

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav radiologických metod

Kateřina Nováková

OPTIMALIZACE RADIČNÍ OCHRANY NA CT

Bakalářská práce

Vedoucí práce: Doc. MUDr. Jaroslav Vomáčka, Ph.D., MBA

Odborný konzultant: Bc. Tomáš Tichý

Olomouc 2012

Anotace bakalářské práce

Název práce: Optimalizace radiační ochrany na CT

Název práce v AJ: Optimization of radiation protection in CT
(in the process of CT examination)

Datum zadání: 2011-09-20

Datum odevzdání: 2012-05-14

Vysoká škola, fakulta, ústav: Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav radiologických metod

Autor práce: Nováková Kateřina

Vedoucí práce: Doc. MUDr. Jaroslav Vomáčka, Ph.D., MBA

Odborný konzultant práce: Bc. Tomáš Tichý

Oponent práce: Ing. Jaroslav Ptáček

Abstrakt v ČJ:

Tato práce je psaná jako přehledová bakalářská práce. Zabývá se tématem Optimalizace radiační ochrany na CT. Z důvodu snazší orientace

v tématu, je nejprve zařazena obecná stať o radiační ochraně před ionizujícím zářením a také základní informace o vyšetření výpočetní tomografií. Práce shrnuje poznatky, získané prostudováním odborných literatur a článků z řad českých i zahraničních autorů.

Abstrakt v AJ:

This work is written as a thesis overview, in the field of Optimization of radiation protection in CT. At first is the general essay about the radiation protection and also the basic informations about the examination of computed tomography included, because of easier orientation in the topic. The paper summarizes the findings obtained by study of professional literature and articles from the Czech and foreign authors.

Klíčová slova v ČJ:

radiační ochrana, lékařské ozáření, výpočetní tomografie, CT vyšetření, redukce dávky, optimalizace radiační ochrany, AEC, iterativní rekonstrukce

Klíčová slova v AJ:

radiation protection, medical exposure, computed tomography, CT examinations, dose reduction, optimization of radiation protection, AEC, iterative reconstruction

Rozsah: 37 s.

Místo uložení: Ústav radiologických metod, FZV UP - sekretariát

Prohlašuji, že jsem tuto práci vypracovala samostatně za použití zdrojů uvedených v seznamu použité literatury.

V Olomouci dne 13. 4. 2012

.....

Kateřina Nováková

Děkuji vedoucímu bakalářské práce panu Doc. MUDr. Jaroslavu Vomáčkovi, Ph.D., MBA za odborné vedení. Dále děkuji panu Bc. Tomáši Tichému za odborné a podnětné rady při zpracovávání tématu, a také panu Bc. Martinovi Homolovi za cenné rady a obrazovou dokumentaci. V neposlední řadě děkuji všem, kteří mne při vypracovávání bakalářské práce podporovali.

.....
Kateřina Nováková

OBSAH

	str.
ÚVOD	7
1 VÝPOČETNÍ TOMOGRAFIE	8
1. 1 Princip CT	9
1. 2 Dozimetrie v CT	10
2 RADIAČNÍ OCHRANA	12
2. 1 Biologické účinky ionizujícího záření	12
2. 2 Lékařské ozáření	14
3 OPTIMALIZACE RADIAČNÍ OCHRANY NA CT	16
3. 1 Program zabezpečování jakosti	17
3. 1. 1 Přejímací zkoušky	17
3. 1. 2 Zkoušky dlouhodobé stability	18
3. 1. 3 Zkoušky provozní stálosti	18
3. 2 Optimalizace zobrazovacího procesu	26
3. 2. 1 AEC v CT	27
3. 2. 2 Rekonstrukční techniky v CT	30
4 ZÁVĚR	34
5 SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	35
6 SEZNAM ZKRATEK	37

ÚVOD

Tématem této bakalářské práce je Optimalizace radiační ochrany na CT.

V práci je nejprve stručně uveden princip výpočetní tomografie (Computed Tomography, CT). Zmíníme se také o lékařském ozáření, dávkách, které pacient obdrží a o možnosti snižování dávek. Frekvence vyšetření pomocí CT v posledních letech roste a stále významnější měrou se podílí na ozáření populace v ČR. Tento růst je způsoben i vzrůstajícím počtem CT zařízení, použitím nových technik a tím i možností dalších indikací k CT vyšetření. Je však nutné si uvědomit, že kvalitnější a včasná diagnostika může i zachránit život. Proces lékařského ozáření má pevný legislativní rámec. Zdravotnická zařízení mají povinnost vést o každém lékařském ozáření záznam. Novější přístroje jsou již vybaveny zařízením poskytujícím informaci o ozáření pacienta. U starších typů přístrojů spočítá hodnotu dávky radiologický fyzik. Díky tomu je stále diskutovanější otázka radiační ochrany před ionizujícím zářením. Je známo, že ionizující záření, na jehož základě pracují i přístroje pro výpočetní tomografii, má negativní účinky na živou hmotu, potažmo na lidský organismus. Z tohoto důvodu je v práci uvedena kapitola o radiační ochraně před ionizujícím zářením, její principy ochrany a také stručný přehled biologických účinků záření na živou hmotu.

Další část textu se pak věnuje přímo problematice optimalizace radiační ochrany na CT. Jejím cílem je správná volba metody a zatěžovacích parametrů vyšetření tak, aby dávky absorbované pacienty i personálem byly co nejnižší, ovšem s dosažením co nejvyšší možné diagnostické výtěžnosti.

Cílem práce je především shromáždit a uvést poznatky o principu optimalizace radiační ochrany na CT, na základě prostudování českých i zahraničních relevantních zdrojů.

Otázka bakalářské práce:

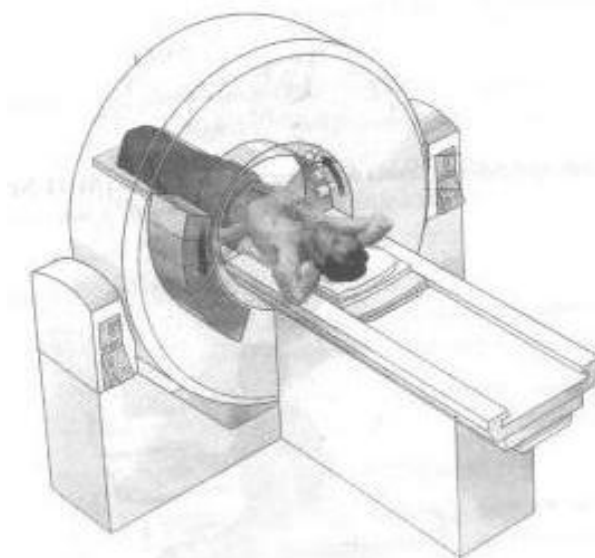
Jaké poznatky byly publikovány o optimalizaci radiační ochrany na CT?

Cíl bakalářské práce:

Předložit publikované poznatky o optimalizaci radiační ochrany na CT.

1 VÝPOČETNÍ TOMOGRAFIE

(COMPUTED TOMOGRAPHY – CT)



Obr. 1. Nákres výpočetního tomografu. (3)

Ferda uvádí, že v roce 1971 byl zprovozněn první přístroj (konstruovaný Geoffrey Hounsfieldem), nazvaný výpočetní tomograf. Produkoval pouze zobrazení malou rozlišovací schopností. Jedno vyšetření se provádělo v jednotkách minut, ale netrvalo dlouho a stal se jednou z nejvyužívanějších vyšetřovacích metod. Během vývoje došlo ke zkrácení akvizičních časů a zvýšení rozlišovací schopnosti (1).

Mezi základní konstrukční prvky CT patří zobrazovací soustava, složená ze zdroje rentgenového záření a detekčního systému, uložená v gantry, dále vyšetřovací stůl, výpočetní systém a zdroj vysokého napětí. (Obr. 1). V průběhu posledních čtyřiceti let došlo k prudkému rozvoji CT přístrojů. Technické řešení systému se vyvíjelo přes čtyři vývojové generace od původního jednodetektorového, rotačně translačního systému k plně rotačnímu systému rentgenka – sektor detektorů. Čtvrtá generace přístrojů se stala slepou vývojovou větví díky zkreslující geometrii zobrazení a špatnému vyvážení rotoru. Třetí vývojová větev se stala základem pro sestrojení helikálního CT.

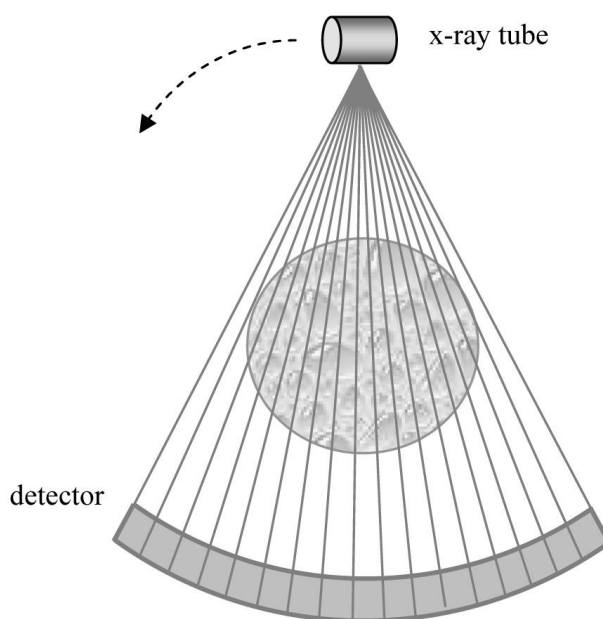
Helikální tomograf se paralelně označuje také jako spirální, ale geometrický tvar pomyslné trajektorie rentgenky kolem těla pacienta je prostorová křivka šroubovice (z latinského „helix“), nikoli plošná křivka spirála. Vhodnější název je tedy helikální CT a helikální vyšetření. Helikální CT umožňuje navíc helikální vyšetření, kdy se pacient, uložený na vyšetřovacím stole, pohybuje plynule v ose otáčení rotoru během soustavného načítání dat detekčním systémem. Vývoj helikálních CT přístrojů pokračoval dál přes přístroje se zdvojením detektorové řady až k dnešním přístrojům, pořizujícím během rotace šestnáct, třicet dva, šedesát čtyři, či sto dvacet osm datových stop (multidetektorové výpočetní tomografy, multislice CT, multi-row detector CT, MDCT). S rozvojem detekčního systému se také významně zkrátila doba jednoho otočení rotoru. V současné době je běžně používaná perioda rotace 500 ms. Významným pokrokem je také používání keramických detektorů s vysokou citlivostí, což umožňuje snížení absorbované radiační dávky během vyšetření(1) (3).

1.1 Princip CT

Výpočetní tomografie je zobrazovací metoda, při níž se vytváří vrstvodá zobrazení v rovině kolmé na dlouhou osu těla. V oblasti hlavy je pak možno pomocí sklonu gantry a změnou polohy hlavy získat zobrazení v semikoronární rovině (1).

Svazek záření vycházející z rentgenky je kolimován do tvaru vějíře. Šířka vějíře určuje šířku vrstvy. U multidetektorového CT (MDCT) se na šířce vrstvy podílí také šířka kanálu, která je na detektoru aktivována jako šířka vrstvy. U MDCT růst axiální tloušťky svazku způsobuje, že paprsky rentgenového záření již nelze považovat za paralelní a svazek se tedy mění z vějířovitého na kuželovitý. Záření je, po průchodu pacientem, zeslabováno a dopadá na detektory uložené v gantry. (Obr. 2). V detektorech je zaznamenáno množství dopadajícího záření, které je dále převedeno na elektrický signál. Ten je následně odeslán do počítače. Ze získaných dat počítač zrekonstruuje obraz vyšetřované vrstvy. Obrazy jsou digitální a jsou tvořeny maticí bodů nejčastěji 512 x 512. Míra zeslabení je registrována jako denzita a udává se v tzv. Hounsfieldových jednotkách (HU). Nejsilnější stránkou CT je schopnost vizualizace struktur s nízkým kontrastem ve vyšetřovaném objektu (pacientovi), která je limitována šumem (elektronickým a kvantovým a

v některých anatomických oblastech také tzv. strukturálním). Rozlišení v nízkém kontrastu je proto úměrné velikosti použité radiační dávky. Oproti tomu rozlišení ve vysokém kontrastu je ovlivněno vzorkováním informace z detektorů a jejich aparaturou. Rozlišení ve vysokém i nízkém kontrastu velkou měrou ovlivňuje použitý rekonstrukční filtr. Dosažení diagnosticky přínosné kvality obrazu při únosné velikosti radiační dávky vyžaduje vhodně nastavené akviziční protokoly včetně volby anodového napětí, anodového proudu, tloušťky řezu, pitch faktoru a rekonstrukčního filtru (1).



Obr. 2. Princip výpočetního tomografu. (3)

1.2 Dozimetrie v CT

Celková absorbovaná dávka při CT zobrazení je závislá na těchto parametrech. Zejména jde o hodnotu proudu a napětí použité při expozici, dále o dobu jedné rotace, kolimaci a počet rotací detekční soustavy a také o celkovou dobu expozice (1). Souhrnně lze říct, že dávka je ovlivněna akvizičními parametry, použitým CT zařízením a samotným pacientem.

Radiologický pracovník provádějící vyšetření by se měl snažit udržet dávku vyšetření na co nejnižší možné úrovni, ovšem tak, aby byl zachován kvalitní diagnostický, popřípadě léčebný výsledek.

Nejčastěji užívanou veličinou pro měření dávky je CTDI (Computed tomography dose index -CT dávkový index). Je mírou dávky ve skenovaném objemu. Koriguje vliv mAs, kV, filtrace a dalších parametrů (14). CTDI ukazuje rozložení dávky kolem kolimované vrstvy záření, tedy profil dávky v ose Z. Tento profil dávky se znázorňuje pomocí Gaussovy křivky a je základním ukazatelem, na němž závisí dávka pro pacienta. Můžeme tedy konstatovat, že dávka, kterou získá pacient během vyšetření, lze snížit snížením hodnot napětí, proudu, počtu rotací detekční soustavy a zvýšením kolimace. Běžné vyšetření pomocí CT zatěžuje pacienta značně vyšší dávkou než vyšetření běžnou skiagrafií. (Obr. 3) S použitím techniky nízké dávky lze však u některých vyšetření, jako HRCT plic nebo u MDCT s použitím vysokých hodnot faktoru stoupání, dosáhnout dávek srovnatelných s prostým snímkem hrudníku. Na základě komplikovaných metod lze stanovit tzv. efektivní dávku při vyšetření, která je mírou radiačního rizika pacienta průměrného habitu. Další možností je docílení hodnot efektivní dávky přepočtem míry kumulativní dávky předané pacientovi - DLP (násobek délky skenovaného objemu a CTDI). Zjistit naprosto přesně efektivní dávku při konkrétním CT vyšetření pro konkrétního pacienta je prakticky nemožné. Existuje European Guidelines for Quality in CT EUR 16262 s doporučením maximálních hodnot CTDI a DLP (1) (9).

Tab. 1 Typické hodnoty efektivních dávek pro vybraná konvenční rentgenová a CT vyšetření

Diagnostický výkon		Typické efektivní dávky (mSv)	Přibližná doba pro stejné ozáření z přírodních zdrojů
Konvenční rentgenová vyšetření	Končetiny a klouby	< 0,01	< 1,5 dne
	Plice (jeden PA snímek)	0,02	3 dny
	Lebka	0,07	11 dní
	Mamografie (skreening)	0,1	15 dnů
	Kyčle	0,3	7 týdnů
	Pánev, hrudní páteř	0,7	4 měsíce
	Břicho	1,0	6 měsíců
	Bederní páteř	1,3	7 měsíců
	Polykací akt	1,5	8 měsíců
	IVU	2,5	14 měsíců
	Vyšetření žaludku, střevní pasáž	3	16 měsíců
	Irigoskopie	7	3,2 roku
CT vyšetření	CT hlavy	2,3	1 rok
	CT hrudníku	8	3,6 roku
	CT břicha nebo pánve	10	4,5 roku

Obr. 3. Přehled hodnot efektivních dávek pro vybraná konvenční RTG a CT vyšetření. (17)

2 RADIAČNÍ OCHRANA

Jak uvádí autor Hušák v publikaci o radiační ochraně, radiační ochrana nemocného podléhá českým právním normám, které vycházejí zejména z doporučení Mezinárodní komise radiologické ochrany (ICRP, International Commission on Radiological Protection). Tato legislativa stanovuje zákonné normy a požadavky související s ochranou před ionizujícím zářením. Jako dvě nejdůležitější části uvedme zákon č. 18/1997 Sb., o mírovém využívání jaderné energie a ionizujícího záření (atomový zákon) a o změně a doplnění některých zákonů a vyhlášku Státního úřadu pro jadernou bezpečnost č. 307/2002 Sb. o radiační ochraně, ve znění vyhlášky č. 499/2005 Sb. Tato přináší některé úpravy lékařského ozáření. Například požadavek na zpracování postupů pro lékařské ozáření a jejich kontrolu klinickým auditem. Každé pracoviště má mít vypracovaný standard lékařské radiologické péče pro každé vyšetření a každý radiologický přístroj. Ten popisuje všechny aspekty vyšetření od přijetí pacienta na vyšetření až po konečnou diagnózu. Hlavní institucí odpovídající v naší republice za jadernou bezpečnost, havarijní připravenost a radiační ochranu je Státní úřad pro jadernou bezpečnost (SÚJB). Byla také zřízena rozpočtová organizace pod názvem Státní ústav radiační ochrany (SÚRO), která tvoří odbornou a výzkumnou základnu systému radiační ochrany v naší zemi (4).

2. 1 Biologické účinky ionizujícího záření

Působením ionizujícího záření na hmotu, ať už živou, či neživou, dochází k ionizacím a excitacím, přičemž je absorbována energie. Na tento fyzikální proces navazuje řada dějů, podmíněných složitou organizací živé hmoty. Účinkem ionizujícího záření na živý organismus se zabývá radiobiologie. Radiační ochrana se opírá o poznatky z radiobiologie zejména na úrovni molekulární, buněčné, tkáňové a na úrovni celého organismu. Na úrovni molekulární dochází k poškození DNA v jádře buňky, což je příčinou vzniku radiačních efektů. Na buněčné úrovni dochází k poškození celé molekuly DNA, což se projeví buď úplnou ztrátou životních funkcí, neschopností buňky se dělit anebo změnou genetické informace buňky formou mutací. Na tkáňové úrovni dochází k poškození celých tkání, kdy fatálně poškozené buňky mohou být odstraněny a nahrazeny, nebo dojde ke ztrátě funkčnosti tkáně. Na úrovni organismu se mutace dějí jako genetické nebo somatické změny.

Důsledky somatických změn se projevují jen u jejich nositele, přímo v ozářené tkáni, zatímco genetické změny se týkají zárodečných žláz, přenášejí se do dalších generací, jsou odpovědné za genetické účinky a projevují se poruchami ve vývoji lidského plodu (3) (4) (8). (Obr. 4)

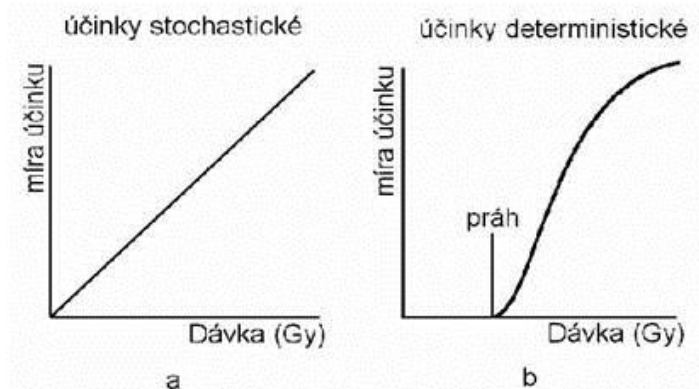
ÚČINKY ZÁŘENÍ	DETERMINISTICKÉ (NESTOCHASTICKÉ)		STOCHASTICKÉ	
	ČASNĚ	POZDŇÍ		
	SOMATICKÉ		GENETICKÉ	
ZDRAVOTNÍ NÁSLEDKY OZÁŘENÍ	Akutní postradiační syndrom („nemoc z ozáření“)	Chronický útlum krvetočoby	Leukémie	Následky u potomstva
	Akutní lokální změny (nenádorová poškození orgánů)	Chronický zánět kůže	Nádorová poškození orgánů (rakovina)	
	Poškození vývoje zárodku či plodu	Zákal oční čočky		

Obr. 4. Přehled biologických účinků záření.(4)

Z hlediska radiační ochrany je nejdůležitější rozdělení biologických účinků do dvou kategorií podle odlišného vztahu mezi účinkem a dávkou. Jde o účinky deterministické a stochastické.

Deterministické účinky záření, dříve nazývané nestochastické, jsou charakterizovány existencí tzv. dávkového prahu. Intenzita těchto změn stoupá s dávkou. Do této skupiny patří například akutní nemoc z ozáření, akutní lokalizovaná poškození plodu in utero, nebo nenádorová pozdní poškození.

Stochastické účinky záření představují skupinu změn podmíněných mutacemi. Předpokládá se zde bezprahový vztah mezi účinkem a dávkou. S narůstající dávkou lineárně vzrůstá pravděpodobnost výskytu těchto změn. (Obr. 5).



Obr. 5. Grafické vyjádření závislosti účinku záření na dávce.(4)

Prostudováním dostupných zdrojů docházíme k závěru, že cílem radiační ochrany ve zdravotnictví je zcela zabránit deterministickým účinkům a na přijatelnou úroveň omezit účinky stochastické (4).

2.2 Lékařské ozáření

Lékařským ozářením rozumíme, podle dostupných zdrojů, vystavení pacientů ionizujícímu záření v rámci diagnostických a léčebných postupů. Patří sem i ozáření dobrovolníků neprofesionálů pomáhajících při vyšetřeních, dále ozáření návštěv pacientů a ozáření při lékařských výzkumech. Pro lékařské ozáření pak platí dva principy. Jde o princip odůvodnění a princip optimalizace. Do principu odůvodnění lékařského ozáření je zapojen indikující lékař a aplikující odborník, kteří berou v úvahu účinky, přínosy a rizika dostupných alternativních metod, které by vedly k těmuž cíli, bez ozáření pacienta. Lékařské ozáření osob odůvodňujeme očekávaným zdravotním prospěchem pro pacienta, převažujícím nad riziky, které z ozáření plynou. Lékařské ozáření nesmí být provedeno bez řádné lékařské indikace (4) (8).

Princip optimalizace se někdy nazývá principem ALARA (z angl. „as low as reasonably achievable“), což lze volně přeložit jako „ ozáření má být tak nízké, jak lze rozumně dosáhnout “. Z čehož vyplývá, že všechna ozáření mají být plánována a udržována na co nejnižší dosažitelné úrovni se zohledněním hospodářských a společenských faktorů. Cílem

optimalizace při radiodiagnostickém vyšetření je použití správné zobrazovací metody tak, aby byly dávky v orgánech co nejnižší a zároveň, aby tím nebylo omezeno získání důležitých diagnostických informací. Jakýmsi návodem pro optimalizaci lékařského ozáření jsou diagnostické referenční úrovně (DRL, diagnostic reference levels). DRL jsou uvedené ve vyhl. č. 307/2002 Sb., ve znění pozdějších předpisů. DRL představují úrovně dávek používaných při radiodiagnostice v rámci lékařského ozáření. (Obr. 6). DRL se dají považovat za prostředek pro optimalizaci lékařské expozice a neměly by být překračovány (4) (8).

Vyšetření	CTDI (na jedno tomografické vyšetření) [mGy]
Hlava	60
Bederní páteř	35
Břicho	35

Obr. 6. DRL pro některá CT vyšetření (10)

Lékařské ozáření je dále spojeno s tzv. radiační zátěží pacienta. Tato se vyjadřuje pomocí ekvivalentní dávky v orgánech a efektivní dávkou. Radiační zátěž pacientů může být stanovena přímým měřením pomocí adekvátních dozimetrů nebo výpočtem. Měření a výpočty se provádějí za použití antropomorfních voxelových (prostorových) fantomů simulujících modely tzv. referenčního člověka a referenčních dětí. Ve fantomech zhotovených z materiálů ekvivalentních tkáni nebo výpočtových fantomech jsou simulovány i jednotlivé tělesné orgány a tkáně zpravidla podle CT snímků. Do vnitřní části fantomu nebo vně se kladou dozimetry o malém objemu. Díky odchylkám jednotlivých osob od referenčního člověka se mohou vypočtené hodnoty dávek značně odlišovat. Při CT vyšetřeních se pro stanovení efektivní dávky vychází ze dvou veličin CTDI a DLP. Z veličiny DLP lze zjistit efektivní dávka E , která je rovna $DLP \cdot E(DLP)$, kde $E(DLP)$ je konverzní faktor, který se stanovuje měřením pomocí antropomorfního fantomu nebo výpočtem. Efektivní dávka pacientů při CT vyšetření je asi od 2 do 20 mSv (milisievert). Snížení radiační zátěže při CT vyšetřeních se dosahuje snížením proudu rentgenky v mA (elektrického množství mAs), aniž by došlo ke snížení diagnostické informace obsažené v CT skenu (4) (8).

3 OPTIMALIZACE RADIČNÍ OCHRANY NA CT

Optimalizace radiační ochrany u pacientů můžeme dosáhnout zavedením programu zabezpečení jakosti (PZJ) a optimalizací zobrazovacího procesu. Cílem optimalizace při CT vyšetření je také vhodná volba metody a zátěžových parametrů požadovaného vyšetření, a to tak, aby dávky absorbované pacienty i personálem byly co nejnižší, při dosažení kýžené úrovně diagnostické výtěžnosti.

Problematika snižování radiační zátěže obyvatelstva pocházející z CT vyšetření sahá do mnoha oblastí. Podílí se na ní například oblast inženýrská a industriální (v rámci vývoje, výroby a firemního nastavení CT zařízení), oblast organizační a logistická (systémy typu PACS, ekonomická rentabilita, vyšší dostupnost radiačně nezatěžujících zobrazovacích metodik – MR, UZ), oblast nemocničního managementu a zdravotních pojišťoven, oblast dalšího vzdělávání v oboru radiodiagnostiky a zejména oblast práce radiologických asistentů, radiologických lékařů a radiologických fyziků. Poslední tři jmenované oblasti jsou do jisté míry navzájem propojeny a můžeme říct, že jde o jakýsi tým pracovníků, kteří se vhodně doplňují (17).

Oblast práce radiologického fyzika zahrnuje přípravu základních kvalitativních sad CT obrazů na základě různého zastoupení šumu v CT obraze pomocí kalibračních a doplňkových měření na fantomech. Dále zahrnuje kontrolu správného nastavení CT přístroje (tloušťka skenu, šum v obraze, prostorové rozlišení, kontrola dávky na základě kontroly CTDI měřeného ve fantomu a ve vzduchu). Radiologický fyzik také provádí kontrolu nastavení expozičního automatu a testuje a garantuje opakovatelnost parametrů (9).

Oblast práce lékaře – radiologa pak zahrnuje podílení se na nastavení parametrů expoziční automatiky a rozhodování jak kvalitní CT obraz je potřebný k určení správné diagnózy za předpokladu oprávněné indikace a znalosti alternativních metodik vyšetření (9)

Oblast práce radiologického asistenta představuje zejména profesionální přístup k ovládání CT zařízení, dokonalou znalost vlivu fyzikálních veličin na dávku při CT vyšetření, vlastní nastavení expoziční automatiky, úpravu vyšetřovacích protokolů a nastavení referenčních úrovní. Dále představuje evidenci a vyhodnocování lokálního CTDI a DLP, analýzu závažných odchylek a evidenci dávkových parametrů.

Radiologický asistent dále provádí edukaci pacientů a monitoring pracovního prostředí (9)

3. 1 Program zabezpečování jakosti

Programem zabezpečení jakosti rozumíme dokument, popisující způsob naplnění požadavků vyhl. č. 214/1997 Sb. na systém jakosti držitele povolení pro nakládání se zdroji ionizujícího záření. Jde o podrobné pokyny pro vedení činnosti zabezpečování jakosti pro jednotlivé přístroje, přístrojové systémy a pracoviště, včetně administrativy a řízení jakosti. Za hlavní zásady k dosažení cíle PZJ můžeme považovat zajištění správné identifikace pacienta v celém průběhu vyšetření, provedení správně indikovaného diagnostického výkonu, dodržování pravidelných kontrol přístroje se zdrojem ionizujícího záření, provádění monitorování pracoviště a osobního monitorování, použití adekvátní vyšetřovací techniky za nepřekročení DRL pro lékařské ozáření, nepřekročení limitů ozáření pro pracovníky, provádění přijímacích zkoušek (PZ) a zkoušek dlouhodobé stability (ZDS) ve stanoveném rozsahu a termínech u všech zařízení se zdrojem ionizujícího záření (9) (17).

Radiační zátěž při CT je z fyzikálního hlediska spojena s kvalitou CT obrazu. Kvalita CT obrazu je pak mimo jiné dána rozlišením ve vysokém kontrastu, rozlišením v nízkém kontrastu, obrazovým šumem a artefakty vzniklými při vyšetření. Aby kvalita CT obrazu byla co nejpříjemnější při co nejnižší dávce pro pacienta, je CT zařízení pod dohledem radiologického fyzika, který periodicky provádí zkoušky provozní stálosti včetně vyhodnocovací techniky zkoušky dlouhodobé stability (9).

3. 1. 1 Přijímací zkoušky

Součástí přijímací zkoušky (PZ) je navržení rozsahu a četností měření a ověřování vlastností CT zařízení v rámci zkoušek dlouhodobé stability a provozní stálosti, včetně návrhu formy a rozsahu záznamů o provedení těchto zkoušek. Při PZ se provádí ověření funkčnosti a kvality řídicích, ovládacích, bezpečnostních, signalizačních, indikačních a zobrazovacích systémů. Dále se ověřuje, zda specifikované provozní parametry a vlastnosti zařízení nevybočují z mezí stanovených v technických normách

nebo v průvodní technické dokumentaci dodané výrobcem a také se provádí stanovení dozimetrických veličin (9).

3. 1. 2 Zkoušky dlouhodobé stability

Jak je uvedeno v publikaci SÚJB z roku 2004: „ Zkoušky dlouhodobé stability (ZDS) zajišťuje držitel povolení k nakládání se zdrojem záření, který má zdroj v držení. Provádět zkoušky může pouze osoba, která získala povolení SÚJB pro tuto činnost, řídit a vykonávat je mohou pouze fyzické osoby se zvláštní odbornou způsobilostí. Výsledky zkoušky dlouhodobé stability se zaznamenávají do protokolu o zkoušce, jehož kopie zasílá SÚJB firma, která zkoušky prováděla nejpozději do jednoho měsíce od provedení zkoušky. Při zkouškách dlouhodobé stability se ve stanovené periodě ověřuje stabilita parametrů a vlastností CT přístroje v rozsahu stanoveném v českých technických normách, specifikovaném v technické dokumentaci zdroje projednané při typovém schvalování a upřesněném při přijímací zkoušce.“ (9)

Dle § 71 vyhl. č. 307/2002 Sb. se ZDS provádějí při důvodném podezření na špatnou funkci přístroje, která by mohla ovlivnit kvalitu zobrazení nebo by mohla mít vliv na radiační ochranu pacienta, či personálu. Dále se provádějí po opravě nebo údržbě, které by mohly ovlivnit vlastnosti nebo parametry ověřované při ZDS, pak také kdykoliv výsledky provozní stálosti signalizují vybočení charakteristických provozních vlastností a parametrů a také se provádějí periodicky, jedenkrát ročně, pokud není v podmínkách povolení nebo rozhodnutí o typovém schválení stanoveno jinak (9).

3. 1. 3 Zkoušky provozní stálosti

Podle § 72 vyhl. č. 307/2002 Sb. zahrnuje zkouška provozní stálosti (ZPS) ověřování charakteristických provozních vlastností a parametrů nejen přímo u CT přístroje, ale i u dalších částí dokumentačního a zobrazovacího systému, které mohou ovlivnit kvalitu obrazu. ZPS zajišťuje držitel povolení a jsou prováděny vybranými pracovníky s odpovídajícími znalostmi a zkušenostmi. Zkoušky provozní stálosti mají sledovat stálost funkčních vlastností přístroje dostupnými prostředky, zejména zkušebními metodami, které jsou jednoduché, snadno proveditelné, rychlé a

využívající relativní měření. Zkoušky provozní stálosti by se měly provádět v periodických intervalech a také ihned po preventivní nebo nápravné údržbě, případně při podezření na chybnou funkci přístroje (9).

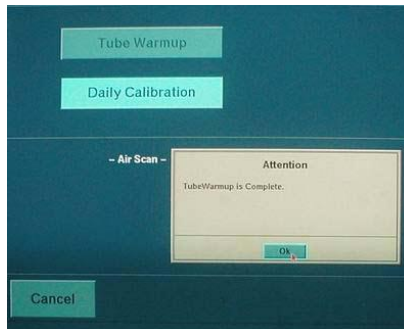
Pro snazší orientaci v tématu uvedeme stručný přehled parametrů, ověřovaných skutečností a doporučených četností provádění jednotlivých testů v rámci ZPS. Omezíme se přitom pouze na testy vlastního CT zařízení, které mají vliv na redukci dávky. Nutno podotknout, že některé vykonávají, nebo se na nich podílejí kromě radiologických fyziků také radiologičtí asistenti. Jde tedy o týmovou spolupráci, ve které má ovšem každý pracovník vymezeno své pole působnosti.

- vizuální a funkční zkoušky a autokalibrace systému (denně), (obr. 7 a 8)
- posouzení výskytu artefaktů (denně)
- šum, homogenita a střední CT číslo (týdně)
- rozlišení při nízkém kontrastu (čtvrtletně)
- prostorová rozlišovací schopnost (čtvrtletně)
- tloušťka tomografické vrstvy (čtvrtletně)
- přesnost měření vzdáleností (čtvrtletně)
- přesnost anatomického zaměřovacího systému (čtvrtletně)
- přesnost intervalu mezi axiálními skeny (čtvrtletně)

Během zkoušek provozní stálosti u CT zařízení se většinou používá anodové napětí rentgenky 120 kV a proud 150 mA. S použitím různých fantomů se mohou tyto hodnoty lišit. Je tedy nutné seznámit se s doporučeními výrobce fantomu. Je důležité zabezpečit, aby podmínky pro provádění testů ZPS byly vždy stejné jako při výchozí zkoušce provozní stálosti (9).

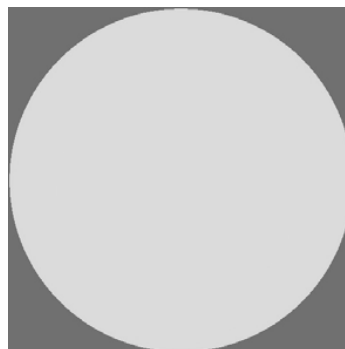


Obr. 7. Kontrola funkčnosti ovládacích a indikačních prvků.(9)



Obr. 8. Autokalibrace CT systému.

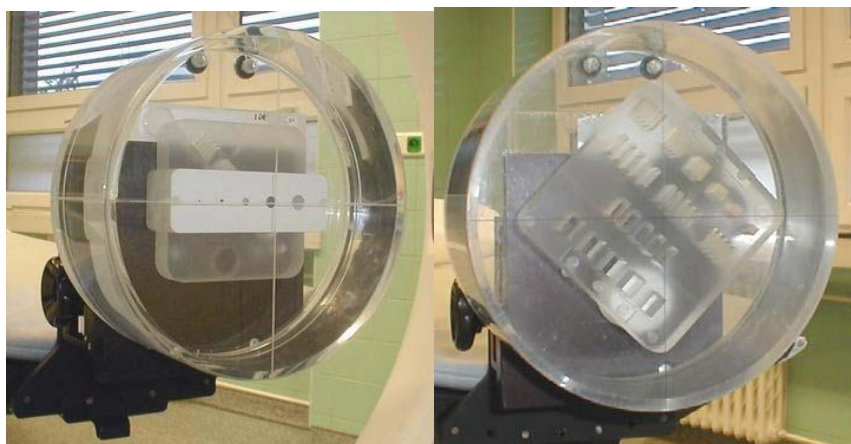
Při posouzení **výskytu artefaktů** se ověřuje správnost funkce detekčního a rekonstrukčního systému. Provádí se až po kladném výsledku autokalibrace a jedná se o základní a nejjednodušší test posouzení funkčnosti daného systému. Při hodnocení zhotoveného axiálního skenu vzduchového prostředí se vizuálně posuzuje přítomnost kruhových artefaktů a homogenita pole (3) (9).



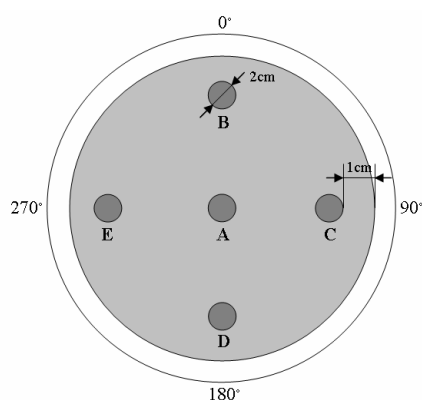
Obr. 9. Příklad výsledku testu posouzení výskytu artefaktů.(9)

Mezi základní parametry, kterými lze hodnotit správnou reprodukční schopnost daného CT systému zobrazovat různá prostředí prostřednictvím stupnice šedi patří **šum**, **střední hodnota CT čísel** prostředí s různou absorpcí rtg záření a **homogenita** zobrazení daného prostředí. Tyto parametry jsou hodnoceny stanovením průměru a standardní odchylky CT čísla v definovaných oblastech zájmu (Region of interest, ROI) v obraze homogenního testovacího zařízení, většinou vodního fantomu. V oblastech, uvedených na obr. 11., provedeme pomocí nástroje pro měření denzity měření hodnot šumu, středních CT čísel a homogenity. Oblast zájmu se většinou volí kruhového tvaru o průměru asi 2 cm, vždy musí být menší než deset procent průměru fantomu, periferní oblasti zájmu jsou vždy voleny minimálně 1 cm od okraje testovacího zařízení a jednotlivé oblasti zájmu se nesmí překrývat ani dotýkat. Jak

šum, tak CT číslo i homogenita se hodnotí srovnáním s referenčními hodnotami (9).

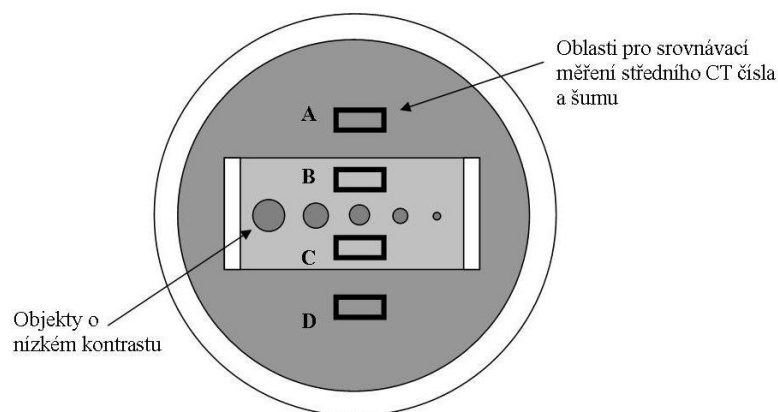


Obr. 10. Příklady QA CT fantomů používaných při měření a držák QA CT fantomu.(9)

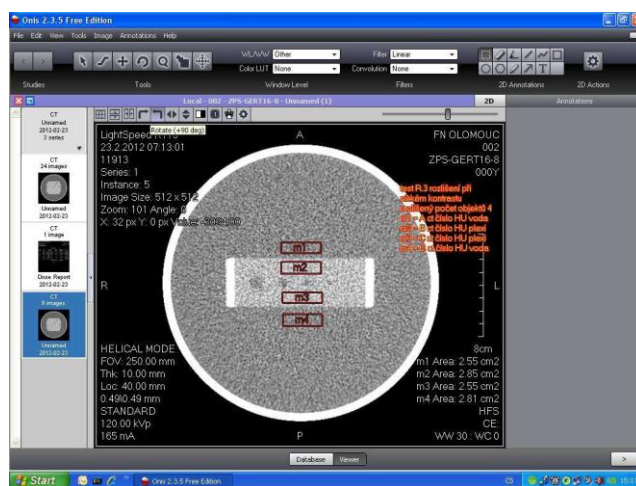


Obr. 11. ROI na CT fantomu.(9)

Důležitým ukazatelem zobrazovací schopnosti CT přístroje je rozlišit od sebe struktury s nízkým kontrastem. **Rozlišení při nízkém kontrastu** má zásadní význam pro rozlišování měkkých tkání a tím je největším přínosem CT zobrazování ve srovnání s klasickou rentgenovou technikou. Při hodnocení se na monitoru zobrazí CT obrazy testovacího zařízení tak, aby byl kontrast mezi periodickými obrazci a pozadím dostatečný a stanovuje se, jaké nejmenší detaily jsou ještě rozlišitelné v obrazovém šumu. U některých fantomů jsou předdefinované oblasti pro měření CT čísla a šumu. Asi jediným objektivním kritériem hodnocení naměřených informací je srovnání s technickými specifikacemi výrobce. Subjektivně lze však hodnotit i počet viditelných objektů na pozadí (3) (9).

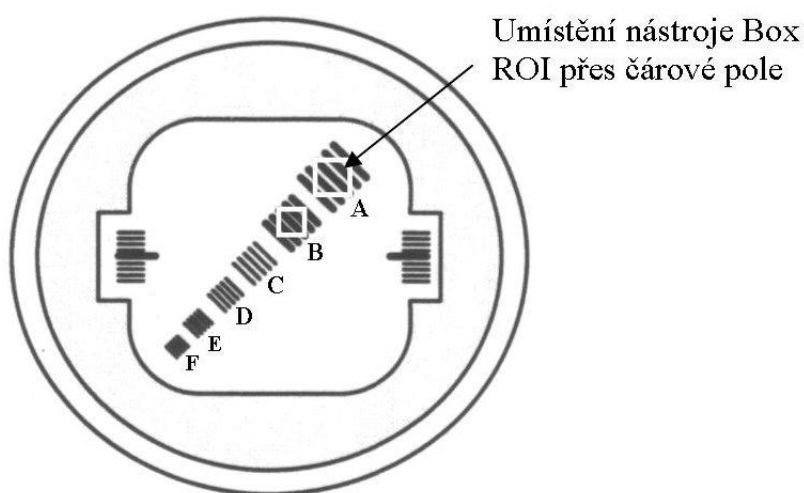


Obr. 12. QA CT fantom pro měření rozlišení při nízkém kontrastu.(9)

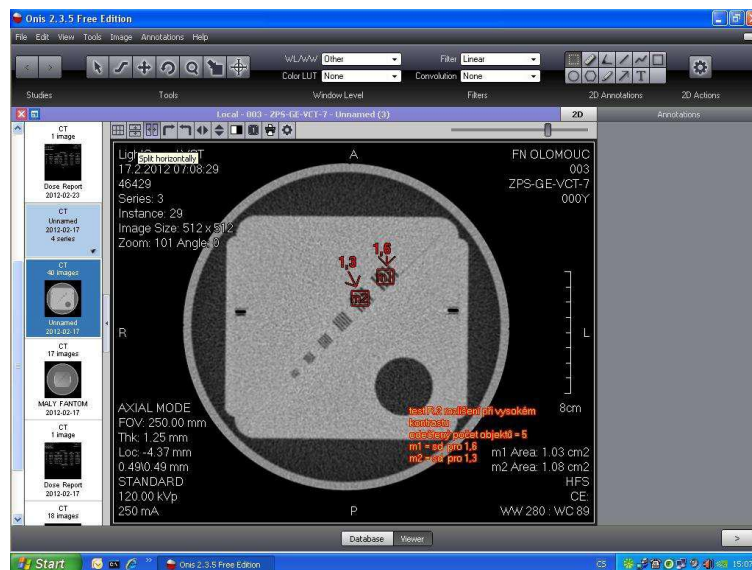


Obr. 13. Rozlišení při nízkém kontrastu, obrázek z měření v praxi.(zdroj testy FNOL)

Jedním z dalších parametrů v rámci ZPS je měření **prostorové rozlišovací schopnosti**. Jde o schopnost rozlišit rozdílné objekty v zobrazeném obraze, pokud je rozdíl v zeslabení objektů a pozadí ve srovnání s šumem dostatečně veliký. Prostorovou rozlišovací schopnost můžeme ověřit několika způsoby. Například zjišťováním hloubky modulace opakujících se obrazců (čarových, děrových nebo tyčinkových). Metoda testování prostorové rozlišovací schopnosti stanovením rozlišitelnosti periodických obrazců (čarových, děrových nebo tyčinkových) pozorovatelem je opět subjektivní a tedy relativně nepřesná. V praxi je však tato metoda postačující. Subjektivní stanovení rozlišovací schopnosti spočívá ve stanovení velikosti objektů nejmenšího v obraze ještě rozlišitelného opakujícího se obrazce. Jako rozlišené se pak považují ty proužky, které se zobrazí odděleně nebo mezi nimiž je zřetelné snížení denzity. Proužky by se neměly slévat v jeden obraz. Konkrétní metodika hodnocení těchto metod se opět nachází v doporučeních výrobce (3) (9).

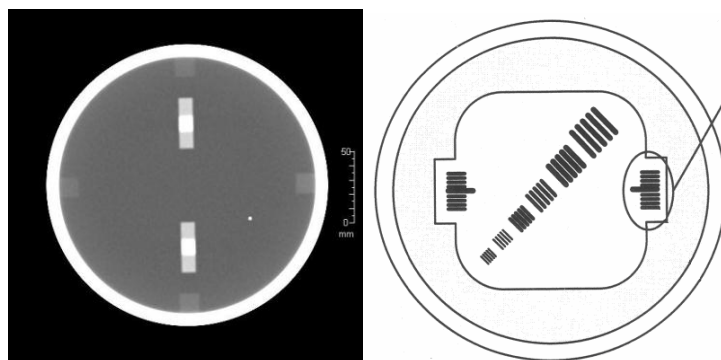


Obr. 14. QA CT fantom pro měření prostorové rozlišovací schopnosti.(9)



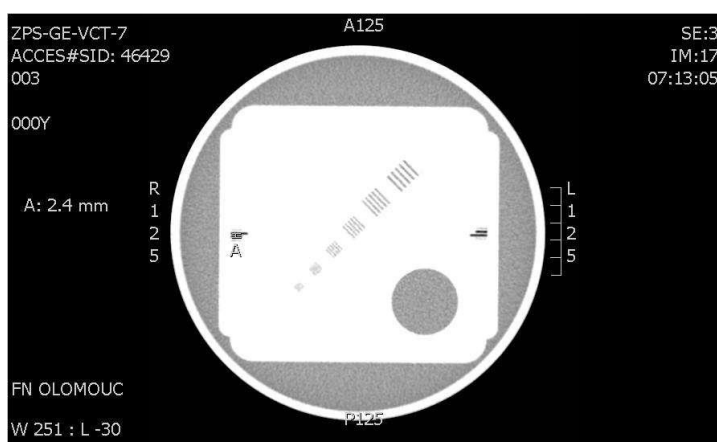
Obr. 15. Rozlišení při vysokém kontrastu, obrázek z měření v praxi.(zdroj testy FNOL)

Další z testů prováděných v rámci ZPS je stanovení **tloušťky tomografické vrstvy**. Stanovení tloušťky tomografické vrstvy se uskutečňuje dvěma způsoby. Buď pomocí fantomu nebo pomocí filmu. Existuje celá řada fantomů, většinou dodávaných výrobcem s každým CT systémem. Díky tomu nelze stanovit univerzální postup a uživatel musí vycházet z doporučení výrobce. Podstatou stanovení pomocí fantomu je ověřování shody mezi nastavenou a skutečnou tloušťkou tomografické vrstvy. Fantom vždy obsahuje struktury určené k tomuto měření. Metodika s použitím filmu je použitelná jak pro konvenční, tak i spirální CT. Tloušťka tomografické vrstvy se hodnotí na základě měření jednotlivých pruhů na filmu, které představují zvolené tloušťky jednotlivých vrstev. Touto metodou lze také ověřovat funkci kolimace svazku a geometrickou efektivitu. Pro účely filmové metody se používá skiagrafičká plastová kazeta s foliemi a filmem a nebo bezfóliová plastová kazeta s filmem (3) (9).

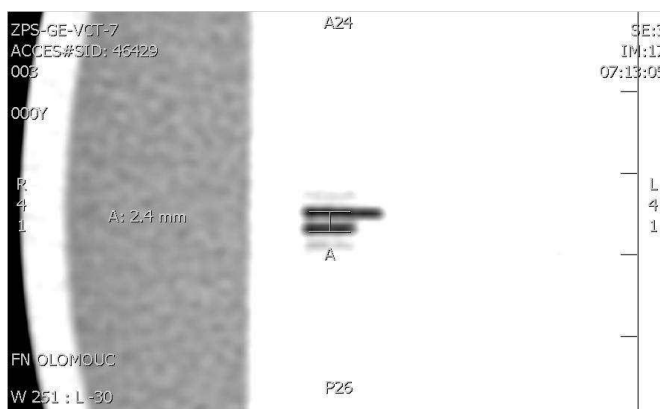


Obr. 16. Různé typy fantomů pro měření tloušťky tomografické vrstvy.

Na obrázku vpravo je čarou označena oblast pro měření.(9)



Obr. 17. Tloušťka tomografické vrstvy, Obrázek z měření v praxi. (zdroj testy FNOL)



Obr. 18. Detail předchozího obrázku z praktického měření. (zdroj testy FNOL)

3. 2 Optimalizace zobrazovacího procesu

Optimalizací zobrazovacího procesu rozumíme použití vhodně nastavených vyšetřovacích protokolů, s užitím expoziční automatiky (AEC, Automatic exposure control) v rámci „ALARA“ a jejich případné úpravy oproti výrobním parametrům a také využití vhodných rekonstrukčních technik pro zobrazení CT obrazů i z hrubých dat.

Všechny vyšetřovací protokoly na CT zařízení se registrují. Snažíme se o eliminaci nepoužívaných protokolů, případně o úpravu protokolů prostřednictvím přidání nebo odstranění používaných, či nepoužívaných sekvencí, dále úpravou doby rotace, tloušťky vrstvy, kV, CT Pitch faktoru. Při úpravě protokolů také nastavujeme index šumu (NI) nebo efektivní mAs (AEC).

Základním předpokladem pro správné vyšetřování na CT je bezpochyby používání standardizovaných vyšetřovacích postupů pro danou oblast a diagnózu. Je také důležité upravit skenovací protokol, aby co nejlépe využíval přednosti daného systému. Jak uvádí Tichý: „vypadá to triviálně a samozřejmě, nicméně praxe je bohužel velmi odlišná“. (16) Autor dále uvádí dva příklady z odlišných zdravotnických zařízení. Tato zařízení používají naprosto totožné MDCT 64 - řadé přístroje a v obou případech se jedná o vyšetření paranasálních dutin. Z těchto příkladů jasně vyplývá, že při užití správné metodiky vyšetřování a správného skenovacího protokolu lze dosáhnout značné redukce radiační zátěže. Uvedený příklad : Pracoviště A – vyšetření ve dvou akvizicích, radiační zátěž pacienta v první akvizici (CTDI 140 mGy, DLP 1700 mGy.cm), radiační zátěž pacienta při druhé akvizici (CTDI 80 mGy, DLP 700mGy.cm). Pracoviště B – vyšetření provedeno pouze jednou helikální akvizicí s maximálním využitím technické vyspělosti daného CT zařízení. Radiační zátěž pacienta při této metodice (CTDI 57 mGy, DLP 860 mGy.cm) (16).

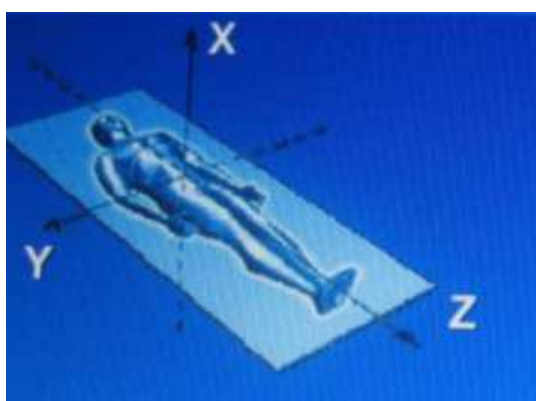
Další výhodnou metodikou pro snížení radiační zátěže pacienta je užívání skenovacích protokolů se sníženým dávkovým příkonem (low dose protokol). Toto je možné například u druhé vyšetřovací akvizice při provádění CT kolonografie, kde se CTDI při užití low dose protokolu sníží až na jednu šestinu první vyšetřovací akvizice (16).

Výrazného snížení dávkového příkonu dosáhneme také použitím systému „optimalizace dávkového příkonu na silnější vrstvu. Chceme - li snížit radiační zátěž je vhodné optimalizovat dávku na co nejsilnější

vrstvu. Primární rekonstruovanou vrstvu volíme větší šířky při aktivní minimální šířce kolimace. Vrstvy o minimální šíři pak slouží jako zdrojové obrazy pro postprocesing (MPR, MIP, AVA, atd.). Výchozí nastavení nám zaručuje optimální poměr signál/šum v prvně rekonstruovaném obraze (expoziční automatika pracuje poté v nižších hodnotách anodového proudu rentgenky) (16). Významnou úsporu dávkového příkonu představuje také možnost erudovaného radiologického asistenta snížit expoziční hodnoty v již firmou přednastavených vyšetřovacích protokolech. Tento úsek snižování radiační zátěže u pacientů však představuje výbornou spolupráci mezi radiologickým asistentem, který skvěle ovládá svou práci a přístroj, se kterým pracuje a radiologem-lékařem. Jde o jakýsi kompromis mezi co nejkvalitnějším zobrazením a co nejnižším dávkovým příkonem (16).

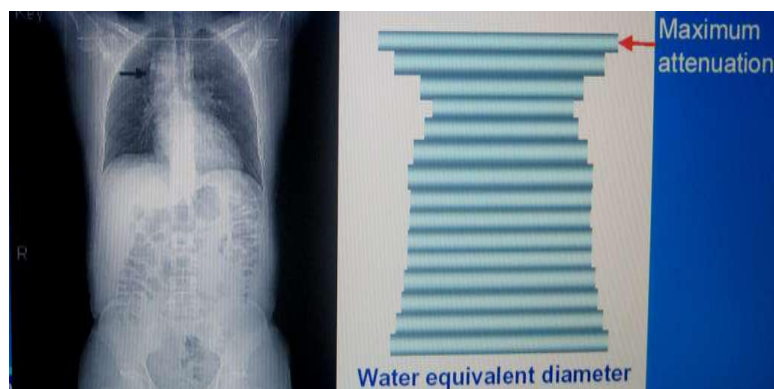
3. 2. 1 AEC v CT

Parametrem, který se používá k přímému ovlivnění kvality obrazu je elektrický proud. Nástrojem, který umožňuje nastavit správné elektrické množství je expoziční automat (AEC -Automatic exposure control). Správné nastavení AEC pro pacienta s proměnnou atenuací (zeslabování, snižování tloušťky, objemu) umožňuje získání CT obrazů v požadované kvalitě. Obecně můžeme říct, že AEC se nastavuje podle velikosti pacienta, podle jeho atenuace v ose „z“ a atenuace v osách „x a y“. Přímé řízení elektrického množství přináší redukci radiační zátěže. S použitím AEC získáváme snímky „uniformní“ kvality a významně se redukuje dávkový příkon v oblastech s nízkou absorpcí (6) (16).



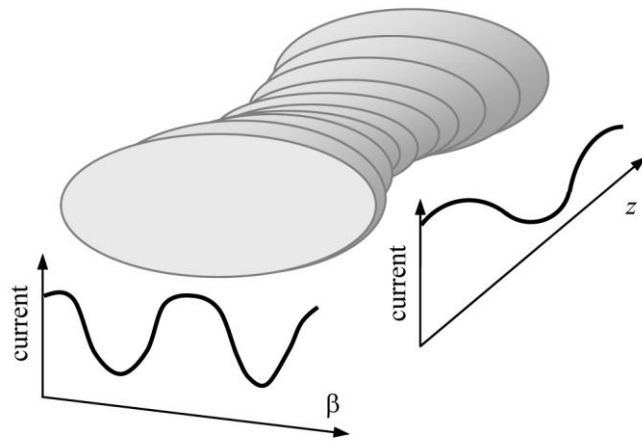
Obr. 19. Znázornění os pacienta při CT vyšetření. (16)

Pro získání údajů o atenuaci pacienta použijeme topogram, dále vypočteme ekvivalentní diametr vodního fantomu pro každou úroveň topogramu a pro úroveň maximální atenuace přiřadíme standardní velikost. Nastavíme-li mA vypočtené pro oblast s maximální atenuací pro celou délku pacienta, budou tyto hodnoty aplikovány na celé vyšetření (16).

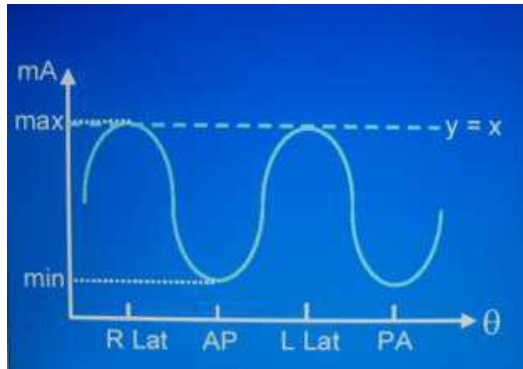


Obr. 20. Topogram pacienta a ekvivalentní diametr vodního fantomu.(16)

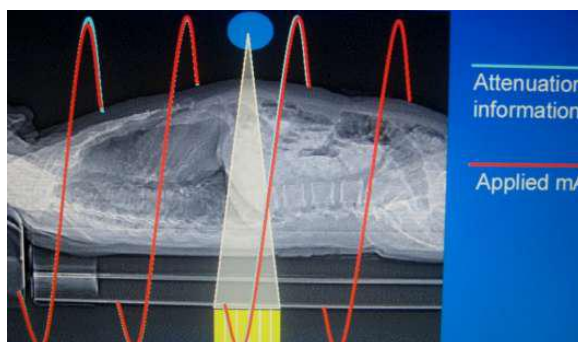
Pro modulaci v ose „z“ se vypočítává atenuace v každé úrovni měření a ta je srovnána a maximální atenuací vyšetřovaného objektu. Pro každou rotaci jsou odpovídající hodnoty mA. Při angulární (úhlové) modulaci v osách „x, y“ je velikost v těchto osách odečtena z atenuačních profilů metodou perspektivního výpočtu z tomogramu. Proudové množství se během rotace pohybuje po sinusoidě. Dalším typem modulace v osách „x, y“ je „on-line“ modulace. Tato metoda využívá údaje o atenuaci pacienta z předchozí rotace. Proudové množství se přizpůsobuje pacientově atenuaci on-line (v průběhu, za letu). Tím se u výrazně asymetrických objektů (ramena) významně zvyšuje kvalita obrazu příčných řezů. Vhodnou modulací výrazně snížíme dávku pacienta. Například při on-line modulaci u spirálního CT můžeme takto redukovat dávku až o 40 procent (3) (6) (16).



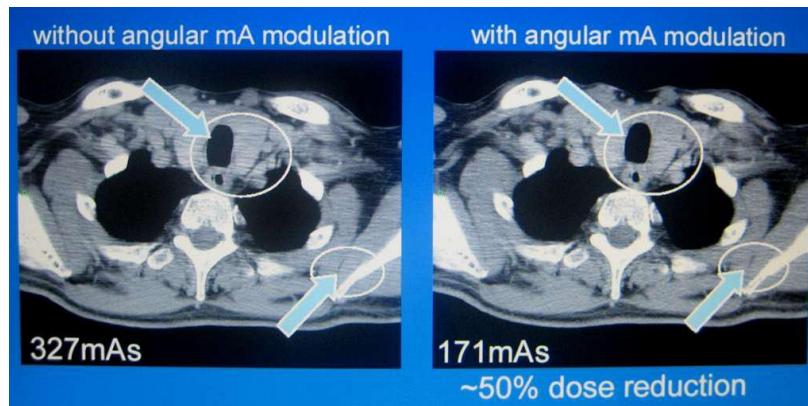
Obr. 21. Modulace v osách x, y a z. (3)



Obr. 22. Grafické znázornění proudového množství při modulaci na „x, y“.(16)



Obr. 23. On-line modulace.(16)



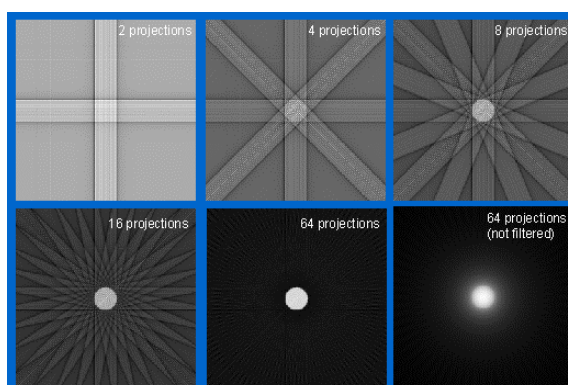
Obr. 24. Příklad redukce dávky s použitím angulární modulace a bez ní.(16)

Při dodržení konstantní úrovně signálu na detektorech získáme konstantní úroveň šumu v obraze. Ve svazku záření působí 4 cm tkáň jako „polovrstva“. Díky tomu můžeme při zmenšení objemu o 4 cm snížit množství mA na polovinu a naopak při zvětšení objemu o každé 4 cm zvyšujeme mA na dvojnásobek. AEC systémy, které jsou součástí moderních CT systémů, významně přispívají ke snížení radiační zátěže pacienta a k udržení konstantní úrovně šumu v obraze (16).

3. 2. 2 Rekonstrukční techniky v CT

Obecně u MDCT je šířka řezu závislá na pitch faktoru. Výrobci systémů umožňují pouze volbu několika možných pitch faktorů za účelem dosažení optimální kvality obrazu. S rostoucí velikostí pitch faktoru za předpokladu fixního nastavení elektrického množství (mAs) dochází ke snížení radiační zátěže pacienta. Šum v obraze je složitou funkcí pitch faktoru při stálé hodnotě proudu rentgenky. Některé hodnoty pitch faktoru vykazují nízký šum, jiné vyšší. Jelikož výše uvedený postup snižování radiační zátěže u pacienta (pomocí AEC) má svá omezení v podobě nárůstu obrazového šumu při snižování dávky, musíme, pro další snížení radiační zátěže, použít „sofistikovanější“ CT technologie. A to ze strany softwarového řešení. Konkrétně technologie tzv. iterativní rekonstrukce (IR) obrazu. Zajímavostí je, že první technika iterativní rekonstrukce byla

využita u CT přístrojů už v 70. letech 20. Století. Z názvu vyplývá, že iterativní rekonstrukce obrazu je z matematického hlediska postup, při kterém v mnoha jednotlivých krocích (iteracích) postupujeme metodou pokus-omyl od velmi hrubého odhadu struktury zkoumaného objektu až po výsledný obraz, který co nejpřesněji odpovídá naměřeným hodnotám absorpčních koeficientů z různých úhlových projekcí. Mezi první IR techniky patřila statistická IR technika, tzv. algebraická rekonstrukční technika (ART). Výhodou IR je, že s rostoucím počtem iterací se obraz více přibližuje originálu a efektivněji se potlačuje obrazový šum. Za hlavní nevýhodu se pak považuje mnohonásobně delší rekonstrukční čas a extrémní nároky na výpočetní výkon. Pro tyto časové nároky v sedmdesátých letech statistické postupy IR plně ustoupily metodám analytickým, konkrétně tzv. filtrovaná zpětná projekce (filtered back projection, FBP). Tato metoda měla mnohonásobně nižší nároky na výpočetní výkon, a proto se stala na dlouhou dobu metodou číslo jedna v rekonstrukci CT obrazu. Při používání efektivních mAs se šum v obraze při změnách pitch faktoru nemění. Radiační zátěž pacienta se při použití efektivních mAs a při změnách pitch faktoru nemění (12) (18).



Obr. 25. Princip FBP.(3)

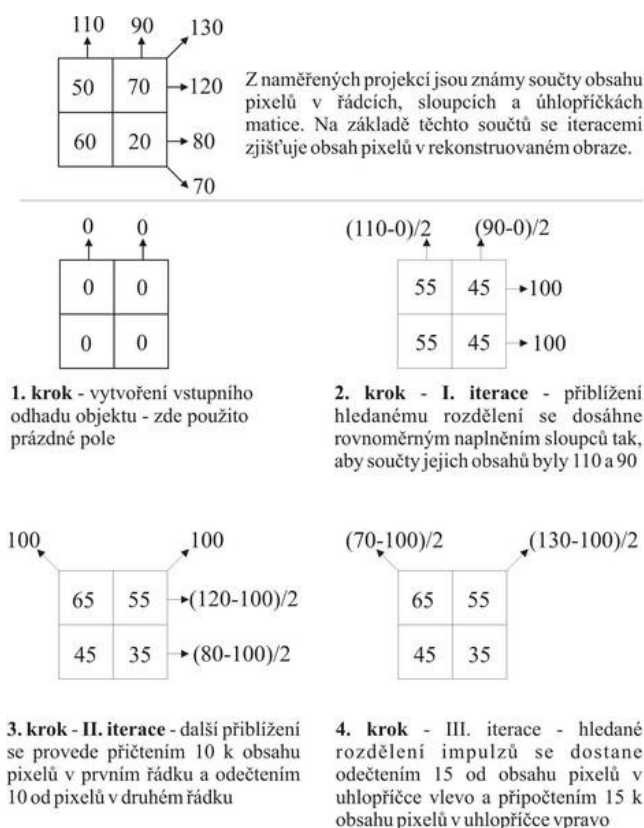
Při FBP skener nejprve nasbírá z jednotlivých úhlových projekcí absorpční koeficienty a následně rekonstrukční algoritmus sebraná data zpětně promítne směrem do budoucího obrazu objektu, ve kterém budou jednotlivé projekce v místech křížení interferovat a vytvářet předlohu pro výsledný obraz. Linie zpětných projekcí, které jsou hvězdicovitě uspořádány, mají nižší intenzitu než body jimi vzniklé a můžeme je proto od finálního obrazu odfiltrovat (18).

Nutno podotknout, že zatímco IR v CT byly potlačeny technikou FBP, jejich vývoj pokračoval po několik desetiletí na poli nukleární medicíny. Rychlý vývoj výpočetní techniky v posledních letech umožnil předním

výrobcům CT přístrojů pokusit se znovu o začlenění principů IR do rekonstrukčních algoritmů. Aby doba výpočtu stovek CT obrazů z jednoho vyšetření netrvala několik desítek minut až hodiny, byla vyvinuta propracovanější technika IR než základní ART (18).

První dostupnou variantou IR byla na sklonku roku 2008 adaptivní statistická iterativní rekonstrukce (ASIR), uvedená na trh firmou GE Healthcare. Jedná se o metodu, která výrazně zkracuje rekonstrukční čas. Využívá nejprve metodu FBP pro vytvoření základního obrazu a ten je následně finalizován opakovanými iteracemi do výsledné podoby s nižší hladinou šumu v obraze. Vzájemný poměr mezi FBP a IR lze uživatelsky volit. Čím větší je podíl IR, tím je méně šumu, ale delší rekonstrukční čas (16) (18).

Další firmy na sebe s vývojem IR nenechaly dlouho čekat. V roce 2009 přišla na trh firma Siemens s IRIS (Iterative reconstruction in image space). Tato IR je časově náročnější, ale přináší vyšší potenciál redukce šumu v obraze, díky čistě iterativnímu řešení. Mezi další techniky IR patří například AIDR (Adaptive iterative dose reduction) firmy Toshiba, MBIR (Model based iterative reconstruction) firmy GE Healthcare nebo SAFIRE (Sinogram affirmed iterative reconstruction) firmy Siemens.



Obr. 26. Princip iterativní rekonstrukce, zjednodušeno pro obrazovou matici 2 x 2 pixely.(3)



Obr. 27. CT horního břicha. Vlevo obrázek rekonstruovaný pomocí FBP a vpravo rekonstrukce pomocí IR.(3)

Mezi hlavní výhody IR, jak už jsme uvedli, patří výrazné snížení šumu v CT obraze. Smyslem využití není však jen generování „hezčích“ obrazů s minimem šumu, ale hlavně provádění vyšetření s redukovanou dávkou záření. Techniky IR lze využít i pro zvýšení kvality obrazů u vyšetření s vysokou mírou šumu, tedy u low-dose vyšetření, nebo u vyšetření obézních pacientů. IR by mohlo v budoucnu být samozřejmostí zejména pro vyšetřování dětí, těhotných žen, či osob s opakovanými CT vyšetřeními. Z výsledků prvních prací publikovaných na téma využití IR vyplývá, že pomocí této techniky dochází k redukci dávky ionizujícího záření od 20 až do 66 procent a to při abdominálních, hrudních vyšetřeních, HRCT plic a CTA angiografii (18).

4 ZÁVĚR

Tématem této přehledové bakalářské práce byla optimalizace radiační ochrany na CT. Jejím cílem bylo shromáždit a uvést informace o této problematice, na základě prostudování českých i zahraničních relevantních zdrojů. Z praktického důvodu lepší orientace v dané problematice jsou v práci uvedeny také kapitoly přímo související s optimalizací radiační ochrany na CT. Jde o základní princip výpočetní tomografie a radiační ochranu pacientů při vyšetření ionizujícím zářením.

Na základě prostudovaných materiálů mohu konstatovat, že ve vyspělých zemích za posledních třicet let stoupla průměrná dávka z lékařského ozáření o stovky procent. „ Výpočetní tomografie přispívá ke kolektivní dávce plnými dvěma třetinami. Na území České republiky vzrostl za posledních 18 let počet instalovaných CT zařízení sedmkrát. Průměrná dávka z lékařského ozáření činí v České republice 1 mSv/rok. V naší zemi ročně umírá přibližně 550 osob v důsledku maligního onemocnění indukovaného lékařským ozářením, na němž má dominantní podíl právě CT diagnostika.“ (18)

Doufejme, že tato nepříznivá statistika bude mít, díky používání nejmodernějších CT přístrojů, úpravám vyšetřovacích protokolů a zejména díky moderním a stále se zdokonalujícím rekonstrukčním technikám, sestupnou tendenci a postupně bude docházet ke snižování radiační zátěže pacientů a potažmo celé populace. Bez přesné a důsledné práce radiologických lékařů, radiologických fyziků a radiologických asistentů, kteří se v oboru neustále vzdělávají, by tato redukce radiační zátěže nebyla možná.

5 SEZNAM LITERATURY A ELEKTRONICKÝCH ZDROJŮ

1. FERDA, Jiří, Milan NOVÁK a Boris KREUZBERG. Výpočetní tomografie. 1. vyd. Praha: Galén, c2002, 663 s. ISBN 80-726-2172-6.
2. FLEISCHMANN, D a FE BOAS. Computed tomography: Old ideas and new technology. Eur Radiol. 2011, roč. 21, č. 3, s. 510-517.
3. HSIEH, Jiang. Computed tomography: principles, design, artifacts, and recent advances. 2nd ed. Bellingham, Wash.: SPIE Press, c2009, 556 s. ISBN 978-081-9475-336.
4. HUŠÁK, Václav. Radiační ochrana pro radiologické asistenty. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2009, 138 s. ISBN 978-802-4423-500.
5. MARTIN, James E. Physics for radiation protection: a handbook. 2nd ed., completely rev. and enl. Weinheim: Wiley-VCH, c2006, 822 s. ISBN 35-274-0611-5.
6. MULKENS, T. H., P. BELLINCK, M. BAEYAERT, D. GHYSEN, X. VAN DIJCK, E. MUSSEN, C. VENSTERMANS a J.-L. TERMOTE. Use of an Automatic Exposure Control Mechanism for Dose Optimization in Multi-Detector Row CT Examinations: Clinical Evaluation. Radiology [online]. 2005-08-26, roč. 237, č. 1, s. 213-223 [cit. 2012-05-02]. ISSN 0033-8419. DOI: 10.1148/radiol.2363041220. Dostupné z: <http://radiology.rsna.org/cgi/doi/10.1148/radiol.2363041220>
7. NOVÁK, Ivan. Atomový zákon, s komentářem. 1. vyd. Praha: Codex Bohemia, 1997, 133 s. ISBN 80-859-6328-0.
8. Ochrana při práci se zdroji ionizujícího záření: sborník učebních textů. Ostrava: Dům techniky Ostrava, 1998, 1 s. ISBN 80-020-1230-5.
9. Požadavky na kontrolní a zkušební procesy v oblasti radiační ochrany v radiologii. Praha: Státní úřad pro jadernou bezpečnost v nakl. Nuklin, 2004, 55 s. Radiační ochrana. ISBN 80-707-3095-1.
10. příloha č. 9 k vyhlášce č. 307/2002 Sb.
11. PTÁČEK, Jaroslav. Multislice CT: 1. část. Praktická radiologie. 2007, č. 1. ISSN 1211-5053.
12. PTÁČEK, Jaroslav. Multislice CT: 2. část. Praktická radiologie. 2007, č. 2. ISSN 1211-5053.
13. RENTGEN bulletin. Praha 4: Státní úřad radiační ochrany, září 2009. Dostupné z:

http://www.suro.cz/cz/publikace/lekarskeozareni/rtg_bulletin_2009.pdf

14. RIZZO, S. M. R., M. K. KALRA, B. SCHMIDT, J.-F. PAUL, A. SIGAL-CINQUALBRE a H. ABADA. Automatic Exposure Control Techniques for Individual Dose Adaptation * Dr Paul and colleagues respond. *Radiology* [online]. 2005-02-16, roč. 235, č. 1, s. 335-336 [cit. 2012-05-02]. ISSN 0033-8419. DOI: 10.1148/radiol.2351041751. Dostupné z: <http://radiology.rsna.org/cgi/doi/10.1148/radiol.2351041751>
15. SÖDERBERG, Marcus a Mikael GUNNARSSON. Automatic exposure control in computed tomography ? an evaluation of systems from different manufacturers. *Acta Radiologica* [online]. 2010, roč. 51, č. 6, s. 625-634 [cit. 2012-05-02]. ISSN 0284-1851. DOI: 10.3109/02841851003698206. Dostupné z: <http://ar.rsmjournals.com/lookup/doi/10.3109/02841851003698206>
16. TICHÝ, Tomáš. Role expozičního automatu v počítačové tomografii. *Praktická radiologie*. 2009, č. 3, s. 4-11. ISSN 1211-5053.
17. Zpracování programu zabezpečování jakosti pro používání zdrojů ionizujícího záření v lékařských aplikacích. In: *Radiační ochrana*. Praha: Státní úřad pro jadernou bezpečnost v nakl. Nuklin, 2001, 42 s.
18. ŽIŽKA, Jan. Iterativní rekonstrukce CT obrazu: Revoluční krok ve vývoji výpočetní tomografie. *Česká radiologie*. 2011, roč. 65, č. 3, s. 169-176. ISSN 1210-7883.

6 SEZNAM ZKRATEK

AEC	automatic exposure control (systém automatické kontroly expozice)
ALARA	as low as reasonably achievable (tak nízké ozáření, jak lze rozumně dosáhnout)
ART	algebraická rekonstrukční technika
CT	computed tomography (výpočetní tomografie)
CTDI	index dávky výpočetní tomografie
DLP	kumulativní dávka předaná pacientovi (násobek délky skenovaného objemu a CTDI)
DNA	deoxyribonukleová kyselina
DRL	diagnostic reference levels (diagnostické referenční úrovně)
FBP	filtered back projection (filtrovaná zpětná projekce)
HRCT	výpočetní tomografie s vysokým rozlišením
ICRP	mezinárodní komise radiologické ochrany
IR	iterativní rekonstrukce
kV	kilovolt (jednotka napětí)
mA	miliampér (jednotka proudu)
MDCT	multidetektorový výpočetní tomograf
MR	magnetická rezonance
mSv	milisievert (jednotka pro efektivní dávku pacientů)
PITCH faktor	poměr posuvu stolu pacienta v horizontálním směru při rotaci rentgenky, dělený součinem počtu tomografických řezů ozářených rentgenkou současně a tloušťky tomografického řezu
PZJ	program zabezpečování jakosti
ROI	region of interest (oblast zájmu)
SÚJB	státní úřad pro jadernou bezpečnost
SÚRO	státní úřad radiační ochrany
UZ	ultrazvuk (diagnostická metoda)
ZDS	zkouška dlouhodobé stability (její provádění definuje § 71 vyhl. č. 307/2002 Sb.
ZPS	zkouška provozní stálosti (její provádění definuje § 72 Vyhl. č. 307/2002 Sb.