

Lucie Súpová

Radiační ochrana při rentgenových výkonech

– to nejdůležitější pro praxi



Poděkování

Poděkování patří hlavně Edvardu Vajglovi za skvělé obrázky, nad nimiž strávil desítky hodin, a Filipovi Jírů za prvotní nápad napsat knihu. Děkuji také prof. MUDr. Janu Peregrinovi, CSc., a jeho Pracovišti radiodiagnostiky a intervenční radiologie IKEM za vstřícný přístup. A dále děkuji čtyřem odborným společnostem, konkrétně Radiologické společnosti ČLS JEP, České společnosti fyziků v medicíně, z. s., České společnosti intervenční radiologie ČLS JEP – Nadaci prof. Rösche a Společnosti radiologických asistentů České republiky, z. s., bez jejichž finanční podpory byste teď knihu nedrželi v ruce. Velmi děkuji také svým rodičům za jejich neutuchající podporu v tom, co dělám.

autorka, 2. 1. 2018

Upozornění pro čtenáře a uživatele této knihy

Všechna práva vyhrazena. Žádná část této tištěné či elektronické knihy nesmí být reprodukována ani šířena v papírové, elektronické či jiné podobě bez předchozího písemného souhlasu nakladatele. Neoprávněné užití této knihy bude **trestně stíháno**.

Ing. Lucie Súkupová, Ph.D., EACMPE

Radiační ochrana při rentgenových výkonech – to nejdůležitější pro praxi

Autorka:

Ing. Lucie Súkupová, Ph.D., EACMPE

Recenze:

Mgr. Ondřej Krahula, MBA

MUDr. Ing. Iva Krulová

Vydání odborné knihy schválila Vědecká redakce nakladatelství Grada Publishing, a.s.

© Grada Publishing, a.s., 2018

© Lucie Súkupová, 2018

Cover Design © Grada Publishing, a.s., 2018

Foto na obálku dodala autorka.

Obrázky v knize pocházejí z archivu autorky, není-li uvedeno jinak.

Vydala Grada Publishing, a.s.

U Průhonu 22, Praha 7

jako svou 6887. publikaci

Odpovědný redaktor Mgr. Marek Chvátal

Sazba a zlom Antonín Plicka

Počet stran 280

1. vydání, Praha 2018

Vytiskly Tiskárny Havlíčkův Brod, a.s.

Názvy produktů, firem apod. použité v knize mohou být ochrannými známkami nebo registrovanými ochrannými známkami příslušných vlastníků, což není zvláštním způsobem vyznačeno.

Postupy a příklady v této knize, rovněž tak informace o lécích, jejich formách, dávkování a aplikaci jsou sestaveny s nejlepším vědomím autorů. Z jejich praktického uplatnění ale nevyplývají pro autory ani pro nakladatelství žádné právní důsledky.

ISBN 978-80-247-2842-1 (pdf)

ISBN 978-80-271-0709-4 (print)

Knih vznikla za významné podpory těchto odborných společností a spolků:

- **Radiologická společnost
České lékařské společnosti J. E. Purkyně**
- **Česká společnost fyziků v medicíně, z.s.**
- **Česká společnost intervenční radiologie
České lékařské společnosti J. E. Purkyně –
Nadace prof. Rösche**
- **Společnost radiologických asistentů
České republiky, z.s.**



www.crs.cz



ČSFM

ČESKÁ SPOLEČNOST FYZIKŮ V MEDICÍNĚ, Z.S.

www.csfm.cz

**Česká společnost
intervenční radiologie
České lékařské společnosti
J. E. Purkyně – Nadace prof. Rösche**

www.csir.cz



SRLA
SPOLEČNOST
RADIOLOGICKÝCH
ASISTENTŮ ČR

SPOLEČNOST RADIOLOGICKÝCH ASISTENTŮ ČESKÉ REPUBLIKY, Z.S.

THE CZECH RADIOGRAPHERS SOCIETY

Člen EFRS

Vydavatel časopisu Praktická radiologie

SRLA ČR
Náves Svobody 35/47, 779 00 Olomouc

WWW.SRLA.CZ



Obsah

Seznam zkratk a fyzikálních jednotek	9
Seznam obrázků	11
Seznam tabulek	17
Předmluva	19
Úvod	21
1 Radiační ochrana při lékařském ozáření	23
1.1 Princip zdůvodnění	23
1.2 Princip optimalizace	24
1.3 Princip limitování dávek	25
1.4 Princip bezpečnosti zdrojů	25
2 Zobrazovací řetězec	27
2.1 Rentgenka	27
2.1.1 Katoda	27
2.1.2 Anoda	29
2.1.3 Další části rentgenky	30
2.1.4 Velikost ohniska	30
2.1.5 Efekt stínění katody	32
2.1.6 Charakteristiky rentgenky	33
2.1.7 Efekt zeslabení anody	37
2.1.8 Typy rentgenek	38
2.2 Produkce rentgenového záření	40
2.2.1 Brzdné záření	41
2.2.2 Charakteristické záření	43
2.3 Spektrum rentgenového záření	44
2.3.1 Rentgenové spektrum kvalitativně a kvantitativně	44
2.3.2 Parametry charakterizující rentgenové spektrum	47
2.4 Interakce záření s pacientem	48
2.4.1 Fotoelektrický jev	49
2.4.2 Comptonův rozptyl	52
2.4.3 Další typy interakcí	53
2.4.4 Rozdíl mezi vázanou a volnou částicí	54
2.5 Detekce záření	56
2.5.1 Nepřímá digitalizace	57
2.5.2 Zesilovač obrazu	58
2.5.3 Přímá digitalizace	59
2.5.4 Detektory čítající jednotlivé částice	60
2.6 Rozptýlené záření a jeho redukce	61
2.7 Expoziční parametry	64
2.8 Kvalita obrazu a její hodnocení	65

2.8.1	Prostorové rozlišení	66
2.8.2	Rozlišení při nízkém kontrastu	75
2.8.3	Šum	77
2.8.4	Artefakty	79
2.9	Zpracování, zobrazení a archivace dat	81
3	Zobrazovací modalita	89
3.1	Skiografie	90
3.2	Mamografie	91
3.2.1	Vznik obrazu v mamografii	92
3.2.2	Mamografický rtg systém	94
3.2.3	Zobrazení a archivace dat	97
3.2.4	Digitální tomosyntéza v mamografii	97
3.3	Dentální radiologie	99
3.4	Angiografie, intervenční a skiaskopické výkony	100
3.4.1	Angiografický systém	101
3.4.2	Volba expozičních parametrů a princip fungování expoziční automatiky	102
3.4.3	Zobrazovací módy	104
3.4.4	Faktory ovlivňující dávku pacientovi	108
3.5	Výpočetní tomografie	112
3.5.1	CT skener	113
3.5.2	Rekonstrukce CT obrazu	116
3.5.3	Základní parametry CT obrazu	123
3.5.4	Parametry skenování u CT	124
3.5.5	Módy náběru dat	133
3.5.6	Volba expozičních parametrů a fungování expoziční automatiky	135
3.5.7	Technologie a faktory ovlivňující dávku pacientovi	137
3.5.8	CT artefakty	143
3.5.9	Spektrální CT zobrazování	146
4	Dozimetrie pacientů	151
4.1	Veličiny používané v rentgenové diagnostice	151
4.1.1	Fyzikální veličiny	151
4.1.2	Veličiny pro odhad rizika	159
4.2	Způsoby dozimetrie a odhadu dávek	161
4.3	Průměrné dávky pro rentgenové výkony	171
5	Radiobiologie	177
5.1	Deterministické účinky záření	178
5.2	Stochastické účinky záření	179
6	Ozáření v těhotenství	185
6.1	Poškození plodu v důsledku ozáření při rentgenových výkonech	185
6.1.1	Deterministické účinky na plod	185
6.1.2	Stochastické účinky na plod	186
6.2	Dávky na plod při různých rentgenových výkonech	187
6.3	Odhad dávky na plod	188
6.4	Postup při ozáření plodu	189

7	Použití ochranného stínění u pacientů	193
7.1	Stínění orgánů v primárním rentgenovém svazku	193
7.2	Stínění orgánů mimo primární rentgenový svazek	195
8	Radiační ochrana pracovníků v radiodiagnostice	199
8.1	Radiační ochrana pracovníků na skiografickém pracovišti	200
8.2	Radiační ochrana pracovníků na CT pracovišti	200
8.3	Radiační ochrana pracovníků na skiaskopickém a katetrizačním sále	200
8.4	Rizika spojená s prací s rentgenovým zářením	205
9	Management dávek záření	211
9.1	DICOM standard	212
9.2	Dostupné zdroje informací o dávkách	212
9.3	Anonymizace dat	215
9.4	Programy pro sledování dávek	217
9.5	Diagnostické referenční úrovně	218
9.6	Radiologické standardy a klinické audity	219
10	Testovací otázky	221
	Otázky	221
	Správné odpovědi	251
	O autorce	263
	Rejstřík	265
	Souhrn	271
	Summary	273

Seznam zkratek a fyzikálních jednotek

AAPM	Americká asociace fyziků v medicíně (American Association of Physicists in Medicine)
ABC	automatické řízení jasu (Automatic Brightness Control)
ADRC	expoziční automatika u angiografických a skiaskopických systémů (Automatic Dose Rate Control)
AEC	expoziční automatika (Automatic Exposure Control)
ALARA	tak nízký, jak je rozumně dosažitelné (As Low As Reasonably Achievable)
AP	předozadní projekce (Antero-Posterior)
ATCM	automatická modulace proudu (Automatic Tube Current Modulation)
B	faktor zpětného rozptylu (Backscatter factor)
CBCT	Cone-Beam CT
CD	kaudální (projekce, směr)
CNR	poměr kontrastu a šumu (Contrast-to-Noise Ratio)
CNRD	poměr kontrast/šum a dávky (Contrast-to-Noise Ratio to Dose)
CR	nepřímá digitalizace (Computed Radiography)
CR	kraniální (projekce, směr)
CT	výpočetní tomografie (Computed Tomography)
CTDI	kermový index výpočetní tomografie (Computed Tomography Dose Index)
CTDI _{VOL}	objemový (volumetrický) CTDI
CTDI _w	vážený CTDI
D	absorbovaná dávka
D_G	střední dávka v mléčné žláze
D_T	orgánová dávka v orgánu T
DICOM	formát dat (Digital Imaging and Communications in Medicine)
DR	digitální radiografie (přímá digitalizace)
DRÚ	diagnostická referenční úroveň
DQE	detekční kvantová účinnost (Detective Quantum Efficiency)
DSA	digitální subtrakční angiografie
E	efektivní dávka
ERCP	endoskopická retrográdní cholangiopankreatografie
ESF	odezva na hranu (Edge Spread Function)
FoV	oblast zájmu (Field of View)
FWHM	šířka píku v polovině maxima (Full Width at Half Maximum)
G	podíl energie vynaložené na vznik brzdného záření
GSDF	funkce pro zobrazení stupňů šedi na diagnostickém monitoru (Grayscale Standard Display Function)
H_T	ekvivalentní dávka v orgánu T
HU	Hounsfieldova jednotka (jednotka pro CT čísla)
HVL	polotloušťka (Half-Value Layer)
IAEA	Mezinárodní agentura pro atomovou energii (International Atomic Energy Agency)
ICRP	Mezinárodní komise pro radiologickou ochranu (International Commission on Radiological Protection)

IRP	intervenční referenční bod, vstupní referenční bod pacienta (Interventional Reference Point)
IQ	intelligenční kvocient (Intelligence Quotient)
K	kerma (Kinetic Energy Released in MATter)
K_e	vstupní povrchová kerma
K_i	dopadající kerma
LAO	levá šikmá projekce (Left Anterior Oblique)
LAT	boční (laterální)
LET	lineární přenos energie (Linear Energy Transfer)
LSF	odezva na čárový impulz (Line Spread Function)
MDRÚ	místní diagnostická referenční úroveň
MIP	rekonstrukce maximálních intenzit (Maximum Intensity Projection)
MPR	multiplanární rekonstrukce (MultiPlanar Reconstruction)
MR	magnetická rezonance (Magnetic Resonance)
MRS	místní radiologické standardy
MTF	modulační přenosová funkce (Modulation Transfer Function)
NDRÚ	národní diagnostická referenční úroveň
NRS	<i>Národní radiologické standardy</i>
PA	zadopřední projekce (Postero-Anterior)
PACS	archivační systém (Picture Archiving and Communications Systems)
PCD	detektory čítající jednotlivé částice (Photon-Counting Detectors)
P_{KA}	součin kermy a plochy (Kerma-Area Product)
P_{KL}	součin kermy a délky (Kerma-Length Product)
PMMA	polymethylmetakrylát, plexisklo
PSF	odezva na bodový impulz (Point Spread Function)
RAO	pravá šikmá projekce (Right Anterior Oblique)
RDSR	strukturovaná zpráva o radiační dávce (Radiation Dose Structured Report)
rtg	rentgenový
SNR	poměr signálu a šumu (Signal-to-Noise Ratio)
SNRD	poměr signál/šum a dávky (Signal-to-Noise Ratio to Dose)
SPR	poměr rozptýleného a primárního záření (Scatter-to-Primary Ratio)
SSDE	CTDI normované na efektivní průměr pacienta (Size-Specific Dose Estimate)
SÚJB	Státní úřad pro jadernou bezpečnost
TFT	thin-film tranzistorová matice
TIPS	transjugulární intrahepatální portosystémová spojka
TLD	termoluminiscenční dozimetr, dozimetrie
UNSCEAR	United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation
US	ultrazvuk (UltraSonography)
VRT	technika objemového zobrazení (Volume Rendering Technique)
WL	střed zobrazeného okna ve stupních šedi (Window Level)
w_Q	radiační váhový faktor
w_T	tkáňový váhový faktor
WW	šířka zobrazeného okna ve stupních šedi (Window Width)
Y	výtěžnost rentgenky

Seznam obrázků

Není-li uvedeno jinak, pocházejí obrázky z archivu autorky.

2.1	Základní části rentgenky	28
2.2	Fokuzální mistička rentgenky pro usměrnění elektronů dopadajících na anodu	28
2.3	Pevná (vlevo) a rotační (vpravo) anoda	29
2.4	Terčík rotační anody	30
2.5	Vliv napětí na fokuzální mističce na tvar ohniska	31
2.6	Skutečná a efektivní velikost ohniska	32
2.7	Katodová charakteristika rentgenky s efektem stínění katody	33
2.8	Zatěžovací charakteristika anody (Toshiba – ROTANODE E79016X, ohnisko 1,0 mm, rotace anody 9000 otáček/min)	35
2.9	Vychlazovací a zahřívací charakteristika anody (Philips – Technical data MRC-GS 200 0508)	36
2.10	Angiografická charakteristika anody	36
2.11	Intenzita rtg svazku při heel efektu (efektu zeslabení anody)	38
2.12	Schéma rotační rentgenky	40
2.13	Rotační rentgenka Straton (Siemens)	40
2.14	Interakce elektronů při vzniku brzdného záření	41
2.15	Spektrum brzdného záření – filtrované a nefiltrované	42
2.16	Rentgenové spektrum – brzdné a charakteristické záření	43
2.17	Rentgenová spektra pro různá napětí, spektra vytvořena v programu SpekCalc	45
2.18	Rentgenová spektra s různými filtracemi, spektra vytvořena v programu SpekCalc	46
2.19	Vliv zvlnění napětí na tvar spektra	46
2.20	Závislost hmotnostního součinitele na energii pro fotoefekt pro různé materiály	50
2.21	Závislost hmotnostního součinitele různých typů interakcí na energii pro různé energie pro měkkou tkáň	51
2.22	Zastoupení interakcí v závislosti na protonovém čísle materiálu Z a na energii	51
2.23	Schematické znázornění Comptonova rozptylu	52
2.24	Vliv napětí na kontrast obrazu – zleva 60 kV, 75 kV, 120 kV (Upstate Medical University)	53
2.25	Konstrukce zesilovače obrazu (G1, G2, G3 – elektrody)	58
2.26	Vstupní okénko zesilovače obrazu	59
2.27	Původní obraz rtg hrudníku při 120 kV, obraz měkkých tkání (po subtrakci kostí), obraz kostí (Bushberg et al. <i>The essential physics of medical imaging</i> , 2012)	61
2.28	Protirozptylová mřížka a její základní parametry	63
2.29	Paralelní (nefokuzovaná) a divergentní (fokuzovaná) mřížka	63
2.30	Obraz s použitím protirozptylové mřížky a bez ní na fantomu o tloušťce 30 cm – dávka mezi obrazy se liší 4×	64

2.31	Simulace bodového impulzu a výsledný obraz odezvy – Point Spread Function (PSF)	67
2.32	Simulace čárového impulzu a výsledný obraz odezvy – Line Spread Function (LSF)	68
2.33	Odezva na bodový impulz (PSF), na čárový impulz (LSF) a na hranu (ESF)	68
2.34	Prostorové rozlišení ve frekvenční doméně (u každého páru čar je udána tloušťka čáry Δ , rozlišení (lp/mm) se vypočte jako $1/(2\Delta)$, www.ceessentials.net)	69
2.35	Konvoluce původního objektu s odezvou na bodový impulz a ukázka modulační přenosové funkce	69
2.36	Pokles kontrastu obrazu pro vyšší frekvenci v objektu	70
2.37	Limitní prostorové rozlišení	71
2.38	MTF pro jednotlivé části zobrazovacího řetězce (A, B, C) a výsledná MTF (celý systém)	71
2.39	Průběh vzorkovaného signálu	72
2.40	Vzorkování signálu	72
2.41	Vzorkování signálu při detekci digitálním detektorem	73
2.42	Vstupní signál a jeho podvzorkování	73
2.43	Oblasti pro výpočet CNR	76
2.44	Oblasti pro výpočet SNR	76
2.45	Příspěvek elektronického šumu k měřenému signálu	78
2.46	Strukturní šum digitálního detektoru	78
2.47	Rentgenový obraz s různým počtem pixelů: 1024^2 (vlevo nahoře), 64^2 (vpravo nahoře), 32^2 (vlevo dole) a 16^2 (vpravo dole) (Bushberg et al. <i>The essential physics of medical imaging</i> , 2012)	82
2.48	Rentgenový obraz s různou bitovou hloubkou – bitová hloubka 8 (vlevo nahoře), 3 (vpravo nahoře), 2 (vlevo dole) a 1 (vpravo dole) (Bushberg et al. <i>The essential physics of medical imaging</i> , 2012)	82
2.49	Různá nastavení WL a WW pro CT obraz (Pracoviště radiodiagnostiky a intervenční radiologie IKEM)	84
2.50	MPR zobrazující povodí koronární tepny (Pracoviště radiodiagnostiky a intervenční radiologie IKEM)	85
2.51	MIP rekonstrukce (Pracoviště radiodiagnostiky a intervenční radiologie IKEM)	85
2.52	VRT rekonstrukce (Pracoviště radiodiagnostiky a intervenční radiologie IKEM)	85
3.1	Vyzářená energie na jednoho pacienta pro různé zobrazovací modality (osa X udává rozsah používaných napětí, osa Y udává hodnotu součinu napětí, proudu rentgenky a doby expozice na jednoho pacienta)	89
3.2	Exponenciální zeslabení záření při pronikání tkání pacienta	91
3.3	Obraz získaný systémem film-fólie (vlevo) a digitální technologií (vpravo) (se souhlasem Radiodiagnostické kliniky Všeobecné fakultní nemocnice v Praze)	92
3.4	Lineární součinitele zeslabení pro jednotlivé tkáně v mamografii – tuk, glandulární tkáň a duktální karcinom	93

3.5	Subjektivní kontrast mezi duktnálním karcinomem a glandulární tkání v závislosti na energii	93
3.6	Konstrukce mamografického rtg systému	94
3.7	Nefiltrované Mo spektrum se součinitelem zeslabení Mo filtru	95
3.8	Mamografické rtg spektrum s kombinací Mo/Mo a Mo/Rh (anoda/terčík)	96
3.9	Mamografické rtg spektrum s kombinací Rh/Rh a nepoužitelné spektrum s kombinací Rh/Mo	96
3.10	Obraz z digitální mamografie (vlevo) a obraz zrekonstruovaný z tomosyntézy (vpravo) (se souhlasem Radiodiagnostické kliniky Všeobecné fakultní nemocnice v Praze)	98
3.11	Intraorální rtg snímek (Pracoviště odborné ambulantní péče IKEM)	99
3.12	Panoramatický rtg snímek (Pracoviště odborné ambulantní péče IKEM) ...	100
3.13	Fungování automatiky řízení dávkového příkonu (ADRC) v závislosti na velikosti (tloušťce) pacienta	103
3.14	Vliv přidavné Cu filtrace na rtg spektrum (základní filtrace 3,0 mm Al) ...	103
3.15	Akviziční (vlevo) a skiaskopický (vpravo) obraz koronárních tepen: dávka při akvizici je 4,5× vyšší než u skiaskopie (Klinika radiologie IKEM)	105
3.16	Obraz s kontrastní látkou a obraz po odečtení nativního obrazu (masky): DSA (Pracoviště radiodiagnostiky a intervenční radiologie IKEM)	106
3.17	Kontinuální skiaskopie (nahore), pulzní skiaskopie (uprostřed) a pulzní skiaskopie s grid-switched technologií (dole)	107
3.18	Obraz z pulzní a kontinuální skiaskopie (<i>AAPM Report 125, 2012</i>)	108
3.19	Dávka na jeden snímek v závislosti na tloušťce pacienta pro detektor o velikosti 25 cm	109
3.20	Geometrie rtg svazku v CT skeneru	113
3.21	CT geometrie bez bow-tie filtru a příslušný dávkový profil na detektoru ...	114
3.22	CT geometrie s bow-tie filtrem a příslušný dávkový profil na detektoru ...	115
3.23	Dávková distribuce ve fantomu v závislosti na použitém bow-tie filtru	115
3.24	Ukázka 1D protirozptylové mřížky u CT	116
3.25	Obrazová matice se součiniteli zeslabení a profil zeslabení	117
3.26	Obrazová matice se součiniteli zeslabení v jiné projekci	118
3.27	Profily zeslabení pro zjednodušený model fantomu	118
3.28	Ukázka vzniku sinogramu a samotného sinogramu	119
3.29	Zpětná projekce profilů zeslabení do matice obrazu	119
3.30	Sinogram a rekonstruovaný obraz v horní části, v dolní části filtrovaný sinogram a tomu příslušný obraz (Bushberg et al. <i>The essential physics of medical imaging</i> , 2012)	120
3.31	Rekonstrukce filtrovanou zpětnou projekcí a iterativní rekonstrukcí SAFIRE se silou 1, 3 a 5 (Pracoviště radiodiagnostiky a intervenční radiologie IKEM)	121
3.32	Hmotnostní součinitel zeslabení v závislosti na energii svazku pro měkkou tkáň, kost a jod (šedým pruhem je zvýrazněna oblast rtg svazků na CT – napětí 70–140 kV odpovídají efektivní energie cca 45–60 keV) ...	122
3.33	Ukázka náběru dat pro dva různé pitch faktory (nahore menší pitch faktor, dole větší)	125

3.34	Rekonstruované řezy o tloušťce 1 mm, 5 mm a 10 mm (Pracoviště radiodiagnostiky a intervenční radiologie IKEM)	126
3.35	Rekonstruované řezy o tloušťce 1 mm, 5 mm a 10 mm (Pracoviště radiodiagnostiky a intervenční radiologie IKEM)	127
3.36	Různá uspořádání detektorů pro čtyřřezové CT se stejnou velikostí detekčních elementů	128
3.37	Různá uspořádání detektorů pro šestnáctiřezové CT s adaptivní velikostí detekčních elementů	129
3.38	Ukázka CT obrazů v závislosti na různé hodnotě použitých kV (převzato z Tack D. <i>Radiation dose from multidetector CT</i> , 2012)	130
3.39	Ukázka použití devíti různých filtrů pro abdominální část – kernely shora zleva B10f, B20f, B31f, B50f, B70f, B80f (všechny filtrovaná zpětná projekce, čím nižší číslo, tím více vyhlazený obraz, čím vyšší číslo, tím lépe viditelné detaily, ale i šum), I50f – 1, I50f – 3, I50f – 5 (iterativní rekonstrukce se silou 1, 3, 5) (Pracoviště radiodiagnostiky a intervenční radiologie IKEM)	131
3.40	Ukázka použití čtyř různých kernelů (obraz nahoře vlevo je příliš vyhlazen, detaily jsou rozmazané, obraz dole vpravo je přehnaně vyostřen) (Pracoviště radiodiagnostiky a intervenční radiologie IKEM)	132
3.41	Retrospektivní (A) a modifikovaný retrospektivní (B) EKG-gating a prospektivní (C) a modifikovaný prospektivní (D) EKG-triggering	135
3.42	Podélná ATCM	136
3.43	Úhlová ATCM (průběh mA v průběhu rotace)	136
3.44	Konvenční ATCM (vlevo) a orgánová ATCM (vpravo)	138
3.45	Distribuce dávky v axiálním řezu při orgánové ATCM	138
3.46	Poměr kontrast/šum v závislosti na napětí	140
3.47	Dávka záření v závislosti na napětí	140
3.48	Správná a špatná centrace pacienta na CT	140
3.49	Overcanning a s ním související dávka	141
3.50	Adaptivní stínění na CT	142
3.51	Ukázka obrázků s různými stupni iterace – SAFIRE rekonstrukce se silou iterace 1, 3 a 5 (Pracoviště radiodiagnostiky a intervenční radiologie IKEM)	142
3.52	Ukázka streak artefaktu plynoucího z tvrdnutí svazku v důsledku přítomnosti paží ve svazku (Pracoviště radiodiagnostiky a intervenční radiologie IKEM)	144
3.53	Ukázka streak artefaktů vznikajících v důsledku implantovaných stentů a kalcifikací v koronárních tepnách (Pracoviště radiodiagnostiky a intervenční radiologie IKEM)	144
3.54	Ukázka streak artefaktů v důsledku přítomnosti kovových protéz (Pracoviště radiodiagnostiky a intervenční radiologie IKEM)	144
3.55	Artefakt částečného objemu – CT číslo léze v kroužku je rovno 482 HU pro tloušťku řezu 1 mm, 463 HU pro tloušťku řezu 5 mm a 376 HU pro tloušťku řezu 10 mm (Pracoviště radiodiagnostiky a intervenční radiologie IKEM)	145
3.56	Ukázka pohybového artefaktu (se souhlasem Radiodiagnostického oddělení Nemocnice na Homolce)	145

4.1	Měnící se velikost rtg pole v závislosti na vzdálenosti od zdroje	154
4.2	Profil kermy $K(z)$ ve vzduchu pro jeden CT řez o tloušťce T	155
4.3	Ukázka PMMA fantomu pro CT s tužkovou ionizační komorou	156
4.4	Ukázka měření LAT průměru na topogramu a LAT a AP průměru na axiálním řezu pacienta	158
4.5	Kruhový průřez s vyznačením efektivního průměru a s plochou průřezu shodnou s plochou průřezu reálného pacienta s vyznačením AP a LAT průměru (<i>AAPM Report 204, 2011</i>)	158
4.6	Uživatelské rozhraní softwaru PCXMC (STUK, Finsko)	162
4.7	Alderson RANDO fantom (Imaging Solutions, www.imagingsol.com.au)	162
4.8	Dávková distribuce na kůži (maximální dávka 5388 mGy v oblasti levé lopatky)	167
4.9	Strukturovaná zpráva o radiační dávce (RDSR) ze systému Artis Zee (Siemens)	168
4.10	Angiografický systém a poloha IRP vzhledem k pacientovi	168
4.11	Uživatelské rozhraní softwaru CT-Expo (Sasrad, Německo)	170
4.12	Uživatelské rozhraní softwaru ImpactDose (CT Imaging GmbH, Německo)	170
5.1	Závažnost deterministických účinků v závislosti na dávce	178
5.2	Pravděpodobnost výskytu stochastických účinků v závislosti na dávce	180
7.1	Ukázka rozmístění detektorů expoziční automatiky (dva periferní detektory AEC, jeden centrální detektor AEC)	194
7.2	Mamogram se stíněním a bez stínění (Sechopoulos I. Mammography and the risk of thyroid cancer. <i>Am J Roentgenol</i> 2012; 198: 705–707)	196
8.1	Stropní závěsné stínění se závěsnými zástěrkami (Mavig)	202
8.2	Ukázka závěsného stolního stínění s dodatečným bočním stíněním (Mavig)	202
9.1	Ukázka informací z DICOM hlavičky (prohlížeč Dicompass)	213
9.2	Ukázka dávkového reportu z CT vyšetření provedeného na CT skeneru Siemens (bílémi rámečky jsou zvýrazněny hodnoty dávkových veličin pro každou fázi a celková dávka)	214
9.3	Ukázka RDSR pro jednu skiaskopickou část	215
9.4	Ukázka softwaru DicomCleaner (www.pixelmed.com)	216
9.5	Program DoseUtility pro analýzu dávek z CT výkonů	216

Seznam tabulek

2.1	Zastoupení jednotlivých interakcí ve vodě	54
3.1	Normalizovaný dávkový příkon na pacienta pro jednotlivé projekce	111
3.2	Hodnoty HU pro různé tkáně a materiály	122
4.1	Přehled tkáňových váhových faktorů	160
4.2	Konverzní faktory g pro výpočet D_G	164
4.3	Korekční faktory s pro používané kombinace anody a filtru pro výpočet D_G	164
4.4	Korekční faktory c pro ženy ve věku 50–64 let pro výpočet D_G	165
4.5	Korekční faktory c pro ženy ve věku 40–49 let pro výpočet D_G	166
4.6	Typické efektivní dávky pro skiagrafická vyšetření a mamografii	171
4.7	Typické efektivní dávky pro skiaskopické výkony	172
4.8	Typické efektivní dávky pro dentální vyšetření	172
4.9	Typické efektivní dávky pro CT vyšetření	173
4.10	Typické efektivní dávky pro angiografické výkony	174
6.1	Pravděpodobnost vzniku deterministických a stochastických účinků	187
6.2	Přehled dávek na plod při různých rtg výkonech	187
6.3	Přehled programů použitelných pro odhad dávky na plod	189
8.1	Normalizovaný dávkový příkon lékaři pro jednotlivé projekce	204

Předmluva

Kniha *Radiační ochrana při rentgenových výkonech – to nejdůležitější pro praxi* velmi úspěšně zaplňuje mezeru v současné na trhu dostupné literatuře, která se věnuje rizikům spojeným se zobrazováním s použitím rentgenového záření.

Přístroje využívající rentgenové záření, ať už jde o diagnostické zobrazování, nebo o kontrolu diagnosticko-terapeutických výkonů, v posledních letech prodělaly a stále prodělávají velmi bouřlivý rozvoj a nepochybně velmi významně ovlivňují současnou medicínu. Prakticky každé lékařské zařízení má přístroje, které rentgenové záření využívají, a většina medicínských oborů bez těchto metod nemůže existovat. Je tedy jasné, že je naprosto nezbytné, aby byla celá medicínská veřejnost seznámena s potenciálními riziky, která rentgenové záření může přinášet, a měla dobré znalosti o ochraně před těmito riziky. Předkládaná kniha není určena pouze pracovníkům radiodiagnostických pracovišť, ale i lékařům a zdravotníkům z oborů, které v menší nebo větší míře přicházejí s rentgenovým zářením do styku (kardiologie, ortopedie, neurologie, gastroenterologie a řada dalších).

Kniha dává možnost nejen se seznámit se základními riziky, která jsou spojena s využitím rentgenového záření jak pro zdravotníky, tak pro pacienty, ale současně poskytuje také rozbor principů různých typů medicínského zobrazování, které jsou založeny na rentgenovém záření. Kromě obecných pravidel ochrany před zářením jsou zde diskutovány i specifické způsoby radiační ochrany při různých typech zobrazení, resp. výkonu, a každý pracovník, který přichází s tímto zářením při své profesi do styku, se může dozvědět detaily o tom, jak co neúčinněji chránit nejen sebe a své kolegy, ale i pacienty. Pozornost je věnována rovněž otázkám, které se týkají užívání rentgenových paprsků u těhotných žen, což je oblast, která u nás není dlouhodobě transparentně řešena; stejně tak je v knize zmiňována ochrana pacientů v dětském věku.

Kniha poskytuje také možnost dozvědět se o fyzikálních vlastnostech rentgenového záření podstatně více, než je třeba pro běžnou praxi, jsem si ale jist, že i tyto části si najdou své čtenáře, ať již z řad zdravotníků, či mezi pracovníky, kteří se zabývají hygienou záření.

Předností předkládaného materiálu je i sada testovacích otázek, které umožní čtenáři zjistit, zda dané problematice dobře porozuměl, nebo zda je třeba se k některé oblasti ještě vrátit. Výhodou knihy je i to, že přestože se věnuje „nezáživné problematice“, je napsaná stylem, který umožňuje dobrou orientaci v textu. Tuto knihu uznávají Radiologická společnost ČLS JEP a Česká společnost intervenční radiologie ČLS JEP jako oficiální materiál pro vzdělávání lékařů a případně také radiologických asistentů.

prof. MUDr. Jan Peregrin, CSc.,
přednosta Pracoviště radiodiagnostiky
a intervenční radiologie IKEM, Praha

Úvod

V České republice je každoročně provedeno přibližně 16 milionů rentgenových výkonů, z nichž přibližně 4 miliony představují dentální radiologické výkony, jak uvádí Státní úřad pro jadernou bezpečnost na základě dat získaných od zdravotních pojišťoven. Z počtu výkonů vyplývá, že lékařské ozáření se v průměru týká téměř každého z nás jako pacienta. Velký důraz je proto na národní úrovni kladen na radiační ochranu pacientů, tj. aby byly prováděny výkony řádně indikované a pokud možno s použitím optimální zobrazovací techniky.

Na provádění výkonů se přímo i nepřímo podílí velké množství pracovníků (radiologičtí asistenti, radiologové, kardiologové, radiologičtí fyzikové atd.), kteří mohou obdržet významné osobní dávky. Proto by i přístup těchto pracovníků měl být přizpůsoben tomu, aby obdrželi co nejmenší dávky, tj. aby byla optimalizovaná také jejich radiační ochrana.

Tato kniha se zabývá rentgenovou diagnostikou jako takovou, tj. obsahuje detailní popis celého zobrazovacího řetězce včetně dalších, vedlejších aspektů. Dále se zabývá popisem jednotlivých zobrazovacích modalit, dávkovými veličinami, radiobiologií, ale i radiační ochranou pracovníků. V neposlední řadě poskytuje sadu testů, na kterých si čtenář může ověřit porozumění textu.

Kniha neposkytuje vyčerpávající přehled všech zmíněných oblastí, některé části by určitě zasluhovaly více místa, ale podává stručný úvod a seznámení s problematikou všech jmenovaných oblastí. Některé podstatné věci jsou zde rozebrány detailněji, jiné jsou pouze zmíněny, aby si je čtenář případně mohl dohledat v jiné literatuře. Kniha může sloužit jako zdroj informací o dané problematice pro pracovníky se zářením v radiologii (skiografie, výpočetní tomografie, intervenční radiologie, dentální radiologie...), ale taktéž v intervenční kardiologii nebo v jiných oblastech, kde se používá rentgenové záření při skiaskopicky naváděných výkonech.

1 Radiční ochrana při lékařském ozáření

V průběhu předešlých několika desetiletí došlo k významnému pokroku v zobrazovacích technologiích, který měl dva hlavní dopady. Jednak tento pokrok umožnil snížení dávek pacientům při planárních rentgenových (rtg) výkonech: např. při rtg vyšetření lebky došlo k poklesu orgánové dávky na mozek z hodnot okolo cca 20 mGy, uváděných v letech 1930–1959, na aktuální hodnoty okolo 1–2 mGy; podobně pro plíce, kdy došlo k poklesu původních orgánových dávek na plíce okolo 0,4–0,5 mGy, uváděných v letech 1930–1959, na současných cca 0,25 mGy. Druhý dopad moderních technologií je v tom, že umožňují získání diagnostické informace v mnohem větší míře, avšak někdy i za cenu vyšší dávky pacientům, typicky ve výpočetní tomografii (CT). V neposlední řadě však moderní technologie umožňují provádět výkony, o kterých by se nám dříve ani nesnilo, např. transkatérovou implantaci srdeční chlopně.

Jak je již známo, v důsledku ozáření vznikají deterministické a stochastické účinky (více v 5. *Radiobiologie*), před kterými je třeba se nějakým způsobem chránit. Cílem radiční ochrany je vyloučit vznik deterministických účinků a snížit míru rizika vzniku stochastických účinků na minimum, resp. na úroveň přijatelnou pro jednotlivce a společnost. K tomu slouží čtyři základní principy radiční ochrany, které jsou uplatňovány, zejména však principy první a druhý:

1. Princip zdůvodnění
2. Princip optimalizace
3. Princip limitování dávek
4. Princip bezpečnosti zdrojů

Nyní podrobněji o každém z těchto principů a jak je uplatňován při lékařském ozáření v rentgenové diagnostice.

1.1 Princip zdůvodnění

Tento princip říká, že z každé metody v lékařství využívající ozáření pacienta ionizujícím zářením by měl plynout dostatečný benefit pro ozářeného pacienta nebo pro společnost, aby došlo k vyvážení újmy způsobené ozářením. Jednoduše řečeno to znamená, že podstoupí-li pacient nějaký radiodiagnostický výkon s použitím ionizujícího záření, které je škodlivé a způsobuje tedy určitou újmu pacientovi, měl by z tohoto výkonu plynout dostatečný benefit pro pacienta, např. diagnostika onemocnění nebo zlepšení stavu nemoci (při intervenčních výkonech).

Prakticky se princip zdůvodnění uplatňuje následovně. Před žádostí o vyšetření s použitím ionizujícího záření by se mělo uvážít, zda lze získat požadovanou diagnostickou informaci bez použití ionizujícího záření. Zde se nabízí ultrazvukové vyšetření (US) nebo vyšetření magnetickou rezonancí (MR). Není-li možné použít US ani MR, měla by být jasně stanovena indikace, proč je vyšetření s použitím ionizujícího záření požadováno, aby bylo možné zhodnotit benefit plynoucí z tohoto vyšetření. Typickým příkladem nedodržování principu zdůvodnění je např. provádění rentgenového vyšetření srdce a plic u každého pacienta, který navštíví určitou ordinaci. Dalším příkladem je provádění CT vyšetření v krátkých časových intervalech v průběhu určité

lécby, např. u pacienta je diagnostikováno onemocnění, je mu předepsána medikace a každý měsíc v průběhu následujícího půl roku je mu provedeno CT vyšetření, přičemž samotný výsledek CT vyšetření v dané situaci nic nezmění. Pacient bude užívat léky i nadále, z CT vyšetření neplyne dostatečný benefit pro pacienta.

Princip zdůvodnění se obtížně aplikuje u vyšetření, o které požádá sám pacient jako samoplátce, protože se domnívá, že mu není toto vyšetření indikováno z finančních důvodů. Lékař může správně usuzovat, že výsledek vyšetření nezmění postup léčby, ale pacient to svádí na neochotu lékaře indikovat toto vyšetření. Nebo je lékaři zřejmé, že dané vyšetření nemůže pomoci s diagnostikou určité nemoci, ale pacient to opět svádí na neochotu lékaře. Proto při požadavku samoplátců na CT vyšetření není problémem neochota pracovišť provést vyšetření, ale spíše zdůvodnění daného vyšetření, tedy je-li újma plynoucí z dávky dostatečně vyvážena možným benefitem.

Kvůli principu zdůvodnění nejsou téměř nikdy prováděna vyšetření s použitím ionizujícího záření na dobrovolnících, zatímco např. u MR vyšetření je v rámci výzkumu skoro vždy vyšetřovanou skupinou i skupina dobrovolníků. Přesto existuje výjimka, kdy je vyšetření s použitím ionizujícího záření provedeno na dobrovolnících, a to v rámci některých výzkumů nebo při zavádění nových vyšetřovacích metod do praxe. Skupiny dobrovolníků jsou však velmi malé ve srovnání se skupinami dobrovolníků pro MR vyšetření.

Z celkového počtu rtg výkonů je až 30 % radiodiagnostických výkonů nesprávně indikovaných, jsou tedy nezdůvodněné, jak zaznívá z řad expertů. Přesto je významná část z nich provedena, protože kontraindikace z řad radiologů je někdy velmi obtížná. Avšak pozitivní je, že před provedením některých výkonů jsou kontaktováni indikující lékaři, aby ozřejmili situaci u některých nejasných indikací, případně je jim radiology vysvětleno, proč je vhodnější indikace jiné zobrazovací metody.

V současné době existuje v České republice dokument *Indikační kritéria pro zobrazovací metody*, který vyšel v roce 2003 ve Věstníku Ministerstva zdravotnictví. Tento dokument poskytuje návod indikujícím lékařům, jak by měli postupovat při určitých problémech z hlediska indikace radiodiagnostických výkonů. Mimo to však existuje celá řada doporučení nebo guidelines různých odborných společností, která taktéž pomáhají lékařům správně indikovat radiodiagnostické výkony. Vzhledem ke stáří českého dokumentu týkajícího se indikačních kritérií lze vycházet také z guidelines některých organizací, např. *American College of Radiology* (<https://www.acr.org/Quality-Safety/Appropriateness-Criteria>), *Royal College of Radiologists* (<https://www.rcr.ac.uk/clinical-radiology/being-consultant/rcr-referral-guidelines/about-irefer>) nebo *Evropské komise* (https://health.gov.mt/en/forms/Documents/radiation_protection.pdf).

1.2 Princip optimalizace

Cílem principu optimalizace je zajistit, aby velikost individuálních dávek, pravděpodobnost ozáření a počet jednotlivců vystavených ozáření byly na co nejnižší úrovni s přihlédnutím k současným odborným znalostem a hospodářským a sociálním faktorům. Tento princip se označuje jako ALARA, což je akronym sloganu „As Low As Reasonably Achievable“.

Při implementaci principu optimalizace při lékařském ozáření sem vstupuje ještě získání diagnostické informace, tj. je nutné získat dostatečnou diagnostickou informaci

za co nejnižších dávek s přihlédnutím k hospodářským a společenským faktorům. Ideálně je výsledkem rtg snímek dostatečné kvality získaný při co nejnižší dávce.

Součástí optimalizace je i zavedení, používání a pravidelná revize diagnostických referenčních úrovní (DRÚ). DRÚ jsou úrovně dávek v lékařských radiodiagnostických nebo intervenčních radiologických činnostech pro typické vyšetření skupiny standardních pacientů pro obecně definované typy vybavení. Více o DRÚ v 9.5 *Diagnostické referenční úrovně*.

DRÚ jsou směrné hodnoty pro lékařské ozáření, které přispívají k usměrnění lékařských expozic. Nemají charakter závazných ukazatelů a jsou metodou prvního přiblížení k posouzení optimalizace. Jejich časté překračování je podnětem k prošetření příčin nepřiměřeně vysoké zátěže pacientů a k nápravným opatřením týkajícím se zpravidla techniky vyšetření.

1.3 Princip limitování dávek

Obecně nejsou pro ozáření pacientů stanoveny dávkové limity, tj. **lékařské záření nepodléhá limitům**, protože by to značně omezovalo možný zdravotní přínos pro konkrétního pacienta. Avšak pro pracovníky v lékařství již limity platí, stejně jako platí pro ostatní radiační pracovníky. Pro ozáření pacientů jsou jako součást optimalizace stanoveny směrné hodnoty ve formě diagnostických referenčních úrovní. Více v 1.2 *Princip optimalizace* a 9.5 *Diagnostické referenční úrovně*.

Limity se uplatňují pro obecnou populaci, pro učně a studenty a pro pracovníky se zářením. Nikoliv však pro pacienty podstupující lékařské ozáření. Více informací v aktuálních doporučeních a vyhlášce Státního úřadu pro jadernou bezpečnost (SÚJB).

1.4 Princip bezpečnosti zdrojů

Tento princip vyžaduje, aby všechny zdroje ionizujícího záření podléhaly pravidelné kontrole, zejména kvůli ověření stability a spolehlivosti daného zdroje, resp. rtg systému. Před prvním použitím rtg systému pro klinické účely je provedena **přejímací zkouška** a následně se parametry pravidelně kontrolují prostřednictvím **zkoušek dlouhodobé stability** a **zkoušek provozní stálosti**. Rozsah a četnost zkoušek, kdo je smí provádět, jak postupovat v případě nesouladu a jiné skutečnosti s tím související jsou stanoveny v aktuální vyhlášce a doporučeních SÚJB.

Literatura ke kapitole 1

Kolektiv autorů. *Principy a praxe radiační ochrany*. Praha: Státní úřad pro jadernou bezpečnost, 2000.

Melo DR, Miller DL, Chang L, Moroz B, Linet MS, Simon SL. Organ doses from diagnostic medical radiography – Trends over eight decades (1930 to 2010). *Health Phys* 2016; 111(3): 235–255.

Ministerstvo zdravotnictví České republiky. Věstník MZ ČR. *Indikační kritéria pro zobrazovací metody*. Ročník 2003, částka 11.

Rozlívka Z. *Radiační ochrana na pracovištích s diagnostickými rentgeny ve zdravotnictví*. Pardubice: Unit, 2005.

Směrnice Rady 2013/59/EURATOM. Úřední věstník Evropské unie. 2014.
Vyhláška Státního úřadu pro jadernou bezpečnost č. 422/2016 Sb., o radiační ochraně
a zabezpečení radionuklidového zdroje.
www.mamo.cz.

2 Zobrazovací řetězec

Podstatou rtg zobrazení je zeslabení fotonů rtg záření v zobrazovaném objektu, přesněji řečeno to, jak rtg fotony interagují v zobrazovaném objektu. Zobrazovaný objekt obsahuje mnoho druhů zeslabujících tkání a materiálů, např. kost, měkkou tkáň a vzduch, které se liší lineárním součinitelem zeslabení neboli tím, jak v nich rtg záření interaguje (více v 2.4 *Interakce záření s pacientem*). Pro různé materiály je zastoupení interakcí různé, proto i kontrast jednotlivých zobrazených oblastí je jiný. Bude-li rtg záření použito pro zobrazení objektu, který má všude stejnou tloušťku a je tvořen homogenním materiálem, nebude mít výsledný obraz žádný kontrast, nebude v něm rozeznatelná jakákoliv struktura. Bude-li se však objekt skládat z materiálů s různou hustotou a různou tloušťkou, bude zeslabení rtg fotonů jednotlivými oblastmi různé a ve výsledném obrazu bude patrný kontrast. Obecně platí, že čím více se sousední materiály liší svým zeslabením rtg fotonů (čím větší kontrast objektu), tím větší je kontrast ve výsledném obrazu (kontrast obrazu). Výsledný obraz není ovlivněn pouze tím, jaký je kontrast objektu, ale také tím, jaký rtg svazek je použit pro zobrazení a jak efektivně receptor obrazu přenáší kontrast. Dále je výsledný obraz ovlivněn množstvím rozptýleného záření, artefakty, zkreslením. A v neposlední řadě je ovlivněn postprocessingem a výsledným zobrazením na displeji. Tyto a mnoho dalších jevů přispívají ke kvalitě zobrazení. Jednotlivé prvky zobrazovacího řetězce budou detailněji rozebrány v této kapitole.

Mezi základní části zobrazovacího řetězce patří rentgenová lampa (dále používán termín rentgenka), produkující rtg záření, a receptor obrazu, který záření detekuje, vyhodnocuje a umožňuje vznik rtg obrazu. Mezi další součásti zobrazovacího řetězce patří filtrace, kryt, kolimátor a protirozptylová mřížka. Teprve mezi kolimátorem a protirozptylovou mřížkou se nachází vyšetřovaný objekt, kterým je pacient. Nyní podrobněji o jednotlivých částech zobrazovacího řetězce.

2.1 Rentgenka

Rentgenka, správně **rentgenová lampa**, je zjednodušeně řečeno trubice s vakuem uvnitř, jejíž součástí je žhavaná katoda, která slouží jako zdroj elektronů. Tyto elektrony jsou urychlovány z katody a dopadají na terčík neboli anodu, čímž vzniká rentgenové záření. Rentgenka tedy **slouží k produkci rtg záření**.

Základními součástmi každé rentgenky jsou **katoda** a **anoda**, které jsou umístěny v **evakuované skleněné baňce** chlazené olejem, umístěné ve **stínícím krytu** s kolimátorem, který umožňuje vymezení užitečného rtg svazku. Mezi katodou a anodou je udržován vysoký elektrický potenciál, řádově desítky kilovoltů. Grafické znázornění rentgenky je na **obr. 2.1**.

2.1.1 Katoda

Katoda, tvořená spirálovitě navinutým wolframovým vláknem (s příměsí thoria, které zvyšuje efektivitu emise elektronů a prodlužuje životnost katody) o tloušťce 0,2 mm (proto se někdy označuje jako katodové vlákno), **slouží k produkci elektronů**. Toto