

# **Přehled testů rentgenového svazku a kvality obrazu pro rentgenové simulátory, CT simulátory a kV zobrazovací systémy na lineárních urychlovačích**

Oprava a doplnění k Doporučením SÚJB - Zavedení systému jakosti při využívání významných zdrojů ionizujícího záření v radioterapii:

Radioterapeutické simulátory (2003)

Kilovoltážní zobrazovací systémy pro IGRT (2009)

CT simulátory a CT zařízení určená pro plánování v radioterapii (2015)

Lineární urychlovače používané v radioterapii (2015)

## **Obsah**

1	Úvod .....	2
2	Pojmy a zkratky .....	3
3	Přehled testů .....	5
4	Poznámky .....	10
5	Opravy a doplnění k doporučením SÚJB .....	11
6	Literatura .....	13

## 1 Úvod

Toto doporučení vzniká za účelem sjednocení terminologie týkající se zobrazovacích systémů pro radioterapii, sjednocení požadavků na rozsah testů a provedení několika oprav v souvisejících doporučeních SÚJB.

Nejvíce změn se týká doporučení pro Radioterapeutické simulátory [2], protože je to nejstarší doporučení. Jeho samostatná aktualizace není plánovaná z důvodu přechodu v praxi od rentgenových simulátorů k CT simulátorům. Nově se instalují CT simulátory.

Pro jednotlivé modality (rentgenový simulátor, CT simulátor a kV zobrazovací systém na lineárním urychlovači) jsou v Tabulce 2 přehledně uvedeny požadavky na testované parametry pro přijímací zkoušky, zkoušky dlouhodobé stability, zkoušky provozní stálosti (včetně frekvencí) a tolerance. Rozsah testů a tolerance se primárně řídí požadavky výrobce, který u svého zařízení deklaruje shodu s normami. Požadavky na konkrétní parametry pro jednotlivé přístroje se tak mohou lišit. Jsou svázány se způsobem provedení testu i s typem použitého fantomu, např. pro kermový index výpočetní tomografie (= index dávky výpočetní tomografie) nebo pro parametry kvality obrazu. Výčet testovaných parametrů pro danou modalitu může být v odůvodněném případě upraven.

Toto doporučení předkládá přehled vybraných testovaných parametrů (rentgenového svazku a kvality obrazu) pro rentgenové simulátory, CT simulátory a kV zobrazovací systémy na lineárních urychlovačích. Informace uvedené v Tabulce 2 jsou nadřazené informacím v jednotlivých starších doporučeních SÚJB, avšak starší doporučení zůstávají v platnosti pro ostatní kategorie parametrů. Ve starších doporučeních lze navíc nalézt některé užitečné informace i pro parametry rentgenového svazku a kvality obrazu (viz odkazy v tomto doporučení). V Tabulce 3 jsou pak uvedeny opravy a doplnění ke starším doporučením SÚJB.

Terminologie zde uváděná vychází z terminologie norem ČSN a z doporučení IAEA [1]. V případě nejednoznačnosti se upřednostňuje terminologie a značení IAEA TRS 457 [1]. Rovněž je zohledněna terminologie použitá v doporučení Lineární urychlovače používané v radioterapii [5], která je brána za správnou. Je-li to možné, je snaha zavedené termíny zbytečně neměnit.

## 2 Pojmy a zkratky

Tab. 1. Pojmy a zkratky

Pojem, symbol, zkratka	Popis, poznámka
2D	2D kilovoltážní snímky
AEC	Automatické řízení expozice ve skiagrafickém režimu (Automatic Exposure Control)
AERC	Automatické řízení expozice ve skiaskopickém režimu (Automatic Exposure Rate Control)
$C_{a,100}$ (CTDI <sub>free air</sub> )	Kermový index výpočetní tomografie (= index dávky výpočetní tomografie) volně ve vzduchu (měřený ve vzduchu, pro jednu otáčku rentgenky) (CT air kerma index)
$C_{PMMA,100,c}$ (CTDI <sub>100(centre)</sub> )	Kermový index výpočetní tomografie při měření s ionizační komorou umístěnou v centrálním otvoru CT fantomu, pro jednu otáčku rentgenky
$C_{PMMA,100,p}$ (CTDI <sub>100(peripheral)</sub> )	Průměrná hodnota kermového indexu výpočetní tomografie při měření s ionizační komorou umístěnou postupně v postranních otvorech CT fantomu, pro jednu otáčku rentgenky
$C_w$ (CTDI <sub>w</sub> )	Vážený kermový index výpočetní tomografie (stanovený z hodnot měřených v CT fantomu) (Weighted CT air kerma index)
$C_{VOL}$ (CTDI <sub>vol</sub> )	Objemový kermový index výpočetní tomografie ( $C_{VOL} = C_w$ pro CBCT) (Volume CT air kerma index)
CBCT	Výpočetní tomografie prováděná s využitím kuželovitého svazku rentgenového záření (Cone beam CT)
CT	Výpočetní tomografie (Computed Tomography)
HVL	Polotloušťka (Half value layer)
$K_i$	Dopadající kerma (Incident air kerma)
$K_e$	Vstupní povrchová kerma (Entrance surface air kerma), zahrnuje zpětný rozptyl (Entrance surface air kerma)
$K_T$	Přenosová kerma. Kerma ve vzduchu měřená za zeslabovací vrstvou 25 mm Al (v dostatečné vzdálenosti od ní). Používá se namísto pojmu Charakteristická průchozí kerma.
Kerma / kermový příkon na rovině receptoru obrazu	Kerma ve vzduchu měřená za zeslabovací vrstvou simulující pacienta (20 cm vody na stole nebo 25 mm Al u clon), stolem a sekundární clonou.
kV	Kilovoltážní
MTF	Modulační přenosová funkce (Modulation transfer function)
$P_{KA}$ (KAP, DAP)	Součin kermy a plochy (Air kerma-area product)
$P_{KL,CT}$ (DLP)	Součin kermy a délky pro CT (CT air kerma-length product, Dose length product)
PZ	Přejímací zkouška
$Q_a$ (mAs)	Elektrické množství. Součin proudu a expozičního času (Current-exposure time product, $P_{It}$ ).
$TK_i$	Index přenosové kermy. Přenosová kerma normalizovaná na vzdálenost a na součin proudu a expozičního času (mAs).
Y(d)	Výstup záření. Kerma ve vzduchu v 1 m bez zeslabovací vrstvy dělená indikovaným součinem proudu a expozičního času (X ray tube output)
ZDS	Zkouška dlouhodobé stability
ZPS	Zkouška provozní stálosti

Symbole dozimetrických veličin v tabulce 1 odpovídají TRS 457 [1], v závorce jsou pro některé veličiny uvedeny symboly často používané (uvedené v [9]).

### 3 Přehled testů

**Tab. 2. Přehled požadovaných testů rentgenového svazku a kvality obrazu pro rentgenové simulátory, CT simulátory a kV zobrazovací systémy na lineárních urychlovačích (D denně, M měsíčně, R ročně vprostřed mezi dvěma ZDS)**

Parametr	Rentgenový simulátor			CT simulátor			kV zobrazovací systém na urychlovači		
	PZ, ZDS	ZPS frekvence	Tolerance <sup>0)</sup>	PZ, ZDS	ZPS frekvence	Tolerance <sup>0)</sup>	PZ, ZDS	ZPS frekvence	Tolerance <sup>0)</sup>
<b>Parametry rtg svazku</b>									
Polotloušťka	PZ ano <sup>1),2)</sup> ZDS ano <sup>3)</sup>		min. hodnoty první HVL dle ČSN EN 60601-1-3 ed. 2 (2008) nebo výrobce				PZ ano <sup>1),2)</sup> ZDS ano <sup>3)</sup>		min. hodnoty první HVL dle ČSN EN 60601-1-3 ed. 2 (2008) nebo výrobce
Napětí rentgenky (kVp) <sup>6)</sup>	ano		10 % vůči jmenovité hodnotě	ano		10 % vůči jmenovité hodnotě 5 % pro var. koef.	ano		10 % vůči jmenovité hodnotě 5 % pro var. koef.
Přenosová kerma nebo index přenosové kermy nebo výstup záření <sup>4)</sup>	ano		40 % vůči přijímací zkoušce				ano		dle výrobce
Linearita přenosové kermy nebo výstupu záření	ano		20 %				ano		20 %
Reprodukovatelnost přenosové kermy nebo výstupu záření	ano		5 %				ano		5 %
Kermový příkon na rovině receptoru obrazu (pro kontinuální skiaskopii) <sup>7)</sup>	ano		dle výrobce				ano		dle výrobce
Kerma na rovině receptoru obrazu na pulz, resp. snímek (pro pulzní skiaskopii, resp. skiagrafii) <sup>7)</sup>	ano		dle výrobce				ano		dle výrobce

Parametr	Rentgenový simulátor			CT simulátor			kV zobrazovací systém na urychlovači		
	PZ, ZDS	ZPS frekvence	Tolerance <sup>0)</sup>	PZ, ZDS	ZPS frekvence	Tolerance <sup>0)</sup>	PZ, ZDS	ZPS frekvence	Tolerance <sup>0)</sup>
Kermový index výpočetní tomografie $C_{a,100}$				ano <sup>11)</sup>		20 % <sup>13)</sup>	ano <sup>9)</sup>		20 % <sup>13)</sup>
Reprodukovatelnost $C_{a,100}$				ano		5 %			
Objemový kermový index výpočetní tomografie $C_{VOL}$ ( $C_w$ )				ano <sup>12)</sup>		20 % <sup>13)</sup>	ano <sup>12)</sup>		20 % <sup>13)</sup>
Indikovaná dozimetrická veličina	ano <sup>16)</sup>		dle výrobce	ano <sup>16)</sup>		dle výrobce <sup>16)</sup>	ano <sup>16)</sup>		dle výrobce <sup>16)</sup>
<b>Kontrola kvality obrazu</b>									
Rozlišení při vysokém kontrastu pro 2D a CT/CBCT (= prostorové rozlišení)	ano	R	dle výrobce a použitého fantomu <sup>5),8)</sup>	ano	R	dle výrobce a použitého fantomu <sup>8),19)</sup>	ano	R: 2D R: CBCT	kap. 5.7.3 dop. LU [5]
Rozlišení při nízkém kontrastu pro 2D a CT/CBCT (= kontrast snímku zobrazovacího systému)	ano	R	dle výrobce a použitého fantomu <sup>5)</sup>	ano	R	dle výrobce a použitého fantomu	ano	R: 2D R: CBCT	kap. 5.7.1 dop. LU [5]
Měření vzdáleností, plochy a úhlu pro 2D (= kontrola funkcí SW zobraz. systému)	ano	R					ano	R	kap. 5.7.2 b dop. LU [5]: 2 mm, 1 st.
Měření vzdálenosti pro CBCT (= kontrola funkcí SW zobraz. systému)							ano	R	kap. 5.7.2 c dop. LU [5]: 1 mm
Prostorová integrita obrazu (= měření vzdáleností)				ano	D: CT řez M: v TPS	kap. 5.3 dop. CT sim [3] 1 mm; 0,5°			
Převod hustoty materiálu na HU (CT čísla)				ano	D: voda M: pro 4 další materiály	5 HU pro vodu, 20 HU pro ostatní materiály	ano <sup>15)</sup>	R <sup>14), 15)</sup>	kap. 5.7.5 dop. LU [5]: 40 HU

Parametr	Rentgenový simulátor			CT simulátor			kV zobrazovací systém na urychlovači		
	PZ, ZDS	ZPS frekvence	Tolerance <sup>0)</sup>	PZ, ZDS	ZPS frekvence	Tolerance <sup>0)</sup>	PZ, ZDS	ZPS frekvence	Tolerance <sup>0)</sup>
Šum pro CT/CBCT				ano	D, M	směrodatná odchylka CT čísla <hodnota specifikovaná výrobcem	ano <sup>18)</sup>	R	dle výrobce
Homogenita obrazu pro CT/CBCT				ano	D, M	vzájemné odchylky středních CT čísel +- 5HU	ano	R	dle výrobce <sup>17)</sup>
Celková kontrola správné funkčnosti 4DCT				ano		dop. CT pro RT [3], test 6			
Celková kontrola procesu CT simulace				ano		dop. CT pro RT [3], test 7 2 mm			
<b>Automatické řízení expozice</b>									
Automatické řízení expozice ve skiagrafickém režimu (AEC)	ano		kap. VI.4.2 RT sim [2], 5 % pro kermu <sup>10)</sup>						
Automatické řízení expozice ve skiaskopickém režimu (AERC)	ano		kap. VI.3.4 RT sim [2]						
<b>Literatura</b>									
Doporučení SÚJB	Radioterapeutické simulátory (2003) [2], kapitola VI. Parametry rtg svazku, receptor rtg obrazu			CT simulátory a CT zařízení určená pro plánování v radioterapii (draft 2015) [3]			Kilovoltážní zobrazovací systémy pro IGRT (2009) [4] Lineární urychlovače používané v radioterapii (2015) [5]		
Vztahující se normy a další dokumenty	ČSN EN 60601-2-29 ed. 2 (2009), Změna A11 (2012) [6]			Quality assurance for CT simulators and the CT-simulation process: Report of			ČSN EN 60601-2-68 (2015) [9]		

	ČSN EN 61168 (1997) [7] Rozsah zkoušek se řídí ČSN EN 61223-3-1 (2000) [8] a provozem simulátoru	the AAPM Radiation Therapy Committee TG 66 (2003) [10] IAEA Status of Computed Tomography Dosimetry for Wide cone Beam Scanners (2011) [11] EFOMP ESTRO IAEA EURADOS Quality control in cone-beam computed tomography (CBCT)(2017) [12]	
--	---	---	--

### Poznámky k Tabulce 2

- 0) Tolerance uvedené v tabulce jsou orientační, nadřazené jsou požadavky výrobce.
- 1) Stanovit, pokud nebylo stanoveno v rámci uvádění do provozu.
- 2) Postačí stanovit pouze pro jedno používané napětí a jeden filtr.
- 3) Stanovit, pokud dosud nebyla změřena, a kdykoliv po opravě rtg zářiče (při zásahu do zářiče, filtrace, ...). Musí tedy být v metodice PZ a ZDS.
- 4) Stanovit veličinu, kterou deklaruje výrobce. Pokud nedeklaruje nic, primárně stanovit přenosovou kermu.
- 5) Provádět pro skiagrafický i skiaskopický režim. Provádět se zeslabující vrstvou doporučenou výrobcem fantomu. Není nutné čtení dvěma lidmi.
- 6) Porovnává se průměrná hodnota kVp metru vůči jmenovité hodnotě, pro všechny režimy.
- 7) Jde o kontrolu stability generátoru a citlivosti receptoru obrazu.
- 8) Rozlišitelnost čárových objektů nesmí být snížena více než o jednu skupinu periodického obrazce vůči PZ a musí být v toleranci specifikované výrobcem.
- 9) Pro jeden protokol pro malé FOV (field of view) a jeden pro velké FOV.
- 10) U zařízení s digitálním receptorem obrazu není kontrola AEC pomocí optické hustoty relevantní, použije se geometrie uvedená v kapitole VI.4.2 [2] a provede se kontrola reprodukovatelnosti kermu na rovině receptoru obrazu v režimu AEC pro jedno běžně používané nastavení napětí rentgenky a součinu proudu a expozičního času
- 11) Pro 3 kolimace svazku a pro tělový a hlavový protokol, příp. pro dětské protokoly, pokud se snímkuje děti.
- 12) Pro jeden tělový a jeden hlavový protokol.
- 13) Při PZ: 20 % od indikace nebo průvodní dokumentace, pokud výrobce nestanovil jinak (např. Elekta toleruje 50 %, obvykle vychází do 35 %); při ZDS 20 % od indikace (je-li indikováno) a zároveň 20 % od referenční hodnoty (z PZ nebo ZDS po změně ovlivňující daný parametr)
- 14) Pokud by se na CBCT snímku vyvážel nový plán (s použitím CT-RED křivky v SW v CBCT), je nutné kontrolovat s frekvencí uvedenou u CT simulátoru
- 15) Pokud systém CT čísla zobrazuje
- 16) Pokud rentgenové simulátory, CT simulátory a kV zobrazovací systémy na urychlovači indikují dozimetrickou veličinu, je třeba ji v rámci PZ a ZDS ověřovat. (Např. pro kV zobrazovací systémy Elekta na XVI indikuje pro planar view a motion view  $C_{a,100}$ , v návodu označeno jako air kerma, a pro volume view indikují  $C_w$ , označeno jako CBCT-W. Systémy Varian indikují  $CTDI_{vol}$  a DLP.) U CT simulátoru a kV zobrazovacího systému je ověření indikované dozimetrické veličiny většinou zahrnuto v testu kermového indexu výpočetní tomografie nebo objemového kermového indexu výpočetní tomografie - tom případě se používá tolerance 20 % - vizte pozn. 13).
- 17) 1,5 % pro hodnoty pixelů pro Elekta; +/- 30 HU pro odchylku mean HU v periferní části Catphan od mean HU v centrální části pro TrueBeam Varian



- 18) V případě, že výrobce při stanovení „Rozlišení při nízkém kontrastu pro CBCT“ používá kvantitativní metodu s použitím směrodatných odchylek signálu v různých ROI, není nutno samostatně hodnotit parametr „Šum pro CBCT“.
- 19) Zjištěná hodnota MTF musí být v toleranci specifikované výrobcem.

## 4 Poznámky

### 4.1. Indikátory dávky na radioterapeutických kV zařízeních

Dle § 76 odst. 1 písm. a) vyhlášky č. 422/2016 Sb. musí být zdroje záření nově instalované po 1. 1. 2017 určené pro účely plánování, řízení a ověřování v radioterapii vybaveny přístrojem nebo odpovídajícími prostředky, které poskytnou kvantitativní informaci o ozáření pacienta. Tzn., je přípustné, aby se v radioterapii používaly staré rentgenové simulátory bez indikace součinu kermy a plochy.

Pokud rentgenové simulátory, CT simulátory a kV zobrazovací systémy na urychlovači indikují dozimetrickou veličinu, je třeba ji v rámci PZ a ZDS ověřovat.

### 4.2. Kruhový receptor obrazu na rtg simulátoru

Požadavek § 77 odst. 1 písm. b) bod 6. vyhlášky č. 422/2016 Sb., který zakazuje, aby skiaskopický zdroj ionizujícího záření používaný pro lékařské ozáření s kruhovým receptorem obrazu měl obdélníkovou primární clonu, se nevztahuje na rtg simulátor, protože se nejedná o skiaskopický zdroj ionizujícího záření. Rtg simulátory s kruhovým receptorem obrazu a obdélníkovou primární clonou tedy lze i nadále používat. Avšak je nutné ověřovat funkčnost automatického omezování velikosti pole dle zvoleného zvětšení obrazu na zesilovači.

### 4.3. Tolerance pro rentgenové simulátory

Na starých rentgenových simulátorech používaných výhradně k radioterapii protilehlými poli je možné využít tolerance uvedené v Doporučení SÚJB Radionuklidové ozařovače (2003) [13] na str. 40 – kategorie B (požadavky pro paliativní a nenádorovou radioterapii), při správném zdokumentování techniky v místních radiologických standardech i v protokolu ZDS.

### 4.4. Kalibrace CT komor (v K nebo $P_{KL}$ )

Pokud je CT komora kalibrována ve veličině součin kermy a délky  $P_{KL}$ , pak je integrál kermového profilu podél osy rotace vystupující ve vzorcích pro stanovení kermového indexu výpočetní tomografie roven  $M \cdot N_{PKL}$ . Pokud je CT komora kalibrována ve veličině kerma, pak je integrál kermového profilu podél osy rotace vystupující ve vzorcích pro stanovení kermového indexu výpočetní tomografie roven  $M \cdot N_K \cdot L$ .

Kde M je korigovaný signál komory (nebo příslušná lineární kombinace signálů v případě, že délka, přes kterou byl integrován profil kermy volně ve vzduchu, je větší než délka komory),  $N_{PKL}$  je kalibrační faktor komory ve veličině  $P_{KL}$ ,  $N_K$  je kermový kalibrační faktor komory, L je délka aktivního objemu CT komory (nebo délka přes kterou byl integrován profil kermy volně ve vzduchu pro délky větší než je délka komory). Dozimetrické systémy používané v radiodiagnostice většinou ukazují rovnou  $M \cdot N_{PKL}$  v [mGy.cm] resp.  $M \cdot N_K$  v [mGy].

## 5 Opravy a doplnění k doporučením SÚJB

**Tab. 3. Opravy a doplnění k doporučením SÚJB**

Doporučení	Str.	Správně/poznámka	Chybně
RT sim (2003) [2]	35	VI.3.4 Automatické řízení expozice ve skiaskopickém režimu (AERC)	VI.3.4 Automatické řízení jasu (ABC, EERC)
RT sim (2003) [2]	36	VI.4.2 Automatické řízení expozice ve skiagrafickém režimu (AEC) Tolerance: 5 % pro kermu	VI.4.2 Funkčnost automatického řízení expozice (AEC) Tolerance: odchylka opt. hustoty $\leq \pm 0,2$
RT sim (2003) [2]		Parametry <i>Proud rtg lampy, elektrické množství, Kermový příkon ve vzduchu na vstupní rovině receptoru rtg obrazu pro fluoroskopii, Zobrazení stupnice šedi, Kontrola správné funkce vyvolávacího automatu, Reprodukovatelnost AEC, Jednotnost detektorů, Omezení expozice časovačem</i> není nutné stanovovat.	
IGRT (2009) [4]	2	Parametry rtg svazku <i>Proud rentgeny a elektrické množství, Vstupní povrchová kerma a Poměr zeslabení materiálu mezi pacientem a KVD</i> není nutné stanovovat.	
IGRT (2009) [4]	32	od nejsvětlejšího disku	od nejtmašího disku
IGRT (2009) [4]	36	Obr. 12 Bowtie: Full-fan bowtie, Half-fan bowtie	Obr. 12 Bowtie: Half-fan bowtie, Full-fan bowtie
IGRT (2009) [4]	38 - 41	Frekvence: ročně (IV.6.2.2 až 4)	Frekvence kontrol: půlročně (IV.6.2.2 až 4)
IGRT (2009) [4]	39	cm (4 lp/cm, 6 lp/cm, 7 lp/cm) nebo dle doporučení výrobce	mm (6 lp/mm, 7 lp/mm, 7 lp/mm)
IGRT (2009) [4]	40	Ověření homogenity obrazu pro CBCT dělat dle výrobce, včetně tolerancí	
IGRT (2009) [4]	47	Linearita a reprodukovatelnost přenosové kermy	Linearita a reprodukovatelnost indexu přenosové kermy
IGRT (2009) [4]	50	Vzorec pro kermový index pro CBCT ve fantomu platí pro komoru délky 100 mm. Pro jinak dlouhé komory je nutné upravit meze integrálu a jmenovatel.	
LU (2015) [5]	5	Parametr rtg svazku <i>Vstupní povrchová kerma</i> není nutné stanovovat. Parametr kvality obrazu <i>Minimální čas potřebný k získání snímku</i> není nutné stanovovat.	
LU (2015) [5]	58	doplnit: Vzorec pro kermový index pro CBCT ve fantomu platí pro komoru délky 100 mm. Pro jinak dlouhé komory je nutné upravit meze integrálu a jmenovatel.*	

V tabulce není uveden úplný výčet všech oprav zde citovaných doporučení, protože to nebylo hlavním záměrem tohoto dokumentu.

\*Norma ČSN EN 60601-2-68 (2015) pro kV na LU sice uvádí způsob měření kermového indexu výpočetní tomografie  $C_{PMMA,10c}$  (CTDI<sub>100</sub>) pro široké svazky nad 4 cm, tedy i pro CBCT, avšak kolimační systém na Elektě běžně (bez speciální licence) neumožňuje nastavení potřebného úzkého svazku. V takovém případě se doporučuje stavit kermový index pro CBCT dle postupu uvedeného v doporučení LU [5] se zohledněním délky komory.

## 6 Literatura

- [1] TRS 457. Dosimetry in Diagnostic Radiology: An international Code of Practice, (IAEA 2007)
- [2] Doporučení SÚJB. Zavedení systému jakosti při využívání významných zdrojů ionizujícího záření v radioterapii. Radioterapeutické simulátory, (SÚJB 2003)
- [3] Doporučení SÚJB. Zavedení systému jakosti při využívání významných zdrojů ionizujícího záření v radioterapii. CT simulátory a CT zařízení určená pro plánování v radioterapii (SÚJB draft 2015)
- [4] Doporučení SÚJB. Zavedení systému jakosti při využívání významných zdrojů ionizujícího záření v radioterapii. Kilovoltážní zobrazovací systémy pro IGRT, (SÚJB, 2009)
- [5] Doporučení SÚJB. Zavedení systému jakosti při využívání významných zdrojů ionizujícího záření v radioterapii. Lineární urychlovače používané v radioterapii, (SÚJB, 2015)
- [6] ČSN EN 60601-2-29 ed. 2. Zdravotnické elektrické přístroje - Část 2-29: Zvláštní požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost radioterapeutických stimulátorů (2009) + Změna A11 (2012)
- [7] ČSN EN 61168. Radioterapeutické simulátory - Charakteristiky funkčních vlastností (1997)
- [8] ČSN EN 61223-3-1. Hodnocení a provozní zkoušky lékařských obrazových informací - Část 3-1: Přejímací zkoušky - Zobrazovací proces u rentgenových zařízení pro skiagrafické a skiaskopické systémy (2000)
- [9] ČSN EN 60601-2-68. Zdravotnické elektrické přístroje - Část 2-68: Zvláštní požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost přístrojů využívajících rentgenové záření pro obrazem řízenou radioterapii používaných s urychlovači elektronů, s přístroji pro terapii svazkem lehkých iontů a s radionuklidovými terapeutickými ozařovači (2015)
- [10] AAPM TG 66. Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed-tomography-simulation process, Med Phys. 2003
- [11] IAEA Human Health Reports No. 5. Status of Computed Tomography Dosimetry for Wide Cone Beam Scanners (2011)
- [12] Quality control in cone-beam computed tomography (CBCT) EFOMP-ESTRO-IAEA protocol (summary report), Phys Med (2017)
- [13] Doporučení SÚJB. Zavedení systému jakosti při využívání významných zdrojů ionizujícího záření v radioterapii. Radionuklidové ozařovače (SÚJB 2003)

## Autoři

Ing. Ivana Horáková, CSc.

Ing. Vladimír Dufek, Ph.D.

Ing. Leoš Novák

Ing. Irena Koniarová, Ph.D.

Poděkování za připomínky:

Ing. Vít Richter

Ing. Pavel Fiala