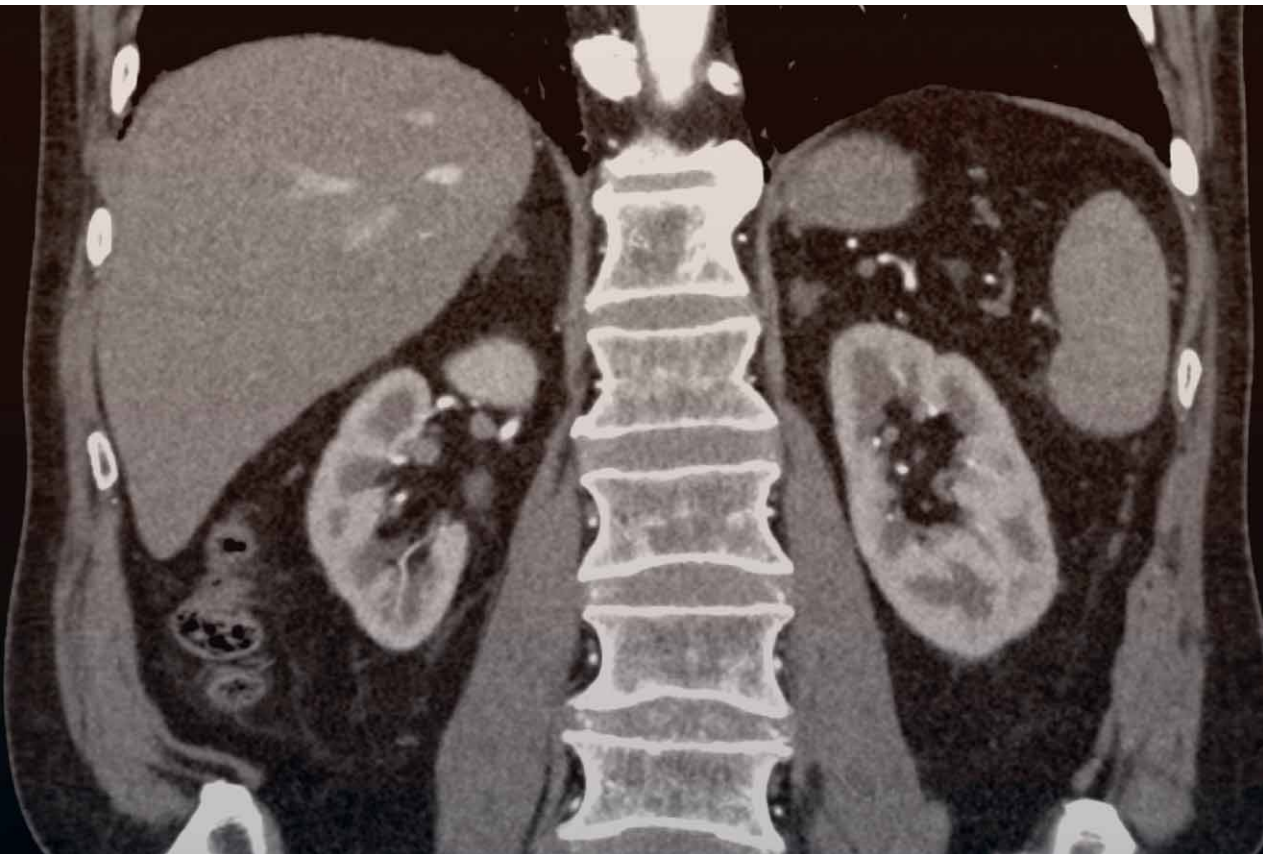
GRADA®

Lucie Súkupová

CT

Průvodce technikou výpočetní tomografie




GRADA®

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

Lucie Súkupová

Lucie Súkupová

CT

Průvodce technikou výpočetní tomografie

Grada Publishing

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 ***trestně 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



AURA

Canon

FAST 3D kamera

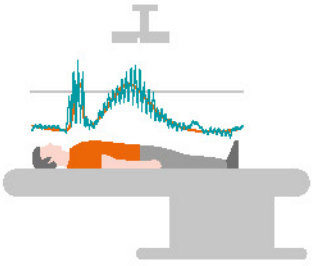
Snadné polohování pacienta před CT vyšetřením pomocí umělé inteligence

siemens-healthineers.com/cz

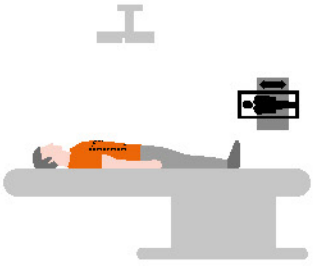




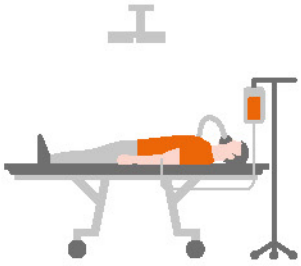
FAST 3D kamera snímá tvar, polohu a výšku pacienta. Pomocí infračerveného měření rozpozná obrysy těla a určí, zda má být pacient umístěn do CT skeneru napřed hlavou nebo nohama, vleže na zádech nebo na břiše. Doporučené polohování zobrazuje na dotykových panelech umístěných přímo na skeneru. Automatizovaný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



FAST Isocentering
Umístí pacienta do nejlepší polohy pro nejpřesnější modulaci dávky a nejkonzistentnější 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 infusi.

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



www.crs.cz



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, jednací řečí 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 pracovněprávních a sociálních podmínek svých členů.*
- *Informuje o své činnosti své členy přímo nebo prostřednictvím tisku a jeho elektronické formy.*

Jsme hrdým členem European Federation of Radiographer Societies

SRLA
SPOLEČNOST RADIOLOGICKÝCH ASISTENTŮ ČR

Obsah

Seznam zkratek **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 Orgánová 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 ostřícího 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 Ouf 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 kermy 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 Pediatričtí 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 akvizičních 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	předozadní
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 *Philips*)
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 *Siemens*)
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 *GE*)
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 *Siemens*)
RDSR	dávkový strukturovaný report (radiation dose structured report)
ROI	oblast zájmu (region of interest)
SD	směrodatná odchylka (ale také parametr kvality obrazu u výrobce *Canon*)
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 odkazuji.

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 obyvatel. V Lucembursku je to pak přibližně každý čtvrtý obyvatel.

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

z jedné fáze, avšak CT vyšetření se často provádí vícefázově, např. dvou-, tří- až čtyřfázově. Pak CT vyšetření břicha ve třech fázích může obnášet i efektivní dávku *30 mSv*, ale efektivní dávka záleží na mnoha dalších okolnostech. Ve studii *Smith-Bindman et al. (2019)*, které se zúčastnilo 151 institucí ze sedmi zemí, autoři uvádějí velmi velkou variabilitu dávek, mediány efektivní dávky pro CT vyšetření břicha se pro jednotlivá pracoviště pohybují v rozmezí *5–32 mSv*.

Dle publikace *BEIR VII (2006)* každý obyvatel planety každoročně obdrží efektivní dávku *1–10 mSv*, v průměru *2,4 mSv*, z přírodního pozadí. K té dále přispívá dávka z umělých zdrojů, která je v průměru *0,6 mSv* a téměř z 80 % je tvořena lékařským ozářením.

Pro ČR je průměrná efektivní dávka z lékařského ozáření poněkud vyšší, je to *1,16 mSv*. V USA je tato hodnota dvojnásobná, v průměru obdrží každý jednotlivec efektivní dávku *2,3 mSv*.

Obecně se z pohledu rtg zobrazování řadí CT vyšetření k vysokodávkovým modalitám, stejně jako intervenční výkony. I když v ČR představují CT vyšetření „pouze“ 6,8 % všech rtg vyšetření, přispívají 76 % ke kolektivní dávce plynoucí z lékařského ozáření. Efektivní dávky skiagrafických vyšetření se pohybují pod hodnotou *1 mSv*, zatímco u CT vyšetření se jedná o efektivní dávky v jednotkách až desítkách *mSv*. Například pro skiagrafické vyšetření srdce a plic se dávka pohybuje v rozmezí *0,02–0,1 mSv*, pro CT vyšetření mozku je to *1–2 mSv*, pro CT vyšetření břicha *6–10 mSv* na jednu fázi a pro vyšetření srdce v závislosti na způsobu náběru i *15–30 mSv*. Z toho je zřejmé, že i malé snížení dávek u CT, např. o 10–20 % u každého pacienta, bude mít velký dopad na kolektivní dávku.

První CT sken, konkrétně sken mozku, byl proveden již v roce 1971. Od té doby prošly všechny komponenty CT skeneru, ať samotné rentgenky, detektory, způsob náběru dat, nebo způsob rekonstrukce, obrovským vývojem a CT vyšetření se díky své využitelnosti stalo významnou radiodiagnostickou metodou.

Použitá literatura

- BEIR VII. *Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation: BEIR VII – Phase 2*. Committee to Assess Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation, National Research Council, 2006.
- FDA. *What are the radiation risks from CT?* FDA. U.S. Food and Drug Administration, FDA. Dostupné z: https://www.fda.gov/radiation-emitting-products/medical-x-ray-imaging/what-are-radiation-risks-ct.
- Mettler FA Jr, Mahesh M, Bhargavan-Chatfield M et al. Patient Exposure from Radiologic and Nuclear Medicine Procedures in the United States: Procedure Volume and Effective Dose for the Period 2006–2016. *Radiology*. 2020; 295(2): 418–427. doi:10.1148/radiol.2020192256.
- NCRP 184. *Medical radiation exposure of patients in the United States, NCRP report 184*. National Council on Radiation Protection and Measurements, 2019, Bethesda.
- OECD (2021). *Computed tomography (CT) scanners*. https://data.oecd.org/healtheqt/computed-tomography-ct-scanners.htm#indicator-chart.
- OECD (2021). *Computed tomography (CT) exams (indicator)*. https://data.oecd.org/healthcare/computed-tomography-ct-exams.htm.

- Seimenis I, Argentos S, Efstathopoulos S. Greece‘s high CT scanning record. *Nature*. 2013; 503(7477): 469. doi:10.1038/503469d.
- Smith-Bindman R, Wang Y, Chu P et al. International variation in radiation dose for computed tomography examinations: prospective cohort study. *BMJ*. 2019; 364: k4931. doi:10.1136/bmj.k4931.
- SÚJB (2021). *Hodnocení lékařského ozáření*. https://www.sujb.cz/fileadmin/sujb/docs/radiacni-ochrana/lekarske_ozareni/Bulletinlo2021.pdf.

1 Vývoj CT

Doba CT skenu se od prvního použití v sedmdesátých letech 20. století velmi zkrátila, přibližně o 8 řádů (stomilionkrát) z pohledu počtu nabíraných dat (pixelů) za jednotku času, což bylo možné zejména díky dvěma velkým pokrokům. Prvním z nich byla kratší doba rotace rentgenky, takže i s použitím jednořadého CT (pouze jedna řada detektorů) bylo možné získat za danou dobu více dat. Druhým pak bylo použití víceřadých detektorů, pomocí kterých je možné paralelně nabírat data pro více řezů. V dnešní době se jedná až o 320 řad detektorů umožňujících náběr až 640 datových stop.

Z hlediska nejkratšího skenovacího času, který je primárně určen dobou rotace rentgenky v gantry, jsou hodnoty v řádu jednotek minut u prvních CT skenerů až k desetinám sekundy u současných CT skenerů. Minimální skenovací čas na jednu rotaci se dnes pohybuje okolo 0,25 sec.

Mohlo by se zdát, že doba rotace rentgenky bude i nadále klesat, ale zde je nutné vzít v potaz některé limitace. První limitací je významný nárůst odstředivé síly při větší rychlosti, a tedy kratší době rotace. Odstředivá síla narůstá s druhou mocninou rychlosti. V případě doby rotace 0,42 sec vede odstředivé zrychlení k přetížení 17 G působící na rentgenku, v případě doby rotace 0,25 sec je to přes 40 G a v případě doby rotace 0,20 sec je to již 75 G. Právě odstředivé zrychlení je největším limitujícím faktorem při použití rotačních časů < 0,2 sec. Nicméně je možné, že v budoucnu skutečně budou rotační časy kratší než 0,2 sec.

Druhou limitací je požadavek na větší výkony rentgenky, protože pro udržení stejné kvality obrazu musí v kratším čase vyprodukovat stejné množství fotonů jako v tom původně delším. Výkon rentgenek se zvýšil z původních 2 kW v roce 1972 na současných 120 kW.

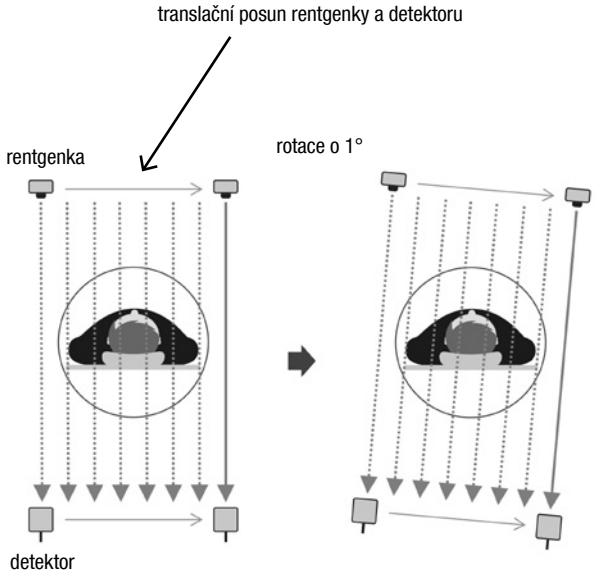
Vývoj v CT zobrazení však neprobíhal pouze v oblasti rychlosti a výkonu, ale také v dalších oblastech. Mezi další pokroky bezesporu patří automatická modulace proudu, automatická volba napětí, efektivnější filtrace, větší celková kolimace (až 16 cm na jednu rotaci), menší single kolimace (detekční elementy o velikosti i pouhých 0,25 mm), plovoucí ohnisko (umožňující získat lepší prostorové rozlišení), možnost použít nižších hodnot napětí (umožňující snížení radiační zátěže zejména u dětí) a v neposlední řadě sem patří také skenování se současným použitím dvou energií a v dnešní době již i spektrální zobrazení. Každé z těchto vylepšení bude ještě detailně popsáno dále v textu.

1.1 Vývojové generace CT skenerů

CT se vyvíjelo postupně. Dosud existuje sedm generací, a ač se to zdá nepravděpodobné, vyšší pořadí generace neznamenalo nutně pokrokovější CT skener. Někdy bylo potřeba se ve vývoji vrátit o krok nazpět.

První generace CT se datuje do roku 1971 (takže v době vzniku této knihy je to již více než 50 let), kdy se pro náběr dat využívala kombinace translačního a rotačního pohybu, viz **obr. 1.1**. Využívalo se tužkového rtg svazku o rozměru 3 mm v axiální rovině

(rovina XY) a 13 mm v podélném směru (osa Z, odpovídá tloušťce řezu) s jedním protilehlým detektorem. Jako detektor se využíval scintilační detektor NaI(Tl). Průměr rekonstruovaného pole zájmu – field of view (FoV) – byl 24 cm, což umožňovalo provedení pouze CT skenu hlavy. Obrovskou nevýhodou byl velmi pomalý pohyb, jehož následkem byl čas potřebný pro jeden řez hlavou téměř 5 min. Výsledná matice měla velikost 80 × 80 px, proto i prostorové rozlišení nebylo příliš dobré, přibližně 4 lp/cm. Tímto skenem bylo možné nahlédnout do anatomie pacienta a odlišit do té doby nevídané nízkokontrastní detaily. Obecně se jednalo o významný pokrok v zobrazování. První CT obraz byl představen na kongresu *British Institute of Radiology* v roce 1972.

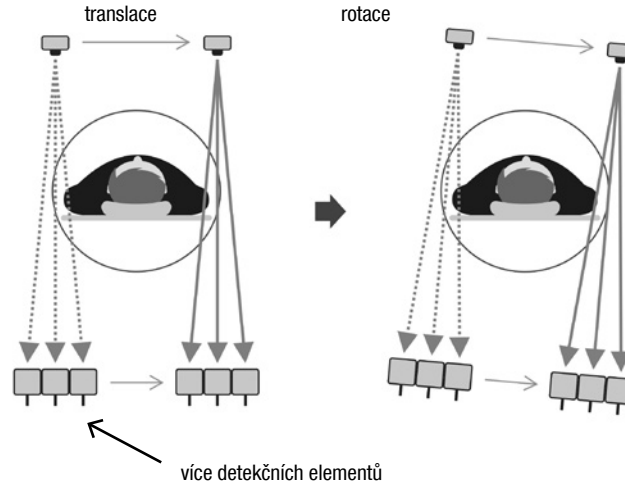


Obr. 1.1 *První generace CT – kombinace translačního a rotačního pohybu*

V roce 1974 se objevila **druhá generace CT**, která stále kombinovala translační a rotační pohyb a využívala již mírně vějířového rtg svazku, viz **obr. 1.2**, náběr dat byl rychlejší. V počátcích zahrnovaly CT skenery pouze tři detektory, takže získání dat pro jeden řez hlavou trval přibližně 2 min (cca 3× rychlejší než pro první generaci CT). Pokročilejší CT skenery druhé generace již měly i více než 30 detektorů, čemuž odpovídal úhel vějířového svazku okolo 10°. To umožnilo velké urychlení náběru dat, pro náběr dat jednoho řezu postačovala doba kratší než 20 sec.

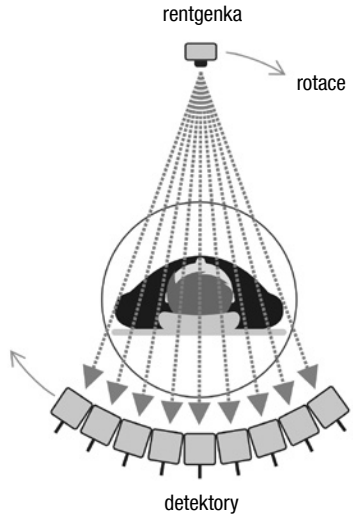
Krátce na to, již v roce 1975, se objevila **třetí generace CT**, která využívala pouze rotačního pohybu rentgenky a detektorů a vějířového rtg svazku s úhlem v rozmezí 45–55°, viz **obr. 1.3**. Doba náběru dat se výrazně zkrátila, čas potřebný pro získání dat jednoho řezu byl okolo jedné sekundy. U této generace byla rentgenka pevně spojena s protilehlými detektory, kterých bylo přibližně 300 u CT skenerů v počátcích třetí generace a okolo 700 v pozdějších fázích třetí generace. Detektory byly umístěny po obvodu kruhové

výseče a rotovaly společně s rentgenkou. Nevýhodou této generace byl však vznik kruhových artefaktů (viz kapitola *12 CT artefakty*). Ale proč netrpěly kruhovým artefaktem také předchozí generace? U dvou předchozích generací byl vlastně každý detektor kalibrován na začátku každého translačního pohybu na okraji skenovaného pole (jednalo se o **dynamickou kalibraci**), protože bylo možné zjistit jeho odezvu na ozáření, při kterém rtg svazek neprochází pacientem. U třetí generace však toto již možné nebylo, některé detektory (typicky ty uprostřed) nejsou nikdy ozářeny nezeslabeným rtg svazkem, takže nebylo možné provést dynamickou kalibraci při každém skenu. Proto třetí generace CT vyžadovala extrémně dobrou stabilitu CT detektorů. Špatně kalibrovaný detektor, i s malou nepřesností 0,1 %, pak měl za následek vznik onoho zmíněného kruhového artefaktu.

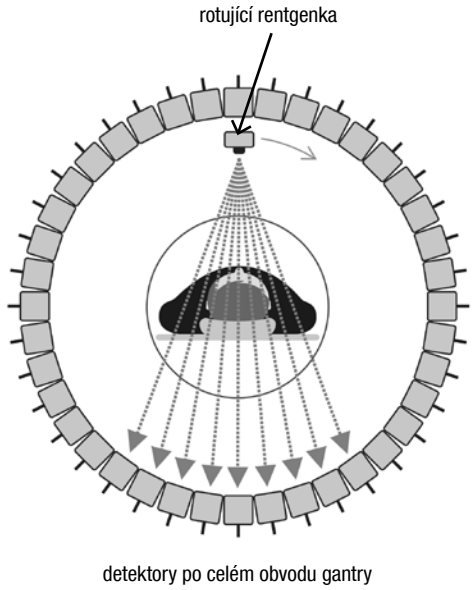


Obr. 1.2 *Druhá generace CT – kombinace translačního a rotačního pohybu s vějířovým rtg svazkem*

Vývoj CT šel i nadále rychle kupředu a v roce 1976 se objevila **čtvrtá generace CT**, kdy rotovala pouze rentgenka, detektory byly stacionární a byly umístěny po celém obvodu gantry, viz **obr. 1.4**. Tím se zamezilo vzniku kruhových artefaktů. V počátečních fázích čtvrté generace se využívalo 600 detektorů, v pozdější fázi dokonce 8000 detektorů. Nevýhodou této generace byla vysoká cena – detektory byly po celém obvodu gantry, ale přesto se při CT skenu využívala v každém okamžiku maximálně 1/4 ze všech detektorů (zbývající 3/4 byly mimo vějířový svazek). Kvůli větší efektivitě se akceptovalo záření z většího úhlu, nebylo možné použít protirozptylovou mřížku (viz část *4.4 Post-pacientská filtrace a detekce záření*), což mělo logicky za následek více rozptýleného záření.



Obr. 1.3 *Třetí generace CT – rotační pohyb rentgenky s vějířovým rtg svazkem s protilehlými detektory*



Obr. 1.4 *Čtvrtá generace CT – rotační pohyb rentgenky s vějířovým rtg svazkem s detektory po celém obvodu gantry*

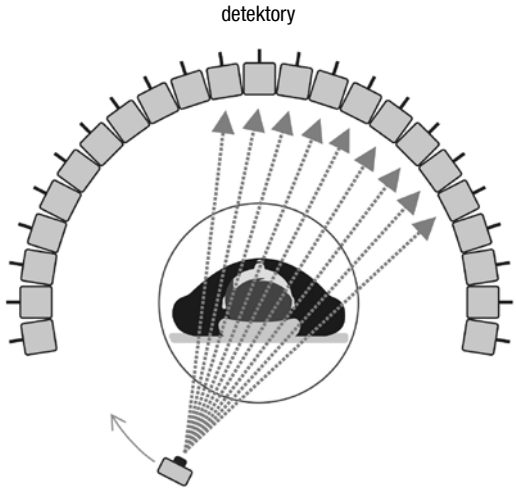
Pátou generaci ve vývoji CT, která přišla po roce 1980, představuje tzv. **electron-beam CT**, které bylo určeno výhradně pro vyšetření srdce. Na rozdíl od všech předchozích generací se zde využívalo stacionární rentgenky a stacionárních detektorů, viz **obr. 1.5**. Záření tedy již nebylo produkováno rentgenkou rotující kolem pacienta v gantry, ale využívalo magnetického zakřivení (nasměrování) svazku elektronů z elektronového děla na wolframové půlprstence (přesněji čtyři kranio-kaudálně vedle sebe pokrývající v axiálním směru úhel 210°) sloužící jako anoda, které byly umístěny okolo pacienta. Naproti čtyřem wolframovým půlprstencům byly umístěny dvě řady detektorů k detekci prošlého záření. Celkem bylo možné získat najednou osm řezů. Velkou výhodou bylo excelentní časové rozlišení – 50 msec, některé zdroje uvádějí až dokonce neuvěřitelných 17 msec. To bylo možné díky tomu, že se jednalo o stacionární geometrii – svazek elektronů byl směrován pouze elektromagneticky, nebylo potřeba žádných rotujících částí. Nevýhodou bylo jednostranné použití – CT skener byl dedikován pouze k vyšetření srdce, malá fluence rtg fotonů neumožňovala vyšetření jiných částí těla, dokonce ani srdce u obéznějších pacientů.

V nynější době se v klinické praxi používají systémy třetí generace CT, tj. rotující rentgenka s pevně spjatými protilehlými detektory. Došlo tedy k návratu od čtvrté a páté generace ke generaci třetí. Čtvrtá ani pátá generace nenašly dostatečné uplatnění kvůli nevýhodám, které jsou s těmito generacemi spojené. Nicméně třetí generace CT skenerů mezitím prošla velkým vývojem, zejména byla zavedena **slip-ring technologie** (viz část *4.5 Slip-ring technologie*), která umožnila helikální skenování, proto se tato generace označuje jako **šestá generace CT**. První CT skenery využívající slip-ring technologii byly uvedeny na trh v roce 1987, komerčně začali velcí výrobci využívat slip-ring technologii od roku 1990. Doba skenu se tím výrazně zkrátila, přibližně na 1 sec/řez. Následně došlo ke zvýšení počtu řad detektorů a mluví se již o **sedmé generaci CT**. Počty detektorových řad se pohybují nejčastěji v rozmezí 64–320, ale díky plovoucímu ohnisku (viz část *2.2 Profily zeslabení a vzorkování signálu*) je možné rekonstruovat s 320 řadami detektorů až 640 řezů. Velkým počtem řad detektorů je pak možné naskenovat objem o délce až 16 cm při sekvenčním skenování v rámci jedné rotace, jiné skenery umožňují v helikálním módu naskenovat i objem o délce přes 70 cm za 1 sec při použití dostatečně velkého pitch faktoru (> 3). Doba celotělového skenu se tak pohybuje v jednotkách sekund.

Rekonstruovaná matice má standardně rozměr 512 × 512 px a hloubku 12 bitů (např. pro potřeby plánování radioterapie až 16 bitů), ale u řady CT skenerů je možné získat i matici o rozměru 1024 × 1024 px, případně s ultra vysokým rozlišením (UHR) o velikosti 2048 × 2048 px. Nicméně s UHR je možné skenovat v rámci jedné rotace pouze velmi omezený objem, nelze např. skenovat 16 cm/rotaci a očekávat matici 2048 × 2048 px. Velikost detekčních elementů v ose Z (definovaná v izocentru, viz část *7.5 Single kolimace*) se pohybuje běžně v rozmezí 0,5–0,625 mm, pro UHR pak někteří výrobci využívají detekční elementy o velikosti 0,25 mm nebo techniku převzorkování (viz část *2.2 Profily zeslabení a vzorkování signálu*).

Na vývoj CT se může pohlížet také z jiného pohledu, konkrétně z **pohledu pokroků**, které lze rozdělit do tří hlavních kategorií:

1. izotropní volumetrické zobrazení,
2. dostatečné časové rozlišení,
3. spektrální informace pro klasifikaci materiálového složení.



Obr. 1.5 *Pátá generace CT – electron-beam CT*

U první kategorie bylo cílem získat dostatečně kvalitní obrazy pro statické objekty, následně pak pokrytí většího objemu na jeden nádech pacienta a poté izotropní (ve všech třech směrech X, Y, Z stejné) rozlišení skenovaného objemu.

U druhé kategorie se jednalo o získání dostatečného časového rozlišení u dynamických procesů pacienta ve velkém skenovaném objemu díky významnému urychlení rotace rentgenky v gantry, většímu pokrytí detektory, velkému pitch faktoru a pokročilým rekonstrukčním algoritmům.

A co se týká třetí kategorie, hlavním cílem bylo dodat do rekonstruovaných dat „barvu“ neboli získat spektrální informace a tím informace o materiálovém složení – ať použitím skenování při dvou energiích (viz kapitola *17 Dual-energy CT zobrazení*), nebo spektrálním zobrazením (viz kapitola *18 Spektrální CT zobrazení*).

1.2 Vývoj rtg svazku

Popis generací CT skenerů uvedený výše se používá standardně při seznamování s vývojem CT. Nicméně na vývoj CT se dá pohlížet i z jiného pohledu, a to z pohledu tvaru rtg svazku.

Obecně existují **tři geometrie rtg svazku**. Tužkový svazek (pencil beam), vějířový svazek (fan beam) a kuželový svazek (cone beam). V případě kuželového svazku bude v knize používána anglická terminologie „cone-beam“. Všechny tři typy rtg svazků jsou uvedeny na **obrázku 1.6**.

Vážení čtenáři, právě jste dočetli ukázku z knihy CT - Průvodce technikou výpočetní tomografie**.**
Pokud se Vám ukázka líbila, na našem webu si můžete zakoupit celou knihu.