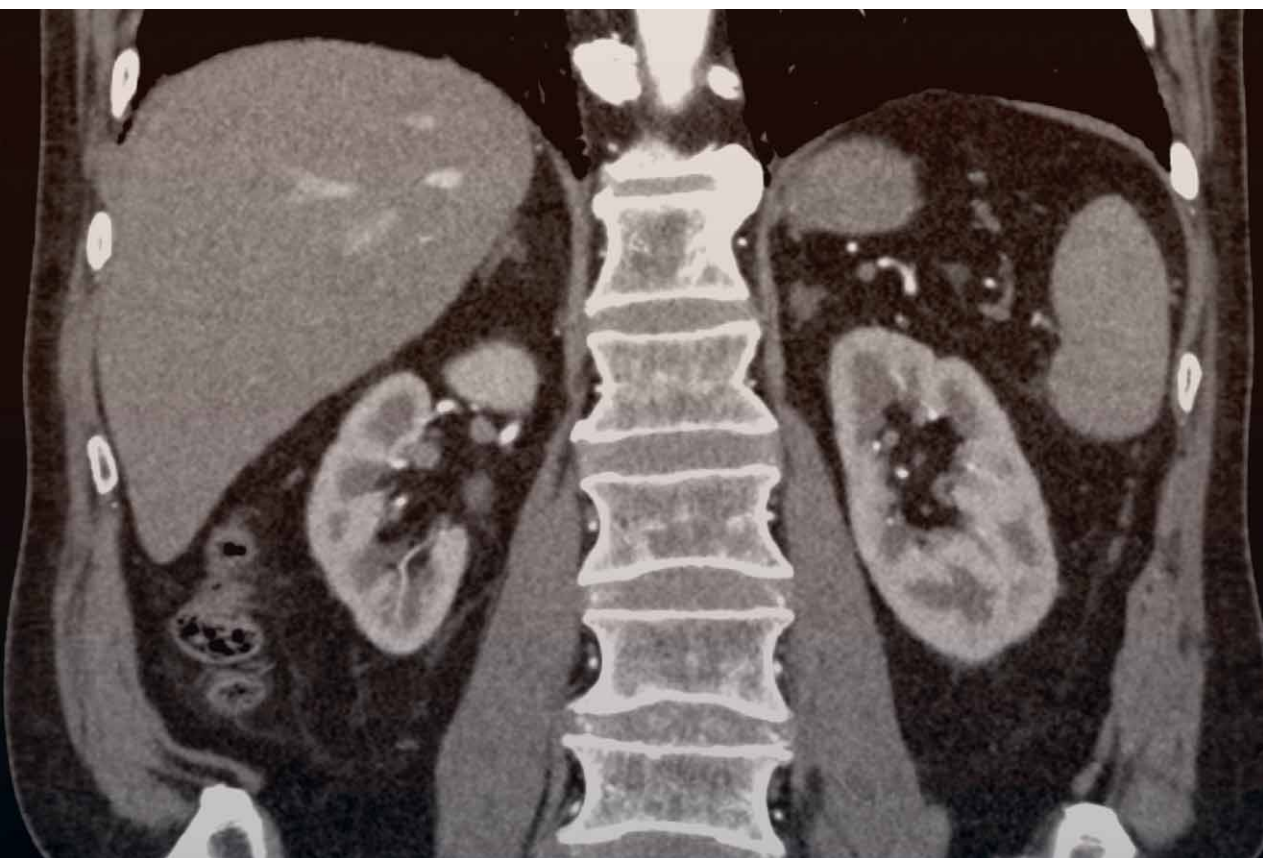


Lucie Súpová

CT

Průvodce technikou výpočetní tomografie





Děkuji Edvardu Vajglovi za úžasné a velmi precizně nakreslené obrázky, nad kterými strávil desítky, spíše stovky hodin.

Lucie Súpová

Lucie Súpová

CT

**Průvodce technikou
výpočetní tomografie**

Upozornění pro čtenáře a uživatele této knihy

*Všechna práva vyhrazena. Žádná část této tištěné či elektronické knihy nesmí být reprodukována a šířena v papírové, elektronické či jiné podobě bez předchozího písemného souhlasu nakladatele. Neoprávněné užití této knihy bude **restně stíháno**. Automatizovaná analýza textů nebo dat ve smyslu čl. 4 směrnice 2019/790/EU a použití této knihy k trénování AI jsou bez souhlasu nositele práv zakázány.*

Ing. Lucie Súkupová, Ph.D., EACMPE

CT – průvodce technikou výpočetní tomografie

Recenze:

Doc. MUDr. Marek Mechl, Ph.D., MBA

Ing. Jaroslav Ptáček, Ph.D.

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

© Grada Publishing, a.s., 2024

Cover Design © Grada Publishing, a.s., 2024

Foto na obálku dodala autorka.

Vydala Grada Publishing, a.s.

U Průhonu 22, Praha 7

jako svou 9329. publikaci

Odpovědná redaktorka Mgr. et Mgr. Olga Kopalová

Sazba a zlom Ondřej Mikulecký

Obrázky nakreslil Edvard Vajgl, fotografie pocházejí z archivu autorky, není-li u jednotlivých snímků uvedeno jinak.

Počet stran 328

1. vydání, Praha 2024

Vytiskla TISKÁRNA V RÁJI, s.r.o., Pardubice

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 však pro autory ani pro nakladatelství nevyplývají žádné právní důsledky.

ISBN 978-80-271-7397-6 (ePub)

ISBN 978-80-271-7396-9 (pdf)

ISBN 978-80-271-5009-0 (print)

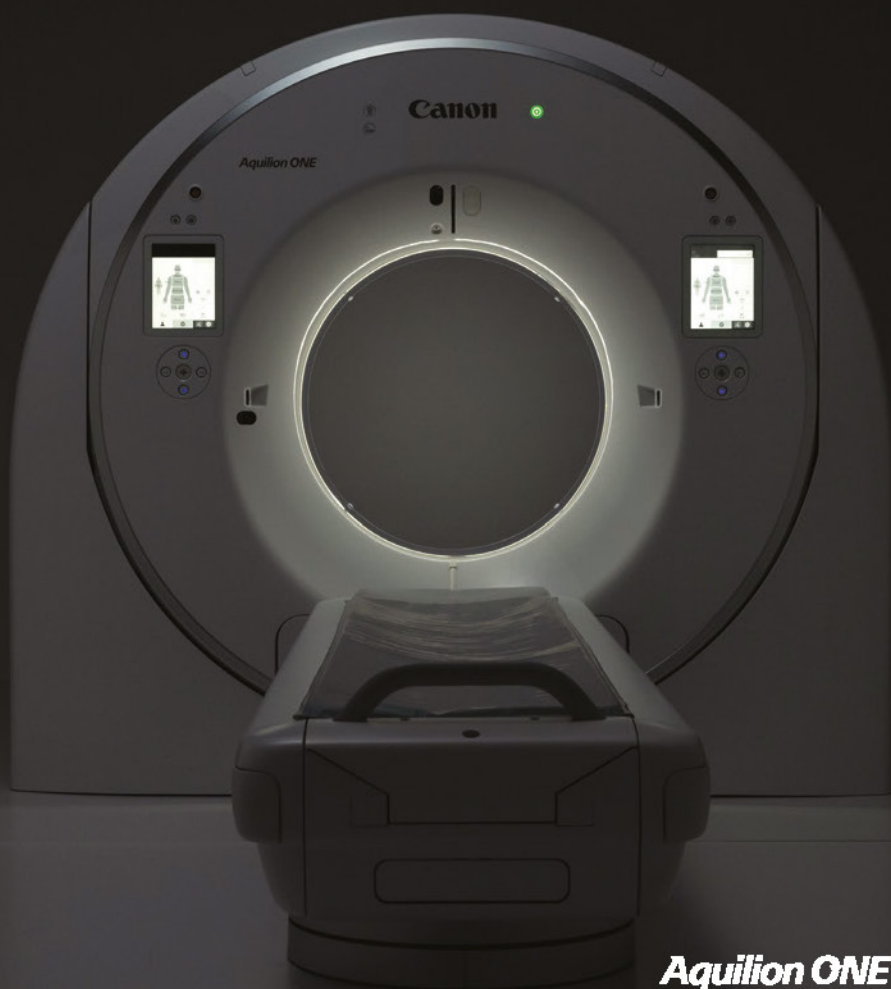
Kniha vznikla za významné finanční podpory těchto firem a odborných společností:

- **AURA Medical s.r.o.**
- **Siemens Healthcare, s.r.o.**

- **Česká společnost intervenční radiologie
České lékařské společnosti J. E. Purkyně**
- **Radiologická společnost
České lékařské společnosti J. E. Purkyně**
- **Česká společnost fyziků v medicíně, z.s.**
- **Společnost radiologických asistentů ČR, z.s.**

INSTINX

Instinctive user experience



Aquilion ONE
INSIGHT Edition



Canon

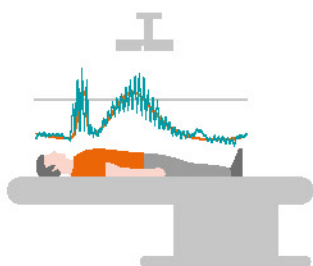
FAST 3D kamera

Snadné polohování pacienta před CT vyšetřením pomocí umělé inteligence

siemens-healthineers.com/cz



FAST 3D kamera snímá tvar, polohu a výšku pacienta. Pomocí infračerveného měření rozpozná obrysy těla a určí, zda má být pacient umístěn do CT skeneru napřed hlavou nebo nohama, vleže na zádech nebo na břiše. Doporučené polohování zobrazuje na dotykových panelech umístěných přímo na skeneru. Automatizovaný proces výrazně usnadňuje polohování pacientů a přispívá k vyšší rychlosti a přesnosti vyšetření.



FAST Isocentering

Umístí pacienta do nejlepší polohy pro nej přesnější modulaci dávky a nej konzistentnější kvalitu obrazu.



FAST Range

Detekuje správnou oblast těla a automaticky identifikuje anatomickou polohu podle protokolu.



FAST Direction

Zajistí správný směr skenování, což je zásadní, pokud pohybujete stolem s pacientem, který je intubovaný, nebo má infuzi.



SIEMENS
Healthineers

Vydání publikace finančně podpořila



ČESKÁ SPOLEČNOST INTERVENČNÍ RADIOLOGIE

České lékařské společnosti J. E. Purkyně



WWW.CRS.CZ

Vydání publikace finančně podpořila

Radiologická společnost

České lékařské společnosti J. E. Purkyně





Česká společnost fyziků v medicíně

Sdružuje fyziky působící v medicíně a další osoby se zájmem o medicínskou fyziku a její rozvoj. ČSFM, z.s., má za cíl prosazovat profesní zájmy radiologických fyziků a radiologických techniků působících ve zdravotnictví, podporovat výuku, výzkum a vývoj v oblasti medicínské fyziky a podílet se na zvyšování úrovně odborných znalostí svých členů. ČSFM, z.s., spolupracuje s národními i mezinárodními organizacemi a společnostmi.

www.csfm.cz

Společnost radiologických asistentů ČR, z.s.

Společnost radiologických asistentů ČR, z.s. (dále jen SRLA ČR),
anglický ekvivalent je The Czech Radiographers Society.

SRLA ČR:

- *Je ve své činnosti autonomní a nese za ni plnou odpovědnost. Místem působnosti je území České republiky, jazykem je čeština.*
- *Je dobrovolný zapsaný spolek radiologických asistentů. Členem se může stát každý, kdo podá řádnou přihlášku a získal odbornou způsobilost pro výkon povolání radiologického asistenta.*
- *Evidenci svých členů, stejně jako evidenci placení členských příspěvků, vede buď samostatně, nebo vedením za úhradu pověřuje jinou organizaci.*
- *V činnostech odborných a pedagogických využívá pracovních schůzí, seminářů, sympozií a sjezdů.*
- *Podílí se na zkvalitňování profesního vzdělávání, na koncepci, náplni a zajištění kontinuálního vzdělávání tak, aby plně odpovídalo potřebám praxe.*
- *Je členem mezinárodních profesních odborných organizací.*
- *Navrhuje zástupce do poradních orgánů státní správy.*
- *Spolupracuje s orgány státní správy a odborovými institucemi při řešení pracovních a sociálních podmínek svých členů.*
- *Informuje o své činnosti své členy přímo nebo prostřednictvím tisku a jeho elektronické formy.*

Jsmo hrdým členem European Federation of Radiographer Societies



SRLA
SPOLEČNOST
RADIOLOGICKÝCH
ASISTENTŮ ČR

Obsah

Seznam zkratk	17
Poznámky	19
Úvod	20
1 Vývoj CT	23
1.1 Vývojové generace CT skenerů	23
1.2 Vývoj rtg svazku	28
2 Základní parametry kvality obrazu	32
2.1 Prostorové rozlišení	32
2.2 Profily zeslabení a vzorkování signálu	34
2.3 Rozlišení při nízkém kontrastu	39
2.4 Časové rozlišení	40
3 Rtg spektrum CT svazku a jeho charakteristika	42
4 Základní součásti CT skeneru	46
4.1 Rentgenka	46
4.2 Pre-pacientská filtrace	46
4.3 Kolimátor	49
4.4 Post-pacientská filtrace a detekce záření	49
4.5 Slip-ring technologie	51
5 CT detektory	52
5.1 Popis detektorů	52
5.2 Vlastnosti CT detektorů	54
6 Základní způsoby akvizice dat	57
6.1 Helikální akvizice a pitch faktor	57
6.2 Sekvenční akvizice	63
7 Základní parametry při akvizici dat	66
7.1 Napětí	66
7.2 Anodový proud	66
7.3 Doba rotace	66
7.4 Pitch faktor	68
7.5 Single kolimace	68
7.6 Celková kolimace	69
7.7 Velikost FoV	69
8 Expoziční automatika a parametr kvality CT obrazu	76
8.1 Automatická modulace proudu	76
8.2 Řízení automatické modulace proudu	79
8.3 Automatická volba napětí	80
8.4 Automatická změna pitch faktoru	82
8.5 Organová modulace proudu	82
8.6 Parametr kvality CT obrazu	84
8.7 Další skutečnosti ovlivňující expoziční parametry	87

8.7.1	Centrace pacienta v gantry	88
8.7.2	Lokalizační sken a jeho orientace	90
8.7.3	Počet lokalizačních skenů	91
8.7.4	Pořadí lokalizačních skenů	92
8.7.5	Napětí a proud použité při lokalizačním skenu	92
8.7.6	Pozice paží při CT skenu	92
8.7.7	Pozice paží u lokalizačního skenu	92
8.7.8	Vyšetření oblasti mimo oblast lokalizačního skenu	92
8.7.9	Typ obrazu	93
8.7.10	Výkon CT skeneru	93
8.7.11	Tloušťka rekonstruovaného řezu	93
8.7.12	Použití iterativní rekonstrukce	94
8.7.13	Použití ostríčího kernelu	94
9	Rekonstrukce CT obrazu	97
9.1	Zpětná projekce a filtrovaná zpětná projekce	97
9.2	Iterativní rekonstrukce	113
9.3	Deep learning rekonstrukce	119
9.4	Porovnání různých typů rekonstrukcí	120
9.5	Další aspekty CT rekonstrukce	124
9.5.1	Cone-beam artefakt	126
9.5.2	Interpolace dat	128
9.5.3	Převedení akvizičních dat na paralelní	131
9.5.4	Vliv počtu projekcí na výsledný CT obraz	132
9.6	Parametry pro rekonstrukci CT obrazů	134
10	CT číslo	138
11	Zobrazení CT obrazů	140
11.1	Střed a šířka okna pro zobrazení stupňů šedi	140
11.2	Typy rekonstruovaných CT obrazů	144
12	CT artefakty	150
12.1	Fyzikální artefakty	150
12.1.1	Beam-hardening artefakty	150
12.1.2	Blooming artefakt	158
12.1.3	Partial volume artefakt	158
12.1.4	Photon-starvation artefakt	160
12.1.5	Artefakt z podvzorkování	162
12.2	Artefakty způsobené pacienty	163
12.2.1	Pohybový artefakt	163
12.2.2	Truncation artefakt	164
12.2.3	Out of field artefakt	164
12.3	Artefakty CT skeneru	166
12.3.1	Kruhový artefakt	166
12.4	Artefakty související s helikální nebo sekvenční akvizicí	168
12.4.1	Stair step artefakt	168
12.4.2	Zebra artefakt	169
13	Dávkové veličiny a odhad radiační zátěže pacientů z CT vyšetření	171
13.1	Dávkové veličiny	171
13.1.1	Kermový index výpočetní tomografie – CTDI	171
13.1.2	Součin kermu a délky – DLP	173

13.1.3	Multiple Scan Average Dose – MSAD	174
13.1.4	Size Specific Dose Estimate – SSDE	175
13.2	Odhad radiační zátěže pacientů	179
13.2.1	Softwary pro odhad dávek pacientů	179
13.2.2	Konverzní koeficienty pro odhad dávek pacientů	182
14	Management vyšetřovacích CT protokolů.....	186
14.1	Vyšetřovací CT protokol.....	186
14.2	Volba vyšetřovacího CT protokolu.....	187
14.3	Optimalizace vyšetřovacích CT protokolů.....	188
14.4	Další kroky optimalizace vyšetřovacích CT protokolů.....	190
14.4.1	Lokalizační sken.....	190
14.4.2	Pediatřičtí pacienti.....	191
14.4.3	Obézní pacienti	191
14.4.4	Nízkodávkové CT protokoly	192
14.4.5	CT vyšetření pacientů s kloubními a zubními náhradami.....	193
14.4.6	CT vyšetření pacientů s elektronickými zdravotnickými prostředky.....	194
14.4.7	Šetření dávky na oční čočku při CT vyšetření mozku	195
14.4.8	Ochranné stínění pacientů při CT vyšetření.....	197
15	CT vyšetření těhotných pacientek	201
15.1	Tkáňové účinky.....	201
15.2	Stochastické účinky	201
15.3	Dávky na plod z CT vyšetření.....	202
15.4	Vyšetření těhotné pacientky při podezření na plicní embolii.....	203
16	CT zobrazení srdce.....	204
16.1	Typy rekonstrukcí.....	205
16.1.1	Half-scan rekonstrukce	205
16.1.2	Multisegmentová rekonstrukce.....	205
16.2	Způsoby akvizice a EKG synchronizace	207
16.2.1	Retrospektivní a prospektivní EKG synchronizace.....	207
16.2.2	EKG-retrospektivní helikální mód.....	209
16.2.3	EKG-prospektivní sekvenční mód	210
16.2.4	EKG-prospektivní sekvenční mód s širokým detektorem.....	213
16.2.5	EKG-prospektivní high-pitch mód	214
16.3	Radiační zátěž pacientů z CT zobrazení srdce.....	215
17	Dual-energy CT zobrazení.....	218
17.1	Požadavky na získaná data pro dual-energy zobrazení	221
17.2	Metody analýzy CT dat při dual-energy zobrazení.....	223
17.3	Princip materiálové dekompozice a generované CT obrazy.....	225
17.4	Technické způsoby akvizice pro dual-energy zobrazení	233
17.4.1	Technika dvou skenů.....	233
17.4.2	Technika rychlého přepínání napětí (fast kVp switching)	234
17.4.3	Technika pomalého přepínání napětí	234
17.4.4	Dual-layer detektor	236
17.4.5	Dual-source technika	237
17.4.6	Twin-beam technika.....	238
17.5	Způsoby akvizice pro dual-energy zobrazení pro jednotlivé výrobce.....	239
17.5.1	Techniky dual-energy akvizice u CT skenerů výrobce Canon	239
17.5.2	Techniky dual-energy akvizice u CT skenerů výrobce GE	240
17.5.3	Techniky dual-energy akvizice u CT skenerů výrobce Philips.....	241

17.5.4	Techniky dual-energy akvizice u CT skenerů výrobce Siemens	242
17.6	Klinické aplikace dual-energy zobrazení.....	242
18	Spektrální CT zobrazení.....	244
18.1	Vlastnosti photon-counting detektorů detailněji.....	244
18.1.1	Vyšší prostorové rozlišení a lepší efektivita detekce rtg fotonů	245
18.1.2	Rozdělení rtg fotonů do energetických binů a simultánní multienergetická akvizice dat	248
18.1.3	Konstantní vážení rtg fotonů nezávisle na jejich energii	252
18.1.4	Materiálová dekompozice.....	254
18.2	Limitace CT s photon-counting detektory.....	256
18.3	Praktické ukázky CT obrazů z klinické praxe.....	257
18.4	Poskytovaná řešení photon-counting CT skenerů jednotlivých výrobců.....	261
19	Intervenční CT výkony	265
19.1	Úvod	265
19.2	Dávkové veličiny používané pro CT	265
19.3	Dokumentace intervenčního CT výkonu.....	266
19.4	Požadavky na CT skenery používané pro intervenční výkony.....	268
19.5	Módy CT zobrazení.....	268
19.6	Fáze intervenčních CT výkonů.....	269
19.7	Kvalita CT obrazu.....	272
19.7.1	Časové rozlišení	272
19.7.2	Artefakty	272
19.7.3	Kompromis mezi kvalitou obrazu a radiační zátěží	273
19.8	Strategie pro optimalizaci akvizčních parametrů.....	273
19.9	Další modality použitelné pro navádění intervenčních výkonů.....	275
19.10	Management dávek záření	276
19.11	Pacienti vyžadující zvláštní pozornost.....	277
19.12	Radiační ochrana pracovníků	278
20	Klinické CT a cone-beam CT	281
20.1	Úvod.....	281
20.2	Tvar rentgenového svazku	282
20.3	Produkce záření a nastavení expozičních parametrů	283
20.4	Detekce záření.....	284
20.5	Post-pacientská kolimace	285
20.6	Rekonstrukce obrazu.....	285
20.7	Rekonstruované FoV.....	286
20.8	Rychlost skenu.....	286
20.9	Kvalita obrazu.....	287
20.10	Artefakty.....	287
20.11	Praktická ukázka.....	289
21	Testovací otázky a odpovědi	292
21.1	Testovací otázky	292
21.2	Odpovědi na testovací otázky	305
	Rejstřík.....	311
	Souhrn.....	321
	Summary.....	323

Seznam zkratek

AI	umělá inteligence (artificial intelligence)
AP	předožadní
ATCM	automatická modulace proudu (automatic tube current modulation)
ATVS	automatická volba napětí (automatic tube voltage selection)
CBCT	cone-beam CT
CE	značka evropské shody
CIED	srdeční implantabilní elektronické prostředky (cardiac implantable electronic devices)
CNN	konvoluční neuronové sítě
CNR	podíl kontrastu a šumu (contrast-to-noise ratio)
CTDI	dávkový (kermový) index výpočetní tomografie
DFoV	rekonstruované FoV (display FoV)
DL	deep learning (hluboké učení)
DLP	součin dávky (kermy) a délky
DLR	deep learning rekonstrukce
DQE	detekční kvantová účinnost (detective quantum efficiency)
DRI	Dose Right Index (parametr kvality obrazu u výrobce <i>Philips</i>)
DRÚ	diagnostická referenční úroveň
DSA	digitální subtrakční angiografie
EID	energy-integrating detektor (detektory integrující signál ze všech absorbovaných částic do jednoho výstupního signálu)
FBP	filtrovaná zpětná projekce (filtered backprojection)
FDA	Food and Drug Administration (obdoba Státního úřadu pro kontrolu léčiv v ČR)
FoV	pole zájmu (field of view)
HIR	hybridní iterativní rekonstrukce
HU	Hounsfieldova jednotka
HVL	polotloušťka (half-value layer)
ICRP	International Commission on Radiological Protection
IQ	Image Quality (parametr kvality obrazu u výrobce <i>Siemens</i>)
IR	iterativní rekonstrukce
LAT	boční
MAR	redukce kovových artefaktů (metal artefact reduction)
MBIR	model-based iterativní rekonstrukce
MRI	zobrazení magnetickou rezonancí
MSAD	multiple scan average dose
MTF	modulační přenosová funkce (modulation transfer function)
NI	Noise Index (parametr kvality obrazu u výrobce <i>GE</i>)
NPS	spektrum šumu (noise power spectrum)
OECD	Organisation for Economic Co-operation and Development

PA	zadopřední
PCD	photon-counting detektory (detektory čítající fotony)
PMMA	polymetylmetakrylát (plexisklo pro simulaci zeslabení pacienta)
px	pixel (obrazový prvek, pixel element)
ref. mAs	referenční hodnota mAs (parametr kvality obrazu u výrobce <i>Siemens</i>)
RDSR	dávkový strukturovaný report (radiation dose structured report)
ROI	oblast zájmu (region of interest)
SD	směrodatná odchylka (ale také parametr kvality obrazu u výrobce <i>Canon</i>)
SNR	podíl signálu a šumu (signal-to-noise ratio)
SPR	podíl rozptýleného a primárního záření (scatter-to-primary ratio)
SFoV	skenované FoV (scan FoV)
SÚJB	Státní úřad pro jadernou bezpečnost
TNC	skutečný nativní (true non-contrast)
UHR	ultra vysoké rozlišení (ultra high resolution)
VGA	vizuální hodnocení kvality (visual grading analysis)
VNC	virtuální nativní (virtual non-contrast)
WED	ekvivalentní tloušťka vody (water-equivalent diameter)
WL	střed okna (window level)
WW	šířka okna (window width)

Poznámky

Vývoj CT jde neustále kupředu, proto je možné, že některá terminologie nebo popsané chování CT skenerů některých výrobců se již změnilo. Avšak stále by se jednalo o změny, které budou platit na nových CT skenerech, pro starší CT skenery platí to, co je uvedeno.

V průběhu psaní knihy bylo nutné některé kapitoly přepracovat, např. kapitolu *18 Spektrální CT zobrazení*, protože to, co se jevilo na začátku roku 2021 nepravděpodobné, se v průběhu několika měsíců stalo realitou.

U CT skenerů některých výrobců je chování jednotlivých nástrojů popsáno detailněji, u jiných méně. Je to založeno na dostupných informacích v různých publikacích, pro některé výrobce je detailní popis chování dostupný bohužel pouze v omezené míře.

Tato publikace není dozajista vyčerpávající, určitě by mohla obsahovat spoustu dalších kapitol, např. o CT perfuzi, o perioperačním CT, o mobilních CT skenerech, nebo by některé uvedené kapitoly mohly jít více do hloubky. Z mnoha důvodů to nebylo možné, ale i přesto jsem se snažila uvést ty kapitoly, které budou podle mého nejužitečnější. Záměrně jsem vynechala popis rentgenek a interakcí rtg záření s pacientem, protože byly detailně popsány v mé první publikaci *Radiační ochrana při rentgenových výkonech – to nejdůležitější pro praxi*, která vyšla v nakladatelství *Grada Publishing* v roce 2018. Na tuto publikaci se také v textu u některých základních informací často odkazují.

Pro jednoznačnost je pro sekundu použit místo označení s výraz *sec*, podobně pro *ms* je použito *msec*.

Ještě poslední upřesnění. Není-li uvedeno jinak, pak se pod termínem šum myslí relativní šum, nikoliv konkrétní hodnota kvantového šumu. Kvantový šum se stanovuje jako druhá odmocnina počtu detekovaných fotonů v daném detekčním elementu. Proto pro něj platí, že s rostoucí dávkou, resp. s větším počtem detekovaných fotonů, narůstá. S rostoucí dávkou ale klesá relativní šum, vyjádřený jako poměr signálu a šumu (signal-to-noise ratio), což je šum, který vnímá pozorovatel v CT obraze okem.

Úvod

Výpočetní tomografie (computed tomography, CT) je velmi dostupnou zobrazovací modalitou, která je k dispozici na mnoha pracovištích v ČR, a to jak na úrovni fakultních nemocnic, krajských nemocnic, tak také větších i menších poliklinik, včetně těch privátních. Z údajů *OECD (2021)* je zřejmé, že se počet CT skenerů na 1000 obyvatel od roku 1991 neustále zvyšuje. V roce 1991 byl v ČR počet obyvatel 10,5 milionu a nacházelo se tu 22 CT skenerů (starší data nejsou k dispozici). O deset let později, v roce 2001, to bylo již 120 CT skenerů, v roce 2011 155 CT skenerů a v roce 2019 (novější statistika nebyla v době psaní knihy k dispozici) již 172 CT skenerů. S vyšším počtem CT skenerů bylo samozřejmě provedeno také více CT vyšetření. V roce 2004 to bylo cca 702 000 CT vyšetření (starší data nejsou k dispozici), v roce 2011 to bylo 940 000 CT vyšetření a v roce 2019 již téměř 1,2 milion CT vyšetření.

Při porovnání **počtu CT skenerů** v ČR (16 CT skenerů / 1 milion obyvatel) s ostatními zeměmi *OECD* (data z 33 zemí) je ČR na 26. místě, přičemž tři vedoucí pozice obsadilo Japonsko, Austrálie a Island s počty 112, 70 a 47 CT skenerů / 1 milion obyvatel. V rámci Evropské unie je ČR na 16. místě z 19 států, pro které byla data k dispozici, přičemž první tři pozice obsadilo Řecko, Dánsko a Lotyšsko s počty 43, 41 a 37 CT skenerů / 1 milion obyvatel.

Z hlediska **počtu CT vyšetření** je ČR v rámci zemí *OECD* na 21. místě (data z 28 států) s počtem 114 CT vyšetření / 1000 obyvatel, v rámci Evropské unie na 14. místě z 19. Nejvyšší tři příčky v rámci zemí *OECD* obsadila Korea, Turecko a Lucembursko s počtem 249, 235 a 223 CT vyšetření / 1000 obyvatel, v rámci Evropské unie pak Lucembursko, Belgie a Francie s počty 223, 205 a 199 CT vyšetření / 1000 obyvatel. V roce 2008 bylo na nejvyšší příčce z pohledu počtu CT vyšetření / 1000 obyvatel Řecko, které v tu dobu uvedlo, že je provedeno 325 CT vyšetření / 1000 obyvatel. Tato informace vzbudila pozdvižení, Řecko v tomto ohledu předběhlo i USA, které v témže roce uváděly 240 CT vyšetření / 1000 obyvatel. Důvod, proč bylo v Řecku provedeno tolik CT vyšetření, nebyl dosud jednoznačně objasněn. V roce 2013 byl publikován příspěvek autora *Seimenis et al. (2013)*, ve kterém je jako důvod uvedeno to, že v Řecku je téměř dvojnásobný počet lékařů na 1 obyvatele než v ostatních zemích *OECD*, což vede k nadmíře indikací, a současně je důvodem to, že bylo CT vyšetření velmi levné. Hodnota CT vyšetření hrudníku v Řecku byla 88 \$, zatímco např. v USA byla cena 332 \$.

V ČR platí, že při počtu obyvatel 10,5 milionu a počtu CT vyšetření 1,2 milionu / rok podstoupí CT vyšetření každoročně v průměru každý devátý obyvateľ. V Lucembursku je to pak přibližně každý čtvrtý obyvateľ.

Ze statistických údajů uvedených v publikaci *SÚJB (2021)* vyplynulo, že nejčastěji prováděným CT vyšetřením je CT vyšetření hlavy, které představuje 40 % všech CT vyšetření. Následuje vyšetření trupu, které tvoří 18 %, poté hrudníku (15 %) a břicha (11 %). Nejvyšší efektivní dávka plyne z CT vyšetření trupu – 17 mSv, následuje vyšetření břicha – 10 mSv a pánve – 7 mSv. Uvedené efektivní dávky pro CT vyšetření pocházejí