

Univerzita Pardubice

Fakulta zdravotnických studií

Optimalizace radiační dávky při CT vyšetření z pohledu radiologického
asistenta

David Kotek

Bakalářská práce

2013

Univerzita Pardubice
Fakulta zdravotnických studií
Akademický rok: 2012/2013

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(PROJEKTU, UMĚLECKÉHO DÍLA, UMĚLECKÉHO VÝKONU)

Jméno a příjmení: David Kotek
Osobní číslo: Z10254
Studijní program: B5345 Specializace ve zdravotnictví
Studijní obor: Radiologický asistent
Název tématu: Optimalizace radiační dávky při CT vyšetření z pohledu radiologického asistenta
Zadávající katedra: Katedra informatiky, managementu a radiologie

Z á s a d y p r o v y p r a c o v á n í :

1. Sběr informací a studium literatury.
2. Stanovení cílů a metod práce.
3. Konzultace s vedoucím práce.
4. Vypracování teoretické části.
5. Vypracování praktické části.
6. Závěrečná diskuze, zhodnocení výsledků práce.

Rozsah grafických prací: dle doporučení vedoucího
Rozsah pracovní zprávy: 35 stran
Forma zpracování bakalářské práce: tištěná/elektronická
Seznam odborné literatury:

1. BAXA, Jan a Jiří FERDA. Multidetektorová výpočetní tomografie srdce. 1. vyd. Praha: Galén, 2012, 213 s. ISBN 978-80-7262-880-3.
2. HUŠÁK, Václav a kolektiv. Radiační ochrana pro radiologické asistenty. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2009, 138 s. ISBN 978-80-244-2350-0.
3. FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA a Jan BAXA. Multidetektorová výpočetní tomografie, technika vyšetření. 1. vyd. Praha: Galén, 2009, 213 s. ISBN 978-80-7262-608-3.
4. TROJAN, Stanislav a kol. Lékařská fyziologie. 4. vyd. Praha: Grada, 2003, 771 s. ISBN 80-247-0512-5.
5. ČIHÁK, Radomír. Anatomie. 2. vyd. Praha: Grada Publishing, 2002, 655 s. ISBN 80-716-9140-2.
6. FENEIS, Heinz. Anatomický obrazový slovník. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 1996, 445 s. ISBN 80-716-9197-6.

Vedoucí bakalářské práce: MUDr. Petr Dvořák, Ph.D.
Fakulta zdravotnických studií

Datum zadání bakalářské práce: 1. října 2012
Termín odevzdání bakalářské práce: 9. května 2013


prof. MUDr. Arnošt Pellant, DrSc.
děkan

L.S.


Ing. Jana Holá, Ph.D.
vedoucí katedry

V Pardubicích dne 6. března 2013

Prohlašuji:

Tuto práci jsem vypracoval samostatně. Veškeré literární prameny a informace, které jsem v práci využil, jsou uvedeny v seznamu použité literatury.

Byl jsem seznámen s tím, že se na moji práci vztahují práva a povinnosti vyplývající ze zákona č. 121/2000 Sb., autorský zákon zejména se skutečností, že Univerzita Pardubice má právo na uzavření licenční smlouvy o užití práce jako školního díla podle § 60 odst. 1 autorského zákona, a s tím, že pokud dojde k užití této práce mnou nebo bude poskytnuta licence o užití jinému subjektu, je Univerzita Pardubice oprávněna ode mne požadovat přiměřený příspěvek na úhradu nákladů, které na vytvoření díla vynaložila a to podle okolností až do jejich skutečné výše.

Souhlasím s prezenčním zpřístupněním své práce v Univerzitní knihovně.

V Pardubicích dne 1. 5. 2013

David Kotek

PODĚKOVÁNÍ

Na tomto místě bych rád poděkoval MUDr. Petru Dvořákovi, Ph.D., za metodické vedení mé práce, trpělivost a cenné rady. Děkuji tímto také staniční radiologické asistentce na radiodiagnostickém oddělení Jitce Součkové za vstřícný přístup a pomoc při shromažďování dat pro bakalářskou práci.

ANOTACE

Bakalářská práce je zaměřena na optimalizaci radiační zátěže při vyšetření počítačovou tomografií. Práce je rozdělena na teoretickou a praktickou část. V teoretické části je popsána radiační ochrana, vznik a účinky ionizujícího záření a princip počítačové tomografie. V praktické části byly provedeny výpočty, které dokazují teorii o snížení radiační dávky pomocí redukce napětí.

KLÍČOVÁ SLOVA

Ionizující záření, radiační dávka, počítačová tomografie, optimalizace, radiační ochrana

TITLE

Optimization of radiation dose during CT examination from the perspective of radiology assisant.

ANNOTATION

Bachelor thesis is focused to optimization of the radiation dose during the examination of computed tomography. The work is divided into theoretical and practical part. In the theoretical part there is described radiation protection, formation and effect of ionizing radiation and principles of computed tomography. In the practical part there were performed calculations which proving the theory of reduction of radiation dose using voltage reduction.

KEY WORDS

Ionising radiation, radiation dose, computed tomography, optimization, radiation protection

0 ÚVOD.....	10
Cíl práce.....	11
1. SOUČASNÝ STAV V ČR A VE SVĚTĚ	12
2. RENTGENOVÉ ZÁŘENÍ	13
2.1 Vznik a charakteristika záření.....	13
2.1.1 Brzdné záření.....	14
2.1.2 Charakteristické záření.....	14
2.2 Interakce rentgenového záření s látkou	15
2.2.1 Fotoefekt	15
2.2.2 Comptonův rozptyl.....	15
2.3 Sekundární záření.....	16
2.4 Biologické účinky ionizujícího záření.....	16
2.4.1 Stochastické účinky	17
2.4.2 Deterministické účinky ^{4,5}	18
2.4.2.1 Časné deterministické účinky.....	19
2.4.2.2 Pozdní deterministické účinky	20
3. RADIAČNÍ OCHRANA	21
3.1 Principy ochrany před IZ	21
3.2 Způsoby radiační ochrany před IZ	22
3.3 Limity.....	24
3.3.1 druhy limitů.....	25
3.4 Monitorování	26
3.4.1 Referenční úrovně.....	26
3.4.2 Osobní monitorování	27
3.4.3 Osobní dozimetry zevního ozáření.....	27
3.5 VELIČINY A JEDNOTKY RO A DOZIMETRIE ^{4,5}	29

3.5.1 Veličiny v dozimetrii	29
3.5.2 Veličiny v radiační ochraně	30
4. POČÍTAČOVÁ TOMOGRAFIE (CT).....	31
4.1 HISTORIE POČÍTAČOVÉ TOMOGRAFIE	31
4.2 PRINCIP VÝPOČETNÍ TOMOGRAFIE	32
4.3 PRINCIP VÝSTAVBY CT OBRAZU.....	33
4.3.2 Filtrovaná zpětná projekce.....	34
4.3.1 Iterativní rekonstrukce	35
4.4 HODNOCENÍ REKONSTRUOVANÉHO OBRAZU	36
4.5 SOUČÁSTI CT ZAŘÍZENÍ.....	36
4.5.1 GANTRY	37
4.5.2 DETEKTORY IZ.....	37
4.5.2.1 PLYNOVÉ DETEKTORY.....	38
4.5.2.2 SCINTILAČNÍ DETEKTORY	38
4.5.3 ŘÍDÍCÍ POČÍTAČ A DIGITÁLNĚ ANALOGOVÝ PŘEVODNÍK	39
4.5.4 OVLÁDACÍ PULT.....	39
4.6 KONVEČNÍ A SPIRÁLNÍ SKENOVÁNÍ ¹⁰	40
4.7 GENERACE CT	41
4.8 SKENOVACÍ PARAMETRY.....	42
4.8.1 SKENOVACÍ PARAMETRY PŘI KONVENČNÍM CT.....	42
4.8.2 SKENOVACÍ PARAMETRY PŘI HELIKÁLNÍM CT.....	43
4.9 OBRAZOVÉ PARAMETRY	44
5. Prvky optimalizace radiační zátěže	45
6. Metodika	46
7. Diskuze	62
8. Závěr.....	64
SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	65

SEZNAM ILUSTRACÍ A TABULEK

Obrázek 1. Schéma rentgenky	14
Obrázek 2 Biologické účinky v závislosti na dávce záření	18
Obr. 3 Schematický nákres poklesu dávkového příkonu v závislosti na druhé mocnině vzdálenosti od zdroje IZ	23
Obr. 4 Geometrie úzkého a širokého svazku záření	24
Tab. 1 Přehled obecných limitů, limitů pro radiační pracovníky a limitů pro učně a studenty	25
Obr. 5 Schematické znázornění výpočetní tomografie	32
Tab. 2 Density tkání, orgánů a některých patologických jevů	33
Obr. 6 Princip filtrované zpětné projekce.	35
Obr. 7 Spirální CT vyšetření hlavy při napětí 140 kV	47
Obr. 8 Spirální CT vyšetření hlavy při napětí 120 kV	48
Obr. 9 Spirální CT vyšetření hlavy při napětí 100 kV	49
Obr. 10 Spirální CT vyšetření hlavy při napětí 80 kV	50
Graf. 1 Velikost efektivní dávky v závislosti na velikosti napětí při spirálním CT hlavy.....	51
Obr. 11 Spirální CT vyšetření hrudníku při napětí 140 kV	52
Obr. 12 Spirální CT vyšetření hrudníku při napětí 120 kV	53
Obr. 13 Spirální CT vyšetření hrudníku při napětí 100 kV	54
Obr. 14 Spirální CT vyšetření hrudníku při napětí 80 kV	55
Graf. 2 Velikost efektivní dávky v závislosti na velikosti napětí při spirálním CT hrudníku ..	56
Obr. 15 Spirální CT vyšetření břicha při napětí 140 kV	57
Obr. 16 Spirální CT vyšetření břicha při napětí 120 kV	58
Obr. 17 Spirální CT vyšetření břicha při napětí 100 kV	59
Obr. 18 Spirální CT vyšetření břicha při napětí 80 kV	60
Graf. 3 Velikost efektivní dávky v závislosti na velikosti napětí při spirálním CT břicha	61

0 ÚVOD

Byl večer 8. Listopadu roku 1895, když Wilhelm Conrad Röntgen při pokusech s katodovou trubicí náhodou objevil neznámé paprsky, které postupným poznáváním daly vzniknout dnešním moderním diagnostickým metodám. Díky vlastnostem rentgenových paprsků jsme schopni odhalit nejrůznější patologické změny, aniž bychom invazivně zasahovali do nitra pacientova těla. Ionizující záření, má však i své stinné stránky, a to především biologické účinky na tkáně a orgány, jimiž záření prostupuje. Pro optimalizaci škodlivých účinků záření, kterými se zabývá obor nazývaný radiobiologie, bylo zapotřebí stanovit určitá pravidla. Vznik radiační ochrany, zahrnující postupy a metody pro snížení radiační dávky, byl nevyhnutelný.

Procento lékařského ozáření tvoří, hned po radonu v budovách a záření z kosmu, třetí největší zdroj radiační zátěže pro obyvatelstvo. S přibývajícím počtem rentgenových vyšetření, stoupá i kolektivní dávka z ozáření. I přes možnost využít jiných moderních přístrojů neemitujících ionizující záření, jako je například magnetická rezonance či ultrazvuk, zůstává rentgenová metoda nedílnou součástí diagnostických vyšetření.

Cíl práce

Cílem mé práce je, pomocí literatury, získat teoretické poznatky o snižování radiační zátěže pacientů, kteří podstupují vyšetření počítačovou tomografií. V praktické části se budu snažit teoretické poznatky ověřit a prokázat jejich účinnost. Metody optimalizace dávky při CT, budu hodnotit z pohledu radiologického asistenta, který vlastní vyšetření provádí, tudíž je osobou přímo zodpovědnou za kvalitu vyšetření, při co nejmenší možné radiační zátěži pacienta.

1. SOUČASNÝ STAV V ČR A VE SVĚTĚ

„Na mezinárodním radiologickém kongresu, který se konal v r. 1928 ve Stockholmu, byl ustanoven nezávislý odborný orgán Mezinárodní komise radiologické ochrany (zkratka ICRP z angl. International Commission on Radiological Protection). Současná koncepce radiační ochrany ve světě a v Evropě se opírá zejména o doporučení ICRP 60 z r. 1991 a ICRP 103 z roku 2007, dále o standardy vydané Mezinárodní atomovou agenturou (IAEA) ve Vídni a legislativu Evropské unie (Directive No. 96/29/Euratom).

Rovněž v ČR byla podle uvedených dokumentů vytvořena legislativa, která stanovuje zákonné normy a požadavky související s ochranou před ionizujícím zářením: Zákon č. 18/1997 Sb., o mírovém využívání jaderné energie a ionizujícího záření (atomový zákon) a o změně a doplnění některých zákonů, a na něj navazující prováděcí právní předpisy. V tomto zákoně z r. 1997 se definuje radiační ochrana jako systém technických a organizačních opatření k omezení ozáření fyzických osob a k ochraně životního prostředí. Vyhláška Státního úřadu pro jadernou bezpečnost č. 307/2002 Sb. o radiační ochraně, ve znění vyhlášky č. 499/2005 Sb. a řada dalších vyhlášek.

Hlavní institucí odpovídající v naší zemi za jadernou bezpečnost, radiační ochranu a havarijní připravenost je Státní úřad pro jadernou bezpečnost (dále jen SÚJB) v Praze, který je ústředním orgánem státní správy a jeho součástí jsou regionální centra v Hradci Králové, Plzni, Ostravě, Ústí nad Labem, Brně, Českých Budějovicích, Kamenné a Praze. Na bázi dřívějšího Centra hygieny záření Státního zdravotního ústavu v Praze byla zřízena rozpočtová organizace – Státní ústav radiační ochrany (SÚRO), který tvoří odbornou a výzkumnou základnu systému radiační ochrany v naší republice. Státní úřad pro jadernou vydává povolení k činnostem souvisejícím s využíváním jaderné energie nebo zdrojů ionizujícího záření, čímž jednoznačně registruje veškeré subjekty – držitele povolení – činné v této oblasti.“¹ s. 9

¹HUŠÁK, V. a kol.: *Radiační ochrana pro radiologické asistenty*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2009, 138 s. ISBN 978-802-4423-500.

2. RENTGENOVÉ ZÁŘENÍ

Ionizujícím zářením je takové záření, které je schopné díky energii svého kvanta vyřádit elektrony z elektronového obalu jiné látky a tím danou látku ionizovat.

Ionizace je děj, při kterém se z elektricky neutrálního atomu stává nabitá částice (ion).

Záření můžeme z hlediska ionizace rozdělit do dvou skupin:

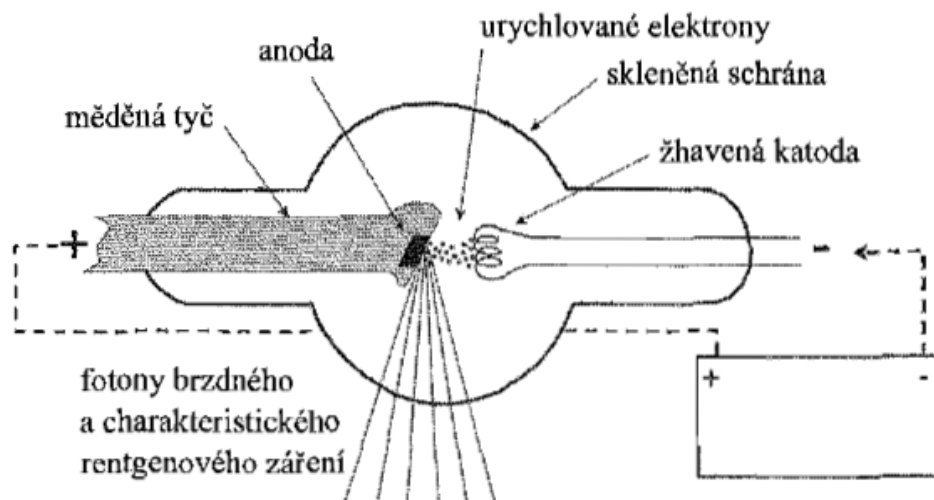
- a) Přímě ionizující – sem patří například elektrony, protony, částice alfa a těžké ionty
- b) Nepřímě ionizující – jako třeba rentgenové záření, gama záření a neutrony

Z hlediska fyzikálních vlastností se ionizující záření dělí na:

- a) Korpuskulární (částicové)
- b) Elektromagnetické

2.1 Vznik a charakteristika záření

Rentgenové záření je elektromagnetické záření (vlnění), které vzniká v elektronových obalech atomů a díky své krátké vlnové délce ($10^{-9} - 10^{-13}$) a vhodným vlastnostem se využívá v radiodiagnostice. Zdrojem tohoto záření je rentgenka - vakuová trubice, která obsahuje katodu (žhavené, nejčastěji wolframové vlákno) a anodu (terčík, na který dopadají elektrony), (obr. 1). Žhavená katoda, která dosahuje teploty kolem 2000 °C, emituje rychle letící elektrony o vysoké hmotnosti. Prudkým zbržděním těchto elektronů po dopadu na anodu vzniká tzv. brzděné záření.



Obrázek 1. Schéma rentgenky²

2.1.1 Brzděné záření

Dopadu rychle letících elektronů na terč způsobí jejich prudké zbrzdění a změnu směru jejich pohybu. Energie těchto elektronů se pouze z 1% přemění na brzděné záření, zbylých 99% se mění na teplo. Charakteristickým rysem tohoto záření je široké, spojitě energetické spektrum. Tvrdost záření závisí na rozdíl od charakteristického záření pouze na rychlosti elektronů, větší rychlost znamená tvrdší záření.

2.1.2 Charakteristické záření

Valenční elektrony vnitřní slupky atomového obalu anody jsou po dopadu elektronů emitovaných z katody excitovány nebo ionizovány. Při návratu do nižší energetické hladiny je přebytek energie vyzářen v podobě fotonu charakteristického záření. Spektrum tohoto záření je čárové.

²HUŠÁK, V. a kol.: *Radiační ochrana pro radiologické asistenty*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2009, 138 s. ISBN 978-802-4423-500.

2.2 Interakce rentgenového záření s látkou

Existuje několik způsobů, jakými může rentgenové záření interagovat s jinou látkou (prostředím), nicméně radiodiagnostika užívá fotony o energii 20 – 510 keV, které interagují s látkou především těmito dvěma způsoby:

2.2.1 Fotoefekt

„Foton předá veškerou svou energii elektronu pevně vázanému na jedné z vnitřních slupek elektronového obalu. Elektron je z elektronového obalu uvolněn a prázdnou pozici na dané slupce ihned obsadí elektron z některé z vyšších slupek. Přebytečná energie při přechodu elektronu z vyšší slupky na nižší se uvolní nejčastěji ve formě charakteristického rentgenového záření. Prostřednictvím tohoto procesu tedy dochází ve tkáni k úplné absorpci fotonu ionizujícího záření. Uvolněný fotoelektron se dále pohybuje prostředím (tkání) a způsobuje podél své dráhy ionizace a excitace.“³ s. 13

2.2.2 Comptonův rozptyl

„Foton interaguje se slabě vázaným elektronem na vnější slupce elektronového obalu a předá mu pouze část své energie. Z valenční sféry se uvolňuje elektron, který získá část energie primárního fotonu ve formě kinetické energie. Foton pokračuje v letu, avšak ve směru rozdílném od směru primárního fotonu a s energií nižší než má primární foton.“⁴ s. 13

³HUŠÁK, V. a kol.: *Radiační ochrana pro radiologické asistenty*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2009, 138 s. ISBN 978-802-4423-500.

⁴HUŠÁK, V. a kol.: *Radiační ochrana pro radiologické asistenty*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2009, 138 s. ISBN 978-802-4423-500.

2.3 Sekundární záření

Následkem fotoelektrického jevu či Comptonova rozptylu při průchodu primárního záření hmotou vzniká tzv. sekundární (měkké) záření. Toto záření nemá žádný významný vliv na kvalitu výsledného diagnostického obrazu. Znamená pouze zbytečnou radiační zátěž pacienta, a proto je nutné toto záření eliminovat pomocí filtrace záření. Filtrace je zhotovena ve většině případů z hliníku a je součástí všech rtg zařízení.

2.4 Biologické účinky ionizujícího záření

Objevení paprsků X mělo nesmírný přínos do zdravotnictví, tedy i pro lidstvo. Ovšem nejen u pacientů, ale také u lékařského personálu se s ionizujícím zářením začalo objevovat biologické poškození tkání a orgánů. Účinkem ionizujícího záření na živou hmotu (makromolekuly, buňku) se zabývá obor, který stojí na hranici mezi biologií a fyzikou, nazývá se radiobiologie.

Rozlišujeme 4 typy úrovní, na kterých probíhají biologické změny:⁴

1) úroveň molekulární – biologická poškození se odehrávají v jádru buňky (místě uložení DNA)

2) úroveň buněčná – jedná se o poškození, jehož následkem buňka:

a) ztrácí schopnost dalšího dělení

b) mutuje (mění genetickou informaci, přesto je schopna se dále dělit), může se ale také zcela obnovit pomocí reparačních dějů

c) hyne

3) úroveň tkáňová - buňky, které jsou z velké části poškozené, jsou nahrazeny jinými. Velký počet fatálně poškozených buněk znamená poškození tkáně jako celku

4) úroveň organismu – dělíme na genetické a somatické

a) genetické změny, které jsou přenášeny na další generace (poruchy vývoje plodu)

b) somatické změny nesouvisí se zárodečnými žlázami, změny v ozářené tkáni (nádorové mutace)

2.4.1 Stochastické účinky

„Jelikož již jediná ionizace může způsobit poškození DNA v buněčném jádru a nízká dávka rentgenového nebo gama záření představuje miliony ionizací, předpokládá se, že pro stochastické účinky neexistuje dávkový práh. Ke stochastickým účinkům patří vznik zhoubných nádorů (leukémie, sarkomů aj.) a genetické účinky. Stochastické účinky jsou charakterizovány tím, že jsou bezprahové, každé zvýšení dávky je spojeno s úměrným zvýšením pravděpodobnosti vzniku stochastických účinků. Frekvence výskytu se zvyšuje s dávkou, avšak jejich závažnost nikoliv, stupeň malignity nádoru vyvolaného ionizujícím zářením nezávisí na dávce. Lze předpovědět vzestup těchto účinků v ozářené populaci, ale není možné rozpoznat v každém jednotlivém případě, zda se jedná o následek ozáření. Nádory a genetická poškození se neliší od obdobných poruch zdraví spontánně vznikajících v neozářené populaci. Účinek opakovaných dávek je aditivní, tj. stochastické účinky spojené s jednotlivými dávkami obdrženy v různých časech např. během jednoho roku se sčítají.“⁵ s.

39

souhrn

Stochastické nebo také bezprahové účinky nemají žádnou prahovou mez. Někdy jsou nazývány jako pravděpodobnostní. Jejich výskyt je zcela nepředvídatelný a u každého jedince jiný. Pravděpodobnost výskytu stoupá s dávkou (Obr. 2).

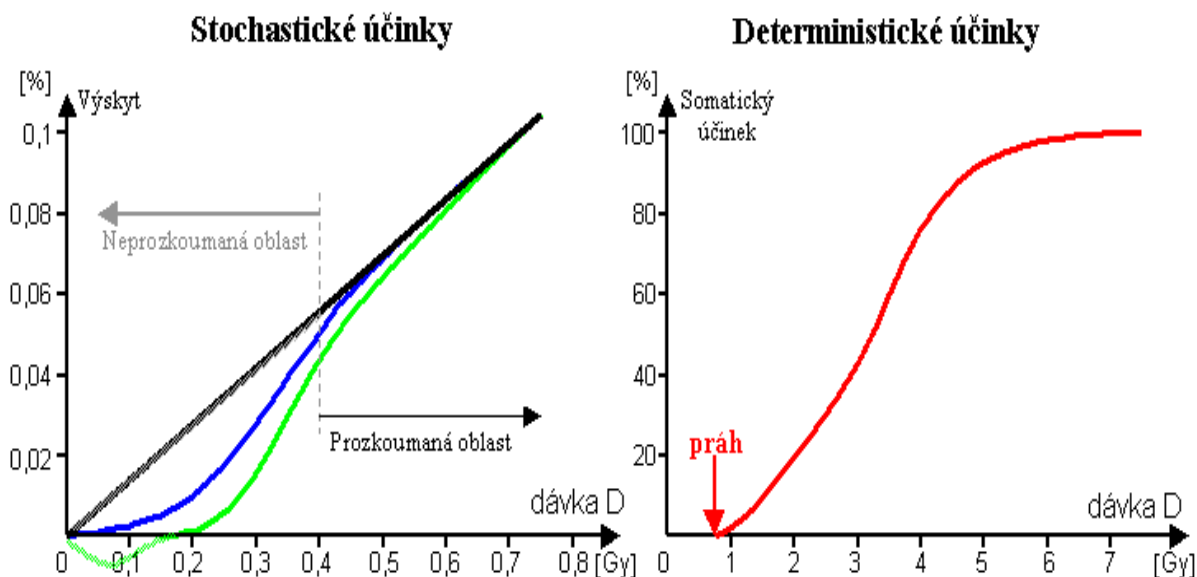
⁵HUŠÁK, V. a kol.: *Radiační ochrana pro radiologické asistenty*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2009, 138 s. ISBN 978-802-4423-500.

2.4.2 Deterministické účinky^{4,5}

„Vznikají až tehdy, překročí-li dávka záření určitý práh, který je u různých tkání různý, proto se tyto účinky nazývají někdy prahové. Příčinou je ozáření podstatné části buněk dané tkáně. S rostoucí dávkou v oblasti nad prahem stoupá procento poškozených jedinců a rovněž závažnost poškození. Mohou existovat obnovné procesy biologického poškození zvané reparace. Nachází-li se dávka v těle nebo v orgánech pod prahem vzniku deterministických účinků, tyto účinky nenastanou – díky tomu je radiační ochrana před deterministickými účinky poměrně jednoduchá.“^{6 s. 39}

Souhrn

Aby mohlo dojít k projevům deterministických účinkům, musí dávka ozáření dosáhnout určité výše (tzv. prahu), odtud název prahové (Obr. 2). Jejich výskyt není náhodný, tudíž účinky můžeme předvídat. Mezi deterministické účinky patří: katarakta (zákal oční čočky), akutní nemoc z ozáření (ANO), akutní lokální poškození (dermatitida), poškození fertility a tak dále. Z hlediska časového nástupu dělíme deterministické účinky ionizujícího záření na časné a pozdní.



Obrázek 2 Biologické účinky v závislosti na dávce záření⁷

⁶HUŠÁK, V. a kol.: *Radiační ochrana pro radiologické asistenty*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2009, 138 s. ISBN 978-802-4423-500.

⁷RŮŽIČKA, Tomáš. *Sledování a porovnávání radiační zátěže pacientů a personálu na angiografickém pracovišti*. Brno, 2011. 51 s. Bakalářská práce. Masarykova Univerzita v Brně, Fakulta lékařská. Vedoucí práce Mgr. Jakub Hustý.

2.4.2.1 Časné deterministické účinky

Akutní nemoc z ozáření

Začíná se projevovat po celotělovém ozáření dávkou 1 Gy a více. V přímé souvislosti s dávkou rozlišujeme tři formy ANO.

Hematologická dřevňová forma se projeví během několika následujících hodin po ozáření dávkou okolo 3,5 Gy. Mezi nejčastější příznaky patří hypertermie, zvracení, dezorientace, dehydratace apod. Během několika dalších dnů dochází k napadání krvetvorných buněk a bílých krvinek, což má za následek například krvácení do kůže. Projevy zlepšení se dostavují kolem 2 měsíce.

Střevní (GIT) forma nastává po dávce 6 – 15 Gy, kdy se příznaky projeví během prvního týdne. Prudké průjmy mají za následek dehydrataci organismu, ztrátu minerálních látek a dochází i ke krvácení do gastrointestinálního traktu.

Neuropsychická forma se rozvíjí po celotělové dávce okolo 20 Gy. Postiženému selhává metabolický i kardiovaskulární systém, nastává ztráta vědomí. Dávka vyšší než 50 Gy znamená smrt.

Akutní lokální poškození

Je následkem radiačních nehod například rentgenových přístrojů.

„V případě, že zdroj byl při nehodě blízko povrchu těla nebo dokonce v přímém kontaktu s ním, je dávka v kůži podstatně vyšší než v kterékoliv jiné současně ozářené části těla.“^{8 s. 36}

Akutní lokální poškození má tři stupně:

Erymatózní dermatitis vzniká při dávce od 2 Gy. Po měsíci se objevuje erytém spojený se zánětem. Dochází k dočasné ztrátě ochlupení.

Deskvamativní dermatitis se projeví po expozici 20 Gy. O pár hodin později se objevuje zarudnutí. Po 14 dnech se objevují puchýře.

Nekrotická forma dermatitidy, která vzniká po dávce 50 Gy, způsobuje cévní změny a nekrózu tkáně v okolí místa absorpce dávky.

⁸HUŠÁK, V. a kol.: *Radiační ochrana pro radiologické asistenty*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2009, 138 s. ISBN 978-802-4423-500.

2.4.2.2 Pozdní deterministické účinky

Chronická radiační dermatitida postihovala především radiologické lékaře, kteří v minulosti manipulovali s pacientem při expozici, aniž by používali stínící pomůcky. Jde o chronický zánět kůže na ruce. Hodnota dávky pro vznik radiační dermatitidy se pohybuje od 30 Gy.

Zákal oční čočky (katarakta) může vzniknout za několik let po opakovaném ozařování oka menší dávkou nebo při jediném ozáření dávkou nad 1,5 Gy. Při většině vyšetření se radiologičtí asistenti snaží ozáření oka vyvarovat, ne vždy je to však možné.

Poškození fertility u mužů je přechodná záležitost jedná-li se o dávky kolem 0,1 Gy. Pokud by došlo k ozáření vyšší dávkou (3Gy a více), pak dochází k trvalé ztrátě plodnosti. Je všeobecně známo, že muži jsou vůči účinkům ozáření citlivější než ženy.

Ozáření v době gravidity je ve všech stádiích těhotenství nebezpečné pro embryo či plod, tedy embryo buď přežije bez poškození, nebo dojde k potratu. Pokud dojde k ozáření během prvních 14 dnů těhotenství, platí pravidlo, přežije vše nebo nic. Ozáření v době, kdy se vyvíjejí orgány (organogeneze) tzn. mezi 3. a 8. týdnem gravidity, by při dávkách kolem 100 mGy znamenalo vznik malformací. Od 8. týdne těhotenství, kdy se rozvíjí centrální nervová soustava je kritickou dávkou 300 mGy a více, tato dávka by měla za následek mentální retardaci dítěte.

3. RADIAČNÍ OCHRANA

Hlavním úkolem a cílem radiační ochrany je potlačení deterministických účinků ionizujícího záření a zároveň snížení pravděpodobnosti výskytu stochastických účinků na rozumně dosažitelnou mez.

3.1 Principy ochrany před IZ

Základní principy radiační ochrany před ionizujícím zářením jsou následující:⁴

Princip odůvodnění

Při práci s ionizujícím zářením, musí každý, kdo tuto činnost provádí, dbát na to, aby rizika související s ozářením nebyla vyšší, než jeho přínos. Při diagnostickém ozářením je příkladem uplatnění principu odůvodnění, získání informací o zdravotním stavu pacienta, které jsou nutné pro adekvátní léčbu.

Princip optimalizace

Při činnostech souvisejících s užíváním ionizujícího záření, by radiační ochrana měla dosáhnout takové úrovně, při níž by škodlivé účinky ionizujícího záření, byly tak nízké, jak lze z hospodářského, ekonomického a společenského hlediska rozumně dosáhnout. S tímto principem se také lze setkat pod názvem princip ALARA (As Low As Reasonably Achievable).

Princip nepřekročení limitů

Při jakékoliv činnosti související s ozářením osob, si musí osoba, která ozářením provádí, počínat tak, aby výsledný součet dávek nepřesáhl daný limit ozářením. Pro lékařské ozářením platí pouze první dva principy.

Princip bezpečnosti zdrojů

„Zdroje ionizujícího záření musí být zabezpečeny tak, aby nad nimi nemohlo dojít za předvídatelných podmínek ke ztrátě kontroly. Princip zabezpečení zdrojů zahrnuje opatření pro zábranu odcizení a přístupu k nim nepovolaným osobám, předávání zdroje jen držiteli platného povolení, technická bezpečnost, dobrý technický stav zdrojů aj.“⁹ s. 64

3.2 Způsoby radiační ochrany před IZ

Navzdory všem předpisům a principům jsou při práci s ionizujícím zářením důležité tři způsoby ochrany před IZ:⁴

Ochrana časem

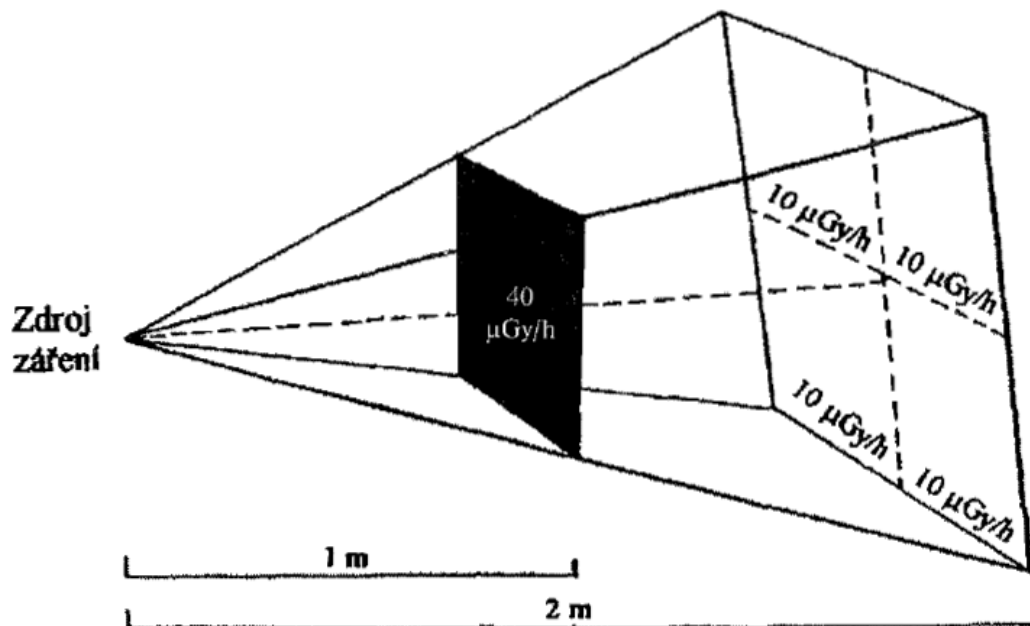
Každý, kdo pracuje s ionizujícím zářením či provádí činnost vedoucí k ozáření, by měl mít na paměti, že dávka roste s časem. Pokud není přítomnost radiačního pracovníka či jiné osoby (matka s dítětem) v době záření v blízkosti zdroje záření nezbytná, neměli by se zde zdržovat déle než je nutné. Ochrana časem zahrnuje také střídání personálu na pracovišti s ionizujícím zářením.

Ochrana vzdáleností

„Využívá skutečnosti, že dávka resp. dávkový příkon záření gama nebo rentgenového záření klesají s druhou mocninou vzdálenosti od zdroje ionizujícího záření. Zvětší-li se vzdálenost od zdroje např. na dvojnásobek, dávka klesne na čtvrtinu původní hodnoty, totéž platí u dávkového příkonu. Naopak jestliže se vzdálenost od zdroje zmenší na polovinu, dávka vzroste čtyřikrát.“¹⁰ s. 64 (Obr. 3).

⁹HUŠÁK, V. a kol.: *Radiační ochrana pro radiologické asistenty*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2009, 138 s. ISBN 978-802-4423-500.

¹⁰HUŠÁK, V. a kol.: *Radiační ochrana pro radiologické asistenty*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2009, 138 s. ISBN 978-802-4423-500.

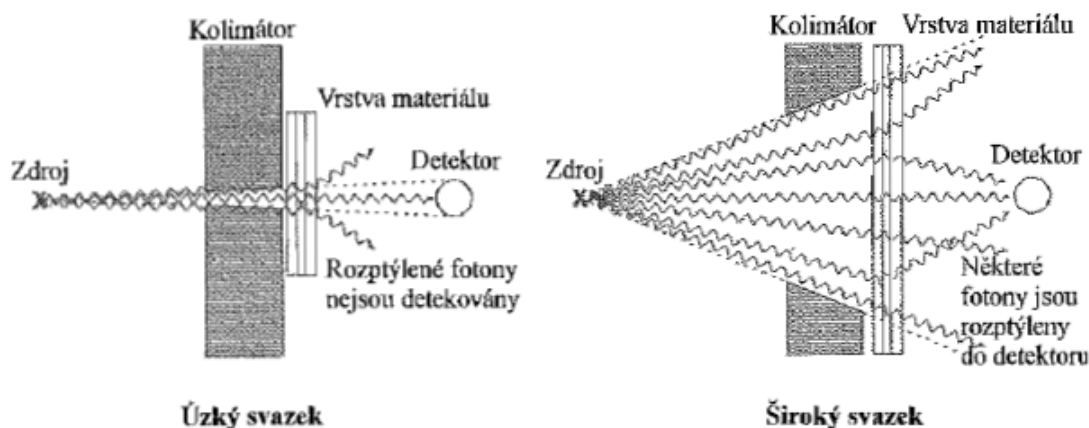


Obr. 1 Schematický nákres poklesu dávkového příkonu v závislosti na druhé mocnině vzdálenosti od zdroje IZ¹¹
s. 65

Ochrana stíněním

Ochrana stíněním spočívá ve využití vrstvy stínícího materiálu, který je umístěn mezi zdrojem IZ a radiačním pracovníkem. Pomocí vrstvy stínícího materiálu dochází k podstatnému zeslabení svazku záření, a tím i k optimalizaci radiační dávky. Pokud projdou fotony stínícím materiálem, aniž by v něm byly rozptýleny, jedná se o tzv. geometrii úzkého svazku (Obr. 4). V případě tzv. geometrie širokého svazku jsou detekovány i fotony, které se při průchodu stínícím materiálem rozptýlily (Obr. 4). Dávka u širokého svazku je vyšší než dávka v případě úzkého svazku.

¹¹HUŠÁK, V. a kol.: *Radiační ochrana pro radiologické asistenty*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2009, 138 s. ISBN 978-802-4423-500.



Obr. 2 Geometrie úzkého a širokého svazku záření^{12 s. 66}

3.3 Limity

Slovem limit či limit ozáření se rozumí taková výše radiační dávky při práci s ionizujícím zářením, jejíž překročení je v daných situacích nepřijatelné.⁴

„Omezování (limity) dávek pracovníků je založeno na kvantifikaci expozice. První pokusy o kvantifikaci dávek spadají do druhé desítky let po objevu rentgenového záření v r. 1896 pojmenovaného po svém objeviteli W. C. Röntgenovi. Návrh profesionální toleranční dávky, který se opíral o tzv. erytérovou dávku založenou na biologickém účinku (zarudnutí kůže), je ze dvacátých let minulého století. Později nastoupily přesnější fyzikální metody založené na měření ionizace vzduchu a také na jiných principech. V r. 1950 byl doporučen limit pro pracovníky se zářením 3 mGy týdně (0,3 R), což odpovídalo přibližně 600 mSv za rok. Limity se zpřísňovaly podle toho, jak se postupně prohlubovaly poznatky zejména o stochastických biologických účincích.“^{13 s. 47}

¹²HUŠÁK, V. a kol.: *Radiační ochrana pro radiologické asistenty*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2009, 138 s. ISBN 978-802-4423-500.

¹³HUŠÁK, V. a kol.: *Radiační ochrana pro radiologické asistenty*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2009, 138 s. ISBN 978-802-4423-500.

3.3.1 druhy limitů

- Obecné limity
- Limity pro radiační pracovníky
- Limity pro učně a studenty
- Odvozené limity (pro osobní dávkový ekvivalent $H_p(10)$ a $H_p(0,07)$)
- Autorizované limity (zahrnují výsledky optimalizace RO pro jednotlivou činnost)
- Limity pro omezování ozáření ve zvláštních případech (těhotné ženy)

Hodnoty obecných limitů, limitů pro radiační pracovníky a limitů pro učně a studenty jsou uvedeny v tabulce (Tab. 1).

Tab. 1Přehled obecných limitů, limitů pro radiační pracovníky a limitů pro učně a studenty^{14 s. 43}

Veličiny	Limity (mSv)		
	obecné	pro radiační pracovníky	pro učně a studenty
Efektivní dávka za rok	1	50	6
Efektivní dávka za 5 po sobě jdoucích let	5	100	
Ekvivalentní dávka v oční čočce za rok	15	150	50
Ekvivalentní dávka na končetiny		500	150
Průměrná ekvivalentní dávka v 1 cm ² kůže za rok	50	500	150

¹⁴HUŠÁK, V. a kol.: *Radiační ochrana pro radiologické asistenty*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2009, 138 s. ISBN 978-802-4423-500.

3.4 Monitorování

„Radiální monitorování je cílené měření veličin charakterizujících záření za účelem zajištění optimální úrovně ochrany osob a pracovního či životního prostředí před škodlivými účinky ionizujícího záření“¹⁵ s. 23

Pomocí monitorování se sledují nejen limity ozáření ale i odchylky, které by v případě překročení signalizovaly ohrožení pacientů i personálu daného pracoviště. Pro takovýto případ má každé pracoviště vypracovaný svůj individuální monitorovací plán. V případě, že by došlo k jakékoliv mimořádné situaci nebo dokonce k radiální havárii na pracovišti s ionizujícím zářením, musí se personál řídit pokyny vnitřního havarijního plánu na daném pracovišti.

3.4.1 Referenční úroveň

„Významnou část programu monitorování tvoří tzv. referenční úroveň, což jsou hodnoty limitované, nebo z nich odvozené přímo měřitelné veličiny radiální ochrany, na základě kterých se posuzuje úroveň zajištění požadavků radiální ochrany při nakládání se zdroji ionizujícího záření, na pracovišti s těmito zdroji, či při činnostech vedoucích k ozáření.“¹⁶ s. 120

Rozlišujeme 3 druhy referenčních úrovní:⁴

záznamová úroveň

Záznamová úroveň je hranicí mezi hodnotami významnými a bezvýznamnými. Pokud nedojde při práci s ionizujícím zářením k překročení jedné desetiny limitu, není nutné, aby se tyto hodnoty evidovaly v dokumentaci. Jde o nejmenší, přístrojem detekovatelnou hodnotu.

vyšetřovací úroveň

Pokud dojde k dosažení vyšetřovací úrovně, je to známka toho, že na pracovišti došlo k výkyvu hodnot. Následuje vyšetřování příčiny a důsledku tohoto výkyvu. Výše vyšetřovací úrovně je stanovena na 3 desetiny limitu ozáření.

¹⁵RŮŽIČKA, Tomáš. *Sledování a porovnávání radiální zátěže pacientů a personálu na angiografickém pracovišti*. Brno, 2011. 51 s. Bakalářská práce. Masarykova Univerzita v Brně, Fakulta lékařská. Vedoucí práce Mgr. Jakub Hustý.

¹⁶KLENER, V. a kol.: *Principy a praxe radiální ochrany*. Praha: Státní úřad pro jadernou bezpečnost, 2000, 619 s. ISBN 80-238-3703-6.

zásahová úroveň

Překročení zásahové úrovně je pokynem k zavedení opatření pro ochranu osob i pracoviště. Jsou zajištěna technická opatření a opatření z hlediska organizace. Pracovní činnost na tomto pracovišti je většinou omezena nebo dokonce zastavena.

3.4.2 Osobní monitorování

Osobním monitorováním (dále jen monitorováním) se rozumí měření a vyhodnocování osobních dávek jak zevního, tak vnitřního záření každého radiačního pracovníka kategorie A. Na radiační pracovníky kategorie A se vztahují limity pro radiační, tudíž mohou ročně obdržet efektivní dávku 6 mSv. Ekvivalentní dávka pro kůži, končetiny a oční čočku může u těchto pracovníků činit více než tři desetiny ročního limitu. Pro sledování osobních dávek pracovníků slouží osobní dozimetry, jejichž vyhodnocování provádí jednou za měsíc oprávněná dozimetrická služba. Osobní dozimetr má pracovník při nakládání se zdroji ionizujícího záření umístěn na tzv. referenčním místě (levý horní kvadrant hrudníku). U radiačních pracovníků kategorie B není osobní monitorování nutné.

3.4.3 Osobní dozimetry zevního ozáření

Filmový dozimetr

Je základním typem osobního dozimetru pro záření typu gama a beta. Film umístěný uvnitř dozimetru je z obou stran překrytý několika odlišnými filtry, které jsou tvořeny z Al, Cu, Sn, Pb a podobně. „Na základě vyhodnocení zčernání filmu pod nestíněnou plochou a pod jednotlivými filtry je možno stanovit požadovanou dozimetrickou veličinu.“¹⁷ s. 132

Po vyhodnocení filmového dozimetru lze rozlišit i kontaminaci z vnějšího prostředí, avšak ztráta ostatních informací není vyloučena.

Filmová dozimetrie je však značně zastaralou metodou, od níž se již několik let upouští. Pro svou náročnost při vyhodnocování, se její rozvoj v budoucnosti nepředpokládá.⁵

¹⁷KLENER, V. a kol.: *Principy a praxe radiační ochrany*. Praha: Státní úřad pro jadernou bezpečnost, 2000, 619 s. ISBN 80-238-3703-6.

Termoluminiscenční dozimetr

„Termoluminiscenční dozimetry jsou vhodné krystalické látky, v nichž ionizující záření vyvolává excitace a zachycení elektronů v energeticky vyšších stavech. Při zahřátí jsou zachycené elektrony uvolňovány. Látka vyzařuje světlo, fotony s maximem v intervalu vlnových délek 200 až 600 nm, jehož celková energie je úměrná energii ionizujícího záření pohlceného v látce. Detekce vyzářené energie je zpravidla prováděna scintilačními detektory.“¹⁸ s. 132

OSL dozimetr

Opticky stimulovaná luminiscence již několik let nahrazuje filmové i TLD dozimetry. Díky svým přednostem (vysoká odolnost a snadné vyhodnocování) posunula tuto metodu do popředí současnosti a pravděpodobně i budoucnosti.

Fotoluminiscenční dozimetr

„Fotoluminiscence je založena na principu tvorby ionizujícím zářením indukovaných luminiscenčních center v určitých látkách. Luminiscence je vybuzena osvětlením ozářeného detektoru UV světlem. Podobně jako u TL – dozimetrů je vyzářené světlo přímo úměrné dávce ionizujícího záření, jež byla absorbována v detektoru.“¹⁹ s. 133

Elektronický osobní dozimetr

Pracuje dvěma způsoby. První způsob je GM detektor, který detekuje hodnoty 30 keV a více. Druhým způsobem jsou Si detektory měřící H_p (10) i H_p (0,07) současně pro oba druhy ionizujícího záření (beta i gama), které mají energii vyšší než 250 keV.⁵

¹⁸KLENER, V a kol.: *Principy a praxe radiační ochrany*. Praha: Státní úřad pro jadernou bezpečnost, 2000, 619 s. ISBN 80-238-3703-6.

¹⁹KLENER, V. a kol.: *Principy a praxe radiační ochrany*. Praha: Státní úřad pro jadernou bezpečnost, 2000, 619 s. ISBN 80-238-3703-6.

3.5 VELIČINY A JEDNOTKY RO A DOZIMETRIE^{4,5}

Již brzy po objevení paprsků X bylo zřejmé, že jejich používání bude mít dopad nejen na zdravotní stav pacientů ale také lékařského personálu včetně radiologických asistentů. Bylo tedy třeba stanovit určitá kritéria, jejichž význam spočíval v redukci radiační zátěže jak pro pacienta, tak pro zdravotnický personál pracující s ionizujícím zářením. Na základě tohoto poznatku vznikla dvě nová úzce spolu související odvětví medicínského oboru, jedná se o Radiační ochranu a Dozimetrii.

3.5.1 Veličiny v dozimetrii

Absorbovaná dávka D – je podíl střední sdělené energie, kterou předá ionizující záření látce a hmotnosti této látky. Je vyjádřena vztahem $D = dE/dm$, kde dE , značí střední energii ionizujícího záření a dm hmotnost ozařovaného objemu. Jednotkou absorbované dávky je $1\text{Gy} [\text{J.kg}^{-1}]$.

$$D = dE/dm$$

Dávkový příkon D' – vyjadřuje přírůstek dávky dD za jednotku času dt . Jednotkou dávkového příkonu je Gy za sekundu $[\text{Gy.s}^{-1}]$.

$$D = dD/dt$$

Kerma K – je podíl celkové kinetické energie (dEk) všech nabitých částic uvolněných nenabitými ionizujícími částicemi v látce a hmotnosti této látky (dm).

$$K = dEk/dm$$

Kermový příkon – jedná se o změnu dávky za jednotku času. Jednotka zůstává $[\text{Gy.s}^{-1}]$.

Expozice – patří mezi historicky nejstarší veličiny. Je platná jen pro fotonové záření ve vzduchu. Vyjadřuje velikost náboje všech iontů vzniklých při průchodu fotonového záření vzduchem.

$$X[\text{C.kg}^{-1}]$$

3.5.2 Veličiny v radiační ochraně

Ekvivalentní dávka – je součin radiačního váhového faktoru w_T a střední absorbované dávky D_{TR} v orgánu či tkáni T.

$$H_T = w_R \cdot D_{TR}$$

Efektivní dávka – je součet součinů tkáňových váhových faktorů w_T a ekvivalentní dávky H_T v ozářených tkáních či orgánech T.

$$E = \sum w_T \cdot H_T$$

Dávkový ekvivalent – je součin absorbované dávky v bodě tkáně a jakostního činitele Q vyjadřujícího rozdílnou biologickou účinnost různých druhů záření.

$$H = D \cdot Q \text{ [J.kg}^{-1}\text{]}$$

Osobní dávkový ekvivalent – je dávkový ekvivalent v daném bodě pod povrchem těla v hloubce d. Jednotkou je Sv.

$$H_p(d) \text{ [Sv]}$$

Rozlišujeme $H_p(0,07)$, který se nachází 0,07 mm pod povrchem těla a $H_p(10)$, který se nachází v hloubce 10 mm pod povrchem těla.

Kolektivní dávka – je součet efektivních dávek všech jedinců v určité skupině. Jednotkou je $[\text{J.kg}^{-1}]$.

4. POČÍTAČOVÁ TOMOGRAFIE (CT)

4.1 HISTORIE POČÍTAČOVÉ TOMOGRAFIE

„Objev výpočetní tomografie (computed tomography, CT) bývá vzhledem k medicínskému významu často srovnáván s významem samotného objevu „paprsků X“. Oprávněnost tohoto srovnání podporuje razantnost a rychlost, s jakými výpočetní tomografie pronikla do všech oblastí medicíny. Přesto ale uteklo téměř deset let od vypracování teorie metody výpočetní tomografie do zkonstruování prvního v praxi použitelného výpočetního tomografu. Autorem teorie snímkování jednotlivých vrstev lidského těla a následné rekonstrukce obrazu pomocí výpočetní techniky je často neprávem opomíjený Allan MacLeod Cormack, který položil základy výpočetní tomografie již v roce 1963. Na základech Cormackovy teorie zkonstruoval až v roce 1972 fyzik Godfrey Newbold Hounsfield první klinicky použitelný výpočetní tomograf – hlavový EMI Mark I. Zdánlivě příliš dlouhá doba mezi teoretickým popisem metody a jejím opravdovým uvedením do praxe je pochopitelná, když si uvědomíme, jaké nároky má na rychlost zpracování obrovského množství dat. Proto teprve vysoká úroveň výpočetní techniky umožnila zrod nové zobrazovací vyšetřovací metody. Pro velký přínos této metody získali Hounsfield společně s Cormackem v roce 1979 Nobelovu cenu za medicínu.“^{20 s. 6}

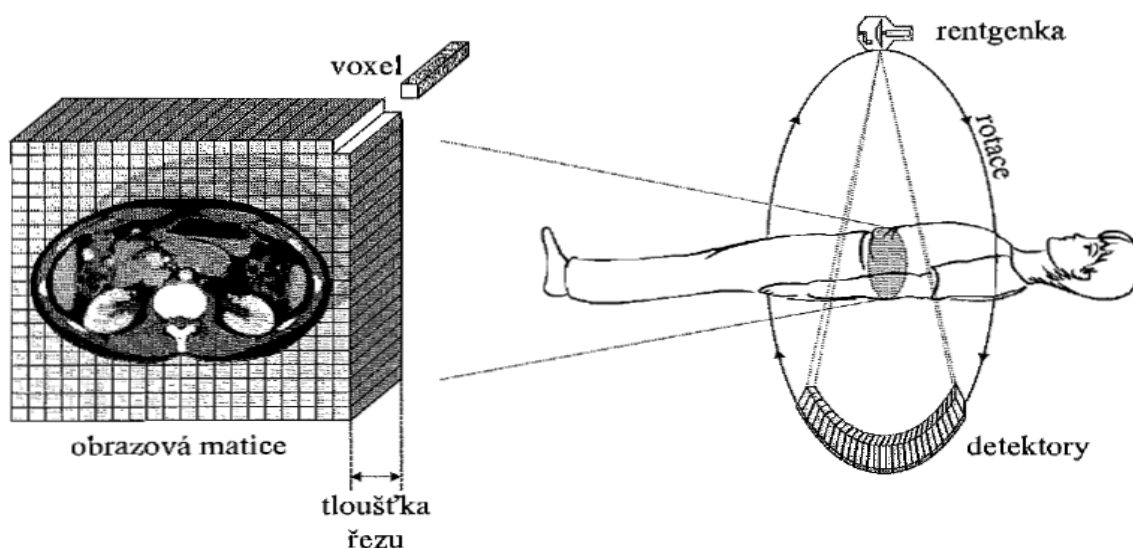
Počítačová tomografie nebo také výpočetní tomografie (CT), se za posledních několik desetiletí značnou mírou zdokonalila a stále se zdokonaluje. Každý rok se objevují nové a nové konstrukční prvky, které zajistí lepší schopnost rozlišení, redukují šířku ozařované vrstvy a celkově zkrátí čas vyšetřování (expozice). Nicméně, každé pro má i své proti. S rostoucím počtem CT vyšetření stoupá i kolektivní dávka z lékařského ozáření. Proto je potřeba využívat metody optimalizace radiační dávky (ALARA). Vyšetřování tzv. „vrstev“ lidského těla je stále zázrakem medicínské vědy, nicméně zázrakem, který je v dnešní době na denním pořádku. Dlouhodobý výzkum v oblasti zobrazování lidského těla přináší velmi pozitivní výsledky.³

²⁰VÁLEK, Vlastimil. *Moderní diagnostické metody: Výpočetní tomografie II. díl.* 1.vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně, 1998. ISBN 80-7013-294-9.

4.2 PRINCIP VÝPOČETNÍ TOMOGRAFIE

Výpočetní tomografie je radiodiagnostická zobrazovací metoda, využívající průřezové obrazy tkáňových struktur, které jsou rekonstruovány výpočetní technikou podle rozdílné absorpce RTG záření v mnoha různých projekcích (obr. 5). Kolem vyšetřovaného objektu obíhá (rotuje) rentgenka spolu s detektory záření, uloženými na opačné straně gantry. Fotony, které po průchodu vyšetřovanou oblastí pacienta dopadnou na detektory, jsou následně změněny na elektrické impulzy. Vzniklé elektrické impulzy jsou dále počítačově rekonstruovány za vzniku příčného řezu vyšetřovanou oblastí, tzv. tomogramu. Tomografický obraz je výsledkem rozdílu vstupní intenzity záření, které vyšlo z rentgenky a výstupní intenzity záření po dopadu na detektory.

Vzniklý CT obraz je dvourozměrná síť (matice) složená z mnoha malých čtverečků (pixelů). Pixel je bezrozměrná jednotka digitální rastrové grafiky. Počet pixelů ovlivňuje rozlišení výsledného obrazu. Velikost matice nám určuje, z kolika pixelů je CT obraz složený. Nejpoužívanějšími maticemi v současné době jsou matice 256x256, matice 512x512 a u některých přístrojů matice 1024x1024. Nicméně vyšetřovaná oblast má také nějakou tloušťku, a proto se CT obraz skládá z kvádrů, tzv. voxelů (Obr. 5). Objemovým analogem pixelu je tedy voxel, jehož velikost závisí na šířce vrstvy a velikosti matice.¹⁰



Obr. 3 Schematické znázornění výpočetní tomografie^{22 s. 84}

²²HUŠÁK, V. a kol.: *Radiační ochrana pro radiologické asistenty*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2009, 138 s. ISBN 978-802-4423-500.

4.3 PRINCIP VÝSTAVBY CT OBRAZU

„Na jednotlivých vrstvách (tomogramech) při CT vyšetření stupně šedi zobrazují průměrnou absorpci záření v určitém objemu tkáně – voxelu. Lze si představit, že výpočetní tomograf si rozdělí celé tělo ve vyšetřované vrstvě na tisíc drobných kvádrů a v každém z nich proměří absorpci. Výsledná absorpce (denzita) je potom zobrazena ve stupních šedi odpovídající části obrazu.“^{23 s. 7}

Číselné hodnoty denzit (Hounsfieldovi jednotky - HU) jsou zaneseny do Hounsfieldovy stupnice šedi, která umožňuje rozlišit 4096 odstínů šedi (lidské oko je schopno rozlišit pouze 20 odstínů). Například vzduch má na Hounsfieldově škále hodnotu -1000 HU, hodnota pro vodu je 0 HU a hodnota pro kostní struktury se pohybuje okolo +1000 HU (tab. 4.1). Pokud by hodnota byla vyšší než +3000 HU jedná se o kov.

Tab. 2 Denzity tkání, orgánů a některých patologických jevů^{24 s. 8}

Objekt	denzita HU	Objekt	denzita HU
vzduch	-1000	bílá hmota mozková	+25 až +32
tuk	-40 až -120	absces - stěna	+28 až +35
voda	0	nádory všeobecně	+30 až +50
cysta	+0 až +15	šedá hmota mozková	+30 až +40
žluč	+5 až +10	ledviny	+30 až +37
mozkomíšní mok	+3 až +14	krev v aortě	+31 až +45
starý infarkt mozku	+10 až +16	slinivka břišní	+34 až +45
absces - obsah	+15 až +35	mízní uzliny	+35 až +40
starý hematom	+18 až +40	slezina	+45 až +55
otok mozku	+18 až +26	játra	+50 až +68
nekrózy	+19 až +25	čerstvý hematom	+65 až +85
čerstvý infarkt mozku	+22 až +26	kalcifikace	nad +85
metastázy	+25 až +50	kompaktní kost	+1000 a více

²³VÁLEK, Vlastimil. Moderní diagnostické metody: Výpočetní tomografie II. díl. 1.vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně, 1998. ISBN 80-7013-294-9.

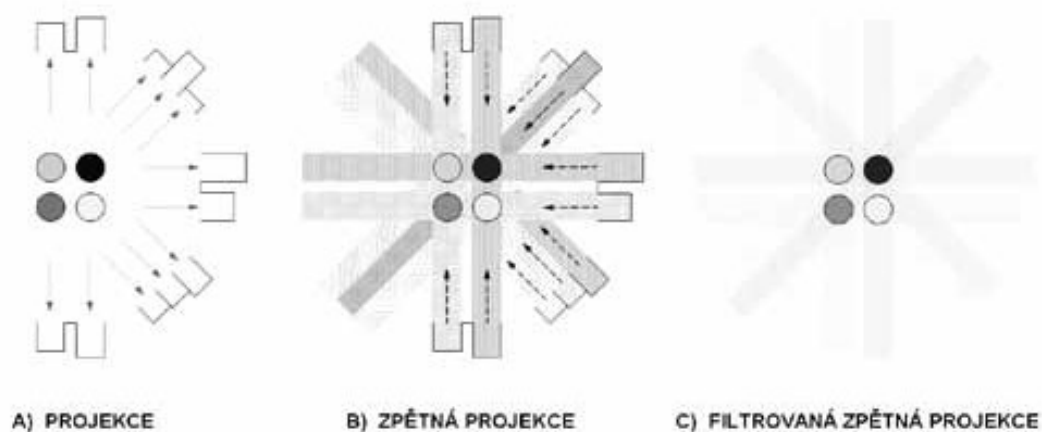
²⁴VÁLEK, Vlastimil. Moderní diagnostické metody: Výpočetní tomografie II. díl. 1.vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně, 1998. ISBN 80-7013-294-9.

4.3.2 Filtrovaná zpětná projekce

„A právě časové nároky na rekonstrukční proces byly příčinou, proč již v sedmdesátých letech statistické postupy iterativní rekonstrukce CT obrazu plně ustoupily metodám analytickým, konkrétně tzv. filtrované zpětné projekci (filtered back projection – FBP). Její výrazně (až 1000krát!) nižší nároky na výpočetní výkon i snazší implementace vedly k tomu, že se FBP stala na celá desetiletí zlatým standardem v rekonstrukci CT obrazu.

Vlastní princip FBP není složitý. Projekční data, která skener sbírá z každé úhlové projekce během rotace okolo vyšetřovaného objektu, jsou poté hromadně zpětně promítnuta (proto „zpětná projekce“) do přibližného obrazu objektu, ve kterém jednotlivé projekce budou konstruktivně interferovat na strukturách objektu, které zeslabily průchod rentgenového svazku (v případě výpočetní tomografie) nebo kde se nacházel zdroj záření (v případě emisní tomografie), (obr. 2). Ze schématu je patrné, že tento přibližný obraz trpí množstvím hvězdicovitě uspořádaných artefaktů vznikajících v místech, která neodpovídají reálným strukturám objektu a která se odstraňují pomocí high-pass filtru (proto „filtrovaná zpětná projekce“). K vlastnímu výpočtu pak stačí vyřešit soustavu lineárních integrálů, což je matematicky velmi efektivní, a tudíž rychlá operace. Zásadní nevýhodou FBP je fakt, že z matematického hlediska Radonova transformace funguje přesně pouze s přesnými daty. Projekční data z výpočetního tomografu ale obsahují signifikantní podíl šumu. Tento šum je navíc při použití filtru v rámci FBP nežádoucím způsobem zesilován. Z toho vyplývá, že použití FBP má v CT technologii své jasné limity: Zásadní snížení dávky (mAs nebo kV) totiž vede k dramatickému nárůstu obrazového šumu a k nedignostickému výsledku.²⁵ s. 169-176 (Obr. 6)

²⁵ ŽIŽKA, Jan. Iterativní rekonstrukce CT obrazu – revoluční krok ve vývoji výpočetní tomografie? Sborník časopisu Česká radiologie, ročník 65, č. 3, Praha, Galén, 2011, s. 169-176 ISSN 1210 1883.



Obr. 4 Princip filtrované zpětné projekce.²⁶ s. 169-176

4.3.1 Iterativní rekonstrukce

„Není bez zajímavosti, že první komerčně dostupné CT přístroje používaly v 70. letech 20. století pro rekonstrukci CT obrazu z hrubých dat právě techniku iterativní rekonstrukce (IR). Jak již sám název napovídá, iterativní rekonstrukce obrazu je z matematického hlediska postup, kdy v mnoha jednotlivých krocích („iteracích“) postupujeme metodou pokus/omyl od velmi hrubého odhadu struktury zkoumaného objektu až po finální obraz, který co nejpřesněji odpovídá naměřeným hodnotám úhrnných absorpčních koeficientů z různých úhlových projekcí. První CT přístroje pracovaly s jednoduchou podobou statické IR, tzv. algebraickou rekonstrukční technikou – ART. Nesmírně cennou vlastností IR je skutečnost, že s narůstajícím počtem iterací se obraz nejen více přibližuje originálu, ale efektivněji se potlačuje i obrazový šum. Hlavní nevýhodou IR je mnohonásobně delší rekonstrukční čas a extrémní nároky na výpočetní výkon.“²⁷ s. 169-176

²⁶ ŽIŽKA, Jan. Iterativní rekonstrukce CT obrazu – revoluční krok ve vývoji výpočetní tomografie? Sborník časopisu Česká radiologie, ročník 65, č. 3, Praha, Galén, 2011, s. 169-176 ISSN 1210 1883.

²⁷ ŽIŽKA, Jan. Iterativní rekonstrukce CT obrazu – revoluční krok ve vývoji výpočetní tomografie? Sborník časopisu Česká radiologie, ročník 65, č. 3, Praha, Galén, 2011, s. 169-176 ISSN 1210 1883.

4.4 HODNOCENÍ REKONSTRUOVANÉHO OBRAZU

Jak již bylo uvedeno, CT přístroje mají schopnost rozlišit asi 4096 odstínů šedi, lidské oko je naproti tomu schopno rozlišit pouze 16-20 odstínů šedi. Při vyhodnocování CT obrazu tedy není možno pracovat najednou s celou šíří Hounsfieldovy stupnice (-1000 - +3000 HU). Celou škálu šedi je nutno včlenit do určitého úseku Hounsfieldovy stupnice. Tak vznikne tzv. CT okno (CT window). Dle potřeby zobrazení konkrétních tkání se nastavuje úroveň okénka (WL- window level) nebo také střed okénka (window center) - a dále je třeba nastavit šíři denzitního záběru struktur, šíři okénka (window width). Struktury s denzitou vyšší než je definované okénko se zobrazí bíle, kdežto struktury s nižší denzitou než je nastavené okénko budou černé. Dle potřeby měníme šíři okénka, jeho střed volíme tak, aby střed zájmu daného vyšetření odpovídal absorpční hodnotě v této oblasti. Při nastavování šíře okénka musíme dbát na minimální a maximální hodnoty denzit tak, aby odpovídaly předpokládaným hodnotám denzit vyšetřovaných tkání. Pokud bychom okénko rozšířili, získáme méně kontrastní obraz, naopak pokud okénko zúžíme, obraz bude kontrastnější.¹⁰

4.5 SOUČÁSTI CT ZAŘÍZENÍ

Počítačový tomograf se skládá z několika základních částí, které jsou pro tento přístroj neměnné. Jedná se o:¹⁰

- 1) tzv. vyšetřovací tunel neboli gantry ve kterém je uložen zdroj záření (rentgenka) a řada detektorů, popř. kolimátory
- 2) vyšetřovací (úložný) stůl, na který uléhá vyšetřovaný pacient
- 3) počítač zpracovávající pořízená data
- 4) ovládací pult pro radiologické asistenty
- 5) generátor vysokého napětí pro rentgenku
- 6) přídatná zařízení (injektor pro podání kontrastní látky)
- 7) zařízení pro monitoraci a komunikaci s vyšetřovnou (kamery, monitory, mikrofony, reproduktory, přenosová zařízení)

4.5.1 GANTRY

„Nedílnými součástmi CT přístroje je vyšetřovací tunel (gantry) a úložný stůl. Gantry je vertikální část stativu, která je v základní poloze kolmá k úložné desce stolu, přičemž je ji možno v omezeném úhlu (max. $\pm 30^\circ$) sklápět podél horizontální osy. V gantry je uložena rentgenka s krytem a chladicím systémem, soubor detektorů a zařízení pro pohyb rentgenky a detektorů během expozice. Ve středu gantry je kruhový otvor o průměru 50 – 70 cm, do něhož se zasouvá úložná deska stolu. Po celém obvodu otvoru gantry je úzká štěrbina pro průchod záření. Vyšetřovaná vrstva se musí ocitnout v úrovni této štěrby. Většina CT přístrojů má optický kříž pro nastavení linie štěrby. Nemocný leží vodorovně na vyšetřovacím stole s motoricky pohyblivou úložnou deskou, která se pohybuje ve dvou směrech.“²⁸ s. 12

4.5.2 DETEKTORY IZ

„Detektory registrují absolutní množství rentgenového záření prošlého pacientem. Intenzita záření po průchodu pacientem je oslabena. Toto oslabení je přímo úměrné atomovému číslu prvku v tkáni a závisí i na anatomickém složení tkáně. Dopadající intenzitu záření detektory přeměňují na elektrický analogový signál, úměrný velikosti dopadajícího záření. Po přeměně analogové hodnoty do digitální (číselné) podoby (analogově-digitální převodník) se informace ve formě takzvaných hrubých (surových) dat (raw data) předává dále ke zpracování obrazovému počítači. Tyto číselné údaje jsou základními stavebními kameny budoucího obrazu.“²⁹ s. 11

²⁸VÁLEK, Vlastimil. Moderní diagnostické metody: Výpočetní tomografie II. díl. 1.vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně, 1998. ISBN 80-7013-294-9.

²⁹VÁLEK, Vlastimil. Moderní diagnostické metody: Výpočetní tomografie II. díl. 1.vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně, 1998. ISBN 80-7013-294-9 .

4.5.2.1 PLYNOVÉ DETEKTORY

„Pro snazší pochopení si můžeme plynové detektory představit jako nádoby, které jsou pod vysokým tlakem plněny xenonem. Potřebný tlak je řádově 10-20 MPa. Pracují na principu ionizačních komůrek. Fotony rentgenového záření v nich vyvolávají měřitelnou ionizaci. Pro svůj provoz potřebují naprosto stabilní tlak plynu a stálé napětí kolem 500 až 1000 V. Konstrukčně je plynový detektor tvořen jednou nádobou s neúplnými přepážkami. Přepážky vytváří funkční samostatné komůrky. Jejich neúplnost zajišťuje naprostou rovnoměrnost tlaku plynu ve všech komůrkách. Velkou výhodou plynových detektorů je, že mají i tendence k „dozařování“ (tj. ovlivnění naměřených hodnot předchozím kvantem fotonů). Proto se hodí i pro velmi krátké expozice. Nevykazují také tepelnou závislost. Oproti scintilačním detektorům je nevýhodou menší kvantová účinnost.“³⁰ s. 12

4.5.2.2 SCINTILAČNÍ DETEKTORY

Jsou tvořeny cesiumjodovými (CsJ) nebo bismutgermaniovými ($\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$) krystaly, které fungují jako polovodiče. Foton dopadlý na tento detektor, je změněn na světlo a dále na elektroimpuls, jehož intenzita je úměrná energii fotonů dopadlých na tento detektor.

Vytvořený elektrický impuls je dále zpracováván počítačem.¹⁰

„Vlastní scintilační krystal je buď přímo spojen s fotonásobičem, nebo světlocitlivým polovodičem. Rozdílem také je, že oproti plynovým detektorům, které je nutno zahřívat na určitou stálou teplotu, scintilační krystaly musíme chladit. Intenzita jejich signálu je závislá na jejich teplotě. Malé rozměry scintilačních krystalů umožňují velmi těsné uložení vedle sebe. Jejich konstrukce dovoluje přesnou registraci i velkých kvant fotonů. Další velkou výhodou je snazší vyclonění, které není tak dobré u plynových detektorů. Oproti plynovým detektorům mají scintilační krystaly vyšší kvantovou účinnost. Hlavní nevýhodou je ovlivnění naměřených hodnot předchozím kvantem energie, což se musí složitými postupy omezovat; pro rychlé skeny pod 1,0 s jsou tyto detektory na hranici svých možností.“³¹ s. 12

³⁰VÁLEK, Vlastimil. Moderní diagnostické metody: Výpočetní tomografie II. díl. 1.vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně, 1998. ISBN 80-7013-294-9

³¹VÁLEK, Vlastimil. Moderní diagnostické metody: Výpočetní tomografie II. díl. 1.vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně, 1998. ISBN 80-7013-294-9

4.5.3 ŘÍDÍCÍ POČÍTAČ A DIGITÁLNĚ ANALOGOVÝ PŘEVODNÍK

„Moderní CT přístroje pracují se dvěma vysoce výkonnými počítači. Řídící počítač synchronizuje a koordinuje soubor funkcí celého zařízení. Do zobrazovacího zařízení přicházejí údaje v číslíkové podobě a prodělávají v něm potřebná matematická zpracování a korekce. Na pomyslném konci je digitálně analogový převodník, který absolutní číselné hodnoty převádí podle nastavení šířky okénka a středu okénka na relativní hodnoty odstínů šedi. Z těch vzniká na obrazovce monitoru viditelný obraz. Zároveň se všechna zpracovaná data archivují dočasně v digitální formě v operační paměti nebo na pevném disku.“³² s. 13

4.5.4 OVLÁDACÍ PULT

„Ovládací pult CT přístroje (ovládací konzola) je rozhodující obslužnou a komunikační složkou CT zařízení, pomocí které se zadávají základní podmínky vyšetření. Klávesnice ovládacího pultu je obdobou klávesnice běžných počítačů doplněnou o řadu speciálních povelových tlačítek, digitální pero nebo myš. Dialog s počítačem, který nabízí možnosti dalšího postupu, sledujeme na obrazovce monitoru. Na ovládacím pultu jsou i signalizační zařízení, včetně signalizace poruchy funkce. Monitor pracuje s vysokým rozlišením, dnes obvykle s více než 1200 řádek. Důležitá je i možnost komunikace s vyšetřovnou rozhlasem, průmyslovou televizí apod. Obslužný pult je dále napojen na dokumentační složky (multiformátová nebo laserová kamera, optický disk). Může být propojen i s vyhodnocovacím pultem (tzv. vyhodnocovací, sekundární konzolou nebo pracovní stanicí).“³³ s. 13

³²VÁLEK, Vlastimil. Moderní diagnostické metody: Výpočetní tomografie II. díl. 1.vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně, 1998. ISBN 80-7013-294-9

³³VÁLEK, Vlastimil. Moderní diagnostické metody: Výpočetní tomografie II. díl. 1.vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně, 1998. ISBN 80-7013-294-9

4.6 KONVEČNÍ A SPIRÁLNÍ SKENOVÁNÍ¹⁰

Rozdíly mezi konvečním a spirálním (helikálním) způsobem skenování spočívají především v pohybu soustavy rentgenka-detektor a v délce skenovacího (expozičního) času. Při konvečním způsobu skenování se vyšetřovací stůl s pacientem pohyboval pouze v době mezi dílčími skeny. V čase expozice, kdy rentgenka a detektory na opačné straně gantry rotovaly v půlkruhu, se vyšetřovací stůl nepohyboval. Způsob konvečního skenování se týká prvních dvou generací CT přístroje. V roce 1987 přišel zlom ve způsobu skenování. Pacient zajížděl do gantry rovnoměrně, přičemž rentgenka společně s detektory rotovala kolem vyšetřovaného pacienta po celém obvodu gantry. Tento způsob skenování se nazývá spirální nebo také helikální. Spirálního způsobu skenování, který se bude zcela jistě zdokonalovat, využívají přístroje třetí generace.

4.7 GENERACE CT

Dnes je známo 5 generací CT přístrojů. Rozděleny jsou do skupin podle určitých kritérií, jako je například způsob skenování či uložení rentgenky a detektorů. Mnozí by pravděpodobně řekli, že CT první generace je přístroj nejprimitivnější a oproti tomu CT páté generace nejvyspělejší. To ovšem není zcela pravda. Nejčastěji používaným typem počítačového tomografu je CT přístroj třetí generace. Rozdělení je tedy následující:

1. generace: přístroje první generace jsou dnes pouze historickou záležitostí. Záření, které vycházelo z rentgenky, bylo kolimováno do úzkého takzvaného tužkového svazku. Záření emitované rentgenkou bylo snímáno pouze jedním detektorem, který vykonával společně s rentgenkou půlkruhový pohyb. Tvorba jednoho řezu trvala přibližně 5 minut. Radiační zátěž pro pacienta byla velká.
2. generace: pohyb u této generace zůstává zachován, změnil se však počet detektorů a tvar svazku záření, který má tvar vějíře. Větší počet detektorů je umístěn naproti rentgenke, se kterou společně rotují. Výsledný obraz je zhotoven během 10 sekund.
3. generace: Záření emitované rentgenkou je kolimováno do tvaru širšího vějíře (podobně jako u přístrojů druhé generace). Počet detektorů se pohybuje okolo 1000 a jsou uloženy na kruhovém oblouku v jedné nebo i více řadách. Detektory i rentgenka rotují společně kolem pacienta (rotačně-rotační pohyb). Přístroje třetí generace jsou schopny provést statisíce měření během několika sekund.
4. generace: zde jsou detektory umístěny po celém obvodu gantry (jsou stacionární), kolem pacienta rotuje pouze rentgenka. Dokáže provést až miliony měření během 3 sekund.
5. generace: je tzv. Electron Beam CT (EBCT). Tomografie elektronového svazku pomocí takzvaného elektronového děla. Expoziční časy skenování jsou velice krátké, bohužel tyto přístroje jsou u nás prozatím nedostupné.

4.8 SKENOVACÍ PARAMETRY

Před zahájením samotného vyšetřování je nutné nastavit skenovací parametry, jelikož jejich následná úprava po dokončení vyšetření není možná.

4.8.1 SKENOVACÍ PARAMETRY PŘI KONVENČNÍM CT

Mezi skenovací parametry při konvenčním CT vyšetření patří především nastavení hodnot napětí (kV) a proudu (mA) na rentgence, délka skenovacího času, při kterém přístroj zhotoví jeden sken, kolimace vrstvy, posun stolu a doba mezi dílčími skeny.

Hodnota napětí na rentgence se pohybuje od 80 do 140 kV. U většiny vyšetření se hodnoty napětí nemění a pohybují se kolem 120 kV. Každá vyšetřovaná oblast má však trochu jinou denzitu, tudíž můžeme napětí na rentgence zvýšit až na 140 kV (například u vyšetření oblastí s převahou kostí) nebo snížit až na 80 kV (například při pediatrických vyšetřeních). Při volbě hodnoty napětí záleží hned na několika faktorech a to zejména na druhu vyšetřované oblasti, na konstituci vyšetřovaného pacienta a na době skenovacího času. Hodnoty proudu se při CT vyšetření pohybují v rozmezí 50-750 mAs. Nastavení proudu i napětí na rentgence přímo ovlivňují absorbovanou dávku záření. Proto je nutné při každém CT vyšetření, ať už se jedná o dětského pacienta či dospělého člověka, dbát na optimalizaci radiační zátěže, to znamená volit co nejnižší diagnosticky přijatelné dávky záření (princip ALARA).

Nastavení proudu neovlivňuje pouze velikost dávky záření, nýbrž i životnost samotné rentgenky. Čím vyšší hodnoty mAs budeme nastavovat, tím více bude rentgenka zatěžována a její životnost se podstatně zkrátí.

Doba dílčích skenů se pohybuje mezi 1-4 sekundami. Kratší časy volíme na základě stavu vyšetřovaného a typu vyšetření (pacient po těžké, životohrožující nehodě, vyšetření centrální nervové soustavy u neklidných pacientů, dynamická vyšetření s kontrastní látkou).

Časový interval mezi jednotlivými skeny je doba určená pro posun vyšetřovacího stolu (tato vzdálenost činí 1-20 mm) a ochlazení rentgenky. Čas by měl být dostatečně dlouhý, aby pacient mohl v určité míře dýchat, aniž by docházelo k pohybovým artefaktům (rutinní sekvenční skenování). Při dynamickém sekvenčním skenování se časy mezi dílčími skeny podstatně zkracují (4-9 sekund) kvůli intravenózní aplikaci kontrastní látky, jejíž skenování probíhá v určité fázi distribuce této látky.

Tloušťka vrstvy neboli kolimace je jedním z faktorů ovlivňujících kvalitu výsledného obrazu. Většina přístrojů dává možnost nastavení kolimace 1-10 mm. V praxi se však používají kolimace 8-10 mm, kvůli snížení radiační zátěže pacienta, tepelné zátěži rentgenky a časové náročnosti vyšetření.

4.8.2 SKENOVACÍ PARAMETRY PŘI HELIKÁLNÍM CT

Skenovací parametry při spirálním CT vyšetření jsou obdobné jako u konvenčního skenování, doplněné o posun stolu během rotace rentgenky. Nastavujeme tedy hodnoty proudu a napětí na rentgence, kolimace vrstvy a rychlost jakou se pohybuje vyšetřovací stůl během expozice.

Tloušťka vrstvy se při spirálním CT pohybuje rovněž mezi 1 a 10 mm. „*Určité zkreslení obrazu v axiální rovině, které vzniká při pohybu objektu v době rotačního skenování, je kompenzováno speciálním výpočetním algoritmem výstavby obrazu (360° nebo 180° lineární interpolace)*“³⁴ s. 17

Rychlost jednoho otočení rentgenky okolo vyšetřovacího stolu se pohybuje mezi 0,5 a 2 sekundami. Za standardní čas se všeobecně na mezinárodní úrovni považuje čas 1 sekunda (dle výkonnosti přístroje). Nastavení rychlosti posunu stolu neboli dráhy, o kterou se posune vyšetřovací stůl během jednoho otočení rentgenky (většinou za 1 sekundu), závisí na několika faktorech, jako je například tloušťka vrstvy, stav pacienta a velikost vyšetřované oblasti.

Posledními dvěma faktory skenovacích parametrů jsou takzvaný pitch faktor (posun stolu za jednu rotaci rentgenky) a velikost voxelu (ovlivňující především kvalitu následujících 2D a 3D rekonstrukcí).

³⁴VÁLEK, Vlastimil. Moderní diagnostické metody: Výpočetní tomografie II. díl. 1.vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně, 1998. ISBN 80-7013-294-9

4.9 OBRAZOVÉ PARAMETRY

Stejně jako skenovací parametry i obrazové parametry zadáváme před zahájením vyšetření. Obrazové parametry mají však oproti skenovacím parametrům jednu výhodu, můžeme s nimi manipulovat i po ukončeném skenování. Mezi tyto parametry patří: velikost zobrazovaného pole (FOV, field of view), rekonstrukční algoritmus, rekonstrukční interval.

Správné nastavení velikosti zobrazovaného pole je jedním z nejdůležitějších prvků pro hodnocení vytvořeného CT obrazu. Na zhotoveném topogramu se následně nastaví velikost a střed FOV, které se mohou různě posouvat a upravovat podle potřeby. Abychom dosáhli vyššího prostorového rozlišení, zmenšíme velikost zobrazovaného pole.

Rekonstrukční algoritmus

„Nastavením rekonstrukčního algoritmu lze zvýraznit či potlačit přechod denzitního rozhraní mezi jednotlivými obrazovými elementy (pixely). Čím více je tento přechod zvýrazněn, tím je vyšší geometrické rozlišení, ale také vyšší hladina šumu obrazu. Naopak při potlačení denzitních rozhraní je nízká hladina šumu, ale také horší geometrické rozlišení. Pro hodnocení orgánů s vysokými rozdíly denzit (plicní parenchym, skelet, vedlejší dutiny nosní, pyramida) jsou k dispozici algoritmy s vysokým rozlišením (sharp, very sharp, ultra sharp). Pro měkké tkáně se středním rozlišením (medium, soft). Algoritmy s výrazným potlačením rozhraní (very soft) jsou vzhledem k velmi nízké hladině šumu vhodné pro vytváření objemových rekonstrukcí.“³⁵ s. 37

Rekonstrukční interval (increment)

Rekonstrukční increment udává vzdálenost mezi dvěma sousedními rekonstruovanými axiálními obrazy v ose Z. Jeho správné nastavení je nutné pro následné použití rekonstruované série v postprocessingu (např. pro rekonstrukci rovinných či objemových zobrazení), kdy dostatečný překryv jednotlivých obrazů zajistí plynulejší přechody kontur.“³⁶ s. 36

³⁵FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA a Jan BAXA. *Multidetektorová výpočetní tomografie: technika vyšetření*. 1. vyd. Praha: Galén, c2009, 213 s. ISBN 978-80-7262-608-3.

³⁶FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA a Jan BAXA. *Multidetektorová výpočetní tomografie: technika vyšetření*. 1. vyd. Praha: Galén, c2009, 213 s. ISBN 978-80-7262-608-3.

PRAKTICKÁ ČÁST

5. Prvky optimalizace radiační zátěže

Optimalizace radiační dávky, jak již bylo zmíněno v teoretické části, závisí na mnoha technických parametrech ale i znalostech a zkušenostech radiologických asistentů a lékařů. Zvýšenou pozornost věnujeme nastavení proudu, napětí, expozičnímu času a podobně.

Napětí (U) – udává rychlost elektronů a energii emitovaných paprsků X, kvalitu rentgenového záření, velikost šumu v obraze, velikost radiační zátěže a množství vzniklého sekundárního záření.

Proud (I) – určuje intenzitu záření (množství elektronů).

Expoziční čas – délka expozičního času je úměrná absorbované dávce, proto bychom tento čas měli volit co nejkratší, abychom zároveň s dávkou snížili i pravděpodobnost pohybových artefaktů.

Filtrace – cílem primární filtrace je snížit počet nízkoenergetických fotonů ve svazku, které se nepodílejí na vzniku obrazu, nýbrž jen zvyšují radiační zátěž pacienta.

Sekundární clona – pohlcuje sekundární rozptýlené fotony, tím zvyšuje kvalitu obrazu a zároveň snižuje dávku záření.

Vzdálenost pacient – rentgenka – přímo ovlivňuje absorbovanou dávku. S klesající vzdáleností pacienta od rentgenky stoupá radiační zátěž nemocného.

Důležitým parametrem pro nastavení anodového proudu a napětí na rentgence, je také výška a váha pacienta, které přímo ovlivňují velikost efektivní dávky. Vyšší dávku záření obdrží pochopitelně obézní pacient.

6. Metodika

Informace a data pro praktickou část mé práce jsem sbíral na Radiologické klinice Fakultní nemocnice v Hradci Králové. Skenování probíhalo na přístroji Siemens Somatom Definition AS+. Při sběru dat jsem se soustředil na optimalizaci radiační dávky pro pacienta vyšetřovaného pomocí počítačové tomografie. Moderní CT přístroje využívají mimo expoziční automatiky nejrůznějších prvků optimalizace dávky, do kterých je potřeba zasahovat jen v nutných případech. V tuto chvíli bych rád zmínil program, zvaný CARE DOSE. Tento program zajišťuje optimální nastavení proudu během jednotlivých vyšetření, tudíž radiologický asistent volí pouze nastavení napětí, jehož hodnoty nabývají 80, 100, 120, a 140 kV.

Optimalizaci radiační dávky z pohledu radiologického asistenta, jsem pojal způsobem snižování napětí (kV) na rentgence. Dle zkušeností z předchozí teoretické části, by při snižování anodového napětí mělo docházet k redukci radiační dávky.

V první části práce jsem si pro skenování zvolil tři často vyšetřované oblasti lidského těla (hlava, hrudník, břicho). Pro velkou radiační zátěž jsem tyto části simuloval vodním fantomem. Naměřená data jsou spíše orientační vzhledem k tomu, že každý pacient má jinou výšku a váhu, avšak pro důkaz snižování dávky mi tyto hodnoty stačily. U každé části byly vytvořeny čtyři skeny s nastavením sestupného napětí od 140 po 80 kV.

V druhé části práce jsem se věnoval výpočtu efektivní dávky při jednotlivých skenech s rozdílným nastavením anodového napětí. Pro zjištění efektivní dávky byl použit program ImPACT CT patient Dosimetry Calculator, Version 1.0, který po zadání určitých parametrů provedl výpočet. Závislost velikosti efektivní dávky na velikosti napětí byla zaznamenána v grafech.

SKEN č. 1

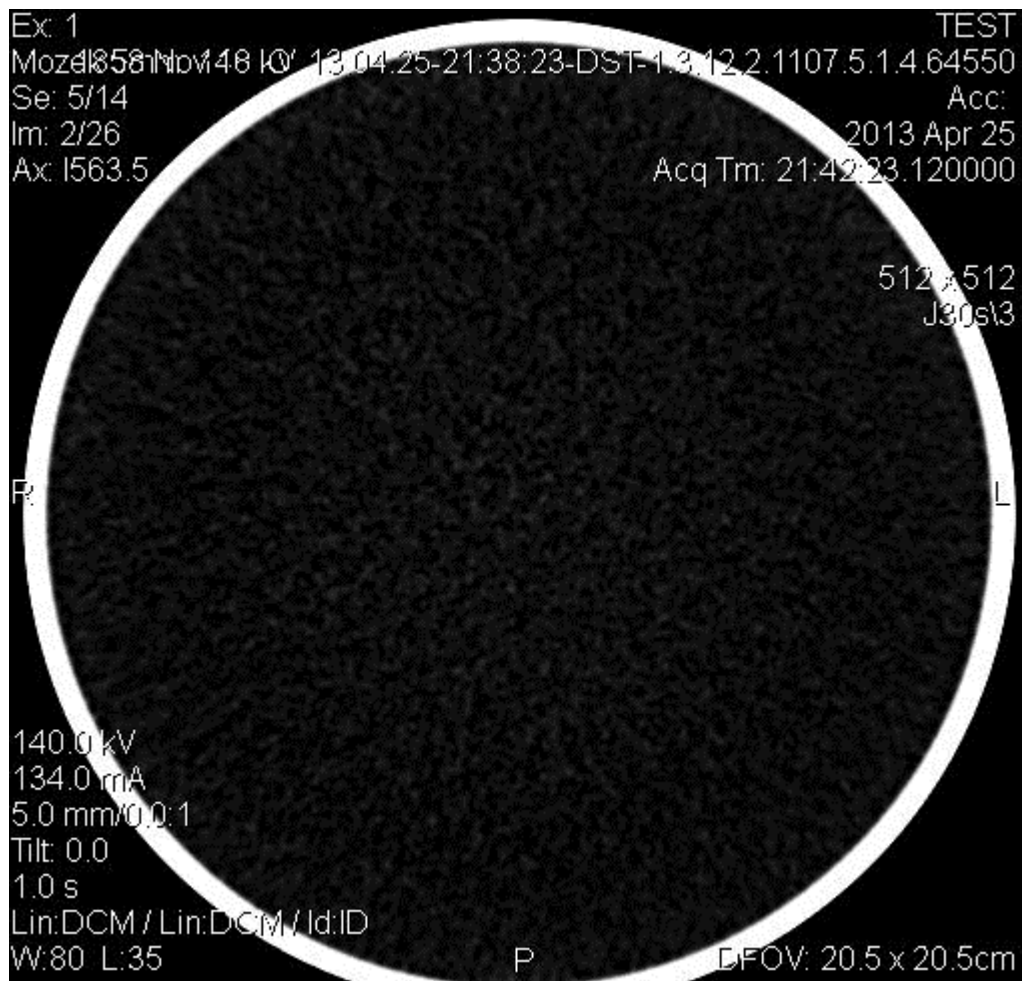
Vyšetřovaná oblast: Hlava (mozek)

Použitá matice: 512x512

Nastavení napětí: 140 kV

Nastavení proudu: 134 mA (CARE DOSE)

Efektivní dávka: 1,6 mSv



Obr. 5 Spirální CT vyšetření hlavy při napětí 140 kV

Při nastavení anodového napětí 140 kV, je na výsledném CT obrazu, oproti dalším třem skenům, zřetelná redukce šumu. Velikost efektivní dávky je však podle předpokladu nejvyšší, její hodnota činí 1,6 mSv.

SKEN č. 2

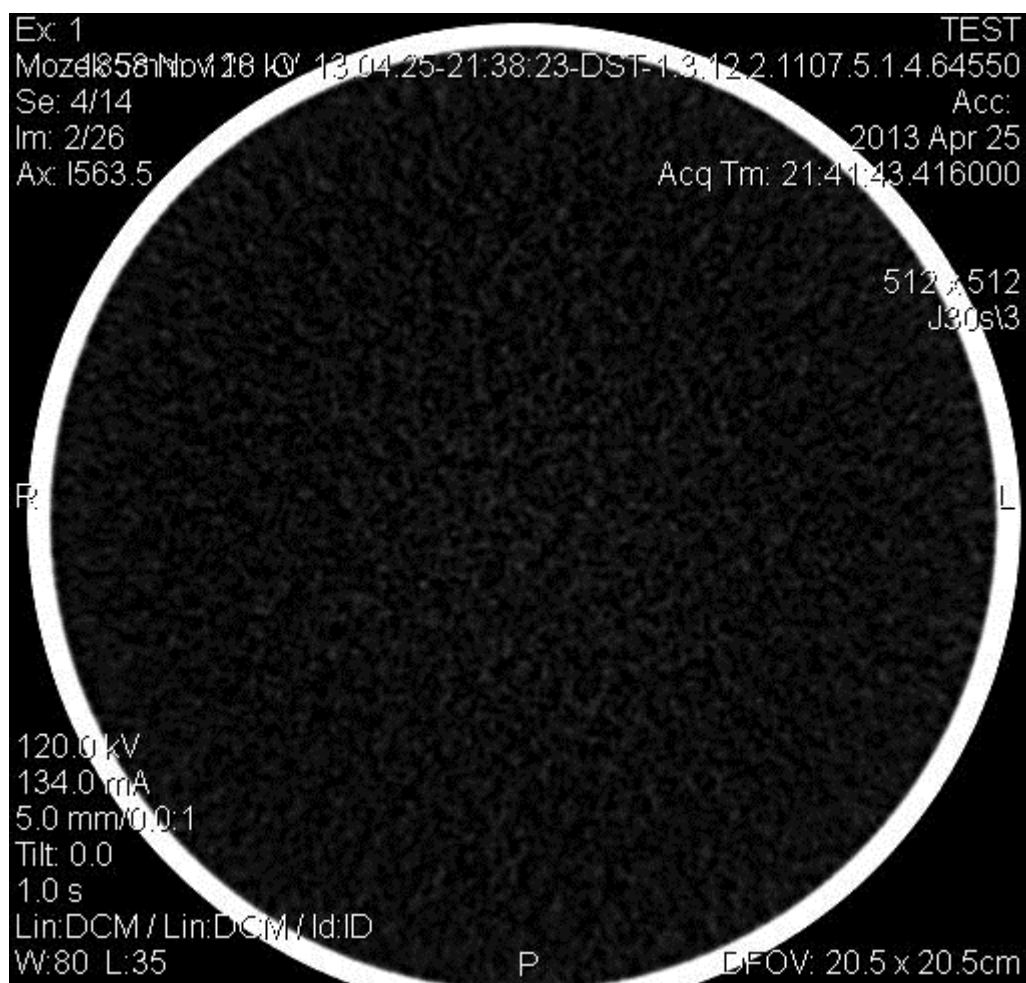
Vyšetřovaná oblast: Hlava (mozek)

Použitá matice: 512x512

Nastavení napětí: 120 kV

Nastavení proudu: 134 mA (CARE DOSE)

Efektivní dávka: 1,3 mSv



Obr. 6 Spirální CT vyšetření hlavy při napětí 120 kV

Při anodovém napětí 120 kV, došlo ke zhoršení šumu (zvětšení zrnitosti), ovšem hodnota efektivní dávky klesla na 1,3 mSv.

SKEN č. 3

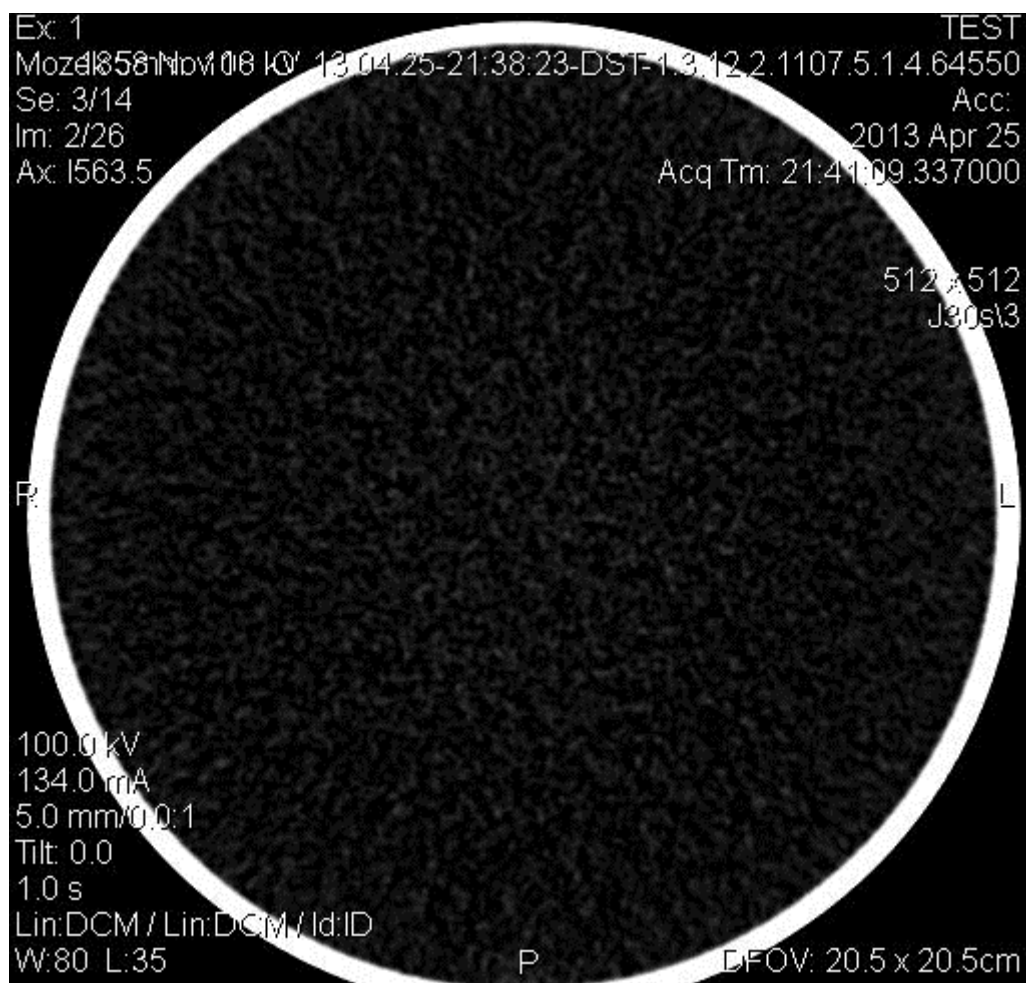
Vyšetřovaná oblast: Hlava (mozek)

Použitá matice: 512x512

Nastavení napětí: 100 kV

Nastavení proudu: 134 mA (CARE DOSE)

Efektivní dávka: 0,71 mSv



Obr. 7 Spirální CT vyšetření hlavy při napětí 100 kV

Při nastavení anodového napětí 100 kV, se šum opět zhoršil, nicméně hodnota efektivní dávky klesla na 0,71 mSv.

SKEN č. 4

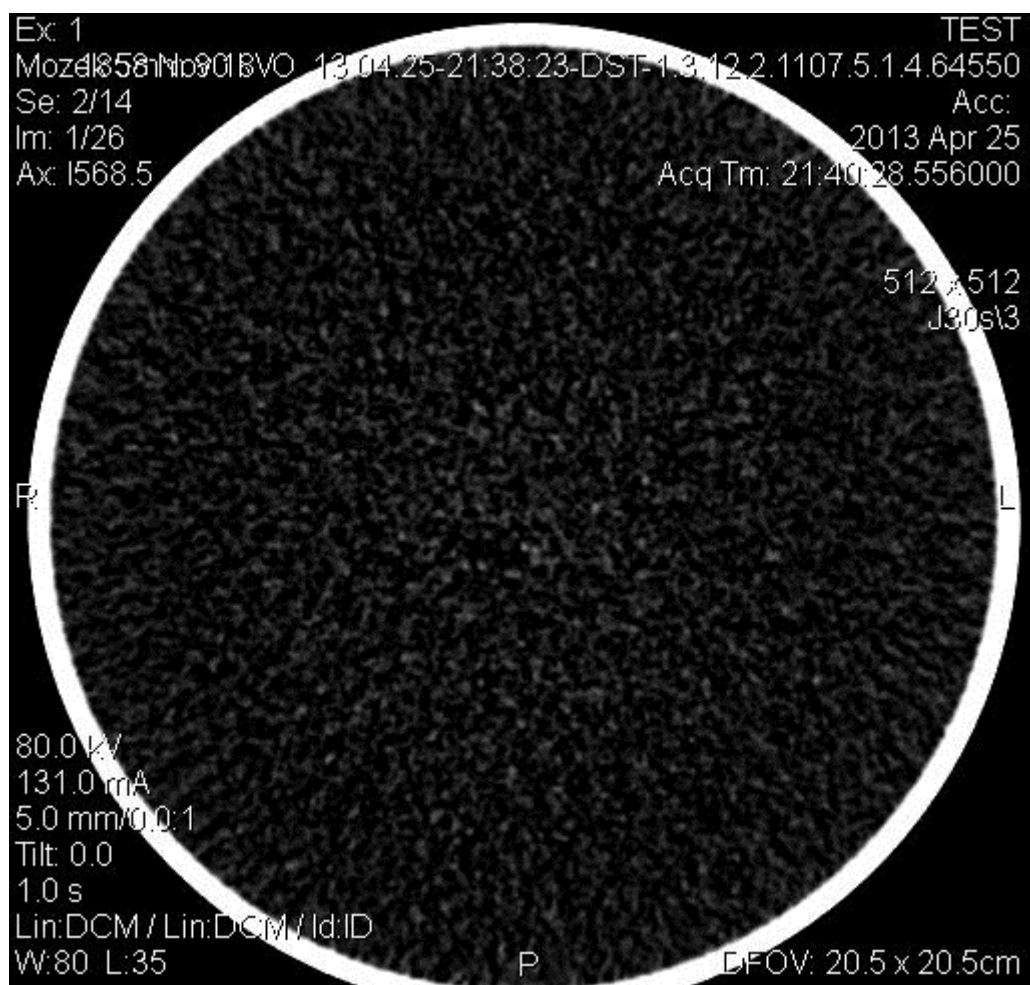
Vyšetřovaná oblast: Hlava (mozek)

Použitá matice: 512x512

Nastavení napětí: 80 kV

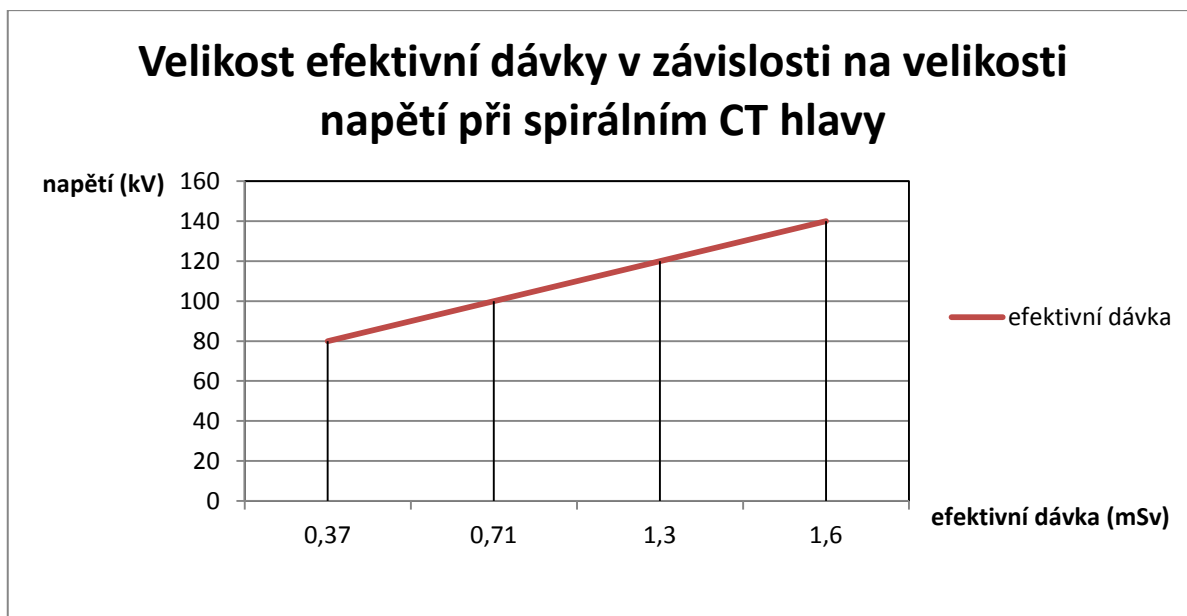
Nastavení proudu: 131 mA (CARE DOSE)

Efektivní dávka: 0,37 mSv



Obr. 8 Spirální CT vyšetření hlavy při napětí 80 kV

Při nastavení anodového napětí 80 kV je šum na výsledném skenu rozsáhlý, nicméně efektivní dávka klesla na hodnotu 0,37 mSv.



Graf. 1 Velikost efektivní dávky v závislosti na velikosti napětí při spirálním CT hlavy

Na grafu, znázorňujícím závislost efektivní dávky na anodovém napětí, jasně vidíme, že při snižování tohoto napětí, dochází ke značné redukci efektivní dávky absorbované pacientem během spirálního vyšetření hlavy. Podle obecného protokolu pro vyšetření hlavy (mozku), by anodové napětí mělo být nastaveno na hodnotu 120 kV. Nižší hodnotu napětí by měl radiologický asistent volit v případě, že pacientem by bylo dítě.

SKEN č. 1

Vyšetřovaná oblast: Hrudník

Použitá matice: 512x512

Nastavení napětí: 140 kV

Nastavení proudu: 75 mA (CARE DOSE)

Efektivní dávka: 5,2 mSv



Obr. 9 Spirální CT vyšetření hrudníku při napětí 140 kV

Při anodovém napětí 140 kV je výsledný CT obraz velmi kvalitní (bez zřetelného šumu), ovšem na úkor efektivní dávky, jejíž hodnota dosáhla 5,2 mSv.

SKEN č. 2

Vyšetřovaná oblast: Hrudník

Použitá matice: 512x512

Nastavení napětí: 120 kV

Nastavení proudu: 75 mA (CARE DOSE)

Efektivní dávka: 3,3 mSv



Obr. 10 Spirální CT vyšetření hrudníku při napětí 120 kV

Při anodovém napětí 120 kV není změna šumu příliš radikální oproti poklesu efektivní dávky, jejíž hodnota je 3,3 mSv.

SKEN č. 3

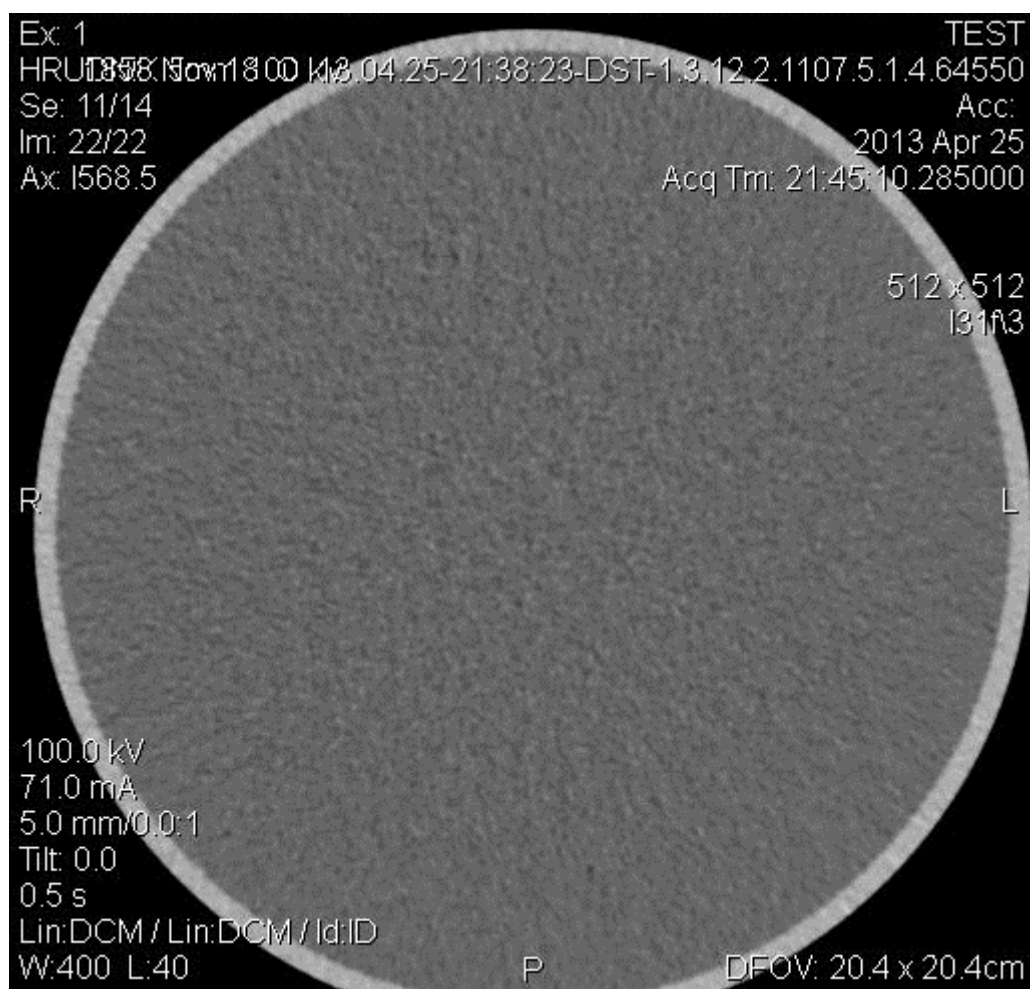
Vyšetřovaná oblast: Hrudník

Použitá matice: 512x512

Nastavení napětí: 100 kV

Nastavení proudu: 71 mA (CARE DOSE)

Efektivní dávka: 1,8 mSv



Obr. 11 Spirální CT vyšetření hrudníku při napětí 100 kV

Při anodovém napětí 100 kV je zrnitost obrazu zřetelná. Hodnota efektivní dávky klesla na 1,8 mSv.

SKEN č. 4

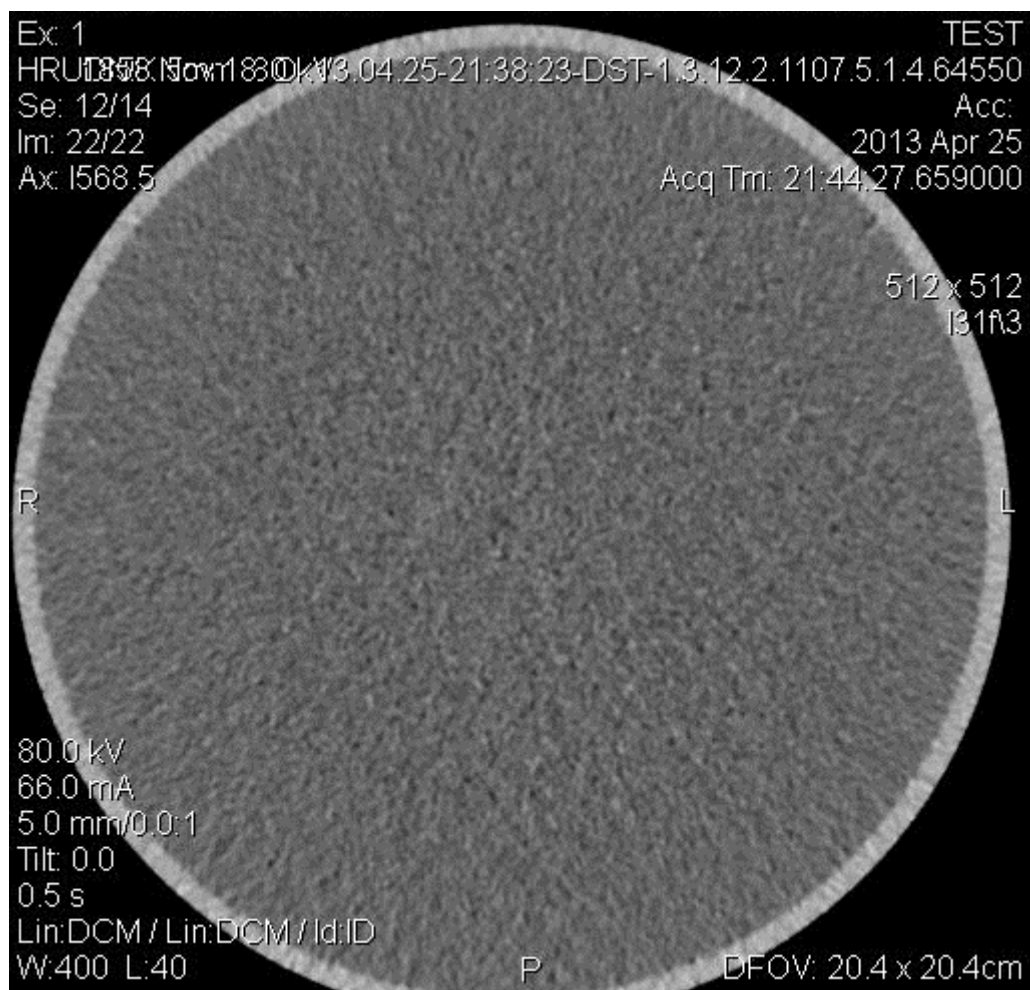
Vyšetřovaná oblast: Hrudník

Použitá matice: 512x512

Nastavení napětí: 80 kV

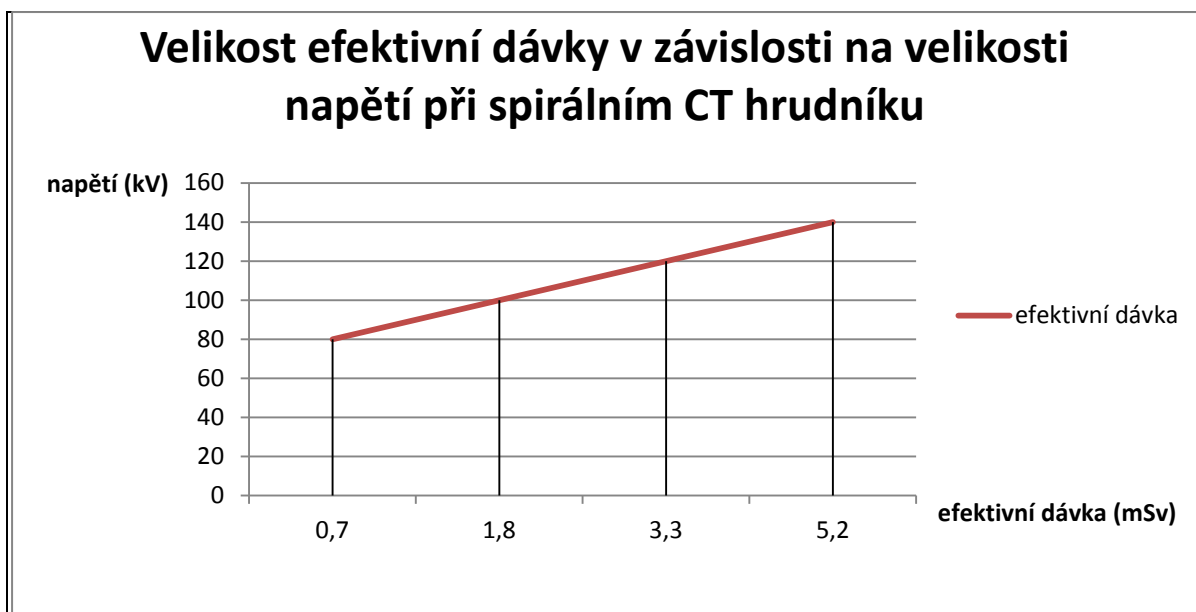
Nastavení proudu: 66 mA (CARE DOSE)

Efektivní dávka: 0,7 mSv



Obr. 12 Spirální CT vyšetření hrudníku při napětí 80 kV

Při anodovém napětí 80 kV získal výsledný obraz značnou zrnitost, avšak efektivní dávka klesla na 0,7 mSv.



Graf. 2 Velikost efektivní dávky v závislosti na velikosti napětí při spirálním CT hrudníku

Na grafu 2, který nám znázorňuje velikost efektivní dávky v závislosti na velikosti anodového napětí při spirálním vyšetření hrudníku, opět vidíme pokles efektivní dávky při snižování tohoto napětí. Například při screeningu karcinomu plic, který patří mezi nízkodávková vyšetření, může radiologický asistent snížit napětí na 100 kV a hodnotu proudu až na 20 mAs.

SKEN č. 1

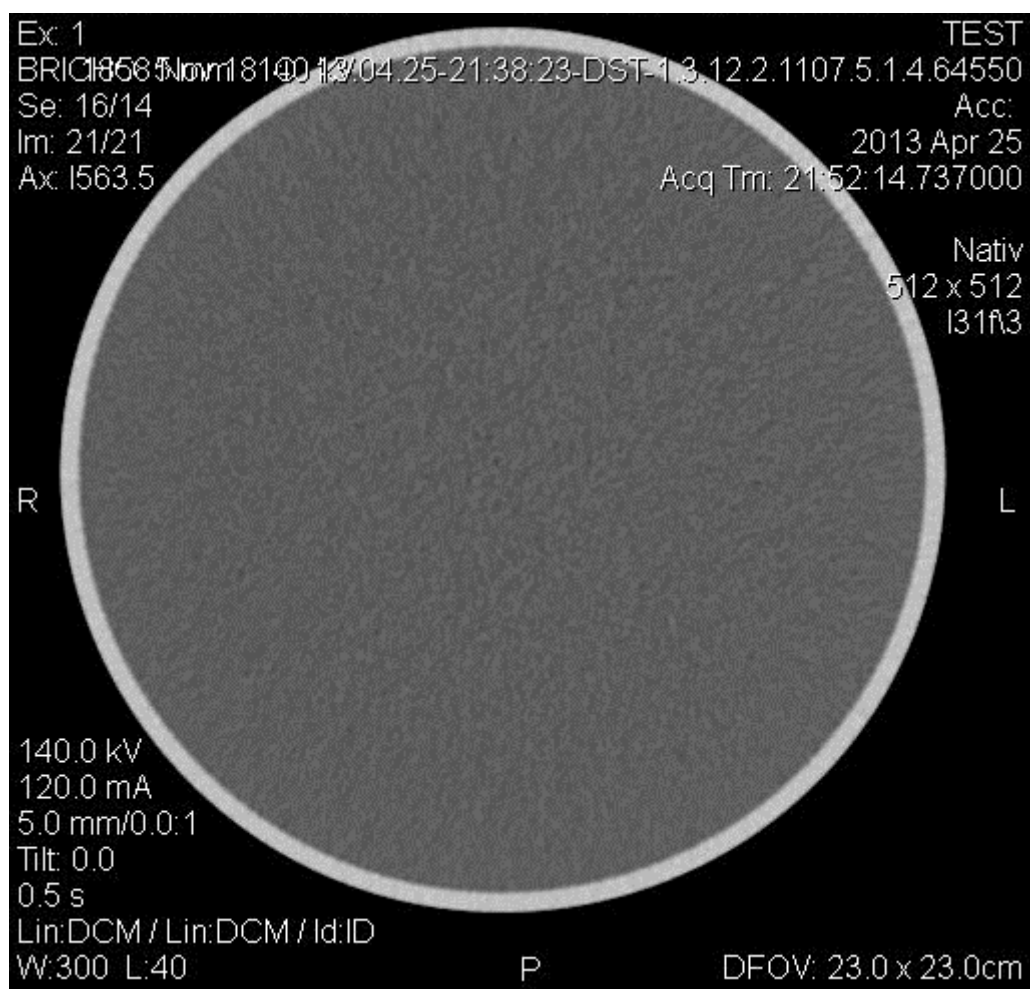
Vyšetřovaná oblast: Břicho

Použitá matice: 512x512

Nastavení napětí: 140 kV

Nastavení proudu: 120 mA (CARE DOSE)

Efektivní dávka: 11 mSv



Obr. 13 Spirální CT vyšetření břicha při napětí 140 kV

V případě nativního vyšetření břicha, při nastavení napětí 140 kV, dosáhla hodnota efektivní dávky na 11 mSv. Šum výsledného obrazu je velmi malý, ovšem za cenu vysoké dávky.

SKEN č. 2

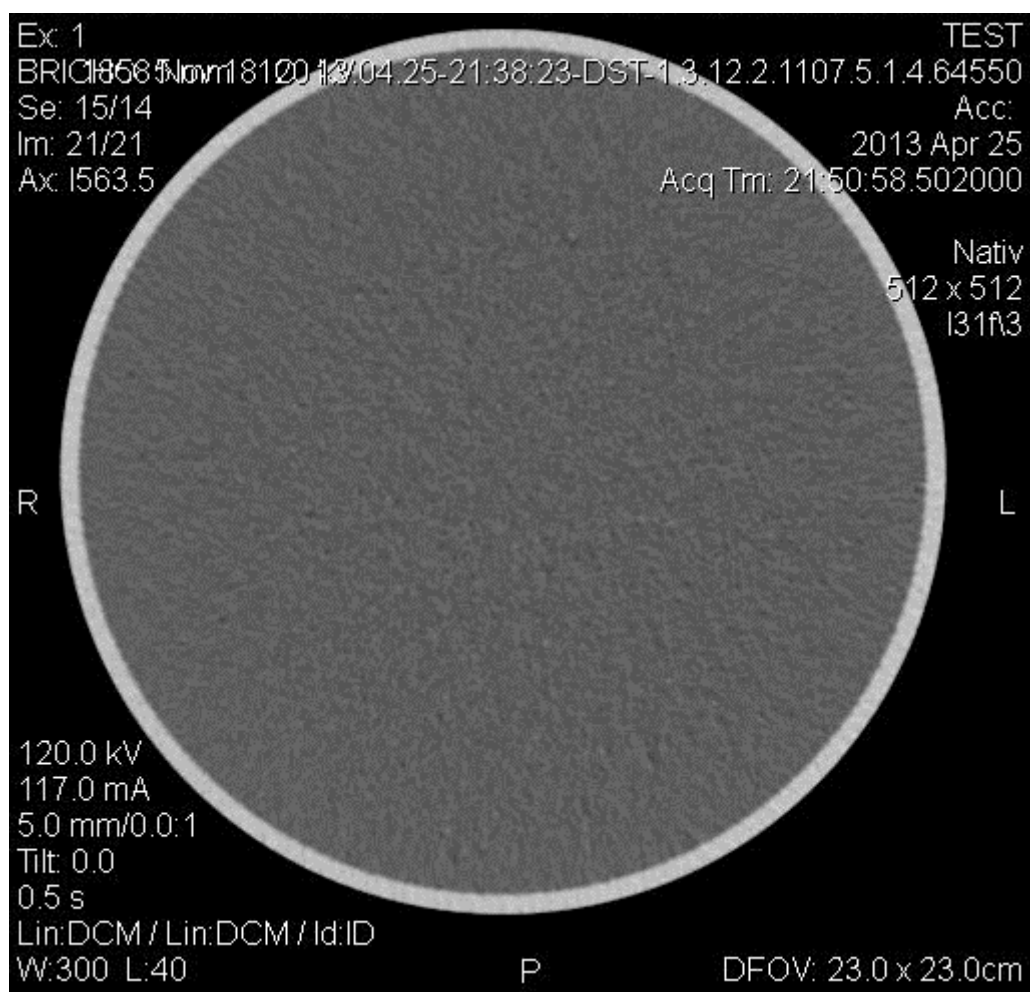
Vyšetřovaná oblast: Břicho

Použitá matice: 512x512

Nastavení napětí: 120 kV

Nastavení proudu: 117 mA (CARE DOSE)

Efektivní dávka: 6,5 mSv



Obr. 14 Spirální CT vyšetření břicha při napětí 120 kV

Při nastavení napětí na 120 kV můžeme na výsledném CT obraze pozorovat mírně zvětšený šum. Efektivní dávka klesla na 6,5 mSv.

SKEN č. 3

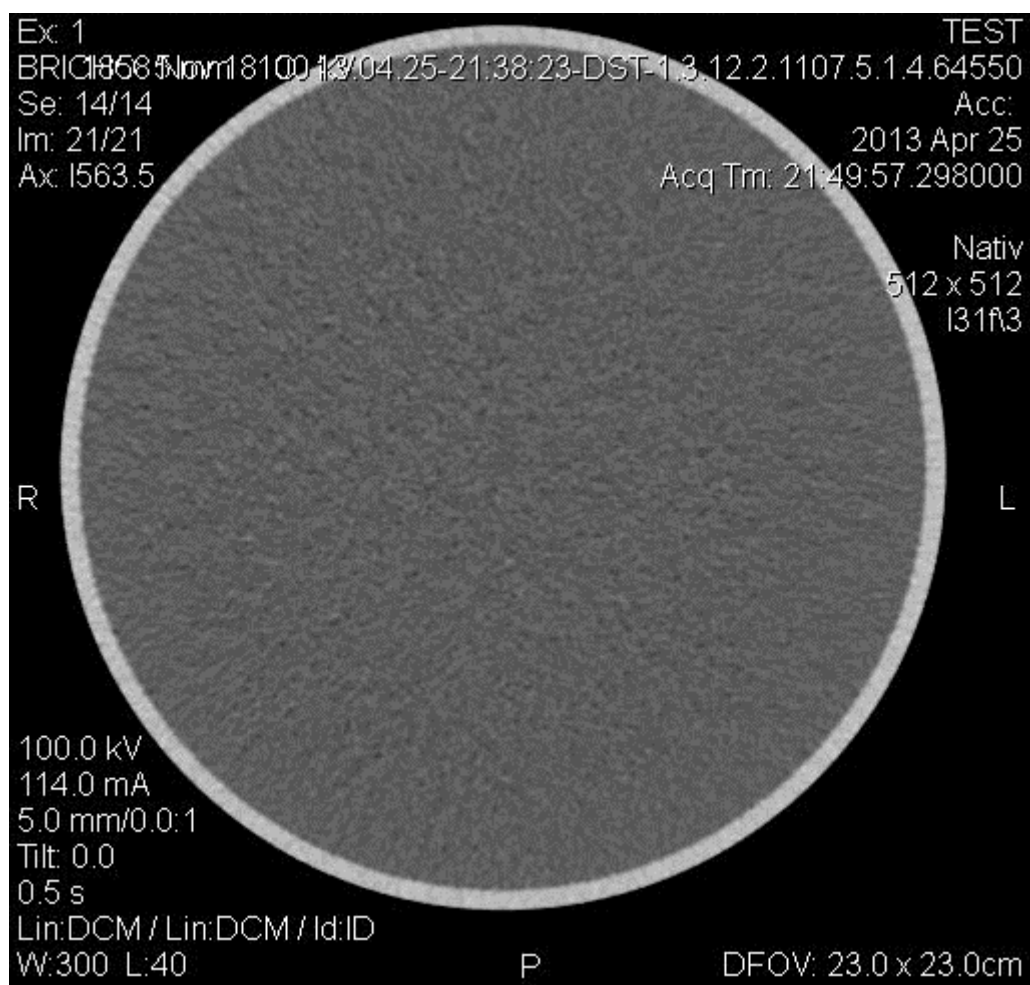
Vyšetřovaná oblast: Břicho

Použitá matice: 512x512

Nastavení napětí: 100 kV

Nastavení proudu: 114 mA (CARE DOSE)

Efektivní dávka: 3,8 mSv



Obr. 15 Spirální CT vyšetření břicha při napětí 100 kV

Efektivní dávka 3,8 mSv je výsledkem nastavení anodového napětí na 100 kV. Zrnitost obrazu je zřetelná, nicméně dávka opět klesla.

SKEN č. 4

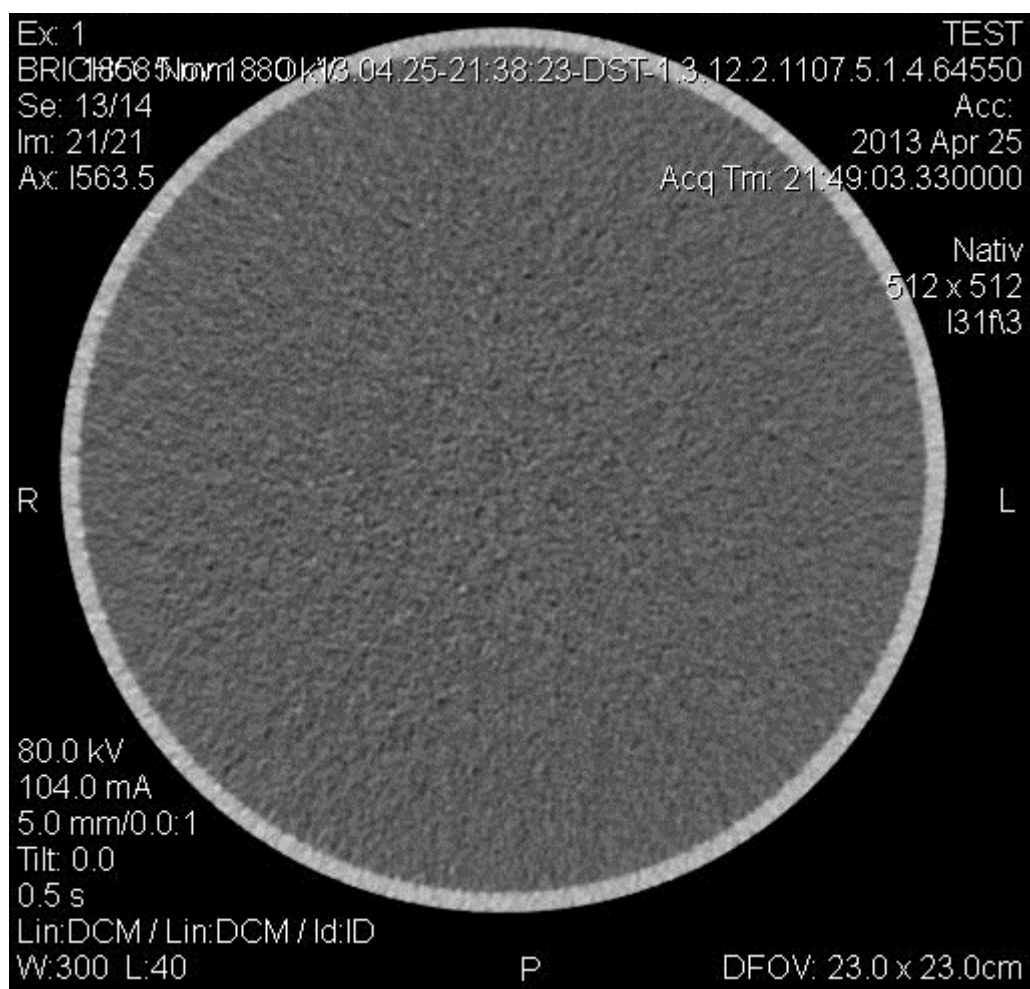
Vyšetřovaná oblast: Břicho

Použitá matice: 512x512

Nastavení napětí: 80 kV

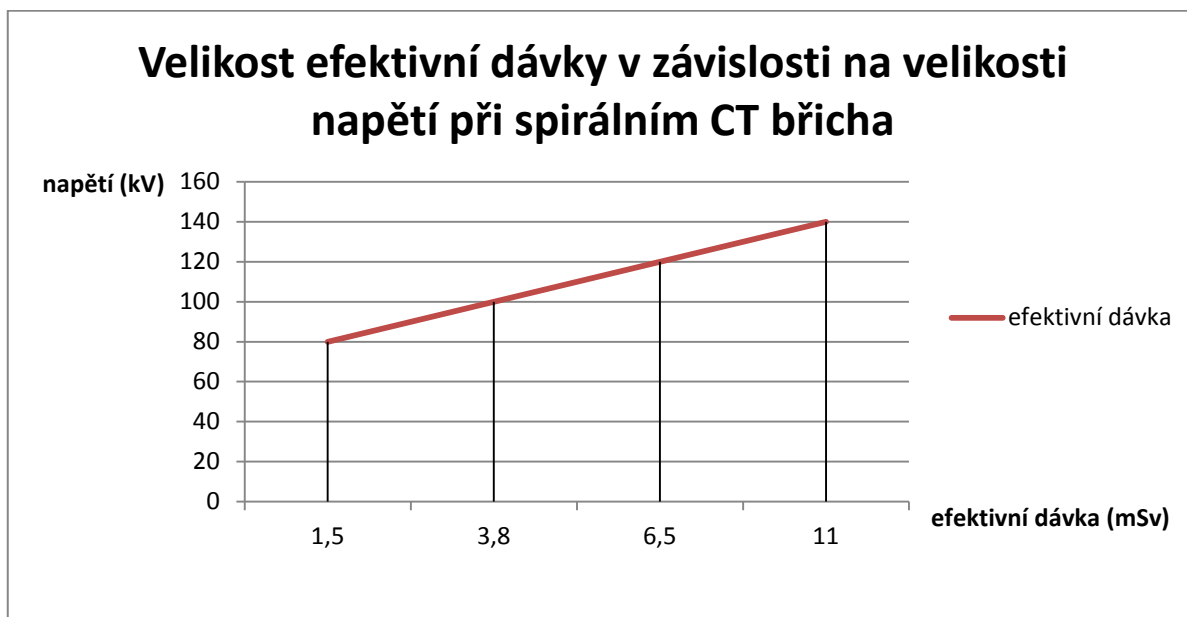
Nastavení proudu: 104 mA (CARE DOSE)

Efektivní dávka: 1,5 mSv



Obr. 16 Spirální CT vyšetření břicha při napětí 80 kV

Nastavení anodového napětí na 80 kV nám zajistí snížení efektivní dávky na 1,5 mSv. Šum v obraze značně stoupl.



Graf. 3 Velikost efektivní dávky v závislosti na velikosti napětí při spirálním CT břicha

I poslední graf, graf velikosti efektivní dávky v závislosti na velikosti napětí při spirálním CT břicha, nám dokázal, že při postupném snižování anodového napětí, dochází ke zmenšování efektivní dávky absorbované pacientem během tohoto vyšetření.

7. Diskuze

Práce byla zaměřena na optimalizaci radiační dávky při CT vyšetření z pohledu radiologického asistenta. Radiační dávka je sama o sobě v současné době velice diskutovaným tématem, a proto se výše zmíněné téma stalo předmětem mého zájmu.

Lékařské ozáření je jedinou výjimkou, kdy se člověk dobrovolně či přímo pro záchranu života vystavuje účinkům ionizujícího záření. Ačkoli lékařské ozáření nepodléhá žádným limitům, musíme vždy dbát na dva základní principy radiační ochrany a to na princip odůvodnění, kdy by mělo být vystavení expozičním účinkům IZ opodstatněno přínosem ozářených jedinců oproti rizikům, které mohou při ozáření vzniknout a princip optimalizace, podle kterého by dávka měla být tak nízká, jak lze rozumně dosáhnout při současném kvalitním vyšetření.

Standardem v radiační ochraně jsou limity a referenční úrovně. Limity jsou ukazatelé pro hodnoty ozáření při práci se zdroji ionizujícího záření. Tyto hodnoty jsou závazné a v žádném případě by nemělo docházet k jejich překračování. Diagnostické referenční úrovně jsou signálem a vodítkem pro vznik opatření, která by nastala v případě jejich překročení.

Úloha radiologického asistenta je pro radiodiagnostiku, radioterapii i nukleární medicínu nepostradatelná. Každý radiologický asistent má velký vliv na kvalitu vyšetření a zároveň stupeň radiační zátěže. Většinu prvků pro optimalizaci radiační dávky, mají přístroje nebo jejich softwary “od narození“, mám na mysli například přednastavené expoziční hodnoty, které jsou zaneseny v jednotlivých vyšetřovacích protokolech, programy měnící hodnoty proudu během vyšetření v závislosti na rozdílných absorpčních vlastnostech tkání, orgánů a podobně. I přesto, že mezi kompetence radiologického asistenta nespadá hodnotit výsledné CT obrazy, musí být laborant schopen tyto obrazy vytvořit, v co nejlepší kvalitě při co nejnižší dávce záření. Kvalita vyšetření závisí na mnoha faktorech, které může ovlivnit právě radiologický asistent. Správné uložení pacienta na vyšetřovací stůl, vhodné optimální nastavení expozičních hodnot a znalost anatomie pro správné vymezení vyšetřované oblasti.

Pro zhotovení praktické části jsem použil vodní fantom, který mi simuloval vyšetřovaného pacienta. Jelikož radiologickému asistentovi nepřísluší hodnotit CT obrazy, jsou ilustrace v práci popsány jen z hlediska viditelného šumu. Rozhodujícím důkazem snižování radiační dávky při CT vyšetření byl výpočet efektivních dávek jednotlivých vyšetřovaných oblastí při současném snižování anodového napětí na rentgence. Napětí rentgenky na CT přístroji je nastaveno na hodnoty 80, 100, 120 a 140 kV. Záměrně zmiňuji pouze napětí, jelikož při mém skenování byl použit program Care Dose, jehož funkcí je optimální nastavení proudu, které se během expozice mění dle rozdílné konzistence a šířky vyšetřované oblasti. Efektivní dávku jsem počítal pomocí průměrných hodnot proudu a daných hodnot napětí. Očekávaný výsledek jsem potvrdil u všech tří vyšetřovaných oblastí, kde dávka klesala úměrně se snižováním napětí. Moje teoretické poznatky byly potvrzeny, čímž jsem splnil i svůj cíl práce.

8. Závěr

Ve své práci, která je rozdělena na teoretickou a praktickou část, jsem se zabýval optimalizací radiační dávky při vyšetření počítačovou tomografií z pohledu radiologického asistenta.

V teoretické části jsem popsal vznik, přínos i negativní účinky ionizujícího záření na lidský organismus. Zmiňuji zde způsoby a kritéria radiační ochrany, které nám pomáhají zmírnit či dokonce zamezit vzniku nežádoucích účinků rentgenového záření. Popisuji zde historický vývoj počítačové tomografie, její princip i jednotlivé součásti CT přístroje. Pozornost jsem věnoval především způsobům optimalizace dávky jako je snižování napětí a proudu na rentgence.

V praktické části jsem prokázal pravdivost tvrzení o snižování radiační zátěže pomocí redukce anodového napětí na rentgence. S použitím programu ImPACT CT Patient Dosimetric Calculator Version 1.0 jsem vypočítal efektivní dávky při vyšetření jednotlivých "částí těla", s použitím rozdílných hodnot napětí na rentgence. Efektivní dávka klesala s nastavením nižších hodnot napětí, jak jsem předpokládal.

SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

1. BAXA, Jan a Jiří FERDA. *Multidetektorová výpočetní tomografie srdce*. 1. vyd. Praha: Galén, c2012, 144 s. ISBN 978-80-7262-880-3.
2. FELTL, David, Jakub Cvek a Leoš NAVRÁTIL. *Klinická radiobiologie: určeno pro posl. 1. lék. fakulty*. 1. vyd. Havlíčkův Brod: Tobiáš, 2008, 144 s. ISBN 978-807-3111-038.
3. FERDA, Jiří, Hynek MÍRKA a Jan BAXA. *Multidetektorová výpočetní tomografie: technika vyšetření*. 1. vyd. Praha: Galén, c2009, 213 s. ISBN 978-80-7262-608-3.
4. HUŠÁK, V. a kol. : *Radiační ochrana pro radiologické asistenty*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2009, 138 s. ISBN 978-802-4423-500.
5. KLENER, V a kol. : *Principy a praxe radiační ochrany*. Praha: Státní úřad pro jadernou bezpečnost, 2000, 619 s. ISBN 80-238-3703-6.
6. KUNA, Pavel a Leoš NAVRÁTIL. *Klinická radiobiologie*. 1. vyd. Praha: Manus, 2005, 222 s. ISBN 80-865-7109-2.
7. NAVRÁTIL, Leoš.: *Klinická radiobiologie*. 1. vyd. Praha: SPN, 1990, 144 s. ISBN 80-706-6192-5.
8. NEKULA, Josef a Leoš NAVRÁTIL. *Radiologie*. 3. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2005, 205 s. ISBN 80-244-1011-7.
9. RŮŽIČKA, Tomáš. *Sledování a porovnávání radiační zátěže pacientů a personálu na angiografickém pracovišti*. Brno, 2011. 51 s. Bakalářská práce. Masarykova Univerzita v Brně, Fakulta lékařská. Vedoucí práce Mgr. Jakub Hustý.
10. VÁLEK, Vlastimil. *Moderní diagnostické metody: Výpočetní tomografie II. díl*. 1.vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně, 1998. ISBN 80-7013-294-9.
11. ŽIŽKA, Jan. Iterativní rekonstrukce CT obrazu – revoluční krok ve vývoji výpočetní tomografie? Sborník časopisu Česká radiologie, ročník 65, č. 3, Praha, Galén, 2011, s. 169-176. ISSN 1210 1883.