

CO PŘEDSTAVUJE PARAMETR $CTDI_{VOL}$ UVÁDĚNÝ CT SKENERY A JE TENTO PARAMETR SKUTEČNĚ VHODNÝ PRO STANOVENÍ DÁVEK PACIENTŮM?

WHAT DOES $CTDI_{VOL}$ MEAN AND IS THIS PARAMETER SUITABLE FOR THE DETERMINATION OF PATIENTS' DOSES?

přehledový článek

Lucie Sūkupová

Institut klinické a experimentální medicíny, Praha

Přijato: 9. 9. 2015.

Korespondenční adresa:

Ing. Lucie Sūkupová, Ph.D.
Institut klinické a experimentální medicíny
Videňská 1958/9, 140 21 Praha 4
e-mail: lucie.sukupova@gmail.com

Konflikt zájmů: žádný.

SOUHRN

Sūkupová L. Co představuje parametr $CTDI_{VOL}$ uváděný CT skenery a je tento parametr skutečně vhodný pro stanovení dávek pacientům?

Článek se zabývá objasněním parametru $CTDI_{VOL}$ a jeho převodem na parametr SSDE, který přesněji vystihuje dávku záření, kterou pacient obdržel. Článek poskytuje hodnoty konverzních faktorů pro převod $CTDI_{VOL}$ na SSDE v závislosti na LAT a/nebo AP rozměru pacienta pro referenční PMMA fantomy dvou velikostí.

Klíčová slova: CT, $CTDI_{VOL}$, SSDE, odhad dávky pacientovi.

SUMMARY

Sūkupová L. What does $CTDI_{VOL}$ mean and is this parameter suitable for the determination of patients' doses?

The article deals with an explanation of $CTDI_{VOL}$ parameter and its conversion to SSDE, which more closely reflects the dose of radiation received by the patient. The article also provides the conversion factors for $CTDI_{VOL}$ to SSDE conversion in relation to the LAT and/or AP dimensions of the patient for the reference PMMA phantoms of two sizes.

Key words: CT, $CTDI_{VOL}$, SSDE, patient's dose estimate.

POŽADAVKY VYHLÁŠKY STÁTNÍHO ÚŘADU PRO JADERNOU BEZPEČNOST A NÁRODNÍCH RADIOLOGICKÝCH STANDARDŮ

Vyhláška Státního úřadu pro jadernou bezpečnost č. 307/2002 Sb. o radiační ochraně, v aktuálním znění, dle § 63, odst. 1 vyžaduje, aby součástí písemného postupu pro všechny standardní typy lékařského ozáření byl i způsob stanovení a hodnocení dávek pacientů (1). Stanovením dávky se dle Národních radiologických standardů – radiologická

fyzika, uveřejněných ve Věstníku Ministerstva zdravotnictví ČR (2) rozumí postup, při kterém se ze zaznamenaných údajů o lékařském ozáření a na základě znalosti relevantních fyzikálně – technických parametrů zdroje ionizujícího záření použitého k ozáření stanoví hodnoty veličin, kterými lze hodnotit dávku pacientů, například porovnáním s příslušnou diagnostickou referenční úrovní (DRÚ). Pro vyjádření DRÚ pro vyšetření výpočetní tomografií (CT) dokument (2) doporučuje veličiny „součin kermu a délky pro CT“, na CT skenerech označovaný jako DLP, a „objemový kermový index výpočetní tomografie“ $CTDI_{VOL}$. Místo objemového kermového indexu výpočetní tomografie $CTDI_{VOL}$ je někdy uváděn vážený kermový index výpočetní tomografie $CTDI_w$, zvláště u starších

CT skenerů. Hodnoty obou veličin jsou zobrazovány na ovládacích konzolách CT skenerů ihned po provedení CT výkonu.

Ačkoliv jsou veličiny $CTDI_{VOL}$ a DLP doporučeny a používány ke stanovení dávek pacientům, nejsou tyto parametry bez další korekce vhodné pro stanovení dávky pacientům, protože nijak nezohledňují skutečnou velikost pacienta, ale pouze radiační výstup CT skeneru, jak bude vysvětleno dále. Správná interpretace a použití $CTDI_{VOL}$ a DLP pro konkrétního pacienta musí zohledňovat i jeho reálnou velikost. Znalost reálné velikosti pacienta je pak zvláště důležitá u pediatrických pacientů a u pacientů menší velikosti.

V první části tohoto přehledového článku je objasněn parametr $CTDI_{VOL}$, následuje vysvětlení způsobu stanovení $CTDI_{VOL}$, a dále pak část věnovaná konverzním faktorům převádějícím $CTDI_{VOL}$ na Size-Specific Dose Estimate (viz dále) na základě znalosti rozměrů průřezu pacienta.

CO ZNAMENAJÍ PARAMETRY $CTDI_{VOL}$ A DLP

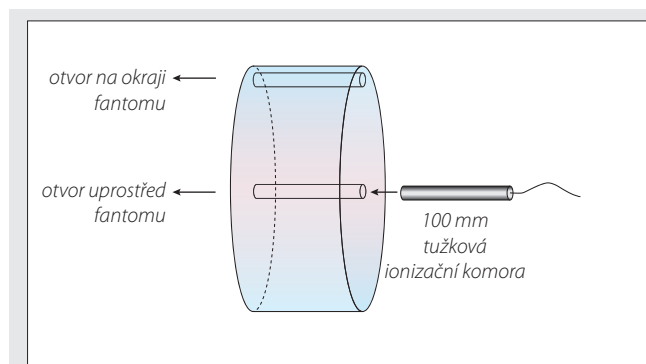
Veličina $CTDI_{VOL}$ byla původně odvozena jako parametr umožňující standardizovaně porovnat radiační dávkový výstup různých CT skenerů s použitím fantomu referenční velikosti. $CTDI_{VOL}$ tedy vyjadřuje, jak „hustě“ nebo intenzivně je daný referenční fantom skenovaný. Nejjednodušší interpretace je, že pokud použijí u všech CT skenerů stejný referenční fantom, pak $CTDI_{VOL}$ udává, jak velký bude dávkový výstup z rentgenky pro daný referenční fantom a použitý vyšetřovací protokol. Hodnota $CTDI_{VOL}$ tedy kvantifikuje dávku, kterou by byl ozářen pacient, kdyby měl referenční velikost, ale neříká nic o tom, jakou dávku způsobí toto záření v pacientovi, který referenční velikost nemá. Máme-li určité množství záření a použijeme-li ho na ozáření malého pacienta a velkého pacienta, výsledný efekt, tj. dávka v jednotlivých orgánech, nebude stejná pro oba pacienty.

Hodnota veličiny DLP, odpovídající součinu $CTDI_{VOL}$ a délky skenovaného objemu, se vztahuje k celkové energii ionizujícího záření dodané do referenčního fantomu.

Jak $CTDI_{VOL}$, tak i DLP jsou citlivé na změny skenovacích parametrů, jako je napětí rentgenky, proud rentgenky, rotační čas, pitch faktor a použitý bow-tie filter, ale jsou naprosto nezávislé na velikosti pacienta. Parametr $CTDI_{VOL}$ je stanoven pouze pro cylindrický polymethylmetakrylátový (PMMA) fantom o průměru 16 cm nebo 32 cm (16 cm je referenční velikost PMMA fantomu pro vyšetřovací protokoly hlavy, 32 cm pro vyšetřovací protokoly těla), jeho hodnota nijak nezohledňuje aktuální velikost skenovaného objemu, resp. velikost těla skenovaného pacienta (3).

STANOVENÍ HODNOTY $CTDI_{VOL}$

Pro měření hodnot kermových indexů je standardně používán cylindrický PMMA fantom o průměru 32 cm (tělo dospělého pacienta) a 16 cm (hlava dospělého pacienta, tělo dětského pacienta), méně často pak o průměru 10 cm (hlava dětského pacienta). Princip měření je však pro všechny tyto fantomy stejný. Parametr $CTDI_{VOL}$, který je uváděn většinou CT skenerů, vychází z parametru $CTDI_w$, který je založen



▲ Obr. 1

Obr. 1. Ukázka měřících míst ve středu fantomu pro měření hodnoty $CTDI_{100,c}$ a na periférii pro měření hodnoty $CTDI_{100,p}$ (3)

Fig. 1. The measuring points of the PMMA phantom at the centre for $CTDI_{100,c}$ measurement and at the periphery for $CTDI_{100,p}$ measurement (3)

na změřených hodnotách $CTDI_{100,c}$ a $CTDI_{100,p}$. Ty jsou měřeny tužkovou ionizační komorou o délce 100 mm, která je umístěna do speciálních děr uvnitř fantomu (obr. 1). Měření probíhá buď v místě uprostřed fantomu ($CTDI_{100,c}$), nebo na periférii fantomu ($CTDI_{100,p}$). Více o metodice měření v dokumentu (4). Pomocí hodnot $CTDI_{100,c}$ a $CTDI_{100,p}$ je pak vypočtena hodnota $CTDI_w$ pomocí vztahu [1]:

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{100,c} + \frac{2}{3} CTDI_{100,p} \quad [1]$$

Vztažením parametru $CTDI_w$ na pitch faktor dle vztahu [2] pak získáváme již pro nás důležitý parametr $CTDI_{VOL}$. Pitch faktor je definovaný jako podíl tzv. table feed nebo-li vzdálenosti, kterou urazí stůl při jedné rotaci rentgenky o 360°, a celkové tloušťky kolimovaného svazku:

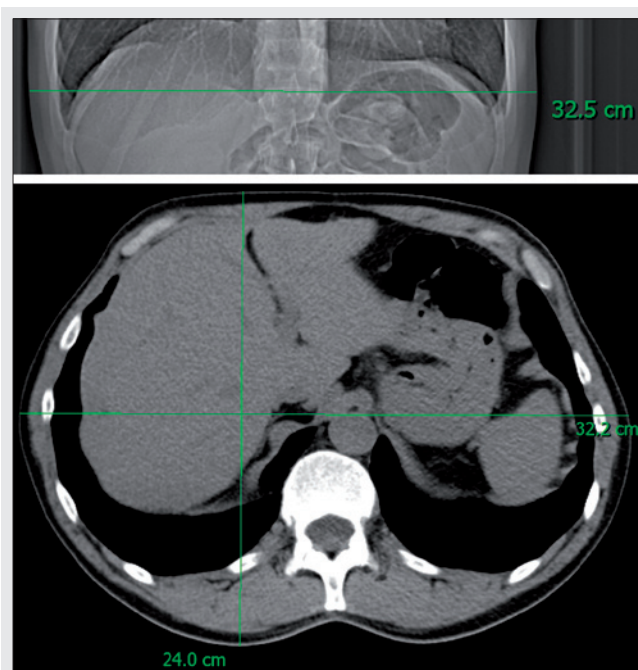
$$CTDI_{VOL} = \frac{CTDI_w}{pitch} \quad [2]$$

Měření jsou prováděna na cylindrických fantomech kruhového průřezu, což neodpovídá realitě pacientů, jejichž průřez je častěji oválného tvaru. Pro konverzi hodnot $CTDI_{VOL}$ z fantomů kruhového průřezu s průměrem 32 cm nebo 16 cm na eliptický průřez pacientů s různými rozměry je proto nutné zavést tzv. efektivní průměr pacienta.

EFEKTIVNÍ PRŮMĚR PACIENTA

Pro výpočet efektivního průměru pacienta je nutné znát boční průměr pacienta (LAT průměr) a/nebo předozadní průměr pacienta (AP průměr). LAT průměr je možné zjistit z projekčního skenu (topogram, scout). AP průměr je možné zjistit buď taktéž z projekčního skenu (někdy se provádějí oba dva projekční skeny), nebo po provedení skenu přímo změřením rozměrů z axiálního řezu. Ukázka příkladu měření průměru je uvedena na obrázku 2.

Efektivní průměr pacienta odpovídá průměru kruhu, jehož plocha průřezu je stejná, jako je plocha průřezu pacienta. Grafické znázornění je uvedeno na obrázku 3. Pro výpočet



▲ Obr. 2

Obr. 2. Ukázka měření LAT průměru na topogramu a LAT a AP průměru na axiálním řezu pacienta

Fig. 2. The measurement of LAT on the topogram and both LAT and AP diameter on the axial slice of the patient

předpokládejme, že průřez pacienta je oválný s poloosami r_1 a r_2 , pro které platí následující vztahy [3]:

$$r_1 = \frac{\text{LAT}}{2}, r_2 = \frac{\text{AP}}{2} \quad [3]$$

Plochu eliptického průřezu s poloosami $\frac{\text{LAT}}{2}$ a $\frac{\text{AP}}{2}$ lze stanovit ze vztahu [4] a plochu kruhového průřezu ze vztahu [5]:

$$S = \pi \cdot \frac{\text{LAT}}{2} \cdot \frac{\text{AP}}{2} \quad [4]$$

$$S = \pi \cdot \left(\frac{\text{efektivní průměr}}{2} \right)^2 \quad [5]$$

Spojením vztahů [4] a [5] dostáváme:

$$\text{efektivní průměr} = \sqrt{\text{AP} \cdot \text{LAT}}.$$

Analýzami bylo zjištěno, že v mnoha případech je znalost pouze LAT průměru pro další práci s CTDI_{VOL} dostatečná, není tedy potřeba vždy zjišťovat přímo efektivní průměr pacienta. Avšak pro přesnější výběr konverzního faktoru pro převod CTDI_{VOL} na SSDE je vhodnější znát LAT i AP průměr pacienta, aby mohl být stanoven efektivní průměr pacienta.

STANOVENÍ KONVERZNÍCH FAKTORŮ

Pro korekci CTDI_{VOL} na odpovídající velikost pacienta je potřeba použít konverzní faktor. Označme nově vzniklý parametr CTDI_{VOL} korigovaný na efektivní průměr pacienta jako SSDE, z původního anglického Size-Specific Dose Estimate.

Stanovením konverzních faktorů pro převod CTDI_{VOL} na SSDE se zabývaly čtyři navzájem nezávislé skupiny fyziků (podrobnosti viz (3)). Dvě skupiny fyziků stanovily konverzní faktory použitím metody Monte Carlo, další dvě skupiny reálným měřením na fantomech různých velikostí. Výsledky všech čtyř studií se významně shodovaly, což vyústilo v návrh konverzních faktorů, které se doporučuje použít pro převod hodnot CTDI_{VOL} na SSDE.

Sada konverzních faktorů je rozdělena do dvou částí. Každá část obsahuje čtyři podtabulky, ve kterých je možné vyhledat konverzní faktor pro převod CTDI_{VOL} na SSDE podle toho, který parametr vztahující se k průřezu pacienta je známý. Je-li to součet AP + LAT, LAT průměr nebo AP průměr. Každý průměr je nejprve převeden na efektivní průměr a k tomu je uveden příslušný konverzní faktor. Konverzní faktory jsou uvedeny v tabulce 1 pro referenční cylindrický PMMA fantom o průměru 32 cm (simulace těla dospělého pacienta), v tabulce 2 pro referenční cylindrický PMMA fantomu o průměru 16 cm (simulace těla dětí, krku dospělých). Graficky jsou hodnoty konverzních faktorů znázorněny na obrázku 4 pro obě velikosti referenčního fantomu. Velikost fantomu, ke kterému se vztahuje původní, na ovládací konzoli CT skeneru uváděná hodnota CTDI_{VOL} , musí být uvedena ve vyšetřovacím protokolu. Konverzní faktory pro referenční fantomy o průměru 32 cm a 16 cm nesmí být navzájem zaměňovány.

Z hodnot konverzních faktorů vyplývá, že je-li efektivní průměr pacienta menší, než je daný průměr fantomu (konverzní faktory jsou stanoveny pouze pro dvě referenční velikosti fantomů – 32 cm a 16 cm), konverzní faktor nabývá hodnoty větší než 1. To znamená, že v těchto případech hodnota CTDI_{VOL} uváděná na ovládací konzoli CT skeneru podhodnocuje dávku, kterou pacient obdržel. Z rozsahu uvedených konverzních faktorů vyplývá, že podhodnocení může dosahovat pro velmi malé pacienty až 168 % při použití. Naopak je-li efektivní průměr pacienta větší než průměr fantomu, nabývají konverzní faktory hodnoty menší než 1, pak uváděná hodnota CTDI_{VOL} nadhodnocuje dávku pacientovi. Nadhodnocení může nabývat pro velmi velké pacienty až téměř 80 %.

Pro převod CTDI_{VOL} na SSDE pomocí konverzního faktoru postačuje i pouhá znalost LAT průměru ze standardně prováděného projekčního skenu (topogram, scout), jak uvádí dokument (3) na základě dokumentů (5, 6, 7). Nicméně ze znalosti obou průměrů, LAT i AP, je stanovení efektivního průměru přesnější než ze znalosti pouze jednoho z průměrů, a tedy lze vhodněji zvolit konverzní faktor.

Ve studiích uvedených v dokumentu (3) bylo dokázáno, že efektivní průměr pacienta pro převedení hodnoty CTDI_{VOL} na parametr odpovídající konkrétní velikosti je použitelný pro pacienty velmi různých velikostí, od pacientů malých až po pacienty velmi velké.

Tab. 1. Konverzní faktory pro referenční fantom o průměru 32 cm
 Table 1. Conversion factors for the PMMA phantom with 32 cm diameter

Součet LAT + AP (cm)	Efektivní průměr (cm)	Konverzní faktor	LAT průměr (cm)	Efektivní průměr (cm)	Konverzní faktor	AP průměr (cm)	Efektivní průměr (cm)	Konverzní faktor	Efektivní průměr (cm)	Konverzní faktor
16	7,7	2,79	8	9,2	2,65	8	8,8	2,68	8	2,76
18	8,7	2,69	9	9,7	2,60	9	10,2	2,55	9	2,66
20	9,7	2,59	10	10,2	2,55	10	11,6	2,42	10	2,57
22	10,7	2,50	11	10,7	2,50	11	13,0	2,30	11	2,47
24	11,7	2,41	12	11,3	2,45	12	14,4	2,18	12	2,38
26	12,7	2,32	13	11,8	2,40	13	15,7	2,08	13	2,30
28	13,7	2,24	14	12,4	2,35	14	17,0	1,98	14	2,22
30	14,7	2,16	15	13,1	2,29	15	18,3	1,89	15	2,14
32	15,7	2,08	16	13,7	2,24	16	19,6	1,81	16	2,06
34	16,7	2,01	17	14,3	2,19	17	20,8	1,73	17	1,98
36	17,6	1,94	18	15,0	2,13	18	22,0	1,65	18	1,91
38	18,6	1,87	19	15,7	2,08	19	23,2	1,58	19	1,84
40	19,6	1,80	20	16,4	2,03	20	24,3	1,52	20	1,78
42	20,6	1,74	21	17,2	1,97	21	25,5	1,45	21	1,71
44	21,6	1,67	22	17,9	1,92	22	26,6	1,40	22	1,65
46	22,6	1,62	23	18,7	1,86	23	27,6	1,34	23	1,59
48	23,6	1,56	24	19,5	1,81	24	28,7	1,29	24	1,53
50	24,6	1,50	25	20,3	1,76	25	29,7	1,25	25	1,48
52	25,6	1,45	26	21,1	1,70	26	30,7	1,20	26	1,43
54	26,6	1,40	27	22,0	1,65	27	31,6	1,16	27	1,37
56	27,6	1,35	28	22,9	1,60	28	32,6	1,12	28	1,32
58	28,6	1,30	29	23,8	1,55	29	33,5	1,08	29	1,28
60	29,6	1,25	30	24,7	1,50	30	34,4	1,05	30	1,23
62	30,5	1,21	31	25,6	1,45	31	35,2	1,02	31	1,19
64	31,5	1,16	32	26,6	1,40	32	36,0	0,99	32	1,14
66	32,5	1,12	33	27,6	1,35	33	36,8	0,96	33	1,10
68	33,5	1,08	34	28,6	1,30	34	37,6	0,93	34	1,06
70	34,5	1,04	35	29,6	1,25	35	38,4	0,91	35	1,02
72	35,5	1,01	36	30,6	1,20	36	39,1	0,88	36	0,99
74	36,5	0,97	37	31,7	1,16	37	39,8	0,86	37	0,95
76	37,5	0,94	38	32,7	1,11	38	40,4	0,84	38	0,92
78	38,5	0,90	39	33,8	1,07	39	41,1	0,82	39	0,88
80	39,5	0,87	40	34,9	1,03	40	41,7	0,80	40	0,85
82	40,5	0,84	41	36,1	0,98	41	42,3	0,78	41	0,82
84	41,5	0,81	42	37,2	0,94	42	42,8	0,77	42	0,79
86	42,4	0,78	43	38,4	0,90	43	43,4	0,75	43	0,76
88	43,4	0,75	44	39,6	0,87	44	43,9	0,74	44	0,74
90	44,4	0,72	45	40,8	0,83	45	44,4	0,73	45	0,71

POUŽITÍ KONVERZNÍCH FAKTORŮ

Uvedme si názorný příklad, jak použít konverzní faktory z tabulky 1 a 2. Nechť je LAT průměr břicha dospělého pacienta 26 cm a CT skener uvádí na ovládací konzoli CT skeneru hodnotu $CTDI_{VOL}$ 9 mGy. Pro vyšetřovací protokoly břicha u dospělých pacientů je hodnota $CTDI_{VOL}$ uváděna pro referenční fantom o průměru 32 cm, takže vezmeme hodnotu konverzního faktoru z tabulky 1. Efektivní průměr je 21,1 cm. Konverzní faktor má hodnotu 1,70. To znamená, že skutečná hodnota $CTDI_{VOL}$, správně nazývaná SSDE, je rovna $9 \text{ mGy} \cdot 1,70 = 15,3 \text{ mGy}$. Zde je zřejmé, že uváděná hodnota $CTDI_{VOL}$ podhodnocuje dávku tomuto konkrétnímu pacientovi o 70 %. Pro další práci, např. pro odhad efektivní dávky pacientovi, by se již mělo místo původní hodnoty $CTDI_{VOL}$ pracovat s odvozenou hodnotou SSDE.

Uvedme si také případ opačný, kdy uváděná hodnota $CTDI_{VOL}$ nadhodnocuje dávku pacientovi. Nechť je LAT průměr břicha dítěte 26 cm a hodnota $CTDI_{VOL}$ 15 mGy. Pro vyšetřovací protokoly břicha u dětských pacientů je hodnota $CTDI_{VOL}$ uváděna pro referenční fantom o průměru 16 cm (ale může se stát, že bude uváděna hodnota $CTDI_{VOL}$ pro fantom o průměru 32 cm), takže vezmeme hodnotu konverzního faktoru z tabulky 2. Efektivní průměr je 21,1 cm. Konverzní faktor má hodnotu 0,83. To znamená, že SSDE je rovna $15 \text{ mGy} \cdot 0,83 = 12,5 \text{ mGy}$. Zde je zřejmé, že uváděná hodnota $CTDI_{VOL}$ nadhodnocuje dávku tomuto konkrétnímu pacientovi o 17 %. Rozdíl mezi uváděnou hodnotou $CTDI_{VOL}$ a skutečnou hodnotou SSDE je tím větší, čím větší je rozdíl mezi velikostí pacienta a velikostí referenčního fantomu.

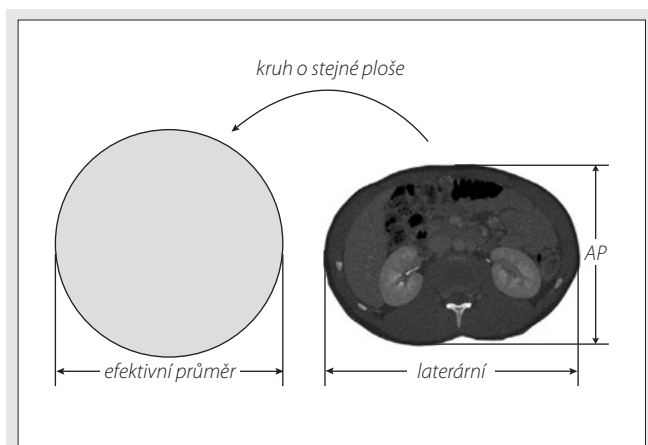
Tab. 2. Konverzní faktory pro referenční fantom o průměru 16 cm
Table 2. Conversion factors for the PMMA phantom with 16 cm diameter

Součet LAT + AP (cm)	Efektivní průměr (cm)	Konverzní faktor	LAT průměr (cm)	Efektivní průměr (cm)	Konverzní faktor	AP průměr (cm)	Efektivní průměr (cm)	Konverzní faktor	Efektivní průměr (cm)	Konverzní faktor
12	5,7	1,50	6	8,2	1,36	6	5,8	1,50	6	1,49
13	6,2	1,47	7	8,7	1,34	7	7,3	1,41	7	1,43
14	6,7	1,44	8	9,2	1,32	8	8,8	1,33	8	1,38
15	7,2	1,42	9	9,7	1,29	9	10,2	1,26	9	1,32
16	7,7	1,39	10	10,2	1,26	10	11,6	1,19	10	1,27
17	8,2	1,36	11	10,7	1,24	11	13,0	1,13	11	1,22
18	8,7	1,34	12	11,3	1,21	12	14,4	1,07	12	1,18
19	9,2	1,31	13	11,8	1,19	13	15,7	1,02	13	1,13
20	9,7	1,29	14	12,4	1,16	14	17,0	0,97	14	1,09
21	10,2	1,26	15	13,1	1,13	15	18,3	0,92	15	1,05
22	10,7	1,24	16	13,7	1,10	16	19,6	0,88	16	1,01
23	11,2	1,22	17	14,3	1,08	17	20,8	0,84	17	0,97
24	11,7	1,19	18	15,0	1,05	18	22,0	0,80	18	0,93
25	12,2	1,17	19	15,7	1,02	19	23,2	0,76	19	0,90
26	12,7	1,15	20	16,4	0,99	20	24,3	0,73	20	0,86
27	13,2	1,13	21	17,2	0,96	21	25,5	0,70	21	0,83
28	13,7	1,10	22	17,9	0,94	22	26,6	0,67	22	0,80
29	14,2	1,08	23	18,7	0,91	23	27,6	0,64	23	0,77
30	14,7	1,06	24	19,5	0,88	24	28,7	0,62	24	0,74
31	15,2	1,04	25	20,3	0,85	25	29,7	0,59	25	0,71
32	15,7	1,01	26	21,1	0,83	26	30,7	0,57	26	0,69
33	16,2	1,00	27	22,0	0,80	27	31,6	0,55	27	0,66
34	16,7	0,98	28	22,9	0,77	28	32,6	0,53	28	0,63
35	17,2	0,97	29	23,8	0,75	29	33,5	0,51	29	0,61
36	17,6	0,95	30	24,7	0,72	30	34,4	0,50	30	0,59
37	18,1	0,93	31	25,6	0,70	31	35,2	0,48	31	0,56
38	18,6	0,91	32	26,6	0,67	32	36,0	0,46	32	0,54
39	19,1	0,89	33	27,6	0,65	33	36,8	0,45	33	0,52
40	19,6	0,88	34	28,6	0,62	34	37,6	0,44	34	0,50
42	20,6	0,84	35	29,6	0,60	35	38,4	0,42	35	0,48
44	21,6	0,81	36	30,6	0,57	36	39,1	0,41	36	0,47
46	22,6	0,78	37	31,7	0,55	37	39,8	0,40	37	0,45
48	23,6	0,75	38	32,7	0,53	38	40,4	0,39	38	0,43
50	24,6	0,72	39	33,8	0,51	39	41,1	0,38	39	0,41
52	25,6	0,70	40	34,9	0,48	40	41,7	0,37	40	0,40
54	26,6	0,67	41	36,1	0,46	41	42,3	0,36	41	0,38
56	27,6	0,64	42	37,2	0,44	42	42,8	0,36	42	0,37
58	28,6	0,62	43	38,4	0,42	43	43,4	0,35	43	0,35
60	29,6	0,60	44	39,6	0,40	44	43,9	0,34	44	0,34
62	30,5	0,57	45	40,8	0,39	45	44,4	0,34	45	0,33
64	31,5	0,55	46	42,1	0,37	46	44,8	0,33	46	0,32
66	32,5	0,53	47	43,3	0,35	47	45,2	0,33	47	0,30
68	33,5	0,51	48	44,6	0,33	48	45,6	0,32	48	0,29
70	34,5	0,49	49	45,9	0,32	49	46,0	0,32	49	0,28
72	35,5	0,47	50	47,2	0,30	50	46,4	0,31	50	0,27
74	36,5	0,46	51	48,5	0,29	51	46,7	0,31	51	0,26
76	37,5	0,44	52	49,9	0,27	52	47,0	0,30	52	0,25
78	38,5	0,42	53	51,3	0,26	53	47,2	0,30	53	0,24
80	39,5	0,41	54	52,7	0,24	54	47,5	0,30	54	0,23
82	40,5	0,39	55	54,1	0,23	55	47,7	0,30	55	0,22

LIMITACE POUŽITÍ KONVERZNÍCH FAKTORŮ

Konverzní faktor pro převod $CTDI_{vol}$ na SSDE je vždy použit jeden pro daný sken v závislosti na LAT a/nebo AP průmě-

ru pacienta. Avšak i rozměr pacienta se v různých oblastech skenovaného objemu může lišit, což zhoršuje volbu vhodného konverzního faktoru. Pro pacienty, jejichž rozměry se ve skenované oblasti velmi liší, je vhodné stanovit průměrnou SSDE přes všechny řezy.



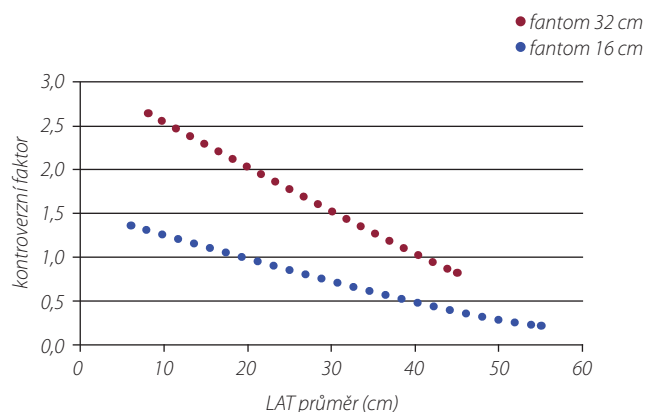
▲ Obr. 3

Obr. 3. Kruhový průřez s vyznačením efektivního průměru a s plochou průřezu shodnou s plochou průřezu reálného pacienta s vyznačením AP a LAT průměru (3)

Fig. 3. The illustration of the circular area with its effective diameter and the same crosssection area with its LAT and AP diameter for the real patient (3)

Konverzní faktory byly odvozeny pro homogenní objekty simulující břišní dutinu. Avšak porovnáním se studií (8) byl zjištěn souhlas mezi odvozenými hodnotami i pro CT skeny hrudníku. Konverzní faktory lze tedy použít pro oblast hrudníku, břicha i pánve.

Se stanovením rozměrů pacienta pomocí projekčního skenu nebo z axiálního řezu je spojena nepřesnost vyskytující se v tom případě, není-li pacient vhodně umístěn do izocentra CT skeneru. Je-li pacient umístěn blíže k rentgence, než je izocentrum, jeví se jako větší. Je-li umístěn dále od rentgenky, jeví se být menší. Oba tyto nedostatky vedou k volbě nesprávných konverzních faktorů. Důležitá je tedy správná centrace pacienta do izocentra CT skeneru. Podrobnosti o správném odvození rozměrů pacienta i v závislosti na umístění pacienta jsou uvedeny v dokumentu (9).



Graf 1. Závislost konverzních faktorů pro převod $CTDI_{VOL}$ na SSDE na LAT průměru pacienta

Graph 1. The dependence of $CTDI_{VOL}$ to SSDE conversion factors on the LAT diameter of the patient

POUŽITELNOST SSDE

Ve studii (10) autoři shrnují závěry ohledně použitelnosti parametru SSDE. Bylo prokázáno, že parametr SSDE velmi dobře koreluje s dávkou absorbovanou ve skenovaném objemu, na rozdíl od hodnoty $CTDI_{VOL}$. Stále se však jedná pouze o průměrnou hodnotu absorbované dávky ve skenovaném objemu, SSDE nelze použít pro výpočet jednotlivých orgánových dávek.

Korekce hodnot $CTDI_{VOL}$ na velikost fantomu, případně pacienta je nutná tehdy, jsou-li např. porovnávány hodnoty ze dvou vyšetření téhož pacienta provedené na různých CT skenerech. Jako příklad lze uvést zjištění ze studie (11), kdy dětský pacient podstoupil CT vyšetření hrudníku a břicha před operačním výkonem (Siemens Definition AS+) a po něm (GE VCT).

Hodnota $CTDI_{VOL}$ pro hrudník/břicho před výkonem byla rovna 4,78 mGy/4,78 mGy, po výkonu 17,7 mGy/11,1 mGy. Hodnota DLP pro první sken byla rovna 181 mGy · cm, pro druhý sken 601 mGy · cm. Hodnoty $CTDI_{VOL}$ se lišily 2,3–3,7krát, hodnoty DLP 3,3krát. Rodiče chlapce byli znepokojeni rozdílem dávky před výkonem a po něm. Příklad nechali posoudit radiologického fyzika, který zjistil, že hodnota na dříve použitém CT skeneru byla uvedena pro referenční fantom o průměru 32 cm, zatímco pro druhý CT skener byl referenčním fantomem fantom o průměru pouze 16 cm. Po korekci na tuto odlišnost a taktéž na skutečnou velikost pacienta se lišily hodnoty SSDE (zkompenzované hodnoty $CTDI_{VOL}$) a DLP od původních hodnot pouze 1,1–1,8krát.

ZÁVĚR

Pro správné stanovení radiační zátěže pacientů z CT vyšetření je vhodné znát laterální a předozadní průměr pacienta, nebo alespoň jeden z nich. V závislosti na tomto průměru je pak zvolen konverzní faktor pro převod standardně uváděné hodnoty $CTDI_{VOL}$ na hodnotu SSDE, která lépe odpovídá skutečným dávkám, které pacienti obdrží, než hodnota $CTDI_{VOL}$. Zvláště důležité je použití těchto konverzních faktorů pro rozměrově malé pacienty, hlavně děti, kdy uváděné hodnoty $CTDI_{VOL}$ výrazně podhodnocují skutečné dávky. Dále je pak použití konverzních faktorů důležité pro velmi velké pacienty, avšak nadhodnocení nenabývá tak velkých hodnot jako podhodnocení u malých pacientů. Pro pacienty střední velikosti není rozdíl mezi $CTDI_{VOL}$ a SSDE příliš významný.

Konverzní faktory je možné použít pro oblast hrudníku, břicha i pánve bez ohledu na použité napětí. Ačkoliv je odvozená SSDE hodnota přesnější než hodnota $CTDI_{VOL}$, je třeba mít na paměti, že se jedná pouze o odhad dávky, nikoliv o přesný výpočet dávky, kterou pacient obdržel.

Některé softwary poskytující přehled o dávkách pacientům z různých modalit již stanovují a uvádějí hodnoty SSDE společně s hodnotami $CTDI_{VOL}$.

Autorka sdělení děkuje Mgr. Filipovi Jířů, Ph.D., za podnětné připomínky.

LITERATURA

1. Státní úřad pro jadernou bezpečnost. Vyhláška č. 307/2002 Sb. o radiační ochraně, v aktuálním znění.
2. Ministerstvo zdravotnictví ČR. Národní radiologické standardy – radiologická fyzika. „Postupy pro stanovení a hodnocení dávek pacientů při lékařském ozáření“. Věstník MZ ČR, částka 6, vydáno 29. 5. 2015.
3. American Association of Physicists in Medicine. Size-specific dose estimates (SSDE) in pediatric and adult body CT examinations. AAPM Report 2011; 204.
4. **Dance DR, Christofides S, Maidment ADA, McLean ID, Ng KH.** Diagnostic radiology physics. International Atomic Energy Agency 2014.
5. International Commission on Radiation Units & Measurements. Patient dosimetry for X-rays used in medical imaging. ICRU Report 2005; 74.
6. **Kleinmann PL, Strauss KJ, Zurakowski D, Bockley KS, Taylor GA.** Patient size measured on CT images as a function of age at a tertiary care children's hospital. Am J Roentgenol 2010; 194(6): 1611–1619.
7. **Boone JM, Cooper VN, Nemzek WR, McGahan JP, Seibert JA.** Monte Carlo assessment of computed tomography dose to tissue adjacent to the scanned volume. Med Phys 2000; 27: 2393–2407.
8. **Huda W, Scalzetti EM, Roskopf M.** Effective dose to patients undergoing thoracic computed tomography examinations. Med Phys 2000; 27(5): 838–844.
9. American Association of Physicists in Medicine. Use of water equivalent diameter for calculating patient size and size-specific dose estimates (SSDE) in CT. AAPM Report 2014; 220.
10. **Brink JA, Morin RL.** Size-specific dose estimate for CT: How should it be used and what does it mean? Radiology 2013; 265: 666–668.
11. **Seibert JA, Boone JM, Wootton-Gorges SL, Lamba R.** Dose is not always what it seems: Where very misleading values can result from volume CT dose index and dose length product. J Am Coll Radiology 2014; 11: 233–237.