní zdroje**

Člověka nejvíce obklopují zdroje ionizujícího záření, které mají přírodní charakter. Pocházejí buď ze zemské kůry, nebo z kosmu. Kosmické záření k nám přichází z celé řady zdrojů. Kromě Slunce a hvězd přichází záření i z dosud neznámých kosmických zdrojů. Kosmické záření dosahuje velmi vysokých energií -  $10^{20}$  eV, stotisíckrát větší než jsem schopni vytvořit v urychlovačích částic. Při jeho interakci s atmosférou dochází k snižování energie. [2]

Přírodní radionuklidy v zemské kůře jsou pozůstatky vzniku sluneční soustavy, výbuchů hvězd. Díky dlouhému poločasu rozpadu se v zemském jádru a v kůře uchovaly ve velkém množství. Pro člověka je nejvýznamnějším přírodním radionuklidem  $^{238}\text{U}$  a  $^{235}\text{U}$ . [2]

#### **1.3.2 Umělé zdroje**

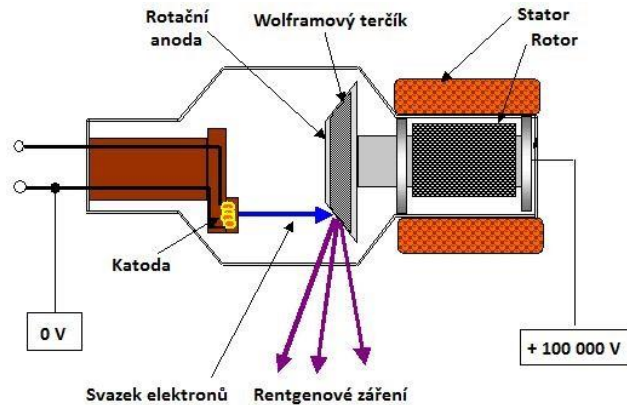
Mezi umělé zdroje záření vytvořené člověkem řadíme umělé radionuklidy, generátory radionuklidů, rentgenky, urychlovače a jaderné reaktory.

##### **1.3.2.1 Rentgenka**

Rentgenka je speciální vakuovou elektronkou, jedná se o klasickou diodu zapojenou v obvodu s vysokým napětím 20 - 200Kv (obr. 1). Žhavením se z katody emitují elektrony, které jsou urychlovány silným elektrickým polem daným vysokým napětím mezi katodou a anodou. Při dopadu elektronu na anodu dojde k prudkému zbrzdění. Část kinetické energie se přemění na rentgenové záření (dále jen „rtg záření“) brzdného a charakteristického typu a zbytek je vyzářen ve formě tepla. Rtg záření opouští anodu a vylétá z trubice ven. Rentgenka se

využívá jako zdroj ionizujícího záření v rentgenových přístrojích, jako je skiografie či výpočetní tomografie. [4]

**Obrázek 1 Rentgenka**



Zdroj: [25]

### **1.3.2.2 Radionuklidy**

Radionuklidy používané pro účely nukleární medicíny jsou připravovány uměle v jaderném reaktoru nebo cyklotronu. Některé radionuklidy lze připravit v tzv. sekundárním zdroji radionuklidů. Tento zdroj představují radionuklidové generátory. V generátorech se samovolně přeměňuje mateřský prvek (ten je připraven v cyklotronu) na dceřiný prvek, který je také vhodný pro účely v nukleární medicíně. Radionuklidy užívané v nukleární medicíně se přepravují pomocí příměsí chemické a biologicky aktivní látky a vzniká radiofarmakum, které je jako otevřený zářič vpraveno do pacienta. Cesty aplikace mohou být intravenózně nebo inhalací. Následně je pomocí citlivých kamer měřena emise radionuklidu z lidského těla. Nejčastější radiofarmaka užívaná v nukleární medicíně jsou  $^{81m}\text{Kr}$ ,  $^{99m}\text{Tc}$ , Jod  $^{123}\text{I}$  a  $^{131}\text{I}$ , Xenon  $^{133}\text{Xe}$ . [3]

### **1.4 Lékařské diagnostické ozáření**

Lékařské diagnostické ozáření je ozáření fyzických osob v rámci lékařského vyšetření, léčby, pracovně lékařských služeb, preventivních zdravotních služeb nebo dobrovolné účasti zdravých osob nebo pacientů na lékařském, biolékařském, diagnostickém nebo terapeutickém výzkumném programu při ověřování nezavedených metod. [10]

Obecně lze lékařské diagnostické ozáření charakterizovat jako jediný vědomý případ, kde člověka vystavujeme ionizujícímu záření tak, abychom zkvalitnili jeho život v případě diagnostiky onemocnění nebo v důsledku traumat jeho život prodloužili.

Přístrojů, které užívají ionizující záření jako jediný hlavní způsob zobrazování tkání a orgánů je několik. Základními jsou skiagrafické přístroje, skiaskopické nebo angiografické zařízení a v neposlední řadě moderní výpočetní tomografie. Z dalších odvětví, kdy je člověk vystaven zdroji záření je oblast nukleární medicíny. Zde se využívá otevřený zářič, který je aplikován do lidského těla, a následně jsou jeho emise způsobené jeho aktivitou zachycovány na citlivé kamerové systémy.

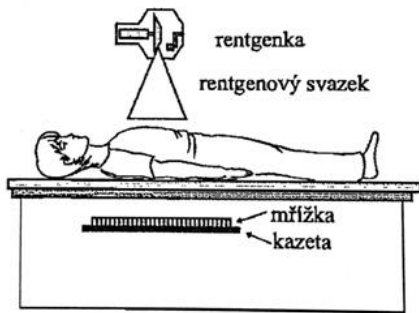
Všechny zmíněné metody jsou v současné lékařské praxi nezastupitelnými metodami.

#### **1.4.1 RTG**

Princip skiografie (obr. 2) je založen na průchodu svazku záření, který vzniká v rentgence, vyšetřovanou oblastí, kde se absorbuje v závislosti na složení vyšetřované tkáně a poté dopadne na detektor, kde vzniká výsledný rentgenový obraz (obr. 3). [7]

Rentgenový obraz je dvojrozměrný, stínový obraz trojrozměrného objektu. Jedná se sumační obraz všech informací o tkáních, kterými záření prochází. Nezáleží na pořadí, v jakém došlo k průchodu záření skrz vyšetřovaný objekt. Tkáně, které obsahují více záření vytváření na snímku stín, tkáně méně absorbující záření pak vytvářejí projasnění. Při současném rozvoji zobrazovacích metod v radiodiagnostice se odpouští od zobrazování obrazu na klasické filmové kazety. Trendem současné skiografie je přímá digitalizace na keramický detektor. Tato modernizace umožnila snižovat radiační zátěž z klasických rentgenových vyšetření. [4]

Obrázek 2 RTG vyšetření



Zdroj: [5]

Obrázek 3 RTG snímek



Zdroj: vlastní výzkum

#### **1.4.2 Výpočetní tomografie**

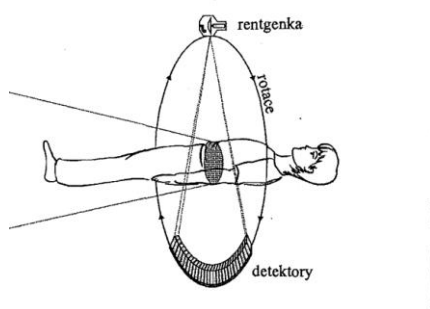
Princip počítačové tomografie je z fyzikálního hlediska stejný jako skiografie (obr. 4). Záření je emitováno z rentgenky, prostupuje vyšetřovaným objektem a výsledný obraz je zachycován na detektoru. Základní myšlenka a fyzikální aspekt je stejný, pouze získání výsledného obrazu a informační rozsah se liší. [8]

Zatímco při skiografii je výsledný obraz pořizován ve směru centrálního paprsku záření (proto je pouze dvojrozměrný), výpočetní tomografie využívá rotace rentgenky a detektorové soustavy kolem vyšetřovaného objektu, takže nám vzniká trojrozměrná obrazová informace (obr. 5). Díky synchronii rotace rentgenky, detektorové soustavy a posunu stolu vzniká anatomický řez lidským tělem, který je

díky moderním počítačovým algoritmům zpracován a následně je možné ho číst na obrazovce počítače. Stejně jako rentgenový obraz jsou v CT obrazu odlišeny jednotlivé tkáně absorpcí záření. Obraz vzniká na základě rozdílných denzit. [8]

Výpočetní tomografii je v současné době velmi dostupný diagnostický přístroj, proto z velké části přispívá k umělému ozáření populace. Stejně tak jako trend digitalizace skiagrafického obrazu, CT v modernizaci metod nezaostává. Protože první generace těchto přístrojů exponovaly pacienty relativními velkými dávkami (kvůli několikatému snímkování těla z různých stran), u nových generací jde především o snižování radiační zátěže. Současné metody jsou směřovány na vývoj citlivějších detektorových soustav z keramických materiálů, softwarové modulace dávky při skenování obrazu a v neposlední řadě matematické algoritmy získávání co nejkvalitnějšího obrazu při nejnižší dávce záření. [8]

**Obrázek 4 Princip CT**



Zdroj: [5]

**Obrázek 5 CT axiální řez**



Zdroj: vlastní výzkum

### ***1.4.3 Otevřená radioaktivita v nukleární medicíně***

Diagnostika otevřenou radioaktivitou využívá radionuklidových zdrojů ionizujícího záření ve formě tuhých látek, kapalin či plynů. Nukleární medicína se dá rozdělit do dvou metod a to in vivo a in vitro aplikaci radionuklidu. V našem případě, kde se zabýváme odhadem radiační zátěže, budeme popisovat metodu in vivo. [3]

Při metodě in vivo se radioaktivní zářič aplikuje přímo do těla pacienta nejčastěji intravenózní cestou nebo inhalací. Při scintigrafickém vyšetření se získává obraz distribuce radiofarmaka v lidském těle. [3]

Při své přeměně díky poločasu rozpadu vyzařují z lidského těla elektromagnetická záření. Jelikož se jedná o záření pronikavé, lze jeho emise registrovat pomocí vnějších detektorů, nicméně částečně se v lidském těle absorbuje. [3]

## **2 Biologické účinky**

Při průchodu záření hmotou dochází k absorpci záření podobným způsobem jako při průchodu neživým objektem. Dochází také k ionizaci a excitaci molekul prostředí. Dávky záření představují z fyzikálního hlediska malé energie, ale při vystavení organismu záření mohou mít různé účinky, např. vznik zhoubných nádorů. [12]

Rozsah poškození je dán velikostí dávky, radiosenzitivitou dané buňky a především tím, v jaké fázi se buňka při svém cyklu nachází. [16]

### ***2.1 Působení ionizujícího záření na živou hmotu***

Při průchodu ionizujícího záření živou hmotou dochází k ionizaci a excitaci molekul vody. Přímý zásah organické molekuly je relativně malý a proto velkou roli při zásahu organické molekuly hrají tzv. metabolity vody. [16]

V živé tkáni se tvoří volné radikály, které chápeme jako atomy, molekuly nebo jejich fragmenty, které mají vlastní energii a jsou schopni krátkodobě s dalšími komponenty buňky reagovat. Mohou být neutrální nebo mohou mít i charakter kationtu nebo aniontu. Volné radikály mohou být odvozeny od kyslíku, dusíku nebo organických sloučenin. [16]

Do volných kyslíkových radikálů řadíme superoxidový radikál, perhydroxydový radikál, hydroxylový radikál. Biomolekuly nejvíce poškozuje hydroxylový radikál, který vzniká při redukci kyslíku nebo redukci peroxidu vodíku. Hydroxylový radikál reaguje s většinou biomolekul. Nejvíce reaguje s molekulami lipidů. Vzhledem k tomu, že lipidy jsou stavební součástí buněčných membrán, jejich poškozením dochází k poruchám transportu přes buněčnou membránu a ke změnám v jejich odolnosti. Membrány přestanou plnit svojí funkci a dochází k nekontrolovatelným pohybům iontů. Toto poškození může mít na buňku smrtelný účinek. [16]

#### ***2.1.1 Působení ionizujícího záření na DNA a RNA***

Postradiační změny na molekule DNA jsou závislé na velikosti molekuly, její struktuře a konformaci. Ozáření vyvolá zlomy, které se mohou týkat obou řetězců



dvoušroubovice DNA a které vedou k fragmentaci molekuly na více úseků s menší molekulovou hmotností. Vícenásobné zlomy jen na jedné spirále a uvolnění vodíkových vazeb, které ji spojují, vedou k zvýšení ohebnosti molekuly. Následně mohou vzniknout nové spoje uvnitř jedné molekuly DNA nebo více molekulami navzájem. Efekt náhodných spojení vazeb může způsobit mutace nukleových párů. [16]

Při ozáření dochází ke zpomalení syntézy vlastní DNA, jelikož buňky reagují na poškození genetického kódu tvorbou supresorových proteinů, aby zamezily genovým defektům u filiálních buněčných generacích. Většina změn je vratných. Buňka je vybavena enzymovým systémem, který může poškození částečně nebo úplně opravit. [16]

Radiační poškození RNA je oproti DNA menší vzhledem k malému rozsahu retikulací, neboť hmotnost RNA je menší. [16]

## **2.2 Buňka**

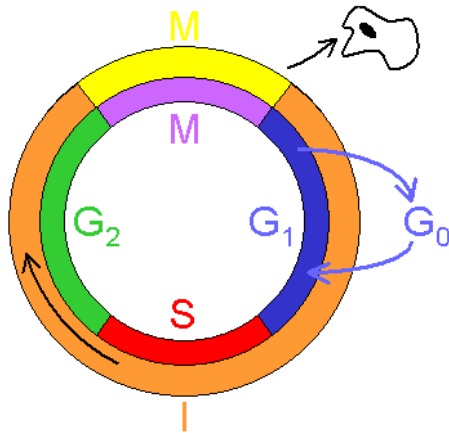
Buňka je základní stavební a funkční jednotka živé hmoty. Je nositelem genetické informace a nejmenší útvar, který je schopen se dělit.

### **2.2.1 Buněčný cyklus**

Buněčný cyklus živočišné buňky probíhá ve čtyřech fázích (obr. 6). Fáze  $G_1$  je označena jako postmitotická fáze - začíná po rozdělení buňky, trvá přibližně 10 - 12 hodin. Během tohoto období uvnitř buňky probíhají fyziologické procesy připravující syntézu DNA. Dochází i ke kontrole DNA před dalším dělením. Na fázi  $G_1$  navazuje fáze S. DNA se replikuje, chromozomy jsou zdvojeny a každá chromatida má svoji genetickou informaci. Část fáze S trvá 6 - 8 hodin. Nesprávná replikace může vést k závažným změnám v genetické informaci buňky. Po ukončení replikace nastává fáze  $G_2$ . V této fázi jsou všechny genetické materiály zdvojeny a buňka se připravuje na dělení. Poslední fáze je M fáze neboli mitóza. Fáze dělení trvá přibližně jednu hodinu a jejím výsledkem jsou dvě shodné buňky. Po ukončení dělení buňka vstupuje do nového buněčného cyklu dělení nebo vstoupí do fáze  $G_0$  v níž se již dále nedělí. Jedná se o plně diferencovanou buňku a v tomto stavu obvykle setrvává trvale.

Celý cyklus obsahuje kontrolní body. Funkce těchto bodů je posoudit stav buněčného dělení a v případě poškozené DNA mu zabránit. Chybu může buňka napravit nebo dojde k vyvolání buněčné smrti. [17]

**Obrázek 6 Buněčný cyklus**



Zdroj: [17]

### 2.2.2 Buněčné změny

Účinek záření na buňku můžeme rozdělit do několika stupňů. Stupně působení budou ovlivněny množstvím energie záření působící na buňku. Vysoké dávky v řádech 100 Gy vedou k okamžité buněčné smrti. V buňce koagulují proteiny, a proto dochází k okamžité smrti. Při nižších dávkách může být buněčná smrt v klidové fázi G<sub>0</sub> způsobena nekrózou nebo apoptózou. Nekróza způsobuje zvětšení buněčných organel, dezorganizaci buňky a porušení buněčné membrány. Při apoptoze v buňce se mění kondenzace chromatinu, tvorbou apoptických tělísek a degradací chromozomální DNA. Dalším druhem smrti buňky může být mitotická smrt. Poškození buněčného dělení nenastává okamžitě, ale neschopností buněčného dělení. Všichni tato porušení se projevují až na tkáňové úrovni. Dalším typem buněčné poruchy je změna, která nenarušuje průběh buněčného dělení. Jedná se o změnu v genetické informaci buňky. Záření vyvolává změnu v genetické informaci, tedy chromozomální mutaci. Tyto účinky se projeví v řádech let, na tkáňové úrovni jako stochastické účinky. [2, 16]

### **2.2.3 Změny ve tkáni**

Orgány a tkáně lze rozdělit dle jejich radiosenzitivity. Nejvíce radiosenzitivní jsou lymfoidní orgány, aktivní kostní dřev, pohlavní žlázy, střeva, kůže, epitelální výstelka, oční čočka, zralá chrupavka, kost, dýchací ústrojí, žlázy zažívacího traktu, endokrinní žlázy, svaly a centrální nervový systém. [2]

Působení záření na buňku a celý organizmus není určeno pouze mírou poškození, ale také schopností opravovat poškozené buňky a tkáně reparačními mechanismy. Tyto poznatky se uplatňují v radioterapii nádorového onemocnění. [2]

Následky projevující se na úrovni celého organismu můžeme rozdělit podle vzniku odezvy na množství absorbovaného ionizujícího záření. Účinky rozdělujeme na deterministická, tedy časná a pozdní stochastická, které se mohou projevit v řádech desetiletí. [2]

### **2.3 Deterministické účinky**

Deterministické účinky jsou takové, kdy s růstem obdržené dávky záření roste závažnost účinků. Účinky lze vyloučit, nebude-li dosažena určitá prahová hodnota. Prahová hodnota se u různých tkání liší. Odezva na překročení prahové hodnoty vzniká krátce po ozáření nebo v průběhu několika dnů až týdnů. Do této skupiny patří akutní nemoc z ozáření nebo radiační poškození kůže. [3, 16]

S lehkými deterministickými účinky se můžeme setkat při léčbě pomocí otevřených zářičů na oddělení nukleární medicíny. Příznaky se projevují jako akutní nemoc z ozáření a trvají přibližně 36 hodin. Mezi příznaky můžeme zařadit menší hematologické změny v krevním obraze, ale také záněty sliznice. [3]

#### **2.3.1 Akutní nemoc z ozáření**

Je charakterizována jako poškození organismu jednorázovou dávkou ionizujícího záření vyšší než 0,7 Gy. Projevuje se třemi základními syndromy, které jsou závislé na množství absorbované dávky. Jsou to dřevový syndrom, gastrointestinální syndrom a neurovaskulární syndrom. V kostní dřev způsobuje ionizující záření úhyn nezralých forem krvetvorných buněk, jejichž radiosenzitivita je velmi vysoká. Více radiosenzitivní jsou pak epitelální buňky sliznice střev. Pokles těchto buněk

je příčinou vzniku gastrointestinálního syndromu. Nejvíce radiorezistentní jsou buňky nervové soustavy, které jsou plně diferencované a dále se nemnoží. [16]

### ***2.3.2 Lokální poškození***

Z lokálních časných změn je třeba věnovat nejvyšší pozornost změnám na kůži. Kůže je vstupním polem svazku záření při zevním ozáření organismu. Stupeň poškození je závislý na dávce, druhu záření a velikosti ozařovaného pole. Práh lokálních změn na kůži se pohybuje od dávky 3 Gy. Viditelné změny nastávají již několik hodin po ozáření ve formě erytému na pokožce. Erytém většinou mizí a probíhají latentní změny na pokožce, které se po několika dnech změny v pozdní erytém, při kterém dochází k zduření kůže a bolestivosti. Při dávkách nad 10 Gy vzniká radiační dermatitis. Pokožka se odděluje od pojivového podkladu a vznikají puchýře. Pokud dojde k masivnímu poškození výživové tkáně, může dojít k nekrotickým podkoží. [2]

Dalším významným lokálním poškozením může být postižení fertility. K tomuto poškození dochází při ozáření pohlavních žláz dávkou od 0,15 Gy. Odezva na množství energie se liší u mužů a žen. U žen mohou být postiženy i sekundární pohlavní znaky, jelikož ženské pohlavní hormony jsou vytvořeny rychle se dělícími buňkami. [2]

### ***2.3.3 Nenádorové pozdní poškození***

Nenádorová pozdní poškození vznikají v průběhu několika let. Tyto následky jsou spjaty s protražovaným účinkem ionizujícího záření na lidský organismus. Následky by se daly charakterizovat dávkovým prahem, který je vzhledem k časovému rozložení dávky dost vysoký. Mezi nenádorové poškození patří především chronické záněty kůže a zákal oční čočky. Největší výskyt těchto onemocnění vznikl v počátcích lékařského ozáření. Chronické záněty kůže byly způsobeny nedokonalou radiační ochranou rentgenologů. Zákal čočky může vzniknout dlouhodobou latencí po jednorázové dávce 1 Gy. [2]

## ***2.4 Stochastické účinky***

Stochastické účinky jsou takové účinky, u nichž se zvýšením dávky roste pravděpodobnosti účinku. Lze předpokládat, že pro tyto účinky neexistuje práh. Účinky jsou, co do doby vzniku, nespecifikovatelné. Předpoklad vzniku nádorového onemocnění je v řádech desítek let. K tomuto typu účinků patří vznik malignity a genetických vad pro následující generace. [3, 16]

### ***2.4.2 Nádorové poškození***

Zhoubné nádorové onemocnění je nejzávažnější pozdní účinek ionizujícího záření. Nejvýznamnější studie vzniku nádorového onemocnění působením ionizujícího záření byly prováděny od 50. let minulého století, kdy byli zkoumáni přeživší oběti atomové útoky na města Hirošima a Nagasaki. [2]

O vzniku nádorového onemocnění máme několik představ. Jednou složkou je existence buněk nesoucí modifikovanou informaci, kterou přenáší na své potomstvo. Druhou složkou vzniku nádorového onemocnění je soubor podmínek, které působí proti tendenci eliminovat atypické buňky nebo potlačení jejich růstu.

Je známo mnoho činitelů působících v každé fázi. Jako například expozice karcinogenním látkám nebo změna v produkci hormonů. V současné době nejsme schopni přesně definovat rakovinu vzniklou působením ionizujícího záření, tj. nemůžeme rozlišit spontánní a radiačně indukovaný nádory. Důležitým charakterem je časový průběh výskytu zhoubného onemocnění. Po samotném ozáření se nádorové změny nedostaví okamžitě, ale až po několikaletém období latence, které se může pohybovat např. u leukémie v řádech 5 - 10 let, u solidních nádorů 20 – 30 let. Při období latence mohou na člověka působit jiné karcinogenní faktory z vnějšího prostředí, proto nejsme schopni určit nádorový proces, který vznik primárně díky záření. Jsme pouze schopni určit pravděpodobnost vzniku nádorového bujení vzhledem k expozici ionizujícího záření. [2]

### **3 Radiační ochrana**

S objevem ionizujícího záření začalo také docházet k poškozování zdraví, tento fakt si společnost uvědomila již na začátku 20. století. K ochraně personálu, ale i pacienta, byl zaveden systém opatření k omezení ozáření fyzických osob a ochrany životního prostředí.

Cílem radiační ochrany je zcela vyloučit vznik deterministických účinků ionizujícího záření a omezit pravděpodobnost vzniku stochastických účinků na míru přijatelnou pro jednotlivce a společnost. [3]

Hlavní myšlenka radiační ochrany je zabezpečit dostačující úroveň ochrany zdraví, ale zároveň využít přínos ze zdrojů ionizujícího záření. [2]

#### **3.1 Legislativní požadavky**

Současný koncept radiační ochrany jak ve světě, tak i v České republice (dále jen „ČR“) vychází z doporučení Mezinárodní komise radiologické ochrany, opírající se o standardy vydané Mezinárodní atomovou agenturou se sídlem ve Vídni. [4]

V ČR dohlíží na dodržování norem a zákonných předpisů SÚJB. SÚJB je v hierarchii státní správy postaven na úroveň jednotlivých ministerstev. Je o nezávislý dozorčí orgán, který vydává vyhlášky, provádí kontrolu nad zdroji ionizujícího záření a především uděluje povolení k provozu těchto zdrojů. Vyhlášky, které SÚJB vydává, jsou v souladu s evropskými směrnici, a to především se Směrnicí Rady 2013 /96 /29 /Euratom. SÚJB jako výhradní kontrolní a dozorový orgán v ČR provádí kontrolu havarijní připravenosti, stanovuje limity ozáření, schvaluje dokumentaci, vnitřní havarijní plány a řídí činnost radiační monitorovací sítě na území ČR. Dále provádí školení odborníků a udělování odborných způsobilostí v radiační ochraně. [13]

Zákonné opatření na poli radiační ochrany a radiační hygieny v ČR je zahrnuto v zákoně č. 18/1997 Sb., o mírovém využívání jaderné energie a ionizujícího záření (Atomovém zákoně) a na něj navazujících vyhlášek: [13]

- Vyhláška č. 307 /2002 Sb., Státního úřadu pro jadernou bezpečnost o radiační ochraně. Tato vyhláška upravuje způsob a rozsah zajištění ochrany při činnosti využívající zdroje ionizujícího záření. [13]
- Vyhláška č. 318 /2002 Sb., ve změně vyhlášky č. 2 /2004 Sb., o podrobnostech zajištění havarijní připravenosti pracovišť se zdroji ionizujícího záření. Požadavky na obsah vnitřního havarijního plánu a havarijního řádu, sledování a měření, hodnocení a ověřování parametrů důležitých u hlediska havarijní připravenosti. [13]
- Vyhláška č. 146 /1997 Sb., ve znění vyhlášky č. 315 /2002 Sb., stanovuje činnost důležitou z hlediska radiační ochrany, požadavky na odbornou přípravu a kvalifikaci, udělování oprávnění vybraným pracovníkům. [13]
- Vyhláška č. 214 /1997 Sb., o zabezpečení jakosti při činnostech vedoucí k ozáření a stanovení kritérií pro zařazení vybraných zařízení do bezpečnostních tříd. [13]
- Vyhláška č. 318 /2002 Sb., ve znění vyhlášky č. 77 /2009 Sb., o typovém schvalování obalových souborů pro přepravu, skladování a ukládání jaderných materiálů a radioaktivních látek, o typovém schvalování zdrojů ionizujícího záření a o přepravě jaderných materiálů a určených radioaktivních látek. [13]
- Vyhláška č. 132 /2008 Sb., o systému jakosti při provádění a zajišťování činnosti související s využíváním jaderné energie a radiační činnosti a o zabezpečování jakosti vybraných zařízení s ohledem na jejich zařazení do bezpečnostních tříd. [13]

### ***3.2 Ochrana před zářením***

Ochrana před zářením je soubor metod, které snižují nebo úplně omezují účinek ionizujícího záření na personál v prostředí, kde mohou být vystaveni radiaci.

Princip ochrany časem a vzdáleností se týká pouze personálu, který pracuje se zdroji záření nebo se v jejich blízkosti nachází. U pacienta můžeme ovlivnit ozáření pouze principem stínění.

#### ***3.2.1 Stínění***

Při ochraně stíněním se používá stínící vrstva vhodného materiálu, který výrazně zeslabuje svazek záření nebo úplně svazek odstíní. V případě záření gama a RTG je používán jako materiál olovo. Vrstva vhodného materiálu se umísťuje mezi zdroj

záření a pracovníka. Stínění se umísťuje buď přímo u zdroje, například u otevřených zářičů se používá olověný kryt na stříkačku před aplikací radionuklidu do pacienta nebo u pracovníka je řešeno osobními ochrannými pomůckami, například olověná vrstva. [2, 3]

Ochranou stíněním můžeme chránit i pacienta, a to vykryváním nevyšetřované oblasti. Tato metoda radiační ochrany lze používat při skiagrafii, kdy tak snižujeme dávku na tkáň a orgány mimo svazek. Co se týče výpočetního tomografu, je metoda stínění bezpředmětná, jelikož při vyšetření probíhá 360° rotace zdroje záření.

### **3.2.2 Vzdálenost**

Ochrana vzdáleností vychází ze skutečnosti, že dávkový příkon klesá s druhou mocninou vzdálenosti od (bodového) zdroje. Ochrana vzdáleností se týká především oblasti nukleární medicíny, kde se po aplikaci radiofarmaka stává zdrojem pacient samotný. V tomto případě je potřeba, aby personál udržoval dostatečnou vzdálenost od pacienta a pacient byl separován od osob, které nebudou vyšetřovány. [2]

### **3.2.3 Čas**

Radiační zátěž je tím menší, čím kratší dobu pobývá pracovník v blízkosti zdroje záření. Vhodnou organizací práce lze snížit dobu ozáření od zdroje ionizujícího záření a tím snížit celkovou obdrženou dávku. Tento fakt se týká především skiaskopických výkonů na operačních sálech, angiografických linkách nebo manipulací s otevřeným zdrojem na oddělení nukleární medicíny. [2]

## **3.3 Principy radiační ochrany**

Principem radiační ochrany jsou úkony, které se uplatňují ve všech regulovatelných expozičních situacích. [14]

Mezi tyto principy zahrnujeme princip zdůvodnění, optimalizace, limitování a fyzické zabezpečení zdrojů ionizujícího záření.



### **3.3.1 Princip zdůvodnění**

Princip zdůvodnění je jedním ze základních principů v radiační ochraně. Jedná se o skutečnost, kdy metoda využívající ionizující záření by měla mít větší přínos pro pacienta, než újma pro pacienta vyplývající z ionizujícího záření.

Tento princip by měl v klinické praxi fungovat na základě vyhodnocení situace, tedy lékařského posouzení stavu pacienta a úsudku, zda vystavit pacienta ionizujícímu záření nebo zda lze získat potřebnou informaci k léčbě z jiných diagnostických metod.

Zdůvodnění lékařského ozáření jednoznačně patří k lékařské profesi, nikoli zákonodárcům, či regulujícím orgánům.

Základní myšlenkou zdůvodnění je promyslet danou expozici zářením tak, aby byly zváženy přínosy před relativním poškozením pacienta. Odpovědnost k lékařskému ozáření připadá příslušnému lékaři, který dané vyšetření požaduje a tím pádem zdůvodňuje přínos vystavení pacienta ionizujícímu záření. [14]

### **3.3.2 Princip optimalizace**

Pokud je lékařské diagnostické ozáření dostatečně zdůvodněno a je vybrána správná modalita, která přinese přínos v léčbě, je potřeba celý proces ozáření optimalizovat. Při lékařském ozáření se postupuje podle tzv. principu ALARA, což znamená tak nízko, jak je rozumně dosažitelné. V našem případě to znamená snížit radiační zátěž a výslednou efektivní dávku na co nejmenší úroveň, ale za předpokladu, že výsledný obraz bude dostačující. Optimalizace je prováděna především díky odbornému odhadu a zkušenostem bez použití přesných kvantitativních metod a opírá se o rozbor výsledků monitorování ve vztahu k prováděným operacím se zdroji záření. V praxi spočívá způsob optimalizace ve stanovení a používání diagnostických referenčních úrovní. Stanovením těchto úrovní není staženo k jednomu pacientovi, ale k výkonu. [2,14]

#### **3.3.2.1 Diagnostické referenční úrovně**

Diagnostická referenční úroveň je ukazatel charakterizující typické radiologické vyšetření vztahující se na skupinu standardních pacientů. Hodnota by měla být vybrána profesionální lékařskou skupinou společně se SÚJB a Ministerstvem

zdravotnictví ČR. Referenční úroveň není stabilní hodnota, musí se hodnotit v intervalech a její relativní stabilitu měnit. Referenční úroveň je stanovena většinou pro určitou oblast, zemi. Jde o ukazatel přístupu k radiační ochraně a optimalizace lékařského ozáření. [14]

Diagnostická referenční úroveň dávky, je standardizovaná k pacientovi o hmotnosti 70 kg.

V ČR je národní referenční úroveň vydávána v národních radiologických standardech, které vycházejí jako věstník Ministerstva zdravotnictví ČR. Následně si je každé diagnostické pracoviště upraví dle doporučení na své tzv. místní radiologické standardy, kde jsou stanoveny veškeré referenční úrovně pro konkrétní prováděná vyšetření.

Diagnostická referenční úroveň se v klinické praxi stanoví pro každý rtg přístroj a jednotná standardní vyšetření. Tato hodnota je stanovena z měřitelných veličin kermy nebo součtu kermy a plochy. Díky referenčním úrovním může hlídat účinnost radiační ochrany na pracovištích radiodiagnostiky a nukleární medicíny. [14]

### ***3.3.3 Princip limitování***

Dávkové limity v radiační ochraně jsou považovány nikoliv za hodnoty zaručující přijatelnost, ale za hranici dávek zcela nepřijatelných. [2]

Lékařské ozáření nepodléhá limitům, jak už bylo popsáno v kapitole principu zdůvodnění, předpokládáme, že lékařské ozáření má vždy pro pacienta přínos.

Limitování dávek jednotlivému pacientovi není doporučeno, protože by mohlo způsobit více škody než užitku v důsledku snížení účinnosti diagnostiky či léčby. Důraz se proto klade na zdůvodňování lékařských výkonů a na optimalizaci ochrany. [14]

Princip limitování byl stanoven především pro personál pohybující se v oblasti možného ozáření, ať už vlivem mimořádné události nebo asistence při lékařském diagnostickém ozáření. Hodnoty jsou zákonem stanoveny a uvedeny ve Vyhlášce SÚJB č. 307 /2002 Sb., o radiační ochraně.

Rozlišuje dva druhy limitů, a to základní a odvozené. Základní limity jsou kvantitativní ukazatele, jejichž překročení není podle atomového zákona přípustné. Odvozené limity mají stejný omezující charakter jako základní limity, pouze jsou snáze vyjádřitelné v měřitelných veličinách. [2]

Podle vyhlášky č. 307 /2002 Sb., o radiační ochraně rozlišujeme tři základní skupiny osob, které jsou zařazeny do limitů. Obecné limity, limity pro radiační pracovníky a limity pro učně a studenty.

Základní obecné limity jsou součtem efektivních dávek ze zevního ozáření a úvazku efektivních dávek z vnitřního ozáření limitované hodnotou 1 mSv za rok nebo za podmínek stanovených v povolení k provozu pracoviště III. a IV. kategorie je hodnota 5mSv za dobu 5 let. Pro ekvivalentní dávku v oční čočce je hodnota 15mSv za rok. Pro průměrnou ekvivalentní dávku na  $1\text{cm}^2$  kůže je limitovaná hodnota 50mSv za rok. Obecné limity se vztahují na všechny radiační činnosti, kromě profesního, lékařského a havarijního ozáření. [14]

Základní limity pro radiační pracovníky se zdroji ionizujícího záření (tab. 1), kteří jsou kategorizováni ve vztahu k vykonávané práci do kategorií A nebo B. Pro radiační pracovníky je součet efektivních dávek ze zevního ozáření a úvazek efektivních dávek z vnitřního ozáření limitován hodnotami 100 mSv za 5 za sebou jdoucích kalendářních roků. Pro součet efektivních dávek ze zevního ozáření a úvazků efektivních dávek z vnitřního ozáření limitován hodnotou 50 mSv za rok. Ekvivalentní dávka v oční čočce má limit 150 mSv za rok. Průměrná ekvivalentní dávkou v  $1\text{cm}^2$  kůže je limitována hodnotou 500 mSv za rok. Pro ekvivalentní dávku na ruce a nohy je hodnota 500 mSv za rok. Limity pro radiační pracovníky se vztahují na profesní ozáření, kterému jsou vystaveni na základě vykonávané práce. Limity se vztahují na součet dávek ze všech cest ozáření a při všech pracovních činnostech. [15]

**Tabulka 1 Základní limity**

	<b>Efektivní dávka (mSv /rok)</b>	<b>Roční ekvivalentní dávka (mSv /rok)</b>		
		<b>Oční čočka</b>	<b>1cm<sup>2</sup> kůže</b>	<b>Ruce, nohy</b>
<b>Obecné limity</b>	1	15	50	-
<b>Radiační pracovníci</b>	50 100 (5let)	150	500	500

Zdroj: [15]

Dále rozlišujeme tzv. odvozené limity pro zevní ozáření, tyto limity jsou jako jediné z limitů možné chemicko -fyzikálně měřit dozimetrickými metodami, jako například osobní filmové dozimetry nebo termoluminiscenčními dozimetry. Ostatní zmíněné limity jsou počítány matematicky.

Mezi odvozené limity patří limit osobního dávkového ekvivalentu v hloubce 0,07 mm, který má hodnotou 500 mSv za rok, a limit osobního dávkového ekvivalentu v hloubce 10 mm, který má hodnotou 20 mSv za rok. [15]

### **3.3.4 Bezpečnost zdroje**

Veškeré zdroje ionizujícího záření musí být zajištěny tak, aby nad nimi nemohlo dojít ke ztrátě kontroly. Princip zabezpečení zahrnuje opatření pro zabránění odcizení, zamezení přístupu ke zdrojům nepovolaným osobám, předávání zdroje pouze držiteli povolení a zajištění technické bezpečnosti zdroje. [5]

### **3.4 Specifika radiační ochrany v nukleární medicíně**

Pro obor nukleární medicíny platí v ČR stejná legislativa jako pro obory pracující s lékařským ozářením - zákon č. 18 /1997 Sb., atomový zákon, vyhláška č. 307 /2002 Sb., o radiační ochraně a další. Jediné specifikum v právním řádu ČR je zákon č. 378 /2007 Sb., o léčivech a vyhláška č. 84 /2008 Sb., o správné lékařské praxi, bližších podmínkách zacházení s léčivými v lékárnách, zdravotnických zařízeních a u dalších provozovatelů a zařízení vydávajících léčivé přípravky - tyto předpisy se týkají správné lékařské praxe při přípravě radiofarmak.

Používání otevřených zářičů při lékařském ozáření s sebou přináší určitá specifika pro zacházení s nimi. Jde především o to, že zdravotní personál musí chránit především sebe. Nejenom dodržovat zásady vzdálenosti, stínění a času, ale především se vyhnout kontaminace radioaktivním materiálem při přípravě a aplikace vyšetřované osobě. [4]

Dokumentace a správné postupy v nukleární medicíně se od radiodiagnostického lékařského ozáření neliší. Vždy musí být vyšetření odůvodněno, optimalizováno a to především aplikování aktivita radiofarmaka. [4]

## 4 Veličiny a jednotky

### 4.1 Dávka

Dávka je důležitou veličinou pro charakteristiku biologických účinků záření na látku. Dávku chápeme jako energii ionizujícího záření sdělenou živé hmotě. Jednotkou dávky je gray (Gy) a má rozměr  $\text{J.kg}^{-1}$  [19]

$$D = dE / dm$$

$dE$  je sdělená energie ionizujícího záření

$dm$  je hmotnost látky

Velikost dávky závisí na intenzitě záření v ozařovaném místě, energii kvant záření, vlastnostech absorpce a interakce v látce.

### 4.2 Kerma

Kerma je definována jako počáteční kinetická energie všech nabitých částic uvolněných nenabitými ionizujícími částicemi v určitém objemu látky. Jednotkou kermy je 1 Gy. Kerma se používá jen v souvislosti s nepřímo ionizujícím zářením (rtg, gama, neutrony) Za podmínek rovnováhy nabitých sekundárních částic se kerma rovná absorbované dávce. [19]

$$K = dE_k / dm$$

$dE_k$  - součet počátečních kinetických energií všech nabitých částic uvolněných

nenabitými ionizujícími částicemi v určitém objemu látky o hmotnosti

$dm$  - hmotnost látky

### 4.3 Jakostní faktor

Jakostní faktor vyjadřuje rozdílnou biologickou účinnost různých druhů záření. Jeho hodnoty jsou závislé na lineárním přenosu energie (tab. 2). [14]

**Tabulka 2 Závislost jakostního činitele na lineárním přenosu energie**

<b>Lineární přenos energie (L)</b>	<b>Jakostní faktor</b>
Méně než 10	1
10 - 100	$0,32 * L - 2,2$
Více než 100	$300 / \sqrt{L}$

Zdroj: [14]

Jakostní faktor můžeme také nazývat radiační váhový faktor. Tato hodnota závisí na druhu a energii záření. Ukazuje míru poškození organismu, které dané záření v organismu nebo jeho části způsobí. Jednotlivé hodnoty pro druhy záření jsou uvedeny v tab. 3. [14]

**Tabulka 3 Doporučení radiační váhové faktory**

<b>Typ záření</b>	<b>Radiační váhový faktor</b>
fotony	1
elektrony a mezotony	1
fotony a nabitě piony	2
částice alfa, těžké ionty	20
neutrony	závislost na energii neutronů

Zdroj: [14]

#### **4.4 Ekvivalentní dávka**

Ekvivalentní dávka je jednou z veličin radiační ochrany užívaná ke specifikaci expozičních limitů, aby se zajistilo, že výskyt stochastických účinků je udržován pod úroveň nepřijatelnou a dochází k vyloučení tkáňových reakcí. Veličina je založena na průměrné absorbované dávce  $D_{T,R}$  v objemu konkrétního orgánu nebo tkáně T způsobené zářením R. [14]

Ekvivalentní dávka je součin radiačního váhového faktoru  $w_R$  a střední absorbované dávky  $D_{T,R}$  v orgánu nebo tkáni T pro ionizující záření typu R. Jednotkou ekvivalentní dávky je  $J.kg^{-1}$  a má název Sievert (Sv). [9]

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R}$$

$H_T$  - ekvivalentní dávka ;

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

$w_R$  - příslušný radiační váhový faktor

#### 4.5 Tkáňový faktor

Tkáňový faktor je faktor, kterým se násobí orgánová nebo tkáňová absorbovaná dávka, aby se zohlednila vyšší nebo nižší biologická účinnost záření v různých tkáních. Užívá se k odvozování efektivní dávky z ekvivalentní dávky zprůměrované přes tkáň nebo orgán (tab. 4). [14]

**Tabulka 4 Tkáňové váhové faktory**

Tkáň	wT	$\sum wT$
Kostní dřev (červená), tlusté střevo, plíce, žaludek a další <sup>1</sup>	0,12	0,72
Gonády	0,08	0,08
Močový měchýř, jícen, játra, štítná žláza	0,04	0,16
Povrch kostí, mozek, slinné žlázy, kůže	0,01	0,04
Celkem		1,00

Zdroj: [14]

#### 4.6 Efektivní dávka

Efektivní dávka je součet ekvivalentních dávek v jednotlivých tkáních či orgánech vážených tkáňovým faktorem, jež vyjadřuje rozdílnou radiosenzitivitu orgánů a tkání z hlediska pravděpodobnosti vzniku stochastických účinků. Jednotkou ekvivalentní dávky je  $J.kg^{-1}$  a má název Sievert (Sv). [9, 14]

---

<sup>1</sup> mléčná žláza, nadledvinky, horní cesty dýchací žlučník, srdce, ledviny, lymfatické uzliny, svalstvo, sliznice dutiny ústní, slinivka, prostata, tenké střevo, slezina, brzlík, děloha



$$E = \sum_T w_T H_T$$

**E** - efektivní dávka ;

**H<sub>T</sub>** - ekvivalentní dávka

**w<sub>T</sub>** - příslušný tkáňový váhový faktor

#### **4.7 Aktivita**

U radionuklidových zdrojů se množství radioaktivní látky charakterizuje aktivitou (A). Aktivita je radioaktivní přeměna látek vztažená na jednotku času. Jednotkou aktivity je 1 s<sup>-1</sup>, pro níž se používá název Becquerel (Bq) [16]

Jednotka 1 Bq je v praxi příliš malá a proto se používají násobné jednotky aktivity např. 1 kBq (kilobecquerel 10<sup>3</sup>), nebo MBq (megabecquerel 10<sup>6</sup>). Pokles radioaktivních látek se řídí přeměnovým zákonem a mění se exponenciálně s časem. Za jeden poločas rozpadu klesne aktivita na polovinu. [3]

$$A = dN / dt$$

**dN** je počet samovolných jaderných přeměn z daného energetického stavu

**dt** je časový interval

#### **4.8 Veličiny u výpočetních tomografií**

Dávka u CT se vypočítává rozdílným způsobem než u skiagrafického zobrazování. Jde především o to, že rtg paprsek není jednotný pro každý řez, ale v skenovaném objemu se energie absorbuje i v řezech přilehlých, tedy sousedních. Nejčastějším ukazatel dávky u CT vyšetření je CTDI. [22]

##### **4.8.1 CTDI**

Index dávky výpočetní tomografie (Computed tomography dose index – CTDI) je metrický systém, který byl vyvinut pro jednovrstevné axiální řezy CT vyšetření. CTDI spočítá průměrnou dávku předanou jednotlivému řezu v řadě souvisejících řezů při jednom oběhu rentgenky. Tato metoda je pouze pro jednovrstevné řezy. U spirálního CT se mohou objevovat mezery mezi jednotlivými řezy a také přesahy

řezů. Proto pro spirální multidetektorové zobrazení byla vytvořena jiná metrická soustava a to,  $CTDI_{vol}$ . Veličina CTDI je měřitelné pomocí dozimetrů. Jednotka je 1 Gy. [22]

#### **4.8.2 $CTDI_{100}$**

Jedná se o veličinu odvozenou od CTDI, definovanou jako integrál dávkového profilu podél kolmé přímky k tomografické rovině v mezích -50mm do +50mm, dělené součinem počtu tomografických řezů vytvořené při jedné otáčce zdrojem záření o  $360^{\circ}$  a tloušťce tomografického řezu v jedné otáčce zdroje záření.  $CTDI_{100}$  je měřitelný parametr ozáření, sloužící v rámci klinických testů nastavení CT přístrojů. Jeho hodnota je získána pomocí fantomů, který integruje ozáření z jednotlivých axiálních řezů v délce 100 mm.  $CTDI_{100}$  je měřitelná jak ve středu válce tak na okrajích, aby se co nejvíce výsledná hodnota přiblížila skutečné prostorové distribuci ozáření. [22]

#### **4.8.3 $CTDI_w$**

Je vážený dávkový index výpočetní tomografie.  $CTDI_w$  je vážený průměr z měření  $CTDI_{100}$  ve středu a periferních lokalitách fantomu. Tento paramet reflektuje pohlcenou dávku mezi rozměry x a y. [22]

#### **4.8.4 $CTDI_{vol}$**

$CTDI_{vol}$  představuje množství energie předané do velikosti skenovaného objemu. Jeho hodnota se počítá jako  $CTDI_{vol} = CTDI_w / pitch$ .

Pitch je hodnota, která je výsledkem posunu stolu na jednu otáčku rentgenky. Typické hodnoty pitch se pohybují v rozmezí  $< 1$ , kdy se jednotlivé řezy překrývají, a tím dochází k nárůstu skenovacího objemu, s kterým roste i celková dávka. Pro  $> 2$  vzniká mezi řezy mezera, tím se snižuje výsledná dávku, ale ztrácí se informace o chybějícím místě.

Tento index je v současné době nejvíce preferován k vyjádření dávky záření v dozimetrii. Nejmodernější CT přístroje zobrazují tuto hodnotu ihned po vyšetření. Jednotkou je 1 Gy. [22]

#### **4.8.5 DLP**

Dose length product je ukazatel integrované dávky v celém objemu CT vyšetření. Získává se násobením délky skenovaného objemu a dávky CTDI vol na CT vyšetření. Díky těmto skutečnostem představuje hodnotu dávky v celé vyšetřované oblasti. Jednotka je mGy x cm. Vzhledem k významu této hodnoty o celkovém množství záření jsou podle 2013 /96 /29 /Euratom nuceni výrobci nových CT skenerů zobrazovat údaje o pacientovo dávce okamžitě na stanici operátora CT přístroje. [22]

## 5 Hodnocení dávek

Pro dodržování zásad radiační ochrany při lékařském ozáření, a to především principu optimalizace, je potřeba k vyhodnocení efektivní dávky přistupovat zodpovědně. Zejména kvůli snížení pravděpodobnosti vzniku stochastických účinků. V současné době můžeme, díky moderním počítačovým softwarům, odhadovat nejen celkovou efektivní dávku, ale lze spočítat také dávku pro jednotlivé orgány.

Stanovení dávek pacientům je postup, kde z fyzikálních parametrů zdroje záření stanovíme veličiny, jimiž lze hodnotit dávku, kterou porovnááme s diagnostickými referenčními úrovněmi. Hodnocení dávek u pacientů je postup, kterým kontrolujeme, zda dané diagnostické oddělení vyhovuje národním a místním diagnostickým referenčním úrovním. Porovnáním výsledných hodnot v rizikových orgánech s tolerančními limity pro tyto orgány posuzujeme riziko nežádoucích účinků ionizujícího záření. [15]

### 5.1 PCXMC

Program PCXMC byl vyvinut radiačním bezpečnostním úřadem ve Finsku. PCXMC je počítačový program pro výpočet dávek ze skiagrafického a skiaskopického vyšetření. Dávky lze vypočítat z 29 orgánů a tkání. Program využívá k výpočtu dávky standardizované váhové faktory z publikací ICRP 60 a ICRP 103. V programu lze odlišit dětského a dospělého pacienta. Vypočítané orgánové dávky mohou být použity pro hodnocení rizika rakoviny vyplývajícího z ozáření. Odhad rizika je založen na modelu výboru BEIR VII z roku 2006, který se zabývá vztahem vzniku rakoviny u pacientů vzhledem k ozáření a vede rozsáhlé statistiky s těmito údaji. [18]

Celý výpočet je založen na metodě Monte Carlo. Metoda Monte Carlo matematicky simuluje interakci fotonů s hmotou. Fotony jsou fiktivně emitovány z bodového zdroje pod specifickým úhlem, který je modelován podle ohniskové vzdálenosti a rozměrů ozařovaného pole. Metoda zohledňuje všechny fyzikální procesy po interakci záření - absorpci, rozptyl. Podle vybraného pole na fantomu dokáže

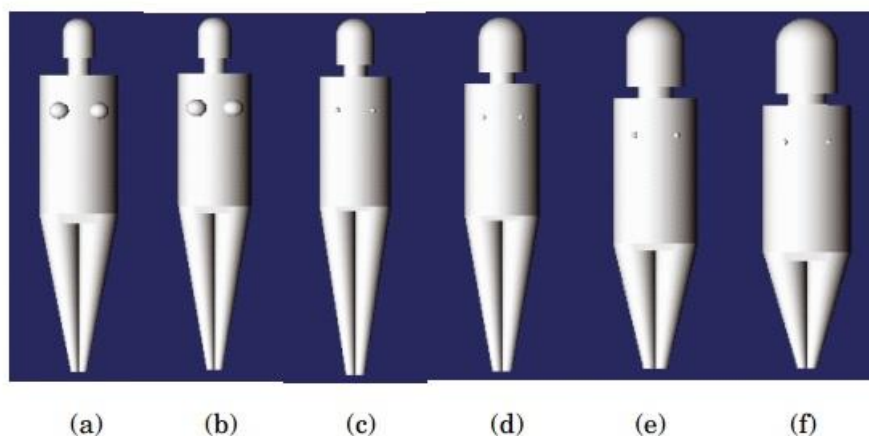
program spočítat distribuci energie v přilehlých orgánech. PCXMC je omezen do energie fotonu, která je 150 keV. [18]

Orgánové dávky vypočítáváme z hodnot tzv. air Kermy, která se měří volně ve vzduchu v ose centrálního paprsku vstupujícího do pacienta. Tyto hodnoty jsou uživatelem zadány do programu. Air Kerma lze spočítat z technických faktorů expozice. [18]

Program pro zanesení údajů spočítá průměrnou hodnotu absorbované dávky v orgánu, rozložení absorbované dávky v celém těle a účinné dávky podle ICRP 60 a ICRP103. V PCXMC není ale výpočet efektivní dávky striktně proveden podle publikace ICRP 103. PCXMC používá způsob výpočtu na hermafroditním fantomu a publikace, zatímco ICRP 103 definuje mužský a ženský fantom. [18]

Fantomy využívané k výpočtu dávky jsou vytvořeny z reálných lidských obrazů z CT a MR. Fantom je hermafroditní a uživatel má možnost si zvolit věk fantomu. Věkové kategorie jsou novorozenec, 1 rok, 5 let, 10 let, 15 let a dospělý člověk (obr.7, tab. 5). [17]

**Obrázek 7 Využívané fantomy**



Zdroj: [18]

**Tabulka 5 Rozměry a hmotnost fantomů**

	Weight (kg)	Total height (cm)	Trunk height (cm)	Trunk thickness (cm)	Trunk width <sup>1)</sup> (cm)	Trunk width <sup>2)</sup> (cm)	Leg length (cm)
Newborn	3.40	50.9	21.6	9.8	10.94	12.7	16.8
1 year old	9.20	74.4	30.7	13.0	15.12	17.6	26.5
5 year old	19.0	109.1	40.8	15.0	19.64	22.9	48.0
10 year old	32.4	139.8	50.8	16.8	23.84	27.8	66.0
15 year old	56.3	168.1	63.1	19.6	29.66	34.5	78.0
Adult	73.2	178.6	70.0	20.0	34.40	40.0	80.0

Zdroj: [18]

Určení možnosti vzniku rakoviny z expozice ionizujícím zářením je v programu začleněno díky výzkumu BEIR. Model bere v úvahu věk osoby a orgánové dávky. Rizikové modelování je uvedeno pro leukémie, nádory v orgánech a rakoviny obecně. Celý výpočet možného vzniku je relativní. Reálně nelze zohlednit vznik rakoviny z jiné příčiny než je expozice ionizujícím zářením. [18]

Údaje, které je potřeba znát pro stanovení efektivní dávky u pacienta

- Vstupní povrchová kerma (mGy)
- Napětí (Kv)
- Filtrace (mm Al)
- Hodnota součinu kermy a plochy ( $P_{KA}$ )
- Vzdálenost ohniska a kůže (cm)
- Velikost pole na pacientovy (cm x cm)
- Použití expozičního automatu (ano /ne)
- Napětí rentgenky (kV)
- Vyšetřovaný orgán
- Projekce
- Počet expozic
- Vykrytí nevyšetřované části těla

- Výška, hmotnost, pohlaví

### **5.2 ImPact CT**

ImPact je program, který slouží k výpočtu dávek u výpočetní tomografie. Program vytvořilo oddělení lékařské fyziky v St. George's Healthcare NHS Trust v Londýně. Program je volně dostupný na internetu. Je stále aktualizován tak, aby zahrnoval údaje o nejmodernějších CT skenerech. Program je koncipován jako výpočetní tabulka v programu Excel. K výpočtu dávek program využívá váhové faktory podle ICRP 60 a ICRP103. Stejně jako PCXMC tento program využívá metody Monte Carlo k odhadu dávky. K odhadu efektivní dávky používáme kermový nebo dávkový index pro výpočetní tomografie (CTDI). Index je měřen na fantomech ve všech napětí užívané rentgenky. K výpočtu efektivní dávky pro konkrétní vyšetření je potřeba do programu zanést následující informace.

- Počet řezů
- Tloušťka řezu
- Napětí rentgenky
- Proud rentgenky
- Začátek a konec vyšetřované oblasti
- Počet sérií
- Hmotnost, výška, pohlaví
- Věk pacienta

### **5.3 CT - Expo**

CT - Expo byl vydán v roce 2001 pro hodnocení dávek z CT vyšetření. Program používá data pro výpočet dávek z německých průzkumů z roku 1999. Program umožňuje výpočet všech možných veličin, jako množství energie ve vzduchu, CT dávkový index (CTDI), dávku v délce skenu a účinnou dávku na celý objem vyšetřované oblasti, samozřejmě nechybí ani odhad orgánové a efektivní dávky. Váhový faktor pro výpočet efektivní dávky je zde standardizován podle ICRP 60

a ICRP 103. Program umožňuje při výpočtu specifikovat pohlaví a věk u měřené osoby. Díky aktualizacím program obsahuje i nová data z moderních výpočetních tomografií jako je třeba Siemens Definition Flash. [20]

CT - Expo je možno použít v programu Excel, takže se stává velmi jednoduchým a dostupným programem pro odhad radiační zátěže.

Aby bylo možné provádět výpočty dávek u jednotlivých pacientů, je potřeba znát základní údaje o provedeném vyšetření. [20]

- Věk
- Pohlaví
- Model výpočetního tomografu
- Oblast skenování
- Skenovací parametry (napětí, proud, doba expozice, posun stolu)
- Šíře vrstvy
- Počet opakování série

#### ***5.4 X-ray risk calculator***

Jedná se o webovou kalkulačku sloužící potřebám odborné veřejnosti a běžnému uživateli k odhadu možného vzniku rakoviny. Tabulka je vytvořena na základě studií zabývajících se zdravotními riziky plynoucí z expozic malými dávkami. Hodnoty vycházejí z BEIR VII. Tabulka odhaduje počet případů riziko nádorového onemocnění pro jednotlivé dávky. Data jsou zohledňována pro různé věkové skupiny. Program zohledňuje všechny druhy rakovinového onemocnění. Parametry pro jednotlivá vyšetření jsou zprůměrovány dle standardů průměrných dávek dospělého člověka. Celý program je zajímavým projektem pro prezentaci následků z častých lékařských ozáření. Výsledné číslo je však zpochybnitelné. Data volená pro odhad vzniku rakoviny jsou zprůměrována pro dávky ze standardních radiologických vyšetření, takže nejsme schopni vytvořit přesný odhad pro konkrétního pacienta. [21]



### **5.5 UCSD Radiation risk calculator**

Podobně jako X-ray risk calculator je tento program zaměřen na odhad rizika rakoviny z lékařského ozáření. Webové stránky provozuje University of California v San Diegu. Program obsahuje přednastavená vyšetření, kde si uživatel může zvolit jím prodělané vyšetření. Možný je zde výběr ze skiagrafického, skiaskopického, CT vyšetření a vyšetření v nukleární medicíně. Všechny druhy vyšetření jsou opět standardizované pro průměrnou dávku, která vyplývá pro standardizovaného pacienta. Výsledná hodnota je přirovnána k ročnímu pozadí v oblasti San Diega (1,6 mSv).

### **5.6 Stanovení hodnoty efektivní dávky pomocí tabulek**

Pracoviště, která nedisponují dostupnými programy, mohou k odhadu efektivní dávky použít tabulky v publikacích ICRP 60 a ICRP 103, které jsou vytvořeny pro standardizované vyšetření. Tyto normované tabulky nezohledňují věk, pohlaví ani váhu pacienta. Tabulky spolu s doporučením jsou k dispozici v národních radiologických standardech, které vycházejí z doporučení ICRP 60 a ICRP 103.

#### **5.6.1 Skiagrafické vyšetření**

Tabulky jsou využívány pro vyšetření břicha, kyčle, ramene, lebky, plic, pánve, páteře, křížové kosti, SI kloubů, hrudní kosti a žeber. Efektivní dávka pro vyšetření je normalizována k dopadové kermě  $K_i = 1$  mGy. Pro výpočet efektivní dávky se tabulková hodnota vynásobí hodnotou dopadové kermy pro danou projekci. Při výpočtu celkové efektivní dávky se výpočty sečtou. Normalizovaná hodnota kermy je spočítaná pro krajní hodnoty klinicky používaných rentgenek. [11]

#### **5.6.2 Výpočetní tomografie**

Stejně jako u skiagrafického vyšetření můžeme stanovit efektivní dávku pomocí tabulkových hodnot. Tabulky lze použít pro vyšetření hlavy, hrudníku, břicha a bederní páteře. Efektivní dávka je normovaná k hodnotě kermového indexu výpočetní tomografie  $C_w = 1$  mGy. Stejně jako u rtg vyšetření se kermový index vynásobí hodnotou pro konkrétní vyšetření uvedenou v tabulkách. [11]

### ***5.7 Stanovení aplikované aktivity radiofarmaka***

V nukleární medicíně se uvádí pro použité radiofarmakum efektivní dávka na jednotku aktivity (mSv/MBq) a pro orgán s nejvyšší absorbovanou dávkou v jednotce aplikované aktivity (mGy/MBq) u dospělého člověka o hmotnosti 70 kg nebo u dítěte. Výsledné hodnoty naměřené efektivní dávky jsou zaznamenávány do dokumentace pacienta. [11]

Standardizované hodnoty na člověka o hmotnosti 70 kg jsou dost limitující. Naštěstí lze pomocí tabulkových hodnot nebo online kalkulatoru na stránkách evropské asociace nukleární medicíny [26] spočítat množství aplikované energie aktivity. Bohužel v klinické praxi se nepracuje se standardním pacientem vážícím 70 kg denně, a proto je potřeba hodnotit množství aplikované energie u pacienta s vyšší tělesnou hmotností. Pro určení faktoru F používáme tabulky se standardizovanými údaji (tab. 6). [11]

**Tabulka 6 Hodnoty faktoru F**

Pacient hmotnost <70 kg	
Hmotnost (kg)	Faktor F
4	0,14
5	0,17
6	0,19
7	0,21
8	0,23
9	0,25
10	0,27
11	0,29
12	0,32
13	0,34
14	0,36
15	0,38
20	0,46
25	0,54
30	0,62
35	0,69
40	0,76
45	0,81
50	0,88
52 - 54	0,9
56 - 58	0,92
60 - 62	0,96
64 - 66	0,98
68	0,99

Pacienti hmotnost > = 70 kg	
Hmotnost (kg)	Faktor F
70	1
75	1,05
80	1,1
85	1,15
90	1,19
95	1,24
100	1,28
105	1,33
110	1,37
115	1,41
120	1,46
125	1,5
130	1,54
135	1,58
140	1,62
145	1,66
150	1,7
155	1,74
160	1,78
165	1,82
170	1,86
180	1,94
190	2,01
200	2,085

Zdroj: [11]

Na názorném příkladu je možné ukázat, hodnocení efektivní dávky z radiofarmaka. Při vyšetřování ledvin se užívá radiofarmakum  $^{99m}\text{Tc}$  MAG3, jedná se radionuklid technecia značený radiofarmak pro lepší distribuci v lidském těle. Standardní aktivita u  $^{99m}\text{Tc}$  MAG3 jehož referenční úroveň je 250MBq. V praxi je aplikována hodnota aktivity 200MBq. [11]

Je hodnocena efektivní dávka u pacienta s hmotností 95kg. Pro výpočet je použit vzorec z národních radiologických standardů.

$^{99m}\text{Tc}$  MAG3 - **200 MBq** (R.Ú = 250MBq)

Hmotnost pacienta **95 kg**

$200 \times 1,15 = 230 \text{ MBq}$

Pacientovi o hmotnosti 95 kg je aplikováno **230MBq**.

Po zjištění aplikované aktivity radiofarmaka je potřeba odhadnout absorbovanou dávku, kterou pacient obdržel. Každé radiofarmakum je specifické svým cyklem v lidském organizmu. Cyklus radiofarmaka, neboli biologický poločas, chápeme jako dobu, za kterou farmakum obíhá lidským tělem a dochází k nasycení požadované oblasti (ledvin, srdce, kostí) a následného vyloučení z lidského těla. Velkou roli v celkové absorbované dávce hraje věk pacienta, funkce ledvin a doba mikce po aplikaci farmaka. Doba mikce je velmi zásadní v obdržené efektivní dávce. Kontaminovaná moč, která je zářičem, se hromadí se v močovém měchýři a ozařuje přilehlé orgány, hlavně samotný močový měchýř a u žen vaječníky. Biologický poločas je pro každé radiofarmakum specifické a proto výrobce radiofarmaka uvádí zprůměrovaný biologický poločas v příbalovém letáku, který slouží k dozimetrii efektivní dávky při vyšetření na nukleární medicíně.

Pokud tedy náš pomyslný pacient obdržel množství aktivity 230MBq musíme hodnotu vynásobit efektivním dávkovým ekvivalentem 0,011 mSv /MBq [27].

**$230 * 0,011 = 2,53 \text{ mSv}$  v případně mikce po 2 hodinách po aplikaci.**

Pokud k mikci nedojde, tak efektivní dávka bude stoupat po dobu rozpadu radiofarmaka.

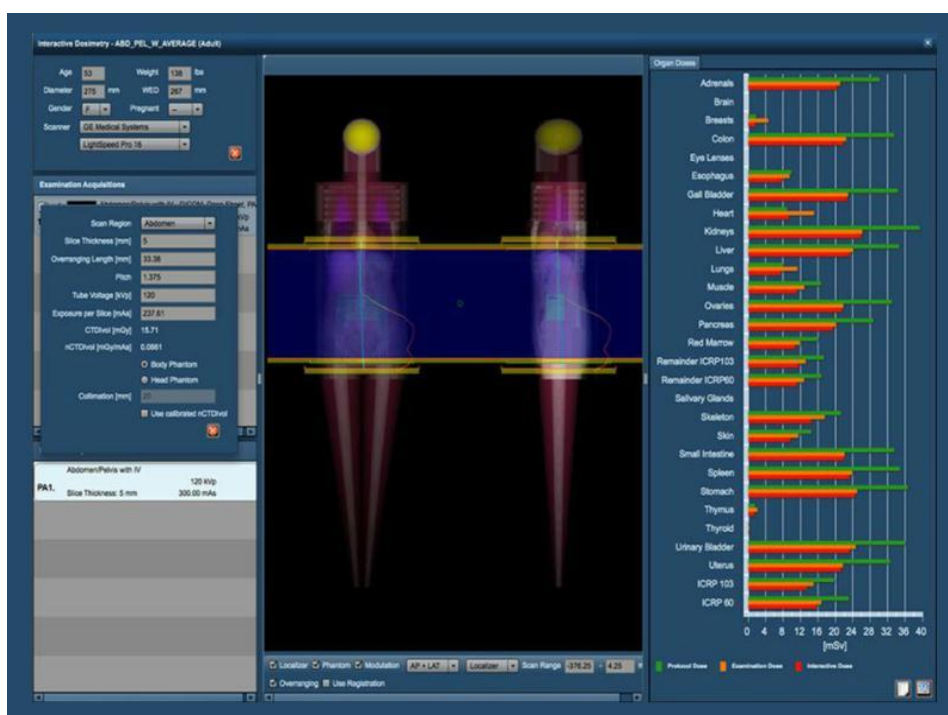
### ***5.8 Software pro management dávek***

Vzhled k pokročilému výzkumu a uvědomění si škodlivosti ionizujícího záření z lékařského diagnostického ozáření se některé softwarové firmy začaly specializovat na programy pro sledování dávek z ozáření pacientů. Tento začínající management je reakcí a povědomí laické veřejnosti na vlastnosti ionizujícího záření. Tyto jednoduché softwary zaznamenávají data z jednotlivých vyšetření. Kromě základních vlastností, jako je sčítání dávek z výkonů, mohou programy provádět různé analýzy, odhady orgánových dávek a samozřejmě celkové efektivní dávky. Pro přehled a povědomí o těchto softwarech pro sledování jsou uvedeny dva zástupci programů.

#### ***5.8.1 Radimetrics***

Jeden z nejnovějších softwarů na poli sledování dávek je Radimetrics (obr. 8) od firmy Bayer. Program lze aplikovat jako funkční prvek v malých i velkých nemocnicích, ale i jako osobní monitoring přijaté dávky záření. V programu jsou obsaženy všechny modalities, skiografie, skiaskopie a samozřejmě výpočetní tomografie. Platforma programu je velmi jednoduchá, lze zde zaznamenávat dávky z jednotlivých modalit a nastavit dávkové referenční úrovně. Program může sloužit pro rychlý přehled o účinnosti radiační ochrany, pro její optimalizaci a zefektivnění odhadu radiační zátěže. V programu lze analyzovat extrémní hodnoty radiační zátěže a na základě těchto analýz snižovat efektivní dávku z diagnostického ozáření. Novinkou je přehled množství podané kontrastní látky pro vyšetření. [23]

Obrázek 8 Rozhraní programu Radimetrics



Zdroj: [23]

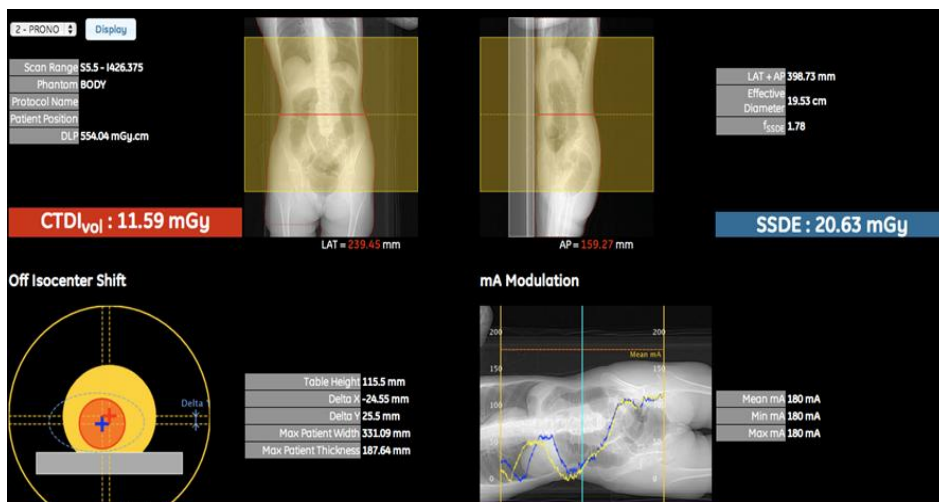
### 5.8.2 DoseWatch

Dalším z programů radiační zátěže pacienta je program DoseWatch (obr. 9). Program stejně jako Radimetrics slouží ke sledování dávky z jednotlivých modalit vyšetření. Program lze instalovat do libovolných nemocničních systémů a zaznamenávat dávku přímo z protokolu vyšetření. DoseWatch umí vypočítat správné parametry pro jednotlivá vyšetření a na základě těchto výpočtů snížit množství absorbované dávky. Stejně tak jako předchozí program umí počítat a vést archiv množství absorbované dávky u jednotlivých pacientů a zabránit tak nadměrnému ozařování. Díky přehledu o jednotlivých dávkách, lze optimalizovat vyšetření a snížit riziko vzniku stochastických účinků na záření. [24]

Rozvoj těchto softwarů a služeb je velký pokrok v přístupu k hodnocení dávek z lékařského ozáření. Pokud by každé diagnostické pracoviště disponovalo programem pro management dávky ze záření, vznikla by síť monitoringu kolektivní efektivní dávky na populaci a tím pádem by došlo k zefektivnění ochrany obyvatelstva před zářením z lékařského diagnostického ozáření. Musíme si ovšem uvědomit, že stále převládá princip odůvodnění, kdy lékařské ozáření nepodléhá

limitům a vždy převažuje prospěch před újmou na organismu. I přesto je dávkový management krokem ke zkvalitnění lékařského ozáření.

Obrázek 9 Rozhraní programu DoseWatch



Zdroj: [24]

## 6 Výzkumné otázky a metody výzkumu

### 6.1 Cíl a výzkumné otázky

Cílem práce je posoudit využití jednotlivých metod hodnocení dávky při lékařském ozáření. Stanovit pravděpodobně nejpřesnější metodu pro odhad radiační zátěže a z výsledků určit pravděpodobnost možného vzniku stochastických účinků.

Na základě vytyčených cílů byly stanoveny následující výzkumné otázky.

- 1. Je stávající způsob měření radiační zátěže dostačující?**
- 2. Jakým způsobem se přistupuje k snižování dávek vzhledem k častému diagnostickému ozáření pacienta, založené na výsledcích naměřené efektivní dávky?**

### 6.2 Metody výzkumu

#### 6.2.1 Měření dávek u skiagrafického vyšetření plic

V klinické praxi je standardně užívaným programem pro výpočet dávek a rizika z ozáření program PCXMC a proto byl použit i pro měření v této práci. Samotná vyšetření proběhla na skiagrafickém přístroji s těmito údaji:

Typ přístroje: Siemens Fluorospot compact FS, Ysio 20134

Filtrace: 3 mm Al ; 0 mm Cu

Vzdálenost: 1000 mm

Napětí rentgenky: 124 kV

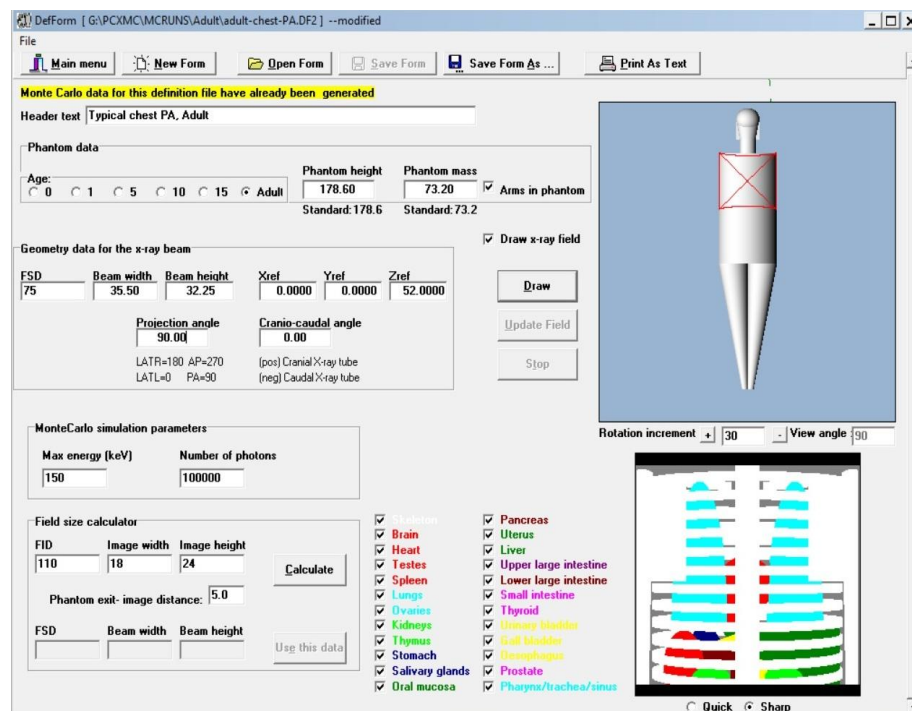
Pro výpočty efektivních dávek bylo potřeba zanást zjištěné údaje jako je napětí na rentgence, hodnota plošné kermy a především správně modelovat svazek záření, kterým bylo vyšetření provedeno. Grafická modelace na fantomu dospělého bezpohlavního jedince je klíčovým prvkem pro odhad efektivních dávek v jednotlivých orgánech.

Prvním krokem při odhadu efektivní dávky je definování velikosti ozařovaného pole, fantomu podle věku pacienta a maximální energie (KeV) pro následnou



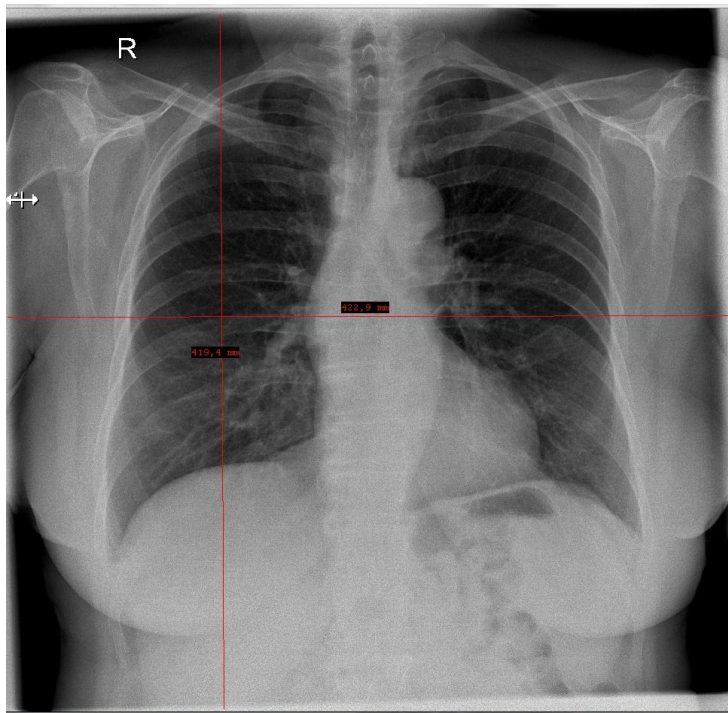
simulaci metodou MonteCarlo. Způsob zanesení těchto údajů do programu je zobrazena na obr. 10. Na obr. 11 pak vidíme simulované pole při RTG projekci plic.

**Obrázek 10 Rozhraní programu PCXMC**



Zdroj: vlastní výzkum

Obrázek 11 Příklad simulovaného pole, RTG projekce plic PA



Zdroj: vlastní výzkum

Při výpočtu je potřeba znán napětí rentgenky a filtraci rtg svazku, které je v konkrétním přístroji užíváme. U všech vyšetření nabývalo napětí na rentgence hodnoty 124 kV a materiál filtrace byl hliník o šířce 3 mm (obr. 12).

Obrázek 12 Kalkulace rentgenového spektra

Calculation of x-ray spectrum

X-ray tube potential	Filter #1 : Material	Filter #2 : Material
<input type="text" value="124"/> kV	<input type="text" value="13"/> Atomic Number	<input type="text" value="29"/> Atomic Number
X-ray tube Anode Angle	<input type="text" value="Al"/> Chemical Symbol	<input type="text" value="Cu"/> Chemical Symbol
<input type="text" value="14.00"/> degree	Filter #1 : Thickness	Filter #2 : Thickness
	<input type="text" value="3.00"/> mm	<input type="text" value="0.00"/> mm
	<input type="text" value="0.8106"/> g/cm <sup>2</sup>	<input type="text" value="0.0000"/> g/cm <sup>2</sup>

Zdroj: vlastní výzkum

Vstupní dávka na plochu, tedy plošná kerma, musí být do programu zanesena individuálně pro každého pacienta. Tato hodnota se liší vzhledem k velikosti ozařovaného pole vyšetřovaného objektu (obr. 13).

Obrázek 13 Hodnota vstupní dávky

Patient input dose

Input dose value:  
57.2 mGycm<sup>2</sup>

Incident air kerma value used in calculations:  
0.0317 mGy

[Corresponds to about 0.4mAs]

Input dose quantity and unit:

- Incident air kerma (mGy)
- Dose-Area Product (mGycm<sup>2</sup>)
- Entrance exposure (mR)
- Exposure -Area Product (Rcm<sup>2</sup>)
- Current -Time Product (mAs)

[Input dose quantities are for measurements without BSF]

OK ! Cancel

Zdroj: vlastní výzkum

Při vnesení všech veličin do programu PCXMC jsou generovány hodnoty orgánových dávek a efektivní dávky pro konkrétního pacienta do následujícího dávkového reportu (obr. 14).

## Obrázek 14 Dávkový report

PCXMC- Dose Calculation

File Run

**X-ray tube potential: 124 kV**      **Filtration: 3 mm Al + 0 mm Cu**  
**Anode angle: 14 deg**

File: G:\PCXMC\MCRUNS\Adult\adult-chest-PA.DP.en2  
 Typical chest PA, Adult Phantom: Adult\_Arms included Simulation: Photons/Energy level: 100000 Maximum energy: 150 keV  
 Projection angle (LATL=0,PA=90,LATR=180,AP=270): 90.000 Dbl. angle: 0.000  
 Field width: 43.00 cm and height: 42.00 cm FSD: 125.000 cm Ref. point (x,y,z[cm]): ( 0.000, 0.000, 54.000)  
 Phantom height: 178.000 cm and mass: 80.000 kg Scaling factors sx(=sy): 1.047 and sz: 0.997  
 Incident air kerma:..... 0.029 mGy Tube voltage: 124 kV Filter:.....3 mm Al + 0 mm Cu

Organs	Dose (mGv)	Error (%)	Organs	Dose (mGv)	Error (%)
Active bone marrow	0.009457	0,2	(Scapulae)	0.088168	0,6
Adrenals	0.024329	2,7	(Clavicles)	0.009339	1,9
Brain	0.000197	4,3	(Ribs)	0.054954	0,3
Breasts	0.005024	1,6	(Upper arm bones)	0.034344	0,7
Colon (Large intestine)	0.000603	2,6	(Middle arm bones)	0.037011	0,7
(Upper large intestine)	0.000931	2,8	(Lower arm bones)	0.005019	1,9
(Lower large intestine)	0.000170	7,4	(Pelvis)	0.000381	3,7
Extrathoracic airways	0.003253	4,9	(Upper leg bones)	0.000003	30,9
Gall bladder	0.004408	3,0	(Middle leg bones)	0.000000	NA
Heart	0.008737	1,0	(Lower leg bones)	0.000000	NA
Kidneys	0.016035	1,0	Skin	0.006060	0,3
Liver	0.010781	0,5	Small intestine	0.000737	1,6
Lungs	0.021295	0,4	Spleen	0.020192	1,0
Lymph nodes	0.005954	0,7	Stomach	0.005979	1,8
Muscle	0.005131	0,1	Testicles	0.000007	54,3
Oesophagus	0.012540	2,1	Thymus	0.004211	5,7
Oral mucosa	0.000672	7,3	Thyroid	0.005784	4,3
Ovaries	0.000181	32,1	Urinary bladder	0.000060	22,4
Pancreas	0.011022	1,6	Uterus	0.000149	16,0
Prostate	0.000000	NA			
Salivary glands	0.001290	5,7	Average dose in total body	0.006987	0,1
Skeleton	0.017252	0,2	Effective dose ICRP60 (mSv)	0.007175	0,4
(Skull)	0.001075	2,0	Effective dose ICRP103 (mSv)	0.007472	0,3
(Upper Spine)	0.020519	1,1			
(Middle Spine)	0.051708	0,5			
(Lower Spine)	0.013151	1,0	Abs. energy fraction (%)	48.328358	

Zdroj: vlastní výzkum

Měřeními vyšly dvě rozdílné hodnoty dle doporučení ICRP 60 a ICRP 103. Tyto výsledné efektivní dávky z programu PCXMC budou porovnány s normalizovanými hodnotami podle doporučení z věstníků Ministerstva zdravotnictví ČR. [11]

Normalizované hodnoty k porovnání se získají výpočtem dopadové kermy u konkrétního vyšetření, které je vynásobeno hodnotou standardizované efektivní dávky pro ženy (0,114) z doporučení dle tab. 7. Výsledkem bude efektivní dávka, kterou vyšetřované ženy obdržely.

$$0,114 * 0,449 = 0,051$$

**Tabulka 7 Normalizované hodnoty pro vyšetření plic**

				Efektivní dávky (mSv)	
Napětí kV	Filtrace Al 3,5 mm	Formát filmu (cm x cm)	Projekce	Muž	Žena
125	3,5	35 x 35	PA	0,108	0,114

Zdroj: [11]

Šetření týkající se dávek u skiagrafického vyšetření plic proběhlo na skupině 10 žen, které byly záměrně vybrány pro podobnou tělesnou konstituci a tedy i porovnatelné hodnoty efektivních dávek. Tyto ženy ve Fakultní nemocnici Plzeň Lochoťín prodělaly skiagrafickou projekci na oblast hrudníku, se zaměřením na diagnostické vyšetření plic. Polovina pacientek podstoupila standardní rentgenové vyšetření v projekci zadopřední (PA), druhá polovina pak v projekci předozadní (AP). Při zadopřední projekci stojí pacientka čelem k detektoru a paprsek z rentgenky prochází jako první skrz její záda. Projekce předozadní představuje polohu, kdy je pacientka opřena zády o detektor a primární svazek prostupuje jako první skrz hrudník. Programem PCXMC byly spočítány hodnoty efektivních dávek na prsní žlázu u těchto dvou skiagrafických projekcí. Záměrem je porovnání rozdílné výsledné efektivní dávky výběrem projekce.

Výsledné hodnoty efektivních dávek byly porovnány s národními diagnostickými referenčními úrovněmi a místními diagnostickými referenčními úrovněmi stanovenými pro Klinikou zobrazovacích metod Fakultní nemocnice Plzeň Lochoťín. Získáme tak představu o úrovni optimalizace radiační ochrany.

### **6.2.2 Měření dávek u vyšetření břicha výpočetní tomografií**

Druhé šetření se týká zhodnocení přístupu k dávkování u výpočetních tomografů, konkrétně u dvoufázového vyšetření břicha. Odhad efektivní dávky byl proveden v programu ImPACT - CT. Tento program je v klinické praxi standardně užíván pro výpočet efektivních dávek z vyšetření, a proto byly veškeré výpočty provedené v rozhraní tohoto programu.

Vyšetření břicha výpočetní tomografií bylo provedeno na přístroji s následujícími parametry:

Přístroj: Siemens Definition Flash

Pitch faktor: 0,6

Doba rotace: 0,5

Proud rentgenky: 600 - 900 mA

Napětí rentgenky: 100 kV

Oblast skenování: Body

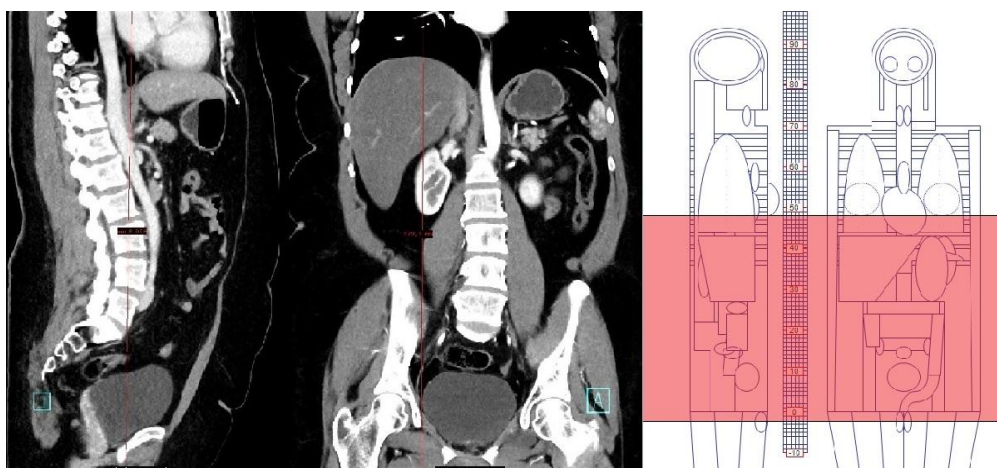
Kolimace: 128 x 0,6 mm

Typ CT: multislice

Stejně jako u předchozího měření je pro odhad efektivní dávky v programu ImPACT - CT nejdůležitější vymezení oblasti skenování na fantomu (viz Obr. 14). Přesná modelace skutečnosti nám pomáhá pro nejpřesnější odhad efektivní dávky pro konkrétního pacienta. Dalším parametrem, který se liší od vyšetření je parametr stoupání neboli pitch faktor, který je v případě vyšetření břicha na přístroji Definition Flash nastaven na hodnotu 0,6. Napětí na rentgence má pro toto vyšetření standardní hodnotu 100 kV. Oblast skenování je rozdělena na hlavu a tělo. V tomto případě bylo zvoleno tělo. Oblasti jsou rozděleny vzhledem k umístění orgánů, pro které odhadujeme efektivní dávku. Pro každého pacienta byl stanoven proud rentgenky, který je individuálně spočten v průběhu vyšetření. V tomto měření se proud rentgenky pohyboval v rozmezí 600 - 900 mA.

Veškeré hodnoty byly zaneseny do rozhraní programu, spolu s definováním oblasti na fantomu (obr. 15 a 16).

Obrázek 15 Vztah fantomu ke skutečnému pacientovi



Zdroj: vlastní výzkum

Obrázek 16 Rozhraní ImpACT - CT

**ImpACT CT Patient Dosimetry Calculator**  
Version 1.0.4 27/05/2011

<b>Scanner Model:</b> Manufacturer: Siemens Scanner: Siemens Definition AS KV: 100 Scan Region: Body Data Set: MCSET20 Current Data: MCSET20 Scan range: Start Position: -2 cm End Position: 48 cm Organ weighting scheme: ICRP 60		<b>Acquisition Parameters:</b> Tube current: 718 mA Rotation time: 0,5 s Spiral pitch: 0,6 mAs / Rotation: 359 mAs Effective mAs: 598,333 mAs Collimation: 19,2 (64* x c) mm Rel. CTDI: 1,36 at selected collimation CTDI (air): 14,2 mGy/100mAs CTDI (soft tissue): 15,2 mGy/100mAs nCTDI <sub>w</sub> : 4,4 mGy/100mAs CTDI <sub>w</sub> : 15,9 mGy CTDI <sub>vol</sub> : 26,6 mGy DLP: 1329 mGy.cm	
--	--	--	--

Organ	w <sub>r</sub>	H <sub>r</sub> (mGy)	w <sub>r</sub> ·H <sub>r</sub>
Gonads	0,2	28	5,7
Bone Marrow	0,12	17	2,1
Colon	0,12	36	4,3
Lung	0,12	14	1,7
Stomach	0,12	40	4,8
Bladder	0,05	43	2,1
Breast	0,05	2,6	0,13
Liver	0,05	37	1,8
Oesophagus (Thymus)	0,05	2,1	0,11
Thyroid	0,05	0,17	0,0085
Skin	0,01	14	0,14
Bone Surface	0,01	25	0,25
Not Applicable	0	0	0
Not Applicable	0	0	0
Remainder	0,025	18	0,45
Kidneys	0,025	44	1,1
<b>Total Effective Dose (mSv)</b>			<b>25</b>

Remainder Organs	H <sub>r</sub> (mGy)
Adrenals	35
Small Intestine	37
Kidney	44
Pancreas	34
Spleen	36
Thymus	2,1
Uterus	38
Muscle	18
Brain	0,007
Not Applicable	N/A
Not Applicable	N/A
Not Applicable	N/A
Not Applicable	N/A
<b>Other organs of interest</b>	
Eye lenses	0,0097
Testes	22
Ovaries	34
Uterus	38
Prostate	43

Scan Description / Comments

© Nicholas Keat for ImpACT, 2000-2011  
Imaging Performance Assessment of CT Scanners, an MHRA Evaluation centre  
<http://www.impactscan.org>

Zdroj: vlastní výzkum

Měření dle doporučení věstníku Ministerstva zdravotnictví ČR [11] probíhalo podle doporučení a tabulkových hodnot normalizovaných efektivních dávek (tab. 8).

**Tabulka 8 Hodnoty normalizovaných efektivních dávek**

			Efektivní dávka (mSv)	
Typ vyšetření	Typ CT	Napětí (kV)	Muž	Žena
CT břicha	multislice	120	0,332	0,378

Zdroj: [11]

Normalizovaná hodnota efektivní dávky dle pohlaví z tabulky byla vynásobena hodnotou váženého kermového indexu výpočetní tomografie pro konkrétní vyšetření. [11] Tuto hodnotu bylo nutné vynásobit dvěma, jelikož se jedná o provedení dvou skenů po sobě.

Měření bylo provedeno na skupině 10 pacientů – pěti žen a pěti mužů (zástupci jednotlivých pohlaví jsou podobné tělesné váhy pro možnou porovnatelnost výsledků), kteří podstoupili vyšetření břicha tzv. dvoufázovou metodou vyšetření břicha. Právě toto vyšetření představuje pro pacienty značnou radiační zátěž, jelikož je oblast břicha skenována dvakrát po sobě a orgány v dutině břišní obdrží dvojitou dávku. U této skupiny byly porovnány výsledné efektivní dávky u jednotlivých orgánů podle doporučení ICRP 60 a ICRP 103. Tyto hodnoty efektivních dávek z programu ImPACT – CT byly porovnány s hodnotami dle doporučení odhadu efektivních dávek věstníku Ministerstva zdravotnictví ČR [11] podle tabulkových hodnot a váženého kermového indexu.

Pro analyzování přístupu k snižování dávek při lékařském ozáření byly výsledné hodnoty efektivních dávek porovnány s národními diagnostickými referenčními úrovněmi a místními diagnostickými referenčními úrovněmi stanovenými pro Klinikou zobrazovacích metod Fakultní nemocnice Plzeň Lochotín. Porovnáním výsledných hodnot získáme představu o optimalizaci radiační ochrany. V případě překročení stanovených limitů je třeba řešit nápravu, v případě dodržení limitních hodnot se jedná o ukazatel dobře provedené optimalizace dávky.



### ***6.2.3 Pravděpodobný vznik stochastických účinků u vybraných pacientů***

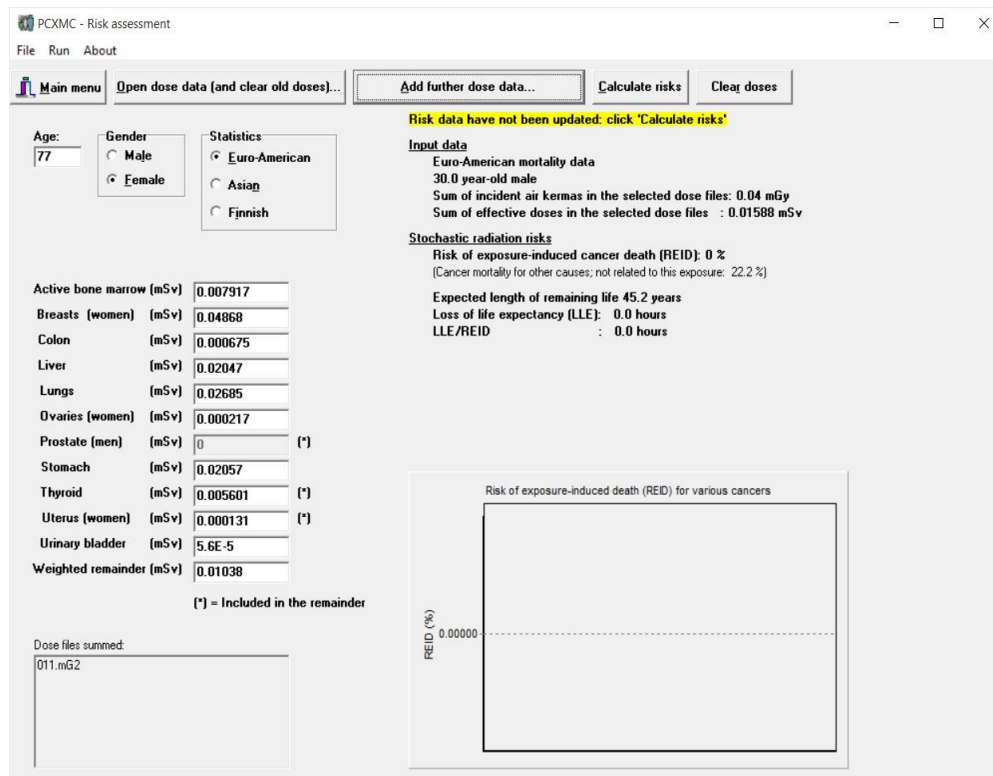
V současné době se odhadem pravděpodobnosti stochastických účinků zabývá mnoho institucí. Pravděpodobnost rakoviny indukované lékařským diagnostickým ozářením je odhadována na základě statistických šetření na určitém souboru populace. Tuto pravděpodobnost nelze považovat za absolutní, jelikož pro vznik rakoviny hrají roli mnohé další faktory.

U souboru pacientů, kteří prodělali skiagrafické vyšetření a vyšetření na výpočetním tomografu byl proveden výpočet relativní pravděpodobnosti vzniku rakoviny. Soubor pacientů byl totožný se souborem z předchozích měření. Výpočet byl proveden v programech, které disponují modelem pro odhad vzniku rakoviny a velkou databází zaznamenaných vyšetření. Programy také zohledňují nejvíce faktorů u konkrétně profilovaného záření.

U skiagrafického vyšetření byl použit stejně tak jako u odhadu efektivní dávky program PCXMC, který ve svém rozhraní disponuje modulem pro odhad vzniku stochastických účinků (obr. 17). Vzhledem k možnosti výpočtu pravděpodobnosti vzniku rakoviny ze skiagrafického vyšetření vztaheném na konkrétního pacienta (pro tuto skupinu pacientů byly již modelovány: velikost svazku, energii svazku a konkrétní hodnoty pro výpočet efektivní dávky).

Program generuje pravděpodobnost vzniku rakoviny z databáze společnosti BEIR.

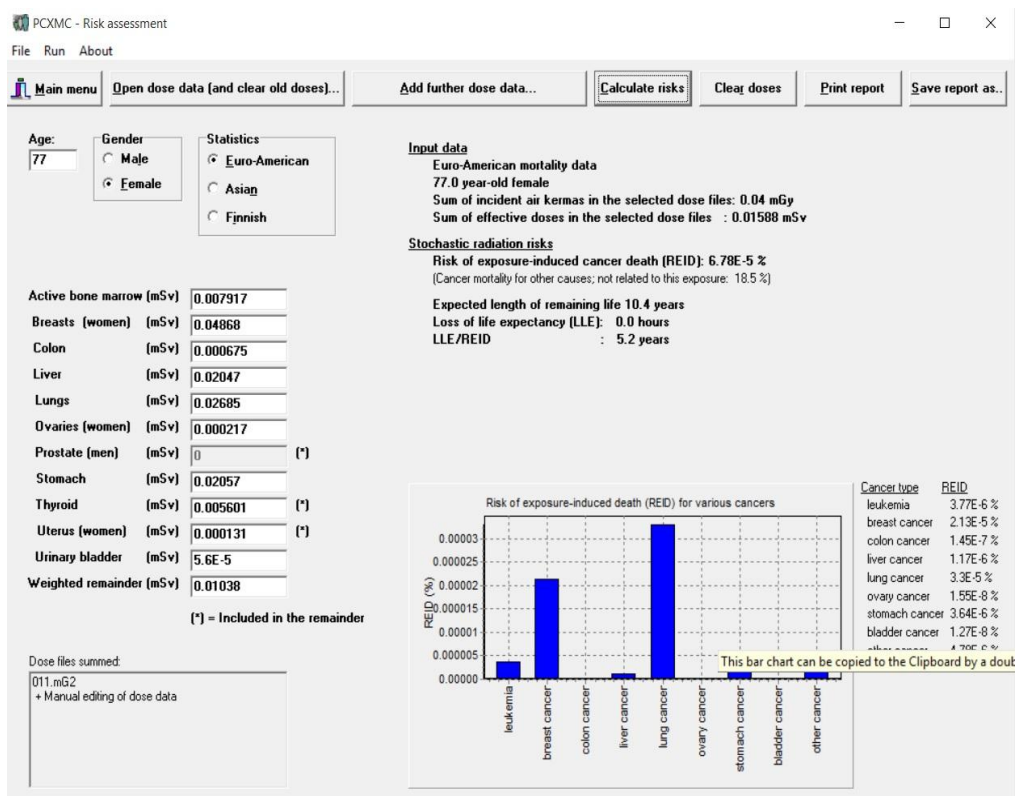
Obrázek 17 zanesená data do risk kalkulátoru



Zdroj: vlastní výzkum

K posouzení rizika byly zanesené reporty z odhadů efektivních dávek pro jednotlivé pacienty. Reporty s přesnou modelací spektra svazku na fantomu. Je tak získána poměrně reálnou představu o ozářených strukturách. Pro generaci správných hodnot pacienta je zanesen věk, pohlaví a především získaný soubor absorbované dávky pro jednotlivé orgány, ze kterého dojde k výpočtu pravděpodobnosti vzniku stochastických účinků (obr. 18).

Obrázek 18 Výsledný report o pravděpodobnosti stochastických účinků



Zdroj: vlastní výzkum

Pro odhad pravděpodobnosti vzniku stochastických účinků u vyšetření na výpočetním tomografu byl zvolen program, který je napojen na databázi více než 62 milionů statistických údajů o CT vyšetření [21]. Tento program byl zvolen také kvůli zohlednění DLP při výpočtu. Další z parametrů je průměrná dávka, která byla již získána z předchozích odhadů efektivní dávky pro konkrétní pacienty.

Pro náš odhad byla zvolena studie Abdomen and Pelvis CT, která nejvěrněji simulují vyšetření, které bylo provedeno u skupiny pacientů. Jako hodnotu pro výpočet průměrné dávky bylo použito výsledné hodnoty podle ICRP 103. DLP je získáno z dávkového protokolu pro každé vyšetření zvlášť (obr. 19).

Obrázek 19 Rozhraní x - ray risk kalkulatoru

## Risk Calculator

[Help](#)

---

**Plain Films (x-rays)**

- Chest x-ray (2 views)
- Abdomen x-rays
- Pelvis x-rays
- Hip x-rays (unilateral)
- Neck x-rays
- Upper Back x-rays
- Lower Back x-rays
- Extremity x-rays (Hands, Feet, etc)
- Mammogram (unilateral)
- Dental x-ray (panoramic)
- Dental x-ray (4 intraoral bitewings)
- Skull x-rays
- DEXA Scan (Bone Density)

Dose is based on multiple views

**CT Scans**

Fluoroscopy

Nuclear Medicine

Interventional Procedures

MRI and Ultrasound

**Study:** **Abdomen and Pelvis CT**

**Gender:** Male  Female

**Age at Time of Study:**  (years)

**Number of Exams:**

**Average Dose:**  (mSv)

**DLP (Optional for CT):**  (mGy · cm)

---

<b>Total Effective Dose:</b>	<input type="text" value="15.21"/>	(mSv)	
<b>Additional Cancer Risk:</b>	<input type="text" value="0.099372"/>	(%)	<b>1 in 1006</b>
<b>Baseline Cancer Risk:</b>	<input type="text" value="37.5"/>	(%)	
<b>Baseline + Additional Risk:</b>	<input type="text" value="37.599372"/>	(%)	

To learn more about how these calculations are made, see the About page.

Zdroj: vlastní výzkum

## 7 Výsledky

V této části jsou zpracovány výsledky měření, které byly provedeny na základě metodiky popsané v předchozí kapitole.

### 7.1 Měření dávek u skiagrafického vyšetření plic

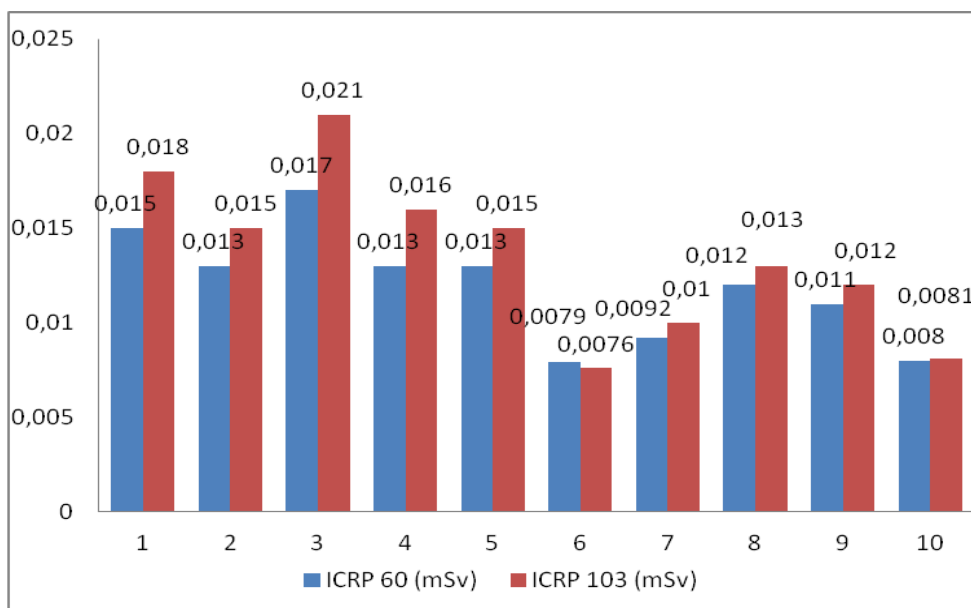
V tab. 9 je znázorněn soubor pacientek, u kterých proběhlo vyšetření plic skiagramem. Pacientky se liší dle použité projekce. V programu PCXMC byly vypočteny hodnoty efektivní dávky dle doporučení ICRP 60 a ICRP 103, tabulka je doplněna o absorbovanou dávku pro prsní žlázu (ta slouží k porovnání její hodnoty v odlišných projekcích). Výpočty jsou níže znázorněny v grafu 1.

**Tabulka 9** Naměřené hodnoty efektivní dávky skiagrafického vyšetření plic

	PROJEKCE	ICRP 60 (mSv)	ICRP 103 (mSv)	Prsní žláza (mGy)
1.	AP	0,015	0,018	<b>0,055</b>
2.	AP	0,013	0,015	<b>0,049</b>
3.	AP	0,017	0,021	<b>0,065</b>
4.	AP	0,013	0,016	<b>0,050</b>
5.	AP	0,013	0,015	<b>0,047</b>
6.	PA	0,0079	0,0076	<b>0,0051</b>
7.	PA	0,0092	0,010	<b>0,0065</b>
8.	PA	0,012	0,013	<b>0,0088</b>
9.	PA	0,011	0,012	<b>0,0077</b>
10.	PA	0,008	0,0081	<b>0,0055</b>

Zdroj: vlastní výzkum

**Graf 1 Efektivní dávky skiografického vyšetření plic**

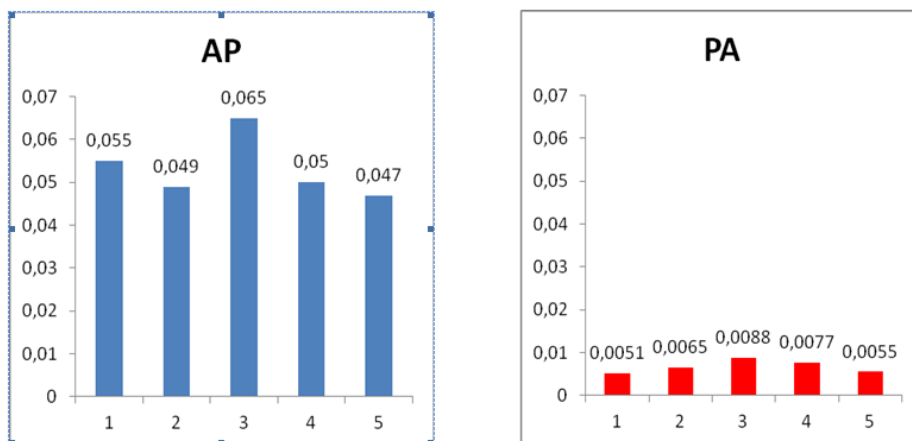


Zdroj: vlastní výzkum

Z výsledků je patrné, že hodnota efektivní dávky je rozdílná při užití ICRP 60 a ICRP 103. Rozdílnost je dána především odlišnými radiačními výhovými faktory (např. pro plíce a prsní žlázu). Hodnota podle ICRP 60 je pro prsní žlázu stanovena na 0,05. [14] Podle ICRP 103 jsou tyto hodnoty pro prsní žlázu na 0,12. [14] Ke změně radiačních váhových faktorů dochází výzkumem senzitivity jednotlivých struktur.

Na grafu 2 jsou znázorněny hodnoty absorbované dávky na prsní žlázu v návaznosti na zvolenou projekci při vyšetření.

**Graf 2 Rozdíl dávek na prsní žlázu v mGy**



Zdroj: vlastní výzkum

Z porovnání hodnot vyplývá, že množství absorbované dávky je u všech pacientek se zvolenou AP projekcí vyšší než u pacientek se zvolenou projekcí PA.

Při skiagrafickém vyšetření se zásadně používá tvrdá metoda snímkování, hodnota napětí je tedy vysoká. V našem případě bylo použita hodnota 129 kV. Při vzniku obrazu je potřeba, aby na detektor dopadlo stejné množství energie záření, které prostupuje pacientem. Při nízkém proudu mAs a vysoké hodnotě proudu je dávka pacienta snižována. K rozdílným hodnotám dochází distribucí dávky z primárního svazku rentgenky. Při předozadní projekci prochází paprsek nejprve prsní tkání, plicemi a následně se zachytává na detektoru. V zadopřední projekci je tomu naopak. Vzhledem k distribuci záření a převaze Comptonova rozptylu při předozadní projekci nad fotoefekt se snižuje absorbovaná dávka u pacienta.

V tab. 10 jsou znázorněné výsledné hodnoty efektivní dávky bez použití programu PCXMC, vycházelo se pouze z normovaných hodnot pro skiagrafické vyšetření plic dle doporučení Ministerstva zdravotnictví ČR.

Efektivní dávka (0,114 mSv) je hodnota, která je normalizovaná k dopadající kermě 1 mGy. Pro výpočet efektivní dávky pro vyšetření byla hodnota z doporučení, v druhém sloupci, vynásobena hodnotou dopadající kermey pro

konkrétní vyšetření plic v třetím sloupci. Hodnotu dopadající kermy byla získána z dozimetrického protokolu u šetřených pacientů. Hodnota plošné kermy je měřena DAP metrem, který je součástí skiagrafického přístroje a slouží k dozimetreckému záznamu plošné kermy pro konkrétní projekci. Pro získání dopadající kermy je hodnota plošné kermy dělana velikostí ozařovaného pole na pacientovi. Dopadající kermu je získána individuálně pro každé vyšetření. Po vynásobení normalizované efektivní dávky pro vyšetření plic s výslednou hodnotou dopadající kermy z konkrétní projekce, získáme efektivní dávku pro jeden snímek plic. Tento způsob používají pracoviště, které nemají k dispozici některý z programů pro výpočet efektivní dávky. Tento postup je doporučen věstníkem Ministerstva zdravotnictví, jako dostupná metoda k odhadu efektivní dávky.

**Tabulka 10 Výsledné hodnoty efektivní dávky s použitím tabulky**

	Efektivní dávka - žena (mSv)	Dopadající kerma (mGy)	Výsledná efektivní dávka (mSv)
1.	0,114	0,449	<b>0,051</b>
2.	0,114	0,400	<b>0,046</b>
3.	0,114	0,537	<b>0,061</b>
4.	0,114	0,415	<b>0,047</b>
5.	0,114	0,388	<b>0,044</b>
6.	0,114	0,293	<b>0,033</b>
7.	0,114	0,371	<b>0,042</b>
8.	0,114	0,504	<b>0,057</b>
9.	0,114	0,443	<b>0,051</b>
10.	0,114	0,316	<b>0,036</b>

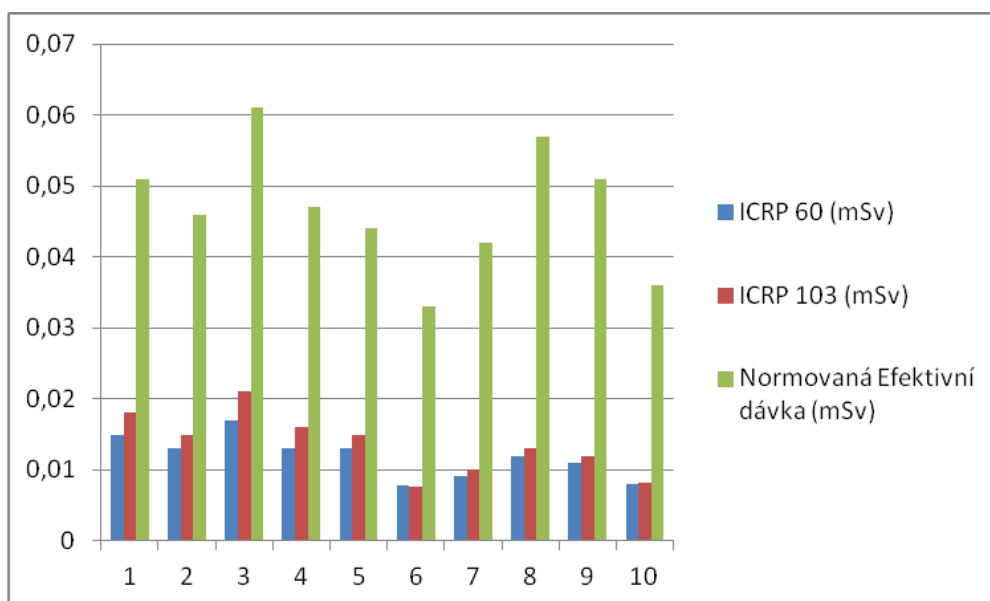
Zdroj: vlastní výzkum

Výpočtem bylo zjištěno, že individuálně počítané efektivní dávky jsou o 40 - 50 % menší než dávky normalizované.

V grafu 3 jsou tyto normované hodnoty porovnány s programově vypočtenými hodnotami.



**Graf 3 Rozdíl vypočtených efektivních dávek**



Zdroj: vlastní výzkum

Normované hodnoty a hodnoty vypočtené dle programu PCXMC se ve výši výsledné dávky pro vyšetření plic výrazně liší, a to několikanásobně u všech vyšetřených pacientek.

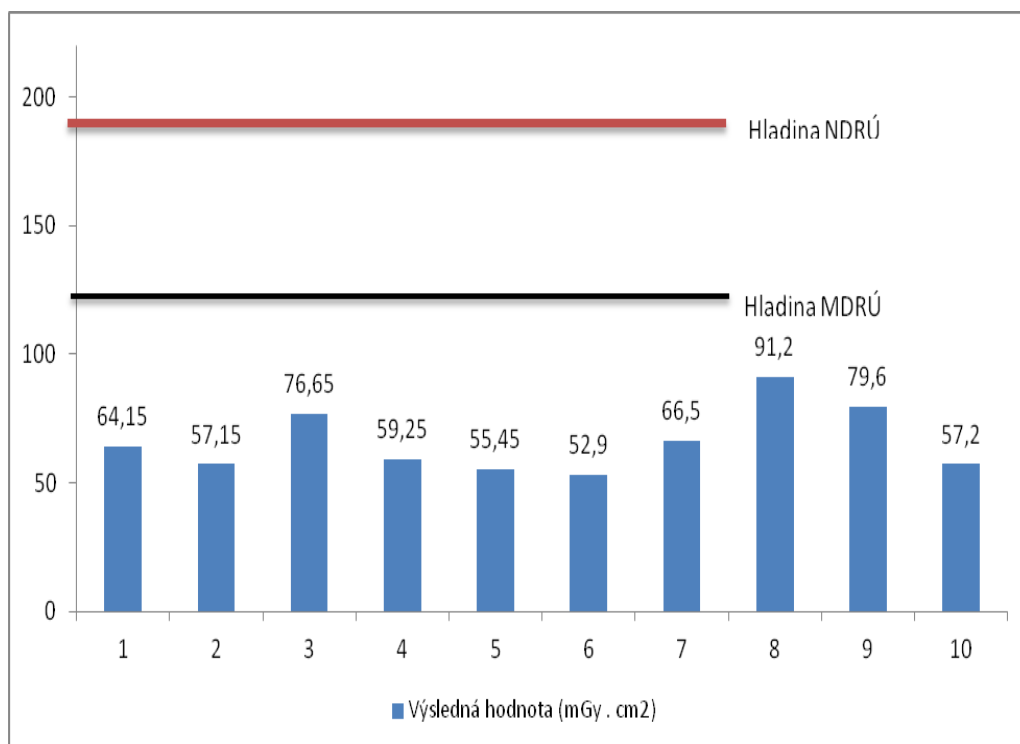
V tab. 11 jsou porovnány výsledky plošné kermy s národními diagnostickými referenčními úrovněmi a místními diagnostickými referenčními úrovněmi užívanými ve Fakultní nemocnici Plzeň - Lochotín. Grafické znázornění najdeme v grafu 4.

**Tabulka 11 Výsledné hodnoty plošné kermy**

NDRŮ (mGy. cm <sup>2</sup> )	MDRŮ (mGy. cm <sup>2</sup> )	Výsledná hodnota (mGy. cm <sup>2</sup> )
190	133	<b>64,15</b>
190	133	<b>57,15</b>
190	133	<b>76,65</b>
190	133	<b>59,25</b>
190	133	<b>55,45</b>
190	133	<b>52,90</b>
190	133	<b>66,50</b>
190	133	<b>91,20</b>
190	133	<b>79,60</b>
190	133	<b>57,20</b>

Zdroj: vlastní výzkum

**Graf 4 Vztah naměřených hodnot k referenčním úrovním**



Zdroj: vlastní výzkum

Z naměřených hodnot v porovnání s národními a místními diagnostickými referenčními úrovněmi vyplývá, že nebyly ani v jednom případě tyto úrovně překročeny.

### **7.1.2 Měření dávek u vyšetření břicha výpočetní tomografií**

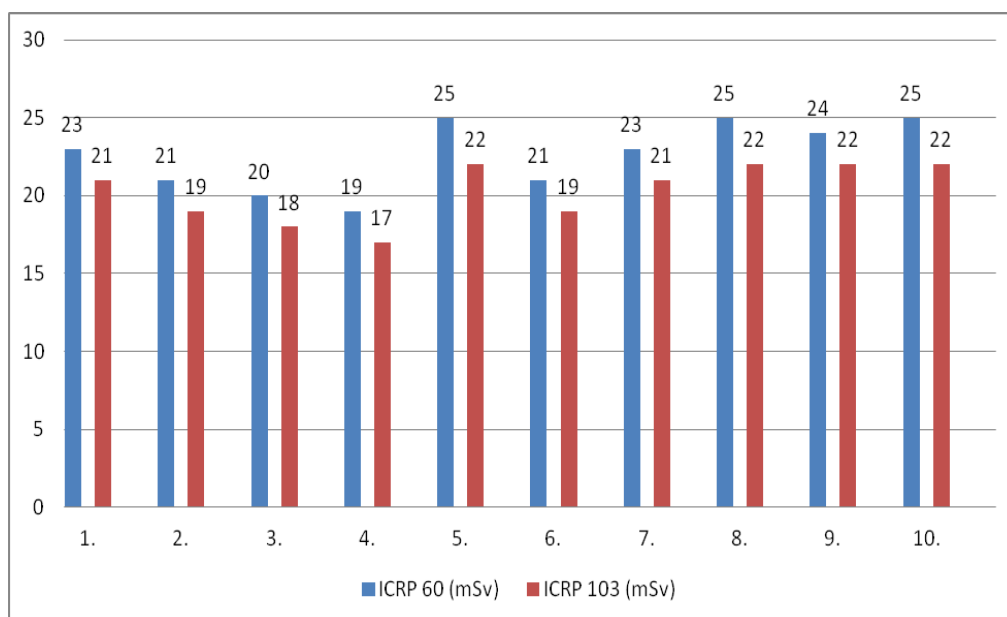
V programu ImPACT – CT byly vypočítány hodnoty efektivní dávky dle ICRP 60 a ICRP 103 pro soubor vyšetřených pacientů (tab. 12).

**Tabulka 12** Výsledné efektivních dávek

	<b>ICRP 60 (mSv)</b>	<b>ICRP 103 (mSv)</b>
1.	<b>23</b>	<b>21</b>
2.	<b>21</b>	<b>19</b>
3.	<b>20</b>	<b>18</b>
4.	<b>19</b>	<b>17</b>
5.	<b>25</b>	<b>22</b>
6.	<b>21</b>	<b>19</b>
7.	<b>23</b>	<b>21</b>
8.	<b>25</b>	<b>22</b>
9.	<b>24</b>	<b>22</b>
10.	<b>25</b>	<b>22</b>

Zdroj: vlastní výzkum

**Graf 5 Rozdílné hodnoty podle ICRP 60 a ICRP 103**



Zdroj: vlastní výzkum

V tab. 13 jsou vypočítány efektivní dávky podle národních radiologických standardů stanovených Ministerstvem zdravotnictví ČR. Pro výpočet efektivní a výsledné efektivní dávky jsou použity normované hodnoty. Výsledná efektivní dávka je dále graficky porovnána s hodnotami získanými z programu ImPACT – CT.

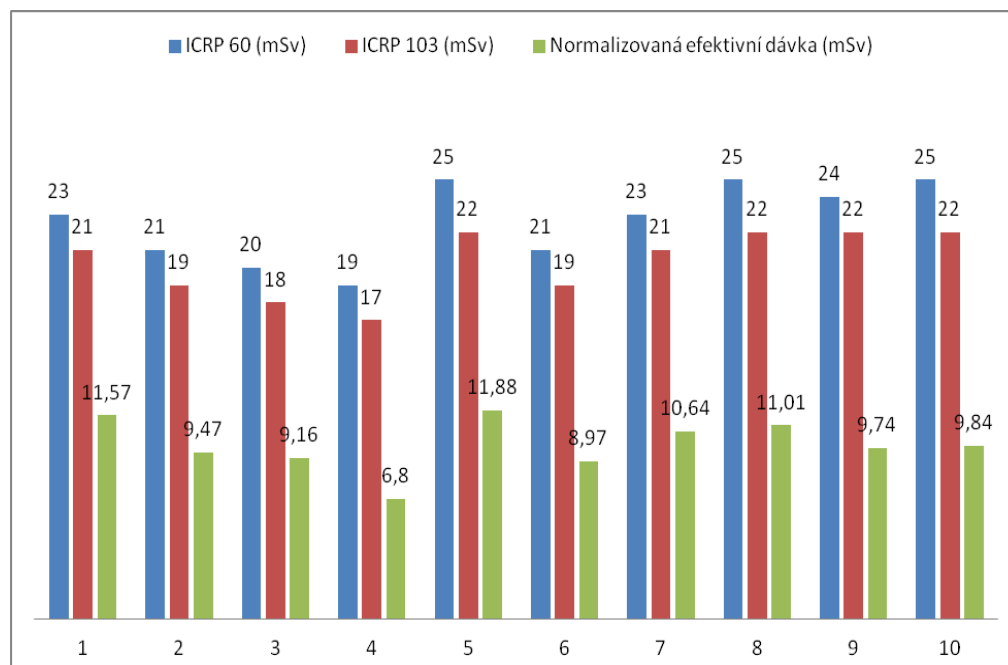
Třetí sloupec představuje hodnotu  $CTDI_w$  pro konkrétní vyšetření, který je následně vynásoben hodnotou 0,332 pro muže a 0,375 pro ženy. Hodnota je získána z Věstníku Ministerstva zdravotnictví ČR. Výslednou efektivní dávku pomocí standardizovaných hodnot vyšetření představuje předposlední sloupec. Poslední sloupec je výsledek efektivní dávky pro celé vyšetření břicha ve dvou po sobě jdoucích skenech. Grafické znázornění výsledků najdeme v grafu 6.

**Tabulka 13 Efektivní dávka podle standardů**

		CTDI <sub>w</sub> (mGy)	Efektivní dávka (mSv)	Výsledná efektivní dávka (mSv)
1.	žena	15,3	5,78	<b>11,57</b>
2.	žena	12,53	4,74	<b>9,47</b>
3.	žena	12,11	4,58	<b>9,16</b>
4.	žena	8,99	3,40	<b>6,80</b>
5.	žena	15,72	5,94	<b>11,88</b>
6.	muž	13,51	4,49	<b>8,97</b>
7.	muž	16,03	5,32	<b>10,64</b>
8.	muž	16,58	5,50	<b>11,01</b>
9.	muž	14,67	4,87	<b>9,74</b>
10.	muž	14,82	4,92	<b>9,84</b>

Zdroj: vlastní výzkum

**Graf 6 Rozdílné hodnoty efektivních dávek**



Zdroj: vlastní výzkum

Z grafu vyplývá znatelná rozdílnost výsledných hodnot. Výsledky podle normovaných hodnot jsou velmi nepřesné oproti programu ImPACT – CT, nezohledňují nejdůležitější parametry ovlivňující výslednou hodnotu. Výsledek může být pouze jen odhadem, nelze z něj odvodit absorbovanou dávku pro jednotlivé orgány.

Výsledné hodnoty dávkového indexu jsou porovnány s národními a místními diagnostickými referenčními úrovněmi. Stejně tak jako u skiagrafického vyšetření je získán přehled o optimalizaci radiační ochrany (tab. 14).

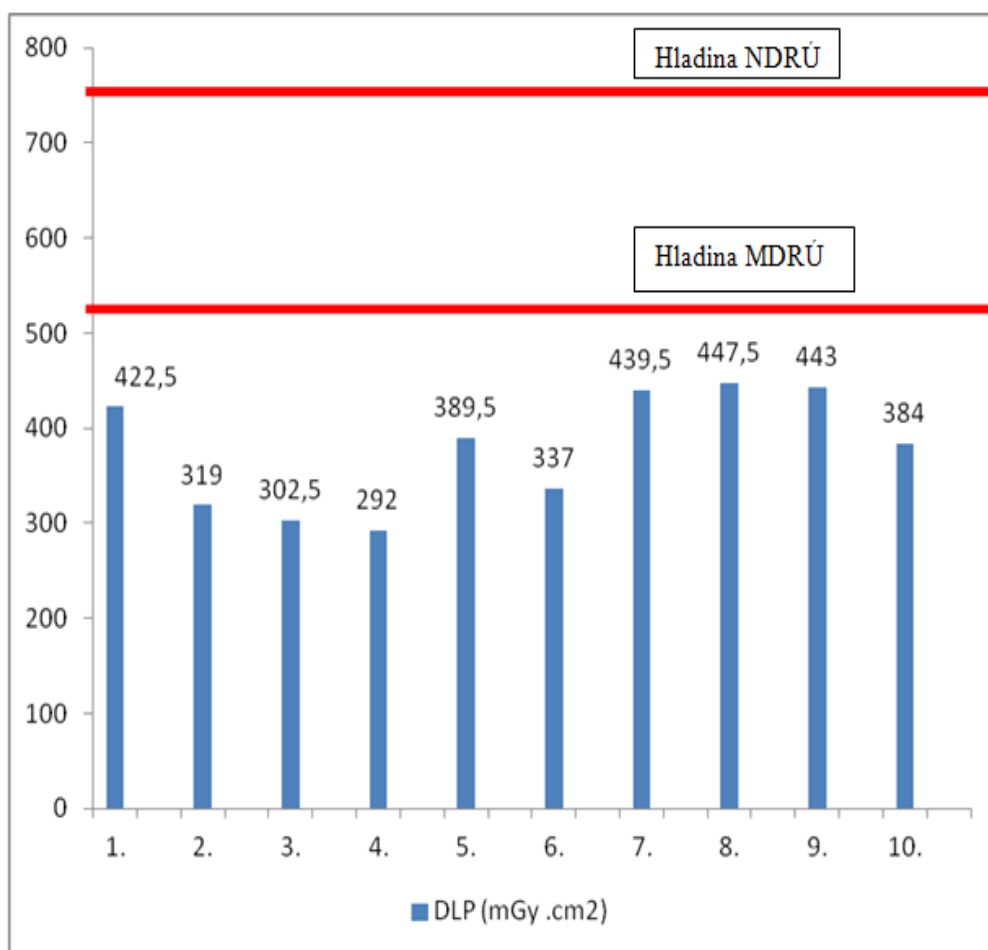
**Tabulka 14 Přehled referenčních úrovní**

	NDRÚ (mGy. cm <sup>2</sup> )	MDRÚ (mGy. cm <sup>2</sup> )	DLP (mGy.cm <sup>2</sup> )
1.	750	520	845
2.	750	520	638
3.	750	520	605
4.	750	520	584
5.	750	520	779
6.	750	520	674
7.	750	520	879
8.	750	520	895
9.	750	520	886
10.	750	520	768

Zdroj: vlastní výzkum

Graf 7 znázorňuje grafickou podobu dávkového indexu v poměru s diagnostickými referenčními úrovněmi. Pro účely grafického znázornění byly hodnoty DLP zaneseny jako poloviční, jelikož diagnostické referenční úrovně se vztahují k provedení jednoho skenu a oblast břicha byla v tomto případě skenována dvakrát. Tento graf znázorňuje hodnoty získané při použití programu ImPACT - CT.

Graf 7 Porovnání výsledných hodnot s referenčními úrovněmi



Zdroj: vlastní výzkum

Tab. 15 znázorňuje referenční úrovně v hodnotách efektivní dávky. Tyto hodnoty jsou porovnány a graficky znázorněny na grafu 8 s výslednými dávkami při použití standardizované metody podle věstníku Ministerstva zdravotnictví ČR.

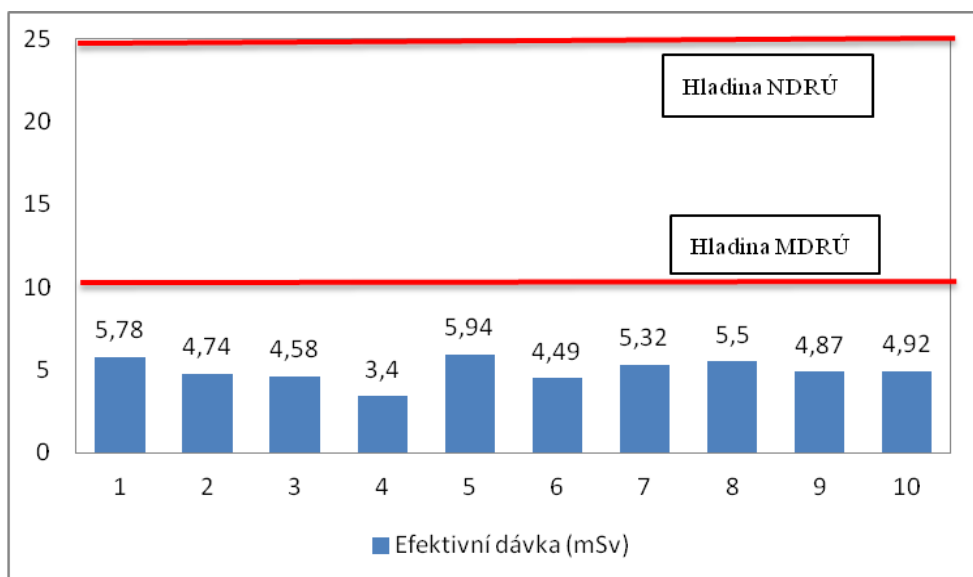
**Tabulka 15 Přehled referenčních úrovní - normovaná hodnota**

	NDRÚ (mSv)	MDRÚ (mSv)	Efektivní dávka (mSv)
1.	25	10	11,57
2.	25	10	9,47
3.	25	10	9,16
4.	25	10	6,80
5.	25	10	11,88
6.	25	10	8,97
7.	25	10	10,64
8.	25	10	11,01
9.	25	10	9,74
10.	25	10	9,84

Zdroj: vlastní výzkum



**Graf 8 Porovnání výsledných hodnot s referenčními úrovněmi - normované hodnoty**



Zdroj: vlastní výzkum

Ani v jednom diagnostickém vyšetření nedošlo k překročení referenčních úrovní.

## ***7.2 Pravděpodobný vznik stochastických účinků u vybraných pacientů***

Následující výsledky mají pouze informační charakter. Odhad vzniku rakoviny podmíněné lékařským diagnostickým ozářením není směrodatný a nelze tyto výsledky brát za konečné a platné. V této práci jsou použity jen z ucelené představy a povědomí o těchto metodách.

### ***7.2.1 Pravděpodobnost vzniku stochastických účinků u skiagrafického vyšetření***

Šetření bylo provedeno na následujícím souboru pacientů (tab. 16).

**Tabulka 16** Hodnoty zanesené do risk kalkulátoru

	Věk	Pohlaví	Statistický soubor
1.	59	žena	Euro -American
2.	77	žena	Euro -American
3.	61	žena	Euro -American
4.	53	žena	Euro -American
5.	77	žena	Euro -American
6.	66	žena	Euro -American
7.	72	žena	Euro -American
8.	92	žena	Euro -American
9.	87	žena	Euro -American
10.	78	žena	Euro -American

Zdroj: vlastní výzkum

V risk kalkulátoru, který je součástí programu PCXMC byl na tomto souboru následně proveden výpočet pravděpodobnosti vzniku rakoviny (tab. 17).

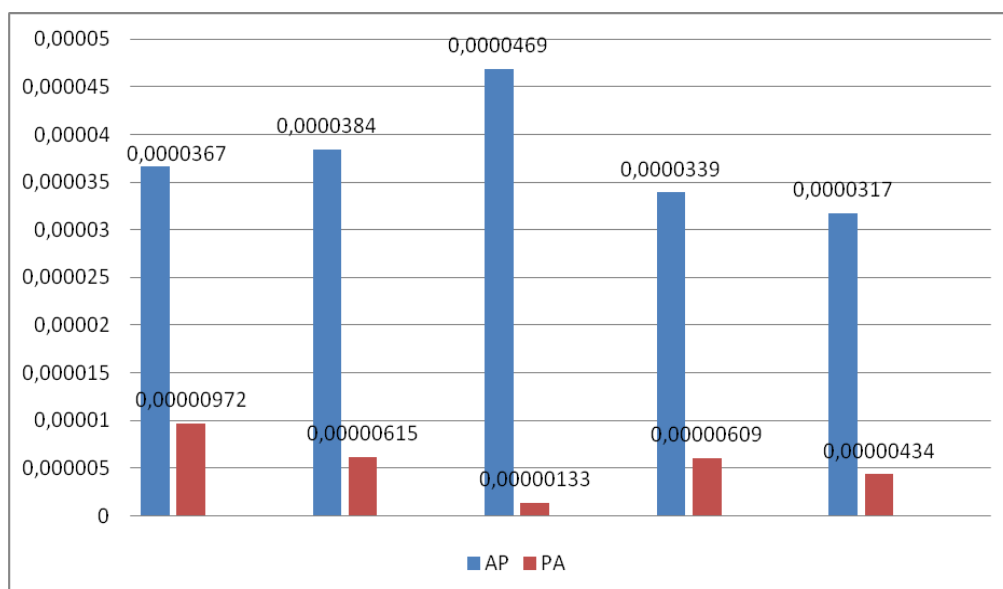
**Tabulka 17** Hodnoty vzniku rakoviny podmíněné ozářením

	REID %	Rakovina z jiných příčin %	Pľíce %	Prsní žláza %	RTG projekce
1.	0,000114	18,5	0,0000584	0,0000367	AP
2.	0,000118	18,5	0,0000552	0,0000384	AP
3.	0,000148	18,5	0,0000709	0,0000469	AP
4.	0,000112	18,5	0,0000539	0,0000339	AP
5.	0,000103	18,5	0,0000505	0,0000317	AP
6.	0,000179	18,5	0,00000989	0,00000972	PA
7.	0,000112	18,5	0,000076	0,00000615	PA
8.	0,000205	18,5	0,000099	0,00000133	PA
9.	0,000100	18,5	0,000067	0,00000609	PA
10.	0,000115	18,5	0,0000479	0,00000434	PA

Zdroj: vlastní výzkum

Sloupec s názvem REID představuje pravděpodobnost vzniku rakoviny podmíněným ozářením, které bylo pacientovi předáno při jednom vyšetření plic. Program má jeden koeficient pro vznik rakoviny, který je v našem případě stanoven u žen v hodnotě 18,5 %, u mužů pak v hodnotě 22,2 %. Koeficient je pro všechny věkové skupiny stejný. Jedná se o orientační hodnotu pravděpodobnosti vzniku rakoviny z jiných faktorů než z ozáření. V dalším sloupci jsou zaneseny hodnoty pravděpodobnosti vzniku rakoviny plic. Hodnoty jsou uvedené v procentech. Jejich hladina je malá, a to především z důvodu, že tato skutečnost byla počítána z jednoho rtg vyšetření plic. S narůstajícím ozářením tato pravděpodobnost roste. Další koeficient vzniku rakoviny podmíněné vyšetřením plic je hodnota vzniku rakoviny prsní žlázy. Graf 9 porovnává hodnoty REID pro vyšetření PA a AP.

**Graf 9 Vztah hodnot REID pro prsní žlázu (%)**



Zdroj: vlastní výzkum

Jak bylo již demonstrováno v části výpočtu absorbované dávky v prsní žláze, je i zde opět patrná rozdílnost v projekcích AP a PA. V projekci AP je vyšší pravděpodobnost vzniku rakoviny prsu o jeden řád.

### 7.2.2 Pravděpodobnost vzniku stochastických účinků u vyšetření na výpočetní tomografii

V následujících tabulkách je zobrazen soubor pacientů, kteří prodělali vyšetření výpočetní tomografií včetně hodnot z vyšetření potřebných pro následný odhad vzniku rakoviny a výsledky provedeného odhadu (tab. 18, tab. 19).

**Tabulka 18** Hodnoty pro odhad vzniku rakoviny

	Pohlaví	Věk	Dávka ICRP 103	DLP
1.	žena	51	21	845
2.	žena	60	19	638
3.	žena	63	18	605
4.	žena	70	17	584
5.	žena	82	22	799
6.	muž	47	19	674
7.	muž	55	21	879
8.	muž	55	22	895
9.	muž	78	22	886
10.	muž	41	22	768

Zdroj: vlastní výzkum

**Tabulka 19 Výsledné hodnoty vzniku rakoviny**

	Pravděpodobnost vzniku rakoviny z ozáření (%)	Pravděpodobnost	Základní riziko rakoviny (%)	Riziko rakoviny ze všech faktorů <sup>2</sup> (%)
1.	0,099372	1 z 1006	37,5	37,59937
2.	0,055250	1 z 1810	37,5	37,55525
3.	0,047312	1 z 2114	37,5	37,54731
4.	0,035997	1 z 2778	37,5	37,53600
5.	0,032750	1 z 3053	37,5	37,53275
6.	0,066625	1 z 1501	44,9	44,96663
7.	0,069730	1 z 1434	44,9	44,96973
8.	0,070999	1 z 1408	44,9	44,97100
9.	0,037340	1 z 2678	44,9	44,93734
10.	0,089536	1 z 1117	44,9	44,98954

Zdroj: vlastní výzkum

Z předchozí tabulky lze vyčíst výslednou hodnotu pravděpodobnosti vzniku rakoviny podmíněné ozářením z vyšetření. V sloupci „pravděpodobnost“ je tato hodnota popsána ve vztahu k epidemiologické pravděpodobnosti v populaci. Základní riziko vzniku rakoviny má obecně program x - ray risk stanovenou u žen na hodnotu 37,5 % a u mužů na 44,9 %. I přesto, že do programu je zadán parametr stáří člověka, program tento faktor nezohledňuje a základní riziko vzniku rakoviny je pořád stejné. Tato hodnota se může lišit od jiných programů, je stanovena vlastním výzkumem v populaci. V posledním sloupci je zaznamenána pravděpodobnost vzniku rakoviny ze všech faktorů tedy i z lékařského ozáření.

### ***7.3 Snižování radiační zátěže při diagnostickém ozáření pacienta***

Vzhledem k výsledkům naměřených hodnot efektivních dávek u zkoumaných pacientů a následného porovnání s referenčními úrovněmi nedošlo k překročení stanovených úrovní přijatelnosti efektivní dávky při lékařském ozáření. Tímto se potvrdila optimalizace ozáření a nemusí dojít k přehodnocení standardních postupů

---

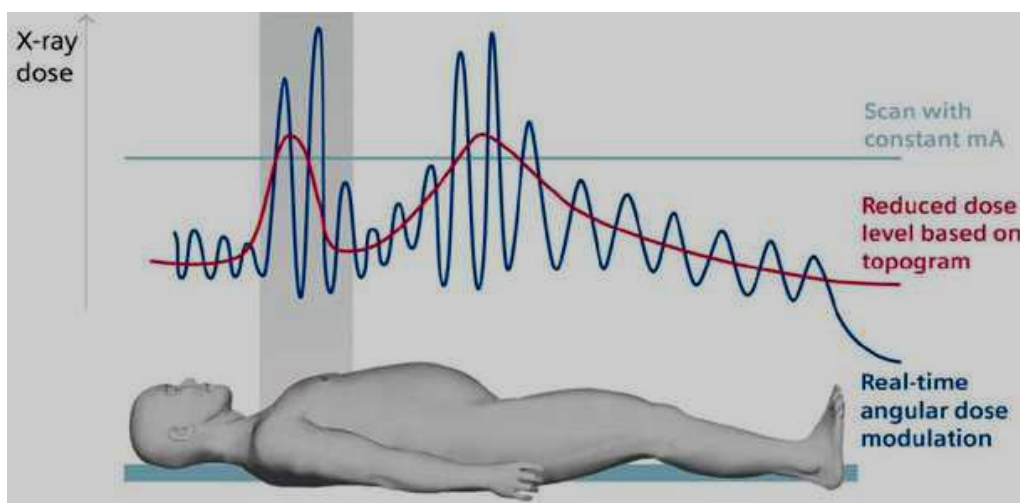
<sup>2</sup> Faktory jako genetické predispozice, kouření, životospráva, ozáření

při lékařském diagnostickém ozáření. K překročení limitů při běžném vyšetření nedochází. Především díky moderním metodám pro snižování dávky (například u výpočetní tomografie specifikací skenovacích parametrů při konkrétním vyšetření).

Pro ucelení této kapitoly je uvedena jedna z radikálních metod, která umožňuje na nejmodernějších výpočetních tomografech snížit výslednou efektivní dávku až o 40 – 60 %. Při vyšetření na výpočetním tomografu je klíčový tzv. topogram. Tento nízkodávkový sken představuje srdce celého vyšetření a především klíč k snižování výsledné efektivní dávky z vyšetření. Při vytvoření topogramu dochází k prosvitě celého objemu vyšetřované oblasti. Na základě dopadající energie je spočtena atenuace, tedy pohlcování a útlum předané energie. [28]

Největší roli v ovlivňování dávky při vyšetření hraje hodnota mAs. Tento parametr udává hodnotu proudu na rentgence. Celý systém funguje na základě stanovení určitých úrovní pro jednotlivá vyšetření, tedy maximální a minimální hranici mAs. Hodnotu proudu vypočítanou pro každého pacienta získáme při vytvoření zmiňovaného topogramu. CARE 4D nám modeluje v čase přijatelné napětí na rentgence, které vychází z anatomických proporcí pacienta (obr. 20). Tato technická vymoženost nám umožňuje snížení hodnoty mAs, například v oblasti pasu, ale zase zvýšení v oblasti ramen. Dříve se užívala pevně stanovená úroveň proudu na rentgence a díky této změně je možné snížit dávku při každém vyšetření. Při zastaralé technice obdržel pacient zbytečně mnoho záření, které zvyšovalo celkové ozáření oblasti vyšetření. [28]

Obrázek 20 Nárůst a pokles dávky při užití metody CARE 4D



Zdroj: [28]

#### ***7.4 Klinická praxe lékařského ozáření vs. legislativní přístup k diagnostickému ozáření***

Všechny platné zákony a vyhlášky České republiky v oblasti radiační ochrany jsou shrnuty v kapitole 3.1 Legislativní požadavky.

Nejdůležitějším zákonným aspektem je podle vyhlášky č. 307 /2000 Sb., o radiační ochraně stanovit v klinické praxi diagnostické referenční úrovně, které vypovídají o postupech v oblasti radiační ochrany. Dalším z nejdůležitějších faktorů v lékařském ozáření je užívání typově schválených přístrojů, které prošly přijímací zkouškou, zkouškou dlouhodobé stability a zkouškami provozní stálosti.

Za radiační situaci v ČR zodpovídá SÚJB, jehož kompetence jsou definovány v zákoně č. 18 /1997 Sb., atomovém zákoně. Do radiační situace se také zahrnuje dohled nad lékařským ozářením. Inspektoři ze SÚJB dohlížejí a auditem kontrolují dodržování zákonných požadavků na zajištění zdroje záření a především na dodržování a optimalizaci radiační ochrany na radiodiagnostických pracovištích.

Lékařské ozáření může být prováděno pouze zodpovědnou osobou, která splní stanovené požadavky a stane se držitelem povolení k lékařskému diagnostickému ozáření. Povolení získá jak subjekt provozující přístroje k lékařskému ozáření, tak odborný personál. Personál musí složit zkoušku odborné způsobilosti v radiační ochraně a získat odbornou způsobilost jako aplikující odborník ionizujícího záření.

Nejdůležitějším úkonem k snižování kolektivní efektivní dávky je soustavný dohled odborných pracovníků, lékařského personálu a inspektorů ze SÚJB. Všechny tyto osoby jsou nedílnou součástí dodržování zákonných požadavků v radiační ochranou a lékařském diagnostickém ozáření.



## 8 Diskuze

Z výsledků odhadu radiační zátěže u pacientek po skiagrafickém vyšetření je patrné, že výslednou efektivní dávku lze v jednotlivých orgánech ovlivnit. Hodnoty, které jsme získány výpočty, znázorňují efektivní dávku pro konkrétního pacienta. Soubor pacientek s podobnou váhou a výškou byl zvolen především proto, aby nedošlo k možnému zkreslení výsledků. Pro objektivnost výsledků bylo také vyšetření provedeno na stejném přístroji se stejnými expozičními hodnotami (tedy stejné filtraci, proudu na rentgence a detektoru). Pro odhad dávky z ozáření byl metodicky vybrán program PCXMC, který je nejvíce užíván v klinické praxi radiologickými fyziky. Do programu byly zaneseny hodnoty rentgenového přístroje a výsledné hodnoty pro každou pacientku zvlášť. Důležitým rysem odhadu dávky je modelace ozáření oblasti svazkem rentgenového záření. Při modelaci se vychází z výsledného obrazu. Správný rozměr je důležitý pro přesnou dávku a především odhad dávky u jednotlivých orgánů, které byly přítomné ve svazku záření.

Pro porovnání s jinými metodami měření byly použity standardizované hodnoty a způsob měření podle národních standardů pro radiologickou fyziku. Z pohledu odhadu efektivní dávky z lékařského diagnostického ozáření se výsledné normalizované hodnoty ukázaly jako nedostačující. Nevýhoda metody užívající standardizované hodnoty je především v tom, že tyto hodnoty nelze měnit dle skutečností odlišujících se při konkrétním vyšetření. V případě tohoto měření bylo například užito odlišného proudu na rentgence a druhu filtrace. Další z nevýhod je velikost pole, které je opět standardizované k hodnotě 35 x 35. Tedy vůbec nezohledňuje clonění svazku z rentgenky. Tato metoda je sice schválena Ministerstvem zdravotnictví ČR, ale doporučována malým pracovištím, která nedisponují licencovanými programy. Pracoviště Kliniky zobrazovacích metod Fakultní nemocnice Plzeň Lochoťín, na kterém bylo toto měření provedeno, využívá k odhadu efektivní dávky přesnější metodu formou počítačových programů.

Užití rozdílné projekce se ukázalo ve vztahu k efektivní dávce jako zásadní. Dávka na prsní žlázu při projekci AP byla o řád vyšší než při projekci PA. Celkové efektivní dávky se od sebe takto výrazně neliší, při přirovnání ke konkrétnímu

orgánu lze zvolenou projekcí ovlivnit případný vztah rakoviny podmíněné ozářením.

Pro povědomí o možnosti vzniku rakoviny podmíněné zářením byl na stejném souboru prezentován odhad vzniku stochastických účinků. K tomuto odhadu nám posloužil aplikace v programu PCXMC, která generuje tuto pravděpodobnost z předem vymodelované efektivní dávky pro konkrétního pacienta. Z výsledků je patrné ovlivnění pravděpodobnosti vzniku malignity. Zde je však nutno brát v úvahu, že do reálné pravděpodobnosti vzniku rakoviny vstupuje více faktorů a nelze tyto hodnoty považovat za konečné.

Porovnáním hodnot národních a místních diagnostických referenčních úrovní a výsledků provedeného měření bylo zjištěno, že je lékařské diagnostické ozáření optimalizováno na přijatelnou úroveň. Všechna provedená vyšetření nepřekročila tyto stanovené úrovně a lze tedy usuzovat, že je ozáření optimalizováno na přijatelnou úroveň a nemusí dojít k nápravě. Pro snižování efektivních dávek se dělá maximum, aby byla absorbovaná látka při zajištění hodnoty výsledného obrazu pro diagnostiku pacienta co nejmenší.

Měření proběhlo také u skupiny pacientů s vyšetřením břicha na výpočetním tomografu. U této skupiny byly hodnoceny efektivní dávky podle parametrů z doporučení ICRP 60 a ICRP103, k výpočtu byl využit klinicky nejužívanější program ImPACT - CT. V programu byl zvolen vhodný fantom dospělého člověka, novější verze programu pracuje s oboupohlavním fantomem. Pro přesný odhad a zachování rozsahu vyšetřované oblasti je třeba opět vycházet z anatomických předpokladů vyšetření. Fantom je na tyto skutečnosti připraven. Jsou v něm znázorněny všechny orgány i žebra. Tyto struktury slouží k velmi přesnému odhadu efektivní dávky pro konkrétního pacienta. Další parametry, které se mohou lišit od vyšetření je pitch faktor a doba rotace. Tyto hodnoty velmi zásadně ovlivňují celkovou obdrženou dávku na vyšetření.

Výsledné hodnoty se podle doporučení ICRP 60 a ICRP 103 liší. Je tomu tak především kvůli odlišnosti radiačních váhových faktorů pro jednotlivé orgány. Tyto hodnoty se postupně vlivem výzkumu jejich radiosenzitivity liší. V publikaci ICRP 103 došlo oproti ICRP 60 ke změně hodnot u jater a močového měchýře.

Podle ICRP 60 byly tyto hodnoty 0,05 a podle ICRP 103 byly sníženy na hodnotu 0,0. [14] K největším změnám došlo u gonád, tato hodnota byla v ICRP 103 snížena z 0,20 na 0,08. [14]

Opět zde bylo provedeno porovnání s měřením dle národních standardů pro radiologickou fyziku. Tato metoda je opět standardizována na konkrétní hodnoty, které se lišily od primárních skenovacích parametrů na přístroji, kterým bylo vyšetření provedeno. Jeden z těchto parametrů je rozdílný proud, který je standardizován k hodnotě 120 kV a přitom skutečná hodnota je 100kV. Standardizovaná metoda se tedy opět jeví jako nedostačující k přesnému určení efektivní dávky.

Pro odhad radiační zátěže byl využit x-ray kalkulátor společnosti, která se dlouhodobě zabývá vztahem ozáření a vzniku podmíněné rakoviny. Program vychází z rozsáhlé databáze vyšetření. Pro odhad je potřeba vložit výslednou dávku z vyšetření a konkretizovat hodnotu DLP. Tyto hodnoty velmi ovlivní výslednou hodnotu pravděpodobnosti rakoviny ovlivněné zářením. Výsledné hodnoty nelze považovat za absolutní, v současné době neexistuje metoda, která by přesně odhadla vznik rakoviny z obdržené dávky. Všechny dostupné kalkulátory jsou napojeny na rozsáhlé databáze obsahující miliony vyšetření, které lze pomocí faktorů konkretizovat. Přesto tato čísla nelze považovat za odhad reálně odrážející pravděpodobnost vzniku rakoviny.

Pro hodnocení přístupu k optimalizaci radiační ochrany při vyšetření byly použity stejně tak jako u skiagrafického vyšetření referenční úrovně pro vyšetření břicha. Výsledné hodnoty byly porovnány jak s národními, tak místními diagnostickými referenčními úrovněmi. Ani u pacientů vyšetřených výpočetní tomografií nedošlo ani u jednoho z vyšetřených k překročení těchto úrovní, nebylo tedy potřeba přistupovat ke snižování dávky. Potvrdilo se, že u skupiny vyšetřovaných bylo dodrženo pravidlo ALARA, dávka byla tak malá, aby výsledná obrazová hodnota byla přijatelná k prospěchu pacienta.

## **Závěr**

V současné době je lékařské diagnostické ozáření nenahraditelnou metodou při léčbě nemocí. Počet vyšetření vzrůstá. Ve Fakultní nemocnici Plzeň – Lochotín bylo v roce 2015 skiagraficky vyšetřeno 63 745 pacientů (oproti 59 935 vyšetřenými v roce 2013). Výpočetním tomografem bylo v roce 2015 vyšetřeno 20 292 pacientů (oproti 17 737 pacientům takto vyšetřených v roce 2013). Roste tak kolektivní efektivní dávka. Pro nesporný užitek při lékařské diagnóze však nelze využívání těchto metod snižovat.

Úkolem v radiační ochraně je zaměřit se na odhad radiační zátěže, která z lékařského diagnostického ozáření vyplývá. Přičemž je nutné zaměřit se nejen na ovlivňování celkové efektivní dávky, ale také nad jednotlivými ekvivalentními dávkami pro vyšetřované orgány. Ve vývoji nových technologií jsou tyto trendy znatelné a díky nim lze potřebné dávky snižovat. Nelze se však spolehnout pouze na nejmodernější techniku, ale věnovat se usměrňování lékařského ozáření pomocí aplikujících odborníků a radiačních fyziků. Cílem by mělo být snižování kolektivní efektivní dávky nebo aspoň její udržení na stávající úrovni.

Na začátku diplomové práce byly stanoveny dvě výzkumné otázky. První z nich byla „Je stávající způsob měření radiační zátěže dostačující?“. Po vypracování diplomové práce lze konstatovat, že současné nejvíce užívané klinické metody jsou dostačující. Program PCXMC a ImPACT - CT jsou plnohodnotné pomůcky k odhadu lékařského diagnostického ozáření. Stávají se nepostradatelnými především z důvodu přesné modelace svazku záření na fantom, který se podobá lidskému tělu. Další výhodou je přesnost definované energie a použitých filtrů a všech parametrů pro konkrétní vyšetření.

Druhá výzkumná otázka byla "Jakým způsobem se přistupuje k snižování dávek vzhledem k častému diagnostickému ozáření pacienta, založeném na výsledcích naměřené efektivní dávky?". Zde bychom měli především zjistit, jak se v klinické praxi přistupuje k naměřeným dávkám. Výsledné hodnoty byly porovnány z referenčními úrovněmi, které nám získaly přehled o optimalizaci vyšetření, které skupina pacientů podstoupila. K překročení jak místních, tak národních úrovní pro

jednotlivá vyšetření nedošlo. Výsledkem je, že vyšetření jsou optimalizována a proto ke snižování dojit nemuselo.

V závěru diplomové práce lze shrnout, že cíle práce byly splněny. V diplomové práci byly posouzeny jednotlivé metody odhadu dávek při lékařském ozáření, stanovena nejpřesnější metoda odhadu dávky a na základě dostupných hodnot byl naznačen možný vznik stochastických účinků ve spojitosti s ozářením. Odhad vzniku stochastických účinků slouží pro ucelenou představu o dávkách, které vycházejí z dlouholetého epidemiologického šetření populace. V diplomové práci bylo prokázáno, že nejpřesnější metody jsou ty v praxi nejužívanější. Jedná se o metody programového výpočtu pomocí softwaru PCXMC, u výpočetní tomografie pak ImPACT - CT.

U pacientek, které prodělaly skiagrafické vyšetření, bylo uvedeno, jakým způsobem se dá ovlivnit výsledná efektivní dávka na prsní žláze a tím snížit pravděpodobnost vzniku rakoviny podmíněné ozářím. Vznik rakoviny podmíněné zářením nelze ani s nejmodernějšími programy odhadnout, jelikož na pravděpodobný vznik rakoviny se u člověka podílí více faktorů. Programy a výpočty stochastických účinků mohou sloužit pouze jako orientační hodnoty pro prezentaci výsledků a neurčité pravděpodobnosti vzniku rakovitého onemocnění.

Skiagrafické vyšetření i vyšetření pomocí výpočetní tomografie se ukázaly jako optimalizované – lze tedy usuzovat, že jsou na tak malé úrovni, aby jejich provedení bylo pro pacienta přínosné.

Metodika a cíle byly v diplomové práci přehledně zpracovány a názorně prezentovány. Vznikl tak ucelený soubor pro vzdělávání v oblasti radiační ochrany a odhadu lékařského diagnostického ozáření, který může posloužit odborné veřejnosti při vzdělávání.

## Seznam použitých zdrojů

1. Radiation Protection N ° 180: Medical Radiation Exposure of the European Population. Lucembursko: European Union, 2015. ISBN 978 -92 -79 -45374 -8. ISSN 2315 -2826.
2. PODZIMEK, František. Radiologická fyzika: fyzika ionizujícího záření. 1. vyd. V Praze: České vysoké učení technické, 2013, 334 s. ISBN 978 -80 -01 -05319 -5.
3. KORANDA, Pavel. Nukleární medicína. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2014, 201 s. ISBN 978 -80 -244 -4031 -6.
4. SEIDL, Zdeněk. Radiologie pro studium i praxi. Vyd. 1. Praha: Grada, 2012, 368 s., iv s. obr. příl. ISBN 978 -80 -247 -4108 -6.
5. HUŠÁK, Václav. Radiační ochrana pro radiologické asistenty. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009, 138 s. ISBN 978 -80 -244 -2350 -0.
6. FUKÁTKO, Tomáš. Detekce a měření různých druhů záření. 1. vyd. Praha: BEN - technická literatura, 2007, 189 s. Senzory neelektrických veličin. ISBN 978 -80 -7300 -193 -3.
7. NEKULA, Josef. Radiologie. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2001, 205 s. ISBN 80 -244 -0259 -9.
8. VÁLEK, Vlastimil a Pavel ELIÁŠ. Moderní diagnostické metody. Vyd. 1. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1998, 84 s. ISBN 80 -7013 -294 -9.
9. ULLMANN, Vojtěch. Jaderná a radiační fyzika. 1. vyd. Ostrava: Ostravská univerzita v Ostravě, Fakulta zdravotnických studií, 2009, 173 s. ISBN 978 -80 -7368 -669 -7.
10. ČESKÁ REPUBLIKA. Zákon č. 18/1997 Sb. ze dne 24. ledna 1997 o mírovém využívání jaderné energie a ionizujícího záření (atomový zákon). In: Sbírka zákonů České republiky. 1997. Dostupný také z: <http://www.zakonyprolidi.cz/cs/1997-18>

11. ČESKÁ REPUBLIKA. Národní radiologické standardy: Věstník MZ ČR. In.: Praha, 2011, částka 9. Dostupné také z: [http://www.mzcr.cz/Legislativa/dokumenty/vestnik - c9/2011\\_5340\\_2162\\_11.html](http://www.mzcr.cz/Legislativa/dokumenty/vestnik-c9/2011_5340_2162_11.html)
12. ROSINA, Josef, Hana KOLÁŘOVÁ a Jiří STANEK. Biofyzika pro studenty zdravotnických oborů. Vyd. 1. Praha: Grada, 2006, 230 s. ISBN 80 -247 -1383 -7.
13. Státní úřad pro jadernou bezpečnost: Vyhlášky SÚJB. Sujb.cz [online]. Praha: sujb.cz, 2015, [cit. 2015 -11 -05]. Dostupné z: [https://www.sujb.cz/legislativa/provadecci -pravni -predpisy/vyhlasky -sujb /](https://www.sujb.cz/legislativa/provadecci-pravni-predpisy/vyhlasky-sujb/)
14. Doporučení Mezinárodní komise radiologické ochrany: ICRP 103. Vyd. 1. Praha: Státní úřad pro jadernou bezpečnost, 2009.
15. ČESKÁ REPUBLIKA. Vyhláška č. 307 /2002 Sb. ze dne 13. června 2002 Státního úřadu pro jadernou bezpečnost o radiační ochraně In: Sbírka zákonů České republiky. 2002. Dostupný také z: [http://www.zakonyprolidi.cz/cs/2002 -307](http://www.zakonyprolidi.cz/cs/2002-307)
16. KUNA, Pavel a Leoš NAVRÁTIL. Klinická radiobiologie. 1. vyd. Praha: Manus, 2005, 222 s. ISBN 80 -86571 -09 -2.
17. ZÖLZER, Friedo. RADIOBIOLOGIE BUŇKY: doplňkové texty pro posluchače kombinované formy studia studijního programu „Ochrana obyvatelstva“ [online]. In: České Budějovice, 2007, s. 23 [cit. 2015 -11 -11]. Dostupné z: [http://www.zsf.jcu.cz/cs/katedra/katedra -radiologie -toxikologie -a - ochrany -obyvatelstva/informace -katedry/informace -pro - studenty /ucebni \\_texty /ochrana -obyvatelstva -se -zamerenim -na -cbrne - aplikovana -radiobiologie -a -toxikologie -krizova -radiobiologie -a - toxikologie /radiobiologie -bunky.doc /view](http://www.zsf.jcu.cz/cs/katedra/katedra-radiologie-toxikologie-a-ochrany-obyvatelstva/informace-katedry/informace-pro-studenty/ucebni_texty/ochrana-obyvatelstva-se-zamerenim-na-cbrne-aplikovana-radiobiologie-a-toxikologie-krizova-radiobiologie-a-toxikologie/radiobiologie-bunky.doc/view)
18. TAPIOVAARA, Markku a Teemu SIISKONEN. PCXMC 2.0: A Monte Carlo program for calculating patient doses in medical x-ray examinations (2nd Ed.) [online].pdf. Helsinki: STUK, 2008, 1.11.2008 [cit. 2015 -11 -12]. ISBN 978 -952 -478 -397 -2. Dostupné z: [http://www.stuk.fi/documents/12547/474783 /stuk -a231.pdf /c950e99c -3537 - 4344 -bf76 -07a54e5f1afa](http://www.stuk.fi/documents/12547/474783/stuk-a231.pdf/c950e99c-3537-4344-bf76-07a54e5f1afa)

19. KONEČNÝ, Jiří. Radiační fyzika. 1. vyd. České Budějovice: Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích, Zdravotně sociální fakulta, 2006, 109 s. ISBN 80 -7040 -843 -x.
20. STAMM, G. a H.D. NAGEL. RøFo - Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren: CT-Expo - ein neuartiges Programm zur Dosisvaluierung in der CT [online]. 2002, 2015 -11 -18 [cit. 2015 -11 -18]. DOI: 10.1055 /s -00000066. ISSN 1438 -9029. Dostupné z: <https://www.thieme-connect.de/products/ejournals/abstract/10.1055/s-2002-35937>
21. Xrayrisk. Xrayrisk.cz [online]. South Carolina, 2015 [cit. 2015 -11 -18]. Dostupné z: <http://www.xrayrisk.com/about.php>
22. TACK, D, M KALRA a P GEVENOIS. Radiation dose from multidetector CT. 2nd ed. New York: Springer, c2012, xviii, 649 p. Medical radiology. ISBN 3642245358.
23. Radimetrics <sup>TM</sup> Enterprise Platform. Radiologysolutions.bayer.com [online]. New York: Bayer, 2015, 1.11.2015 [cit. 2015 -11 -18]. Dostupné z: <http://www.radiologysolutions.bayer.com/products/ct/dosemanagement/rep/>
24. DoseWatch. Gehealthcare.com [online]. USA: General Electric Company, 2015, 23.4.2015 [cit. 2015 -11 -18]. Dostupné z: <http://www3.gehealthcare.es/es-es/servicio/dosewatch#tabs/tabE9859B01FA7C4BFBA5850E664ABFCFD2>
25. Rentgenka [online]. Kladno: Fakulta biomedicínského inženýrství, 2015, 1.1.2015 [cit. 2015 -11 -19]. Dostupné z: <http://popular.fbmi.cvut.cz/biomedicina/Stranky/Konvencni-rentgeny-4---Vznik-rentgenoveho-zareni.aspx>
26. European Association of Nuclear Medicine: Dosage Calculator [online]. Vienna [cit. 2016 -01 -31]. Dostupné z: [http://www.eanm.org/publications/dosage\\_calculator.php?navId=285](http://www.eanm.org/publications/dosage_calculator.php?navId=285)



27. Státní ústav pro kontrolu léčiv: TECHNESCAN MAG 3 - SPC - Souhrn údajů o přípravku [online]. Praha, 2015 [cit. 2016-01-31]. Dostupné z: <http://www.sukl.cz/modules/medication/detail.php?code=0094428&tab=texts>

28. SHAWNA REGO, L. a Yu LIFENG. CARE Dose4D CT Automatic Exposure Control System: Physics Principles and Practical Hints. In: *Mayoclinic.org* [online]. Rochester: Mayo Clinic, CT Clinical Innovation Center, Department of Radiology, 2015 [cit. 2016-03-07]. Dostupné z: <http://www.mayo.edu/research/documents/care-dose-4d-ct-automatic-exposure-control-system/DOC-20086815>

## **Seznam obrázků**

Obrázek 1 Rentgenka

Obrázek 2 RTG vyšetření

Obrázek 3 RTG snímek

Obrázek 4 Princip CT

Obrázek 5 CT axiální řez

Obrázek 6 Buněčný cyklus

Obrázek 7 Využívané fantomy

Obrázek 8 Rozhraní programu Radimetrics

Obrázek 9 Rozhraní programu DoseWatch

Obrázek 10 Rozhraní programu PCXMC

Obrázek 11 Příklad simulovaného pole, RTG projekce plic PA

Obrázek 12 Kalkulace rentgenového spektra

Obrázek 13 Hodnota vstupní dávky

Obrázek 14 Dávkový report

Obrázek 15 Vztah fantomu ke skutečnému pacientovi

Obrázek 16 Rozhraní ImPACT - CT

Obrázek 17 zanesená data do risk kalkulátoru

Obrázek 18 Výsledný report o pravděpodobnosti stochastických účinků

Obrázek 19 Rozhraní x - ray risk kalkulátoru

Obrázek 20 Nárůst a pokles dávky při užití metody CARE 4D

## **Seznam grafů**

Graf 1 Efektivní dávky skiagrafického vyšetření plic

Graf 2 Rozdíl dávek na prsní žlázu v mGy

Graf 3 Rozdíl vypočtených efektivních dávek

Graf 4 Vztah naměřených hodnot k referenčním úrovním

Graf 5 Rozdílné hodnoty podle ICRP 60 a ICRP 103

Graf 6 Rozdílné hodnoty efektivních dávek

Graf 7 Porovnání výsledných hodnot s referenčními úrovněmi

Graf 8 Porovnání výsledných hodnot s referenčními úrovněmi - normované hodnoty

Graf 9 Vztah hodnot REID pro prsní žlázu (%)

## **Seznam tabulek**

Tabulka 1 Základní limity

Tabulka 2 Závislost jakostního činitele na lineárním přenosu energie

Tabulka 3 Doporučení radiační váhové faktory

Tabulka 4 Tkáňové váhové faktory

Tabulka 5 Rozměry a hmotnost fantomů

Tabulka 6 Hodnoty faktoru F

Tabulka 7 Normalizované hodnoty pro vyšetření plic

Tabulka 8 Hodnoty normalizovaných efektivních dávek

Tabulka 9 Naměřené hodnoty efektivní dávky skiagrafického vyšetření plic

Tabulka 10 Výsledné hodnoty efektivní dávky s použitím tabulky

Tabulka 11 Výsledné hodnoty plošné kermy

Tabulka 12 Výsledné efektivních dávek

Tabulka 13 Efektivní dávka podle standardů

Tabulka 14 Přehled referenčních úrovní

Tabulka 15 Přehled referenčních úrovní - normovaná hodnota

Tabulka 16 Hodnoty zanesené do risk kalkulátoru

Tabulka 17 Hodnoty vzniku rakoviny podmíněné ozářením

Tabulka 18 Hodnoty pro odhad vzniku rakoviny

Tabulka 19 Výsledné hodnoty vzniku rakoviny

## **Seznam použitých zkratek**

ALARA - as low as reasonably achievable

AP - anterior posterior

BEIR - výbor pro biologické účinky ionizujícího záření

CT - výpočetní tomografie

CTDI - Computed tomography dose

DAP - Dose Area Product

DLP - Dose length product

GeV - gigaelektronvolt

Hz - hertz

ICRP - International Commission on Radiological Protection

keV - kiloelektronvolt

MR - magnetická rezonance

PA - posterior anterior

PCXMC - PC program for X - ray Monte Carlo

REID - risk of exposure -induced cancer death

R.Ú - referenční úroveň

SÚJB - Státní úřad pro jadernou bezpečnost