

Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích
Zdravotně sociální fakulta

Radiačné riziká potenciálne spojené s CT

bakalárska práca

Autor práce: Maroš Štubňa
Študijný program: Specializace ve zdravotnictví
Študijný odbor: Radiologický asistent

Vedúci práce: doc. Dr. Friedo Zölzer, Ph.D.

Dátum odovzdania práce: 2. 5. 2013

Abstrakt

Výpočtová tomografia (CT) využíva rentgenové žiarenie emitované z viacerých uhlov, pri ktorých sú vytvorené priečne rezy poskytujúce obraz z vnútra tela čo umožňuje úžasný prínos v diagnostike. CT poskytuje výrazne viac informácií a rýchlejšie. CT je možné urobiť za 5-7 sekúnd. Od uvedenia pred približne tromi desiatkami rokov jej použitie narastá. Jej použitie sa zvýšilo viac ako dvadsať násobne od roku 1980. Služi na diagnostiku vnútorných zranení ako aj na monitorovanie rakoviny prípadne iných chorôb. Za nárastom použitia stojí tiež zvyšujúca sa populácia starších ľudí s ich zdravotnými problémami. Ako hlavný dôvod jej častého použitia je to, že je to najlepšia dostupná zobrazovacia metóda. Magnetická rezonancia umožňuje získanie rovnakej informácie, ale je nákladnejšia, vyšetrenie je dlhšie a sú kladené vyššie kritéria na pacienta.

Podľa typu CT vyšetrenia môže byť radiačná dávka 100 až 500 vyššia ako pri konvenčnom vyšetrení rentgenom. Problém vzniká aj z dôvodu, že v priebehu pacientovho života sa nesleduje celkové vystavenie radiačnému žiareniu. Niektoré výskumy poukazujú, že až jedna tretina všetkých CT vyšetrení je zbytočná. To zahŕňa prípady, kedy bolo CT indikované ako nevhodné, alebo diskutabilné, prípadne opakované kvôli chýbajúcej komunikácii medzi lekármi. Úlohu tiež hrajú vynútené vyšetrenia, alebo strach zo žaloby. A pretože sú CT lukratívne, otázne je či za tým nie je aj finančný profit zainteresovaných lekárov. Riziko samotného vyšetrenia je relatívne nízke, ale riziko je kumulatívne. Ak by ste podstúpili 17 CT je tu možnosť reálneho rizika, že sa u pacienta môže vyvinúť rakovina priamo v reakcii na zmeny DNA pretože CT emituje ionizujúce žiarenie nie len do skenovaného priestoru, ale aj do okolitých tkanív čím vzniká potenciál jej poškodenia. Štúdia zverejnená v New England Journal of Medicine v roku 2007 odhadla, že CT sú zodpovedné až za 2 percentá všetkých prípadov rakoviny v Spojených štátoch, v súčasnosti by to mohlo byť 5 percent. CT umožňuje zachrániť život, ale ich využívanie je vysoké a radiačná dávka sa musí znížiť. Udržanie radiačnej dávky vo význame 'na najnižšej rozumne dosiahnuteľnej úrovni' (As Low As Reasonably Achievable) je hlavná zásada pre medicínsky indikované

vyšetrenie CT. V tejto práci sú popísané techniky a metódy na jej zníženie. Vhodné použitie týchto metód je rozhodujúce pre dosiahnutie cieľa ALARA.

Výber témy 'Radičné riziká potenciálne spojené s CT' bol spojený najmä s pozornosťou, ktorá sa v súčasnosti venuje lekárskeму ožiareniu najmä z dôvodu, že toto ožiarenie má najvýznamnejší podiel ožiarenia z umelých, teda človekom vytvorených zdrojov. Účelom práce bolo preveriť predpokladané dávky CT pre konkrétne pracovisko a prispieť k znalostiam personálu o rizikách radiačnej záťaže CT vyšetrenia a zistiť informovanosť pacientov o radiačných rizikách spojených s týmto vyšetrením. Stanovené hypotézy reagujú na potrebu optimalizácie vyšetrovacích protokolov a tiež potrebu a úlohu získaných informácií pre pacienta podstupujúceho CT vyšetrenie.

V teoretickej časti mojej práce som uviedol princíp CT, indikácie na vyšetrenie touto zobrazovacou modalitou, ako aj parametre a metódy, ktorými je možné znížiť a ovplyvniť radiačnú dávku. V praktickej časti mojej práce bolo úmyslom porovnať veľkosti dávok pacientov získaných počas CT vyšetrenia a porovnať ich s typickými dávkami uvedenými v zdrojoch literatúry.

Zameranie tejto práce je posúdenie efektívnych dávok získaných prepočtom podľa DLP metódy čiže vynásobením získanej DLP hodnoty odčítanej z reportu, ktorý CT prístroj vytvorí na konci každého vyšetrenia vo forme DICOM formátu príslušným konverzným faktorom pre danú oblasť tela. Mierne nadpriemerné hodnoty efektívnej dávky som získal len pre oblasť hlavy 2,3 mSv oproti uvádzaným 2 mSv a pre oblasť brucha 11 mSv oproti 10 mSv. Pri zvyšných oblastiach boli hodnoty dokonca nižšie a to v oblasti krku 2,6 mSv oproti uvádzaným 3 mSv, v oblasti hrudníka 6,59 mSv oproti 8 mSv a pre oblasť panvy 8,18 mSv oproti uvádzaným 10 mSv. Môžem konštatovať, že ani jedna hodnota nepresiahla hodnotu 20 mSv.

Stanovená Hypotéza, že viac ako 95 percent dávok pri CT vyšetrení vo FNsP F. D. Roosevelta v Banskej Bystrici je pod 20 mSv sa potvrdila. Hodnotiť hypotézu, že pacienti sú informovaní o možných radiačných rizikách mi príde ako dosť náročné. Pacienti majú síce obavy z radiácie, ale nevedia čo ju spôsobuje a hlavne majú pri tejto nevedomosti právo túto informáciu vedieť. Hypotézu, že pacienti sú informovaní z toho dôvodu považujem za nepotvrdenú.

Kľúčové slová

ionizujúce žiarenie, efektívna dávka, radiačné riziká, radiačná ochrana, lekárske ožiarenie, výpočtová tomografia, redukcia dávky

Abstract

Computerized tomography (CT) scans use a series of X-rays taken from many angles to provide cross-sectional images of the inside of the body and offer tremendous benefits in diagnosis. It gives you dramatically more information and faster. You can do a CT scan in 5 to 7 seconds. Since it was introduced about three decades ago, CT scan use has ballooned. The use of CT scans has increased more than 20 times since 1980. They can be used to diagnose internal injuries as well as to monitor cancer and other diseases. A growing population of older people with health-care problems is another reason more scans are ordered. But the main reason the scans are done so often is because they are the best imaging tool available. MRIs give you similar information, but they cost quite a bit more, take longer to do, and there are more patient criteria about who can have an MRI.

Depending on the type of CT scan, the radiation dose can be 100-500 times more than an X-ray. Another problem is that total radiation exposures aren't tracked over a patient's life. Some research suggests that up to a third of all CT scans are unnecessary. That includes cases where the tests were ordered for inappropriate or debatable indications and exams repeated because of failed communications between physicians. Defensive medicine, or fear of lawsuits, also plays some role. And because imaging tests are so lucrative, some have questioned profit motives at centers where physicians have a financial interest. The risk of any one test is relatively low, but the risks are additive. If you've had 17 CT Scans the risk is getting up there to a place where it's a real possibility that the patient can develop cancer directly in response to the DNA changes from that CT scan and delivers ionizing radiation to the area being scanned and to nearby tissues, potentially damaging DNA. A study published in the New England Journal of Medicine in 2007 estimated CT scans accounted for up to 2 percent of all cancers in the United States that number could now be 5 percent. CT scans save lives but are over-used and the radiation dose needs to be low. Keeping radiation dose as low as reasonably achievable (ALARA) is the guiding principle for a medically indicated CT examination. Many techniques and strategies are available for radiation dose

reduction, as described in this thesis. The appropriate use of these strategies is critical to accomplish the goal of ALARA.

The selection of the topic „Radiation risks potentially connected with CT“ was closely interconnected with the interest dedicated to the medical radiation mainly due to the fact that this radiation has got the most extensive ratio of the radiation from the artificial sources created by a man. The purpose of the thesis was to verify the assumed doses of CT for concrete workplace and contribute to the knowledge of the personnel about the risks of radiation burden of the CT examination and ascertain the level of information known by patients about the radiation risks connected with this examination. Defined hypotheses react to the need of the optimization of examined protocols and also to the need and task of acquired information for the patient undergoing CT examination.

The theoretical part of the thesis deals with the CT principle, indications for the examination via this imaging modality, as well as parameters and methods used for decreasing and influencing of the radiation dose. The aim of the practical part was to compare the sizes of the doses of the patients acquired during CT examination and compare them with the typical doses defined in the literature sources.

This thesis aims at evaluation of the effective doses acquired through the calculation according to DLP method that means multiplying of acquired DLP value read from the report which is created by the CT device at the end of each examination in the DICOM format through the respective conversion factor for a given part of human body. I acquired moderately over-average values of the effective dose only for the part of the head 2.3 mSv in comparison to the stated 2 mSv and for the part of the stomach 11 mSv in comparison to the stated 10 mSv. In case of other areas the values were even lower, in the area of neck 2.6 mSv in comparison to 3 mSv, in the area of chest 6.59 mSv in comparison to 8 mSv and for the area of pelvis 8.18 mSv in comparison to stated 10 mSv. I can summarise that none of the values exceeded the value of 20 mSv.

Defined hypothesis that more than 95 percent of doses by CT examination in the university college hospital with policlinic of F. D. Roosevelt in Banská Bystrica is below 20 mSv has been confirmed. I consider the evaluation of the hypothesis that the patients are informed about potential radiation risks as rather complicated. The patients are afraid of radiation, however they do not know by what it is caused and they are entitled to know this information. Therefore I consider the hypothesis that the patients are informed as the one that has not been confirmed.

Keywords

ionizing radiation, effective dose, radiation risks, radiation protection, medical exposure, computed tomography, dose reduction

Prehlásenie

Prehlasujem, že som svoju bakalársku prácu Radiačné riziká potenciálne spojené s CT vypracoval samostatne iba s použitím prameňov a literatúry uvedených v zozname citovanej literatúry.

Prehlasujem, že v súlade s § 47b zákona č. 111/1998 Sb. v platnom znení súhlasím so zverejnením svojej bakalárskej práce, a to – v neskrátenej podobe – v úprave vzniknutej vypustením vyznačených častí archivovaných fakultou – elektronickou cestou vo verejne prístupnej časti databázy STAG prevádzkovej Jihočeskou univerzitou v Českých Budějoviciach na ich internetových stránkach, a to so zachovaním môjho autorského práva k odovzdanému textu tejto kvalifikačnej práce. Súhlasím ďalej s tým, aby rovnakou elektronickou cestou boli v súlade s uvedeným ustanovením zákona č. 111/1998 Sb. zverejnené posudky školiteľa a oponentov práce aj záznam o priebehu a výsledku obhajoby kvalifikačnej práce. Tiež súhlasím s porovnaním textu mojej kvalifikačnej práce s databázou kvalifikačných prác Theses.cz prevádzkovanou Národným registrom vysokoškolských kvalifikačných prác a systémom na odhaľovanie plagiátov.

V Českých Budějoviciach dňa 2.5.2013

.....

Maroš Štubňa

Pod'akovanie

Ďakujem doc. Dr. Friedo Zölzerovi, Ph.D. Za odborné vedenie počas mojej práce. Ďalej by som chcel pod'akovať kolegom z rádiodiagnostického oddelenia FNŠP F. D. Roosevelta v Banskej Bystrici, že mi umožnili uskutočniť výskum a boli mi pri ňom nápomocní.

Obsah

Zoznam použitých skratiek	12
Úvod.....	13
1. Súčasný stav	15
1.1. Radiačná ochrana	15
1.1.1. História radiačnej ochrany	15
1.1.2. Systém zabezpečenia radiačnej ochrany v Slovenskej republike	17
1.1.3. Metódy radiačnej ochrany.....	20
1.1.4. Ciele radiačnej ochrany.....	22
1.1.5. Základné princípy radiačnej ochrany	22
1.2. Výpočtová tomografia.....	25
1.2.1. Princíp CT	25
1.2.2. Konštrukcia CT	28
1.2.3. Indikácie na vyšetrenie pomocou CT	31
1.3. Dozimetria.....	32
1.3.1. CTDI.....	32
1.3.2. DLP	35
1.3.3. Efektívna dávka	36
1.4. Parametre ovplyvňujúce kvalitu obrazu a radiačnú dávku	39
1.4.1. Model CT prístroja a výrobcu.....	39
1.4.2. Zaťaženie a prúd rentgenky (doba rotácie)	39
1.4.3. Napätie rentgenky	40
1.4.4. Filtrácia primárneho zväzku žiarenia	40
1.4.5. Rekonštrukčný filter.....	41
1.4.6. Šírka vrstvy.....	41

1.4.7.	Pitch	41
1.4.8.	Rekonštrukčná matica	41
1.5.	Tienenie.....	42
1.6.	Expozičný automat (AEC)	42
2.	Cieľ práce a hypotéza	43
2.1.	Cieľ práce	43
2.2.	Hypotézy	43
3.	Metodika.....	44
4.	Výsledky.....	46
5.	Diskusie	60
6.	Záver.....	62
7.	Zoznam použitých zdrojov	63

Zoznam použitých skratiek

CT - Computed Tomography

EFTA - European Free Trade Association

ICRP - International Commission on Radiological Protection

UNSCEAR - United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation

HU - Hounsfield Units

ALARA - As Low As Reasonably Achievable

IAEA - International Atomic Energy Agency

CTDI - Computed Tomography Dose Index

DLP - Dose Length Product

AEC - Automatic Exposure Control

DICOM - Digital Imaging and Communications in Medicine

PACS - Picture Archiving and Communication System

Úvod

Prínos v lekárstve z využívania zdrojov ionizujúceho žiarenia je nepopierateľný. Ich účinok sa pri rádiologických vyšetreniach neodlišuje od účinkov iného druhu ožiarovania človeka. Vzťah medzi rizikom a ožiarovaním je často opisovaný nepresne z nedostatku vedomostí. Slovo žiarenie vyvoláva automaticky v ľuďoch predstavu onkologických ochorení, prípadne iné negatívne udalosti spôsobené účinkom veľkých dávok žiarenia čo spôsobuje neopodstatnené obavy. Ochrana zdravia človeka pred žiarením je komplexným problémom, ktorý sa týka profesionálneho a lekárskeho ožiarovania a ožiarovania obyvateľstva prírodnými zdrojmi žiarenia. Hlavným cieľom ochrany pred žiarením je zabezpečiť dostatočnú úroveň ochrany zdravia pri plnom využití aplikácie zdrojov žiarenia a jadrovej energie.

Uplynulo zhruba storočie od prvého použitia žiarenia X Wilhemom C. Röntgenom pre diagnostické účely a poznatky o ich škodlivých účinkoch postupne viedli k zavedeniu pravidiel radiačnej ochrany a pozornosť odborníkov sa sústredila na ochranu osôb liečených, alebo vyšetovaných ionizujúcim žiarením. Lekárske aplikácie ionizujúceho žiarenia sú jediným prípadom, kedy je človek vystavený žiareniu zámerne. Výber témy 'Radiálne riziká potenciálne spojené s CT' bol spojený najmä s pozornosťou, ktorá sa v súčasnosti venuje lekárskeho ožiarovaniu najmä z dôvodu, že toto ožiarovanie má najvýznamnejší podiel ožiarovania z umelých, teda človekom vytvorených zdrojov. Nesprávne zvolený algoritmus zobrazovacej metódy, prípadne aj duplicitné typy vyšetrenia vystavujú často pacientov vysokým dávkam a zbytočnej radiačnej záťaži. Preto dobre zvolenou modalitou zobrazenia môžeme pacienta ušetriť zbytočným vyšetreniam a celkovú radiačnú dávku znížiť. Požiadavky na ochranu pacientov smerujú v konečnom dôsledku ku znižovaniu kolektívnej dávky obyvateľstva. Kolektívnu dávku obyvateľstva samozrejme možno znižovať voľbou vhodných technických parametrov vyšetrenia, t.j. znižovaním individuálnych dávok pri vyšetrení jednotlivého pacienta. Problematike znižovania dávok sa už venovalo veľa výskumov zahraničných, ako aj domácich autorov a napriek tomuto faktoru nie je zo strany

personálu venovaná dostatočná pozornosť. Preto najlepším prostriedkom pre správne pochopenie pomerne zložitej problematiky ionizujúceho žiarenia a ochrany pred jeho nežiaducimi účinkami by mali byť správne a zrozumiteľne podané informácie a iba poučená verejnosť sa môže aktívne podieľať na svojej zdravotnej starostlivosti.

1. Súčasný stav

1.1. Radiačná ochrana

Moderná spoločnosť si už nevie predstaviť svoju existenciu bez širokého využitia zdrojov ionizujúceho žiarenia. Čoraz viac ľudí prichádza priamo alebo nepriamo do styku s ionizujúcim žiarením. Aby tento okruh ľudí a ich okolie neboli vystavené nebezpečenstvu a aby nedošlo k ohrozeniu ich zdravia vplyvom ionizujúceho žiarenia, je treba zabezpečiť ich ochranu pred týmto nebezpečenstvom. Je samozrejmé, že pracovníci, ktorí z profesionálnych dôvodov prichádzajú do styku s ionizujúcim žiarením, musia mať dostatočné vedomosti o vlastnostiach tohto žiarenia, o jeho interakcii s hmotným prostredím, jeho účinkoch na biologické objekty, o spôsoboch merania žiarenia a množstva rádioaktívnej látky a metódach ochrany pred ožiareními. (1)

1.1.1. História radiačnej ochrany

Negatívne biologické účinky ionizujúceho žiarenia boli preukázané už zakrátko po objave rádioaktivity a röntgenového žiarenia. Napríklad rok po objave röntgenového žiarenia, ktoré sa takmer súčasne začalo využívať na diagnostické účely, boli pozorované prvé prípady radiačnej dermatitídy na rukách rádiológov pracujúcich s röntgenovými prístrojmi. V roku 1902 bol zaregistrovaný prvý prípad vzniku rakoviny u pracovníka, ktorý pracoval s röntgenovým zariadením. Do konca roku 1920 bolo zaznamenaných 198 prípadov rakoviny a 54 úmrtí rádiológov. V súvislosti s tým začali odborné spoločnosti röntgenológov a rádiológov už začiatkom 20. storočia publikovať prvé odporúčania v oblasti ochrany pred žiarením (1913-Nemecko, 1915-Veľká Británia, Československo-1929). V roku 1922 sa objavili prvé odporúčania používať osobné filmové dozimetre na sledovanie ožiarenia pracovníkov so zdrojmi žiarenia. Prvé zistenia poškodenia zdravia pacientov s aplikovanými rádionuklidmi boli popísané v roku 1925. Negatívne genetické účinky ionizujúceho žiarenia boli prvýkrát

pozorované v roku 1927. V roku 1928 bola založená vo Švédsku (Štokholm) Medzinárodná komisia pre rádiologickú ochranu ICRP (International Commission on Radiological Protection), ktorá pracuje dodnes. Záujem o vplyv ionizujúceho žiarenia na človeka a o ochranu pred jeho nepriaznivými účinkami mimoriadne vzrástol v období po roku 1945, po zhodení atómových bômb na japonské mestá Hirošima a Nagasaki, kde boli usmrtené státisíce ľudí a ďalšie státisíce ľudí boli ožiarené. Od roku 1947 až do dnešných čias stále pokračujú výskumy a rozsiahle epidemiologické štúdie zdravotných následkov ožiarenia obrovského množstva ľudí, ktorí boli zasiahnutí pri uvedených bombových útokoch. Každá krajina má tiež svoje vlastné organizácie a inštitúcie, ktorých náplňou práce je radiačná ochrana. Radiačná ochrana je tiež zakotvená v právnom systéme týchto krajín. Na zabezpečenie radiačnej ochrany obyvateľov, pracovníkov, pacientov a na zabezpečenie sledovania účinkov ionizujúceho žiarenia na človeka vzniklo viacero medzinárodných organizácií a inštitúcií zaoberajúcich sa touto problematikou:

- IAEA - Medzinárodná agentúra pre atómovú energiu (so sídlom vo Viedni)
- UNSCEAR - vedecký výbor OSN pre sledovanie účinkov ionizujúceho žiarenia,
- IRPA – Medzinárodná agentúra pre radiačnú ochranu.

S rozvojom jadrovej energetiky a výstavbou jadrových elektrární priamo súvisí problém ochrany pracovníkov a obyvateľstva, najmä žijúceho v bezprostrednom okolí, pred škodlivými účinkami ionizujúceho žiarenia. V roku 1957 vo Windscale (Sellafield) vo Veľkej Británii došlo k požiaru reaktora, čím došlo k uvoľneniu obrovského množstva rádioaktivity, následkom čoho zomreli desiatky ľudí na rakovinu, ďalšia havária (v dôsledku poruchy na chladiacom zariadení vybuchla podzemná nádrž s rádioaktívnym odpadom) bola v roku 1957 v Kyštyme na Urale, ktorej obeťami boli stovky ľudí (rakovina v dôsledku ožiarenia) a tretia, najhoršia zo všetkých bola havária jadrového reaktora v Černobyle na Ukrajine v roku 1986. Bezprostredne pri tejto havárii zahynulo 31 ľudí, státisíce obyvateľov museli byť presídlené a práve toľko ľudí trpelo a dodnes trpí na následky ožiarenia, takže konečný počet obetí nemôže byť stanovený.

Havárie jadrových elektrární so svojimi tragickými následkami viedli k ponaučeniam. V prvom rade sa zvýšili požiadavky na bezpečnosť jadrových reaktorov. Každý reaktor musí byť zabezpečený tak, aby nemohlo dôjsť k havárii ani pri úplnom zlyhaní obsluhy. Boli vypracované nové metódy ochrany a používajú sa nové bezpečnostné prvky. Prevažná časť absorbovaného ionizujúceho žiarenia pochádza z prírodných zdrojov, a teda možnosť ochrany pred ním je minimálna, t.j. len výberom prostredia, v ktorom sa pohybujeme. Z uvedenej skutočnosti vyplýva, že ťažisko ochrany pred účinkami ionizujúceho žiarenia spočíva hlavne v ochrane pred účinkami ionizujúceho žiarenia pochádzajúceho z umelých zdrojov. (2)

1.1.2. Systém zabezpečenia radiačnej ochrany v Slovenskej republike

Limity ožiarenia pre pracovníkov so zdrojmi ionizujúceho žiarenia a pre obyvateľstvo, ktoré boli ustanovené v Slovenskej republike vychádzajú z platných medzinárodných odporúčaní a predpisov. (3)

Aktuálne odporúčané limity ožiarenia pre pracovníkov pracujúcich so zdrojmi ionizujúceho žiarenia sú:

- Efektívna dávka maximálne 100 mSv za 5 kalendárnych rokov (nasledujúcich po sebe), pričom v žiadnom roku nesmie ožiarenie prekročiť 50 mSv
- Ekvivalentná dávka v očnej šošovke 150 mSv v kalendárnom roku
- Ekvivalentná dávka v koži 500 mSv v kalendárnom roku, ktorá sa stanovuje ako priemerná dávka na ploche 1 cm² najviac ožiarenej kože bez ohľadu na veľkosť ožiarenej plochy kože
- Ekvivalentná dávka v rukách od prstov až po predlaktie a v nohách od chodidiel až po členky 500 mSv v kalendárnom roku

Limit ožiarenia tehotných žien pracujúcich na pracoviskách so zdrojmi ionizujúceho žiarenia sa stanovuje tak, aby od času, keď žena oznámi zamestnávateľovi tehotenstvo,

až do konca tehotenstva, súčet efektívnych dávok z vonkajšieho ožiarenia a úväzkov efektívnych dávok z vnútorného ožiarenia plodu neprekročil 1 mSv.

Limity ožiarenia žiakov a študentov sú od kalendárneho roku, v ktorom dovŕšia 16.rok veku, do konca kalendárneho roku, v ktorom dovŕšia 18.rok veku:

- Efektívna dávka 6 mSv v kalendárnom roku,
- Ekvivalentná dávka 50 mSv v očnej šošovke v kalendárnom roku
- Ekvivalentná dávka 150 mSv v koži v kalendárnom roku, ktorá sa stanovuje ako priemerná dávka na ploche 1 cm² najviac ožiarenej kože bez ohľadu na veľkosť ožiarenej plochy kože
- Ekvivalentná dávka v rukách od prstov až po predlaktie a v nohách od chodidiel až po členky 150 mSv v kalendárnom roku

Limity ožiarenia pre obyvateľstvo v okolí pracoviska so zdrojmi ionizujúceho žiarenia sa vzťahujú na priemerné ožiarenie kritickej skupiny obyvateľov vypočítané pre všetky cesty ožiarenia zo všetkých zdrojov ionizujúceho žiarenia a pre všetky možné činnosti vedúce k ožiareniu. Sú to:

- Efektívna dávka maximálne 1 mSv za kalendárny rok
- Ekvivalentná dávka v očnej šošovke 15 mSv v kalendárnom roku
- Ekvivalentná dávka v koži 50 mSv v kalendárnom roku, ktorá sa stanovuje ako priemerná dávka na ploche 1 cm² najviac ožiarenej kože bez ohľadu na veľkosť ožiarenej plochy kože

Radiačná ochrana na Slovensku vychádza z platných zákonov a nariadení Vlády Slovenskej republiky. Hlavnou náplňou činnosti radiačnej ochrany je ochrana zdravia obyvateľstva pred negatívnymi účinkami ionizujúceho žiarenia, ochrana zdravia pracovníkov pracujúcich so zdrojmi žiarenia tak, aby riziko ožiarenia spojené s ich pracovnou činnosťou bolo čo najnižšie a neprekročili sa prípustné limity ožiarenia, ďalej regulácia a znižovanie ožiarenia pacientov pri vykonávaní rádiodiagnostických

vyšetření v zdravotníckych zariadeniach a pri vyšetreniach vykonávaných metódami nukleárnej medicíny.

Dávkové limity sa nevzťahujú na lekárske expozície, t.j. nevzťahujú sa na ožiarenie pacientov počas vyšetrenia alebo terapie a takisto nemôžeme stanoviť dávkové limity v prípade rádioaktivity z prírodného pozadia.

Radiačnú ochranu v Slovenskej republike zabezpečuje a riadi Úrad verejného zdravotníctva Slovenskej republiky (ÚVZSR). Na výkone dozornej činnosti v radiačnej ochrane sa ďalej podieľajú regionálne úrady verejného zdravotníctva (RÚVZ) v Banskej Bystrici, Košiciach a v Bratislave. (4)

V súčasnosti platné právne úpravy v Slovenskej republike, ktoré upravujú radiačnú ochranu pacientov pri vykonávaní rádiologických vyšetrení sú zákon č. 355/2007 Z. z. o ochrane, podpore a rozvoji verejného zdravia a nariadenie vlády SR č. 340/2006 Z. z. o ochrane zdravia osôb pred nepriaznivými účinkami ionizujúceho žiarenia pri lekárskom ožiarení. Uvedené predpisy zabezpečili úplnú harmonizáciu našej legislatívy v oblasti radiačnej ochrany pri lekárskom ožiarení s legislatívou Európskej únie. (5)

V súvislosti s radiačnou ochranou pacientov počas lekárskeho vyšetrenia alebo terapie pomocou zdrojov ionizujúceho žiarenia tieto predpisy prinášajú aj požiadavky na informovanie pacientov, sprevádzajúcich osôb, odbornej verejnosti, ako aj zodpovedných pracovníkov na príslušných úrovniach samosprávy a štátnej správy o veľkosti ožiarenia pacientov pri jednotlivých rádiologických výkonoch, prípadne o veľkosti ožiarenia celej populácie zdrojmi ionizujúceho žiarenia používanými v medicíne. Okrem toho smernica Európskej komisie o lekárskom ožiarení (97/43/Euratom) ukladá jednotlivým členským štátom Európskej únie, aby zabezpečili dostupné informácie o indikačných kritériách na lekárske ožiarenie pre všetkých lekárov, ktorí pacientov na takéto vyšetrenia odosielať. Lekárske ožiarenie je podľa uvedeného nariadenia vlády definované ako ožiarenie pacientov v súvislosti s určením ich diagnózy alebo liečby, ožiarenie zamestnancov v súvislosti so sledovaním ich zdravotného stavu pri práci, ožiarenie zdravých jednotlivcov pri vykonávaní preventívnych rádiologických vyšetrení, ožiarenie

zdravých jednotlivcov alebo pacientov, ktorí sa dobrovoľne zúčastňujú na lekárskech alebo biomedicínskych výskumných programoch a ako ožiarenie osôb pri vykonaní vyšetrení pre účely vypracovania osobitného lekárskeho posudku. (6)

1.1.3. Metódy radiačnej ochrany

Úlohou radiačnej ochrany je zabezpečiť ochranu zdravia jednotlivcov, ich potomstva a celého ľudstva, ako aj životného prostredia pred negatívnymi účinkami ionizujúceho žiarenia, obmedziť zdravotné riziko vyplývajúce z využívania zdrojov tohto žiarenia a zároveň umožniť využívanie ich priaznivých vlastností. (7) Radiačná ochrana môže byť :

- fyzikálna
- chemická
- biologická

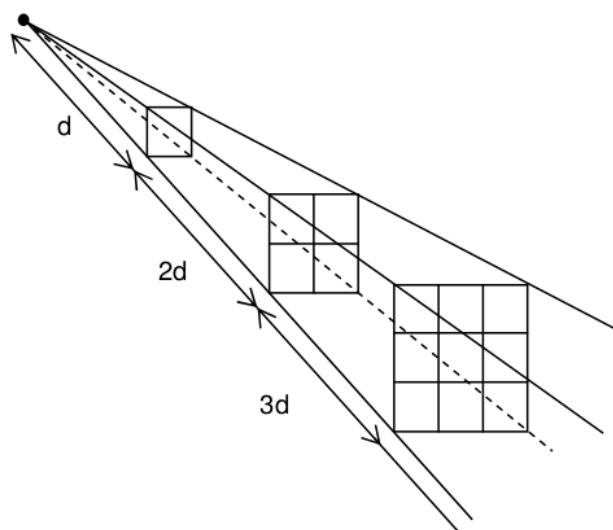
Fyzikálna ochrana môže byť realizovaná tromi spôsobmi:

- vzdialenosťou
- časom
- tienením

Ochrana vzdialenosťou

Vychádza z poznatkov o vlastnostiach rádioaktívnej premeny. Rozpad rádionuklidov má izotropný charakter. To znamená, že žiarenie emitované pri rozpade rádionuklidov sa šíri všetkými smermi rovnako, žiaden smer nie je preferovaný. Dôsledkom je, že tok žiarenia je nepriamo úmerný štvorcu vzdialenosti od zdroja, ktorý emituje toto žiarenie

inými slovami, žiarenie klesá s druhou mocninou vzdialenosti od zdroja ionizujúceho žiarenia (obr. 1). (8)



Obrázok 1: Zákon inverzného štvorca . Je dôležité si uvedomiť, že zdvojnásobenie vzdialenosti od zdroja zníži dávku štvornásobne. Toto je dôležité najmä pri ochrane pracovníkov pracujúcich so zdrojmi ionizujúceho žiarenia, či už v zdravotníctve alebo v jadrovej energetike.

Ochrana časom

Ochrana časom vychádza zo skutočnosti, že radiačná záťaž danej osoby rastie s časovým intervalom počas ktorého sa daná osoba vyskytuje v blízkosti zdroja ionizujúceho žiarenia. Čím kratší čas pobytu pri žiarici tým bude aj nižšia dávka žiarenia.

Ochrana tienením

Je založená na umiestnení vhodnej látky (tieniaceho materiálu) medzi zdroj žiarenia a ožarovaný objekt (organizmus). Tieniaci materiál musí mať vhodné absorpčné a spomaľujúce vlastnosti, vhodné mechanické vlastnosti, musí byť ohňovzdorný a netoxický. Pri výbere tieniaceho materiálu je dôležité tiež ekonomické hľadisko. K

ochranným materiálom patria najmä betón, olovo, olovené sklo, plasty s obsahom olova a sadra.

Ochrana vzdialenosťou, časom a tienením sa používa v prípade všetkých druhov ionizujúceho žiarenia.

Chemická ochrana

Spočíva v podávaní rádioprotektívnych látok, ktoré chránia organizmus buď svojou väzbou na receptory bunky alebo inaktiváciou enzýmov.

Biologická ochrana

Je založená na dobrom fyzickom a psychickom stave organizmu a na zvyšovaní jeho odolnosti.

1.1.4. Ciele radiačnej ochrany

Cieľom radiačnej ochrany je predchádzať deterministickým účinkom a znížiť pravdepodobnosť stochastických účinkov pre jednotlivcov aj pre obyvateľstvo.

1.1.5. Základné princípy radiačnej ochrany

Požiadavky na zabezpečenie radiačnej ochrany, ktoré boli definované medzinárodnými inštitúciami na základe doporučení komisie ICRP sú zakotvené v právnom systéme všetkých vyspelých krajín a z cieľov ochrany pred ionizujúcim žiarením vychádzajú štyri základné princípy radiačnej ochrany. Jedná sa o princíp

odôvodnenosti, optimalizácie, limitovania a zabezpečenie bezpečnosti zdrojov ionizujúceho žiarenia.

Princíp odôvodnenosti

Výhody z využívania žiarenia musia prevážiť nevýhody. To znamená, že každá činnosť, ktorá môže zvýšiť ožiarenie osôb z existujúcich zdrojov ionizujúceho žiarenia, okrem prípadu radiačnej nehody alebo havárie, musí byť odôvodnená a riziko z ožiarenia musí byť vyvážené predpokladaným prínosom pre jednotlivca, alebo spoločnosť. V princípe odôvodňovania sa postupuje v dvoch rovinách, „všeobecnej“ a „individuálnej“. V oboch prípadoch musí byť zodpovedaná zložitá otázka, akým spôsobom posúdiť prevýšenie prínosu nad ujmu. Pritom zdravotné poškodenie nie je jediným aspektom odôvodnenia, ale významnú úlohu zohrávajú aj potrebné náklady, rýchlosť, presnosť a prístupnosť vybranej činnosti vedúcej k ožiareniu.

Pri lekárskom využívaní ionizujúceho žiarenia sú významnou oporou dodržiavania princípu odôvodnenia európske smernice tzv. indikačné kritériá, ktoré usmerňujú lekárov predpisujúcich rádiologické vyšetrenia. Smernice okrem obecného odôvodnenia uvádzajú ďalšie rozhodujúce faktory, ktoré vyjadrujú individuálny prístup (vek pacienta, možná gravidita a pod.). (2)

Princíp optimalizácie

Z hľadiska možnej expozície osôb pri činnostiach so zdrojmi ionizujúceho žiarenia musí byť radiačná ochrana optimalizovaná tak, aby veľkosť individuálnych dávok, počet ožiarených osôb a pravdepodobnosť ich ožiarenia boli udržiavané na takej nízkej úrovni, ako možno rozumne dosiahnuť s prihliadnutím na všetky technické a ekonomické možnosti a sociálne hľadiská. Je to tzv. princíp *ALARA* (As Low As Reasonably Achievable), t.j. maximálny prínos pri minimálnom riziku. Takýto postup odzrkadľuje úsilie znížiť veľkosť odôvodneného ožiarenia pomocou obmedzovania dávok jednotlivcov prípadne obmedzením rizika potenciálnej expozície. V posledných

troch dekádach sa dosiahol významný pokrok v optimalizácii, najmä dôsledným dodržiavaním správnej technológie, kontrolou kvality, ale predovšetkým zvyšovaním požiadaviek na znalosti personálu, ktorý činnosti so zdrojmi ionizujúceho žiarenia vykonáva. Optimalizácia je úzko prepojená s procesom odhadu rizika a má viesť k zisteniu aké ožiarenie je prijateľné v daných podmienkach, musí sa teda nachádzať v oblasti dávok pod limitnými hodnotami individuálnych dávok. (2)

Princíp stanovenia limitov ožiarenia

Pod pojmom limity ožiarenia rozumieme hodnoty efektívnej alebo ekvivalentnej dávky, ktoré nesmú byť u jednotlivca v stanovenom časovom období prekročené. Ožiarenie pracovníkov a obyvateľov pri používaní zdrojov ionizujúceho žiarenia nesmie prekročiť limity ožiarenia ustanovené v legislatívnych predpisoch a požiadavkách na zabezpečenie radiačnej ochrany. Expozícia jednotlivcov má byť obmedzená tak, aby ani efektívna dávka ani ekvivalentná dávka v príslušnom orgáne alebo tkanive, spôsobená možnou kombináciou expozícií z autorizovanej činnosti, neprekročila žiadny dávkový limit odporúčaný pre príslušné podmienky, t.j. aby nedošlo k výskytu stochastických účinkov. Dávkové limity sa nevzťahujú na lekárske expozície, t.j. nevzťahujú sa na ožiarenie pacientov počas vyšetrenia alebo terapie a tiež nemôžeme stanoviť dávkové limity v prípade rádioaktivity z prírodného pozadia. (9)

Princíp zabezpečenia bezpečnosti zdrojov ionizujúceho žiarenia

Nad zdrojmi nesmie dôjsť k strate kontroly a je nutné zabrániť odcudzeniu, prístupu nepovolaných osôb, zabezpečiť trvalé sledovanie zdroja. Stratu je nutné hlásiť.

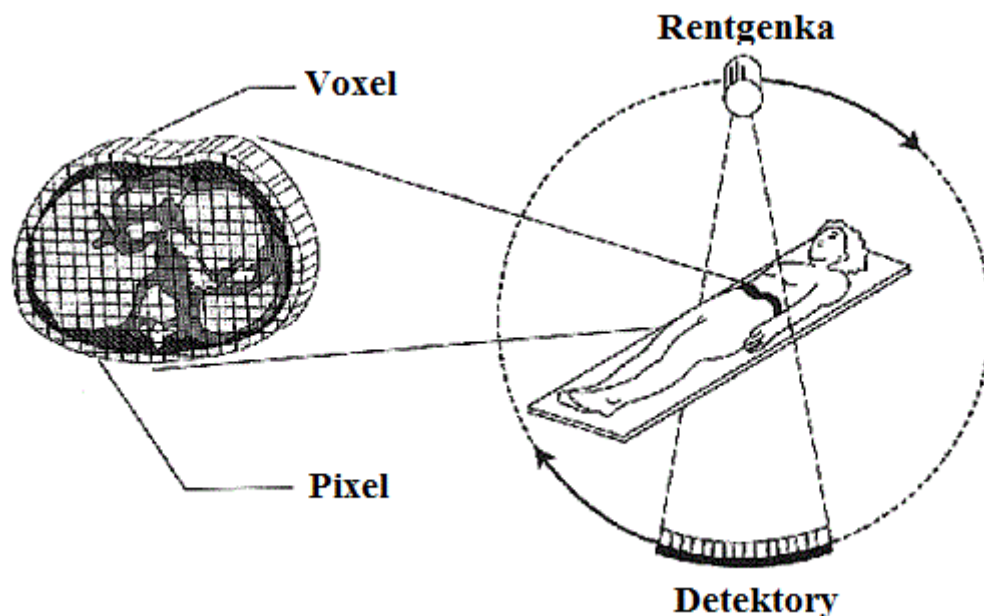
1.2. Výpočtová tomografia

Výpočtová tomografia je rádiodiagnostická denzitometrická zobrazovacia metóda a je jedna zo základných modalít, ktorá slúži v medicíne k zobrazeniu ľudského tela. V súčasnosti ide o modernú, veľmi progresívnu a neustále sa vyvíjajúcu metódu.

1.2.1. Princíp CT

Pacient sa pri vyšetrowaní umiestňuje medzi zdroj rentgenového žiarenia (rentgenku) a detekčný systém. Z rentgenky emitované lúče žiarenia sa kolimujú a ich zväzok vstupuje do tela z obvodu (nie z plochy) vyšetrowanej vrstvy v rovine, ktorá je zvyčajne kolmá na pozdĺžnu os tela. (10) Oproti rentgenke sú umiestnené detektory, ktoré zachytávajú kvantá rentgenového žiarenia prenikajúce objemovými elementmi (voxelmi) tkaniva vo vyšetrowanej vrstve. Pri pohybe rentgenky a protiahlých detektorov sa meria celková absorpcia rentgenového žiarenia vo všetkých objemových elementoch, ktorými rentgenové lúče prešli, vo forme jednorozmerných profilov distribúcie hustoty toku fotónov rentgenového žiarenia. Zoslabenie tejto hustoty je úmerné zloženiu tkanivových štruktúr – teda je nositeľom čiastkovej informácie o anatomickom zložení vyšetrowanej vrstvy. K zisteniu absorpcie každého objemového elementu je potrebné, aby rentgenové žiarenie prešlo týmto elementom opakovane pri definovaných zmenách polohy rentgenky a protiahlých detektorov v rozsahu 180 až 360 stupňov. Hustotu toku fotónov rentgenového žiarenia, emitovaného rentgenkou do vyšetrowanej oblasti, neustále kontroluje referenčný detektor. Hodnoty absorpcie namerané detektormi sú v analógovo - digitálnom prevodníku (ADC) premenené do digitálnej podoby a uložené v pamäti počítača do matrice, ktorá má u súčasne používaných CT počet elementov meniteľný v rozsahu od 256 x 256 do 1024 x 1024. Element matrice sa nazýva pixel – plošný obrazový element. Súradnice každého

plošného elementu na obrazovke – pixelu, zodpovedajú súradniciam každého elementárneho objemu tkaniva – voxelu. Inými slovami, každý obrazový element predstavuje dvojrozmernú informáciu o trojrozmernej objemovej štruktúre (obr. 2).



Obrázok 2: Grafický náčrt pixelu a voxelu a umiestnenia pacienta pri CT vyšetrení.

Hodnoty koeficientov zoslabenia rentgenového žiarenia, vypočítané pre každý element zobrazovanej vrstvy tkaniva, sa porovnávajú s koeficientom zoslabenia vody. Získajú sa tak relatívne hodnoty absorpcie, ktoré sa nazývajú CT čísla (hustota – denzita) a sú definované vzťahom:

$$\text{CT číslo} = [(\mu_t - \mu_w) \cdot \mu_w^{-1}] \cdot k$$

pričom:

- μ_t je lineárny súčiniteľ zoslabenia tkaniva
- μ_w je lineárny súčiniteľ zoslabenia vody
- k je konštanta

CT čísla sa nazývali EMI jednotkami, pri súčasne používaných CT zariadeniach sa používa konštanta $k=1000$ a vypočítané CT čísla sa nazývajú Hounsfieldove jednotky (Hounsfield Unit – HU) (tab. 1). (11)

Druh tkaniva	Denzita
kosti, kalcifikácie	> 85 HU
zrazená krv (koagulum)	65 - 85 HU
mäkké tkanivá, parenchymatické orgány	25 - 70 HU
tekutinové orgány (likvor, moč, žlč)	0 - 15 HU
Tuk	-40 až -120 HU
vzdušné pľúca	-800 až -900 HU

Tabuľka 1: Relatívne hodnoty absorpcie v jednotkách HU niektorých tkanív a orgánov

Pretože ľudské oko je schopné rozlíšiť len asi 16 odtieňov šedi a vo väčšine prípadov nás zaujímajú tkanivá s podobnou denzitou (napr. mäkké tkanivá), vyberáme z celej škály denzít iba určitú časť – tkz. okno, alebo okienko (tab. 2). Pomocou okien získavame postupne informácie o tkanivách s podobnými denzitami.

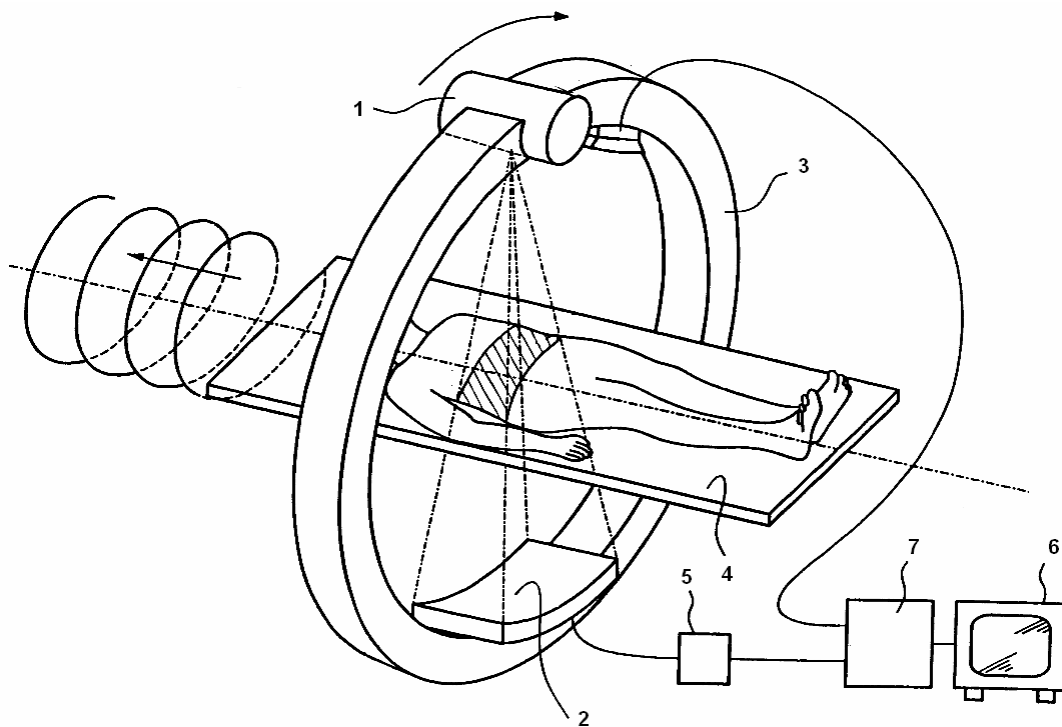
Základné vyšetrovacie protokoly sa vykonávajú v štandardizovaných oknách, rovnaké skeny je niekedy nutné doplniť aj v iných oknách. Typickým príkladom sú pľúca a mediastinum. Okno je charakterizované stredom (center – C) a šírkou (width – W). (11)

Vyšetrovaný orgán	šírka okna	Stred okna
mozog	75	30
brucho	350	35
mediastinum	400	40
pľúca	1600	-600
skelet 1	1300	300
skelet 2	3700	600

Tabuľka 2: Základné parametre vyšetovaných okien

1.2.2. Konštrukcia CT

Základné konštrukčné prvky CT sú zobrazovacia sústava, ktorá sa skladá zo zdroja rentgenového žiarenia, detekčného systému nachádzajúceho sa v gantry, ďalej je to vyšetrovací stôl, zdroj vysokého napätia, riadiaci a zobrazovací počítač (obr. 3). (12)



Obrázok 3: Schéma lekárskeho CT zariadenia (1. zdroj rentgenového žiarenia, 2. detekčný systém 3. gantry, 4. vyšetrovací stôl, 5. riadiaci počítač, 6. zobrazovací počítač, 7. ADC prevodník).

Z technického hľadiska sa CT prístroje obvykle rozdeľujú do 5. generácií (13):

Pri prvej generácii sa využíval tenký zväzok rentgenového žiarenia kolimovaný na jeden detektor a jednotlivé projekcie sa získavali posunom rentgenky umiestnenej na spoločnom ráme s detektorom cez vyšetovaný objem. Systém rentgenka – detektor umiestneným na kruhovom výseku sa následne pootočil o príslušný uhol, aby bola urobená ďalšia projekcia vyšetovaného objemu. Tento postup bolo treba opakovať kým neboli urobené všetky projekcie vyšetovaného objemu.

V snahe urýchliť zdĺhavé vyšetrenie boli zavedené CT druhej generácie kde sa miesto tenkého zväzku žiarenia používal zväzok takmer vejárovitého tvaru a viac detektorov, pričom systém posuvu rentgenka – detektor zostal nezmenený.

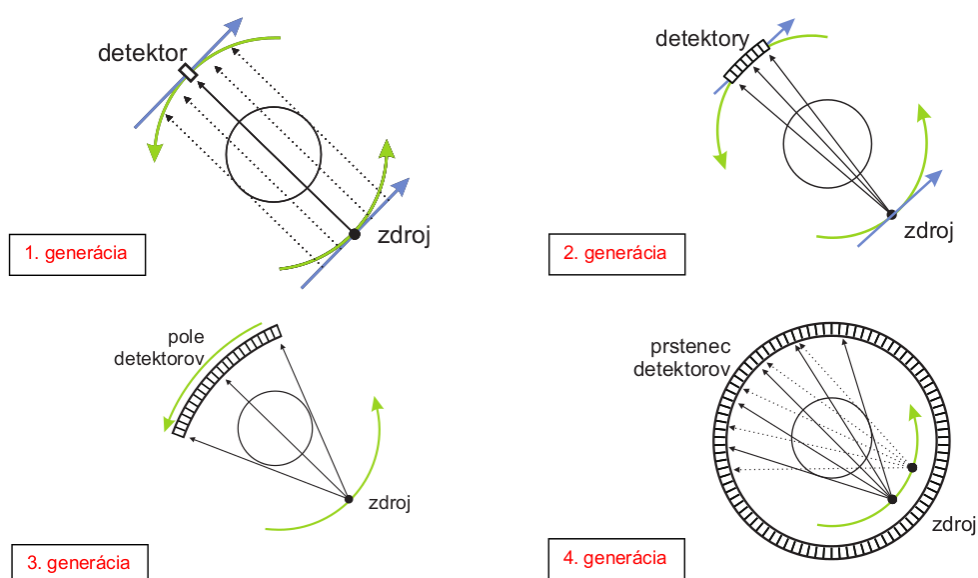
K ďalšiemu skráteniu času vyšetrenia došlo až pri CT tretej generácie, ktoré už pracovali s vejárovitým zväzkom žiarenia a naproti rotačnej osi rentgenky už niekoľkými radmi detektorov, ktorý už vedel obsiahnuť celý prierez vyšetovaného objemu. Doba k získaniu projekcii v rozsahu 0 az 360 stupňov sa skrátila. Neskôršie zavedenie technológie Slip-ring umožnilo kontinuálny posuv systému rentgenka – detektory a rotácia dosiahla aj menej ako 0,5 sekundy.

Takmer súčasne s treťou generáciou bola uvedená generácia štvrtá, pri ktorej bol eliminovaný posuv detektorov. Základ tejto generácie bola rotujúca rentgenka a prstenec detektorov umiestnený po celom obvode dráhy rotujúcej rentgenky. Nevýhodou tejto generácie bolo, že väčšina detektorov bola v každom momente mimo zväzku žiarenia a tiež problémy s mechanickým vyvážením rotujúceho systému. Táto vývojová vetva sa preto ukázala, ako slepá.

Z tretej generácie sa vyvinula generácia takzvaných helikálnych CT. Názov vznikol kvôli trajektórii rentgenky nad pacientom. Počas vyšetrenia rentgenka kontinuálne rotuje okolo svojej osi a súčasne dochádza k posuvu stola s pacientom. Vytvájali sa od prístrojov, ktoré vykonávali jednu stopu dát počas rotácie (single – row detektor CT) cez prístroje so zdvojenými detektorovými radmi až k prístrojom, ktoré vykonávajú počas rotácie 16 a aj viac dátových stôp (multidetektorový tomograf, MDCT). Zároveň sa rozvojom detekčného systému skrátil čas jednej otočky rotoru.

U počiatočných prístrojov bola najkratšia perióda cca 4 sekundy, v polovici 90. rokov okolo 1 sekundy, v súčasnosti je bežne využívaná perióda rotácie 500 milisekúnd. Významným pokrokom je tiež používanie vysoko citlivých keramických detektorov, čo umožňuje výrazné zníženie absorbovanej radiačnej dávky. Spoločne s hardwarovým vývojom CT dochádza k vývoju výpočtového systému. Tento systém zabezpečuje ovládanie prístroja, záznam dátových stôp hrubých dát (raw data), rekonštrukciu obrazových dát, archiváciu obrazov, ich vyhodnotenie a tiež komunikáciu s inými informačným systémom. Jednotlivé štyri generácie CT sú na obrázku 4.

Piata generácia Electron Beam CT (tomograf s elektrónovým zväzkom) a štvrtá generácia neboli rozšírené, pretože pri vyššej cene neprinášajú zásadné výhody pre klinickú prax v porovnaní s moderným konštrukčným riešením tretej generácie.



Obrázok 4: Generácie CT prístrojov

1.2.3. Indikácie na vyšetrenie pomocou CT

Indikácie na CT vyšetrenie by mali v prvom rade vyplývať z vynikajúcej schopnosti rozlíšenia malých rozdielov denzity jednotlivých tkanív, čo je nám umožňuje odhaliť väčšinu morfológických prejavov patologických stavov, ktoré postihujú zväčša mäkké tkanivá organizmu čím sa CT stáva metódou prvej voľby pri akútnych polytraumatických stavoch. (14)

CT zvyčajne neposkytuje priamo informácie o funkcii vyšetrovanej oblasti organizmu vo forme kvantitatívnych hodnôt parametrov sledovaného deja. CT sa preto využíva najmä ako metóda morfológického zobrazenia. Jej indikácie nie sú nemenné, ale podľa potrieb praxe sa upresňujú a ďalej rozširujú.

U chorých s podozrením na patologický stav CT potvrdí, prípadne vylúči patologické zmeny a podľa kritérií hodnotenia CT obrazu môže určiť aj charakter zmien. Pri chorých s diagnostikovaným ochorením môže byť indikačným kritériom potreba určiť jeho topografické vzťahy, overiť prítomnosť metastáz, TNM staging, posúdiť operabilnosť, určiť cestu optimálneho chirurgického prístupu atď. Vhodnou indikáciou je sledovanie účinnosti chirurgickej, prípadne aj medikamentózneho liečby.

Ako jedna zo zobrazovacích metód sa môže využívať aj na kontrolu zavedenia ihly pri punkčnej biopsii, pri perkutánnej drenáži abscesov, cýst, hematómov, pri stereotaxii atď. CT sa teda nevyužíva len v diagnostike, ale aj v plánovaní a kontrole účinnosti liečby čo môže prispieť k zníženiu počtu operácií.

Veľmi vhodné je využitie CT aj v rádioterapii kde pomocou špeciálneho programového vybavenia možno z CT obrazov zostaviť optimálny plán ožarovania nádoru, aby sa na minimum znížilo radiačné zaťaženie okolitých zdravých štruktúr.

Väčšina CT vyšetrení v oblasti brucha, panvy vrátane orgánov peritonea vyžaduje podanie kontrastnej látky.

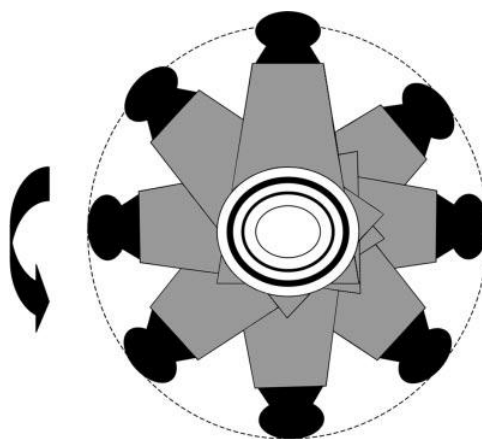
1.3. Dozimetria

Základnou veličinou charakterizujúcou interakciu ionizujúceho žiarenia s hmotou je absorbovaná dávka (D). Jednotkou absorbovanej dávky je gray [Gy], ktorý sa rovná energii 1 joule absorbovanej v 1 kg látky. Absorbovaná dávka popisuje fyzikálne efekty v danej látke, nemožno ju preto oddeliť od látky, v ktorej je stanovovaná. Nemôžeme hovoriť o absorbovanej dávke ako takej, musí byť uvedená spoločne s materiálom, napr. absorbovaná dávka v mäkkom tkanive a pod. Absorbovaná dávka popisuje odovzdávanie energie za určité časové obdobie.

Celková absorbovaná dávka je priamo úmerná niekoľkým faktorom a to predovšetkým veľkosti prúdu [mA] a veľkosti napätia [kV] použitého k expozícii, dobe jednej rotácie, kolimácii a dobe rotácii detekčnej sústavy. Tieto parametre môžu byť použité pre porovnanie CT systémov a protokolov. (15)

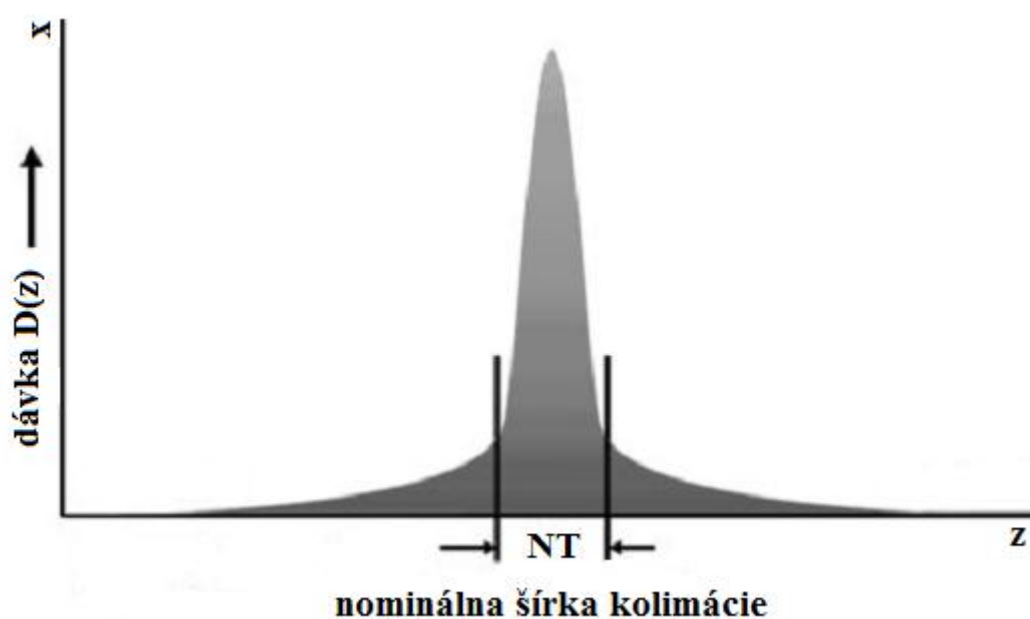
1.3.1. CTDI

Dávka je pri CT vyšetrení nerovnomerne rozložená vo vyšetrovanom objeme (obr. 5).



Obrázok 5: Zobrazenie nerovnomerného rozloženia dávky pri 360 stupňovom CT skene. Hrubšie čiary predstavujú povrchovú dávku, ktorá je omnoho vyššia, ako dávka vo vnútri, ktorú predstavujú tenšie čiary (16)

Dávkový CT index CTDI [Gy] je základnou veličinou a zobrazuje rozloženie dávky okolo kolimovanej vrstvy žiarenia. Je definovaný ako integrál pod krivkou dávkového profilu vrstvy pozdĺž priamky kolmej k tomografickej rovine rozdelenej nominálnou hrúbkou vrstvy z jedného snímania, ktoré môže vyprodukovať jeden obraz. Profil dávky predstavuje Gaussova krivka (obr. 6).



Obrázok 6: Profil dávky. V ideálnom prípade sa dávka žiarenia na okrajoch rezu prudko znižuje. Presah v spodnej oblasti je spôsobený divergenciou rentgenového lúča, ako aj vnútorným rozptylom vo vyšetrovanom objeme. Maximum profilu reprezentuje vrchol dávky.

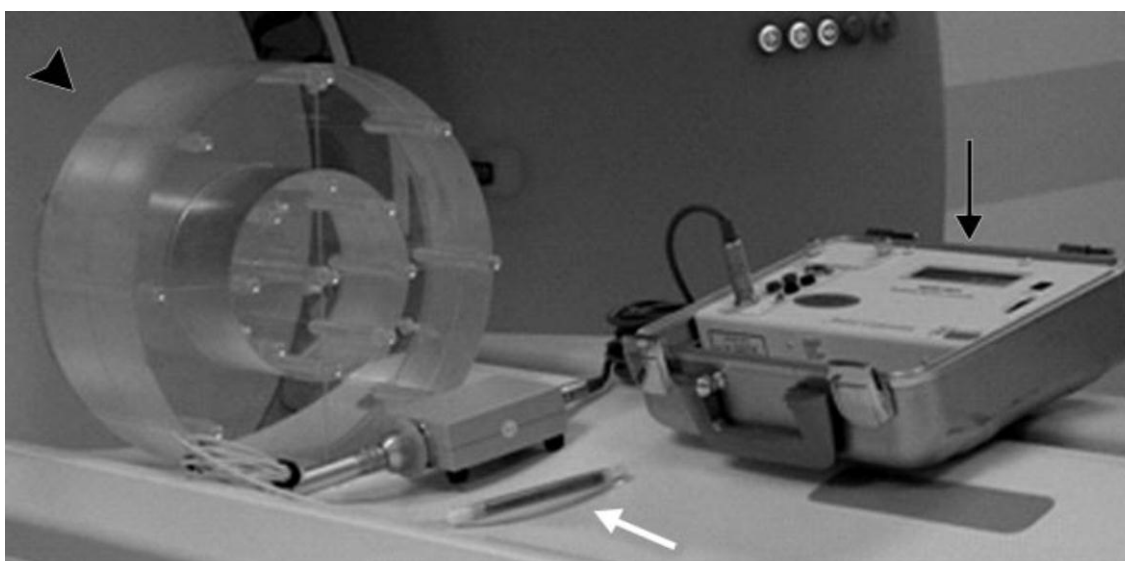
Rovnica pre výpočet CT dávkového indexu (CTDI) [mGy]:

$$CTDI = \frac{1}{nt} \int_{-\infty}^{\infty} D(z) \cdot dz$$

Kde n je počet vrstiev počas rotácie, t nominálna hrúbka vrstvy a D(z) predstavuje profil radiačnej dávky pozdĺž osi z.

CTDI môže byť meraná tiež vo vzduchu ($CTDI_{air}$), alebo polymethylmetakrylátovom (PMMA) fantóme pri použití 100 mm ceruzkovej ionizačnej komory (obr. 7) a dostávame vážený CTDI alebo $CTDI_w$ [mGy].

$$CTDI_w = \frac{1}{3} \cdot CTDI_{100,c} + \frac{2}{3} \cdot CTDI_{100,p}$$



Obrázok 7: Typické vybavenie na meranie $CTDI_{100}$. Čierna šípka ukazuje na integrovaný elektrometer. Biela šípka ukazuje na 100 mm dlhú CTDI ionizačnú komoru a CTDI fantóm z PMMA (hrubšia čierna šípka).

Kde veličina $CTDI_{100}$, ktorá je odvodená z CTDI a je definovaná, ako integrál dávkového profilu pozdĺž priamky kolmej k tomografickej rovine (os z) v rozmedzí -50 mm +50 mm.

Ak sa jedná o axiálne, alebo helikálne skeny s pitch faktorom väčším ako 1 je zavedený ďalší parameter CTDI, $CTDI_{vol}$.

$$CTDI_{vol} = \frac{1}{pitch} \cdot CTDI_w$$

Pitch faktor je parameter používaný pre špirálny zber dát pri CT zobrazení a je definovaný ako pomer veľkosti posunu stolu na jednu rotáciu gantry a kolimácii zväzku. Pri multidetektorových CT to zodpovedá celkovej aktívnej šírke detektorov. Tiež sa dá povedať, že pitch faktor zodpovedá vzdialenosti jednotlivých rezov od seba, alebo otvoreniu špirály pri zbere dát.

Princíp CTDI spočíva v tom, že vyjadruje veľkosť výstupnú dávku žiarenia CT pre dané vyšetrenie a charakterizuje lokálne ožiarenie pacienta. Na modernom CT sa $CTDI_{vol}$ zobrazí na ovládacej konzole.

1.3.2. DLP

Pravdepodobnosť vzniku biologických stochastických účinkov je úmerná absorbovanej radiačnej dávke [mGy] a veľkosti ožiarenej oblasti [cm^3] a v rtg diagnostike to kvantifikujeme veličinou DLP [Gy.cm]:

$$DLP = CTDI_{vol} \cdot \textit{dĺžka skenu}$$

DLP odzrkadľuje úplný počet fotónov absorbovaných v pacientovi a so vzťahom na efektívnu dávku. DLP neberie do úvahy radiosenzivitu ožiarených tkanív v čoho dôsledku nie je dostatočným ukazovateľom radiačného rizika.

1.3.3. Efektívna dávka

Efektívna dávka E [Sv] je súčtom ekvivalentných dávok H_T vo všetkých orgánoch, alebo v tkanivách vynásobených príslušným tkanivovým váhovým faktorom W_T (tab . 3). Efektívna dávka nám umožňuje odhadnúť riziko žiarenia spojené s CT vyšetrením a odzrkadľuje rôzne pohltenie žiarenia z čiastočnej expozície tela žiarením. Umožňuje tiež porovnanie rizika medzi rôznymi protokolmi CT vyšetrenia.

$$E = \sum W_T \cdot H_T$$

Tkanivo, orgán	W_T	Tkanivo, orgán	W_T
gonády	0.2	pečeň	0.05
červená kostná dreň	0.12	pažerák	0.05
hrubé črevo	0.12	štitná žľaza	0.05
pľúca	0.12	koža	0.01
žalúdok	0.12	povrch kosti	0.01
močový mechúr	0.05	ostatné orgány a tkanivá	0.05
mliečna žľaza	0.05		

Tabuľka 3. Tkanivové váhové faktory W_T

Ekvivalentná dávka [Sv] H_T je priemerná absorbovaná dávka v tkanive, alebo orgáne vynásobená príslušným radiačným váhovým faktorom, ktorého hodnoty sú uvedené v Tabuľke 4. Radiačný váhový faktor W_R vyjadruje rozdielny biologický účinok jednotlivých druhov ionizujúceho žiarenia. Ekvivalentná dávka v tkanive alebo orgáne T sa prežiarenie R vypočíta takto:

$$H_{TR} = W_{TR} \times D_{TR}$$

kde D_{TR} je priemerná absorbovaná dávka v tkanive, alebo orgáne T zo žiarenia R.

Druh žiarenia	W_R
fotóny – všetky energie	1
elektróny, mióny – všetky energie	1
neutróny – energia menšia ako 10 keV	5
neutróny – energia 10 keV – 100 keV	10
neutróny – energia 100 keV – 2 MeV	20
neutróny – energia 2 MeV – 20 MeV	10
neutróny – energia viac ako 20 MeV	5
protóny – energia viac ako 2 MeV (okrem odrazených)	5
alfa častice, ťažké jadrá, štiepne fragmenty	20

Tabuľka 4 : Radiačné váhové faktory W_R

Alternatíva k odhadnutiu rizika z daného CT vyšetrenia udáva ICRP102 normalizovaným konverzným faktorom (k), ktorý je uvedený v tabuľke 5. Efektívna dávka [mSv/mGy.cm] je odvodená z rovnice:

$$E \approx DLP \cdot k$$

Anatomická oblasť	konverzný faktor
Hlava+krk	0.0031
Hlava	0.0021
Krk	0.0059
Hrudník	0.014
Brucho+panva	0.015
Trup	0.015

Tabuľka 5: Anatomická oblasť a konverzný faktor

Typické efektívne dávky pre často vykonávané rádiologické vyšetrenia sú uvedené v tabuľke 6.

Anatomická oblasť	priemerná efektívna dávka
CT Hlavy	2
CT Krku	3
CT Hrudníku	8
CT Brucho+pánva	10
CT Trupu	10
CT Chrbtice	6

Tabuľka 6 : Prevzatá z publikácie „Indikačné kritéria pre zobrazovacie metódy“, ktorá bola schválená v roku 2000 Európskou komisiou a expertmi reprezentujúcimi európsku rádiológiu a nukleárnu medicínu.

1.4. Parametre ovplyvňujúce kvalitu obrazu a radiačnú dávku

Dávku žiarenia, ktorú pacient počas CT vyšetrenia získa, má vplyv množstvo parametrov, ktoré tiež vplyvajú na kvalitu obrazu.

Rádiologický asistent môže väčšinu týchto parametrov ovplyvniť a ich upravením získať požadovanú kvalitu obrazu s minimálnou dávkou žiarenia pre pacienta. Kvalita obrazu a radiačnej dávky sú vždy vzájomne prepojené, čo v praxi znamená, že zmena kvality obrazu má vplyv na radiačnú dávku a naopak.

1.4.1. Model CT prístroja a výrobcu

V geometrii prístrojov od rôznych výrobcov je pri skenovaní značný rozdiel. Vzďialenosť medzi ohniskom rentgenky a izocentrom je závislé na geometrii. Intenzita zväzku žiarenia sa pohybuje medzi zdrojom a pacientom podľa zákona inverzného štvorca. Model s krátkou geometriou vyprodukuje v pacientovi väčšiu dávku žiarenia a čo spôsobí vyššie radiačné zaťaženie a nižší obrazový šum, ako pri skenery s dlhšou geometriou. Tiež sú rozdiely vo filtrácii rentgenových lúčov, efektívnosti detekčného systému, rekonštrukčného algoritmu a úrovni šumu pri elektronike, ktorá zabezpečuje zber dát. V dôsledku toho môže byť kvalita obrazu získaná pri danom zaťažení rentgenky, napätí a šírke obrazu odlišná pri rôznych CT.

1.4.2. Zaťaženie a prúd rentgenky (doba rotácie)

Medzi zaťažením rentgenky (prúd rentgenky a expozícia pri jednej rotácii) a radiačnou dávkou pre pacienta je vzájomný vzťah. Odmeraná dávka je priamo úmerná zaťaženiu rentgenky. Pri 50% znížení zaťaženia získame polovicu pôvodnej dávky. To bohužiaľ spôsobí zvýšenie šumu obrazu v dôsledku menšieho počtu fotónov, ktoré prispievajú k získaniu obrazu, pretože zaťaženie rentgenky je úmerné ich vplyvu. Šum

obrazu je nepriamo úmerný druhej odmocnine z mAs, t.j. úroveň šumu sa zvýši dva krát, keď je dávka znížená o 50%.

1.4.3. Napätie rentgenky

Napätie rentgenky [kV] je rozhodujúce pre energiu fotónov, emitovaných z rentgenky kde zvýšené napätie rentgenky bude generovať fotóny s vyššou energiou. Rozdielne hodnoty napätia rentgenky budú mať za následok zmeny v dávke žiarenia a v kvalite obrazu. Vzťah medzi napätím rentgenky a kvalitou obrazu je zložitý, pretože ovplyvňuje aj šum a kontrast. Rozdiely v dávke sú približne úmerné druhej mocnine napätia rentgenky. Zmena šumu je nepriamo úmerná zmene napätia v rentgenke, tj. zníženie kV spôsobuje zvýšenie šumu. Pri vzrastajúcom napätí na rentgenke rastie dávka exponenciálne, čo je opačne ako pri klasických RTG vyšetrení kde dávka s rastúcim napätím klesá. (17)

1.4.4. Filtrácia primárneho zväzku žiarenia

Filtrácia primárneho zväzku žiarenia je veľmi efektívny spôsob, ako znížiť ožiarenie pacienta. Filter absorbuje fotóny, ktoré nemajú dostatok energie preniknúť telom pacienta k detektorom. Tieto lúče žiarenia neprispievajú žiadnou diagnostickou informáciou na získanom obraze, ale iba k zbytočne vysokému ožiareniu pacienta. Použitie filtrácie znižuje povrchové zaťaženie a ochranu tenších častí tela. Filtrácia zabezpečí lepšiu uniformitu v obraze a prispieva k zníženiu artefaktov.

1.4.5. Rekonštrukčný filter

Projekčné dáta, ktoré skener zbiera z každej uhlovej projekcie behom rotácie rentgenky okolo vyšetřovaného objemu sú potom hromadne spätne premietnuté do približného obrazu objektu, v ktorom jednotlivé projekcie budú konštruktívne interferovať na štruktúrach objektu, ktoré zoslabili priechod rentgenového zväzku. (18)

Filtrácia slúži k tomu, aby sa zabránilo neostroti a zdôraznil sa signál z príslušných diagnostických štruktúr v obraze. Šum v rekonštruovanom obraze bude závisieť na tom, aký typ filtra sa používa. Použitie správneho filtra umožňuje zníženie dávky.

1.4.6. Šírka vrstvy

Jedná sa o lineárnu závislosť hrúbky vrstvy a dávky, o rovnováhu medzi rozlišovacou schopnosťou a šumom. Vlastné vyšetřenie musí byť kompromisom medzi optimálnou hrúbkou vrstvy z hľadiska radiačnej záťaž, záťažou rentgenky a dĺžkou vyšetřenia na strane jednej a maximálnou rozlišovacou schopnosťou na strane druhej. (19)

1.4.7. Pitch

Pitch je definovaný, ako pomer medzi posunom vyšetřovacieho stolu a kolimácie. Tri parametre: kolimácia, posun stolu a pitch sú vzájomne spojené a majú účinok na kvalitu zobrazenia. (20)

1.4.8. Rekonštrukčná matica

K dispozícii sú rôzne veľkosti matice, napr. 512 x 512 a 256 x 256. Pri znížení matice sa zhorší priestorové rozlíšenie, ale súčasne sa zníži šum. Pri znížení matice na

polovicu, bude úroveň šumu polovičná. Pri rekonštrukcii obrazu je primárna matica transformovaná na tzv. prepočítavanú maticu a čím jemnejšia sa použije tým má axiálny obraz za použitia optimálnej expozície väčšie geometrické rozlíšenie. (21)

1.5. Tienenie

Poskytujú ochranu rádiosenzitívnych orgánov ak nie sú predmetom vyšetrenia (najmä gonády, štítna žľaza). Výsledky meraní poukazujú na významné zníženie dávky z rozptýleného žiarenia pri použití tieniacich ochranných prostriedkov počas CT vyšetrenia. Použitím vhodného vykrývacieho prostriedku sme schopní znížiť orgánovú dávku až o 70 percent, efektívnu dávku až o 5 percent a dávku pre plod až o 40 percent. Pre vykrývanie neskenovaných oblastí teda oblastí, ktoré sú mimo primárny zväzok žiarenia môžeme improvizovane použiť ochrannú vestu, v prípade dostupnosti profesionálne pomôcky. (22)

1.6. Expozičný automat (AEC)

K priamemu ovplyvneniu kvality obrazu sa používa ako parameter elektrický prúd. Nástroj umožňujúci nastaviť správne elektrické množstvo je expozičný automat. Správne nastavenie AEC pre pacienta s premennou atenuáciou (zoslabovanie, znižovanie hrúbky objemu) umožňuje získanie CT obrazov v požadovanej kvalite. Všeobecne sa dá povedať, že AEC sa nastavuje podľa veľkosti pacienta, podľa jeho atenuácie v osi - z a atenuácie v osiach - x a - y. Priame regulovanie elektrického množstva prináša znižovanie radiačnej záťaže. S použitím AEC získavame snímky uniformnej - jednotnej kvality a výrazne sa redukuje dávkový príkon v oblastiach s nízkou absorpciou. (23)

2. Cieľ práce a hypotézy

1.1. Cieľ práce

Preveriť predpokladané dávky CT pre konkrétne pracovisko a prispieť k znalostiam personálu o rizikách radiačnej záťaže CT vyšetrenia a zistiť informovanosť pacientov o radiačných rizikách spojených s týmto vyšetrením.

1.2. Hypotézy

Stanovené hypotézy reagujú na potrebu optimalizácie vyšetrovacích protokolov a tiež potrebu a úlohu získaných informácií pre pacienta podstupujúceho CT vyšetrenie.

Hypotéza č.1: Dávky pri CT závisia od typu vyšetrenia, ale sú viac ako 95 percent pod 20 mSv.

Hypotéza č.2: Pacienti sú informovaní o možných radiačných rizikách spojených s CT vyšetrením.

3. Metodika

V teoretickej časti mojej práce som uviedol princíp CT, indikácie na vyšetrenie touto zobrazovacou modalitou, ako aj parametre a metódy, ktorými je možné znížiť a ovplyvniť radiačnú dávku. Tiež som vysvetlil jednotlivé dozimetrické veličiny, ktoré sú podstatné a vypovedajú čiastočne o získanej radiačnej dávke žiarenia pacienta, ktorý dané vyšetrenie podstupuje a tým radiačné riziká s ním spojené.

V praktickej časti mojej práce bolo úmyslom porovnať veľkosti dávok pacientov získaných počas CT vyšetrenia a porovnať ich s typickými dávkami uvedenými v zdrojoch literatúry. Súbor pacientov bol získaný za obdobie od 4. januára – 8. marca 2013 vo FNsP F. D. Roosevelta v Banskej Bystrici . CT vyšetrenia boli vykonané na prístroji GE Healthcare Lightspeed VCT 64-slice. Kritériom zaradenia do skúmaného súboru boli pacienti vo veku nad 18 rokov a pri ktorých bolo vykonané CT vyšetrenie v oblasti hlavy, krku, hrudníka, brucha a panvy a kde som si zvolil 20 pacientov pre každú spomínanú oblasť. Jednotlivé dávky boli získané pomocou 'CT dose report', ktorého príklad je na obrázku 8, ktorý slúži na zobrazenie vykonaného vyšetrenia a uvádza tiež radiačnú dávku pacienta .

Dose Report					
Series	Type	Scan Range (mm)	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy-cm)	Phantom cm
1	Scout	-	-	-	-
2	Helical	50.000-160.000	1.42	17.72	Body 32
2	Helical	160.750-1175.750	1.42	25.52	Body 32
2	Helical	1175.750-1450.750	2.43	82.64	Body 32
Total Exam DLP:				125.88	

1/1

Obrázok 8: „CT dose report“ CT prístroja GE Healthcare Lightspeed VCT 64-slice vo formáte DICOM, ktorý sa zasiela do PACS. (24)

Pre porovnanie som použil veličinu DLP (mGy-cm). Po vynásobení DLP pomocou konverzného faktoru (k) získame efektívnu dávku, ktorá najviac vypovedá o radiačnom zaťažení. Táto metóda výpočtu pomocou DLP pre odhad dávky ponúka len približné hodnoty. Avšak z hľadiska jednoduchosti použitia a ako meradlo pre dávky je vysoko použiteľná v praxi.

Ďalšia časť bola zameraná na zistenie informovanosti pacientov spojených s CT vyšetrením. Pre účel overenia hypotézy a stanovených cieľov som zvolil techniku dotazníku. Mojim cieľom bolo dosiahnuť 50 respondentov čo sa aj podarilo. Zber dát prebiehal v období od 11. - 15. marca 2013 vo FNŠP F. D. Roosevelta v Banskej Bystrici. Kritériom boli pacienti vo veku nad 18 rokov. Dotazník obsahoval spolu 9 otázok uzavretého typu kde úvodné 3 otázky slúžili k podrobnejšej identifikácii respondentov. Otázky sú presne formulované a respondent si vybral tú odpoveď, ktorá sa najviac blížila jeho získaným informáciám a vedomostiam. Cieľom zberu dát bolo vyhodnotiť ako a či boli pacienti informovaní o priebehu vyšetrenia, ako aj jeho prípadných negatívnych účinkoch.

4. Výsledky

Hypotéza č. 1 : Získané DLP pre konkrétne oblasti tela budú vynásobené konkrétnym konverzným faktorom. Výsledná priemerná hodnota v mSv predstavuje efektívnu dávku, ktorú je možné porovnať s typickými dávkami uvádzanými v literatúre.

Oblasť hlavy – konverzný faktor 0,0021

rozmedzie (mGy - cm)	pohlavie	vek	hmotnosť	hlava	efektívna dávka po prepočítaní konverzným faktorom
ref. (mGy - cm)				760 - 1300	
				1000	
1	F	54	66	1634,21	3,431841
2	F	66	98	1132,87	2,379027
3	F	63	79	1236,28	2,596188
4	M	52	83	897,23	1,884183
5	F	48	61	987,65	2,074065
6	M	54	105	1134,54	2,382534
7	M	48	62	897,56	1,884876
8	M	14	53	966,49	2,029629
9	M	60	90	1232,52	2,588292
10	F	65	83	1089,31	2,287551
11	M	69	65	1159,33	2,434593
12	F	72	99	1123,48	2,359308
13	F	51	48	954,56	2,004576
14	F	61	95	1181,87	2,481927
15	M	65	74	1054,47	2,214387
16	F	46	68	854,67	1,794807
17	M	34	60	1117,89	2,347569
18	F	28	80	1165,38	2,447298
19	M	58	110	1221,45	2,565045
20	F	51	81	830,29	1,743609
priemer				1093,6	2,3mSv

Oblasť krku – konverzný faktor 0,0059

rozmedzie (mGy - cm)	pohlavie	vek	hmotnosť	krk	efektívna dávka po prepočítaní konverzným faktorom
ref. (mGy - cm)				440 - 500	
				500	
1	M	56	83	404,45	2,386255
2	M	51	72	378,87	2,235333
3	F	53	64	534,21	3,151839
4	M	46	72	357,34	2,108306
5	M	41	82	489,01	2,885159
6	M	34	85	512,93	3,026287
7	M	36	72	398,59	2,351681
8	F	51	81	465,72	2,747748
9	M	42	75	312,89	1,846051
10	F	24	56	475,54	2,805686
11	M	46	93	532,41	3,141219
12	M	50	105	527,31	3,111129
13	F	51	53	375,87	2,217633
14	F	59	63	431,43	2,545437
15	M	58	92	506,43	2,987937
16	M	61	80	467,25	2,756775
17	F	55	53	389,34	2,297106
18	F	59	71	396,43	2,338937
19	F	68	75	402,34	2,373806
20	M	42	85	478,94	2,825746
priemer				441,86	2,6 mSv

Oblasť hrudníku – konverzný faktor 0,014

rozmedzie (mGy - cm)	pohlavie	vek	hmotnosť	hrudník	efektívna dávka po prepočítaní konverzným faktorom
ref. (mGy - cm)				270 - 700	
				400	
1	F	64	77	430,47	6,02658
2	F	62	61	388,02	5,43228
3	M	58	82	613,65	8,5911
4	M	40	91	583,48	8,16872
5	M	40	74	482,11	6,74954
6	F	57	72	478,45	6,6983
7	F	77	70	315,52	4,41728
8	M	80	100	553,77	7,75278
9	M	48	70	370,53	5,18742
10	M	81	63	669,57	9,37398
11	F	66	69	485,28	6,79392
12	M	63	74	452,99	6,34186
13	F	67	45	429,03	6,00642
14	M	56	70	421,69	5,90366
15	M	61	80	481,73	6,74422
16	M	64	72	424,56	5,94384
17	M	39	86	489,32	6,85048
18	F	54	72	436,82	6,11548
19	M	57	74	438,47	6,13858
20	F	76	72	461,78	6,46492
priemer				470,36	6,59 mSv

Oblasť brucha – konverzný faktor 0,015

rozmedzie (mGy - cm)	pohlavie	vek	hmotnosť	brucho	efektívna dávka po prepočítaní konverzným faktorom
ref. (mGy - cm)				460 - 1200 800	
1	M	64	70	519,69	7,79535
2	M	42	83	788,16	11,8224
3	M	70	85	787,56	11,8134
4	F	27	103	799,73	11,99595
5	M	49	79	643,47	9,65205
6	M	60	75	674,39	10,11585
7	M	78	96	880,81	13,21215
8	F	57	78	758,98	11,3847
9	F	53	74	755,38	11,3307
10	F	38	60	718,92	10,7838
11	F	17	69	803,72	12,0558
12	M	68	95	882,31	13,23465
13	F	47	58	589,63	8,84445
14	F	62	70	594,88	8,9232
15	F	35	57	532,56	7,9884
16	M	50	93	836	12,54
17	M	52	80	835,12	12,5268
18	F	53	103	893,08	13,3962
19	F	72	70	589,45	8,84175
20	F	65	80	783,94	11,7591
priemer				733,39	11 mSv

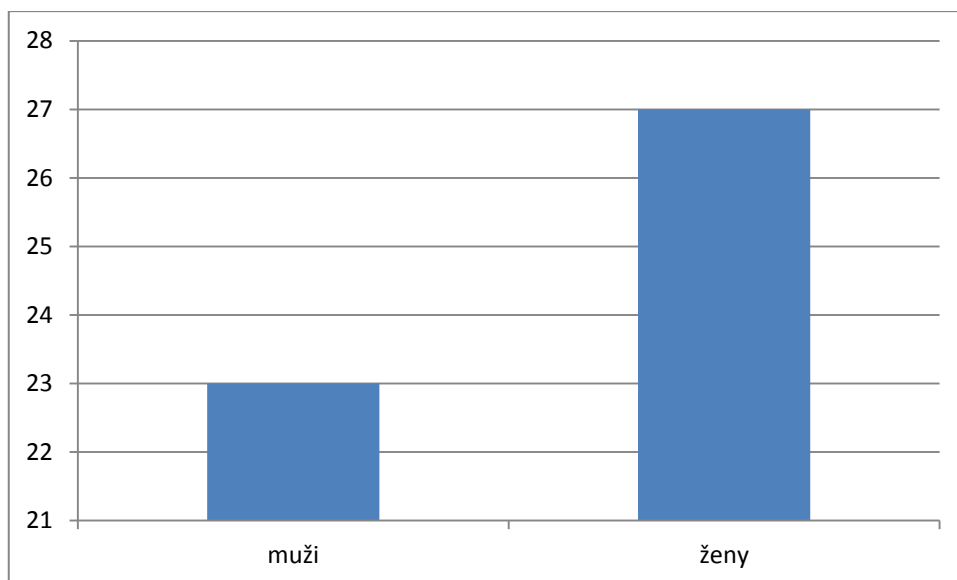
Oblasť panvy – konverzný faktor 0,015

rozmedzie (mGy - cm)	pohlavie	vek	hmotnosť	panva	efektívna dávka po prepočítaní konverzným faktorom
ref. (mGy - cm)				450 - 650	
				550	
1	M	36	62	467,74	7,0161
2	F	75	48	438,65	6,57975
3	F	74	60	443	6,645
4	F	74	67	523,56	7,8534
5	F	58	62	507,93	7,61895
6	M	40	79	578,62	8,6793
7	M	60	74	549,73	8,24595
8	F	42	76	532,67	7,99005
9	F	80	75	523,78	7,8567
10	F	65	78	577,45	8,66175
11	F	42	70	523,43	7,85145
12	M	58	79	573,45	8,60175
13	M	53	95	678,43	10,17645
14	M	37	77	541,12	8,1168
15	M	44	94	672,11	10,08165
16	M	80	79	579,43	8,69145
17	F	70	80	584,45	8,76675
18	F	42	63	523,76	7,8564
19	M	45	78	548,83	8,23245
20	M	27	75	532,84	7,9926
priemer				545,04	8,18 mSv

Hypotéza č. 2 : Podľa cielených otázok v dotazníku a ich spracovaní sa získala informácia o vedomostiach pacientoch o CT vyšetrení a možnosť posúdiť ich informovanosť o spomínanom vyšetrení.

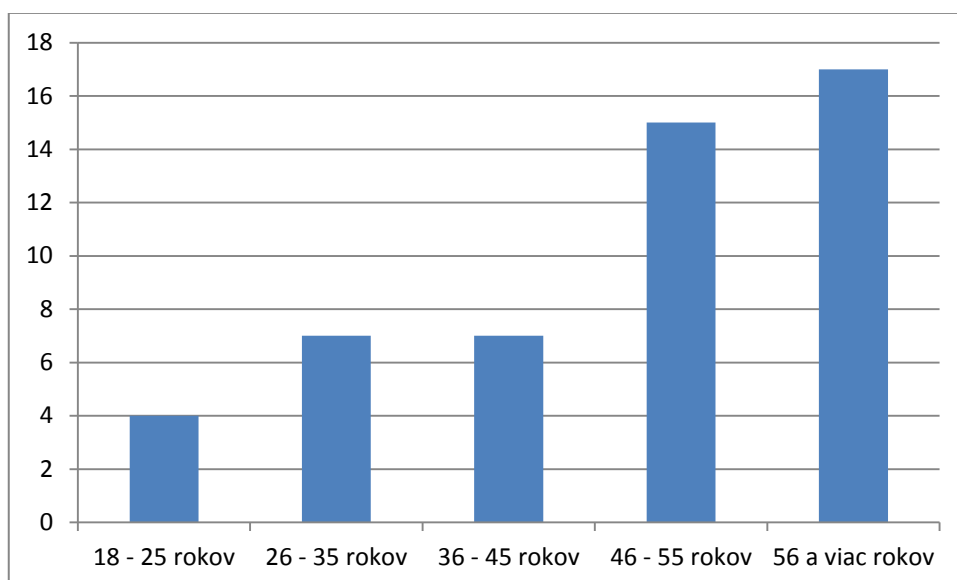
Otázka č. 1 : Pohlavie

Graf č. 1 podáva informácie o pohlaví respondentov, ktorí sa podieľali na prieskume. Počet zúčastnených bol 23 mužov a 27 žien.



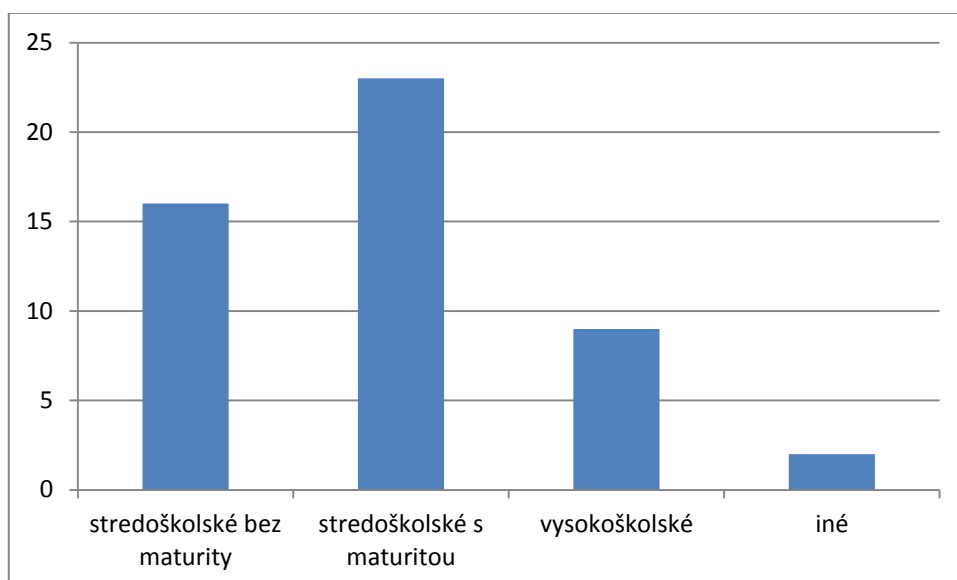
Otázka č. 2 : Vek

Graf č.2 podáva informácie o vekovom rozložení oslovených pacientov. Najpočetnejšiu skupinu tvoria pacienti vo vekovej kategórii 56 a viac rokov (to je 17 oslovených pacientov, 34 percent). Veková kategória 46 – 55 rokov (15 pacientov, 30 percent) . Veková kategória 26 – 35 rokov a 36 – 45 rokov bola zastúpená rovnako (po 7 pacientov, po 14 percent). Najmenej bola zastúpená veková kategória 18 – 25 rokov (č pacienti, 8 percent).



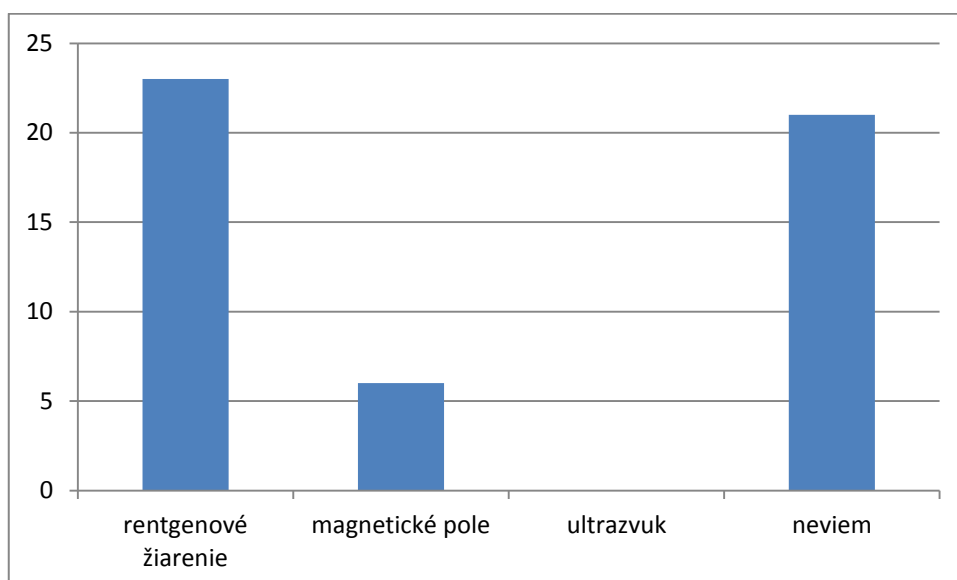
Otázka č. 3 : Ukončené vzdelanie

Graf č. 3 nás informuje o najvyššom dosiahnutom vzdelaní oslovených pacientov. Medzi najpočetnejšiu skupinu patria pacienti so stredoškolským vzdelaním s maturitou (23 pacientov, 46 percent), nasleduje skupina stredoškolsky vzdelaných bez maturity (16 pacientov, 32 percent). Ďalej je to skupina vysokoškolsky vzdelaných (9 pacientov, 18 percent). Najmenšie zastúpenie ma skupina iné, čo je skupina maximálne so základným vzdelaním (2 pacienti, 4 percentá).



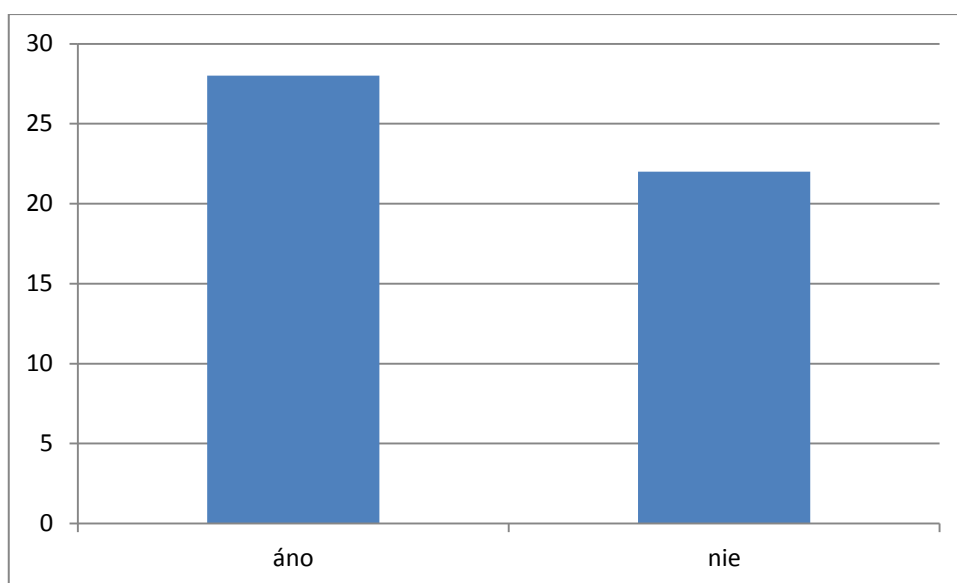
Otázka č. 4 : Pri CT vyšetrení sa využíva

Graf č. 4 Nás informuje o vedomostiach pacientov, či vedia na akom princípe CT funguje, aby bolo možné získať diagnostickú informáciu. Najpočetnejšia skupina odpovedala, že je to rentgenové žiarenie (23 pacientov, 46 percent) a hneď ďalej nasleduje skupina, ktorá nevedela odpovedať (21 pacientov, 42 percent). Ako odpoveď magnetické pole (6 pacientov, 12 percent) a ako odpoveď na otázku ultrazvuk si nezvolil žiadny s pacientov.



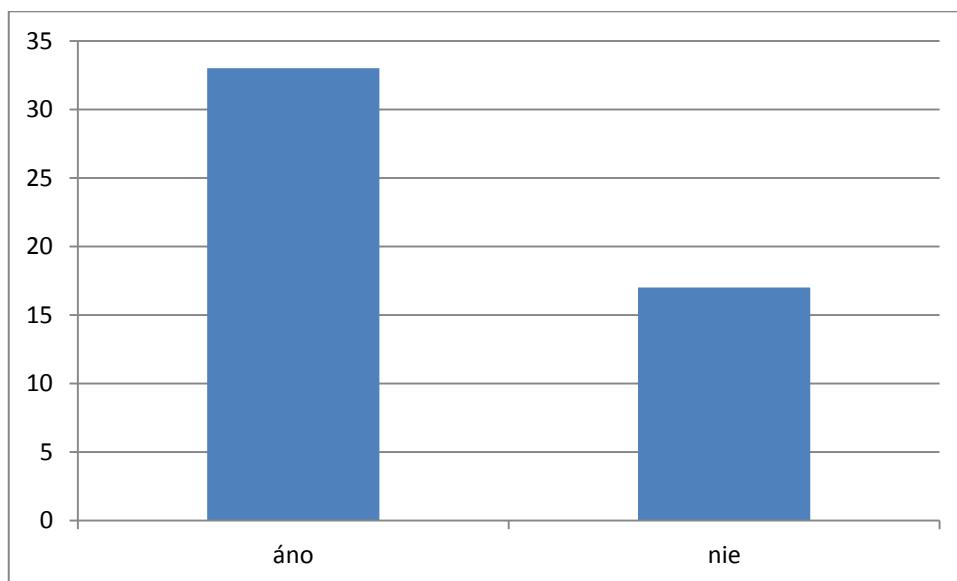
Otázka č.5 : Viete čo je to kontrastná látka

S grafu č.5 sa dozvedáme odpovede na otázku či pacienti vedia čo je to kontrastná látka. Ako od odpoveď áno si zvolilo (28 pacientov, 56 percent) a ako odpoveď nie (22 pacientov, 44 percent).



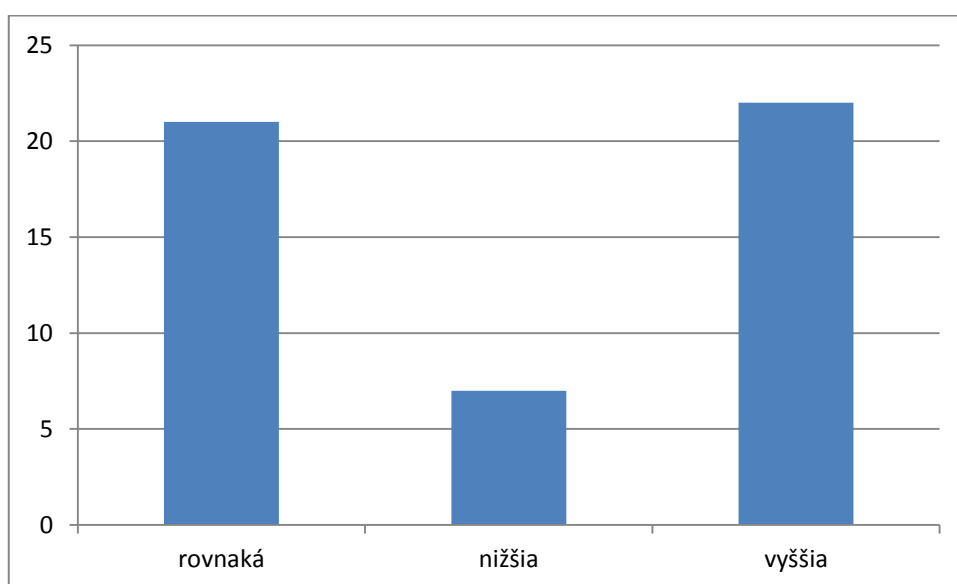
Otázka č.6 : Boli ste informovaný, ako CT vyšetrenie ovplyvňuje vaše radiačné zaťaženie?

Graf č.6 nám ukazuje odpoveď na otázku či boli pacienti informovaní, ako CT vyšetrenie môže ovplyvniť ich radiačné zaťaženie kde odpovedalo áno (33 pacientov, 66 percent) a ako odpoveď nie uviedlo (17 pacientov, 34 percent).



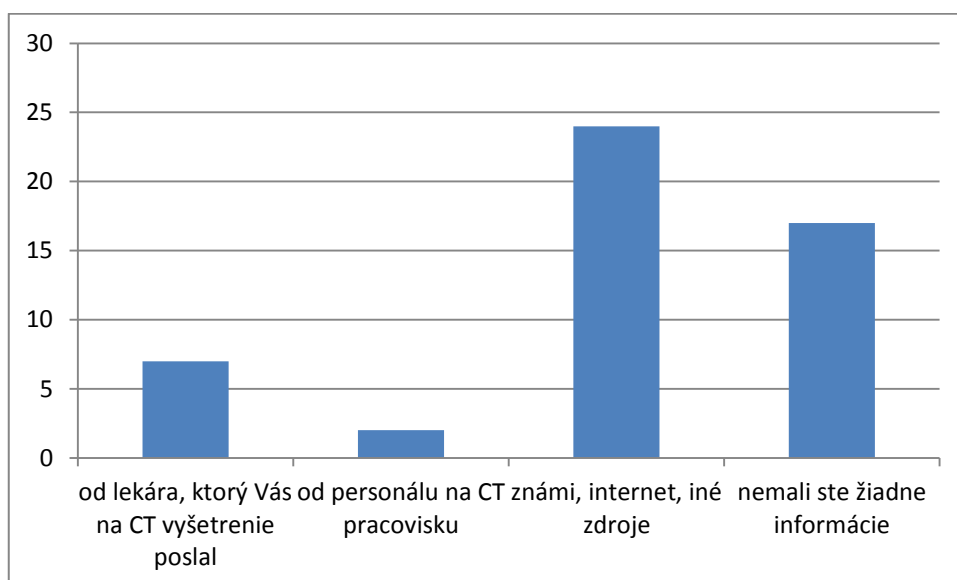
Otázka č.7 : Porovnajete radiačnú dávku získanú pri CT vyšetrení s rentgenom.

Graf č.7 nás informuje o odpovediach na otázku, kde pacienti porovnávajú radiačnú dávku pri CT vyšetrení s rentgenom. Najviac odpovedí, že je vyššia (22 pacientov, 44 percent). Potom nasleduje skupina, ktorá si myslí, že je rovnaká (21 pacientov, 42 percent) a najmenej pacientov je v skupine, ktorá si myslí, že je nižšia (7 pacientov, 14 percent).



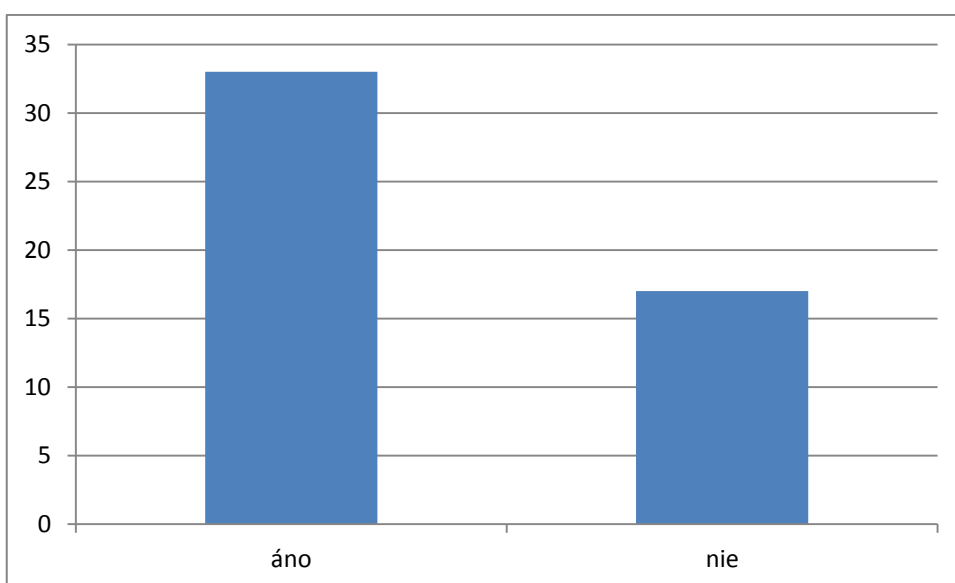
Otázka č.8 : Kde ste získali informácie o CT vyšetrení?

Graf č.8 ukazuje odpovede na otázku, kde pacienti získali informácie o CT vyšetrení. Najväčšia je skupina, ktorá získala informácie z iných zdrojov, ako od lekára, prípadne od personálu (24 pacientov, 48 percent). Ďalšiu skupinu tvoria pacienti bez akejkoľvek vedomosti o vyšetrení (17 pacientov, 34 percent). Posledné dve skupiny sú pacienti, ktorí získali informácie od indikujúceho lekára (7 pacientov, 14 percent) prípadne od personálu na CT pracovisku (2 pacienti, 4 percentá).



Otázka č.9 : Pomohli by Vám informácie pred CT vyšetrením k redukcii napätia a prípadného strachu pred a počas vyšetrenia?

Graf č.9 nás informuje či by poskytnuté informácie pred CT vyšetrením pomohli k redukcii obáv pacientov. Ako áno odpovedala väčšia skupina (33 pacientov, 66 percent) a ako nie (17 pacientov, 34 percent).



5. Diskusia

Zameranie tejto práce je posúdenie efektívnych dávok získaných prepočtom podľa DLP metódy čiže vynásobením získanej DLP hodnoty odčítanej z reportu, ktorý CT prístroj vytvorí na konci každého vyšetrenia vo forme DICOM formátu príslušným konverzným faktorom pre danú oblasť tela. Mierne nadpriemerné hodnoty efektívnej dávky som získal len pre oblasť hlavy 2,3 mSv oproti uvádzaným 2 mSv a pre oblasť brucha 11 mSv oproti 10 mSv. Pri zvyšných oblastiach boli hodnoty dokonca nižšie a to v oblasti krku 2,6 mSv oproti uvádzaným 3 mSv, v oblasti hrudníka 6,59 mSv oproti 8 mSv a pre oblasť pánvy 8,18 mSv oproti uvádzaným 10 mSv. Môžem konštatovať, že ani jedna hodnota nepresiahla hodnotu 20 mSv. Keďže expozícia pacientov pri lekárskom ožiarení je úmyselná. Len s výnimkou terapeutických aplikácií nie je cieľom aplikovať dávku žiarenia, ale využívať jeho vlastnosti k získaniu diagnostickej informácie. Keďže na lekárske ožiarenie nie sú limity mierne zvýšený príspevok žiarenia poukazuje na fakt, že na prvé miesto je kladené kvalitne získaná diagnostická informácia. Lekár sa v rámci svojej praxe stretáva so situáciami, kedy musí posúdiť a zhodnotiť riziká poškodenia zdravia pacienta, čo je dôležité najmä v nami riešenej problematike. Zodpovednosť za lekársku expozíciu má lekár a preto musí na základe svojich znalostí zhodnotiť vzťahy medzi dávkou a účinkom (diagnostická informácia vo forme kvalitného obrazu – prínos), posúdiť expozíciu a na základe týchto údajov vyhodnotiť riziko pre pacienta. Hodnotenie rizika je preto dôležité na hodnotenia rizika a môže slúžiť, ako základ pre proces kontroly rizika. Vnímanie rizika je neoddeliteľnou súčasťou riadenia rizík. Výsledky hodnotenia rizika sú využiteľné pri komunikácii o riziku a poskytovaní informácii pacientom, prichádzajúcich v tomto prípade na oddelenie CT. Porovnanie efektívnej dávky, ktorú pacient môže získať počas vyšetrenia je vhodné porovnávať s dávkou žiarenia, ktorú získa pacient z prírodného pozadia.

V ďalšia časť mojej práce sa sústredila na informovanosť pacientov a cieľovými otázkami vo forme dotazníku. Prvé tri otázky uvádzajú, že respondentov bolo viac žien, ako mužov, najväčšiu skupinu tvorili pacienti vo veku nad 56 rokov a prevažne pacienti so stredoškolským vzdelaním. Otázka č. 4 nás informuje či sú si pacienti vedomí, aké

žiarenie sa pri CT vyšetrení využíva, kde najväčšiu skupinu tvoria pacienti, ktorí správne uvádzajú rentgenové žiarenie a žiaľ ďalšiu podstatnú skupinu tvoria pacienti, ktorí si ako odpoveď zvolili neviem, čo ma privádza k názoru, že pacienti neboli vopred o vyšetrení informovaní, prípadne tejto informácii nedávali veľkú váhu. V otázke č. 5 sa dozvedáme, že väčšia skupina pacientov má vedomosti čo je to kontrastná látka a na čo pri CT vyšetrení slúži. Toto zistenie prisudzujem tomu, že som otázky kládol po vyšetrení a je možnosť že sa pacienti stretli s kontrastnou látkou počas vyšetrenia prípadne boli informovaní sestrou pri príprave na samotnú aplikáciu kontrastnej látky, alebo indikujúcim lekárom. Je tu ešte možnosť, že pacient nebol na CT prvý krát. Podstatný údaj sa dozvedáme v otázke č. 6, ktorá zisťuje či bol pacient informovaný ako môže CT vyšetrenie ovplyvniť jeho radiačné zaťaženie. Pozitívnu informáciou je, že 66 percent respondentov odpovedalo áno, čo je ale dosť v kontraste s otázkou č.4, kde skupina až 42 percent nevie, aký typ žiarenia sa pri CT využíva. Nastáva paradox, že väčšina pacientov si je už vedomá radiačného zaťaženia, ale už si nie sú vedomí príčinou. V otázke č. 7 mali pacienti porovnať dávku získanú z CT vyšetrenia v porovnaní s rentgenom. Podstatná časť respondentov, spolu až 86 percent si uvedomuje minimálne rovnakú či správne, čo je potešujúce, vyššiu. Len 14 percent si myslí, že získaná radiačná dávka je nižšia, čo určite spôsobuje aj fakt, že nie všetci pacienti prikladajú radiácii a z nich plynúcim rizikám veľkú váhu, alebo možnosť, že ich intelekt im to neumožňuje. V posledných dvoch otázkach č. 8 a č. 9 sa dozvedáme kde pacienti potrebné informácie a či by im tieto informácie pomohli k redukcii napätia, alebo strachu z CT vyšetrenia. Podstatná časť 48 percent odpovedala, že informácie získali od známych, internetu, prípadne z iných zdrojov. Ako iné zdroje môžu byť média napr. TV a rádio kde sa v súčasnom období tiež tejto téme venuje väčší priestor, najmä ohľadne onkologických ochorení. Ako negatívne hodnotím, že ako zdroj svojich informácii neuviedli lekára prípadne personál na CT pracovisku. Z toho vychádza aj tvrdenie, že 66 percentám by podrobnejšie informovanie pomohlo k redukcii napätia a strachu z CT vyšetrenia.

6. Záver

V teoretickej časti mojej práce som popísal základy radiačnej ochrany a princípu a niektorých podstatných parametrov CT prístroja a tiež veličinám, ktoré sú podstatné k porovnaniu medzi rôznymi vyšetreniami a prístrojmi.

V praktickej časti som sa venoval porovnaniu DLP prepočítaného podľa vzťahov doporučených Európskou komisiou , tak aby bolo možné kontrolovať zhodu kritérií dávok a aby bolo možné prípadné zrovnanie s ďalšími výsledkami iných štúdií. Stanovená Hypotéza, že viac ako 95 percent dávok pri CT vyšetrení vo FNsP F. D. Roosevelta v Banskej Bystrici je pod 20 mSv sa potvrdila. Hodnotiť hypotézu, že pacienti sú informovaní o možných radiačných rizikách mi príde ako dosť náročné. Pacienti majú síce obavy z radiácie, ale nevedia čo ju spôsobuje a hlavne majú pri tejto nevedomosti právo túto informáciu vedieť?. Hypotézu, že pacienti sú informovaní z toho dôvodu považujem za nepotvrdenú.

Na pracovisko CT prichádzajú denne noví a noví pacienti. Niektorý z nich neboli ešte liečení vôbec. Malo by byť dobrým zvykom hneď na úvod niekoľkými otázkami zistiť, nakoľko bol pacient informovaný. Tento moment kontaktu s pacientom niektorí tragicky podceňujú. Pacient totiž dosť často nemajú ucelenú predstavu o tom čo ich pri danom vyšetrení čaká. Z mnohých situácií je zrejmé, že pacient nemá potrebné informácie ani v polovici liečebného procesu. Bolo by treba prehodnotiť na koho strane sa stala chyba.

7. Zoznam použitých zdrojov

1. **Hinca, Róbert.** *Radiačná bezpečnosť a ochrana pred žiarením.* Bratislava : Slovenská technická univerzita Bratislava, 2011.
2. **Nikodémová, Denisa a Cabáneková, Helena.** *Radiačná ochrana.* Bratislava : Slovenská zdravotnícka univerzita v Bratislave, 2009.
3. **Konfederácia odborových zväzov Slovenskej republiky.** [Online] [Citace: 24. apríl 2013.] <http://www.kozsr.sk/?page=../bozp/aktualnetemy/aktualnetemy1>.
4. **Úrad verejného zdravotníctva Slovenskej republiky.** [Online] [Citace: 24. apríl 2013.] http://www.uvzsr.sk/index.php?option=com_content&view=article&id=1130%3Aradiana-monitorovacia-sie-slovenskej-republiky&catid=70&Itemid=101.
5. **Ministerstvo zdravotníctva SR.** [Online] [Citace: 24. apríl 2013.] <http://www.health.gov.sk/?vyhlasky>.
6. **eur-lex.** [Online] [Citace: 19. apríl 2013.] <http://eur-lex.europa.eu/LexUriServ/LexUriServ.do?uri=DD:15:03:31997L0043:CS:PDF>.
7. **Kolektív autorov.** *Ochrana při práci se zdroji ionizujícího záření.* Ostrava : Dům techniky Ostrava, 1998. ISBN 80-02-01230-5.
8. **Janásek, Dušan a Svetlík, Jozef.** *Radiačná, chemická a biologická ochrana.* [Online] [Citace: 16. apríl 2013.] <http://www.fsi.uniza.sk/kpi/dokumenty/rchbo.pdf>.
9. **Úrad jadrového dozoru Slovenskej republiky.** [Online] [Citace: 23. apríla 2013.] http://www.ujd.gov.sk/ujd/web.nsf/Zakladne_udaje.pdf.
10. Learningradiology. [Online] [Citace: 18. apríl 2013.] http://www.learningradiology.com/lectures/facultylectures/multislicectmh_files/v3_document.htm.
11. **Eliáš, Pavel, Válek, Vlastimil a et al.** *Moderní diagnostické metody.* Brno : Institut pro vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1998. ISBN 80-7013-215-9.
12. DAEnotes. [Online] <http://www.daenotes.com/electronics/industrial-electronics/ct-scanner#axzz2RwbQ7XI0>.
13. impactscan. *Basic Principles of the CT.* [Online] [Citace: 21. apríl 2013.] http://www.impactscan.org/slides/impactcourse/basic_principles_of_ct/.
14. **GUIDELINES ON RADIATION DOSE TO THE PATIENT.** [Online] [Citace: 14. apríl 2013.] <http://www.drs.dk/guidelines/ct/quality/mainindex.htm>.
15. **Ferda, Jiří a et al.** *Multidetektorová výpočetní tomografie.* Praha : Galén, 2009. ISBN 978-80-72626-08-3.
16. AAPM/RSNA Physics Tutorial. [Online] [Citace: 18. apríl 2013.] <http://radiographics.rsna.org/content/22/6/1541.full.pdf>.
17. Upstate Medical University. [Online] [Citace: 11. apríl 2013.] <http://www.upstate.edu/radiology/education/rsna/radiography/kvp/>.
18. *Iterativní rekonstrukce CT obrazu - revoluční krok ve vývoji výpočetní tomografie?* **Žižka, Jan.** 3, místo neznámé : Česká radiologie, 2011, stránky 169-176.

19. Journal of Nuclear Medicine Technology. [Online] [Citace: 23. apríl 2013.]
<http://tech.snmjournals.org/content/36/2/57.full>.
20. **Bruesewicz, M. R., Lifeng Yu, Shuai Leng, Vrieze, T. J., Fletcher, J. G., McCollough, C. H.** *128-slice dual source CT: How does it work and what can it do?* . [poster]
21. German Cancer Research Center. [Online] [Citace: 17. apríl 2013.]
http://www.dkfz.de/en/medphysrad/workinggroups/ct/ct_conference_contributions/BasicsofCTImageReconstruction_Part2.pdf.
22. *Použití stínících prostředků při CT vyšetření.* **Tichý, Tomáš a Homola, Martin.** 4, místo neznámé : Praktická radiologie, 2012, Sv. 17.
23. Mayo Clinic. [Online] [Citace: 17. apríl 2013.]
<http://mayoresearch.mayo.edu/mayo/research/ctcic/upload/rsna2008-smartma.pdf>.
24. Radiology. [Online] [Citace: 21. apríl 2013.]
<http://radiology.rsna.org/content/early/2012/10/25/radiol.12120131/F1.expansion.html>.
25. **Režňák, Ivan a at al.** *Moderné zobrazovacie metódy v lekárskej diagnostike.* Martin : Osveta, 1992. ISBN 80-217-0428-4.
26. **Nekula, Josef a et al.** *Radiologie.* Olomouc : Univerzita Palackého v Olomouci, 2001.
27. **Vomáčka, Jaroslav a et al.** . *Zobrazovací metódy pro radiologické asistenty.* Olomouc : Univerzita Palackého v Olomouci, 2012. ISBN 978-80-244-3126-0.
28. **Európska komisia.** Indikačné kritériá pre zobrazovacie metódy. [Online] [Citace: 19. 4 2013.]
http://www.diagnosticum.sk/fileadmin/user_upload/download/indikacne_kritreri_a_zobrazovacie_metody.pdf.
29. **Hušák, Václav.** *Radiační ochrana pro radiologické asistenty.* Olomouc : Univerzita Palackého, 2009. ISBN 978-802-4423-500.
30. **Goldman, Lee W.** Principles of CT: Radiation Dose and Image Quality. *Journal of Nuclear Medicine Technology.* [Online] 2007. [Citace: 25. apríl 2013.] <http://tech.snmjournals.org/content/35/4/213.full>.