

Státní úřad pro jadernou bezpečnost

radiační ochrana

DOPORUČENÍ

ZAVEDENÍ SYSTÉMU JAKOSTI PŘI VYUŽÍVÁNÍ
VÝZNAMNÝCH ZDROJŮ IONIZUJÍCÍHO ZÁŘENÍ
V RADIOTERAPII

CT SIMULÁTORY A CT ZAŘÍZENÍ URČENÁ
PRO PLÁNOVÁNÍ V RADIOTERAPII

Doporučení
Zavedení systému jakosti při využívání významných
zdrojů ionizujícího záření v radioterapii

CT simulátory a CT zařízení určená
pro plánování v radioterapii

SÚJB

Obsah

Obsah.....	3
Předmluva.....	5
Úvod.....	6
Definice pojmů.....	7
Přehled kontrolovaných parametrů.....	11
1. Bezpečnostní systémy.....	16
1.1. CTDI.....	16
1.2. Kontrola funkce dveřního kontaktu.....	16
1.3. Kontrola funkce bezpečnostních tlačítek.....	16
1.4. Kontrola systému sledování pacienta.....	16
2. Světelné zaměřovače (lasery).....	17
2.1. Kontrola souhlasu integrovaných světelných zaměřovačů s tomografickou rovinou 17	
2.2. Kontrola rovnoběžnosti a kolmosti integrovaných světelných zaměřovačů vzhledem k tomografické rovině.....	17
2.3. Kontrola vzdálenosti bočních externích světelných zaměřovačů od integrovaných světelných zaměřovačů.....	18
2.4. Kontrola shody integrovaných a externích světelných zaměřovačů v nulové pozici (shoda zaměření izocentra při podélném posuvu ozařovacího stolu).....	18
2.5. Kontrola rovnoběžnosti a kolmosti externích světelných zaměřovačů vzhledem k tomografické rovině.....	18
2.6. Kontrola přesnosti a reprodukovatelnosti pohybu sagitálních a koronálních externích zaměřovačů.....	19
3. Stůl pacienta.....	19
3.1. Kontrola polohy stolu pacienta vzhledem k tomografické rovině (kolmost a vycentrování stolu).....	19
3.2. Kontrola vertikálního a podélného posuvu stolu pacienta (shoda skutečného a indikovaného posuvu stolu).....	20
3.3. Kontrola polohy stolu pacienta při CT skenu.....	20
3.4. Kontrola vodorovné polohy stolu a artefaktů.....	20
4. Akviziční jednotka.....	21
4.1. Kontrola indikace úhlu sklonu akviziční jednotky.....	21
4.2. Kontrola základní (nulové) polohy sklonu akviziční jednotky.....	21
4.3. Kontrola přesnosti zaměření skenu na základě přehledového snímku.....	21
4.4. Kontrola tloušťky tomografické vrstvy.....	21
4.5. Kontrola šířky profilu citlivosti.....	22
4.6. Kontrola generátoru.....	22
5. Charakteristiky obrazu.....	22
5.1. Kontrola CT čísel a kalibrační křivky pro převod CT čísel.....	22
5.2. Kontrola šumu a homogenity obrazu.....	23
5.3. Kontrola prostorové integrity obrazu.....	23
5.4. Kontrola prostorové rozlišovací schopnosti.....	24
5.5. Kontrola rozlišení při nízkém kontrastu.....	24

6. Celková kontrola správné funkčnosti 4DCT	25
7. Celková kontrola procesu CT-simulace	25
Literatura	27

Předmluva

Státní úřad pro jadernou bezpečnost (dále jen SÚJB) vydal další publikaci z řady „Doporučení“, která si kladou za cíl usnadnit držitelům povolení, plnění povinností uložených zákonem č. 18/1997Sb., o mírovém využívání jaderné energie a ionizujícího záření (atomový zákon) a o změně a doplnění některých zákonů, ve znění pozdějších předpisů (dále jen Atomový zákon), a jeho prováděcích předpisech, zejména vyhlášky č. 307/2002 Sb., o radiační ochraně, ve znění pozdějších předpisů.

Toto doporučení je koncipováno jako samostatný dokument, přesto svým obsahem do určité míry doplňuje již vydané Doporučení SÚJB: Požadavky na kontrolní a zkušební procesy v oblasti radiační ochrany v radiologii, Zobrazovací proces výpočetní tomografie - zkoušky provozní stálosti, z roku 2004.

Doporučení obsahuje doporučenou základní sadu testů a tolerancí pro systém přijímacích zkoušek (dále jen PZ), zkoušek dlouhodobé stability (dále jen ZDS) a zkoušek provozní stálosti (dále jen ZPS) pro CT zařízení používaná pro plánování v radioterapii, tj. CT-simulátory a plánovací CT zařízení.

Doporučení bylo vypracováno jako zakázka SÚJB, jejíž hlavním řešitelem byl Ing. Petr Paluska. Při jeho zpracování byly zohledněny zkušenosti odborníků z klinické praxe a připomínky Pracovní skupiny SÚRO pro radioterapii.

Protože v každé oblasti poznání se objevují nové informace, poznatky a přístupy, předpokládám, že Doporučení bude dále zdokonalováno a upřesňováno, a proto vítáme jakékoliv připomínky a komentáře od jeho uživatelů.



Ing. Karla Petrová
ředitelka Sekce radiační ochrany

Úvod

Cílem tohoto dokumentu je navrhnout rozsah testů včetně jejich tolerancí pro systém přijímacích zkoušek (PZ), zkoušek dlouhodobé stability (ZDS) a zkoušek provozní stálosti (ZPS) pro CT zařízení používaná pro plánování v radioterapii, tj. CT-simulátory a plánovací CT zařízení.

Vstupem do procesu CT-simulace je anatomická informace z CT skeneru a výstupem pak data exportovaná do plánovacího systému pro radioterapii, konzistentní se značkami zakreslenými na těle pacienta, popř. značkami na fixačních pomůckách. Předmět tohoto doporučení se proto zčásti překrývá s doporučením pro zobrazovací proces výpočetní tomografie (SÚJB, březen 2004) a s doporučením pro plánovací systémy pro 3D konvenční radioterapii (SÚJB, červen 2004). Snahou při tvorbě tohoto dokumentu bylo stávající doporučení vhodně doplnit a zároveň zapracovat požadavky normy ČSN EN 60601-2-44 („Zvláštní požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost rentgenových zařízení pro výpočetní tomografii“) a jejích změn A1 a A11 (2010 – 2013). V neposlední řadě dokument vychází z mezinárodních doporučení odborných společností, a to zejména společnosti AAPM, Task Group No. 66, jakož i z dokumentu Evropské Komise „Radiation Protection No. 162: Criteria for Acceptability of Medical Radiological Equipment used in Diagnostic Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy“.

CT skener bývá obvykle umístěn buď na radiodiagnostickém oddělení nebo přímo na oddělení radiační onkologie. Zodpovědnost za zajištění jakosti samotného CT skeneru pak leží na bedrech radiologického fyzika se specializací v radiodiagnostice, resp. fyzika se specializací v radioterapii. Zajištění jakosti procesu CT-simulace a využití CT pro plánování radioterapie je však vždy odpovědností radiologického fyzika se specializací v radioterapii. Má-li fyzik se specializací v radioterapii málo zkušeností s CT přístroji, je vhodné, aby při tvorbě strategie zajištění jakosti požádal o spolupráci fyzika se specializací v radiodiagnostice. Je-li pro plánování radioterapie využíván CT přístroj umístěný na radiodiagnostickém oddělení, musí radiologický fyzik odpovědný za proces plánování radioterapie zajistit, aby byly na přístroji prováděny všechny testy požadované

pro CT zařízení používaná pro plánování v radioterapii.

Doporučené kontroly jsou koncipovány spíše obecně, definují cíl kontroly, popis kontrolovaného parametru, způsob kontroly, tolerance a frekvence kontrol. Nejsou však popsány konkrétní metodiky a fantomy, ty se mohou u jednotlivých uživatelů lišit. Metodiky zpracované uživatelem by měly být více konkrétní, měly by popisovat postup kontroly s pomůckami, které jsou na pracovišti dostupné. Vodítkem mohou být příklady metodik uvedené u jednotlivých testů. Výsledné metodiky mohou jednotlivé testy libovolně sdružovat či kombinovat. Při návrhu frekvence zkoušek provozní stálosti CT zařízení pro radioterapii je třeba zohlednit jeho klinické využití a nároky na spolehlivost. Příkladem uveďme situaci, kdy je zaměření izocentra při radioterapii prováděno pouze na základě provedené CT-simulace. V takovém případě by frekvence testů měla být vyšší v porovnání se situací, kdy je zaměření izocentra opakovaně verifikováno zobrazovacím systémem přímo na ozařovači.

Definice pojmů

AKVIZIČNÍ JEDNOTKA (GANTRY)

Součástí CT skeneru, ve které je uložen zdroj rentgenového záření a zobrazovací detektory. Zpravidla opatřena ochranným krytem toroidního tvaru. Některé typy CT skenerů umožňují naklápění akviziční jednotky (angl. tilt) – toho bývá využíváno spíše při diagnostickém využití, při CT simulaci je naopak důležité zachovat vertikální polohu akviziční jednotky. Akviziční jednotka obsahuje integrované světelné zaměřovače, tj. vlastní laserový zaměřovací systém, umožňující přesné nastavení oblasti skenování. Na přední straně akviziční jednotky se obvykle nachází ovládací tlačítka jak pro sklon akviziční jednotky, tak pro pohyby stolu pacienta, integrované světelné zaměřovače a nastavení polohy pacienta.

AXIÁLNÍ SNÍMÁNÍ (AXIAL ACQUISITION)

Mód CT vyšetření, kdy se provede jedno otočení zobrazovací soustavy, stůl s pacientem se posune o kousek dále a znovu se provede jedno otočení soustavy. Někdy označováno také jako sekvenční snímání.

CT ČÍSLO, HU JEDNOTKA (CT NUMBER)

Číslo představující střední zeslabení rentgenového záření každé elementární oblasti obrazu z výpočetního tomografu. CT číslo se vyjadřuje v Hounsfieldových jednotkách. Změřená hodnota zeslabení se převede na CT číslo NCT vztahem:

$$N_{CT} = 1000 (\mu_s - \mu_w) / \mu_w$$

kde μ_s je koeficient lineárního zeslabení materiálu při dané energii a μ_w je koeficient lineárního zeslabení vody při této energii. Stupnice CT čísel je definována tak, že voda má hodnotu 0 HU a vzduch má hodnotu -1000 HU.

CT SKENER (CT SCANNER)

Rentgenové zařízení určené pro tvorbu průřezových snímků těla metodami počítačové rekonstrukce dat udávajících propustnost pro rentgenové záření v různých úhlech. Obsahuje akviziční jednotku, stůl pacienta, přístroje pro analýzu a zobrazení signálu, nosné části a příslušenství.

CT PITCH FAKTOR (CT PITCH FACTOR)

U šroubovicového snímání podíl velikosti posuvu stolu pacienta Δd ve směru osy z na jednu otáčku zdroje rentgenového záření, dělený součinem jmenovité tloušťky tomografické vrstvy T a počtu tomografických vrstev N:

$$\text{CT pitch factor} = \Delta d / (N \times T)$$

Ačkoli CT pitch faktor souvisí se šroubovicovým snímáním, používají se v jeho definici parametry T

a N, které jsou definovány pouze pro axiální snímání. V definici se předpokládá, že tyto parametry axiálního snímání T a N odpovídají stejné kolimaci a konfiguraci aktivního detektoru, jako při šroubovicovém snímání, pro něž se CT pitch faktor vyhodnocuje.

DÁVKOVÝ PROFIL (DOSE PROFILE)

Rozložení dávky jako funkce polohy ve směru přímky.

INDEX DÁVKY VÝPOČETNÍ TOMOGRAFIE 100 (COMPUTED TOMOGRAPHY DOSE INDEX 100)

CTDI₁₀₀

Aktuálně platnou definici nalezneme v ČSN EN 60601-2-44 ed. 3 Změna A1 [6].

IZOCENTRUM (ISOCENTRE)

Bod, ve kterém se protínají osy svazků ze zdroje rentgenového záření rotujícího v akviziční jednotce. Průsečík osy rotace zdroje rentgenového záření s tomografickou rovinou.

JMENOVITÁ TLOUŠŤKA TOMOGRAFICKÉ VRSTVY (NOMINAL TOMOGRAPHIC SECTION THICKNESS)

U CT skenerů tloušťka tomografické vrstvy, zvolená a indikovaná na řídicím panelu.

OSA TOMOGRAFICKÉ ROVINY (TOMOGRAPHIC PLANE AXIS)

Kolmice k tomografické rovině procházející izocentrem CT skeneru. Identická s osou rotace zdroje rentgenového záření.

PROFIL CITLIVOSTI (SENSITIVITY PROFILE)

Relativní odezva systému pro výpočetní tomografii jako funkce polohy ve směru kolmém k tomografické rovině.

PŘEHLEDOVÝ SNÍMEK (TOPOGRAM, TOPOSCAN, SCANOGRAM, SCOUT VIEW)

Dvourozměrné zobrazení používané pro definování rozsahu zobrazované oblasti, vytvořené snímáním s posuvem stolu pacienta při fixní poloze zdroje rentgenového záření.

STŮL PACIENTA (PATIENT SUPPORT TABLE)

Součást CT skeneru pro uložení vyšetřovaného pacienta. Umožňuje pohyb pacienta ve vertikální a horizontální rovině (dovnitř a ven z akviziční jednotky). Pro účely CT simulace musí být stůl pacienta vybaven rovnou deskou umožňující stejnou indexaci fixačních pomůcek pacienta jako

na terapeutickém ozařovači. Při instalaci CT skeneru je důležité zajistit přesné a časově stálé uložení stolu pacienta vzhledem ke geometrii akviziční jednotky.

SVĚTELNÉ ZAMĚŘOVAČE (LASERY)

Laserový zaměřovací systém. Rozlišujeme integrované světelné zaměřovače, fixně seřizené do izocentra CT skeneru, které jsou součástí akviziční jednotky a externí světelné zaměřovače, tvořené externím systémem laserových zaměřovačů, zpravidla pohyblivých, pro definici a zakreslení izocentra budoucího ozařovacího plánu. Kromě pohyblivých laserových zaměřovačů se můžeme setkat i s lasery rozmítanými.

ŠROUBOVICOVÉ, SPIRÁLNÍ SNÍMÁNÍ (HELICAL, SPIRAL ACQUISITION)

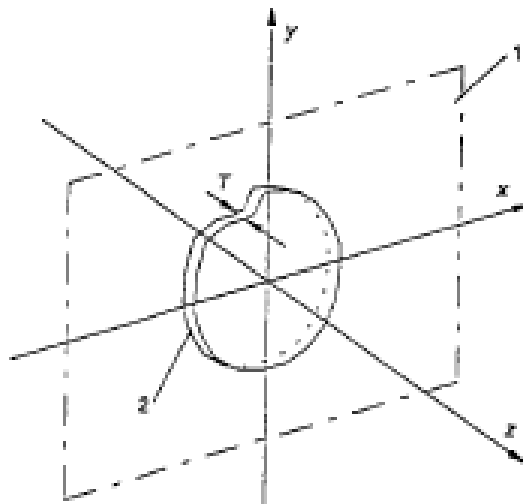
Mód CT vyšetření, při kterém se stůl s pacientem pohybuje rovnoměrným pohybem skrz akviziční jednotku za současné rotace rentgenky. Termín „šroubovicové“ je synonymem pro termín „spirální“.

TLOUŠŤKA TOMOGRAFICKÉ VRSTVY (TOMOGRAPHIC SECTION THICKNESS)

Plná šířka v polovině maxima profilu citlivosti v izocentru tomografické vrstvy.

TOMOGRAFICKÁ ROVINA (TOMOGRAPHIC PLANE)

Geometrická rovina kolmá k ose rotace ve středu pole rentgenového záření na ose z (viz. obrázek 1)



Obrázek 1 – Systém souřadnic (1 – tomografická rovina, 2 – snímáný objekt)

TOMOGRAFICKÁ VRSTVA (TOMOGRAPHIC SECTION)

U CT skenerů s jednou řadou detektorů objem, ve kterém se v průběhu jednoho axiálního skenu snímají data o přenosu rentgenového záření; u CT skenerů s více řadami detektorů ve směru osy z je to objem, ve kterém jsou snímána data jedním akvizčním kanálem, představujícím jednu řadu detektorů nebo uskupení více zvolených řad detektorů.

ÚHEL SKLONU AKVIZIČNÍ JEDNOTKY (TILT)

Úhel, který svírá tomografická rovina při naklopení akvizční jednotky s původní vertikální polohou tomografické roviny. Není-li uvedeno jinak, kontroly jsou prováděny při nulovém úhlu sklonu akvizční jednotky.

VYŠETŘOVNA (RADIATION ROOM)

Stíněná místnost, ve které se nachází akvizční jednotka CT skeneru.

Přehled kontrolovaných parametrů

Vysvětlivky:

PZ – provádí se při přejímací zkoušce

ZDS – provádí se při zkoušce dlouhodobé stability

ZPS – provádí se při zkoušce provozní stálosti (D – kontrola se provádí denně, M – kontrola se provádí měsíčně)

F – toleranci nelze udat kvantitativně (kontrola funkčnosti)

Kontrolovaný parametr	Typ zkoušky	Frekvence ZPS	Tolerance	Kapitola	Literatura	Poznámky
Bezpečnostní systémy						
CTDI	PZ, ZDS		± 20 % specifikace výrobce	1.1	[1, 2]	
Kontrola funkce dveřního kontaktu	PZ, ZDS, ZPS	D	F	1.2		
Kontrola funkce bezpečnostních tlačítek	PZ, ZDS, ZPS	M	F	1.3		
Kontrola systému sledování pacienta	PZ, ZDS, ZPS	D	F	1.4		
Světelné zaměřovače (lasery)						
Kontrola souhlasu integrovaných světelných zaměřovačů s tomografickou rovinou	PZ, ZDS, ZPS	D	2 mm	2.1	[1]	
Kontrola rovnoběžnosti a kolmosti integrovaných světelných zaměřovačů vzhledem k tomografické rovině	PZ, ZDS, ZPS	M	2 mm	2.2	[1]	
Kontrola vzdálenosti bočních externích světelných zaměřovačů od integrovaných světelných zaměřovačů	PZ, ZDS, ZPS	M	2 mm	2.3	[1]	
Kontrola shody integrovaných a externích světelných zaměřovačů v nulové pozici (shoda zaměření izocentra při podélném posuvu ozařovacího stolu)	PZ, ZDS, ZPS	M	2 mm	2.4	[1]	

Kontrolovaný parametr	Typ zkoušky	Frekvence ZPS	Tolerance	Kapitola	Literatura	Poznámky
Kontrola rovnoběžnosti a kolmosti externích světelných zaměřovačů vzhledem k tomografické rovině	PZ, ZDS, ZPS	M	2 mm	2.5	[1]	
Kontrola přesnosti a reprodukovatelnosti pohybu sagitálních a koronálních externích zaměřovačů	PZ, ZDS, ZPS	M	1 mm	2.6	[1]	
Stůl pacienta						
Kontrola polohy stolu pacienta vzhledem k tomografické rovině (kolmost a vycentrování stolu)	PZ, ZDS, ZPS	M	1°, 2 mm	3.1	[1]	
Kontrola vertikálního a podélného posuvu stolu pacienta (shoda skutečného a indikovaného posuvu stolu)	PZ, ZDS, ZPS	M	2 mm	3.2	[1]	
Kontrola polohy stolu pacienta při CT skenu	PZ, ZDS		1 mm	3.3	[1]	
Kontrola vodorovné polohy stolu a artefaktů	PZ, ZDS		1°	3.4	[1]	Tolerance $\pm 1^\circ$ v podélném směru, $\pm 0,5^\circ$ v příčném směru
Akviziční jednotka						
Kontrola indikace úhlu sklonu akviziční jednotky	PZ, ZDS		1°	4.1	[1, 3, 4]	
Kontrola základní (nulové) polohy sklonu akviziční jednotky	PZ, ZDS		1°	4.2	[1, 3]	
Kontrola přesnosti zaměření skenu na základě přehledového snímku	PZ		1 mm	4.3	[3]	

Kontrolovaný parametr	Typ zkoušky	Frekvence ZPS	Tolerance	Kapitola	Literatura	Poznámky
Kontrola tloušťky tomografické vrstvy	PZ, ZDS		Podle specifikace výrobce	4.4	[3, 4]	Doplňkový test k ověření CTDI
Kontrola šířky profilu citlivosti	PZ, ZDS		1 mm	4.5	[3]	
Kontrola generátoru	PZ, ZDS		Podle specifikace výrobce	4.6	[1, 3]	Po zásahu do generátoru
Charakteristiky obrazu						
Kontrola CT čísel a kalibrační křivky pro převod CT čísel	PZ, ZDS, ZPS	D, M	± 5 HU pro vodu, resp. ± 20 HU pro ostatní materiály	5.1	[1, 4]	Denně pro vodu (tolerance ± 5 HU), měsíčně 4 další materiály (tolerance ± 20 HU), ročně, resp. po recalibraci, s fantomem pro elektronovou hustotu (tolerance podle specifikace výrobce)
Kontrola šumu a homogenity obrazu	PZ, ZDS, ZPS	D, M	Podle specifikace výrobce, homogenita ± 5 HU	5.2	[1, 3, 4]	Denně pro nejběžnější nastavení, měsíčně pro ostatní
Kontrola prostorové integrity obrazu	PZ, ZDS, ZPS	D, M	1 mm, $0,5^\circ$	5.3		Denně v jednom CT řezu, měsíčně ve 3D plánovacím systému
Kontrola prostorové rozlišovací schopnosti	PZ, ZDS, ZPS	M	Podle specifikace výrobce	5.4	[4]	

Kontrolovaný parametr	Typ zkoušky	Frekvence ZPS	Tolerance	Kapitola	Literatura	Poznámky
Kontrola rozlišení při nízkém kontrastu	PZ, ZDS, ZPS	M	Podle specifikace výrobce	5.5	[4]	
<i>Celkové kontroly</i>						
Celková kontrola správné funkčnosti 4DCT	PZ, ZDS		F	6		
Celková kontrola procesu CT-simulace	PZ, ZDS		F	7	[1]	

1. Bezpečnostní systémy

1.1. CTDI

Cíl kontroly: Ověření bezpečné úrovně dávek, které pacient obdrží při CT vyšetření.

Popis kontrolovaného parametru: Hodnotí se index dávky výpočetní tomografie CTDI₁₀₀. Ačkoli se CTDI₁₀₀ vztahuje k absorbované dávce ve vzduchu, je pro praktické účely hodnocení absorbované dávky ve vzduchu v PMMA dozimetrickém fantomu dobře aproximováno měřením kermy ve vzduchu ionizační komorou ve fantomu. Ionizační komory jsou obvykle navázány na primární standardy ve veličině kerma ve vzduchu.

Způsob kontroly: Vyhodnocuje se v dozimetrickém fantomu z PMMA ionizační komorou dlouhou 100 mm. Měří se při axiálním snímání, dávky pro spirální snímání jsou z tohoto měření odvozené.

Pro měření při nastavení používaném pro vyšetření v oblasti hlavy se používá 15 cm dlouhý válcový dozimetrický fantom o průměru 16 cm, pro vyšetření v oblasti trupu se používá 15cm dlouhý válcový fantom o průměru 32 cm. Fantom se umístí na centrální osu CT skeneru a provede se akvizice jednoho skenu ve středu ionizační komory. Měřená dávka je funkcí napětí a proudu rentgenky, expozičního času, tloušťky tomografické vrstvy, celkové filtrace, apod. Při měření by měly být použity takové kombinace parametrů skenu, aby mohly být ověřeny všechny hodnoty udávané výrobcem.

Tolerance: Vyhovuje, pokud stanovená hodnota leží v intervalu $\pm 20\%$ od referenční hodnoty specifikované výrobcem.

Frekvence: PZ, ZDS, resp. po zásahu do přístroje

Příklad metodiky: [1] str. 2783, [2]

1.2. Kontrola funkce dveřního kontaktu

Cíl kontroly: Ověření správné funkce blokování svazku záření všech instalovaných dveřních kontaktů.

Popis kontrolovaného parametru: Funkčnost dveřních kontaktů.

Způsob kontroly: Ověří se, že není možné spustit svazek záření při rozpojeném dveřním kontaktu. Ověří se, že při spuštěném svazku záření dojde rozpojením dveřního kontaktu k okamžitému vypnutí svazku. Kontrola se provádí jednotlivě pro všechny instalované dveřní kontakty.

Tolerance: Vyhovuje, jsou-li všechny dveřní kontakty funkční.

Frekvence: PZ, ZDS, ZPS – D

1.3. Kontrola funkce bezpečnostních tlačítek

Cíl kontroly: Ověření správné funkce bezpečnostních tlačítek pro přerušení okruhu elektrického napájení a STOP tlačítek pro přerušení svazku záření.

Popis kontrolovaného parametru: Funkčnost bezpečnostních tlačítek.

Způsob kontroly: Kontroluje se, zda po aktivaci bezpečnostních tlačítek dojde k přerušení okruhu elektrického napájení a zda po aktivaci STOP tlačítek dojde k přerušení svazku záření.

Tolerance: Vyhovuje, jsou-li všechna bezpečnostní tlačítka a STOP tlačítka funkční.

Frekvence: PZ, ZDS, ZPS – M

1.4. Kontrola systému sledování pacienta

Cíl kontroly: Ověření, že v průběhu CT-simulace je možno sledovat pacienta, a to při libovolné poloze stolu pacienta.

Popis kontrolovaného parametru: Funkčnost systému sledování pacienta.

Způsob kontroly: Vizuálně se kontroluje možnost sledování pacienta v průběhu CT-simulace.

Tolerance: Vyhovuje, je-li systém sledování pacienta funkční a pacienta je možné sledovat při libovolné poloze stolu pacienta.

Frekvence: PZ, ZDS, ZPS – D

2. Světelné zaměřovače (lasery)

Parametry uvedené v této kapitole jsou primárně koncipovány pro kontrolu zaměřovacího systému s pohyblivými lasery. Jsou-li využívány lasery rozmítané, je třeba při vypracování metodik uživatelem zohlednit jejich některá specifika. To se týká především kapitoly 2.5 – Kontrola rovnoběžnosti a kolmosti externích světelných zaměřovačů vzhledem k tomografické rovině. Dále je v případě rozmítaných laserů vhodné zajistit ověření přesnosti vykreslení obrysů pole a jejich středu.

2.1. Kontrola souhlasu integrovaných světelných zaměřovačů s tomografickou rovinou

Cíl kontroly: Ověření správného určení tomografické roviny transverzálními integrovanými světelnými zaměřovači.

Popis kontrolovaného parametru: Integrované světelné zaměřovače jsou součástí akviziční jednotky. Horní světelné zaměřovače definují transverzální a sagitální rovinu, zatímco boční světelné zaměřovače definují transverzální a koronální rovinu. Integrované světelné zaměřovače určující transverzální rovinu musí být ve shodě s tomografickou rovinou. Kontrolovaným parametrem je maximální vzdálenost projekce světelného zaměřovače od tomografické roviny.

Způsob kontroly: Shoda světelných zaměřovačů s tomografickou rovinou se kontroluje naskenováním specifického fantomu nastaveného pomocí integrovaných světelných zaměřovačů. Vhodných fantomů existuje celá řada. Fantom musí být schopen identifikovat polohu tomografické roviny, např. pomocí vhodně umístěných kontrastních značek. Při současném nastavení fantomu vzhledem k ose stolu pacienta lze zároveň odhalit případnou rotaci stolu vzhledem k tomografické rovině. Je proto přínosné, lze-li fantom upevnit ke stolu tak, aby při opakovaných testech zachovával reprodukovatelnou polohu.

Tolerance: Vyhovuje, je-li odchylka světelných zaměřovačů od tomografické roviny menší než 2 mm.

Frekvence: PZ, ZDS, ZPS – D

Příklad metodiky: [1] str. 2785

2.2. Kontrola rovnoběžnosti a kolmosti integrovaných světelných zaměřovačů vzhledem k tomografické rovině

Cíl kontroly: Ověření rovnoběžnosti transverzálních integrovaných světelných zaměřovačů s tomografickou rovinou. Ověření kolmosti sagitálních a koronálních integrovaných světelných zaměřovačů k tomografické rovině. Ověření souhlasu sagitálních a koronálních integrovaných světelných zaměřovačů s izocentrem.

Popis kontrolovaného parametru: Při kontrole rovnoběžnosti transverzálních integrovaných světelných zaměřovačů s tomografickou rovinou je kontrolovaným parametrem maximální vzdálenost světelných zaměřovačů od tomografické roviny určená z celé délky projekce zaměřovačů. Při kontrole kolmosti sagitálních a koronálních integrovaných světelných zaměřovačů k tomografické rovině je kontrolovaným parametrem maximální vzdálenost světelných zaměřovačů od kolmice k transverzální rovině procházející izocentrem skeneru (osa tomografické roviny); hodnotí se z celé délky projekce světelných zaměřovačů. Při kontrole souhlasu sagitálních a koronálních integrovaných světelných zaměřovačů s izocentrem je kontrolovaným parametrem vzdálenost průsečíku světelných zaměřovačů od izocentra; hodnotí se v tomografické rovině.

Způsob kontroly: Ke kontrole lze využít stejného fantomu jako při předchozí kontrole shody světelných zaměřovačů s tomografickou rovinou. Po nastavení fantomu na integrované světelné zaměřovače posouváme stolem, na němž je fantom upevněn, nahoru a dolů v maximálním možném rozsahu a hodnotíme, nakolik zachovává projekce transverzálních a sagitálních světelných zaměřovačů svou polohu vzhledem k fantomu. Tak lze odhalit nesprávné seřízení světelných zaměřovačů, popř. skutečnost, že stůl pacienta se nepohybuje zcela přesně ve svislém směru. Při posunu stolem v podélném směru v maximálním možném rozsahu hodnotíme, nakolik zachovává projekce sagitálních a koronálních světelných zaměřovačů svou polohu vzhledem k fantomu. Takto lze odhalit nesprávné seřízení světelných zaměřovačů, popř. skutečnost, že stůl pacienta se nepohybuje zcela přesně kolmo k tomografické rovině. Po naskenování fantomu nastaveného na integrované světelné zaměřovače měříme kurzorem vzdálenost průsečíku světelných zaměřovačů od středu obrazu.

Kontrolu je vhodné provádět po kontrole vertikálního a podélného posuvu stolu pacienta.

Tolerance: Vyhovuje, jsou-li hodnocené vzdálenosti menší než 2 mm.

Frekvence: PZ, ZDS, ZPS – M

Příklad metodiky: [1] str. 2786

2.3. Kontrola vzdálenosti bočních externích světelných zaměřovačů od integrovaných světelných zaměřovačů

Cíl kontroly: Ověření vzdálenosti bočních externích světelných zaměřovačů od transversálních integrovaných světelných zaměřovačů. Ověření shody vzdálenosti s hodnotou zadanou v software pro CT-simulaci.

Popis kontrolovaného parametru: Kontrolovaným parametrem je vzdálenost příslušných světelných zaměřovačů měřená pomocí elektronické stupnice podélného posuvu stolu pacienta.

Způsob kontroly: Kontrola se provádí po vyhovující kontrole souhlasu integrovaných světelných zaměřovačů s tomografickou rovinou a po vyhovující kontrole přesnosti elektronických stupnic posuvu stolu pacienta. Po nastavení fantomu na integrované světelné zaměřovače posuneme stolem v podélném směru tak, abychom dosáhli co nejlepšího nastavení fantomu vzhledem k bočním externím světelným zaměřovačům. Pomocí elektronické stupnice podélného posuvu stolu vyhodnotíme vzdálenost příslušných světelných zaměřovačů. Vzdálenost porovnáme s hodnotou zadanou v software pro CT-simulaci.

Tolerance: Vyhovuje, je-li rozdíl hodnocené vzdálenosti a hodnoty zadané v software pro CT-simulaci menší než 2 mm.

Frekvence: PZ, ZDS, ZPS – M

Příklad metodiky: [1] str. 2786

2.4. Kontrola shody integrovaných a externích světelných zaměřovačů v nulové pozici (shoda zaměření izocentra při podélném posuvu ozařovacího stolu)

Cíl kontroly: Ověření shody zaměření izocentra integrovanými a externími světelnými zaměřovači.

Popis kontrolovaného parametru: Kontrolovaným parametrem je maximální odchylka projekce sagitálních a koronálních světelných zaměřovačů na fantomu při jeho posuvu z integrovaných na externí světelné zaměřovače.

Způsob kontroly: Kontrola se provádí po vyhovující kontrole rovnoběžnosti a kolmosti externích světelných zaměřovačů k tomografické rovině a po kontrole podélného posuvu stolu pacienta. Při kontrole jsou externí světelné zaměřovače ve své nulové pozici. Po nastavení fantomu na integrované světelné zaměřovače posuneme stolem v podélném směru tak, abychom dosáhli co nejlepšího nastavení fantomu vzhledem k transversálním externím světelným zaměřovačům. Na fantomu hodnotíme vzdálenost projekce sagitálních a koronálních externích světelných zaměřovačů od polohy původně určené integrovanými světelnými zaměřovači; hodnocení se provádí v rovině určené transversálními externími světelnými zaměřovači.

Tolerance: Vyhovuje, je-li maximální odchylka projekce světelných zaměřovačů menší než 2 mm.

Frekvence: PZ, ZDS, ZPS – M

Příklad metodiky: [1] str. 2786

2.5. Kontrola rovnoběžnosti a kolmosti externích světelných zaměřovačů vzhledem k tomografické rovině

Cíl kontroly: Ověření rovnoběžnosti transversálních externích světelných zaměřovačů s tomografickou rovinou. Ověření kolmosti sagitálních a koronálních externích světelných zaměřovačů k tomografické rovině.

Popis kontrolovaného parametru: Při kontrole rovnoběžnosti transversálních externích světelných zaměřovačů s tomografickou rovinou je kontrolovaným parametrem maximální odchylka projekce transversálních světelných zaměřovačů na fantomu určená z celé délky projekce zaměřovačů. Při kontrole kolmosti sagitálních a koronálních externích světelných zaměřovačů k tomografické

rovině je kontrolovaným parametrem maximální odchylka projekce sagitálních a koronálních světelných zaměřovačů na fantomu určená z celé délky projekce světelných zaměřovačů.

Způsob kontroly: Provádí se obdobným způsobem jako kontrola rovnoběžnosti a kolmosti integrovaných světelných zaměřovačů vzhledem k tomografické rovině. Při kontrole jsou externí světelné zaměřovače ve své nulové pozici. Po nastavení fantomu na externí světelné zaměřovače posouváme stolem, na němž je fantom upevněn, nahoru a dolů v maximálním možném rozsahu a hodnotíme, nakolik zachovává projekce transversálních a sagitálních světelných zaměřovačů svou polohu vzhledem k fantomu. Tak lze odhalit nesprávné seřízení světelných zaměřovačů, popř. skutečnost, že stůl pacienta se nepohybuje zcela přesně ve svislém směru. Při posunu stolem v podélném směru v maximálním možném rozsahu hodnotíme, nakolik zachovává projekce sagitálních a koronálních světelných zaměřovačů svou polohu vzhledem k fantomu. Takto lze odhalit nesprávné seřízení světelných zaměřovačů, popř. skutečnost, že stůl pacienta se nepohybuje zcela přesně kolmo k tomografické rovině.

Kontrolu je vhodné provádět po kontrole vertikálního a podélného posuvu stolu pacienta.

Tolerance: Vyhovuje, je-li maximální odchylka projekce světelných zaměřovačů menší než 2 mm.

Frekvence: PZ, ZDS, ZPS – M

Příklad metodiky: [1] str. 2786

2.6. Kontrola přesnosti a reprodukovatelnosti pohybu sagitálních a koronálních externích zaměřovačů

Cíl kontroly: Ověření přesnosti a reprodukovatelnosti pohybu sagitálních (stropních) světelných zaměřovačů. Ověření přesnosti a reprodukovatelnosti pohybu koronálních (bočních) světelných zaměřovačů v případě, že je CT skener vybaven posuvnými bočními externími světelnými zaměřovači.

Popis kontrolovaného parametru: Kontrolovaným parametrem je odchylka změřené a zadané vzdálenosti projekce světelných zaměřovačů na fantomu.

Způsob kontroly: Externí světelné zaměřovače nastavit do nulové pozice. Po nastavení fantomu na externí světelné zaměřovače provést posun sagitálních i koronálních světelných zaměřovačů o určitou vzdálenost. Na fantomu změřit posun projekce světelného zaměřovače a určit odchylku od zadané vzdálenosti. Poté světelné zaměřovače opět nastavit do nulové pozice a ověřit shodu s původním nastavením na počátku kontroly.

Tolerance: Vyhovuje, je-li odchylka měřené vzdálenosti od zadané menší než 1 mm.

Frekvence: PZ, ZDS, ZPS – M

Příklad metodiky: [1] str. 2786

3. Stůl pacienta

3.1. Kontrola polohy stolu pacienta vzhledem k tomografické rovině (kolmost a vycentrování stolu)

Cíl kontroly: Ověření, že stůl pacienta je instalován kolmo k tomografické rovině. Ověření shody podélné osy stolu s osou tomografické roviny.

Popis kontrolovaného parametru: Kontrolovaným parametrem pro kolmost stolu je úhlová odchylka podélné osy stolu od osy tomografické roviny měřená v projekcích do rovin xz a yz (viz. obrázek 1). Kontrolovaným parametrem pro vycentrování stolu je vzdálenost zaměřovače indukujícího podélnou osu stolu od osy tomografické roviny měřená 1) na předním konci stolu pacienta (tj. konec stolu blíže k akvizici jednotce) a 2) ve vzdálenosti 1 m od předního konce stolu pacienta.

Způsob kontroly: Kontrola by měla být prováděna se zatížením alespoň 75 kg, rovnoměrně na stole rozloženým, za účelem napodobení zatížení stolu pacientem. Postup kontroly polohy stolu vzhledem k tomografické rovině vyžaduje radiografické ověření. Na stůl se umístí fantom s kontrastními značkami určujícími rovinu tak, aby tato rovina byla kolmá k podélné ose stolu. Provede se sken a v software CT skeneru se v projekcích do rovin xz a yz určí odchylka tomografické roviny od roviny určené kontrastními značkami, resp. odchylka podélné osy stolu od osy tomografické roviny.

Na přední konec horní strany stolu pacienta se souhlasně s podélnou osou stolu umístí kontrastní drátek; druhý drátek se umístí na podélnou osu stolu do vzdálenosti 1 m od předního konce stolu. Stůl se ve vertikálním směru umístí do výšky izocentra CT skeneru. Provede se sken obou značek a vyhodnotí se vzdálenost značek od osy tomografické roviny.

Rutinně při ZPS lze polohu stolu vzhledem k tomografické rovině kontrolovat podle světelných zaměřovačů, za předpokladu, že byla ověřena jejich správná poloha vzhledem k izocentru a tomografické rovině. Důsledná kontrola by měla proběhnout ihned po instalaci stolu pacienta při přejímací zkoušce.

Tolerance: Vyhovuje, jsou-li úhlové odchylky os v obou projekcích menší než 1° a vzdálenosti značek od osy tomografické roviny menší než 2 mm.

Frekvence: PZ, ZDS, ZPS – M

Příklad metodiky: [1] str. 2788-2789

3.2. Kontrola vertikálního a podélného posuvu stolu pacienta (shoda skutečného a indikovaného posuvu stolu)

Cíl kontroly: Ověření přesnosti elektronických stupnic vertikálního a podélného posuvu stolu pacienta.

Popis kontrolovaného parametru: Kontrolovaným parametrem je odchylka měřené vzdálenosti posuvu stolu od vzdálenosti udávané elektronickou stupnicí CT skeneru.

Způsob kontroly: Na stůl se umístí měřítko ve směru podélné osy stolu a provádí se podélný posuv stolu o určitou vzdálenost vzhledem k světelným zaměřovačům. Zároveň se vzdálenost posuvu stolu porovnává s hodnotou udávanou elektronickou stupnicí. Obdobně se kontroluje vertikální posuv stolu umístěním měřítka ve vertikálním směru.

Tolerance: Vyhovuje, je-li odchylka menší než 2 mm.

Frekvence: PZ, ZDS, ZPS – M

Příklad metodiky: [1] str. 2789

3.3. Kontrola polohy stolu pacienta při CT skenu

Cíl kontroly: Ověření přesnosti a reprodukovatelnosti podélného posuvu stolu pacienta při CT skenu.

Popis kontrolovaného parametru: Kontrolovaným parametrem je odchylka vzdálenosti skenů, vyhodnocená radiograficky, od zadané vzdálenosti skenů.

Způsob kontroly: Na stůl se upevní radiografický film a ozáří se několika úzkými skeny o definované vzájemné vzdálenosti. Vzdálenost proužků na filmu pak musí odpovídat definované vzdálenosti skenů. Reprodukovatelnost lze ověřit opakovaným ozářením stejného filmu. Alternativně lze podélný posuv stolu ověřit bez radiografického vyhodnocení, s využitím měřítka připevněného k desce stolu.

Tolerance: Vyhovuje, je-li odchylka menší než 1 mm.

Frekvence: PZ, ZDS

Příklad metodiky: [1] str. 2789, [3] kapitola III A 5

3.4. Kontrola vodorovné polohy stolu a artefaktů

Cíl kontroly: Ověření, že stůl pacienta je instalován ve vodorovné poloze a rovněž na CT skenu je zobrazen ve vodorovné poloze. Ověření, že stůl pacienta není zdrojem klinicky významných obrazových artefaktů.

Popis kontrolovaného parametru: Kontrolovaným parametrem je úhlová odchylka od vodorovné polohy stolu, resp. přítomnost artefaktů.

Způsob kontroly: Vodorovná poloha stolu pacienta se kontroluje vodováhou v podélném i příčném směru. Po provedení CT skenu v maximální možné délce se kontroluje vodorovná poloha stolu SW nástroji v podélném i příčném směru. Na CT skenu se rovněž kontroluje, že stůl pacienta není zdrojem obrazových artefaktů (šrouby apod.).

Tolerance: Vyhovuje, je-li odchylka od vodorovné polohy měřená v podélném směru menší než 1° , v příčném směru menší než $0,5^\circ$ a zároveň nejsou přítomny obrazové artefakty způsobené konstrukcí stolu.

Frekvence: PZ, ZDS

Příklad metodiky: [1] str. 2789

4. Akviziční jednotka

4.1. Kontrola indikace úhlu sklonu akviziční jednotky

Cíl kontroly: Ověření přesnosti indikace sklonu akviziční jednotky v celém rozsahu naklopení.

Popis kontrolovaného parametru: Přestože naklopení akviziční jednotky při CT simulaci není žádoucí, u CT skenerů toto naklopení umožňujících je nutné naklopení kontrolovat. Pro CT simulaci je velmi důležité, aby se akviziční jednotka po případném naklopení přesně vrátila do své vertikální polohy. Kontrolovaným parametrem je úhlová odchylka od nominálního sklonu (tj. indikovaného elektronickými stupnicemi).

Způsob kontroly: Na stůl se do deskového fantomu upevní radiografický film, do vertikální polohy, kolmo k předpokládané tomografické rovině, tj. souhlasně se sagitálními světelnými zaměřovači. Boční světelné zaměřovače by se měly protínat přibližně ve středu filmu. V nominální poloze akviziční jednotky 0° se film ozáří úzkým skenem. Poté se akviziční jednotka sklopí postupně do obou krajních poloh a film se opět ozáří úzkým skenem. Po vyvolání se na filmu úhloměrem změří úhel mezi nominální nulovou polohou a sklopenou polohou akviziční jednotky a vyhodnotí se odchylka od úhlů indikovaných elektronickými stupnicemi.

Tolerance: Vyhovuje, je-li odchylka menší než 1°.

Frekvence: PZ, ZDS

Příklad metodiky: [1] str. 2772, [3] kapitola III A 3, [4] kapitola 6.10

4.2. Kontrola základní (nulové) polohy sklonu akviziční jednotky

Cíl kontroly: Ověření, že se akviziční jednotka po naklopení přesně vrátí do své vertikální polohy.

Popis kontrolovaného parametru: Kontrolovaným parametrem je úhlová odchylka od původní vertikální polohy.

Způsob kontroly: Návrat do vertikální polohy lze kontrolovat ustavením fantomu s vertikálními značkami na stůl souhlasně s transverzálními integrovanými světelnými zaměřovači při nominální nulové poloze sklonu akviziční jednotky. Poté se akviziční jednotka sklopí a opět vrátí do vertikální polohy. Vyhodnotí se odchylka transverzálních světelných zaměřovačů od jejich původní vertikální polohy. Opakuje se pro oba směry sklopení.

Tolerance: Vyhovuje, je-li odchylka menší než 1°.

Frekvence: PZ, ZDS

Příklad metodiky: [1] str. 2772, [3] kapitola III A 3

4.3. Kontrola přesnosti zaměření skenu na základě přehledového snímku

Cíl kontroly: Ověření souhlasu rozsahu CT skenu s rozsahem určeným podle přehledového snímku (topogramu).

Popis kontrolovaného parametru: Kontrolovaným parametrem je odchylka rozsahu CT skenu od rozsahu zadaného na přehledovém snímku.

Způsob kontroly: Provedením CT skenu fantomu s kontrastními značkami. Na základě kontrastních značek se na přehledovém snímku definuje rozsah skenu. Vyhodnotí se odchylka rozsahu skenu na základě známé vzdálenosti kontrastních značek.

Tolerance: Vyhovuje, je-li odchylka menší než 1 mm.

Frekvence: PZ

Příklad metodiky: [3] kapitola III A 4

4.4. Kontrola tloušťky tomografické vrstvy

Cíl kontroly: Ověření shody tloušťky tomografické vrstvy s nastavenou hodnotou.

Popis kontrolovaného parametru: U většiny CT skenerů dochází k dvoustupňové kolimaci svazku záření v podélném směru. Nejprve je svazek kolimován ještě před pacientem, dále pak po výstupu z pacienta před polem detektorů. Přesnost obou stupňů kolimace významně ovlivňuje kvalitu výsledného CT obrazu. Navíc přesnost kolimace svazku před vstupem do pacienta má přímý vliv na dávku, kterou pacient obdrží při CT vyšetření. Kontrola tloušťky tomografické vrstvy si klade za cíl ověřit přesnost kolimace svazku před vstupem do pacienta. Kontrolovaným parametrem je plná šířka radiačního profilu v polovině maxima.

Způsob kontroly: Obecně lze ke kontrole využít dva různé způsoby. Prvním z nich je kontrola pomocí specifického fantomu pro kontrolu tloušťky tomografické vrstvy; druhým je kontrola pomocí radiografického filmu. Filmová metoda je pro účely ZPS považována za dostatečnou. Kontrolují se tloušťky řezu 1, 2, 4, 6 a 10 mm za podmínek specifikovaných výrobcem.

Tolerance: Vyhovuje, je-li odchylka od nastavené hodnoty menší než 1 mm pro tloušťky vrstvy větší než 2 mm, resp. odchylka do 50 % šířky pro tloušťky vrstvy menší než 2 mm.

Frekvence: PZ, ZDS

Příklad metodiky: [3] kapitola III A 6a, [4] kapitola 6.7

4.5. Kontrola šířky profilu citlivosti

Cíl kontroly: Ověření skutečné šířky zobrazovaného CT řezu.

Popis kontrolovaného parametru: Kontrola šířky profilu citlivosti ověřuje přesnost kolimace svazku po výstupu z pacienta, před polem detektorů. Zúžený profil citlivosti může vést k nárůstu kvantového šumu z důvodu sníženého sběru fotonů. Nadměrná šířka profilu citlivosti může vést ke zhoršení rozlišení v podélném směru CT skenu.

Způsob kontroly: Naskenováním fantomu podle specifikace výrobce.

Tolerance: Vyhovuje, je-li odchylka od jmenovité šířky řezu menší než 1 mm.

Frekvence: PZ, ZDS

Příklad metodiky: [3] kapitola III A 6b

4.6. Kontrola generátoru

Cíl kontroly: Ověření správné funkce generátoru, linearity a reprodukovatelnosti výstupních parametrů.

Popis kontrolovaného parametru: Kontrolovanými parametry jsou špičková hodnota potenciálu (kVp), polotloušťka (HVL), linearita a reprodukovatelnost součinu proudu a expozičního času (mAs), přesnost času.

Způsob kontroly: Podle specifikace výrobce.

Tolerance: Podle specifikace výrobce.

Frekvence: PZ, ZDS. Kontrola se provádí po instalaci a po každém zásahu do generátoru.

Příklad metodiky: [1], [3]

5. Charakteristiky obrazu

5.1. Kontrola CT čísel a kalibrační křivky pro převod CT čísel

Cíl kontroly: Ověření přesnosti CT čísel materiálů s různou absorpcí rtg záření. Ověření přesnosti převodu CT čísel do hodnot elektronové a hmotové hustoty.

Popis kontrolovaného parametru: Skeny z CT-simulátoru jsou zpravidla používány pro výpočet dávkové distribuce v plánovacím systému. Plánovací systémy korigují své výpočty na základě relativní hmotové nebo elektronové hustoty určené z CT skenu na základě kalibrační křivky pro převod CT čísel. Kalibrační křivka je charakteristická pro daný CT skener, tj. různé typy skenerů mají různé kalibrační křivky. Výrobce by měl v průvodní dokumentaci pro daný model skeneru poskytnout převodové činitele pro vzduch, vodu, jeden materiál ekvivalentní měkké tkáni a dva různé materiály ekvivalentní kosti. Kontrolovaným parametrem je odchylka měřeného středního CT čísla a odchylka převodových činitelů nebo relativních elektronových hustot od hodnoty specifikované výrobcem pro specifikovaný fantom a podmínky provozu CT skeneru.

Způsob kontroly: Naskenuje se homogenní voděkvivalentní fantom a určí se střední hodnota CT čísla v definované oblasti zájmu (ROI). Naskenuje se fantom obsahující různé materiály se známým složením a CT čísla a pro každý materiál se určí střední hodnota CT čísla v definované oblasti zájmu. Určí se relativní elektronové hustoty, resp. převodové činitele CT čísel pro různé materiály; výsledky se porovnají s hodnotami specifikovanými výrobcem, s hodnotami z přejímací zkoušky a s hodnotami zadanými do plánovacího systému.

Tolerance: Vyhovuje, je-li odchylka středního CT čísla menší než 5 HU pro vodu a 20 HU pro ostatní materiály fantomu. Tolerance pro kalibrační křivku specifikuje výrobce.

Frekvence: PZ, ZDS, ZPS – D, M. Denně kontrola CT čísla pro vodu, měsíčně kontrola pro čtyři další materiály, ročně (ZDS) kontrola křivky pro převod CT čísel pomocí fantomu pro elektronovou hustotu.

Příklad metodiky: [1] str. 2774, [4] kapitola 6.3

5.2. Kontrola šumu a homogenity obrazu

Cíl kontroly: Ověření kvality obrazu, náhodných a systematických odchylek CT čísel homogenního fantomu, kontrola výskytu artefaktů.

Popis kontrolovaného parametru: Při zobrazení homogenního fantomu bychom v ideálním případě měli v každém pixelu měřit stejná CT čísla. Ve skutečnosti tomu tak není. Odchyly CT čísel mají náhodnou a systematickou složku. Šum obrazu charakterizuje náhodnou složku, zatímco homogenita obrazu charakterizuje systematickou složku odchylek. Šum se hodnotí určením směrodatné odchylky CT čísel v definované oblasti zájmu (ROI). Šum obrazu určuje dolní limit rozlišitelného kontrastu. Teoreticky by se při snížení šumu měla zvýšit přesnost zakreslení cílových objemů a kritických struktur při plánování radioterapie na CT obrazech. Homogenita obrazu se hodnotí porovnáním středních CT čísel v definovaných oblastech zájmu (ROI), v několika různých místech homogenního fantomu. Nehomogenita obrazu v důsledku poruchy CT skeneru nebo nesprávné rekonstrukce obrazu se může projevit viditelnými artefakty.

Způsob kontroly: Naskenuje se homogenní voděkvivalentní fantom umístěný do izocentra CT skeneru, typicky fantom reprezentující hlavu, resp. tělo pacienta (válec plněný vodou o průměru 16 cm, resp. 32 cm). Určí se směrodatná odchylka CT čísla v definované oblasti zájmu a porovná se s tolerancí šumu specifikovanou výrobcem. V centru fantomu a ve čtyřech dalších místech na periférii fantomu se určí střední CT čísla v ROI o ploše cca 1 cm² a vzájemně se porovnají. Vzhledem k tomu, že test je poměrně jednoduchý a hodnocené parametry jsou obecně velmi citlivé na celkové provozní chování CT skeneru, doporučuje se provádět denně pro nejběžnější nastavení kVp, s centrálně umístěným fantomem. Při měsíční kontrole je vhodné fantom posunout mimo izocentrum CT skeneru. Tolerance specifikované výrobcem se však zpravidla vztahují na centrálně umístěný fantom.

Tolerance: Šum obrazu vyhovuje, je-li směrodatná odchylka CT čísla menší než hodnota specifikovaná výrobcem. Homogenita obrazu vyhovuje, leží-li vzájemné odchylky středních CT čísel v intervalu ± 5 HU.

Frekvence: PZ, ZDS, ZPS – D, M. Denně pro nejběžnější nastavení kVp, měsíčně pro ostatní používaná nastavení a pro excentricky umístěný fantom.

Příklad metodiky: [1] str. 2773-2774, [3] kapitola III B, [4] kapitola 6.3

5.3. Kontrola prostorové integrity obrazu

Cíl kontroly: Ověření, že rozměry a tvar skenovaného objektu jsou zobrazeny správně, bez distorze. Ověření, že nedochází k celkovému pootočení obrazu.

Popis kontrolovaného parametru: Kontrolovaným parametrem jsou vzdálenosti na rastru fantomu zobrazeném na CT skenu, měřené pomocí softwarových nástrojů CT skeneru, resp. plánovacího systému. Nesprávné geometrické zobrazení v plánovacím systému by mohlo vést k aplikaci nesprávných dávek při ozáření nebo k ozáření nesprávné oblasti. Kontroluje se také, že rastr umístěný vodorovně je zobrazen rovněž vodorovně, tj. nedochází k celkovému pootočení obrazu.

Způsob kontroly: Naskenuje se fantom o známých rozměrech, příp. fantom s geometrickým rastrem. Použijí se alespoň dvě nejběžnější nastavení: pro zobrazení hlavy a pro zobrazení těla pacienta. Proveďte se rovněž ověření zobrazení v rozšířeném zobrazovacím poli, které je využíváno u silnějších

pacientů. Pomocí softwarových nástrojů CT skeneru se ověří velikost fantomu, vzdálenosti na rastru fantomu, úhlové pootočení obrazu (lze ověřit např. zobrazením vodorovného stolu pacienta a změřením úhlové odchylky od vodorovného směru na obrazu). Vizuálně se zhodnotí správnost zobrazení tvaru fantomu. Jelikož CT-simulátory slouží především pro plánování radioterapie, je vhodné CT skeny importovat do plánovacího systému a parametry ověřit rovněž nástroji plánovacího systému.

Tolerance: Vyhovuje, je-li odchylka zobrazených vzdáleností od skutečných menší než 1 mm, pootočení je menší než $0,5^\circ$ a nedochází k distorzi nebo nelineárnímu zkreslení obrazu.

Frekvence: PZ, ZDS, ZPS – D, M. Denně v jednom CT řezu, měsíčně ve 3D plánovacím systému.

5.4. Kontrola prostorové rozlišovací schopnosti

Cíl kontroly: Ověření schopnosti CT skeneru rozlišit dva malé objekty umístěné blízko u sebe, je-li rozdíl v zeslabení objektů a pozadí ve srovnání se šumem dostatečně velký.

Popis kontrolovaného parametru: Kontrola se provádí s objekty s vysokým kontrastem oproti homogennímu pozadí, proto bývá někdy označována jako kontrola rozlišení při vysokém kontrastu. Kontrolu lze provést buď subjektivním hodnocením rozlišení na fantomu s čárovými objekty (vyhodnocení počtu viditelných párů čar (line pair) na centimetr – lp/cm) nebo výpočtem modulace přenosové funkce MTF. Pro ZPS se doporučuje subjektivní metoda stanovení rozlišitelnosti čárových objektů.

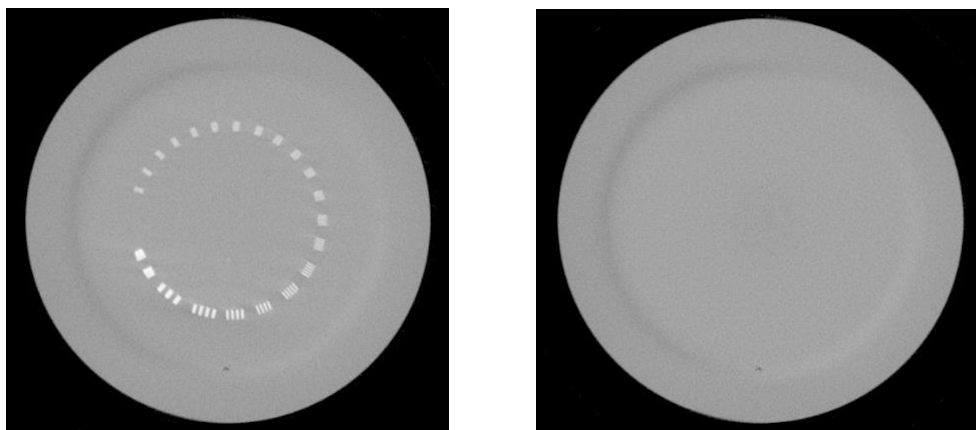
Způsob kontroly: Naskenuje se specifický fantom s čárovými objekty za podmínek specifikovaných výrobcem. Typický fantom obsahuje objekty v rozmezí od 1 lp/cm do 21 lp/cm. Určí se objekt s nejvyšší rozlišitelnou hodnotou lp/cm. Za rozlišitelné se považují proužky, které se zobrazí oddělenými obrazy nebo alespoň sníženou denzitou mezi nimi. Žádné dva proužky by se neměly slévat v jediný obraz.

CT skener by měl umožňovat vyhodnocení modulace přenosové funkce MTF. Naskenuje se specifický fantom pro určení modulace přenosové funkce a výsledky se porovnají se specifikací výrobce. Toto vyhodnocení by mělo proběhnout alespoň při přijímací zkoušce, zároveň se určí referenční hodnoty pro hodnocení na fantomu s čárovými objekty pro ZPS.

Tolerance: Rozlišitelnost čárových objektů nesmí být snížena více než o jednu skupinu periodického obrazce vzhledem k referenčním hodnotám určeným při přijímací zkoušce a musí být v toleranci specifikované výrobcem. Zjištěná hodnota MTF musí být v pásmu $\pm 15\%$ referenčních hodnot určených při přijímací zkoušce a v toleranci specifikované výrobcem.

Frekvence: PZ, ZDS, ZPS – M

Příklad metodiky: [4] kapitola 6.5. Ideálně by měla kontrola probíhat s fantomy poskytnutými výrobcem, podle metodiky specifikované výrobcem.



Obrázek 2 – Řez fantomem s čárovými objekty (vlevo), řez pro vyhodnocení MTF (vpravo)

5.5. Kontrola rozlišení při nízkém kontrastu

Cíl kontroly: Ověření schopnosti CT skeneru rozlišit od sebe struktury s nízkým kontrastem.

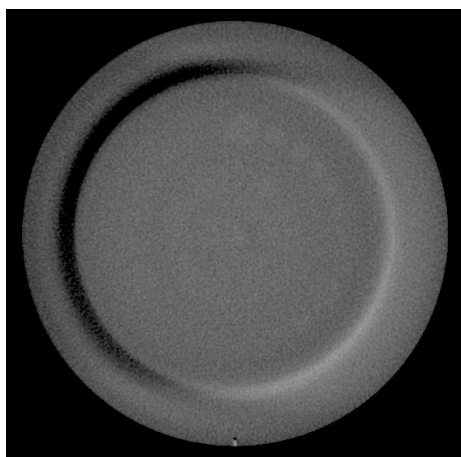
Popis kontrolovaného parametru: Kontrola se provádí s relativně velkými objekty, jejichž denzita je pouze mírně odlišná od pozadí. Bývá označována jako kontrola rozlišení při nízkém kontrastu. Má důležitý význam při rozlišování měkkých tkání.

Způsob kontroly: Naskenuje se specifický fantom s objekty různých velikostí a s nízkým kontrastem, za podmínek specifikovaných výrobcem. Zpravidla se vyhodnocuje počet viditelných objektů.

Tolerance: Vyhovuje, jsou-li splněna kritéria specifikovaná výrobcem.

Frekvence: PZ, ZDS, ZPS – M

Příklad metodiky: [4] kapitola 6.4. Ideálně by měla kontrola probíhat s fantomy poskytnutými výrobcem, podle metodiky specifikované výrobcem.



Obrázek 3 – Řez fantomem pro vyhodnocení rozlišení při nízkém kontrastu

6. Celková kontrola správné funkčnosti 4DCT

Cíl kontroly: Ověření správné komunikace CT skeneru s příslušenstvím monitorujícím dýchací cyklus, ověření správnosti snímání a rekonstrukce 4D obrazu.

Popis kontrolovaného parametru: Tvar fantomu a fáze dýchacího cyklu.

Způsob kontroly: 4DCT akvizicí pohyblivého fantomu určitého tvaru (např. kulový fantom).

Tolerance: Vyhovuje, pokud zobrazený tvar fantomu odpovídá skutečnému tvaru fantomu, nejsou přítomny pohybové artefakty, fantom je zobrazen ve správné fázi dýchacího cyklu.

Frekvence: PZ, ZDS

Příklad metodiky: Na CT skeneru zvolit sekvenci používanou pro 4DCT a provést 4D akvizici pohyblivého fantomu kulového tvaru. Data z CT odeslat do plánovacího systému a ověřit, že fantom je správně zobrazen v každé zvolené fázi dýchacího cyklu, tj. ověřit jeho tvar a ověřit, zda data jsou správně označena podle fáze dýchacího cyklu, tj. je-li kupříkladu prováděna prospektivní 4DCT akvizice ve výdechu, data skutečně odpovídají fázi výdechu. Metodika se může lišit v závislosti na systému monitorování dýchacího cyklu a druhu 4DCT (prospektivní, retrospektivní).

7. Celková kontrola procesu CT-simulace

Cíl kontroly: Ověření funkčnosti a správnosti všech kroků CT-simulace jednotlivě, jakož i ověření procesu CT-simulace jako celku.

Popis kontrolovaného parametru: Kontrolovaným parametrem je správnost zaměření geometrického fantomu na ozařovači, tj. na výstupu z procesu CT-simulace. Kontrolovaným parametrem je zde prostorová vzdálenost kontrastní značky ve fantomu od izocentra ozařovače definovaného zobrazovacím systémem. Dílčími kontrolovanými parametry jsou funkčnost a správnost jednotlivých kroků CT-simulace.

Způsob kontroly: Kontrola se provádí na vhodném fantomu, obsahujícím kontrastní značku, umístěnou buď uvnitř nebo na povrchu fantomu. Kontrola by v principu měla napodobit celý proces

CT-simulace, tak jak je využíván při rutinním klinickém provozu, tj. měla by být provedena podle následujících kroků:

1. Naskenuje se fantom obsahující kontrastní značku.
2. Na základě známé délky fantomu se zkontrolují indikace podélného posuvu stolu pacienta.
3. Data se přenesou do počítače pro CT-simulaci. Takovým počítačem může být, v závislosti na způsobu realizace CT-simulace, buď samostatná pracovní stanice vyhrazená pouze pro CT-simulace, anebo přímo pracovní stanice plánovacího systému.
4. Zkontroluje se správnost prostorové orientace fantomu, artefakty, deformace obrazu.
5. Zakreslí se vnější obrys fantomu.
6. Vypočte se zakreslená plocha v definovaném řezu fantomu a objem fantomu. Takto se zkontroluje přesnost zakreslení obrysu.
7. Plánované izocentrum se umístí na kontrastní značku a data se odešlou zpět do CT-simulátoru.
8. Kombinací pohybu stolu pacienta a externích světelných zaměřovačů se fantom ustaví tak, aby světelné zaměřovače definovaly plánované izocentrum. Světelné zaměřovače se zakreslí na fantom.
9. V plánovacím systému se vytvoří standardní ozařovací plán obsahující pole využívaná pro nastavení pacienta na ozařovači (tzv. „setup“ pole pro verifikaci polohy kilovoltážním zobrazovacím systémem, portálová pole, pole pro CBCT apod.). Využije-li se pro kontrolu fantom obsahující různé materiály se známým složením a CT čísla, zkontrolují se střední CT čísla pro dané oblasti.
10. Proveďte se nastavení fantomu pomocí laserového zaměřovacího systému na ozařovači a verifikace pomocí zobrazovacího systému.

Tolerance: Vyhovuje, je-li vzdálenost kontrastní značky od izocentra menší než 2 mm v prostoru.

Frekvence: PZ, ZDS

Příklad metodiky: [1] str. 2790

Literatura

1. Mutic S, Palta JR, Butker EK et al. Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed-tomography-simulation process: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 66. *Med Phys.* 2003;30(10):2762-2792
2. AAPM, Report No. 31, Standardized methods for measuring diagnostic x-ray exposures (American Association of Physicists in Medicine, New York, 1990)
3. AAPM, Report No. 39, Specification and acceptance testing of computed tomography scanners (American Association of Physicists in Medicine, New York, 1993)
4. Požadavky na kontrolní a zkušební procesy v oblasti radiační ochrany v radiologii, Zobrazovací proces výpočetní tomografie - zkoušky provozní stálosti. Doporučení SÚJB 2004
5. ČSN EN 60601-2-44 ed. 3 Zdravotnické elektrické přístroje – Část 2-44: Zvláštní požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost rentgenových zařízení pro výpočetní tomografii, Úřad pro technickou normalizaci, metrologii a státní zkušebnictví, 2010, Třídící znak 36 4801
6. ČSN EN 60601-2-44 ed. 3 Změna A1 Zdravotnické elektrické přístroje – Část 2-44: Zvláštní požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost rentgenových zařízení pro výpočetní tomografii, Úřad pro technickou normalizaci, metrologii a státní zkušebnictví, 2013, Třídící znak 36 4801
7. ČSN EN 60601-2-44 ed. 3 Změna A11 Zdravotnické elektrické přístroje – Část 2-44: Zvláštní požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost rentgenových zařízení pro výpočetní tomografii, Úřad pro technickou normalizaci, metrologii a státní zkušebnictví, 2012, Třídící znak 36 4801
8. Radiation Protection No. 162: Criteria for Acceptability of Medical Radiological Equipment used in Diagnostic Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy. European Commission 2012