

## PŘÍLOHA B: STANOVENÍ A HODNOCENÍ DÁVEK PACIENTŮ PŘI LÉKAŘSKÉM OZÁŘENÍ V RADIOTERAPII

V radioterapii se dávky dělí na zamýšlené (terapeutická dávka) a nezamýšlené (přídavné). Přídavnými dávkami jsou všechny dávky, které obdrží pacient v průběhu přípravy a léčby radioterapií, kromě dávky terapeutické. Mezi přídavné dávky patří dávky např. z lokalizace cílového objemu a kritických orgánů, z plánovacího CT vyšetření, ze simulace ozařovacího plánu a z verifikace polohy pacienta. K přídavným dávkám patří rovněž dávky z rozptýleného záření a unikajícího záření.

Znalost přídavných dávek je nezbytná nejen z legislativních důvodů, ale především z hlediska ochrany pacienta. Přídavné dávky jsou výrazně nižší než terapeutická dávka, nicméně v poslední době vlivem rozvoje obrazem řízené radioterapie (IGRT) a dostupnosti zobrazovacích metod dochází k častějšímu používání těchto metod a přídavná dávka se tak stává stále významnější. Na potřebu zabývat se přídavnými dávkami ze zobrazovacích metod upozorňuje např. doporučení *The management of imaging dose during image-guided radiotherapy: report of the AAPM Task Group 75* [Ref. 1].

Pro účely tohoto dokumentu je účelné rozlišovat a od sebe oddělovat **terapeutické ozáření** a **přídavná ozáření**. Terapeutické ozáření spočívá v ozáření cílového objemu předepsanou terapeutickou dávkou. Všechna ostatní ozáření využívající zdroje ionizujícího záření, jež podstoupí pacient v rámci přípravy a léčby radioterapií, jsou přídavná ozáření.

### Terapeutické ozáření

**Hodnocení dávek** při terapeutickém ozáření v nádorové radioterapii spočívá především v hodnocení účinnosti léčby a v posouzení rizika nežádoucích deterministických účinků porovnáním dávek v rizikových orgánech konkrétního pacienta s tolerančními hodnotami pro tyto orgány.

Dozimetrickou veličinou pro stanovení a hodnocení dávek při terapeutickém ozáření v radioterapii je střední absorbovaná dávka v orgánu nebo tkáni a maximální absorbovaná dávka v orgánu nebo tkáni. Požadovaná přesnost stanovení těchto veličin v průběhu plánování léčby a dodání předepsané dávky do těla pacienta je  $\pm 5\%$  ( $k=1$ ) [Ref. 9 – 14].

Hodnocení rizika stochastických účinků (spojeného s terapeutickým ozářením) pomocí veličin radiační ochrany - efektivní nebo kolektivní dávky - je v případě nádorové radioterapie nevhodné<sup>1,2</sup>. Zvláštní skupinu tvoří pacienti, kteří jsou léčeni pro nenádorová onemocnění. V této kategorii pacientů se lze s použitím veličiny efektivní dávka v literatuře setkat<sup>3</sup>. Protože i zde platí omezení uvedená v pozn.<sup>3</sup>, je i v případě léčby nenádorových onemocnění optimálním postupem co nejpřesnější stanovení střední absorbované dávky v orgánech nebo tkáních, které jsou pro daný typ léčby uvedeny jako rizikové z hlediska indukce stochastických účinků.

---

<sup>1</sup> Veličiny radiační ochrany byly původně zavedeny především pro hodnocení vzniku stochastických účinků u pracovníků a obyvatelstva vystaveného malým dávkám s nízkým dávkovým příkonem. Předpokladem platnosti tkáňových váhových faktorů, které vycházejí z koeficientů rizika pro indukci nádoru v daném orgánu a které jsou pro stanovení hodnoty efektivní dávky nezbytné, je dodržení požadavku nízkých dávek a nízkých dávkových příkonů i požadavku na složení skupiny ozářených tak, aby to odpovídalo složení populace, pro kterou byly koeficienty rizika stanoveny [Ref. 2]. Ani jednu z těchto podmínek nelze v případě radioterapie splnit.

<sup>2</sup> Při hodnocení biologických účinků ionizujícího záření v radioterapii se přihlíží i k rozdílné účinnosti různých frakcionačních schémat, tedy ke skutečnosti, že nezáleží pouze na celkové hodnotě absorbované dávky, ale i na detailním časovém rozložení aplikace této dávky.

<sup>3</sup> Celkový přehled karcinogenního rizika při léčbě benigních onemocnění je možno nalézt v práci Broerse a kol. [Ref. 15].

## Údaje, které je třeba znát pro stanovení a hodnocení dávek pacientů při terapeutickém ozáření v radioterapii

Způsob stanovení a hodnocení dávek při terapeutickém ozáření v radioterapii je součástí dokumentu *Národní radiologické standardy - radiační onkologie (NRS – RO)* [Ref. 8].

V dokumentu NRS – RO jsou v kapitole 1.5. uvedeny obecné požadavky na způsob stanovení dávek pacientů při terapeutickém ozáření zahrnující stanovení dávky v cílovém objemu, v kritických orgánech, údaje o použitém frakcionačním schématu a řadu dalších specifikací. Kromě toho jsou v procesuální části každého standardu pro vybrané typy (metody) radioterapie, tj. pro

- radikální radioterapii
- radioterapii s modulovanou intenzitou svazku (IMRT),
- stereotaktickou radioterapii (SRT),
- paliativní radioterapii,
- brachyterapii,
- nenádorovou terapii

vždy uvedeny požadavky na ozařovací předpis (**stanovení dávky**) a výstup procesu (**hodnocení dávky**).

Ve strukturální části jednotlivých standardů jsou pak uvedeny technické podmínky (přístrojové a dozimetrické vybavení), za kterých lze dosáhnout požadované přesnosti stanovení dávek.

Pokud budou dodrženy předepsané postupy i požadavky na záznam ozařovacích podmínek v dokumentaci pacienta, je možné v případě potřeby kdykoliv a s požadovanou přesností zjistit hodnoty orgánových dávek vyplývajících z daného ozáření, a to:

pro orgány nacházející se v oblasti, na kterou je léčba zářením zaměřena, přímo z ozařovacího plánu, který obsahuje údaje o distribuci dávky ve formě histogramu dávka – objem (tzv. DVH, dose-volume-histogram);

pro orgány nacházející se mimo ozářený objem pomocí vhodně zvolené metody, o které rozhoduje klinický radiologický fyzik. Volba metody závisí na tom, zda se orgánové dávky budou stanovovat již v průběhu ozařování (in vivo dozimetrie) nebo dodatečně (výpočtem z parametrů ozáření), a rovněž na tom, jaká je požadovaná přesnost tohoto stanovení (od pouhého odhadu přes využití publikovaných dávek až po aplikaci metod Monte Carlo).

## Retrospektivní stanovení dávek v orgánech vně ozářeného objemu při terapeutickém ozáření

Dávky v orgánech vně ozářeného objemu lze stanovit (odhadnout) na základě:

- dávek změřených v antropomorfním fantomu uvedených v Tab. 5 v příloze B.1 (orgánové dávky z terapeutického ozáření prostaty a hlavy a krku)
- publikovaných hodnot dávek
- výpočtu pomocí metody Monte Carlo
- měření v antropomorfním fantomu (např. pomocí TLD)

## **Přídavná ozáření v radioterapii**

Cílem radioterapie je co nejpřesněji dodat předepsané terapeutické dávky do cílového objemu tak, aby se dosáhlo požadovaných léčebných účinků s minimálním poškozením zdravých tkání pacienta. Dopad nesprávného zaměření cílového objemu v průběhu plánování a léčby zářením znamená pro pacienta vždy větší riziko, než může způsobit mírně zvýšené ozáření z aplikace zobrazovacích metod (přídavná ozáření).

Stanovení dávek z přídavných ozáření v radioterapii a stanovování pravděpodobnosti rizika z těchto procedur má smysl pouze z hlediska komplexního rozboru všech možných příspěvků přídavných dávek, které pacient obdrží v průběhu radioterapie.

Přídavná ozáření, jež jsou nedílnou součástí radioterapeutického procesu, mohou využívat jak kilovoltážní zdroje ionizujícího záření, tak i megavoltážní zdroje (pro verifikaci polohy pacienta).

Mezinárodní komise pro radiační jednotky a měření (ICRU) ve svém dokumentu [Ref. 2] doporučuje pro **hodnocení dávek** z kilovoltážních zobrazovacích metod stanovovat orgánové dávky a dávkovou distribuci. Orgánové dávky a dávkovou distribuci je účelné stanovovat též pro megavoltážní zobrazovací metody. Orgánová dávka představuje střední absorbovanou dávku v dané tkáni nebo orgánu. Její hodnota indikuje v oblasti nízkých dávek pravděpodobnost vzniku stochastických účinků a v oblasti nad prahem deterministických účinků indikuje možnost jejich vzniku a stupeň poškození. Hodnoty orgánových dávek z jednotlivých zobrazovacích metod lze pro účely hodnocení přídavných dávek porovnat s orgánovými dávkami z terapeutického ozáření, které jsou, na rozdíl od dávek z verifikačních metod, neodmyslitelné. Hodnocení přídavných dávek musí být prováděno v kontextu léčebného postupu a vývoje onemocnění u daného konkrétního pacienta – není tedy možno využívat postupů popsaných v příloze D tohoto dokumentu (např. nelze využít DRÚ).

Pracoviště na základě požadavků zákona 373/2011 Sb. a v souladu s NRS – RO zaznamenává parametry ke stanovení orgánových dávek při lokalizaci, simulaci a verifikaci prováděné v souvislosti s radioterapií a v případě potřeby je schopno tyto orgánové dávky stanovit. Údaje, které je třeba zaznamenávat jsou uvedeny v Tabulce 7 nebo pro kilovoltážní metody v příloze D1 tohoto standardu.

Pro verifikační metody umožňující korigovat nastavení pacienta na lůžku ozařovače lze orgánové a efektivní dávky stanovit podle postupu uvedeného v Příloze B.1.

Pro plánovací CT vyšetření lze orgánové a efektivní dávky stanovit pomocí postupu uvedeného v Příloze A: Stanovení a hodnocení dávek pacientů při lékařském ozáření v rentgenové diagnostice, v kapitole Vyšetření výpočetním tomografem. Tento postup využívá výpočet pomocí komerčního programu ImPACT).

Pro snímky na simulátoru lze orgánové a efektivní dávky stanovit pomocí postupu uvedeného v Příloze A: Stanovení a hodnocení dávek pacientů při lékařském ozáření v rentgenové diagnostice, v kapitole Skiagrafické vyšetření. Tento postup využívá výpočet pomocí komerčního programu PCXMC.

Orgánové a efektivní dávky z plánovacího CT vyšetření a ze snímků na simulátoru lze stanovit také na základě publikovaných dat.

Efektivní dávka zde nemá sloužit k hodnocení rizika stochastických účinků. Efektivní dávka má sloužit k porovnání radiační zátěže pacienta z různých zobrazovacích metod nebo zobrazovacích systémů a k optimalizaci použití zobrazovacích metod na jednotlivých pracovištích.

## **PŘÍLOHA B.1: TABULKY PRO STANOVENÍ RADIAČNÍ ZÁTĚŽE DOSPĚLÉHO PACIENTA Z VERIFIKAČNÍCH ZOBRAZOVACÍCH METOD RADIOTERAPIE**

V této příloze jsou shrnuty hodnoty orgánových dávek a efektivních dávek ze čtyř verifikačních zobrazovacích metod radioterapie. Těmito metodami jsou kV CBCT skeny, 2 ortogonální kV snímky, 2 ortogonální MV snímky a MV CBCT skeny. Dávky byly stanoveny pro verifikační zobrazování oblasti pánve a oblasti hlavy a krku. Pro možnost hodnocení dávek z verifikačních metod radioterapie jsou v příloze uvedeny také orgánové dávky z terapeutického ozáření prostaty a hlavy a krku (pro techniku IMRT). V příloze jsou rovněž uvedena schémata použití verifikačních metod na radioterapeutických pracovištích v České republice, jež byla zjištěna pomocí dotazníku, jež Státní ústav radiační ochrany, v.v.i. (SÚRO) zaslal v roce 2014 na radioterapeutická pracoviště v ČR. Pomocí těchto schémat a znalostí efektivních dávek pro jeden CBCT sken nebo jeden pár snímků na jednotlivých zobrazovacích systémech je možné stanovit celkovou efektivní dávku (z verifikačních metod), jež obdrží pacient z celého kurzu radioterapie.

Dávky byly stanoveny v rámci disertační práce [Ref. 3]. V tabulkách jsou uvedeny orgánové dávky ve dvaceti sedmi orgánech, jež byly získány měřením s termoluminiscenčními (TL) dozimetry MCP-N (TLD Poland) v mužském antropomorfním Rando fantomu. Z těchto hodnot orgánových dávek byly stanoveny hodnoty efektivních dávek, a to jak podle doporučení ICRP 60 [Ref. 4], jehož formalismus je převzat do vyhlášky 307/2002 Sb., o radiační ochraně, ve znění pozdějších předpisů, tak i podle novějšího doporučení ICRP 103 [Ref. 5]. Doporučení ICRP 103 doporučuje pro účely radiační ochrany používat efektivní dávku zprůměrovanou pro obě pohlaví. Vzhledem k tomu, že k měření byl použit pouze mužský antropomorfní fantom velmi blízký referenčnímu muži (73 kg a 176 cm dle ICRP 89 [Ref. 6]), vztahují se stanovené dávky na referenčního muže. V případě použití těchto dat pro stanovení efektivní dávky pro ženu se navyšuje nejistota stanovení efektivní dávky.

### **Postup stanovení orgánových dávek**

Pracoviště vyplní v Tabulce 7 údaje o verifikačním ozáření pacienta. V případě, že jsou parametry zobrazovacího systému pro uvedené verifikační metody shodné nebo velmi podobné parametrům v Tabulce 6, může pracoviště použít pro stanovení orgánových dávek (na 1 sken nebo 1 pár snímků) hodnoty uvedené v Tabulkách 1 až 4. V případě odlišných zobrazovacích systémů nebo odlišných parametrů zobrazovacích systémů je možné vycházet z hodnot orgánových dávek a parametrů zobrazovacích systémů publikovaných v literatuře (v Tabulce 8 jsou uvedeny odkazy na literaturu pro jednotlivé metody a verifikované oblasti), využít příslušné výpočetní programy (např. PCXMC nebo ImPACT), provést vlastní měření nebo výpočet (např. simulace pomocí metody Monte Carlo). Poznámka: hodnoty orgánových dávek mohou být velmi citlivé na umístění izocentra skenů resp. snímků.

### **Nejistoty stanovení orgánových dávek**

Celková nejistota stanovení orgánových dávek pomocí TL dozimetrů není vyčíslena, a to zejména díky komplikovanému a problematickému vyjádření nejistot vztahených k neúplnému pokrytí objemu jednotlivých orgánů TL dozimetry.

## Postup stanovení efektivní dávky

1. Pracoviště vyplní v Tabulce 7 údaje o verifikačním ozáření pacienta.
2. Pro danou verifikační metodu a oblast vyšetření (pánev nebo hlava a krk) si pracoviště podle použitého zobrazovacího systému vyhledá v Tabulce 6 hodnotu efektivní dávky.
3. Příslušná hodnota efektivní dávky se vztahuje pouze na parametry nastavení zobrazovacího systému specifikované ve sloupcích *hlavní expoziční parametry* a *další parametry* Tabulky 6.
4. Pokud jsou parametry zobrazovacího systému pracoviště shodné nebo velmi podobné parametrům v Tabulce 6, lze uvedenou hodnotu efektivní dávky považovat za přiměřený odhad velikosti efektivní dávky, kterou obdrží referenční mužský pacient vysoký 176 cm a vážící 73 kg. Uvedenou hodnotu efektivní dávky lze přiřadit i mužským pacientům s odlišnou výškou a váhou a také ženským pacientům. Přitom ale platí, že čím více se pacienti liší od referenčního mužského pacienta (176 cm, 73 kg), tím vyšší je i nejistota odhadu efektivní dávky.
5. Při stanovení efektivní dávky je také nutné věnovat pozornost sloupci *Poznámky* v Tabulce 6, kde mohou být uvedeny např. orgány, v nichž se nestanovovaly orgánové dávky.
6. Pokud se parametry zobrazovacího systému pracoviště výrazně liší od parametrů v Tabulce 6, pak pracoviště buď může použít hodnoty efektivní dávky z Tabulky 6 s vědomím, že mají velkou nejistotu stanovení, nebo může použít příslušná data publikovaná v literatuře (odkazy na literaturu pro jednotlivé zobrazovací systémy jsou uvedeny v Tabulce 8) pro totožné nebo podobné parametry zobrazovacího systému.
7. Pokud se parametry zobrazovacího systému pracoviště liší od parametrů v Tabulce 6 pouze v hodnotách elektrického množství (mAs) nebo počtu monitorových jednotek (MU) lze efektivní dávku vypočítat pomocí přímé úměry, neboť dávka roste lineárně s rostoucím elektrickým množstvím a počtem MU.
8. Údajů v literatuře lze s výhodou využít (pokud jsou k dispozici) i k odhadu efektivní dávky pacienta, pokud je k verifikaci polohy pacienta použit zobrazovací systém odlišný od zobrazovacích systémů uvedených v Tabulce 6 nebo pokud je verifikována jiná oblast než pánev a hlava a krk.
9. Při verifikaci oblasti prostaty lze ke stanovení efektivní dávky použít hodnotu efektivní dávky stanovenou v Tabulce 6 pro oblast pánve. Podobně lze ke stanovení efektivní dávky pro oblast hlavy nebo pro oblast krku použít hodnoty efektivní dávky tabelované v Tabulce 6 pro oblast hlavy a krku.
10. Hodnoty efektivní dávky v Tabulce 6 se vztahují k jednomu CBCT skenu nebo k jednomu páru snímků. Pro výpočet celkové efektivní dávky pacienta z verifikačních metod v průběhu celého kurzu radioterapie je nutné tyto hodnoty vynásobit počtem frakcí, v nichž se daná zobrazovací metoda použila k verifikaci polohy pacienta.

Pracoviště si může podle svého zobrazovacího systému a verifikovaných oblastí upravit Tabulku 6 tak, aby obsahovala hodnoty efektivních dávek pouze pro jimi používané verifikační metody a oblasti. Pak, při vyplňování Tabulky 7 mohou k parametrům nastavení zobrazovací metody s využitím Tabulky 6 rovnou zaznamenávat také hodnotu efektivní dávky.

## Nejistoty výpočtu efektivní dávky

Mezi nejistoty výpočtu efektivní dávky patří nejen nejistoty stanovení příslušných orgánových dávek (dané zejména nejistotou spojenou s neúplným pokrytím orgánů dozimetry), z nichž se efektivní dávka počítá, ale i nejistoty modelu použitého k výpočtu efektivní dávky. Tento model byl totiž odvozen pro odlišné podmínky, než jsou podmínky lékařského ozáření. Například, hodnoty tkáňových váhových faktorů byly odvozeny za podmínek nízkých dávek a nízkých dávkových příkonů. V praxi se ale pro účely různých porovnání používají tyto hodnoty tkáňových váhových faktorů i pro lékařské ozáření, kam spadají verifikační zobrazovací metody radioterapie, i když uvedené podmínky nemusí být splněné. Navíc, hodnoty tkáňových váhových faktorů se neustále zpřesňují, jak o tom svědčí i nové hodnoty v doporučení ICRP 103 [Ref. 5] oproti doporučení ICRP 60 [Ref. 4]. O konkrétní vyčíslení vybraných nejistot spojených se stanovením efektivní dávky pro referenčního pacienta a pro lékařské expozice se ve své práci pokusil Martin [Ref. 7]. Uvádí, že tkáňové váhové faktory mohou být zatíženy nejistotou až 60%. Celkovou nejistotu stanovení efektivní dávky pak pro referenčního pacienta odhaduje na 40%.

## Hodnocení dávek z verifikačních metod radioterapie

Hodnoty orgánových dávek z jednotlivých verifikačních metod lze pro účely hodnocení dávek porovnat s orgánovými dávkami z terapeutického ozáření. Hodnoty orgánových dávek pro jednu frakci terapeutického ozáření při IMRT prostaty a při IMRT hlavy a krku jsou uvedeny v Tabulce 5. Při tomto porovnání je nutné vždy uvažovat celkové orgánové dávky obdržené pacientem v průběhu celého kurzu radioterapie, a ne pouze z jedné frakce ozáření.

## Optimalizace používání verifikačních metod

Radioterapeutická pracoviště by měla používání verifikačních zobrazovacích metod optimalizovat. Optimalizace by měla být založena na výběru vhodných verifikačních metod a jejich expozičních parametrů, jež nebudou vystavovat pacienta příliš vysoké radiační zátěži. Optimalizace by měla také spočívat ve výběru adekvátní frekvence používání verifikačních metod (verifikačních schémat) a měla by zohledňovat vybavení pracoviště, přínos pro léčbu i radiační zátěž pacientů. Nutným podkladem pro optimalizaci používání verifikačních metod je znalost dostatečně přesného odhadu efektivních nebo orgánových dávek z jednotlivých verifikačních metod.

Pracoviště může snadno odhadnout orgánové a efektivní dávky (z vlastních verifikačních metod) obdržené pacientem v průběhu celého kurzu radioterapie tím, že do Tabulky 9 zaznamená konkrétní způsob použití verifikačních metod (verifikační schéma) v průběhu celého kurzu radioterapie na vlastním pracovišti. Nutným podkladem pro to je znalost orgánových a efektivních dávek stanovených pro jeden sken nebo jeden pár snímků. Pracoviště v Tabulce 9 u verifikovaných oblastí (např. pánve nebo hlavy a krku) pomocí daných symbolů (°, \* , +, □) uvede, jak často v jednotlivých týdnech používá konkrétní verifikační metody. Pokud např. pracoviště verifikuje polohu pacienta dvěma ortogonálními MV snímky v prvních třech frakcích a poté jednou týdně, vepíše pracoviště do políčka pro 1. týden tři znaménka plus (+) a do políček pro další týdny pak vepíše vždy jedno znaménko plus (+). Tabulka 9 předpokládá sedmítýdenní kurz radioterapie. Pracoviště si může Tabulku 9 upravit s ohledem na vlastní počet frakcí.

Konkrétní verifikační schémata, která vybraná radioterapeutická pracoviště v ČR používají při radioterapii prostaty resp. hlavy a krku, jsou graficky znázorněna v Tabulce 10 resp. v Tabulce 11. V těchto tabulkách jsou verifikační schémata zobrazena pro standardní frakcionaci 35 frakcí v sedmi týdnech. Tabulky 10 a 11 byly vypracovány na základě dotazníku, který Státní ústav

radiační ochrany, v.v.i. (SÚRO) zaslal na jednotlivá radioterapeutická pracoviště v ČR v roce 2014. Tabulky 10 a 11 mohou sloužit k optimalizaci používání verifikačních metod.

**Tab. 1: Orgánové dávky (v mGy) z kV CBCT skenů změřené na systémech OBI a XVI při nastavení parametrů zobrazení uvedených v Tab. 6.**

orgán	kV CBCT sken pánve			kV CBCT sken hlavy a krku		
	OBI 1.4	OBI 1.3	XVI	OBI 1.4	OBI 1.3	XVI
prostata	11,9	-	12,6	<0,1	-	<0,1
močový měchýř	8,7	16,6	34,9	<0,1	<0,1	<0,1
tenké střevo	5,4	7,8	5,9	<0,1	<0,1	<0,1
tlusté střevo	2,8	5,8	2,6	<0,1	<0,1	<0,1
žlučník	1,1	1,3	0,9	<0,1	<0,1	<0,1
ledviny	1,5	1,2	0,7	<0,1	<0,1	<0,1
žaludek	0,7	0,7	0,4	<0,1	<0,1	<0,1
slinivka břišní	0,9	0,9	0,5	<0,1	<0,1	<0,1
játra	0,6	0,5	0,3	<0,1	<0,1	<0,1
slezina	0,7	0,7	0,3	<0,1	<0,1	<0,1
nadledviny	0,9	0,4	0,4	<0,1	<0,1	<0,1
pľíce	0,2	0,1	0,1	0,5	0,4	0,2
srdce	0,2	0,2	0,1	0,1	0,2	<0,1
prsa	0,1	0,1	0,2	<0,1	0,3	<0,1
jícen	0,1	0,1	<0,1	0,8	0,7	0,3
brzlík	<0,1	-	<0,1	1,2	-	0,7
štitná žláza	<0,1	<0,1	<0,1	2,6	13,0	0,9
slinné žlázy	<0,1	-	<0,1	1,5	-	0,9
sliznice dutiny ústní	<0,1	-	<0,1	1,6	-	1,0
mozek	<0,1	-	<0,1	0,1	-	0,5
oční čočka	<0,1	<0,1	<0,1	<0,1	15,5	1,3
varlata	3,3	10,3	11,5	<0,1	<0,1	<0,1
kostní dřeň	8,1	-	8,3	0,2	-	0,1
povrch kostí	4,8	-	5,1	0,2	-	0,1
kůže (pánev)	5,3	9,4	23,5	<0,1	<0,1	<0,1
kůže (hrudník)	0,4	0,7	0,4	0,2	0,5	0,2
kůže (hlava a krk)	<0,1	<0,1	<0,1	0,4	11,3	0,9

**Tab. 2: Orgánové dávky (v mGy) ze dvou ortogonálních kV snímků změřené na systémech OBI a XVI při nastavení parametrů zobrazení uvedených v Tab. 6.**

orgán	2 kV snímky pánve			2 kV snímky hlavy a krku		
	OBI 1.4	OBI 1.3	XVI	OBI 1.4	OBI 1.3	XVI
prostata	2,2	0,4	0,4	<0,1	<0,1	<0,1
močový měchýř	2,7	0,7	0,6	<0,1	<0,1	<0,1
tenké střevo	1,6	0,4	0,3	<0,1	<0,1	<0,1
tlusté střevo	0,5	0,2	0,2	<0,1	<0,1	<0,1
žlučník	0,5	0,1	<0,1	<0,1	<0,1	<0,1
ledviny	0,3	<0,1	<0,1	<0,1	<0,1	<0,1
žaludek	<0,1	<0,1	<0,1	<0,1	<0,1	<0,1
slinivka břišní	0,1	<0,1	<0,1	<0,1	<0,1	<0,1
játra	0,2	<0,1	<0,1	<0,1	<0,1	<0,1
slezina	<0,1	<0,1	<0,1	<0,1	<0,1	<0,1
nadledviny	0,2	<0,1	<0,1	<0,1	<0,1	<0,1
plíce	<0,1	<0,1	<0,1	<0,1	<0,1	<0,1
srdce	<0,1	<0,1	<0,1	<0,1	<0,1	<0,1
prsa	<0,1	<0,1	<0,1	<0,1	<0,1	<0,1
jícen	<0,1	<0,1	<0,1	<0,1	<0,1	<0,1
brzlík	<0,1	<0,1	<0,1	0,2	<0,1	<0,1
štítná žláza	<0,1	<0,1	<0,1	0,8	0,2	<0,1
slinné žlázy	<0,1	<0,1	<0,1	0,4	0,1	<0,1
sliznice dutiny ústní	<0,1	<0,1	<0,1	0,2	0,1	<0,1
mozek	<0,1	<0,1	<0,1	<0,1	<0,1	<0,1
oční čočka	<0,1	<0,1	<0,1	0,2	0,6	<0,1
varlata	1,6	0,3	0,8	<0,1	<0,1	<0,1
kostní dřev	1,4	-	0,1	<0,1	-	-
povrch kostí	1,5	-	<0,1	<0,1	-	-
kůže (pánev)	1,8	0,9	0,6	<0,1	<0,1	<0,1
kůže (hrudník)	0,1	<0,1	<0,1	<0,1	<0,1	<0,1
kůže (hlava a krk)	<0,1	<0,1	<0,1	0,4	0,2	<0,1



**Tab. 3: Orgánové dávky (v mGy) ze dvou ortogonálních MV snímků změřené na urychlovačích Elekta Synergy a Varian Clinac při nastavení parametrů zobrazení uvedených v Tab. 6.**

	2 MV snímky pánve	2 MV snímky hlavy a krku	2 MV snímky hlavy a krku
zobrazovací systém	iViewGT	iViewGT	PortalVision
prostata	69,1	<0,1	<0,1
močový měchýř	46,9	<0,1	<0,1
tenké střevo	9,8	<0,1	0,1
tlusté střevo	1,1	<0,1	0,1
žlučník	0,4	0,1	0,2
ledviny	0,4	0,1	0,2
žaludek	0,2	0,2	0,3
slinivka břišní	0,3	0,1	0,3
játra	0,2	0,2	0,4
slezina	0,3	0,2	0,4
nadledviny	0,3	0,2	0,3
plíce	<0,1	6,3	7,2
srdce	<0,1	0,6	0,9
prsa	0,2	1,2	2,9
jícen	<0,1	3,3	3,7
brzlík	<0,1	6,2	7,4
štítná žláza	<0,1	119	123
slinné žlázy	<0,1	103	123
sliznice dutiny ústní	<0,1	98,1	116
mozek	<0,1	12,2	15,8
oční čočka	<0,1	11,1	11,8
varlata	32,5	<0,1	0,1
kostní dřeň	21,3	4,8	6,2
povrch kostí	19,2	9,6	8,7
kůže (pánev)	21,0	0,2	0,1
kůže (hrudník)	0,4	2,4	3,2
kůže (hlava a krk)	<0,1	41,6	50,3

Z tabulky lze vidět, že orgánové dávky z MV snímků hlavy a krku změřené na zobrazovacích systémech iViewGT a PortalVision jsou podobné. Na základě toho lze předpokládat, že orgánové dávky z MV snímků pánve na zobrazovacím systému PortalVision se nebudou za předpokladu podobného nastavení obou zobrazovacích systémů výrazně lišit od orgánových dávek z MV snímků pánve změřených na zobrazovacím systému iViewGT (viz druhý sloupec tabulky).

**Tab. 4: Orgánové dávky (v mGy) z MV CBCT skenů změřené urychlovači Siemens Artiste při nastavení parametrů zobrazení uvedených v Tab. 6.**

orgán	MV CBCT sken pánve	MV CBCT sken hlavy a krku
prostata	96,8	<0,1
močový měchýř	97,9	<0,1
tenké střevo	51,1	0,1
tlusté střevo	30,0	0,1
žlučník	4,1	0,2
ledviny	3,7	0,3
žaludek	2,3	0,4
slinivka	3,3	0,3
játra	2,0	0,5
slezina	2,3	0,4
nadledviny	2,6	0,4
pľíce	0,7	10,6
srdce	0,7	1,3
prsa	1,1	2,0
řícen	0,4	19,0
brzlík	0,3	61,1
řtítná řláza	0,2	79,7
slinné řlázy	0,2	77,1
sliznice dutiny ústní	0,2	77,5
mozek	0,1	73
oční řočka	0,3	65,7
varlata	113	0,1
kostní dřeň	52,2	10,2
povrch kostí	42,2	9,2
kůře (pánev)	94,9	0,1
kůře (hrudník)	3,0	5,9
kůře (hlava a krk)	0,3	58,6

**Tab. 5: Orgánové dávky (v mGy) změřené při IMRT prostaty a IMRT hlavy a krku.**

orgán	IMRT prostaty	IMRT hlavy a krku
prostata	-	1,7
močový měchýř	-	3,4
tenké střevo	310	7,9
tlusté střevo	46,1	8,3
žlučník	22,1	9,9
ledviny	19,3	9,0
žaludek	14,7	13,4
slinivka břišní	17,4	9,7
játra	12,5	12,3
slezina	11,1	11,0
nadledviny	16,5	10,9
plice	4,6	103
srdce	5,2	23,2
prsa	7,2	28,7
jícen	3,5	60,7
brzlík	2,4	109
štítná žláza	1,7	-
slinné žlázy	1,2	-
sliznice dutiny ústní	1,2	-
mozek	0,7	-
oční čočka	1,2	-
varlata	188	2,9
kůže (pánev)	-	5,7
kůže (hrudník)	13,6	42,8
kůže (hlava a krk)	1,5	-

Orgánové dávky se vztahují k předepsané dávce 2 Gy na frakci. V tabulce nejsou uvedeny hodnoty orgánových dávek v orgánech, které se nacházejí přímo nebo částečně v ozařovaném objemu, neboť to není předmětem zájmu. Orgánové dávky byly změřeny pro IMRT techniku Sliding Window na ozařovači Varian Clinac DHX. K ozáření byl použit svazek s nominální energií 6 MV. Terapeutické plány se skládaly ze sedmi polí. K ozáření prostaty resp. hlavy a krku bylo použito celkem 1148 MU resp. 1960 MU. Při ozáření prostaty resp. hlavy a krku se izocentrum nacházelo v řezu 31 resp. v řezu 7 antropomorfního Rando fantom

Tab. 6: Parametry nastavení a vypočtené efektivní dávky pro jednotlivé verifikační metody radioterapie vztažené na jeden CBCT sken nebo na jeden pár snímků.

verifikační metoda	verifikační oblast	zobrazovací systém	lineární urychlovač	hlavní expoziční parametry	další parametry	poznámky	E <sub>60</sub> [mSv]	E <sub>103</sub> [mSv]
kV CBCT sken	pánev	OBI 1.4	Varian Clinac	125 kV, 718 mAs, rotace 360°	délka skenu 16 cm, full fan, full bowtie filtr	mód: Pelvis spot light (170 cm), izocentrum v řezu 31 Rando fantomu	2,7	2,4
		OBI 1.3	Varian Clinac	125 kV, 264 mAs, rotace 368°	délka skenu 14 cm, half fan, half bowtie filtr	mód: Low dose, neuvažována dávka v kostní dřeni, na povrchu kostí, v mozku, v prostatě, v brzlíku, ve slinných žlázách a v sliznici dutiny ústní, izocentrum v řezu 35 Rando fantomu	4,2	2,7
		XVI	Elekta Synergy	120 kV, 1040 mAs, rotace 360°	filtr F0, kolimátor M10, délka skenu 13,5 cm	mód: Pelvis, izocentrum v řezu 31 Rando fantomu	5,6	4,1
	hlava a krk	OBI 1.4	Varian Clinac	100 kV, 71,8 mAs, rotace 204°	délka skenu 16 cm, full fan, full bowtie filtr	mód: Low dose head (170 cm), izocentrum v řezu 10 Rando fantomu	0,3	0,3
		OBI 1.3	Varian Clinac	125 kV, 264 mAs, rotace 368°	délka skenu 14 cm, full fan, full bowtie filtr	mód: Low dose, neuvažována dávka v kostní dřeni, na povrchu kostí, v mozku, v prostatě, v brzlíku, ve slinných žlázách a v sliznici dutiny ústní, izocentrum v řezu 5 Rando fantomu	0,9	0,7
		XVI	Elekta Synergy	100 kV, 36 mAs, rotace 210°	filtr F0, délka skenu 28 cm, kolimátor S20	mód: Head and neck, izocentrum v řezu 7 Rando fantomu	0,1	0,1
2 kV snímky	pánev	OBI 1.4	Varian Clinac	AP: 75 kV, 16 mAs, LAT: 120 kV, 126 mAs	velikost snímků 20 x 20 cm <sup>2</sup>	full bowtie filtr, izocentrum v řezu 31 Rando fantomu	0,8	0,6
		OBI 1.3	Varian Clinac	AP: 75 kV, 4 mAs, LAT: 120 kV, 20 mAs	velikost snímků 18 x 18 cm <sup>2</sup>	neuvažována dávka v kostní dřeni a na povrchu kostí, izocentrum v řezu 31 Rando fantomu	0,1	0,1
		XVI	Elekta Synergy	AP: 120 kV, 5 mAs, LAT: 120 kV, 6,4 mAs	velikost snímků 28 x 28 cm <sup>2</sup> , filtr F0, kolimátor S20	izocentrum v řezu 31 Rando fantomu	0,2	0,2
	hlava a krk	OBI 1.4	Varian Clinac	AP: 100 kV, 8 mAs, LAT: 70 kV, 5mAs	velikost snímků 20 x 20 cm <sup>2</sup> ,	izocentrum v řezu 7 Rando fantomu	0,05	0,05

					full bowtie filtr			
		OBI 1.3	Varian Clinac	AP: 85 kV, 3,6 mAs LAT: 65 kV, 2,4 mAs	velikost snímků 18 x 18 cm <sup>2</sup> , bez bowtie filtru	neuvažována dávka v kostní dřeni a na povrchu kostí, izocentrum v řezu 5 Rando fantomu	0,01	0,01
		XVI	Elekta Synergy	AP: 100 kV, 0,5 mAs LAT: 100 kV, 0,5 mAs	velikost snímků 28 x 28 cm <sup>2</sup> , filtr F0, kolimátor S20	izocentrum v řezu 5 Rando fantomu	0,01	0,01
2 MV snímky	pánev	iViewGT	Elekta Synergy	Nominální energie: 6MV AP: 5 MU LAT: 5 MU	velikost snímků: AP: 15 x 15 cm <sup>2</sup> LAT: 10 x 15 cm <sup>2</sup>	izocentrum v řezu 31 Rando fantomu	11,9	8,5
	hlava a krk	PortalVision	Varian Clinac	Nominální energie: 6MV AP: 5 MU LAT: 5 MU	velikost snímků: 18 x 25 cm <sup>2</sup>	izocentrum v řezu 7 Rando fantomu	8,6	10,3
	hlava a krk	iViewGT	Elekta Synergy	Nominální energie: 6 MV AP: 5 MU LAT: 5 MU	velikost snímků: 18 x 25 cm <sup>2</sup>	izocentrum v řezu 7 Rando fantomu	7,9	9,1
MV CBCT sken	pánev	MVision	Siemens Artiste	Nominální energie:6 MV, 15 MU, rotace 360°	délka skenu 27 cm, velikost pole 27 x 27 cm <sup>2</sup>	mód: Pelvis, izocentrum v řezu 31 Rando fantomu	39,1	26,1
	hlava a krk	MVision	Siemens Artiste	Nominální energie:6 MV, 8 MU, rotace 360°	délka skenu 27 cm, velikost pole 27 x 27 cm <sup>2</sup>	mód: Head and neck, izocentrum v řezu 7 Rando fantomu	8,9	10,3

E<sub>60</sub>...efektivní dávka vypočítaná podle doporučení ICRP 60 [4]. E<sub>103</sub>...efektivní dávka vypočítaná podle doporučení ICRP 103 [5]. Hodnoty efektivní dávky se vztahují k jednomu skenu nebo k jednomu páru snímků. Efektivní dávka se vztahuje pouze na referenčního muže (Reference Man). V případě použití těchto dat pro stanovení efektivní dávky pro ženy se navyšuje nejistota stanovení efektivní dávky. AP...předozadní, LAT...boční, MU...monitorová jednotka, OBI...On-Board Imager, XVI...X-ray Volume Imaging.

**Tab. 7: Tabulka pro záznam údajů o verifikačním ozáření pacienta a pro odhad efektivní dávky**

<b>Verifikační metoda:</b> např. kV CBCT sken, 2 kV snímky, 2 MV snímky	<b>Verifikovaná oblast:</b> např. pánev, hlava a krk	<b>Specifikace zobrazovacího systému:</b> např. OBI 1.3, OBI 1.4, XVI, iViewGT	<b>Specifikace lineárního urychlovače:</b> např. Varian Clinac, Elekta Synergy	<b>Hlavní expoziční parametry:</b> např. kV, mAs, počet MU, úhel rotace	<b>Další parametry:</b> např. délka skenu, velikost snímků, kolimátor (např. M10, S20), bowtie filtry	<b>Umístění izocentra skenu resp. snímků:</b> (slovní popis)	<b>Poznámky:</b> např. pohlaví, výška a hmotnost pacienta	<b>Efektivní dávka*</b> [mSv]

\* Pracoviště si do tabulky mohou s využitím Tabulky 6 rovnou zaznamenávat také hodnotu efektivní dávky. Efektivní dávka se vztahuje k jednomu skenu nebo k jednomu páru snímků. Efektivní dávka se vztahuje pouze na referenčního muže (175 cm, 73,5 kg), přičemž čím více se mužští pacienti liší od referenčního muže, tím vyšší je i nejistota odhadu efektivní dávky. Vyšší nejistotou jsou zatíženy také efektivní dávky pro ženy. Pro kV resp. MV snímky se vyplní nejdříve všechny parametry pro jeden snímek (např. předozadní) a potom pro další snímek (např. boční).

Tab. 8: Rešerše literatury k verifikačním metodám

verifikační metoda	verifikovaná oblast	zobrazovací systém, měřené veličiny, fantomy a detektory	literatura
kV CBCT sken	pánev	OBI 1.3, orgánové a efektivní dávky, Rando fantom + TLD	Kan [1]
		OBI 1.4, XVI, orgánové a efektivní dávky, hybridní fantom + FOC dozimetry	Hyer [2]
		OBI 1.4, orgánové a efektivní dávky, Rando fantom + TLD	Cheng [3]
		OBI, orgánové a efektivní dávky, voxelový VIP-Man fantom, výpočet metodou Monte Carlo	Gu [4]
		OBI 1.3, dávkové distribuce, orgánové dávky, CT snímky pacientů, výpočet metodou Monte Carlo	Ding [5]
		OBI 1.4 a 1.3, dávkové distribuce, CT snímky pacientů, výpočet metodou Monte Carlo	Ding [6]
		OBI 1.4, XVI, True Beam CBCT, orgánové a efektivní dávky, Rando fantom + TLD	Haelg [7]
		XVI, dávkové distribuce, voxelový fantom, výpočet metodou Monte Carlo	Downes [8]
		XVI, absorbované dávky, Rando fantom + TLD	Stock [9]
		XVI, efektivní dávka pomocí programu ImPACT, absorbované dávky pomocí Rando fantomu a TLD	Amer [10]
	hlava a krk	OBI 1.3, orgánové a efektivní dávky, Rando fantom + TLD	Kan [1]
		OBI 1.4, XVI, orgánové a efektivní dávky, hybridní fantom + FOC dozimetry	Hyer [2]
		OBI 1.4, orgánové a efektivní dávky, Rando fantom + TLD	Cheng [3]
		OBI, orgánové a efektivní dávky, voxelový VIP-Man fantom, výpočet metodou Monte Carlo	Gu [4]
		OBI 1.3, dávkové distribuce, orgánové dávky, CT snímky pacientů, výpočet metodou Monte Carlo	Ding [5]
		OBI 1.4 a 1.3, dávkové distribuce, CT snímky pacientů, výpočet metodou Monte Carlo	Ding [6]
		XVI, dávkové distribuce, voxelový fantom, výpočet metodou Monte Carlo	Downes [8]
		XVI, absorbované dávky, Rando fantom + TLD	Stock [9]
		XVI, efektivní dávka pomocí programu ImPACT, absorbované dávky pomocí Rando fantomu a TLD	Amer [10]
		hrudník	OBI 1.3, orgánové a efektivní dávky, Rando fantom + TLD
	OBI 1.4, XVI, orgánové a efektivní dávky, hybridní fantom + FOC dozimetry		Hyer [2]
	OBI 1.3, dávkové distribuce, orgánové dávky, CT snímky pacientů, výpočet metodou Monte Carlo		Ding [5]

		OBI 1.4 a 1.3, dávkové distribuce, CT snímky pacientů, výpočet metodou Monte Carlo	Ding [6]
		XVI, dávkové distribuce, voxelový fantom, výpočet metodou Monte Carlo	Downes [8]
		XVI, efektivní dávka pomocí programu ImPACT, absorbované dávky pomocí Rando fantomu a TLD	Amer [10]
	prs	OBI 1.5, efektivní dávky, orgánové dávky v ozářené oblasti, Rando fantom + gařchromické filmy, výpočet programem PCXMC, dávky mimo ozářenou oblast zanedbali	Alvarado [11]
2 kV snímky	pánev	XVI, absorbované dávky, Rando fantom + TLD	Stock [9]
		OBI 1.4, kV snímky na CyberKnife, orgánové a efektivní dávky, Rando fantom + TLD	Halg [7]
		OBI 1.3, efektivní dávka (konverze na E dle Ki), oválný IMRT fantom + Unfors Xi	Nechvíl [12]
	hlava a krk	XVI, absorbované dávky, Rando fantom + TLD	Stock [9]
	prs	OBI 1.5, efektivní dávky, orgánové dávky v ozářené oblasti, Rando fantom + gařchromické filmy, výpočet programem PCXMC, dávky mimo ozářenou oblast zanedbali	Alvarado [11]
2 MV snímky	pánev	TPS Pinnacle, orgánové a absorbované dávky, CT snímky pacientů + výpočet pomocí plánovacího systému	Peng [13]
		Varian (PVI), Elekta (iView), Siemens, orgánové a efektivní dávky, Rando fantom + TLD	Halg [7]
		Siemens portalvision, orgánové a efektivní dávky, Rando fantom + TLD	Harrison [14]
		iViewGT (Elekta), absorbované dávky, Rando fantom + TLD	Stock [9]
		TPS Helax-TMS, efektivní dávky, CT snímek průměrného pacienta + výpočet pomocí plánovacího systému	Waddington a Kenzie [15]
	hlava a krk	TPS Pinnacle, orgánové a absorbované dávky, CT snímky pacientů + výpočet pomocí plánovacího systému	Peng [13]
		iViewGT (Elekta), absorbované dávky, Rando fantom + TLD	Stock [9]
		TPS Helax-TMS, efektivní dávky, CT snímek průměrného pacienta + výpočet pomocí plánovacího systému, poznámka: pouze pro boční MV snímek krku	Waddington a Kenzie [15]
	hrudník	TPS Pinnacle, orgánové a absorbované dávky, CT snímky pacientů + výpočet pomocí plánovacího systému	Peng [13]
		TPS Helax-TMS, efektivní dávky, CT snímek průměrného pacienta + výpočet pomocí plánovacího systému	Waddington a Kenzie [15]
	prs	TPS Pinnacle, orgánové a absorbované dávky, CT snímky pacientů + výpočet pomocí plánovacího systému	Peng [13]
		Siemens portalvision, orgánové a efektivní dávky, Rando fantom + TLD, poznámka: pouze pro boční MV snímek prsu	Harrison [16]



	hrtan	Siemens portalvision, orgánové a efektivní dávky, Rando fantom + TLD	Harrison [16]
MV CBCT sken	pánev	orgánové a efektivní dávky, voxelový VIP-Man fantom, výpočet metodou Monte Carlo	Gu [4]
		Siemens MV CBCT, orgánové a efektivní dávky, Rando fantom + TLD	Halg [7]
		TPS Pinnacle, orgánové a absorbované dávky, CT snímky pacientů + výpočet pomocí plánovacího systému	Peng [13]
	hlava a krk	orgánové a efektivní dávky, voxelový VIP-Man fantom, výpočet metodou Monte Carlo	Gu [4]
		TPS Pinnacle, orgánové a absorbované dávky, CT snímky pacientů + výpočet pomocí plánovacího systému	Peng [13]
	hrudník	TPS Pinnacle, orgánové a absorbované dávky, CT snímky pacientů + výpočet pomocí plánovacího systému	Peng [13]
	prs	TPS Pinnacle, orgánové a absorbované dávky, CT snímky pacientů + výpočet pomocí plánovacího systému	Peng [13]

### Seznam literatury k Tabulce 8:

- [1] Kan MW, Leung LH, Wong W, et al. Radiation dose from cone beam computed tomography for image-guided radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2008;70:272-9.
- [2] Hyer DE, Serago CF, Kim S, et al. An organ and effective dose study of XVI and OBI cone-beam CT systems. *J Appl Clin Med Phys* 2010;11:181-97.
- [3] Cheng HC, Wu VW, Liu ES, et al. Evaluation of radiation dose and image quality for the Varian cone beam computed tomography system. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2011;80:291-300.
- [4] Gu J, Bednarz B, Xu XG, et al. Assessment of Patient Organ Doses and Effective Doses using the VIP-MAN Adult Male Phantom for Selected CONE-BEAM CT Imaging Procedures during Image Guided Radiation Therapy. *Radiat Prot Dosimetry* 2008;131:431-43.
- [5] Ding GX, Duggan DM, Coffey CW. Accurate patient dosimetry of kilovoltage cone-beam CT in radiation therapy. *Med Phys*. 2008;35:1135-44.
- [6] Ding GX, Munro P. Reducing radiation exposure to patients from kV-CBCT imaging. *Radiother Oncol* 2010;97:585-92.
- [7] Haelg RA, Besserer J, Schneider U. Systematic measurements of whole-body imaging dose distributions in image-guided radiation therapy. *Med Phys*. 2012;39:7650-61.
- [8] Downes P, Jarvis R, Radu E, et al. Monte Carlo simulation and patient dosimetry for a kilovoltage cone-beam CT unit. *Med Phys* 2009;36:4156-67.
- [9] Stock M, Palm A, Altendorfer A, et al. IGRT induced dose burden for a variety of imaging protocols at two different anatomical sites. *Radiother Oncol*. 2012;102:355-63.
- [10] Amer A, Marchant T, Sykes J, et al. Imaging doses from the Elekta Synergy X-ray cone beam CT system. *Br J Radiol* 2007;80:476-82.
- [11] Alvarado R, Booth JT, Bromley RM et al. An investigation of image guidance dose for breast radiotherapy. *J Appl Clin Med Phys* 2013;14:25-38.
- [12] Nechvíl K a kol. Odhad radiační zátěže pacientů ze zobrazovacích metod používaných při IGRT. [přednáška]. 5. konference Společnosti radiační onkologie, biologie a fyziky. Hradec Králové, 20.2.2009.

- [13] Peng LC, Yang CC, Sim S, et al. Dose comparison of megavoltage cone-beam and orthogonal-pair portal images. *J Appl Clin Med Phys* 2006;8:10-20.
- [14] Harrison RM, Wilkinson M, Shemilt A, et al. Organ doses from prostate radiotherapy and associated concomitant exposures. *Br J Radiol* 2006;79:487-96.
- [15] Waddington SP, McKenzie AL. Assessment of effective dose from concomitant exposures required in verification of the target volume in radiotherapy. *Br J Radiol* 2004;77:557-61.
- [16] Harrison RM, Wilkinson M, Rawlings DJ, et al. Doses to critical organs following radiotherapy and concomitant imaging of the larynx and Brest. *Br J Radiol* 2007;80:989-95.

**Tab. 9: Tabulka pro zaznamenání způsobu použití verifikačních metod v průběhu celého kurzu radioterapie na daném pracovišti pro usnadnění stanovení celkové efektivní dávky.**

	verifikovaná oblast	1. týden	2. týden	3. týden	4. týden	5. týden	6. týden	7. týden	celková efektivní dávka [mSv]
schéma 1	pánev								
schéma 2	hlava a krk								

Verifikační metody: ° kV CBCT sken, \* dva ortogonální kV snímky, + dva ortogonální MV snímky, □ MV CBCT sken

**Tab. 10: Schémata použití verifikačních metod při radioterapii prostaty na vybraných pracovištích v ČR.**

	počet pracovišť	1. týden	2. týden	3. týden	4. týden	5. týden	6. týden	7. týden
schéma 1	4	+++	+	+	+	+	+	+
schéma 2	1	+++++	+++++	+++++	+++++	+++++	+++++	+++++
schéma 3	1	°	°	°	°	°	°	°
schéma 4	2	+	+	+	+	+	+	+
schéma 5	3	°°°	°	°	°	°	°	°
schéma 6	2	°°°°	°°°°	°°°°	°°°°	°°°°	°°°°	°°°°
schéma 7	3	*****	*****	*****	*****	*****	*****	*****
schéma 8	1	+++++	+	+	+	+	+	+
schéma 9	1	°°°°	°	°	°	°	°	°
schéma 10	1	□□□	□	□	□	□	□	□

° kV CBCT sken, \* dva ortogonální kV snímky, + dva ortogonální MV snímky, □ MV CBCT sken

**Tab. 11: Schémata použití verifikačních metod při radioterapii hlavy a krku na vybraných pracovištích v ČR.**

	počet pracovišť	1. týden	2. týden	3. týden	4. týden	5. týden	6. týden	7. týden
schéma 1	3	+++	+	+	+	+	+	+
schéma 2	2	°	°	°	°	°	°	°
schéma 3	3	+	+	+	+	+	+	+
schéma 4	2	°°°	°	°	°	°	°	°
schéma 5	1	*****	*	*	*	*	*	*
schéma 6	2	*****	*****	*****	*****	*****	*****	*****
schéma 7	1	+++++	+	+	+	+	+	+
schéma 8	1	□□□	□	□	□	□	□	□

° kV CBCT sken, \* dva ortogonální kV snímky, + dva ortogonální MV snímky, □ MV CBCT sken

## Seznam literatury (k Příloze B a B.1):

- [Ref. 1] Murphy MJ, Balter J, Balter S, et al. The management of imaging dose during image-guided radiotherapy: report of the AAPM Task Group 75. *Med Phys* 2007;34:4041- 63.
- [Ref. 2] ICRU. Patient Dosimetry for X-rays used in Medical Imaging. ICRU Report 74. Oxford: Oxford University Press; 2005.
- [Ref. 3] Dufek V. Stanovení dávek pacientů a optimalizace použití verifikačních metod v obrazech řízené radioterapii (IGRT). Praha 2014; disertační práce, České vysoké učení technické v Praze, Fakulta jaderná a fyzikálně inženýrská.
- [Ref. 4] ICRP. 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60. Oxford: Pergamon Press; 1991.
- [Ref. 5] ICRP. The 2007 Recommendations of the International Commission of Radiological Protection. ICRP Publication 103. Amsterdam: Elsevier Science Ltd; 2007.
- [Ref. 6] ICRP. Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection Reference Values. ICRP Publication 89. Oxford: Pergamon Press; 2002.
- [Ref. 7] Martin CJ. Effective dose: how should it be applied to medical exposures? *Br J Radiol* 2007;80:639-47.
- [Ref. 8] Věstník Ministerstva zdravotnictví České republiky č. 9/2011, Národní radiologické standardy – Radiační onkologie, Ministerstvo zdravotnictví ČR ve spolupráci se Státním úřadem pro jadernou bezpečnost a Společností radiační onkologie, biologie a fyziky ČLS JEP a Českou společností fyziků v medicíně, o.s. 2011.
- [Ref. 9] ICRU. Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy. ICRU Report 50. Bethesda, MD; 1993.
- [Ref. 10] ICRU. Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50). ICRU Report 62. Bethesda, MD; 1999.
- [Ref. 11] ICRU. Prescribing, Recording, and Reporting Electron Beam Therapy. ICRU Report 71. Oxford: Oxford University Press; 2004.
- [Ref. 12] ICRU. Dose and Volume Specification for Reporting Intracavitary Therapy in Gynecology. ICRU Report 38. Bethesda, MD; 1985.
- [Ref. 13] ICRU. Dose and Volume Specification for Reporting Interstitial Therapy. ICRU Report 58. Bethesda, MD; 1997.
- [Ref. 14] IAEA. Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water. Technical Reports Series 398. Vienna; 2000.
- [Ref. 15] Broerse JJ, Jansen JTM, Zoetelief J, Seegenschmied MH. Assessment of carcinogenic risks in radiotherapy of benign diseases. In Proceedings of Radiation Protection Symposium of the North West European RP Societies, (pp. 255-262), IRPA, Utrecht, 2003.