

**Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích**

**Fakulta zdravotně sociální**

Radiační rizika potenciálně spojená s počítačovou tomografií v České republice.

# **DIPLOMOVÁ PRÁCE**

Autor: Bc. Martin Veverka

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

České Budějovice, 2007

## Radiation risks potentially connected with computerized tomography in Czech Republic

Diagnostic X-rays are the most important man-made source of radiation exposure for the general population, contributing about 14% of the total annual exposure worldwide from all sources. However, although diagnostic X-rays provide great benefits, it is generally accepted that their use involves some small risk of developing cancer. The risk to an individual is probably small because radiation doses are usually low, but the large number of people exposed annually means that even small individual risks could translate into a considerable number of cancer cases.

The aim of this work was to reestimate this risk on the basis of the annual number of CT examinations undertaken in the Czech Republic and typical doses applied. But there wasn't possible to find necessary data for planned reckonings by return, because their archiving isn't obligatory.

This study, therefore, only describes common incidence of ionising radiation with human organism and further, all inevitable mathematically-physical equations needed for realization of primary planned investigation, with all necessary datal inputs included.

In findings of this work there are drafted and demonstrated proceduress, how to obtain and cultivate needed data, so it was possible to compare it with technical literature.

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci na téma „Radiční rizika potenciálně spojená s počítačovou tomografií v České republice“ vypracoval samostatně a použil jen pramenů, které cituji a uvádím v přiložené bibliografii.

Prohlašuji, že v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb. v platném znění souhlasím se zveřejněním své diplomové práce, a to v nezkrácené podobě fakultou elektronickou cestou ve veřejně přístupné části databáze STAG provozované Jihočeskou univerzitou v Českých Budějovicích na jejích internetových stránkách.

V Českých Budějovicích 28.8.2007

Bc. Veverka Martin

## **PODĚKOVÁNÍ**

Děkuji doc. Dr. Friedo Zölzerovi, Ph.D. za hodnotné rady a odborné vedení během mé práce.

## **PODĚKOVÁNÍ**

Děkuji Mgr. Dušanu Hejnovi, vrchnímu laborantovi radiologického oddělení nemocnice v Českých Budějovicích, za vstřícný přístup a ochotu při poskytování dat potřebných pro tuto práci.

<b>1 – Úvod</b> .....	9
<b>2 - Současný stav dané problematiky</b> .....	10
<b>3 - Cíl práce a hypotézy</b> .....	13
3.1 - <i>Cíl práce</i> .....	13
3.2 - <i>Předpokládané hypotézy</i> .....	13
<b>4 - Teoretické základy</b> .....	14
4.1 - <i>Účinky ionizujícího záření na živé organizmy</i> .....	14
4.1.1 - <i>Biologické účinky ionizujícího záření</i> .....	14
4.1.2 - <i>Faktory ovlivňující biologický účinek záření</i> .....	15
4.1.2.1 - <i>Fyzikální faktory</i> .....	15
4.1.2.1.1 - <i>Závislost biologického účinku na druhu záření</i> .....	15
4.1.2.1.2 - <i>Závislost biologického účinku na velikosti a rozložení dávky záření v těle</i> ...17	
4.1.2.1.3 - <i>Rozdělení dávky v čase</i> .....	19
4.1.2.2 - <i>Chemické faktory</i> .....	21
4.1.2.3 - <i>Biologické faktory</i> .....	21
4.1.3 - <i>Postradiační změny na úrovni molekulární</i> .....	22
4.1.3.1 - <i>Podíl volných radikálů na buněčném poškození</i> .....	22
4.1.3.2 - <i>Princip působení volných radikálů</i> .....	23
4.1.3.3 - <i>Vliv ionizujícího záření na DNA a RNA</i> .....	25
4.1.4 - <i>Postradiační změny na úrovni buněčné</i> .....	26
4.1.4.1 - <i>Efekt ionizujícího záření v buňkách</i> .....	26
4.1.3 - <i>Vznik nádorového onemocnění a princip spoluúčasti ionizujícího záření na jeho vzniku</i> .....	27
4.1.5.1 - <i>Etapy postupné maligní transformace</i> .....	28
<b>4.2 - Základní principy vzniku RTG záření a jeho obecné charakteristiky</b> .....	29
4.2.1 - <i>Tvorba RTG záření</i> .....	30

4.2.2 - Zdroj rentgenových paprsků.....	30
4.2.3 - Proud rentgenky, výstup a síla paprsku.....	33
4.2.4 - Energetické spektrum RTG záření.....	35
4.2.5 - Interakce RTG paprsků s tkání.....	37
4.2.5.1 - Spojitý rozptyl.....	38
4.2.5.2 - Comptonův rozptyl.....	38
4.2.5.3 - Fotoelektrický efekt.....	41
<b>4.3 - VÝPOČETNÍ TOMOGRAFIE.....</b>	<b>42</b>
4.3.1 – Historie.....	42
4.3.2 – Princip.....	43
4.3.3 - Součásti CT přístroje.....	43
4.3.3.1 - Zdroj záření.....	44
4.3.3.2 - Detektory pro výpočetní tomografii.....	44
4.3.3.3 – Gantry.....	45
4.3.3.4 - Řídící a vyhodnocovací počítač.....	45
4.3.4 - Generace CT přístrojů.....	46
4.3.4.1 - První generace.....	46
4.3.4.2. Druhá generace.....	46
4.3.4.3. Třetí generace.....	47
4.3.4.4. Čtvrtá generace.....	47
4.3.4.5. Spirální CT.....	48
4.3.5 - Zpracování obrazu v CT.....	49
4.3.6 - Preprocessingová korekce dat.....	50
4.3.7 - Dávka záření.....	51
<b>5 – Metody.....</b>	<b>54</b>
5.1 - Základní koncepty v dávce záření.....	54
5.2 – CTDI.....	56

5.2.1 - $CTDI_{100}$ .....	57
5.2.2 - $CTDI_W$ .....	58
5.2.3 - $nCTDI_W$ .....	59
5.3 - $MSAD$ .....	60
5.4 - $CTDI_{VOL}$ .....	63
5.5 - <i>Dose length product</i> .....	64
5.6 - <i>Efektivní dávka</i> .....	65
<b>6 – Výsledky</b> .....	<b>68</b>
<b>7 – Diskuse</b> .....	<b>70</b>
<b>8 – Závěr</b> .....	<b>76</b>
<b>9 – Seznam použité literatury</b> .....	<b>77</b>
<b>10 – Přílohy</b> .....	<b>79</b>



## 1 - Úvod

Problematika radiodiagnostických vyšetřovacích postupů je mi blízká. Poprvé jsem se s těmito diagnostickými modalitami setkal jako student Vyšší odborné zdravotnické školy v Hradci Králové, kterou jsem začal studovat po ukončení studia na střední škole. Zde, v rámci studijního oboru diplomovaný radiologický asistent, mi byly tyto techniky zevrubně předvedeny a na základě přednášek našich lektorů, lékařů z Fakultní nemocnice Hradce Králové, jsem začal pronikat jak do podstaty fungování klasické rentgenové skiografie, tak do již mnohem sofistikovanějších metod, jako je například nukleární magnetická rezonance a výpočetní tomografie. Poslední dvě jmenované modalitky mě již v té době zaujaly natolik, že jsem se na konci druhého ročníku rozhodl psát svou absolventskou práci o jedné z nich, o nukleární magnetické rezonanci.

Protože mě obor radiodiagnostiky zaujal a mimo jiné jsem zatoužil i po akademickém titulu, rozhodl jsem se nastoupit na příbuzný obor na Zdravotně sociální fakultě Jihočeské univerzity. Zde se mi byl umožněn přístup k dalším, komplexnějším a hlubším informacím. V této době jsem ale zároveň začal narážet na značný nedostatek oborové literatury v češtině. I to pak bylo nakonec jedním z důvodů, proč jsem si jako téma své bakalářské práce zvolil z jiného, ale taktéž oblíbeného oboru, radioterapie.

Před uzavřením bakalářského studia se mi naskytla možnost zvýšit si svoji kvalifikaci studiem navazujícího magisterského oboru. Po několika týdnech zvažování jsem se rozhodl zvednout i tuto hozenou rukavici a tak jsem se dostal na obor krizová radiobiologie a toxikologie. Přestože tento obor není v přímé návaznosti na mé předcházející studium, doufal jsem v jeho úspěšné zvládnutí, protože se základy radiobiologie i toxikologie jsem byl seznámen již v bakalářském programu. Všechny tyto zkušenosti a informace, které jsem nabyl a získal v předchozích letech, mě pak ovlivnily při výběru tématu mé magisterské práce. Témata vypsána docentem Zölzerem mě okamžitě oslovila díky svému obsahu, který mi byl známý a který jsem si tím pádem troufl zpracovat. Díky všem těmto okolnostem se tak mojí volbou stalo téma s názvem „Radiační rizika potenciálně spojená s počítačovou tomografií v České republice“.

## 2 - Současný stav dané problematiky

Diagnostické rentgenové paprsky jsou největším umělým zdrojem záření, kterému je celosvětově obyvatelstvo vystaveno. Tato expozice se přibližně rovná 14% celkové celosvětové každoroční expozice ze všech zdrojů. Diagnostická rentgenová vyšetření jsou v současné medicíně velmi těžko nahraditelná a v mnoha případech dosud nezastupitelná. Proto je přínos v podobě získané diagnostické informace tak vysoký, že převáží určité malé riziko vyvolání rakoviny, které u těchto vyšetření existuje i v současné době. Podle údajů v odborné literatuře by přibližně jedno procento nově vzniklých nádorových onemocnění mohlo být vyvoláno ozáření o nízkých dávkách, pocházejícím z diagnostických metod využívajících rentgenové záření. Toto číslo je sice poměrně malé, ale v poměru k počtu obyvatel v České republice z něj vyplývá, že vyšetřením na výpočetním tomografu je možné vyvolat až několik desítek případů nežádoucího nádorového onemocnění za rok.

Jednou ze studií provedenou na toto téma je výzkum rizika rakoviny z diagnostických rentgenových vyšetření, provedenou týmem lékařek ve Velké Británii (1). Jejich výsledky ukazují, že ve Velké Británii by mělo být okolo 0.6% odpovídajícího rizika (attributable risk) rakoviny u lidí do věku 75 let přisuzováno rentgenovým diagnostickým procesům. Tato procentuální hodnota je ekvivalentní pro asi 700 případů rakoviny ročně. Jejich výzkum pak zobecnili pro 13 dalších rozvinutých zemí, kterým jejich odhady přisuzují míru tohoto rizika v rozsahu od 0.6 do 1.8%. Jednou z těchto zemí je i Česká Republika.

Podobnou problematiku je možné najít třeba na internetových stránkách American journal of radiology (3), kde je zmiňována studie „*Estimated risks of radiation-included cancer from pediatric CT*“. Zde je uvedeno, že vyšší dávky a zvýšení celoživotního rizika plynoucího z ozáření v dětství produkuje výrazný nárůst v odhadovaném riziku z vyšetření na CT, značně se přibližujícím k odhadům pro dospělou populaci. Odhadované celoživotní riziko úmrtnosti na rakovinu z vystavení-se záření z CT pro děti ve věku 1 roku je 0.18% pro vyšetření břicha a 0.07% pro vyšetření hlavy. To je řádově vyšší hodnota než pro dospělé. Ačkoli tato čísla podle vyjádření tvůrců ještě reprezentují malé zvýšení úmrtnosti

na rakovinu v kontrastu s přirozeným poměrem pozadí. Pro Spojené Státy Americké se zde uvádí, že bylo ročně provedeno asi 600.000 CT vyšetření abdominální krajiny a hlavy u dětí mladších 15 let. Dle hrubého odhadu pak bylo stanoveno, že 500 z těchto jednotlivců by mohlo nakonec zemřít na rakovinu vyvolanou radiací pocházející z CT vyšetření.

Další zajímavou studií je „*Estimated radiation risks potentially associated with full-body CT screening*“, publikované na serveru Radiology (2). Dle odborníků z Center for Radiological Research, Kolumbijské University, je odhadovaná dávka pro plíce nebo žaludek z jednotlivého celotělového CT vyšetření je 14-21 mGy. To odpovídá oblasti dávek, pro které existuje přímý důkaz zvýšené úmrtnosti na rakovinu u lidí, kteří přežili výbuch atomové bomby. Úhrn dávky pro opakovaná vyšetření jsou korespondibilně vyšší. Autoři využili odhadovaná rizika rakovina pro U.S. obyvatelstvo, odvozená z dat o úmrtnosti na rakovinu atomové bomby přidružená, spolu s vypočítanými dávkami ozáření z celotělového CT vyšetření, odhadovat záření rizika spojený s jednotlivý a mnohonásobné celotělové CT vyšetření.

Jednotlivé celotělové CT vyšetření u dospělého ve věku 45 let může mít za následek odhadované celoživotní vlastnost riziko úmrtnosti na rakovinu kolem 0.08%. V případě, že tento 45-letý dospělý plánovitě podstoupí každý rok jedno celotělové CT vyšetření až do věku 75 let (30 vyšetření), pak jeho celkový odhadovaný celoživotní přírůstek rizika úmrtí na rakovinu je asi 1.9%.

Tento problém je diskutován převážně v odborných lékařských publikacích, někdy se na něj ale zaměří i klasičtí žurnalisté. Tak tomu bylo například i v případě článku „*Tausende verstrahlt - weil Arztpraxen ums Überleben kämpfen*“ z německých novin Der Spiegel (13). Takovýto tisk ale přináší poměrně zkreslená nebo neúplná data. Potom je možné dočíst se o mnoha tisících pacientů, kteří zemřeli na rakovinu vyvolanou ozářením při diagnostických vyšetřeních, nebo o nezodpovědnosti a laxním přístupem indikujících lékařů.

Takovéto nadsazené a praxi vzdálené zvěsti je třeba brát s rezervou a je výhodné učinit si o daném tématu vlastní názor podložený studiem seriozních zdravotnických studií.

V tomto případě je tato možnost o to jednodušší, že zmiňovaný článek neunikl pozornosti odborné veřejnosti a tak na něj Prof. Dr. A. M. Kellerer reagoval ve svém článku „Kommentar zur Diskussion um Krebs durch Röntgendiagnostik“ publikovaném na portálu uni-protokolle (8).

Zde oponuje zmíněnému článku tak, že mnoho rentgenových vyšetření si dnes žádá daleko menší dávky záření jako dříve. Na druhé straně jsou zde zcela nové možnosti využití, například počítačová tomografie. Vesměs se proto střední expozice lidí z rentgenové diagnostiky zmenšuje. Redukce dávky v radiologické diagnostice zůstává tedy významným úkol; redukce lékařských expozic ze záření, aniž by přitom utrpěla potřebná diagnostická informace, je důležitým zásadním úkolem. Redukce dávky v lékařství, zlepšení dozimetrie a riziko-stanovení jsou už také dlouho výzkumným tématem GSF - výzkumného střediska pro prostředí a zdravotnictví, v Mnichově.

Článek z deníku Der Spiegel vychází ze studie z Oxfordu, kde se uvádí že v Německu může být způsobeno ročně až asi 2 000 onemocnění rakovinou u lidí do věku 75 let kvůli expozicím z lékařského ozáření. Příslušné číslo případů úmrtí na rakovinu by mohlo být asi 1000. K tomu by ovšem také měl být otevřen protiúčet. Kolik z asi 320 000 ročně nově onemocněných na rakovinu v Německu je uzdraveno, když rentgenová diagnostika nyní umožňuje dřívější rozpoznání onemocnění a lepší ošetřování? Přitom diagnostice rakoviny poslouží jen jediná nepatrná část rentgenových vyšetření. Celkový užitek je nesnadné vyčíslit, převládá ale zdaleka riziko.

Instituce, která monitoruje skutečnosti související s expozicí populace ionizujícím zářením a hodnotí efekty způsobené expozicí ionizujícímu záření, je UNSCEAR. Její výpočty a odhady jsou základem pro ohodnocení radiačního rizika, vývoj a zlepšování ochranných opatření a staly se podkladem pro mnohé z výše uvedených studií.

UNSCEAR byl založen 3.12. 1955 patnácti státy, mezi kterými bylo i bývalé Československo. V průběhu let se stal UNSCEAR uznávanou autoritou na poli úrovní expozice a biologických efektů způsobených ionizujícím zářením, byť bylo využíváno mírově či vojensky, pocházející z přírodních i umělých zdrojů.

V současné době vydává tato organizace zprávy týkající se rizika způsobeného radonem, biologických efektů a efektů na úrovni buněk a epidemiologických studií na téma vlivu ionizujícího záření na vznik rakoviny. V neposlední řadě připravuje a referuje své zprávy pro Valné shromáždění Spojených národů.

### **3 - Cíl práce a hypotézy**

#### **3.1 - Cíl práce**

Cílem této práce je odhadnout rozsah rizika vzniku nádorového onemocnění indukovaného v populaci zvýšenou radiační zátěží pocházející z vyšetřování na výpočetním tomografu pro Českou republiku porovnáním zjištěných dat s výsledky podobně zaměřené studie. Touto prací je studie provedená skupinou vědců patřících pod Britské epidemiologické oddělení pro výzkum rakoviny a služební oddělení klinických zkoušek a oddělení epidemiologických studií na Oxfordské univerzitě (Cancer Research UK Epidemiology Unit and Clinical Trial Service Unit and Epidemiological Studies Unit, University of Oxford), publikované v odborném časopise The Lancet pod názvem Riziko rakoviny plynoucí z diagnostického vyšetřování pomocí rentgenového záření: odhady pro velkou Británii a 14 dalších zemí (Risk of cancer from diagnostic x-rays: estimates for the UK and 14 other countries) (1).

#### **3.2 - Předpokládané hypotézy**

Riziko nežádoucího vyvolání nádorového onemocnění vyvolaného vyšetřením na výpočetním tomografu je v České republice stejné nebo nižší než hodnota, zveřejněná v britské studii.

## 4 - Teoretické základy

### 4.1 – Účinky ionizujícího záření na živé organizmy

Radiace může způsobit velmi závažná poškození živých systémů. Z toho důvodu je nezbytné zmínit se zde o jejím účinku na živou hmotu, jmenovitě pak na člověka.

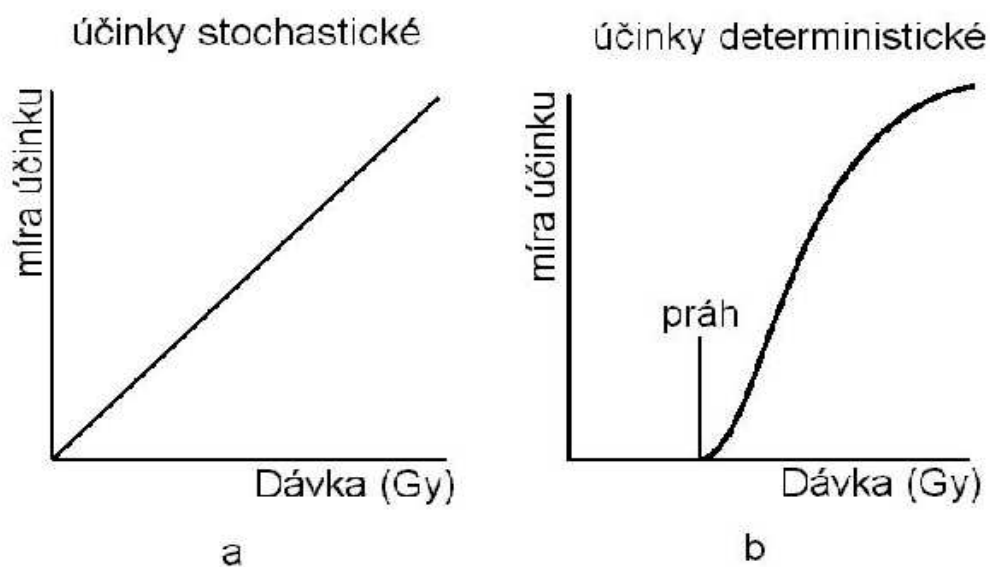
#### 4.1.1 - Biologické účinky ionizujícího záření.

Zdravotnický personál i pacienti mohou být ozáření *vnějšími* i *vnitřními* zdroji ionizujícího záření. Výsledkem zevního ozáření, popřípadě vnitřní kontaminace je absorbovaná dávka.

*Absorbovaná dávka* je definována jako energie záření absorbovaná objemem hmoty o jednotkové hmotnosti. Je vyjádřena v Joule/kg a nazývána *1 Gray* (Gy). Tato jednotka nezávisí na typu ionizujícího záření ani na jeho intenzitě, ani na druhu absorbátoru.

Ionizující záření může vyvolat v biologickém systému dva zcela odlišné druhy poškození - *nestochastické neboli deterministické* účinky a *stochastické neboli náhodné*.

Graf 4.1.1-1 – Grafické vyjádření stochastických (a) a deterministických účinků (b).



Nestochastické účinky vykazují práh a jejich intenzita roste úměrně rostoucí absorbované dávce. Patří k nim například akutní radiační dermatitida. Stochastické účinky nevykazují práh. Předpokládá se, že každá i velmi malá absorbovaná dávka může s jistou pravděpodobností způsobit poškození. Obvykle je dělíme na účinky somatické a *genetické*.

#### **4.1.2 - Faktory ovlivňující biologický účinek záření**

Ve všech případech, kdy je nějaký materiál vystaven působení ionizujícího záření, dochází mezi ním a zářením k vzájemné interakci. Tato interakce je pak tím složitější, čím složitější je objekt se zářením interagující. Je-li působení ionizujícího záření vystaven savčí organismus, dojde v něm ke složitým, provázaným dějům, které jsou závislé především na charakteristice daného záření a na výchozím stavu ozařovaného organismu před započítím expozice. Výsledný radiační efekt ovlivňují především fyzikální, chemické a biologické faktory.

##### **4.1.2.1 - Fyzikální faktory**

Mezi fyzikální faktory se řadí druh záření, dávka záření, rozdělení dávky záření v čase a distribuce dávky v lidském organismu.

##### **4.1.2.1.1 - Závislost biologického účinku na druhu záření**

Různé druhy ionizujícího záření interagují s živým organismem rozdílnými způsoby. Důsledkem toho je i různá závažnost biologického účinku interakce. Nezáleží však jen na druhu záření, ale i na jeho energii a dávkovém příkonu.

Rozdílný způsob interakce různých druhů ionizujícího záření s buňkami živých organismů je dán rozdílným způsobem přenosu energie mezi fotony nebo částicemi záření a atomy buněk a rozdílnou prostupností jednotlivých druhů záření hmotou a tím i tkáněmi. Každý druh záření je tak schopen zasáhnou odlišné množství tkáně. Tato prostupnost je závislá na energii záření.

Fotony  $\gamma$  či RTG záření, protony, alfa a beta částice reagují s elektrony atomů buněk. Naproti tomu neutrony nebo elektricky neutrální částice nejdříve s jádry molekul tkání. Při těchto srážkách fotony nebo částice předávají zasaženým tkáním část své energie, čímž se mění jejich intenzita až nakonec úplně zaniknou nebo projdou skrz, aniž by s čímkoliv interagovali. Množství předané energie je charakterizováno ukazatelem, který se nazývá lineární přenos energie (LET = Linear Energy Transfer). LET je definován jako množství energie, kterou ionizující částice předá tkáni na dráze jednoho mikrometru. Fyzikální rozměr jednotky LET je  $\text{keV}\cdot\mu\text{m}^{-1}$ .

Tato veličina je přímo úměrná ionizační hustotě, neboli množství iontových párů, které vzniknou na dráze ionizující částice o délce 1  $\mu\text{m}$ . Velikost LET je nepřímo ovlivněna rychlostí a přímo je ovlivněna nábojem ionizující částice. Proto  $\alpha$ -částice, protony a neutrony mají vysoké hodnoty LET, zatímco elektrony, RTG a  $\gamma$  záření jsou charakterizovány nízkými hodnotami LET.

Aby bylo možné srovnat rozdílné biologických účinky jednotlivých druhů ionizujícího záření, je používána veličina relativní biologická účinnost (RBÚ), případně RBE (relativní biologická efektivnost). Tato hodnota je definována jako poměr dávky (v Gy) standardního záření  $\gamma$  ( $^{60}\text{Co}$ ) nebo rentgenového záření 220 kV k dávce záření, která je nutná k vyvolání totožného biologického účinku, který mělo vyvolat záření posuzované.

$$\text{RBÚ} = D_{\text{stand}} / D_{\text{test}}, \quad (4.1.2.1.1/1)$$

kde D je ekvivalentní dávka záření v Gy standardního a testovaného záření.

*Je-li hodnota RBÚ větší než 1, znamená to, že k vyvolání stejného definovaného biologického účinku je nutná menší dávka testovaného záření a je tudíž toto záření účinnější. Poněvadž můžeme vybrat ke srovnání celou řadu biologických účinků záření, existuje pro zkoumaný druh záření také řada hodnot RBÚ. (10 – str. 148)*



#### 4.1.2.1.2 - Závislost biologického účinku na velikosti a rozložení dávky záření v těle

Jednotkou dávky všech druhů ionizujícího záření je jeden gray (Gy), jehož fyzikální rozměr je dán vztahem

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J} \cdot \text{kg}^{-1}.$$

V případě celotělového, přibližně rovnoměrného ozáření organismu pak dávka ionizujícího záření rozhodujícím způsobem ovlivňuje závažnost následného poškození. Je pochopitelné, že na úrovni celého organismu bude mít větší biologický účinek celotělová dávka 1 Gy než tatáž dávka například na zápěstí. To samé pak platí i pro dávky tak nízké, že nebudou schopny organismus poškodit v deterministickém slova smyslu, ale z pohledu stochastických účinků ano. Při ozáření celého těla nebo jeho větší části je mnohem vyšší pravděpodobnost vyvolání rakovinného bujení než když je ozářena jen jeho malá část.

Když jsou tedy během pracovní činnosti nebo za jiných podmínek expozice ozařovány střídavě různé části těla, obdrží jednotlivé tkáně a orgány zpravidla různé absorbované dávky. K usnadnění srovnatelnosti dávek z jednotlivých příspěvků k celkové expozici bylo třeba definovat veličinu, která by zohledňovala modifikující efekty různých druhů záření. Pro účely radiobiologie a radiační ochrany se proto pro každý druh záření zavádí radiační váhový faktor  $w_R$ . Ten udává, kolikrát je daný druh záření biologicky účinnější než rentgenové záření o energii 200keV. Nově vzniklá veličina je definována jako absorbovaná dávka záření vážená radiačním váhovým faktorem, který je stanoven vzhledem k typu a energii záření dopadajících na tělo, nebo v případě kontaminace radionuklidy ingestí, zářením jimi emitovaného.

Výsledkem je ekvivalentní dávka, která je dána vztahem:

$$H_T = \sum (w_R \cdot D_{T,R}) \quad [\text{Gy}] \quad (4.1.2.1.2/1)$$

kde  $D_{T,R}$  je absorbovaná dávka v orgánu či tkáni T a  $w_R$  je váhový faktor pro tento druh záření.

Dalším kritériem, které bylo třeba zohlednit, byla relativní radiosenzitivita ozařovaných tkání a orgánů. Toho se docílí tak, že je ekvivalentní dávka vážena tkáňovým váhovým faktorem, který představuje relativní příspěvek tkáňového nebo orgánového poškození k celkové zdravotní újmě odpovídající referenčnímu celotělovému ozáření. Tato dvojnásobně vážená absorbovaná dávka se nazývá efektivní dávka. Jednotkou efektivní dávky je Sievert (Sv), což je v SI jednotkách opět  $J \cdot kg^{-1}$ .

$$E = \sum (w_T \cdot H_T) \quad [Sv] (4.1.2.1.2/2)$$

kde  $H_T$  je ekvivalentní dávka v orgánu či tkáni T a  $w_T$  je váhový faktor pro tento orgán nebo tkáň. Tkáňový váhový faktor vyjadřuje relativní příspěvek daného orgánu nebo tkáně k celkové zdravotní újmě způsobené rovnoměrným ozářením těla. Výhodou efektivní dávky je, že umožňuje vyjádřit radiační zátěž jediným číslem i při nerovnoměrném ozáření, či ozáření jen určitých orgánů, jako kdyby se jednalo o radiační zátěž při rovnoměrném ozáření. To umožňuje porovnávat radiační zátěže osob z nejrůznějších zdrojů - například z rentgenových vyšetření či z různých druhů radiofarmak v nukleární medicíně. Všechna tato hodnocení se vztahují na stochastické účinky záření.

Hodnoty jak radiačních, tak tkáňových váhových faktorů jsou uvedeny v tabulce 4.4.1.

Tab. 4.4.1 - Přehled radiačních váhových faktorů a tkáňových váhových faktorů.

Radiační váhové faktory		Tkáňové váhové faktory	
Typ záření a příp. energie	Radiační váhový faktor $w_R$	Tkáň, orgán	Tkáňový váhový faktor $w_T$
fotony	1	Gonády	0,20
elektrony, miony	1	Červená kostní dřeň	0,12
neutrony, méně než 10 keV	5	Tlusté střevo	0,12
neutrony, 10keV až 100 keV	10	Plíce	0,12
neutrony, 100 keV až 2 MeV	20	Žaludek	0,12
neutrony, 2 MeV až 20 MeV	10	Močový měchýř	0,05
neutrony, více než 20 MeV	5	Mléčná žláza	0,05
protony, více než 2 MeV,	5	Játra	0,05
částice alfa	20	Jícen	0,05
těžká jádra	20	Štítná žláza	0,05
štěpné fragmenty	20	Kůže, Povrchy kostí	0,01
		Ostatní orgány a tkáně <sup>*)</sup>	0,05

<sup>\*)</sup> Pro potřeby výpočtu jsou jako ostatní orgány a tkáně (zbytek těla) voleny následující tkáně a orgány: nadledvinky, mozek, vzestupná část tlustého střeva, tenké střevo, ledviny, svaly, slinivka břišní, slezina, thymus, děloha

#### 4.1.2.1.3 - Rozdělení dávky v čase

Pro popis ozáření ale nestačí jen hodnota celkové dávky ionizujícího záření. Podstatnou roli hraje i doba, po kterou byl organismus záření vystaven. Při kontaktu ionizujícího záření s živým organismem sice vznikne určité množství poškození, jejich počet je ale v daném časovém úseku stálý pouze pro taková poškození, která daný organismus není schopen opravit. *To znamená, že pouze ireparabilní radiační poškození se zvětšuje úměrně kumulované dávce. Dávkový příkon je charakterizovaný počtem grayů za jednotku času, např. Gy.h<sup>-1</sup>, případně cGy.min<sup>-1</sup>.* (10 – str. 149)

Inzulty způsobené ionizujícím zářením, které mají povahu reparačního poškození, je lidský organismus schopen opravit. Rychlost těchto reparačních pochodů závisí na rozsahu poškození. Oprava poškozených struktur uvnitř jednotlivých buněk bývá provedena řádově ve dnech, zhojení poškození většího počtu buněk na úrovni tkání několik týdnů a u celého organismu během měsíců.

Je-li lidský organismus ozářen paprsky RTG záření, pak přibližně 90% vzniklého radiačního poškození je schopen opravit, navíc 50% těchto oprav proběhne už přibližně do 30 dnů po ozáření. Zbytek reparačního poškození je pak organismem eliminováno asi za 200 dnů od ukončení jednorázového subletálního ozáření.

*Ukazatelem zbývajícího poškození v určité době po ozáření organismu je tzv. efektivní dávka, která se zmenšuje s prodloužením doby po ozáření při přibližné rychlosti reparační 2,5 % poškození za každých 24 hodin.* (10 – str. 149)

Efektivní dávku lze pro člověka vypočítat ze vztahu:

$$D_e = 0,1 D_0 + 0,9 D_0 \cdot 0,975^{t-4} \quad [\text{Gy}](4.1.2.1.3/1)$$

kde  $D_0$  je dávka jednorázového ozáření a  $t$  je počet dnů po ozáření.

Efektivní dávku lze vypočítat i ze zjednodušeného vztahu:

$$D_e = D_0 \cdot a \quad [\text{Gy}] \quad (4.1.2.1.3/2)$$

kde  $a$  = časový koeficient, který je možné najít v tabulce 1.1.

*Tab. 1.1 – Hodnoty časového koeficientu  $a$  pro výpočet efektivní dávky (10 – str. 149)*

Dny po ozáření	5	10	20	30	60	100	200	365
$a$	0,90	0,80	0,70	0,60	0,30	0,18	0,11	0,10

V současnosti je všeobecně přijímán předpoklad, že při každém dalším krátkodobém ozáření se dávka ( $D_0$ ) sčítá s efektivní dávkou ( $D_e$ ) z ozáření předchozího. Každé nové ozáření tak představuje nový přírůstek efektivní dávky.

#### **4.1.2.2 - Chemické faktory**

Mezi chemické faktory ovlivňující biologický účinek ionizujícího záření řadíme především koncentraci kyslíku v ozářeném objektu a přítomnost chemických radiomodifikujících látek. Přítomnost kyslíku ve tkáních zvyšuje výtěžek volných radikálů, kterými je zesilován nepřímý efekt radiace. Naopak po skončení ozařování je přítomnost kyslíku ve tkáni žádoucí k zajištění odpovídajících reparačních mechanismů.

#### **4.1.2.3 - Biologické faktory**

To, jakým způsobem bude lidský organizmus ovlivněn působením ionizujícího záření závisí též v nezanedbatelné míře i na jeho aktuálním stavu. Tedy především na jeho zdravotním stavu, věku, ale například i na pohlaví jedince.

Pokud je zdravotní stav organismu v době expozice nějakým způsobem narušen, účinek ionizujícího záření se stupňuje. Nemocný, zraněný a vyčerpaný jedinec bude k účinku ionizujícího záření citlivější. Pro zdravého jedince je stejná absorbovaná dávka méně nebezpečná.

Během lidského života se senzitivita lidského organismu na ionizující záření mění. Nejvyšší radiorezistence je v dospělosti. Mladý organismus, který se nachází ještě ve fázi růstu a obsahuje tak větší množství buněk a tkání které se rychle dělí, je k záření mnohem citlivější. U starého organismu pak na druhou stranu klesá efektivita a účinnost reparačních procesů což má také za následek vyšší citlivost.

I pohlaví jedince může ovlivnit odpověď organismu na ozáření. Ženy jsou totiž mírně odolnější než muži. *Lepší přirozená odolnost samic (žen) je spojována s jejich biologickým určením a je podmíněna nejspíše neurohumorálně.* (10 – str. 154)

#### **4.1.3 - Postradiační změny na úrovni molekulární**

Klíčovou poruchou v patogenezi nádorového procesu jsou genetické změny. Charakter těchto změn může být rozmanitý.

Bodová mutace je způsobena záměnou bází v DNA, jejich depurinací nebo deaminací většinou v důsledku chemického poškození nebo účinkem záření. Poškození může být způsobeno přímým radiačním zásahem DNA, tedy její excitací a ionizací. Tato varianta má ale poměrně malou pravděpodobnost.

Delece znamená ztrátu genetického materiálu. Vede podobně jako bodová mutace k aktivaci onkogenu s následnou produkcí pozměněného proteinu se zvýšenou aktivitou.

Inzerce znamená přidání genetického materiálu (určitého počtu páru bází) na DNA v témž chromozomu.

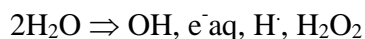
Inverze vzniká po dvojitém zlomu a témž chromozomu a rotaci odděleného segmentu o 180°. Důsledkem je přiblížení určitého genu k jinému, funkčně odlišnému genu, což může ovlivnit tvorbu chimérického abnormálního proteinu.

Translokace má podobné důsledky. gen se dostává pod působení takového nového promotoru, který způsobuje onkogenní aktivaci.

Amplifikace znamená zmnožení genetického materiálu, které může rovněž působit aktivaci onkogenu a zvýšenou produkci funkčně normálních proteinů.

#### **4.1.3.1 – Podíl volných radikálů na buněčném poškození**

Častější příčinou poškození je radiací vyvolaná kaskáda mechanismů spojená s tvorbou reaktivních radikálů z vody. Tento proces se nazývá radiolýza vody zářením a vznikají při ní následující produkty:



Atomy vodíku a elektrony velmi rychle reagují s molekulárním kyslíkem za tvorby superoxidu ( $\text{O}_2^{\cdot-}$ ). Organické molekuly v buňkách jsou pak oxidovány, čímž se spustí kaskáda degradačních chemických reakcí, která způsobí většinou již neopravitelné poškození.

Volné radikály jsou vlastně atomy, molekuly nebo jejich části, které mají jeden nebo více nepárových elektronů a jsou schopné časově omezené samostatné existence. Mohou být elektroneutrální, nebo mohou mít charakter kationtu či aniontu. Pokud se radikál střetne s molekulou která má spárované elektrony, může z ní vytvořit nový radikál a iniciuje se tím řetězová reakce. Pokud se střetnou dva radikály, mohou své nepárové elektrony spárovat a radikálovou řetězovou reakci tak ukončit.

Volné radikály mohou být odvozené od kyslíku, dusíku nebo od mnoha organických sloučenin.

Mezi volné kyslíkové radikály řadíme superoxidový radikál  $\text{O}_2^{\cdot-}$ , perhydroxylový radikál  $\text{HO}_2^{\cdot}$ , peroxid vodíku  $\text{H}_2\text{O}_2$ , hydroxylový radikál  $\text{OH}^{\cdot}$  a singletový kyslík  $^1\text{O}_2$ .

Organické radikály vznikají homolytickým štěpením kovalentní vazby nebo v reakcích přenosu elektronu. Tyto radikály vznikají působením ionizujícího záření nebo ostatními fyzikálními, chemickými a ekologickými mechanizmy. Celá řada těchto radikálů vzniká fyziologicky nebo patologicky při metabolických procesech (např. askorbátový radikál při detoxikačních reakcích kyseliny askorbové, atd.). Radikály, které jsou odvozené od organických sloučenin mají nepárový elektron na uhlíku nebo na dusíku.

#### ***4.1.3.2 – Princip působení volných radikálů***

Místem působení radikálového poškození jsou lipidy (mastné kyseliny). Na nich dochází k peroxidaci a vzniká lipidový radikál. Zde je nutné vzít v potaz, že lipidy jsou základním stavebním kamenem buněčných membrán, a že jejich poškozením dochází především k poruchám transportu a k degradaci jejich odolnosti vůči vlivům z okolí. Dalším mechanismem, kterým se peroxidované mastné kyseliny podílejí na membránové poruše, je snížená mobilita proteinů membrány. Neméně významným problémem se stává pohyb iontů na membránách. Především pak nerovnováha v případě kalciových iontů má pro buňku mnohdy letální následky.

Reaktivní metabolity vzniklé radiolýzou vody modifikují aminokyselinové jednotky na proteinech, čímž se mění jejich konformace. Tato změna má za následek ztrátu nebo omezení původní biologické funkce. Změněné funkční skupiny aminokyselin mohou vytvářet mezi sebou navzájem nebo s jinými látkami další vazby, čímž se zásadně mění původní podstata proteinu. Např. i malé dávky záření porušují oxidativní fosforylaci v mitochondriích. Změny v konformaci, způsobené oxidačním poškozením, způsobují hydrofobii a následnou agregaci bílkovin. Oxidačně poškozené proteiny jsou odstraňovány hydrolýzou proteolytickými enzymy. Nahromaděné poškozené proteiny mohou samy působit prooxidačně a způsobit poškození dalších struktur, zejména jiných proteinů či DNA.

Nukleové kyseliny (zejména DNA) jsou obzvláště citlivé vůči oxidačnímu poškození způsobenému ionizujícím zářením či fotooxidací. Poškození se uskutečňuje na purinové a



pyrimidinové heterocyklické bázi, anebo na sacharidové jednotce. Oxidace dusíkatých bází zapříčiňuje mutace a oxidační štěpení indukuje štěpení jednoho nebo obou řetězců dvojšroubovice DNA. DNA je vůči záření mnohem citlivější než RNA. Neporušená DNA je in vivo podstatně citlivější než in vitro.

Hydroxylový radikál a proton, které se tvoří radiolýzou vody, „vytrhnou“ vodík z vazby uhlík-vodík na deoxyribóze v molekule DNA. Vzhledem k vysoké reaktivitě hydroxylového radikálu s aromatickými zbytky jsou modifikovány i dusíkaté zásady na molekulách nukleových kyselin.

Superoxid působí sekundárně jako látka redukující ionty přechodných kovů a jako substrát pro dismutační reakci, při které vzniká peroxid vodíku. Redukovaný kov pak spolu s  $H_2O_2$  tvoří hydroxylový radikál.

Účast peroxidu vodíku na poškození DNA má spojitost s jeho koncentrací, která je za fyziologických podmínek velmi malá. V těle je totiž vystaven katalytickému působení, které ho rozkládá na kyslík a vodu. Nadměrná produkce peroxidu vodíku vede k štěpení DNA, ke smrti buňky, nebo k mutacím. Ty pak mohou být původcem vzniku nádorového bujení. Peroxid vodíku je totiž substrátem pro tvorbu hydroxylového radikálu.

Výsledným efektem, který je iniciován ionizujícím zářením na genomu, jsou bodové mutace jednotlivých nukleotidových párů (konverze, delece, adice) a chromozomální translokace.

#### ***4.1.3.3 - Vliv ionizujícího záření na DNA a RNA***

Postradiační změny na molekule DNA jsou závislé na velikosti molekuly, struktuře a konformaci. Ozáření generuje zlomy, které se mohou týkat obou řetězců dvojšroubovice DNA. Ty pak vedou k fragmentaci molekuly na více úseků s menší molekulovou hmotností. Pokud vzniknou vícenásobné zlomy jen na jedné spirále a nebo dojde k uvolnění vodíkových vazeb, které je spojují, dojde ke zvýšení ohebnosti molekuly. Následně mohou vznikat nové vazby (retikulace) uvnitř jedné molekuly DNA, anebo mezi dvěma molekulami DNA navzájem. Výsledným efektem, který je iniciován ionizujícím

záření na genomu, jsou bodové mutace jednotlivých nukleotidových párů (konverze, delece, adice) a chromozomální zmeny, například translokace.

*Po ozáření dochází v buňkách ke zpomalení syntézy vlastní DNA, neboť buňka reaguje na poškození genetického kódu tvorbou supresorových proteinů (např. p53), aby zamezila přenos případných genových defektů do filiálních buněčných generací. (10 – str. 36)*

Značnou část radiačního poškození DNA je buňka schopna opravit. Buňky obsahují enzymové systémy a ty mohou poškození částečně anebo úplně „opravit“. Poškození DNA je postupně opravováno za pomoci 3'-fosfodiesterázy, DNA polymerázy  $\beta$  a DNA ligázy. Poškozené baze se odstraní DNA glykosylázou s následnou náhradou, nebo endonukleázou a DNA deoxyribofosfodiesterázou. Reparace se pak ukončuje za pomoci DNA ligázy a DNA polymerázy.

Radiační poškození RNA bývá vždy podstatně menší než u DNA. Rozsah retikulací je malý, neboť jejich molekulová hmotnost je proti DNA podstatně menší.

#### **4.1.4 - Postradiační změny na úrovni buněčné**

Pokud by se měla charakterizovat citlivost buněk k ionizujícímu záření, stále platí základní radiobiologický zákon formulovaný v roce 1906 francouzskými vědci Tribondeau a Bergonié, že radiosenzitivní tkáně jsou tkáně s vysokým počtem rychle se dělících málo diferencovaných buněk. Na druhou stranu radiorezistentní jsou tkáně s málo se dělícími nebo nedělícími se diferencovanými buňkami.

##### **4.1.4.1 - Efekt ionizujícího záření v buňkách**

Je-li v takovém případě jako kritérium použita buněčná smrt, potom tkáně jejichž buňky se rychle dělí (kostní dřeň, gonády, střevo) jsou více radiosenzitivní než nedělící se systémy nervových buněk. Dále platí, že nediferencované buněčné typy (kmenové buňky) jsou více citlivé k ionizujícímu záření než buňky diferencované. Vysoce radiosenzitivní

jsou dále všechny typy tkání v průběhu ontogeneze a postnatálně v průběhu růstu. Ozáření tkání v průběhu diferenciaci a růstu má většinou za následek značné poškození orgánů spojené s vysokou pravděpodobností úmrtí a nebo s karcinogenezí. To ale neplatí striktně u všech tkáňových struktur. Výjimku z tomto případě představují periferní lymfocyty. Přestože jsou buňkami diferencovanými, jsou velmi radiosenzitivní ( $D_0 = 2$  Gy).  $D_0$  je dávka ionizujícího záření, po které je celkové množství přežívajících buněk redukován na 37 %. Tato radiosenzitivita je vysvětlována způsobem buněčné smrti.

Diferencované lymfocyty hynou po malých dávkách záření v důsledku programované buněčné smrti označované jako apoptóza. Vysoké dávky záření, obecně je lze definovat jako dávky nad 100 Gy vedou k okamžité, nevyhnutelné smrti buněk v důsledku koagulace proteinů. Po nižších dávkách záření zmírají nedělící se buňky v důsledku tzv. interfázové smrti. Buněčná smrt v  $G_0$  fázi může být způsobena nekrózou nebo apoptózou. Nekróza se vyskytuje při vyšších dávkách záření a jejím důsledkem je zvětšení buněčných organel, narušení normálního uspořádání buňky a rozrušení buněčné membrány. Apoptóza se vyskytuje při nižších dávkách záření a v buňkách je možné sledovat některé charakteristické změny, zahrnující kondenzaci chromatinu, tvorbu apoptotických tělísek, tvorbou „puchýřků“ na membráně a degradací chromozomální DNA. Dělicí se buňky hynou tzv. mitotickou smrtí.

V důsledku ozáření dochází k inhibici buněčného dělení. Buňka ozářená v kterékoliv fázi buněčného cyklu pokračuje ve svém metabolismu, ale není schopna průchodu mitózou, která klade vysoké nároky na mechanické podmínky pro přeskupení subcelulárních struktur. Pokud je poškození menšího stupně, buňka projde jednou či dvěma mitózami, než ztratí schopnost dalšího dělení. Nejnižší dávky vedou k tzv. bloku v určité fázi buněčného cyklu. V této době se buňky nedělí a je jim poskytnut čas pro reparaci poškození. V případě, že je poškození irreparabilní, je iniciována apoptóza. Z prací na buněčných liniích se ukazuje, že celkový čas, který mají buňky k dispozici při reparaci poškození DNA před potenciálním vstupem do apoptózy, je kritickým determinantem radiosenzitivity těchto buněk. Obecně se má za to, že nejcitlivější fází buněčného cyklu je vlastní mitóza,

dále pak G<sub>1</sub> fáze, nejnížší je radiosenzitivita v S fázi. Protichůdné trendy byly zjištěny u G<sub>2</sub> fáze. Dávky řádově v cGy mohou vyvolat genové či chromozómové mutace buněk, není-li poškození reparováno, může vést ke vzniku maligní transformace buňky.

Jevy, které byly zmíněny v předešlém textu, nepostihují konečný výsledek působení ionizujícího záření na buňku a její součásti. Buňka sama totiž proti těmto změnám aktivně bojuje uplatněním obnovných mechanismů, reparačních dějů, které v závislosti na časovém faktoru odstraní část důsledků ozáření. V savčím organismu je mechanismus reparace významný především u tzv. pomalu reagujících tkání (plíce, ledviny). Pro obnovu rychle reagujících tkání (kostní dřeň, střevo) je nejdůležitější obnova cestou proliferace, buněčného dělení vycházejícího z přežívající frakce kmenových buněk.

#### ***4.1.5 - Vznik nádorového onemocnění a princip spoluúčasti ionizujícího záření na jeho vzniku***

Nádorové onemocnění lze charakterizovat jako neregulovaný růst buněk o autonomní povaze buněčné proliferace spojený s poruchou kontrolních mechanismů a s alterací buněčné diferenciaci. Důsledkem nekontrolovatelného růstu je pak zvětšení takto postižené tkáně, která může utlačovat okolní struktury, nebo vede k postupné invazi do okolních struktur a k metastazování.

Již řadu desetiletí se vynakládá mimořádné úsilí směřující k odhalení příčin vzniku nádorových onemocnění. Teprve pokroky v molekulární biologii a cytogenetice pomohly poněkud poodkrýt fungování mechanismů, které se na vzniku nádorového onemocnění podílejí. Dnes se nahlíží na zhoubné nádory jako na genetické onemocnění. Již koncem šedesátých let byla formulována hypotéza, uvažující o existenci specifických genů přímo odpovědných za změny, které vyústí v maligní transformaci. Vznik těchto genů předpokládá genetickou změnu neboli mutaci. Je známo, že mutace genů mohou vzniknou zcela samovolně, ale jejich frekvence je tak nízká (asi  $10^{-6}$  na jedno buněčné dělení), že vzhledem k odhadovanému počtu buněčných dělení během života ( u člověka asi  $10^{16}$ ) by

frekvence možného vzniku nádoru na podkladě spontánních mutací byla zanedbatelně nízká. Vznikem nádoru by byl ohrožen jen jeden člověk ze sta milionů.

Za vznik mutací jsou však především odpovědné četné vnější faktory (mutageny). Při expozici různým mutagenům v průběhu života by naopak incidence nádorových onemocnění musela být mimořádně vysoká, pokud by v organizmu neexistovaly mechanismy, kterými lze chybné geny eliminovat nebo opravit. Je zřejmé, že patogeneze nádorového procesu je značně složitý proces, který do všech podrobností ještě není znám. K jeho pochopení mohou posloužit alespoň základní poznatky o mechanismech, kterými je za fyziologických okolností regulována proliferace, růst a diferenciace buněk.

#### ***4.1.5.1 - Etapy postupné maligní transformace***

Dřívější studie chemické kancerogeneze ukázaly, že kancerogeneze probíhá v několika relativně dobře charakterizovaných etapách, kterých lze v jejím průběhu rozeznávat celkem pět. Zahájení procesu (iniciace) nastává účinkem zevních či vnějších faktorů. Dojde sice ke genetické poruše, ale ta může zůstat bez funkčních důsledků po řadu let. Teprve spoluúčastí dalších podnětů dochází k dalšímu vývoji (promoce), při kterém se objevují poruchy diferenciace a lékaři je v klinickém obraze popisován tzv. karcinom in situ. V tomto období existuje ještě možnost zastavení tohoto abnormálního vývoje. V opačném případě proces pokračuje, mění se zásadním způsobem fenotyp buněk a vzniká maligní klon (stadium transformace). Transformované buňky ztrácejí schopnost odpovědi na regulační mechanismy, dochází k lokálnímu růstu nádoru (stadium progresu) a posléze k šíření nádoru mimo prvotní ložisko (stadium metastazování).

Spouštěcím mechanismem mohou být nejrůznější kancerogenní faktory. Od faktorů, které mají schopnost vyvolat genetickou změnu, je třeba odlišit pomocné faktory. To jsou kokarcinogeny neboli promotory. Ty mají schopnost již existující genetické změny prohloubit, nikoli je samostatně vyvolat. Faktory zevního prostředí lze rozdělit na kancerogeny fyzikální, chemické a biologické. Za nejvýznamnější z fyzikálních faktorů se považuje záření, a to jak ionizující, tak ultrafialové.

#### **4.2 - Základní principy vzniku RTG záření a jeho obecné charakteristiky**

Zobrazování pomocí rentgenových paprsků je technikou založenou na přenosu, tedy že paprsky RTG záření vytvořené ve zdroji projdou skrz pacienta a jsou detekovány buď filmem nebo ionizačními komorami na druhé straně těla.

Kontrast mezi různými tkáněmi ve vzniklém obrazu vzejde z rozdílného pohlcení RTG záření v těle. Například pohlcení RTG paprsku je zvláště výrazné v kosti, ale už méně tak v měkkých tkáních. V planární rentgenografii se obraz vytváří jednoduchou dvojrozměrnou projekcí tkáně ležící mezi zdrojem rentgenového záření a filmem. Planární rentgenografie se používá pro mnoho různých druhů vyšetření.

Prostý rentgenový snímek překrývajících se vrstev měkkých tkání nebo struktur komplexu kostí může však být často obtížně interpretovatelný, a to dokonce i pro zkušeného rentgenologa. Aby bylo možné těmto chybám efektivně předejít, používá se v současné době v těchto případech výpočetní tomografie (CT). Zdroj rentgenového záření je úzce kolimován tak, aby byl vyšetřen tenký "řez" skrz pacienta. Zdroj a detektory krouží společně kolem pacienta, čímž vzniká řada jednorozměrných projekcí v množství různých úhlů. Následně získaná data jsou zrekonstruována tak, že vznikne dvojrozměrný obraz. CT obrazy mají v současné době velmi vysokou prostorovou rezoluci (okolo 1 mm) a poskytují rozumný kontrast mezi měkkými tkáněmi.

Nedávný vývoj spirálních a „multi-slice“ CT technologií umožnil získávání kompletních trojrozměrných obrazů v průběhu jediného pacientova zadržetí dechu. Hlavní nevýhoda obou, rentgenového a CT obrazu je skutečnost, že technika užívá ionizující záření. Protože ionizující záření může způsobit poškození tkáně, existuje určitý systém optimalizace který by měl zajistit, aby dávka kterou pacient obdrží byla co nejmenší možná (princip ALARA).

#### **4.2.1 - Tvorba RTG záření**

Zdroj rentgenového záření je nejdůležitější prvek soustavy který podstatnou měrou určuje celkovou kvalitu obrazu. Ačkoli základní podstata rentgenové lampy se od doby svého vzniku výrazně nezměnila, v posledních dvou dekádách dvacátého století proběhly na tomto poli značné pokroky ve vývoji více účinných zdrojů RTG paprsků, které jsou schopny generovat mnohem vyšší výstupní hladiny nutné pro techniky jako CT a rentgenová skiaskopie.

#### **4.2.2 - Zdroj rentgenových paprsků**

Produkce RTG záření je založena na urychlování paprsku elektronů tak, aby narazily do povrch kovového terče. Zde se elektrony zabrzdí nebo pohltní a tím ztratí svou energii, která je pak přeměněna na teplo a fotony RTG paprsků. Rentgenová lampa má dvě elektrody. Negativně nabitou katodu, která slouží jako elektronový zdroj, a pozitivně nabitou anodu, která obsahuje zmíněný kovový terč. Mezi katodou a anodou je aplikován potenciálový rozdíl mezi 15 a 150 kV. Přesná hodnota tohoto potenciálu závisí na jednotlivém druhu aplikace, hodnoty okolo 100 kV se vyskytují především v diagnostickém snímkování. Tento potenciálový rozdíl je v rentgence přítomen ve foremně usměrněného střídavého napětí, které je charakterizované jeho hodnotou, kilovoly (kV). Maximální hodnota napětí je také nazývána jako urychlující napětí, protože díky vzniklému potenciálovému spádu jsou elektrony z katody urychlovány směrem k anodě.

Katoda se skládá ze spirálovitě stočeného wolframového vlákna (~200 $\mu$ m v průměru) o průměru spirály ~2 mm a ne vyšší než 1 cm. Elektrický proud ze zdroje začne procházet skrz katodu, čímž způsobí její prudké zahřátí. Když teplota katody dosáhne ~2200°, tepelná energie pohlcená atomy wolframu dovolí malému množství elektronů vycestovat z kovového povrchu. Tento děj se označuje jako termická emise. V systému se ustaví dynamická rovnováha, takže elektrony mají dostačující energii na to, aby byly schopny uniknout z povrchu katody, ale také jsou přitahovány zpět k povrchu kovu. Velké

kladné napětí aplikované na anodu ale způsobuje, že tyto volné elektrony vytvořené v povrchu katody se urychlí směrem k anodě. Prostorové uspořádání těchto elektronů ostřelujících anodu koreluje přímo s geometrií RTG paprsku, který pak vstoupí do pacienta.

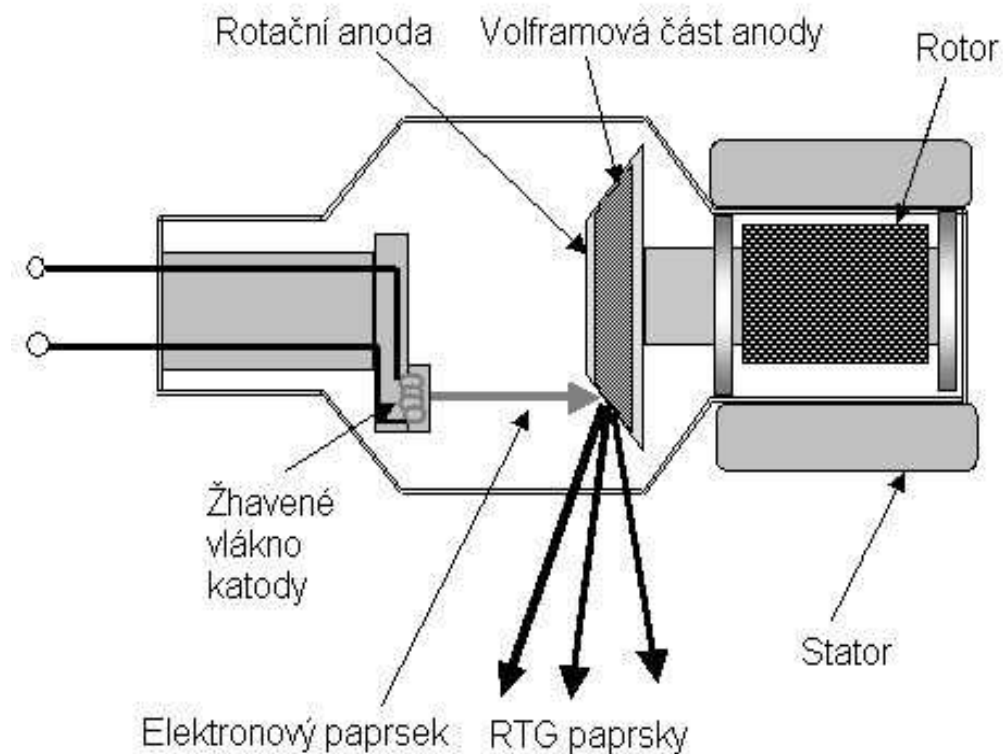
Aby bylo možné redukovat divergenci elektronového paprsku, je kolem katody umístěný negativně nabitý zaostřovací pohár. Čím větší záporný potenciál je aplikovaný na tento pohár, tím užší je elektronový paprsek. Jestliže je aplikovaný velmi velký potenciál (okolo 2 kV), pak může být tok elektronů zcela vypnut. Tento spínací pochod tvoří základ pro pulsní zdroj rentgenového záření, které se používají například v CT přístrojích. V anodě se RTG záření tvoří tak, že zrychlený elektron pronikne několik desítek mikrometrů do kovu terče a tím ztratí svou veškerou kinetickou energii.

Anoda musí být zhotovena z kovu o vysokém bodu tání, dobré tepelné vodivosti, a s nízkým výparným tlakem (tak aby bylo možno uvnitř rentgenky udržet vakuum o hodnotě menší než  $10^{-7}$  baru). Čím vyšší je pak atomové číslo kovu v terči, tím vyšší je efektivita tvorby RTG paprsku. Nejběžněji užívaný anodový kov je wolfram, který má vysoké atomové číslo - 74, vysoký bod tání -  $3370^{\circ}$ , a nejnižší výparný tlak,  $10^{-7}$  baru při  $2250^{\circ}$ . Prvky s vyšším atomovým číslem, jako platina (78) a zlato (79), mají mnohem nižší body tání a tak nejsou jak anodové materiály použitelné. Pro mamografii, v níž jsou požadovány rentgenové paprsky o mnohem nižší energii, je anoda obvykle použita molybdenová radši než wolframová.

Přestože wolfram má daleko nejlepší poměr elektronů převedených díky interakcím a srážkám na RTG záření, většina energie pohlcené anodou je převedena na teplo a jen přibližně 1% energie je převedeno do rentgenových paprsků. Jestliže by ale byl používán čistý wolfram, tvořily by se v něm následkem tepelného a mechanického namáhání trhliny. A tak byla vyvinuta slitina wolfram-rhenium při podílu 2% až 10% rhenia, aby se tento problém odstranil. Hlavní část anody je vyrobena ze slitiny molybdenu, titanu a zirkonu a je profilována do kotouče. Anoda je zešikmená, typicky pod úhlem  $5-20^{\circ}$ , a to proto, aby byla vytvořena jen malá velikost efektivního ohniskového bodu, čímž se na oplátku redukuje geometrická "neostrost" rentgenového obrazu.



Schéma 3.2.1 – Vnitřní uspořádání rentgenky



Vztah mezi skutečnou velikostí ohniskového bodu  $F$  a velikostí efektivního ohniskového bodu  $f$  je dán:

$$f = F \sin \theta \quad (4.2.2/1)$$

kde  $\theta$  je úhel zkosení. Hodnoty velikosti efektivního ohniskového bodu jsou převážně v rozsahu od 0.3 mm pro mamografii, až po 0.6 až 1.2 mm pro planární rentgenografii a CT. V praxi nejvíce rentgenek obsahuje dvě katodová vlákna různých velikostí, čímž je dána možnost volby použití menší nebo větší velikosti efektivního ohniskového bodu. Velikost efektivního ohniskového bodu může být také řízena rostoucí nebo klesající hodnotou

záporného potenciálu aplikovaného k zaostřovacímu poháru katody. Úhel zkosení  $\theta$  také působí na pokrytí RTG paprsku.

Přibližná hodnota pokrytí je dána vztahem:

$$\text{pokrytí} = 2(\text{vzdálenosti zdroj-- pacient}) \tan \theta$$

Všechny výše popsané součásti jsou umístěny uvnitř evakuované nádoby. V minulosti se tyto nádoby vyráběly ze skla, ale poměrně nedávno bylo sklo nahrazeno kombinací kovu a keramiky. Hlavní nevýhoda u skla je, že ty kondenzáty výparů, jak z žhavicího vlákna katody tak z terče anody, se formovaly na vnitřním povrchu nádoby. Tím docházelo k tvorbě elektrických výbojů a k snižování životnosti elektronky. Evakuovaná nádoba je pak dále obklopena olejem z důvodu chlazení a elektrické izolace. Celé zařízení je obklopené štítem z olova se skleněným okýnkem, skrz které je vyzařován RTG paprsek.

#### **4.2.3 - Proud rentgenky, výstup a síla paprsku**

Proud rentgenky (mA) jako zdroje rentgenového záření je definovaný v rámci počtu elektronů za sekundu, které jsou emitovány z wolframového vlákna katody k anodě. Typické hodnoty proudu rentgenky jsou mezi 50 a 400 miliampéry pro planární rentgenografii a až do 1000mA pro CT. Jestliže je hodnota kV zvýšena, proud elektronky se také zvyšuje až do té doby, než je dosažena úroveň saturace. Tato úroveň je předurčena maximální teplotou vlákna, nebo proudem procházejícím skrz vlákno katody.

Rentgenky jsou obecně charakterizovány v rámci buď jejího výkonu nebo trubka stanovení výkonu. Výkon rentgenky, změřený ve wattech, je definovaný jako produkt proudu elektronky a aplikovaného rozdílu potenciálu mezi anodou a katodou. Kromě hodnoty kV, závisí výkon elektronky také na síle vakua které je v ní ustaveno. Silnější vakuum umožňuje ustavit vyšší rychlost elektronů a také větší množství elektronů které k anodě dorazí, kvůli redukováným vzájemným interakcím s molekulami plynu uvnitř rentgenky. Velký výkon elektronky je žádoucí především v diagnostických metodách

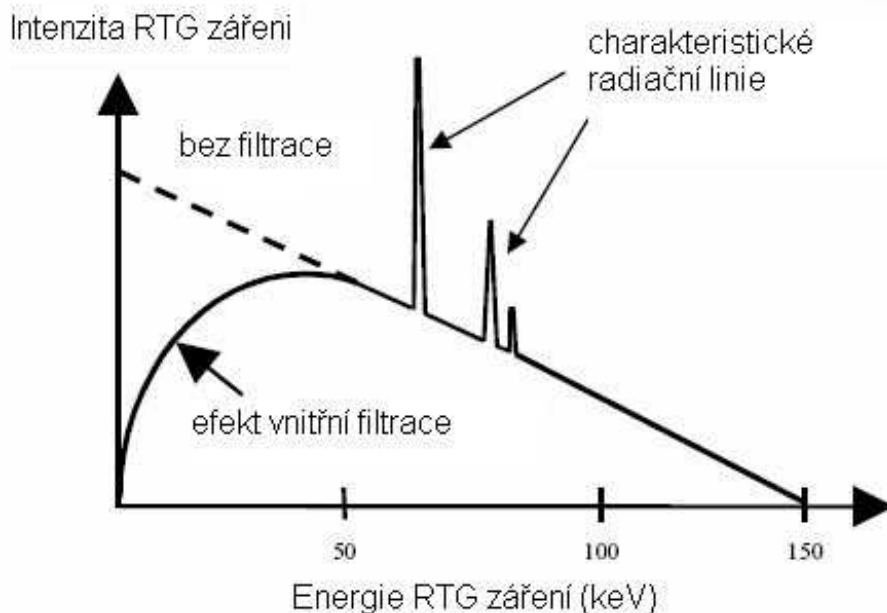
využívajících RTG záření, protože je tak zajištěno že může být použita kratší doba expozice. Tím se na oplátku snižuje možnost vzniku pohybem indukovaných artefaktů obrazu v pohybujících se strukturách, jako například srdce. Součinitel výkonu rentgenky je definovaný jako maximální výkon spotřebovaný v době expozice 0.1 sekunda.

Například, rentgenka při součiniteli výkonu 10 kW může operovat na 80 kV při proudu elektronky 1.25 A pro dobu 0.1 sec. Schopnost zdroje rentgenového záření dosáhnout vysokého výkonu rentgenky je nakonec omezený ohříváním anody. Anoda se točí v zhruba 3000 ot/sec, tím roste efektivní plocha povrchu anody a snižuje se množství energie dodané na jednotku plochy za jednotku času. Maximum výkonu rentgenky je úměrný k druhé odmocnině z úhlové rychlosti. Rotace anody je dokonalé používání dvou, cívkou statoru umístěné těsně ke krku rentgenové lampy. Magnetické pole generované těmito cívkami statoru indukuje proud v měděném rotoru asynchronního motoru který točí anodou. Molybdenový stonek se připojí k hlavní části anody k sestavě rotoru.

Protože molybden má vysoký bod tání a nízkou tepelnou vodivost, tepelná ztráta z anody se děje v první řadě vyzařováním skrz vakuum k stěnám nádoby. Síla RTG paprsku je definovaná jako nahodilá síla za jednotku plocha a má jednotky joule/čtvereční metr. Síla paprsku je závislá na dvou faktorech, na celkovém množství RTG záření a energii těchto paprsků. Počet paprsků X vyrobených zdrojem je úměrný proudu na rentgence a energie RTG paprsku je úměrná čtverci urychlovacího napětí.

V praxi ale tato síla není jednotná napříč celým RTG paprskem, díky jevu známému jako Heel efekt. Tento jev je způsoben rozdíly ve vzdálenosti, jenž paprsky X vygenerované v terči anody musí procestovat skrz terč za účelem stát se vyemitovanými. Tato vzdálenost je delší pro rentgenové paprsky vygenerované v "anodovém konci" terče než v "katodovém konci." Větší distance v anodovém konci má za následek větší pohlcení paprsků X uvnitř terče a nižší intenzitu emitovaná ze zdroje. Vzrůst úhlu zkosení může být pro redukci velikosti Heel efektu použit, ale současně se pak také zvyšuje velikost efektivního ohniskového bodu.

Graf 2.1 - Typické RTG energetické spektrum vyprodukované rentgenkou s wolframovou anodou a s aplikovaným napětím 150 kV



Rentgenové paprsky o nízkých energiích (přerušovaná čára) jsou absorbovány vlastními strukturami samotné rentgenky. Charakteristické radiační linie se vyskytují přibližně na hodnotách napětí 60 a 70 keV.

#### 4.2.4 - Energetické spektrum RTG záření

Výstup rentgenky sestává z rentgenových paprsků o širokém spektru energií. Vysoko-energetické elektrony narážející do anody generují paprsky X na základě dvou mechanismů, jejichž princip dal také názvy těmto dvěma druhům záření: brzdné záření, také nazvané hlavní, a charakteristické záření. Brzdné záření vzniká, když elektrony procházejí blízko jader atomu wolframu a jsou odchýleny přitažlivou silou kladného náboje jádra. Ztráta kinetické energie je odchýleným elektronem emitována jako foton RTG záření. Mnoho takovýchto srážek absolvuje každý elektron a při každém takovém střetnutí dochází k částečné ztrátě celkové kinetické energie elektronu. Tyto vzájemné interakce pak

mají za následek, že jsou z anody emitovány paprsky X o širokém spektru energií. Maximum energie  $E_{\max}$  RTG paprsku vytvořeného tímto postupem odpovídá stavu, při kterém je celá kinetická energie elektronu konvertována do jediného RTG paprsku. Hodnota  $E_{\max}$  (v jednotkách keV) proto odpovídá hodnotě urychlujícího napětí kV. Výkonnost  $\eta$  produkce brzdného záření je dána vztahem:

$$\eta = k(\text{kV}) \cdot Z$$

kde  $k$  je konstanta (při hodnotě  $1.1 \times 10^{-9}$  pro wolfram) a  $Z$  je atomové číslo kovu terče. Brzdné záření se vyznačuje lineárním snížením intenzity RTG paprsku při rostoucí energii RTG paprsku. Nicméně, mnoho paprsků X o nízkých energiích je pohlceno uvnitř rentgenové lampy a jejího pláště, což má za následek "vnitřně filtrované" spektrum.

Za výstupní okénko rentgenky se vkládají další externí filtry za účelem redukovat počet paprsků X o nízkých energiích, které jsou emitovány z elektronky. To se provádí z toho důvodu, že takové paprsky nemají dostačující energii aby mohly projít skrz pacienta a dospět k detektoru, ale nicméně přispívají k pacientově celkové dávce. Pro hodnoty proudu až do 50 kV se užívají 0.5-mm-tlusté hliníkové filtry; mezi 50 a 70 kV, 1.5-mm-tlusté hliníkové filtry a nad 70 kV, 2.5-mm-tlusté hliníkové filtry. Tyto filtry mohou redukovat kožní dávku až na faktor 80. V energetickém spektru RTG paprsku jsou také přítomny ostré píky, které pocházejí z druhého mechanismu a reprezentují takzvané charakteristické záření. Jakékoliv jádro atomu je obklopeno daným počtem vrstev obalu elektronu.

Vrstva nejbližší k jádru atomu se nazývá K orbital (při maximu osídlení 2 elektrony), a za ním následuje L orbital (maximum 8 elektronů), M orbital (maximum 18 elektronů), a tak dále. Elektrony v K orbitalu mají nejvyšší energii vazby. To znamená, že jsou vázány nejpevnější vazbou ze všech elektronů. Jestliže urychlený elektron ze záporného pólu narazí do tohoto pevně vázaného elektronu v K orbitalu wolframové anody, je vázaný elektron katapultován mimo atom a vzniknuvší "díra" je vyplněna elektronem z

vnější skořepiny. Ztráta v potenciální energii způsobená tím, že energie vazby elektronu ve vnitřních a vnějších skořepinách je různá, je vyzářena jako jednotlivý RTG foton. Tento RTG paprsek pak odpovídá charakteristickým čarám v energetickém spektru RTG záření.

Elektron z katody musí mít energii větší než 70 keV, jinak nemůže z K orbitalu atomu wolframu vyrazit jeho elektron. Elektron jenž přichází z L orbitalu a zaplňuje vzniklý elektronový deficit v K orbitalu má energii vazby přibližně 11 keV, a proto charakteristické RTG záření vznikající na anodě má energii přibližně 59 keV. Tento jev ale může probíhat i v několika podobných cestách, protože elektron uvnitř L orbitalu může zabrat tři různé podhladiny, a na každé z nich má mírně různé energie vazby.

Existuje také další vlastnost čárového spektra v energetickém spektru odpovídajícímu přechodům elektronu z M do K orbitalu, a z N do K orbitalu. Pokud je totiž na rentgence napětí do 70 kV, není v takovém spektru žádné charakteristické záření, ale mezi hodnotami napětí 80 a 150 kV tvoří charakteristické záření mezi 10% a 30% síly rentgenového spektra. Třebaže energetické spektrum RTG záření je neodmyslitelně polychromatické, může být charakterizováno v rámci efektivní, nebo průměrné RTG energie, ... hodnota (2.p.) která obvykle leží mezi jednou třetinou a jednou polovinou  $E_{max}$ . Například, zdroj rentgenového záření s wolframovou anodou operující s napětím 150 kV má efektivní energii RTG paprsku asi 68 keV.

#### ***4.2.5 - Interakce RTG paprsků s tkání***

Kontrast mezi tkáněmi v rentgenovém obraze vznikají z rozdílného zeslabení paprsků X tím, jak procházejí ze zdroje záření skrz tělo k filmu nebo detektoru. Jistý zlomek těchto paprsků projde přímočaře skrz tělo a nepodstoupí žádné vzájemné interakce s tkání: tyto paprsky jsou nazývány jako primární záření. Eventuelně, rentgenové paprsky mohou být rozptýleny vzájemným působením jenž změní jejich dráhu mezi zdrojem a detektorem: takové paprsky jsou nazývány jako sekundární záření. Rentgenové paprsky také mohou být kompletně pohlceny v tkáni a nedospějí k detektoru vůbec. Ty představují pohlcené záření. V rozsahu energií RTG paprsků (25-150 keV) užívaných pro

diagnostickou radiologii charakterizují vzájemné působení rentgenových paprsků s tkání tři dominantní mechanismy. Spojitý rozptyl a Comptonův rozptyl, které se oba podílejí na tvorbě sekundárního záření a fotoelektrické interakce, mají za následek absorpci rentgenových paprsků.

#### **4.2.5.1 - Spojitý rozptyl**

Spojitý rozptyl reprezentuje neionizující vzájemnou interakci mezi rentgenovými paprsky a tkání. Energie RTG paprsku je převedena do harmonických pohybů elektronů atomů v tkáni. Atom pak opětně tuto energii vyzáří v nahodilém směru jako sekundární rentgenové záření o stejné vlnové délce, jakou měl původní rentgenový paprsek. Proto tedy, koherentní rozptyl nejen zeslabí počet paprsků X které dospějí k detektoru, ale také změní dráhu rentgenových paprsků mezi zdrojem a detektorem. Pravděpodobnost  $P_{\text{coherent}}$  nastalých případů spojitého rozptylu je dán vztahem:

$$P_{\text{COHERENT}} = \frac{Z_{\text{eff}}^{8/3}}{E^2} \quad (4.2.5.1/1)$$

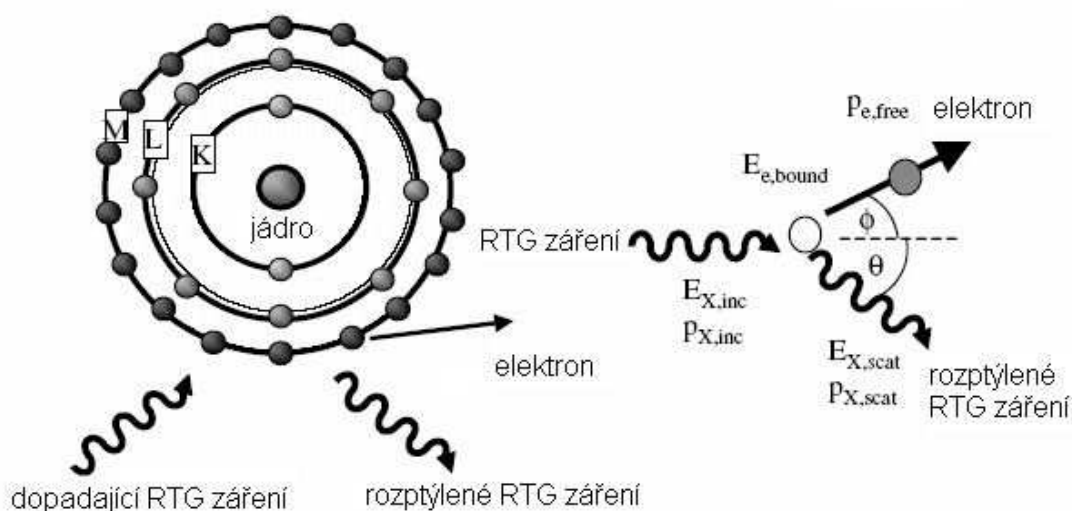
kde E je energie interagujících rentgenových paprsků a  $Z_{\text{eff}}$  je efektivní atomové číslo tkáně. Sval má hodnotu  $Z_{\text{eff}}$  7.4, kdežto kost obsahující vápník, má hodnotu blízkou 20. Pro paprsky X o energiích v diagnostickém rozsahu, odpovídá koherentní rozptyl typicky jen za hodnoty mezi 5% a 10% vzájemných interakcí s tkání.

#### **4.2.5.2 - Comptonův rozptyl**

Vznik Comptonova rozptylu se odvolává k vzájemnému působení mezi náhodným RTG paprskem a volně vázaným elektronem ve vnějším orbitalu atomu nacházejícího se v tkáni. Zlomek energie RTG paprsku je přenesena na elektron, elektron je vymrštěn z obalu atomu, a RTG paprsek je odkloní od jeho původní trajektorie. Jestliže je úhel odchyly  $\theta$

relativně malý, pak nově vzniklý rentgenový paprsek má podobnou energii jako onen náhodný RTG paprsek a má dostatečnou energii k tomu, aby mohl projít skrz tělo a byl detekován filmem.

Schema 4.2.5.2.1 – Znárodnění Comtonova rozptylu



(Vlevo). Schéma Comptonova rozptylu náhodného RTG paprsku u atomu v tkáni.  
 (Vpravo) Comptonův rozptyl náhodného RTG paprsku o energii  $E_{X,dopadající}$  a hybnosti  $p_{X,dopadající}$  volně vázaným elektronem o energii  $E_{e,vazebná}$  se současnou produkcí rozptýleného RTG paprsku o energii  $E_{X,rozptýlený}$  a hybnosti  $p_{X,rozptýlený}$  a volného elektronu o energii  $E_{e,volný}$  a hybnosti  $p_{e,volný}$ .

Energie rozptýlených RTG paprsků může být vypočítána s použitím pravidla zachování hybnosti a energie. V tomto případě, zachování hybnosti může být popsáno jako:

$$\mathbf{p}_{e,volný} = \mathbf{p}_{X,dopadající} - \mathbf{p}_{X,rozptýlený}$$

kde  $p$  reprezentuje hybnost.



Rovnost pro udržování energie je:

$$E_{X, \text{dopadající}} + E_{e, \text{vazebná}} = E_{X, \text{rozptýlený}} + E_{e, \text{volný}} \quad [ \text{J} ] (4.2.5.2/1)$$

Po důmyslné algebraické manipulaci, je pak energie Comptonova rozptýleného RTG paprsku dána vztahem:

$$E_{X, \text{rozp.}} = \frac{E_{X, \text{dopadající}}}{1 + \left( \frac{E_{X, \text{dopadající}}}{mc^2} \right) \cdot (1 - \cos \theta)} \quad [ \text{J} ] (4.2.5.2/2)$$

kde  $m$  je hmotnost emitovaného elektronu a  $c$  je rychlost světla. Tabulka (4.2.5.2.1) ukazuje energii paprsků X rozptýlených Comptonovým rozptylem jako funkci energie náhodného fotonu ze svazku RTG paprsků a úhlu rozptylu. Relativně malý rozdíl v energii mezi vlastními - ne nahodilými! - a rozptýleným RTG zářením znamená, že sekundární záření je detekováno při asi též efektivitě jako primární záření.

Tab. 4.2.5.2.1 – Energie rentgenových paprsků odkloněných Comptonovým rozptylem jako funkce rozptylového úhlu pro různé energie fotonů interagujícího záření.

úhel rozptylu (stupně)	Energie záření rozptýleného Comptonovým rozptylem			
	$E_{X, \text{dop.}}=25$	$E_{X, \text{dop.}}=50$	$E_{X, \text{dop.}}=100$	$E_{X, \text{dop.}}=150$
30	24,8	49,4	97,5	144,4
60	24,4	47,7	91,2	131,0
90	23,8	41,9	72,1	94,6

Pravděpodobnost , že svazek RTG paprsků modifikovaný Comptonovým rozptylem je v podstatě nezávislý na efektivní atomové hmotnosti tkáně, je lineárně úměrná k elektronové hustotě tkáně, a je slabě závislá na energii vlastního RTG paprsku.

Vzhledem k těmto faktorům na oplátku, nezávislost co se týče atomového čísla znamená, že rozptýlené rentgenové paprsky obsahují malý kontrast mezi měkkými tkáněmi, například tukem a kostmi. Malý stupeň kontrastu pramení z rozdílů v elektronové hustotě, která má hodnoty  $3.36 \times 10^{23}$  elektronu na gram pro sval,  $3.16 \times 10^{23}$  elektronu na gram pro tuk, a  $5.55 \times 10^{23}$  elektronu na gram pro kost. Jak je popsáno v následující části, fotoelektrické interakce (které dávají vzniknout vynikajícímu tkáňovému kontrastu) jsou vysoce nepravděpodobné k vyskytovat se ve vysokých energiích vlastního svazku RTG paprsků. Slabá závislost pravděpodobnosti Comptonova rozptylu na vlastní energii svazku RTG paprsků znamená, že Comptonův rozptyl je dominantní vzájemnou interakcí při vysokých energiích a má u těchto energií za následek zhoršený kontrast obrazu.

#### **4.2.5.3 - Fotoelektrický efekt**

Fotoelektrické interakce v tělu zahrnou energii incidentního záření X je pohlcena atomem v tkáni, při současném emitování těsně vázaného elektronu z K nebo L orbitalu jako "fotoelektrický". Kinetická energie jádra fotoelektronu jsem hoden rozdílu mezi energií vlastního RTG paprsku a energie vazby elektronu. Druhý elektron z vyšší energetické hladiny pak vyplní "díru" vytvořený vyhozením fotoelektronu, proces doprovázený vysláním "charakteristický" RTG paprsku při energii rovnající se k rozdílu v energiích vazby vnějšího elektronu a fotoelektronu. Jestli energie vlastního RTG paprsku je menší než energie vazby slupky K, pak fotoelektron je katapultoval se z L skořápky. Jestli vlastní RTG paprsek má dostačující energii, pak elektron slupky K je emitován a elektron L -nebo M- skořápky vyplní díru. Charakteristické rentgenové záření má velmi nízké energie a je pohlceno už na krátké vzdálenosti. Například, 4-keV charakteristické záření z fotoelektrického interakce s atomem vápníku v kosti, cestuje v tkáni jen po dráze o délce okolo 0.1 mm. Čistý výsledek fotoelektrického účinku v tkáni je ten, že vlastní rentgenové

záření je kompletně pohlceno a nedospěje k detektoru. Existuje ale také druhá, méně běžná forma fotoelektrické interakce, ve které je rozdíl mezi energiemi vazby vnitřního a krajního elektronu přenesený k vnějšímu orbitalu elektronu (Auger elektron), který pak unikne a zanechá jádro s dvojitým kladným nábojem. Dvě hladiny atomu mezery jsou vyplněné dalšími krajními elektrony, čímž dochází k produkci velmi nízkenergetického charakteristického RTG záření nebo dalšího Auger elektronu. Opět ale žádné záření, žádný fotoelektron ani charakteristické záření, nedospěje k detektoru.

### **4.3 - VÝPOČETNÍ TOMOGRAFIE**

#### **4.3.1 - Historie.**

Výpočetní tomografie (computed tomography, computerised tomography) je způsob, jak matematickou rekonstrukcí získat z mnoha sumačních snímků snímek tomografický, tj. příčný řez. První pacient byl pomocí výpočetního tomografu vyšetřen v Londýně v r. 1971. Přístroj byl navržen anglickým fyzikem G. N. Hounsfieldem, který za tuto metodu získal společně s americkým fyzikem A. M. L. Cormackem Nobelovu cenu za medicínu v r. 1979. Zavedení CT do medicínské praxe přineslo nové diagnostické možnosti a bývá svým významem přirovnáváno k objevu rentgenových paprsků německým fyzikem Wilhelmem Konrádem Röntgenem v roce 1895. Samotná teorie rekonstrukce tomografického (z řeckého *tomeo* – řezat) řezu z mnoha sumačních snímků byla vypracována Allanem Cormackem již v roce 1963. Vzhledem k náročnosti rekonstrukce na výpočetní sílu však uplynulo takřka deset let, než byl v praxi zkonstruován první použitelný tomograf - EMI Mark I sestavený Godfreyem Hounsfieldem v roce 1972. První výpočetní tomograf v naší republice byl koncem 70. let minulého století instalován na neurochirurgické klinice v Hradci Králové. Rozšiřování výpočetních tomografů bylo v republice velmi pomalé, týkalo se jen velkých klinik a skutečné pokrytí diagnostických potřeb nastalo skokově až porevolučně v 90. letech XX. století.

#### **4.3.2 - Princip.**

Podstata této metody se značně liší od konvenčního rentgenového zobrazení. Obraz není v tomto případě "stínem" záření vrženého na film nebo stínítko, ale záření je zachycováno pomocí systému detektorů připojených k počítači. Základní princip skrývající se za CT spočívá v tom, že dvojrozměrná vnitřní struktura předmětu může být zrekonstruována z řady jednorozměrných "projekcí" předmětu získaných v různých úhlech. Jedná se o matematickou rekonstrukci příčného řezu tělem pacienta. Podkladem je tedy mnoho „klasických“ RTG snímků, ze kterých je rekonstruován výsledný řez. Naměřená data (jednotlivé snímky) jsou následně složitými matematickými postupy rekonstruovány do výsledné matice. Mnohočetné obrazy ze sousedících řezů mohou být získávány i za účelem rekonstruovat trojrozměrný obraz vybrané části těla. CT obrazy poskytují velmi slušný kontrast mezi měkkými tkáněmi, jako například ledviny, játra, a svaly, protože rentgenové záření detekované po průchodu skrz každý orgán není již sumováno na sebe navzájem, jako je tomu případ u klasické planární rentgenografie. Aby bylo možné získat obraz z tenké vrstvy tkáně, je rentgenové záření kolimováno tak, aby vznikl tenký paprsek. Detektory, které jsou situovány naproti zdroji rentgenového záření, zaznamenají celkové množství RTG záření které prošlo skrz pacienta, čímž je generována jednorozměrná projekce. Signály intenzity prošlého záření v této projekci jsou stanoveny dvojrozměrnou distribucí zřed'ovacích koeficientů uvnitř řezu tkání. Zdroj rentgenového záření a detektor se současně točí určitým úhlem a měření se opakuje. Tento postup pokračuje do té doby, než je nasbíráno dostačující množství dat potřebných k rekonstrukci obrazu při vysoké prostorové rezoluci. Rekonstrukce obrazu zahrnuje postup označovaný jako zpětná projekce. Zrekonstruovaný obraz je vlastně reprodukcí dvojrozměrné matice, kde každý pixel odpovídá denzitě tkáně ve vyšetřovaném prostoru.

### **4.3.3 - Součásti CT přístroje**

Výpočetní tomograf má několik součástí, které jsou velmi příbuzné k vybavení pro skiagrafickou rentgenografii, jako zdroj rentgenového záření, kolimátor, a mřížku proti rozptylu sekundárního záření. V průběhu minulých 30 let vznikly ze systémů s jediným zdrojem a jediným detektorem, který k získání nějakého obraz spotřeboval mnoho minut, vyvinuly přístroje s jediným zdrojem a s mnohonásobnými detektory, které mohou získat obraz v 1 sekundě nebo i méně. Principy získávání dat a jejich zpracování pro CT může být oceněný vzhledem k vývoji z nejranějších, tzv. " snímačů první-generace" k třetí a čtvrté generaci systémů, jenž lze najít ve většině současných nemocnic.

#### **4.3.3.1 - Zdroj záření**

V CT zařízeních se používá rtg záření o krátké vlnové délce. Pro přesnost snímání by bylo nejvhodnější záření s jedinou vlnovou délkou, tj. nejlépe některého radionuklidu. Protože však vyhovující radionuklid použitelný pro tuto aplikaci není k dispozici, používá se záření z rentgenky, které je filtrováno, aby obsahovalo jen určité vlnové délky. I kvůli tomu je nutno používat záření o vyšších napětích (120-140 kV). Rentgenka musí být tepelně velmi odolná, proto se v nových přístrojích používají rotující anody, čímž se zvětší zatěžovaná plocha a zvýší se tepelná stabilita. Protože anoda zároveň rotuje s rentgenkou, musí být celá konstrukce velmi odolná a stabilní.

#### **4.3.3.2 - Detektory pro výpočetní tomografii**

Vlastnosti detektorů používaných v CT přístrojích k převedení intenzity toku dopadajících rentgenových paprsků na elektrický signál jsou velmi důležité a ovlivňují výslednou kvalitu obrazu. Z tohoto důvodu jsou na kvalitu a vlastnosti detektorů a k nim připojené elektroniky kladeny vysoké nároky. Mezi tyto požadavky patří vysoká kvantová detekční účinnost, vysoká luminiscenční účinnost, vysoká geometrická účinnost a rychlá

časová odezva detektorů spojená s krátkým dosvitem materiálu nebo krátkou dobou trvání signálu. Důležité jsou také dobré šumové vlastnosti elektroniky.

Mezi nejčastější typy detektorů v CT přístrojích patří plynové detektory a keramické nebo krystalické scintilační detektory. Plynové detektory pracují na bázi detekce výbojů způsobených při průletu ionizující částice plynem mezi dvěma elektrodami s vysokým napětím (1000 V). Jejich výhodou je, že nevykazují tendenci k dozařování, tj. následující impuls není ovlivněn předchozím, hodí se proto i pro rychlé expozice. Jsou tepelně stabilní. Nevýhodou je malá účinnost.

Druhou skupinou jsou polovodičové scintilační detektory. Tyto krystaly (např.  $\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$ ) přeměňují foton rtg záření na světlo, které je dále převedeno na el. impuls (cca  $10^{-13}$  A/foton). Nevýhodou je dozařování, které způsobuje, že v subsekundových CT jsou již tyto detektory na hranici svých možností, a to i přes softwarové korekce. Výhody obou druhů detektorů spojují keramické detektory, které jsou rychlé i citlivé. Jsou zatím však ekonomicky nedostupné pro běžné aplikace.

Nejběžnější detektory používané v CT zařízeních jsou xenonem naplněné ionizační komory. Protože xenon má vysoké atomové číslo - 66, je vysoká pravděpodobnost vzájemných fotoelektrických interakcí mezi plynem a přicházejícími rentgenovými paprsky. Xenon je držen pod tlakem okolo 20 atmosfér tak, aby došlo k zvýšení počtu vzájemných interakcí mezi zářením a molekulami plynu. Uspořádání spojených ionizačních komor, typicky 768 na počet (ačkoli některé komerční snímače jich mají až do 1000), je naplněno plynem, s kovovými elektrodami oddělujícími jednotlivé komory. RTG záření prošlé skrz tělo ionizuje plyn v detektoru, čímž vytvoří elektron-iontové páry. Tyto jsou následně přitahovány k elektrodám rozdílem mezi svorkovým napětím elektrod. Tím se produkuje proud který je úměrný počtu vyskytujících se fotonů rentgenového záření. Každá elektroda detektoru je připojena k oddělenému zesilovači a výkon zesilovačů je dále zpracován a přeměněn na digitální prostým A/D konvertorem. Digitalizované signály jsou logaritmicky zesíleny a uloženy pro následující rekonstrukci obrazu. V tomto designu ionizačních komor, mimo jejich hlavní funkci, kovové talíře elektrod také vykonávají roli

proti-rozptylové mřížky. Talíře mají typicky 10 cm na délku, při mezeře 1 mm mezi přilehlými talíři.

#### **4.3.3.3 - Gantry**

Jako gantry se označuje vyšetřovací tunel, kterým projíždí deska, na které je uložen pacient. V gantry je uložen systém rentgenka–detektory a další zařízení, včetně chladicího systému. Gantry je možno omezeně (do 30°) naklánět a volit tak rovinu řezu.

#### **4.3.3.4 - Řídící a vyhodnocovací počítač**

Jedná se o dva systémy, kdy jeden ovládá a řídí akvizici snímků, druhý pak ze surových dat (raw data) rekonstruuje obrazy a dále je zpracovává. Výsledky jsou pak uloženy buď pouze ve formě jednotlivých snímků, nebo spolu s primárními daty, která pak umožňují další zpracovávání.

#### **4.3.4 - Generace CT přístrojů**

Z hlediska konstrukce systému zdroj záření/systém detektorů je možné rozdělit přístroje do několika generací.

##### **4.3.4.1 - První generace**

Dnes se již nepoužívá. Výpočetní tomografy první generace prováděly vyšetření pomocí úzkého svazku rentgenového záření procházejícího tělem od rentgenky k vhodnému detektoru (scintilačnímu nebo proporcionálnímu počítači). Detektor byl umístěn na společném rámu přímo proti rentgence. Systém rentgenka-detektor se během vyšetření lineárně posunul, takže paprsek postupně prošel celým příčným řezem těla pacienta. Tak byly vytvořeny jednotlivé projekce při M datových bodech. Po každém tomto posunu ("skenu") se systém pootočil o malý úhel a došlo k novému lineárnímu posunu. Zdroj a detektor se točily o  $(180/N)$  stupně, kde N je počet rotací v kompletním skenu, a tím byly v

tomto úhlu získány další  $M$  translační řádky. Úhrn datové matice získané tímto postupem je proto  $M \times N$  bodů. Prostorová rezoluce zde mohla být zvýšena použitím jemných translačních schodů lineárního posunu a úhlového přírůstku, až do mezní hodnoty dané efektivní velikostí ohniskového bodu rentgenky. To však mělo za následek delší zobrazovací čas. Kolimace rentgenových paprsků udává určitou šíři paprsku v ose kolmé k ose otáčení a tím předurčuje tloušťku vrstvy. Typická velikost datové matice zde bývala  $180 \times 180$  a časy snímání řádově 4-5 minut.

#### **4.3.4.2. Druhá generace**

Využívá také rotačně translační pohyb, zmenšil se úhel mezi jednotlivými snímky a zvětšil se počet detektorů, které byly upevněny na sektorové matici. Také se namísto jediného paprsku užívaného ve snímačích první generace používá tenký, ale už částečně "vějířový svazek" záření a vyšší množství detektorů rentgenového záření namísto jednoho jediného. Hlavní výhodou skenerů druhé generace, bylo zmenšení v celkovém čase vyšetřování. Tak již bylo například možné získání abdominálního obrazu uvnitř jediného zadržetí dechu. Rekonstrukce obrazu požadovala vývoj algoritmů přestavby pro " vějířový svazek " zpětné projekce. Expoziční časy klesly na 50-10s.

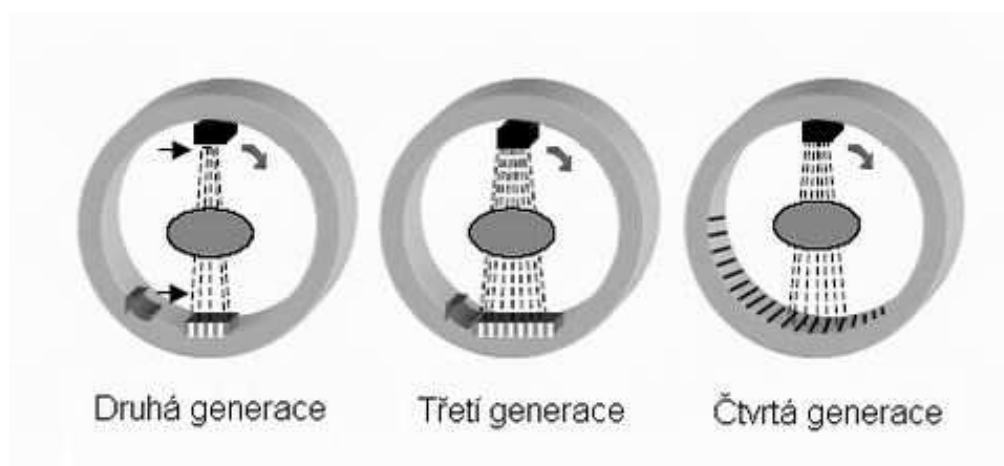
#### **4.3.4.3. Třetí generace**

Tato generace je dnes nejužívanější. Využívá izocentrický rotační pohyb systému rentgenka/detektory. Skenery třetí generace využívají mnohem širšího vějířovitého svazku RTG paprsků a výrazně vyšší množství detektorů, typicky mezi 512 a 768, oproti systémům druhé generace. Detektory jsou uspořádány do oblouku, k lineárním posunům již nedochází. Celý systém se plynule otáčí kolem pacienta tak, že detektory a rentgenka jsou spolu uzamčeny v tzv. *frame of reference* (FOR). Snímkování je prováděno po  $1^\circ$  až  $0,5^\circ$ . V přední části zdroje jsou užívány dva oddělené kolimátory. První kolimátor omezuje



paprsek na úhlovou šíři zhruba 45°. Druhý kolimátor, umístěný kolmo k prvnímu, vymezuje paprsek na požadovanou tloušťku řezu, která je typicky 1-5 mm. Intenzivní puls RTG záření je generován v délce trvání 2 až 4 ms pro každou projekci, a jednotka rentgenová lampa / detektor se může otočit o celých 360°. Snímací zařízení obvykle operuje s napětím 140 kV a proud na rentgence je mezi 70 až 320 mA, za současného filtrování paprsku zajišťujícího efektivní energii rentgenových paprsků 70-80 keV. Velikost ohniskového bodu je mezi 0.6 a 1.6 mm. Typické provozní parametry jsou úhlová rychlost jedenkrát za sekundu, datová matice buď 512 × 512 nebo 1024 × 1024, a prostorová rezoluce ~0.35 mm.

*Schéma 4.3.4.1 – Ukázka vývoje generací CT přístrojů*



#### **4.3.4.4. Čtvrtá generace**

Využívá rotačně stacionární systém. Pacienta obklopuje uzavřený prstenec detektorů, rentgenová lampa se otáčí o celých 360° a vyzařuje svazek záření kolimovaný do širokého vějíře. Ve skenovacím čase už ale není u čtvrté generace vzhledem k třetí generaci skenerů žádné výrazné snížení. Problém také vzniká při expozici okrajových detektorů, které již nejsou naproti svazku záření, ale jsou zasaženy rozptýleným zářením. Toto je nutné korigovat softwarově či systémem naklánění detektorů tak, aby zůstávaly naproti

rentgence co nejdéle. Tento systém je však náročný a v praxi se příliš nerozšířil. Nevýhodou této generace bylo hlavně to, že větší část detektorů byla v každém okamžiku mimo rentgenový svazek, problémy však způsobovalo i složitější mechanické vyvážení rotující části systému. Tato vývojová větev CT systémů se ukázala jako se ukázala jako slepá a v současné době není v prodeji žádný CT systém čtvrté generace (11).

#### 4.3.4.5. Spirální CT

Určitým mezistupněm je spirální (helikální) CT, které je vlastně pokračováním CT přístrojů 3. generace. První systém CT s kontinuální rotací byl vyvinut firmou Bio-Imaging Research v roce 1986. Novinku umožnilo použití takzvané slip-ring technologie, kdy se připojení snímačů neprovádí pomocí kabelů, ale pomocí po sobě klouzajících kroužků. Dříve bylo nutné každou následující otočku provádět v opačném směru než tu předchozí, mezitím se stůl s pacientem posunul. Vývoj helikálních CT přístrojů započal u jednovrstvého helikálního CT a v současné době pokračuje vývojem stále výkonnějších vícevrstevných (multi-slice) helikálních CT (MSCT). Zavedení kontinuální rotace umožnilo plynulý posun stolu s pacientem, zatímco se kontinuálně zaznamenávají snímky. Metoda spirálního CT umožnila lepší vytváření 3D rekonstrukcí a také urychlila celou proceduru získání snímků. U helikálních CT se objevu další parametr pro vyšetření a tím je *pitch faktor*. Jedná se o bezrozměrné číslo, které vyjadřuje poměr mezi posunem stolu za jednu rotaci k totální šířce kolimovaného svazku:

$$p = \frac{d}{M \cdot s_{coll}} \quad (4.3.4.5/1)$$

kde M je počet najednou snímaných řezů a  $s_{coll}$  je jejich tloušťka. Pro 3D rekonstrukce je vhodnější větší hodnota pitch, která zajistí lepší podélnou prostorovou rozlišovací schopnost. Toho se dá dosáhnout zúžením kolimace vrstvy, což však vyžaduje větší

radiační zátěž pro pacienta, proto je nutno vždy přínos tohoto postupu zvážit. Helikální CT spolu s kvalitnější 3D rekonstrukcí nachází své uplatnění především v CT angiologii.

#### **4.3.5 - Zpracování obrazu v CT**

Rekonstrukce obrazu se odehrává souběžně s akvizicí dat za účelem minimalizovat zpoždění mezi koncem akvizice dat a zobrazením skenů na operátorově konzoli. Soustava rentgenky a detektorů se otáčí kolem pacienta a zaznamenává určitý počet snímků v průběhu 360°. U moderních CT přístrojů je odstup snímků 1° či méně, což představuje 360 či více zdrojových snímků pro každý řez. Jelikož během jednoho kroku jsou získány signály odpovídající jedné projekci, ty z předchozí projekce se zesilují a digitalizují, a ty z projekce předchozí k této se filtrují a zpracovávají. Za účelem ilustrovat sporné otázky zahrnuté v rekonstrukci obrazu, uvažujme o projekce při níž jsou získána pouze hrubá data, jenž by byla získána z prostého objektu například jako elipsa, při rovnoměrném součiniteli zmenšení. Cíl rekonstrukce je ilustrovaný vpravo figury 1.27 pro jednoduchou  $2 \times 2$  matici tkáně zřed'ovacích koeficienty: daná řada intenzit  $I_1, I_2, I_3, I_4$ , což jsou hodnoty zřed'ovacích koeficientů  $\mu_1, \mu_2, \mu_3, \mu_4$ ? Pro každou projekci je intenzita signálu zaznamenaného každým detektorem závislá na zřed'ovacích koeficientech a tloušťce každé tkáně jenž leží mezi zdrojem rentgenového záření a jednotlivým detektorem. Pro jednoduchý případ ukázaný vpravo na figury 1.27, dvě projekce jsou získané, každá se sestává ze dvou bodů dat: projekce 1 ( $I_1$  a  $I_2$ ) a projekce 2 ( $I_3$  a  $I_4$ ). Jestliže obraz, který má být zrekonstruovaný je také matrice dva-na-dva, pak intenzita projekcí může být vyjádřena v rámci lineárního součinitele zeslabení, kde  $x$  je rozměr každého pixelu. Výsledkem je hodnota pro každý voxel, která představuje průměrnou úroveň absorpce v objemu reprezentovaném tímto voxel. Tato denzitní jednotka (Hounsfieldovo číslo [HU], CT číslo) vyjadřuje absorpci záření vztaženou k absorpci vody. Je tedy vyjádřena vzorcem

$$denzita = \frac{\mu_{mat} - \mu_{vody}}{\mu_{vody}} \times 1000 \quad [HU] (4.3.5/1)$$

kde  $\mu_{mat}$  je absorpční koeficient tkáně a  $\mu_{vody}$  je koeficient oslabení pro vodu. Vzduch má hodnotu  $-1000$  HU, tj. takřka nulovou absorpci. Kost má hustotu  $+1000$  až  $+3000$  HU, tedy dvojnásobně až trojnásobně větší absorpci než voda. Stupnice má tedy celkem  $4000$  HU. Moderní CT rozliší denzitní rozdíl  $5$  HU. Rentgenový snímek je schopen zachytit asi  $3\%$  rozdíl šedi, zatímco CT i  $0,5\%$  rozdíl. To je také jedna z velkých výhod CT oproti RTG. Zatímco RTG má lepší rozlišovací schopnost geometrickou ( $5x$  až  $16x$  lepší), CT jednoznačně vede v rozlišení kontrastů.

Mohlo by se zdát že tento problém by mohl být vyřešený inverzí matice nebo obdobnými technikami. Tyto přístupy ale nejsou proveditelné. První kvůli přítomnosti šumu v projekcích (vysoké hladiny šumu mohou způsobit přímé zvrácení techniky do nestabilního stavu), a druhý kvůli příliš velkému množství dat získaných při akvizici. Jestliže velikost datové matice je například  $1024 \times 1024$ , pak techniky inverze matice se už stávají pomalými. Rekonstrukce obrazu se v praxi uskutečňuje buď používáním algoritmů zpětné projekce nebo iteračními technikami.

#### **4.3.6 - Preprocessingová korekce dat**

Rekonstrukce obrazu je předcházena řadou korekcí získaných projekcí. První korekce jsou dělány z důvodu existence artefaktů vznikajících při rekonstrukci obrazu, jako například efekt utvrzení RTG paprsku (beam hardening effect). Tento jev se projevuje tím, že se zvyšuje efektivní energie paprsku rentgenového záření tím, že projde skrz pacienta kvůli většímu zředění nižších energií RTG paprsků. Toto znamená, že efektivní lineární zředovací součinitel tkáně se snižuje se vzdáleností od zdroje rentgenového záření. Jestliže k opravě nedojde, efekt utvrzení paprsku má za následek významné artefakty ve

zrekonstruovaný obrazech. Korekční algoritmy typicky předpokládají jednotné součinitele zředění tkáně a odhadují tloušťku tkáně skrz kterou procházely paprsky rentgenového záření, a to pro každou projekci. Tyto algoritmy pracují dobře pro obrazy obsahující hlavně měkké tkáň, ale je-li ve vyšetřovaném objemu přítomna kost, může vykazovat určité nepřesnosti. Dalším artefaktem je artefakt částečného objemu (partial volume artifact), který vzniká na základě toho, že jeden pixel matrice je ve skutečnosti voxel (tj. reprezentuje objem) a v tomto voxelu mohou být zachyceny objekty různé hustoty. Vzniklá hodnota je pak kompromisem mezi oběma zastoupenými hodnotami. Řešením je ztenčení řezů a zvětšení počtu bodů v matici. Zdrojem artefaktů jsou dále nadlimitně husté objekty (protézy, svorky, apod.) a elektrické šумы pocházející z přístrojů (bez vlivu rtg).

Druhý typ korekčních úprav je opravou pro nerovnováhy v citlivostech jednotlivých detektorů a v kanálech detektorů. Jestliže nejsou tyto variace opravené, pak se v zrekonstruovaných obrazech může objevit artefakt prstenu nebo halo efekt. Nerovnováhy v detektorech jsou obvykle zjistitelné při akvizici dat z fantomu, což je objekt s prostorově jednotným zředovací koeficientem před skutečným vyšetřením pacienta. Výsledky z těchto kalibračních skenů mohou pak být využívány pro opravy všech klinických dat.

#### **4.3.7 - Dávka záření u CT přístrojů**

Pohlčená dávka  $D$  se rovná energii záření  $E$  pohlčeného za jednotku hmoty. Hodnota  $D$  je dána v jednotkách Gray (Gy), kde 1 Gy rovná se 1 J/kg. Mnoho publikací ještě upozorňuje na pohlčenou dávku v jednotkách Rady: 1 Gy rovná se 100 radů. Dávka pacienta je často specifikována v rámci vstupní kožní dávky, při typických hodnotách 0.1 mGy pro radiogram hrudníku a 1.5 mGy pro břišní radiogram. Taková měření však nicméně, mají jen malou výpovědní hodnotu o riziku u pacienta.

Nejužitečnější jednotka dávky záření je efektivní dávkový ekvivalent  $H_E$ , který sumuje dávku doručenu každému orgánu, váženou citlivostí  $w$  tohoto orgánu

pokud se týče rakoviny a genetických rizik:

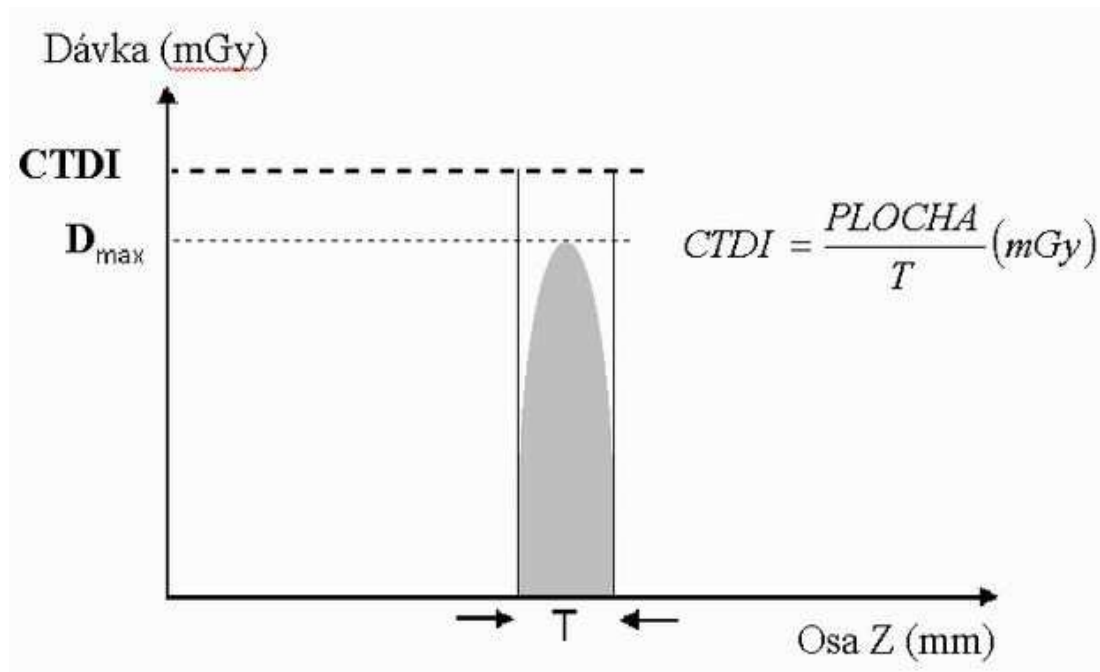
$$H_E = \sum_i w_i H_i \quad [\text{Sv}] (4.3.7/1)$$

kde  $i$  je počet orgánů zvažovaných v radiačním poli a  $H_i$  je dávkový ekvivalent pro každý z  $i$  orgánů. Hodnota  $H$  je dána pohlcenou dávkou  $D$  násobenou činitelem jakosti (QF) záření. QF má hodnotu 1 pro RTG záření (a také pro gama paprsky), 10 pro neutrony, a 20 pro  $\alpha$  částice. Jednotka  $H$  a  $H_E$  je Sievert (Sv). Starší radiační literatura ještě uvádí jednotky dávkového ekvivalentu a efektivního dávkového ekvivalentu v jednotkách Remech: 1 Sv rovná se 100 Remů. Typické hodnoty  $w$  pro kalkulaci  $H_E$  jsou: gonáda, 0.2; plíce, 0.12; hrud', 0.1; žaludek, 0.12; kůže, 0.01; a štítná žláza, 0.05. V CT se dávka záření k pacientovi vypočítává mírně rozdílným způsobem, protože profil RTG paprsku přes každý řez není jednotný a přiléhající řezy přijímají nějakou dávku ze sousedních řezů. Například ve Spojených státech je Úřadem pro kontrolu potravin a léků (FDA) definován ukazatel dávky pro výpočetní tomografii (CTDI) pro vyšetření na CT přístroji takto:

$$CTDI = \frac{1}{T} \int_{-T}^{+T} D_z dz \quad [\text{mGy}] (4.3.7/2)$$

kde  $D_z$  je pohlcená dávka v pozici  $z$  a  $T$  je tloušťka řezu. Hodnota CTDI je tedy odvozena od dávek na jednotlivých řezech.

Graf 4.3.7.1 – Grafické znázornění CTDI



Existuje několik odlišných metrických systémů pro vyjádření dávek specifických právě k CT, nejčastěji používaným je však ukazatel dávky pro výpočetní tomografii (CTDI). Tento metrický systém byl vyvinut pro aplikace v jednovrstvém axiálním CT vyšetřování. CTDI počítá průměrnou dávku k jednotlivému řezu v řadě sousedících skenů. To ale neplatí pro mezery nebo přesahy skenů, které se mohou vyskytovat ve spirálním MDCT vyšetření. Jiná metrika, CTDI<sub>VOL</sub>, je popisem zachycené průměrné dávky dodané do snímaného objemu, a vypočítá se jako  $CTDI_{VOL} = CTDI_{W/pitch}$ . V tomto případě je CTDI<sub>W</sub> průměrnou CTDI ve vyšetřovacím protokolu, neboli různě vážený průměr centrálních a povrchových dávek pro daný akvizitní protokol.

Speciální pozornost s ohledem na dávku v CT by měla být věnována především pediatrickým aplikacím. U dětí obzvláště platí, že jim takové vyšetření může přivodit zvýšené riziko kvůli větší citlivosti k záření a nepoměrně větší délce života, po kterou by se

radiogenní zranění mohlo projevit. Dále i kvůli celkově menší velikosti orgánů, kdy je relativně větší množství energie sděleno na jednotku masy (to je, větší dávka) pro dané vyšetření. V podstatě stejná úvaha platí i pro mladé dospělé.

Limit pro každoroční dávku záření udanou federálním zákonem ve Spojených státech je 0.05 Sv (5000 mrem). Přestože tento limit neplatí v medicíně, může posloužit jako názorný příklad. Tento limit odpovídá množství přes 1000 planárních RTG vyšetření hrudníku, ale jen 15 CT vyšetření hlavy, nebo 5 CT vyšetření celého těla.

## **5 - Metody**

V klinické praxi je velmi důležité zhodnotit dávky pacientů v různých druzích CT vyšetřování a identifikovat způsoby, jak redukovat pacientovy dávky bez značného zhoršení v obrazové kvalitě. Existují různé metody, jak popisovat a měřit parametry ozáření, souvisejícího s CT diagnostikou. Evropskou komisí byly publikovány evropské směrnice, tedy „European Guidelines for Quality in Computed Tomography“ - EUR 16262. Jde o směrnice pro kritéria jakosti v CT. V tomto dokumentu se hovoří především o dvou veličinách. Váženém CTDI ( $CTDI_w$ ) a Dose - Length Product (DLP), které je rovněž možné nazvat jako Reference Dose Levels (RDLS). Podstatné je ale zmínit i ostatní související veličiny a jejich paralely.

### **5.1 - Základní koncepty v dávce záření**

Je důležité rozlišovat mezi termínem „expozice“, který souvisí s množstvím ionizačního dění ve vzduchu a které je vyprodukováno interakcí fotonů s jejich okolím, od termínu „dávka záření“ ("absorbovaná radiační dávka"), která popisuje intenzitu radiační energie deponované v pacientově tělu následkem expozice. Bohužel, termíny „expozice“ a „dávka“ jsou někdy užívány zaměnitelně. Ozáření (expozice) je obvykle měřená veličina, zatímco pohlcená dávka je vypočítaná nejčastěji z expozice a z odhadů spotřeby energie na jednotku masy těla (tedy, kilogramy tělesné hmotnosti). Skutečnost, že dávka záření může



být vyjádřena v mnoha různých cestách velmi ztěžuje možnost, aby bylo proveditelné srovnání dávek, které byly publikovány pro specifické CT aplikace v odborné literatuře.

Základní parametr dávky záření v CT je index dávky pro výpočetní tomografii - Computed Tomography Dose Index (CTDI). Objemový CTDI ( $CTDI_{vol}$ ), odvozený z CTDI, může být použit pro vyjádření průměrné dávky doručené vyšetřovanému objemu v rámci specifického vyšetření. Další důležitý parametr je účinná dávka (E), která je užitečná v ohodnocování a porovnávání potenciálního biologického rizika daného vyšetření. CTDI je měřený, zatímco E a další parametry dávky záření, které budou uvedeny níže, jsou z CTDI vypočítané.

Pro MSCT systémy nebyly až donedávna pevně stanoveny pravidla pro měření a výpočet odvozených parametrů dávky záření a tento stav byl vystaveny polemice v mnoha odborných publikacích. To, současně s existujícími rozdíly mezi nastavovanými hodnotami snímacího zařízení, je další důvod proč se v literatuře mohou měnit výsledky MSCT dozimetrie faktorem 4 nebo více.

*Tabulka 5.1*

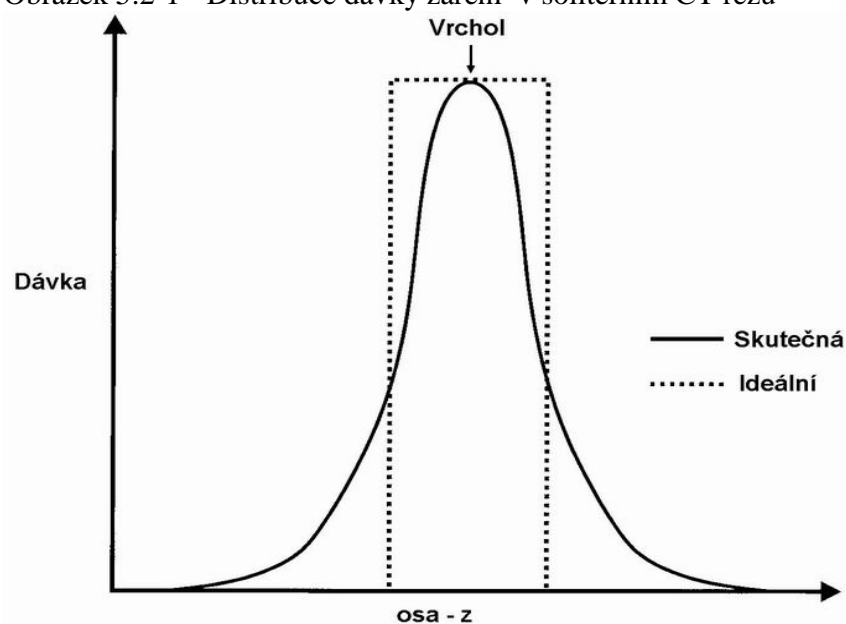
Proměnná	Parametr	Biologický ekvivalent	SI jednotka	Dříve používaná jednotka
Radiační expozice	CTDI <sub>100</sub>	Počet iontů vyprodukovaných fotony ve vzduchu	C/kg	Rentgen (R)
Absorbovaná dávka	CTDI, $CTDI_w$ , $CTDI_{vol}$ , MSAD	Radiační energie absorbovaná tělem pacienta	Gray (Gy)	Rad
Kumulativní dávka	DLP	Celková radiační energie absorbovaná tělem pacienta	mGy x cm	mRad x cm
Efektivní dávka	E	Biologický efekt obdržené radiační dávky	Sievert (Sv)	Rem

Tyto definiční problémy byly vyřešeny v dohodě o shodě parametrů CT dozimetrie Mezinárodní Elektrotechnickou Komisí. Různé parametry s jejich měrnými jednotkami jsou shrnuté v Tabulce 5.1.

## 5.2 - CTDI

Základní veličinou je Computed Tomography Dose Index, CTDI. Ten je definovaný jako integrál pod křivkou dávkového profilu CT vrstvy (pro jeden oběh rentgenky) podél přímky kolmé k tomografické rovině (osa Z) rozdělené nominální tloušťkou vrstvy  $d$  z jednoho snímání, které může vyprodukovat 1 tomografický obraz (obrázek číslo 5.2-1).

Obrázek 5.2-1 - Distribuce dávky záření v solitérním CT řezu



*V ideálním případě by se měla dávka záření na okraji řezu prudce snížit. Ve skutečnosti ale profil dávky záření přesahuje v oblasti paty křivky na obě strany šíři řezu. Tento přesah je způsoben jak divergencí rentgenového paprsku, tak vnitřním rozptylem ve tkáních těla. Příspěvky z jiných vrstev proto zvyšují při skenování celého těla lokální dávku. Maximum profilu dávky záření reprezentuje "vrchol dávky."*

Samotná rovnice pro výpočet dávkového indexu pro výpočetní tomografii je pak nejčastěji udávána v tomto obecném tvaru:

$$CTDI = \frac{1}{d} \int_{-a}^{+a} D_z \cdot dz \quad [\text{mGy}] \quad (5.2/1)$$

$D(z)$  = Kerma ve vzduchu podél linie paralelní s osou otáčení CT portálu

$d$  = nominální tloušťka vrstvy

CTDI je ovšem možné definovat i takto:

$$CTDI = \frac{1}{N \cdot SC} \int_{-a}^{+a} D_z \cdot dz \quad [\text{mGy}] \quad (5.2/2)$$

$N$  = počet řad detektorů

$SC$  = šíře kolimace vrstvy

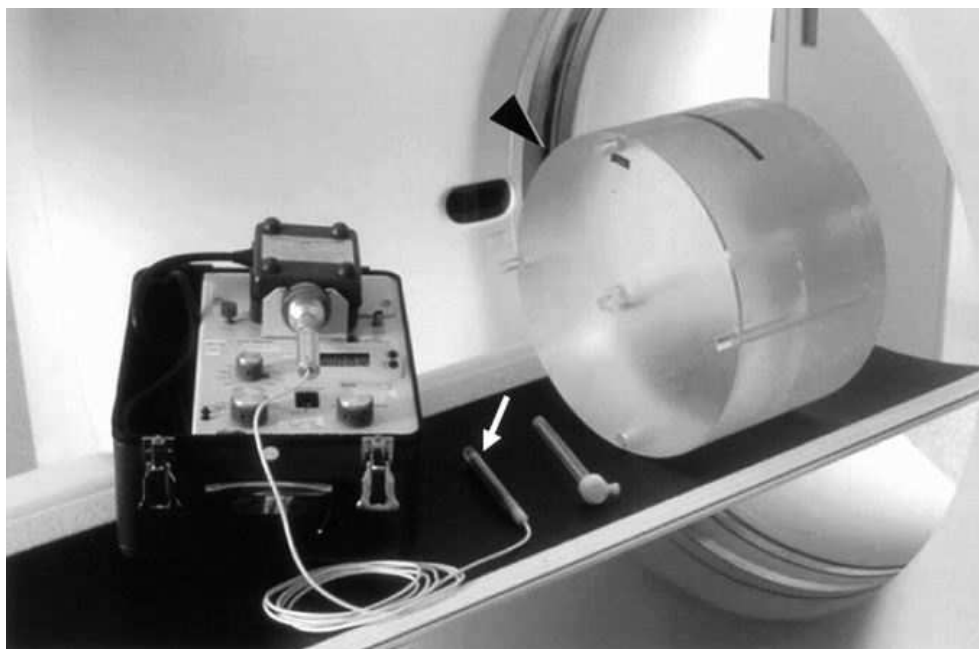
CTDI je obvykle měřený s pomocí termo-luminiscenčních dozimetrů, ale jsou dostupné i další techniky měření. Toto měření je velmi náročné na lidskou práci a proto je jen zřídka prováděno. Změřené výsledky představují pohlcenou dávku, a SI jednotka měření je Gray (Gy). Dříve používaná jednotka je Rad.

### 5.2.1 - $CTDI_{100}$

Tato veličina, odvozená z CTDI, je definována jako integrál dávkového profilu podél přímky kolmé k tomografické rovině (osa  $z$ ) v mezích od  $-50$  mm do  $+50$  mm, dělený součinem počtu tomografických řezů  $N$  vytvořených při jedné otáčce zdroje záření o  $360^\circ$  a tloušťky tomografického řezu v jedné otáčce zdroje záření.  $CTDI_{100}$  je měřený parametr ozáření. Toto měření je mnohem vhodnější než CTDI a je také lékařskými fyziky

v rámci klinických testů nastavení CT zařízení prováděno mnohem častěji. Je to hodnota, získaná s pomocí ionizační komory (obrázek číslo 5.2.1-1) jenž integruje ozáření jednotlivého axiálního snímání v délce 100 mm. Ionizační dění vyskytující se v komoře produkuje proud, který je úměrný množství ionizačních událostí. Ionizační komora bývá zpravidla umístěna v komerčně dostupném, kulatém polymethylmethakrylátovém (Plexisklo) fantomu o délce 16 - nebo 32- cm v průměru (obrázek číslo 5.2.1-1). SI měrná jednotka je Coulomb/kg (C/kg).

*Obrázek 5.2.1-1: vybavení pro měření dávek v CT*



*Bílá šipka ukazuje na ionizační komoru, černá na plexisklový (PMMA) fantom.*

V zahraniční odborné literatuře jsou užívány různé integrační hranice, veličiny dávky a materiály fantomů. Zde je pro ilustraci uveden integrační limit  $\pm 50$  mm, veličinou dávky je kerma ve vzduchu a fantom PMMA o průměrech 160 mm a 320 mm pro simulaci hlavy a trupu.

$$CTDI_{100} = \frac{1}{d} \int_{-50mm}^{+50mm} D_z \cdot dz \quad [\text{mGy}] \quad (5.2.1/1)$$

Dříve používaná jednotka je 1 Rentgen (R).  $CTDI_{100}$  je měřen ve středu plexisklového fantomu, stejně jako v periferních oblastech (v pozici 12, 3, 6, a 9 hodin) To proto, aby se simulace co nejvíce přiblížila skutečné prostorové distribuci ozáření.

### 5.2.2 - $CTDI_w$

$CTDI_w$  je vážený průměr z měření  $CTDI_{100}$  v středu a periferních lokalitách fantomu. Tento parametr reflektuje průměrnou pohlcenou dávku nad rozměry x a y (figura 1) plexisklového fantomu, jako aproximace průměrné dávky záření v příčném řezu pacientovým tělem.  $CTDI_w$  se vypočítá podle rovnice 1:

$$CTDI_w = \left[ \frac{2}{3} CTDI_{100P} + \frac{1}{3} CTDI_{100C} \times f \right] \quad [\text{mGy}] \quad (5.2.2/1)$$

$CTDI_{100C}$  =  $CTDI_{100}$  -hodnota změřená v centru standardního fantomu

$CTDI_{100P}$  =  $CTDI_{100}$  -hodnota změřená v periférii standardního fantomu, 10 mm pod povrchem.

Proměnná  $f$  vyjadřuje rozdíl mezi pohlcením záření ve vzduchu a pohlcením v dalších prostředích. To je užíváno pro konverzi radiační expozice vyjádřené v C/kg, do pohlcené dávky vyjádřené v Gy ( SI jednotka pro  $CTDI_w$ ). Pro kalkulaci  $CTDI_w$  je nejčastěji používaná hodnota pro  $f$   $33.7 \text{ Gy} \times \text{C}^{-1} \times \text{kg}^{-1}$  (v konvenčních jednotkách je to 0.87 Radu/R).

### 5.2.3 - $nCTDI_w$

Evropská komise (EC) navrhla použití normalizovaného indexu dávky,  $nCTDI_w$ , který bere na zřetel nerovnoměrnosti hodnot CTDI měřených v centru nebo periférii měřených fantomů:

$$nCTDI_w = \frac{1}{C} \left( \frac{1}{3} CTDI_{100C} + \frac{2}{3} CTDI_{100P} \right) \quad [\text{mGy} \cdot \text{mAs}^{-1}] \quad (5.2.3/1)$$

C je radiografická expozice (mAs).

Vážený index CT dávky ( $CTDI_w$ ), který je první z dvou výše jmenovaných veličin, plisujících dávku, navrhovaných EC pro jednu vrstvu v sériovém snímání nebo pro oběh v spirálním skenování, je pak definován jako:

$$CTDI_w =_n CTDI_w \cdot C \quad [\text{mGy}] \quad (5.2.3/2)$$

Typické hodnoty  $nCTDI_w$  pro široký okruh modelů snímacích zařízení jsou dostupné jak ve veřejných databázích na internetu ( například v části ImPACT CT Dozimetrického kalkulátoru – verze 0.99u, 2003 ), tak v odborných publikacích (Bongartz et al.; Nagel et al., 4<sup>th</sup> edition).

### 5.3 - MSAD

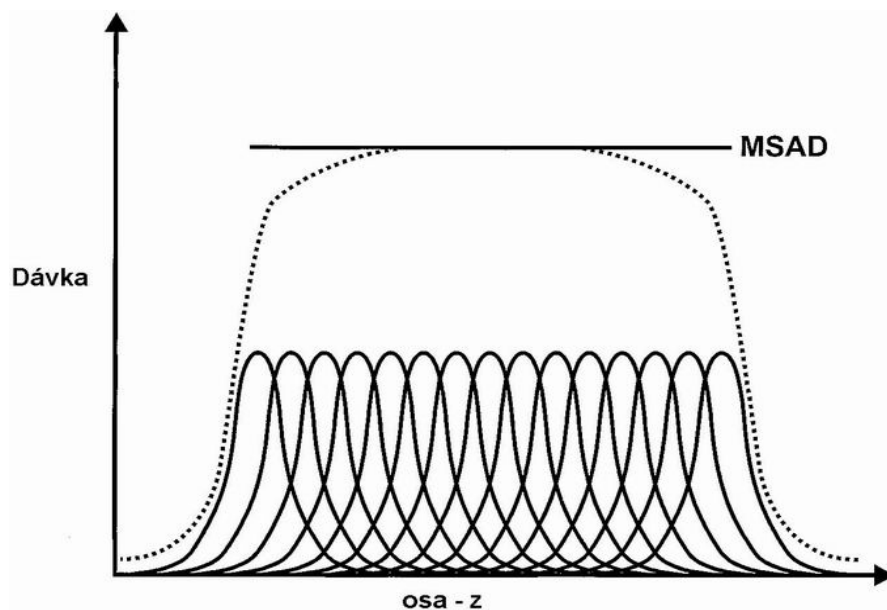
Multiple slice average dose (MSAD) je průměrná dávka sdělená v oblasti více navazujících skenů (obrázek 5.3-1). MSAD přesně popisuje průměrnou dávku pacienta pouze v případě, jestliže vyšetřovací protokol užívá větší množství paralelních řezů.

Tak jako u CTDI, tak i MSAD vyžaduje termo-luminiscenční dozimetrie pro měření a měření samotné je prováděno jen zřídka. MSAD je typicky vyšší než vrchol profilu dávky

záření jednotlivého skenu (obrázek 5.2-1) a to o faktor 2 až 3. SI jednotka měření pro MSAD je Gy.

Číselná hodnota MSAD je přímo úměrná prostorovému oddělení následných řezů. Toto prostorové odloučení je závislé na posunu pacienta se stolem během spirálního CT vyšetření. Posun stolu je kvantifikovaný jako nekonečně malá proměnlivá, která se označuje jako "PITCH." Od doby nástupu MSCT bylo užíváno několik definic pitch faktoru z důvodu nejednotnosti ohledně jeho přesného matematického vyjádření. Šlo o to, zda by měl být posun stolu vyjádřený tak, aby v jeho definici figurovala šíře jednotlivého skenu, nebo zda by měl naopak souviset s kombinovanou šíří všech současně získaných řezů. Toto je jeden z důvodů, proč se vyskytl tak vysoký stupeň rozdílnosti mezi hodnotami dávek záření, uváděných v literatuře.

**Obrázek 5.3-1 - Typický vzhled distribuce dávky záření mnohočetných paralelních řezů.**



*Hodnota MSAD závisí na vztahu šíře řezů a posunu stolu s pacientem mezi sousedícími řezy, může se vyskytovat vzrůst dávky kvůli překrývání řezů. Hodnota průměrné*

*dávky mnohočetných řezů (MSAD) je dána rozsahem překrytí řezů a platí jen v případě, že vyšetřovací protokol zahrnuje větší množství řezů.*

Tato polemika byla definitivně vyřešena v rámci mezinárodní dohody o shodě v CT dozimetrických parametrech. Hodnota pitch je nejčastěji definována jako vzdálenost posunu stolu s pacientem ve směru osy Z (mm) za 1 oběh portálu, rozdělená celkovou šíří nominálního skenu. Pro multi-slice CT (MSCT) systémy zahrnuje suma nominální šíře skenů všechny současně snímané řezy a odpovídá vzdálenosti (mm) na ose Z, pokryté všemi řadami detektorů, které jsou aktivní během snímání. Jestliže je posun stolu s pacientem během jednoho oběhu portálu menší než celková nominální šíře skenu (tedy, pitch <1), nastane překrytí řezů. Překrytí řezů je tím vyšší, čím je nižší hodnota pitch faktoru.

MSAD pro vyšetření na konvenčních přístrojích může být vypočítána z CTDI za použití rovnice 5.3/1:

$$MSAD = \frac{N \times T}{I} \times CTDI \quad [\text{mGy}] \quad (5.3/1)$$

kde N je počet řezů, T je nominální šíře řezu (mm), a I je vzdálenost mezi skeny (mm). Pro MSCT systémy je N x T celková nominální šíře skenu a I odpovídá posunu stolu s pacientem během 1 oběhu portálu. MSAD pro spirální vyšetření může být vyjádřena jako:

$$MSAD = \frac{1}{pitch} \times CTDI \quad [\text{mGy}] \quad (5.3/2)$$

Z této rovnice vyplývá, že pokud se hodnota pitch rovná 1, MSAD se rovná CTDI. Proto je správná a shodná definice pitch velmi důležitá k zabezpečení porovnatelnosti kalkulací



MSAD mezi různými CT zobrazovacími systémy a protokoly. Hodnota MSAD se při snížení hodnoty pitch zvyšuje.

Nejmodernější MSCT snímací zařízení ukazují hodnoty DLP na konzoli operátora. V případě vyšetření umožňujících oddělené skenovací sekvence ve kterých by mohly být aplikované různé parametry vyšetřovací techniky (jako tloušťka řezu nebo radiografická expozice), úhrn DLP by měl být udáván pro celou proceduru jako suma příspěvků z každé řadové nebo spirální sekvence vyšetření.

#### 5.4 - $CTDI_{VOL}$

Rovnice 5.2/1 a 5.2.2/1 jsou platné pouze pro axiální skeny. Pokud se jedná o nesouvislé axiální skeny nebo spirální skeny s pitch faktorem  $P$  větším než 1, je nutné  $CTDI_w$  korigovat faktorem pitch  $P = TF/N.SC$  a nazývá se  $CTDI_{vol}$  (pitch faktor  $P$  je definován jako poměr mezi pohybem stolu s pacientem mezi dvěma následnými otáčkami rentgenky a nominální tloušťky řezu). Objemový CT dávkový index ( $CTDI_{VOL}$ ) je nový parametr dávky záření, odsouhlasený mezinárodní elektrotechnickou komisí. Je to hodnota, principiálně založená na tomtéž konceptu jako MSAD, ale na rozdíl od MSAD je odvozená z  $CTDI_w$ . To je poměrně výhodné, protože hodnota  $CTDI_w$  je vypočítaná z dat která jsou snadno změřitelná ( $CTDI_{100}$ ).

$CTDI_{VOL}$  pro jednovrstvé (singleslice) skenery je definovaný jako:

$$CTDI_{vol} = \frac{N \times T}{l} \times CTDI_w \quad [\text{mGy}] \quad (5.4/1)$$

kde  $N$  je počet řezů,  $T$  je nominální šířka řezu (mm), a  $l$  je vzdálenost mezi skeny (mm). Definice jenž je zde uvedena, platí pro obojí, konvenční axiální a i pro spirální techniku.

Podobně jako lze konvertovat MSAD pro konvenční snímače (5.3/1) do MSAD pro spirální snímače (5.3/2), lze vyjádřit i  $CTDI_{VOL}$  pro MSCT:

$$CTDI_{vol} = \frac{1}{pitch} \times CTDI_w \quad [\text{mGy}] \quad (5.4/2)$$

$CTDI_{VOL}$  je v současné době nejvíce preferované vyjádření dávky záření v CT dozimetrii. Stejně jako při kalkulaci MSAD, je i pro přesné a porovnatelné stanovení  $CTDI_{VOL}$  velmi důležitá správná a shodná definice pitch faktoru. Nejmodernější CT snímače mohou zobrazit hodnotu  $CTDI_{VOL}$  na konzoli operátora. To umožňuje lékaři provádějícímu vyšetření, porovnat dávky záření které pacienti přijmou z různých zobrazovacích protokolů. Podobně jako  $CTDI_w$  se i  $CTDI_{VOL}$  vyjadřuje v SI jednotkách Gy.

Nicméně obě hodnoty,  $CTDI_{VOL}$  a MSAD, mají podstatnou nevýhodu. Aktuální lokální dávka se totiž od celotělového  $CTDI_{vol}$  liší díky rozdílným atenuačním vlastnostem jednotlivých částí těla. U objemných pacientů je větší absorpce v periférii těla a centrálně je menší lokální dávka než u pacientů slabších. Mimo to, jejich číselná hodnota je závislá pouze na prostorové distribuci dávky u jednotlivých skenů, ale není už ovlivněna celkovým počtem následných skenů v CT vyšetření (to znamená, celkový rozsah prohledávání).

### ***5.5 - Dose length product***

Dose length product (DLP) je ukazatel integrované dávky záření z celého CT vyšetření. DLP je násobkem dávky a délky (to znamená, že představuje celkový rozsah prohledávání). Definice DLP je:

$$DLP = CTDI_{vol} \times \text{délka skenu} \quad [\text{mGy.cm}] \quad (5.5/1)$$

Podrobněji potom:

Pro axiální snímání:

$$DLP = \sum_i nCTDI_w \cdot T \cdot N \cdot C \quad [\text{mGy}\cdot\text{cm}] \quad (5.5/2)$$

Pro spirální snímání:

$$DLP = \sum_i nCTDI_w \cdot T \cdot A \cdot t \quad [\text{mGy}\cdot\text{cm}] \quad (5.5/3)$$

kde I představuje každou sériovou nebo spirální snímací sekvenci, tvořící část vyšetření. T je tloušťka řezu (cm); N počet řezů; C radiografická expozice; A proud na rentgence(mA) a t je celkový čas akvizice.

Proto se při zvýšení v úhrnu rozsahu prohledávání nebo s proměnnými, které působí na  $CTDI_w$  (tedy, napětí na rentgence nebo proud na rentgence) nebo na  $CTDI_{VOL}$  (pitch) DLP zvyšuje. Protože rozsah prohledávání s vyjadřuje v centimetrech, SI jednotka pro DLP je milligray (mGy) x cm. Zobrazení DLP hodnoty na konzoli operátora CT snímacího zařízení je ze zákona požadováno v mnoha zemích Evropy. Navíc v direktivě Evropské Unie 97/43/EURATOM je po výrobcích CT zařízení požadováno, aby jejich nově vyráběné přístroje zobrazovaly údaje o pacientově dávce záření.

Ačkoli DLP reflektuje dávku záření pro specifická CT vyšetření nejpřesněji, jeho číselná hodnota je ovlivňována rozdílnostmi v pacientově anatomii (tedy, hodnota DLP je vyšší pro vyšší pacienty pouze kvůli jejich větší výšce). Proto je  $CTDI_{VOL}$  užitečnější jak při projektování CT zobrazovacích protokolů, tak při porovnávání dávky záření mezi různými protokoly.

## 5.6 - Efektivní dávka

K tomu, aby bylo možné odhadnout riziko záření přidružené k CT vyšetřování, je nezbytné odhadovat efektivní dávku (ED) která je součtem produktů dávek ozáření a odpovídajících jakostních faktorů. Efektivní dávka reflektuje nejednotné pohlcení záření z částečné expozice těla zářením, příbuzné k dávce záření celotělové, a dovoluje srovnání rizika mezi rozdílnými protokoly CT vyšetření. SI jednotka této veličiny je sievert (Sv) nebo millisievert (mSv). Dříve používaná jednotka je Rem. Účinná dávka se vypočítá z informací o dávce dodané k jednotlivým orgánům a z relativního rizika ze záření, specifického pro každý orgán. Pro určení specifické dávky ozáření je užívána technika nazvaná "Monte Carlo simulace", simulující pohlcení a rozptylování fotonů paprsků X v různých tkáních, za použití matematického modelu lidského těla. Nicméně pro určení efektivní dávky existuje několik skupin dat a metody kalkulace. Proto se výsledky výpočtů účinné dávky mohou měnit v závislosti na druhu metody který je užívána, ale celkově jsou obecně v dobré shodě.

Další cesta jak změřit ED je použití antropomorfního tělového fantomu, v němž je dávka měřená v místě zájmu daného orgánu nebo tkáně, obvykle za použití termoluminiscenčních dozimetrů (TLD). Z těchto měření může být pak ED vypočítána. Jako praktickou alternativu k odhadnutí rizika daného vyšetřovacího CT protokolu udává EC<sup>(13)</sup> regionspecifickou normalizovanou ED ( $E_{DLP}$ ).

Efektivní dávka je odvozená z hodnot DLP přes následující rovnici:

$$E = E_{DLP} \times DLP \quad [\text{mSv}] \quad (5.6/1)$$

kde E je účinná dávka a  $E_{DLP}$  představuje konverzní faktor (rozměr,  $\text{mSv} \cdot \text{mGy}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1}$ ) jehož číselná hodnota se mění v závislosti na oblasti těla, která je vyšetřována. Všeobecné

úrovně pro různé regiony pacientova těla (mozek, krk, hrud', břicho a pánev) jsou dané v tabulce 5.6-1.

*Tabulka 5.6-1: Konverzní koeficienty pro výpočet efektivní dávky prostřednictvím DLP \**

Anatomická oblast	CTDI <sub>w</sub> [mGy <sub>air</sub> ]	DLP [mGy.cm]	Koeficient konverze $E_{DLP}$ [mSv.(mGy×cm) <sup>-1</sup> ]
Hlava	60	1024	0,0023
Krk	60	1024	0,0054
Hrudník	30	650	0,017
Břicho	35	780	0,015
Pánev	35	570	0,019

*\* Evropská komise, Evropská směrnice pro kritérium kvality pro C T. (1999) EUR 16262*

Je však nutné podotknout, že tyto hodnoty dávek jsou založené na výsledku staršího průzkumu dat z pozdních 80. let. Technické zlepšení v technologii CT, zvláště použití spirálních technik, nabídly nové možnosti jak v samotné diagnostice, tak ve zmenšování dávky. Časový součinitel rentgenky pro spirální CT nemůže být obvykle stanovený tak vysoko, jako pro konvenční CT a to kvůli maximální tepelné kapacitě rentgenky. Proto by měla být dávka záření efektivně nižší pro spirální než pro konvenční CT. Výsledky starších průzkumů, které byly založené na výzkumu dávek pro konvenční CT, nemusí být představitelem současné situace.

Typické hodnoty efektivní dávky pro často vykonávaná radiologická vyšetření jsou uvedené v tabulce 5.6-2.

Tabulka 5.6-2\*

Vyšetření	Efektivní dávka [mSv]
CT vyšetření hlavy	1 - 2
CT vyšetření hrudníku	5 - 7
CT vyšetření břicha a pánve	8 - 11
Angiografické vyšetření	3 - 10
Předozaďní a boční radiogram hrudníku	0.04 – 0.06
Průměrná roční dávka z přírodního pozadí v ČR	3**

\*(15)

\*\* (Patnáct let od havárie v Černobylu, SÚJB, 2001)

## 6 - Výsledky

Zde bude názorně předvedeno, jak se mají správně provádět výpočty efektivní dávky z experimentálně získaných dat. Pro jednoduchost bylo vybráno CT vyšetření mozku ( $E_{DLP} = 0,0023$ ), pomocí spirálního CT. Hodnoty  $CTDI_w$  byly získány na radiologickém oddělení nemocnice Pardubice. Výpočet je vždy předveden pouze pro první měření, ostatní byly provedeny analogicky.

$CTDI_w$ (mGy)	<i>délka skenu</i> (cm)	pitch	šíře vrstvy (cm)
29,4	14	1.0	0,5
41,59	14	1.0	0,5
41,09	17	1.0	0,5
41,09	16	1.0	0,5
19,4	14	1.0	0,5
53,28	16	1.0	0,5
64,11	16	1.0	0,5
65,33	14	1.0	0,5
80,46	16	1.0	0,5
122,1	14	1.0	0,5

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

$$CTDI_{vol} = \frac{1}{1} \times 29,4$$

$$CTDI_{vol} = 29,4$$

Po přepočtu ostatních měření pomocí rovnice číslo 5.4/2 získáme tyto hodnoty:

CTDI <sub>w</sub>	29,4	41,59	41,09	41,09	19,4	53,28	64,11	65,33	80,46	122,1
CTDI <sub>vol</sub>	29,4	41,59	41,09	41,09	19,4	53,28	64,11	65,33	80,46	122,1

$$DLP = CTDI_{vol} \times \text{délka skenu}$$

$$DLP = 29,4 \times 14$$

$$DLP = 411,6$$

Po přepočtu ostatních měření pomocí rovnice číslo 5.5/1 získáme tyto hodnoty:

CTDI <sub>vol</sub>	29,4	41,59	41,09	41,09	19,4	53,28	64,11	65,33	80,46	122,1
DLP	411,6	582,26	698,53	657,44	271,6	852,48	1025,76	914,62	1287,36	1709,4

$$E = E_{DLP} \times DLP \quad (E_{DLP} = 0,0023)$$

$$E = 0,0023 \times 411,6$$

$$E = 0,94668$$

Po přepočtu ostatních měření pomocí rovnice číslo 5.6/1 získáme tyto hodnoty:

DLP	411,6	582,26	698,53	657,44	271,6	852,48	1025,76	914,62	1287,36	1709,4
E	0,9466	1,33919	1,60661	1,51211	0,6246	1,96070	2,35924	2,10362	2,96092	3,9316

Průměrná efektivní dávka z těchto měření je 1,935 mSv. Tato hodnota přibližně odpovídá průměrným hodnotám z tabulky 5.6-2.



## 7 – Diskuse

Základním stavebním kamenem této práce se mělo stát získání takových dat, která by byla porovnatelná s výsledky jiných šetření, publikovaných v odborné literatuře. Prvotní záměr, požádat několik diagnostických oddělení z různých nemocnic v republice o data archivovaná o vyšetřeních u nich prováděných, se ukázal jako velmi obtížně realizovatelný, a to hned z několika důvodů. Hlavním problémem je především velká různorodost samotných CT přístrojů. Tato různorodost je nejmarkantněji patrná především v softwarovém vybavení ovládacích konzolí a tím pádem v rozdílném datovém výstupu. Každý přístroj u jednotlivých řezů zaznamenává parametry rentgenky, tedy její napětí a kilovoly, ne každý ale dopočítává dávku, kterou pacient při daném vyšetření obdržel. Tyto hodnoty poskytují až nové přístroje s nejnovějším softwarem. Z tohoto důvodu proto není možné získat data o dávkách ze všech oddělení výpočetní tomografie. Pokud už přístroj nějakou dávku pro vyšetření udává, nemusí zde být shoda. U různých operačních systémů je zpracování dat a z nich plynoucí výpočet dávky rozdílné a tak může být výstupem například CTDI, CTDI<sub>w</sub>, CTDI<sub>vol</sub> nebo odhad dávky pro topogram, nebo prostě jen „dávka“ udaná v mGy, jejíž původ není dostatečně popsán ani v přiložené dokumentaci CT přístroje.

Dalším problémem je množství archivovaných dat, popisujících vyšetření. Pokud přístroj zobrazuje údaje o dávce, ať už v jakémkoliv tvaru, bývají tyto hodnoty archivovány, ať už digitálně, nebo analogově. Dalšími archivovanými veličinami pak ještě bývají nastavené parametry rentgenky jako kVp a mAs. V některých případech ještě počet řezů daného vyšetření. Tato data jsou ale pro výpočet dávky hrubě nedostačující. Jak je patrné ze vztahů v kapitole 5 a z ukázky výpočtů v kapitole 6, je pro správnou kalkulaci dávky zapotřebí znát minimálně ještě počet řezů, jednotlivé šíře řezů a vzdálenost mezi řezy.

Jediná možnost, jak tato data získat, je cíleně naplánovat sběr dat a teprve s ohledem na charakter a množství koncipovat charakter práce. Zpětně se obracet na radiodiagnostická oddělení je zbytečné. Natolik podrobné údaje o vyšetření se totiž

archivovat nemusí a proto se ani nearchivují. Není se čemu divit. Větší množství dat vyžaduje archivační média o vyšší kapacitě, což stojí peníze. Mimoto rozsáhlejší archivace zabere víc času a toho také není na mnoha radiodiagnostických odděleních nazbyt.

Tyto skutečnosti byly zjištěny až v průběhu zpracovávání této práce a proto se nepodařilo zajistit potřebná data. Dále lze předpokládat, že i kdyby bylo s touto skutečností počítáno již na začátku šetření, nepodařilo by se zpracovateli jako jediné osobě obstarat natolik obsáhlý statistický soubor, aby z něho mohly být vyvozeny relevantní závěry. Proto v tomto bodě nezbyvá než zkonstatovat, že původní záměr této práce se nepodařilo splnit.

Aby tato práce měla alespoň nějaký přínos pro danou problematiku, dovolím si zde navrhnout postup, jakými cestami by mohl probíhat sběr potřebných dat pro obdobné studie a jak se na jejich podkladě dobrat hodnot efektivních dávek, vypovídajících o možném biologické efektu obdržené dávky.

### ***7.1 - Získání a zpracování dat***

Na počátku šetření je nutné získat informace o dávce, příslušející k danému CT vyšetření. To znamená zjistit některou z variant CTDI.

Hodnoty nejčastěji používané veličiny,  $CTDI_w$ , mohou být vypočítány přímo z rovnice (5.2.2/1) s použitím výsledků měření  $CTDI_{100}$ ,  $p$  a  $c$ , pro hlavový nebo tělový CT dozimetrický fantom. Ty lze změřit během rutinních zkoušek parametrů CT zařízení. Taková měření mohou být uskutečněna s pomocí termo-luminiscenčních dozimetrů (TLD). Také je možné použít více vhodné, správně kalibrované, 100 mm dlouhé ionizační komůrky ve tvaru tužky.

Vzhledem k důležitosti velikosti dávky záření spjaté s vyšetřením bylo doporučeno Mezinárodní Elektrotechnickou komisí (IEC), aby hodnoty  $CTDI_w$  byly zobrazovány na operátorově konzoli CT snímacího zařízení. Z tohoto důvodu by nemělo být obtížné tyto hodnoty u vyšetření na moderních CT přístrojích zjistit. Hodnoty  $CTDI_w$  reflektují radiační podmínky vybrané operace, třebaže by měla být zahrnuta vhodná korekce pro případ,

jestliže se nominální tloušťka řezu nerovná posunu stolu s pacientem během jednoho oběhu rentgenky.

Další možnou veličinou, se kterou lze provádět potřebné výpočty, je  $nCTDI_w$ . Typické hodnoty  $nCTDI_w$  pro široký okruh modelů snímacích zařízení byly shrnuty do referenční databáze pro CT dozimetrii, jež byla publikována na Internetu. Některá standardní data týkající se dávek, podstatných pro výběr snímacích zařízení, jsou uvedena pro ilustrační účely v příloze 1.

Hodnoty  $CTDI_w$  mohou také být získány tak, že se použijí data typických dávek, která obvykle poskytují výrobci v rámci plnění požadavků Úřadu pro kontrolu potravin a léků (FDA) v USA. Podle tohoto úřadu jsou výrobci CT skenerů zavázáni oznámit hodnoty  $CTDI$  měření v standardním hlavovém a tělovém dozimetrickém fantomu pro CT za použití zvláštního protokolu. Takové hodnoty ( $CTDI_{FDA}$ ) jsou odlišné v tom, že měření dávky je ustanoveno pro oblast 14 navazujících skenů (namísto délky 100 mm) a jsou vyjádřené v rámci pohlcené dávky v PMMA (namísto vzduchu). Podobná měření byla doporučena Mezinárodní Elektrotechnickou komisí (IEC) jako součást neměnných zkoušek v CT. Hodnoty  $CTDI_{FDA}$  změřené ve fantomech jsou jen mírně nižší než  $CTDI_{100}$  pro největší nastavení tloušťky řezu, ale mnohdy se významněji liší u protokolů s menší tloušťkou řezů. Tabulka 7-1 udává hodnoty, které umožňují odhad  $CTDI_w$  z takovýchto dat od výrobců ( $CTDI_{FDA}$ ).

Tabulka 7-1: Konverzní faktory, které umožňují odhad  $CTDI_{100}$  z měření  $CTDI_{FDA}$  provedeném výrobcem ve standardních CT dozimetrických fantomech

Fantom	Tloušťka vrstvy (mm)	poměr $nCTDI_{100}/nCTDI_{FDA}$	
		Střed fantomu	Hloubka 1 cm
Hlavový	10	1.0	1.1
	5	1.3	1.2
	3	1.6	1.3
	2	2.0	1.5
Tělový	10	1.0	1.1
	5	1.4	1.2
	3	1.9	1.3
	2	2.6	1.5

Jako praktická alternativa k již zmíněným měřením, mohou být odhady  $CTDI_w$  pro CT dozimetrii hlavy nebo těla odvozené z jednodušších měření  $CTDI$ , provedených volně ve vzduchu ( $CTDI_{AIR}$ ), za shodných podmínek expozice (H = hlava, B = tělo):

$$CTDI_w = CTDI_{AIR} \cdot P_{(H \vee B)} \quad [\text{mGy}] \quad (7/1)$$

kde faktor  $P_H$  nebo  $P_B$  je dán takto:

$$P_H = \frac{(nCTDI_w)_H}{nCTDI_{AIR}} \quad (7/2)$$

a nebo

$$P_H = \frac{({}_n CTDI_w)_B}{{}_n CTDI_{AIR}} \quad (7/3)$$

Provedení měření  $CTDI_{AIR}$  je v dostupné literatuře standardně popisováno s použitím 100 mm dlouhé ionizační komory tvaru tužky. Je možné použít i kratší délky, ale pouze za předpokladu, že přesah profilu dávky změřené ve vzduchu ku šíři jednotlivého řezu je méně významný než ve fantomu, se zřetelem k nižšímu množství rozptýleného záření. Některé typické hodnoty faktoru P pro vybrané modely snímacích zařízení jsou udané v příloze 1. Další data pro širý rozsah modelů jsou dostupná v Referenční databázi o CT dozimetrii.

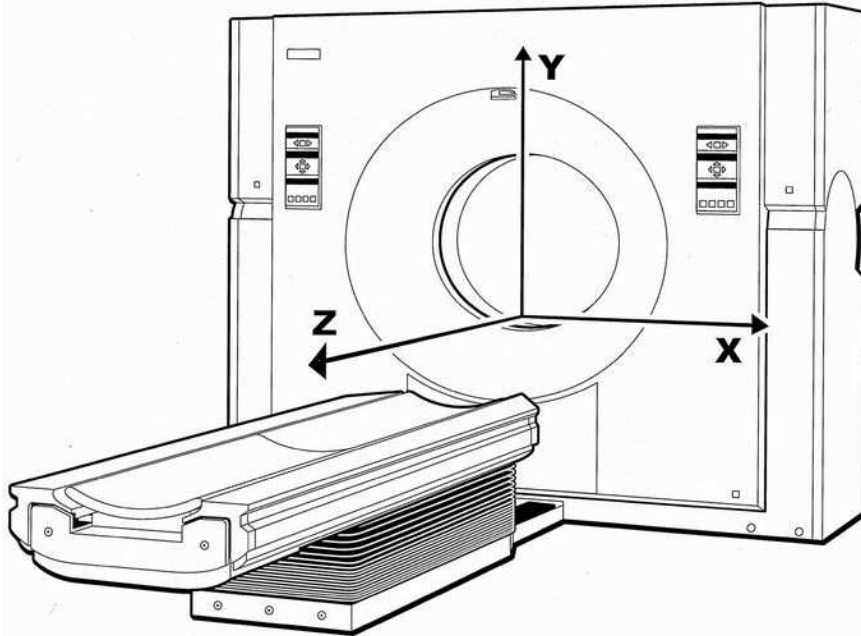
Stanovení DLP pro různá CT vyšetření mohou být odvozené za použití rovnic (5.5/2) a (5.5/3), při znalosti správných hodnot  $nCTDI_w$  pro daná snímací zařízení a detailů týkajících se jednotlivých užívaných vyšetřovacích protokolů. V případě vyšetřování zahrnujících oddělené skenovací sekvence, ve kterých jsou aplikované různé parametry akvizice (jako například tloušťka řezu nebo rentgenová expozice), pak by měl být úhrn DLP definovaný pro celou proceduru jako suma příspěvků z každé konvenční nebo spirální sekvence.

## **7.2 - Přímé měření dávky ve fantomu**

Aby bylo možné porovnat dávky na dvou různých CT přístrojích (tedy i s hodnotami publikovanými v odborné literatuře), je nejjednodušší zajistit, aby pro každé vyšetřování byly na porovnávaných CT přístrojích použity konstantní kVp, mAs a tloušťky řezů. Pouze četnost řezů musí zůstat specifická od pacienta k pacientovi podle rozsahu oblasti zájmu.

Následný postup je formulován tak, aby se co nejvíce blížil technikám, popisovaným v odborných člancích<sup>(14; 15; 16)</sup>. Měření by měla být provedena s použitím dozimetru tvaru tužky s aktivní délkou 100mm. Pro měření  $CTDI_{AIR}$  (volně ve vzduchu) musí být dozimetrická sonda umístěna na osu otáčení zkoumaného skeneru a měření se vykoná až po výběru vhodných parametrů pro dané vyšetření. Pro měření CTDI ve fantomu by měl být použit fantom hlavový a tělový. Fantomy jsou zpravidla válcovité, z pevného plexiskla (PMMA), užívané podle doporučení Úřadu pro kontrolu potravin a léků ze Spojených států. Hlavový fantom má rozměry 16cm v průměru a délku 14cm. Fantom pro tělo má v průměru 32cm a délku 14cm. Fantomy nemusí být z monolitického bloku, mohou být vytvořeny z potřebného množství kruhových desek tloušťky 2 centimetry vyrobených z PMMA. Desky je z důvodu udržení neměnné geometrie měření zapotřebí dohromady slepit. Hlavový i tělový fantom mají do sebe vyvrtáno pět otvorů o dostatečném průměru (velikosti otvorů musí být vytvořeny s ohledem k průměru sondy dozimetru). Otvory jsou vyvrtány paralelně k dlouhé ose fantomu, jeden v axiální centrální pozici a čtyři kolem obvodu, 1cm stranou od okraje. Otvory jsou umístěny v pozicích 12, 3, 6 a 9 hodin. Měření pro konvenční CT bývá vykonáno v celé délce všech otvorů ve fantomech, naopak měření pro spirální CT je často prováděno ve středu a v otvoru jenž je umístěný v pozici 12 hodin, jak předepisuje nynější praxe v ACR (americké vysoké škola radiologie). Všechny nevyužívané otvory je vhodné během měření vyplnit válcovitým pevným prutem plexiskla. Pro simulaci vyšetřování hlavy a krku se užívá hlavový fantom a tělový fantom pro simulaci vyšetření hrudi, břicha a pánve. Fantom hlavy se často kvůli vyšší autenticitě umísťuje na držáku hlavy, naproti tomu tělový fantom se vždy umísťuje na stůl pro pacienta, který je součástí CT snímacího zařízení. Orientace dozimetru ve fantomu musí být souhlasná s orientací osy Z (obrázek 7.2-1).

Obrázek 7.2-1: Souřadnicový systém užívaný pro výpočetní tomografii.



Osy  $X$  a  $Y$  jsou orientované "transaxiálně," to znamená vodorovně a svisle v ploše řezu. Následná paralelní skeny jsou uspořádány "axiálně" podél osy  $Z$ . "šíře" jednotlivý řezů je definována jako vzdálenost na ose  $Z$ .

CTDI<sub>w</sub>, DLP a účinnou dávku pak lze vypočítat podle vztahů doporučených Evropskou komisí<sup>(13)</sup>, tak aby bylo možné kontrolovat shodu kritérií dávek a aby bylo možné srovnání výsledků s dalšími studii.

## 8 – Závěr

Kompletace této práce nebyla jednoduchá. Prvotní záměr, porovnat data experimentálně získaná s daty publikovanými v odborné literatuře, se nezdařil. Důvod nezdaru je v práci popsán a částečně i vysvětlen. Podobné studie nelze provést bez potřebných dat a potřebná data nelze získat zpětně. Kompletace natolik obsáhlého souboru dat se mimoto jeví natolik časově náročnou, že její úspěšné zvládnutí je úkolem pro skupinu výzkumníků, nikoliv pro jednotlivce. Za krátké časové období je sice možné data získat, ale v omezeném množství, které nakonec dá vzniknout statistickému souboru s nízkou vypovídací hodnotou.

Pro dosažení shody dozimetrických veličin je ale třeba souhry i v mnoha jiných detailech. Výše zmiňovaná veličina,  $CTDI_w$ , se liší nejen díky různým nastavením parametrů akvizice (pitch, šíře vrstvy), ale na její velikost má vliv i typ a výrobce samotného CT skeneru.

Vzhledem k výše jmenovaným skutečnostem se proto původně plánovaný záměr práce nepodařilo splnit. Vzhledem k tomuto faktu bylo zapotřebí najít nové směřování práce, které by se rámcově drželo zadaného tématu a vytěžilo co nejvíc z podkladů, nasbíraných během příprav. Tato práce proto nakonec místo porovnání samotného informuje o širších souvislostech a nabízí několik z mnoha možností sběru vhodných dat tak, aby bylo co porovnávat. Vzhledem k výrazné absenci česky psané literatury a k relativní nedostupnosti literatury zahraniční, pojednávající o tomto tématu, by tato práce mohla být přínosem především pro studenty, zabývajících se problematikou dávek a dozimetrie ve výpočetní tomografii.



## 9 – Seznam použité literatury

1. BERRINGTON de GONZÁLES, A. DARBY, S.: Risk of cancer from diagnostic X-rays for the UK and 14 other countries, THE LANCET. January 31, 2004. Vol 363. č. 9406, s. 345 – 351. ISSN: 0140-6736
2. BRENNER, J.D. ELLISTON, D.C.: Estimated Radiation Risks Potentially Associated with Full-Body CT Screening, 2004  
<http://radiology.rsna.org/cgi/content/full/232/3/735>
3. BRENNER, J.D. ELLISTON, D.C. HALL, E.J. BERDON, W. E.: Estimated Risks of Radiation-Induced Fatal Cancer from Pediatric CT, 2000  
<http://www.ajronline.org/cgi/content/full/176/2/289>
4. FERDA, J. NOVÁK, M. KREUNZBERG, B.: Výpočetní tomografie. 1. vyd. Praha: Galén 2002, 664 s. ISBN 80-7262-172-6
5. HALL, ERIC J. Radiobiology for the Radiologist. 5th ed. Philadelphia, Pa: Lippincott Williams & Wilkins, 2000. 608 s. ISBN: 0-7817-2649-2.
6. KELLERER, A. M.: Kommentar zur Diskussion um Krebs durch Röntgendiagnostik, 2004  
<http://www.uni-protokolle.de/nachrichten/id/29871/>
7. KLENER, P.: Klinická onkologie. 1. vyd. Praha, Karolinum - Galén 2002, 726 s. ISBN 80-7262-140-8 (Galén), ISBN 80-246-0390-X (Karolinum)

8. KUNA, P. NAVRÁTIL, L. aj.: Klinická radiobiologie. 1. vyd. Praha: Manus 2005, 222 s. ISBN 80-86571-09-2
9. PTÁČEK, J.: Multislice CT. 1.část. Praktická radiologie. Praha:2007, roč. 12, č. 1, s. 8-11. ISSN 1211-5053
10. SINGER, J. HEŘMANSKÁ, J.: Principy radiační ochrany. 1. vyd. České Budějovice 2004, 111 s. ISBN 80-7040-708-5
11. SPIEGEL ONLINE: Neue Röntgenstudie: Tausende verstrahlt - weil Arztpraxen ums Überleben kämpfen, 2004  
<http://service.spiegel.de/digas/find?DID=29840628>
12. STEEL, GORDON G.: Basic Clinical Radiobiology. 3rd ed. London: Arnold, 2002. 262 s. ISBN: 0-340-80783-0
13. GUIDELINES ON RADIATION DOSE TO THE PATIENT,  
<http://www.dr.dk/guidelines/ct/quality/Page032.htm>
14. Swedish Radiation Protection Authority: Comments to the regulations and general advice on diagnostic standard doses and reference levels within x-ray diagnostics (SSI FS 2002:2)  
[www.ssi.se/forfattning/PDF\\_Eng/com\\_2002\\_2e.pdf](http://www.ssi.se/forfattning/PDF_Eng/com_2002_2e.pdf)
15. Richard L. Morin, PhD; Thomas C. Gerber, MD; Cynthia H. McCollough, PhD:  
Radiation Dose in Computed Tomography of the Heart, 2003.  
<http://circ.ahajournals.org/cgi/content/full/107/6/917>

16. Bouzarjomehri1, F. Zare, M. H. Shahbazi, D.: Conventional and spiral CT dose indices in Yazd general hospitals, Iran, 2006  
[http://www.ijrr.com/browse.php?a\\_code=A-10-1-175&sid=1&slc\\_lang=en](http://www.ijrr.com/browse.php?a_code=A-10-1-175&sid=1&slc_lang=en)

## 10 – Přílohy

Příloha 1: Příklady CT dozimetrických dat (vyjádřeno jako dávka absorbovaná ve vzduchu)<sup>(13)</sup>

Výrobce	Model	Aplikované napětí (kV)	Vzdálenost ohnisko – osa rotace (mm)	Šířka vrstvy (mm)	$nCTDI_{air}$ mGy /mAs	PMMA hlavový fantom (průměr 16 cm)		PMMA tělový fantom (průměr 32 cm)	
						$nCTDI_w$ mGy/mAs	$P_H$	$nCTDI_w$ mGy/mAs	$P_B$
Siemens	AR.HP	130	510	10	0.335	0.252	0.75	0.128	0.38
	Hi Q	133	700	10	0.195	0.161	0.83	0.093	0.48
	Plus S	120	700	10	0.128	0.110	0.86	0.062	0.48
		137	700	8	0.161	-	-	0.082	0.51
GE	Pace	120	525	10	0.344	0.200	0.58	0.094	0.27
	Max 640	120	525	10	0.258	0.158	0.61	0.064	0.25
	9800	120	630	10	0.204	0.143	0.70	0.063	0.31
Philips	LX	120	606	10	0.200	0.160	0.80	0.081	0.41
	CX/Q	120	606	10	0.172	0.149	0.87	0.070	0.41
	SR	120	606	10	0.204	0.152	0.75	0.082	0.40
Picker	PQ 2000*	130	640	10	0.338	0.287	0.85	0.150	0.44
CGR	12000	130	750	10	0.113	0.086	0.76	0.087	0.77

\* Plné pole (použit filtr O)