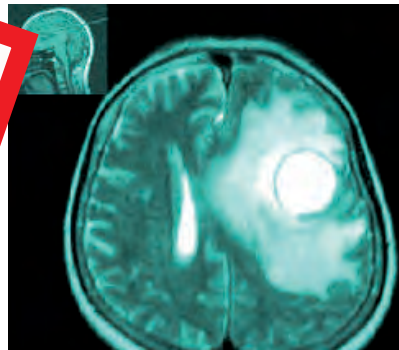
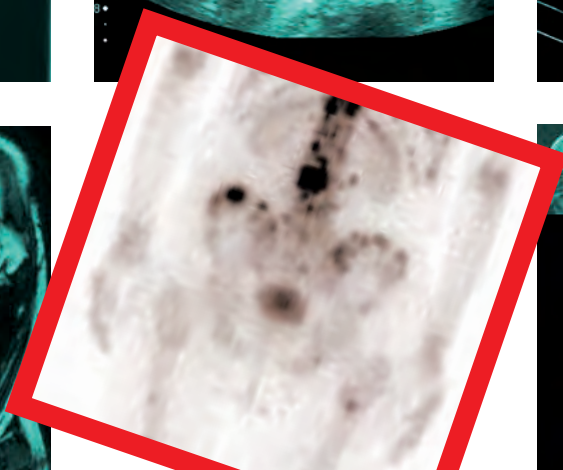
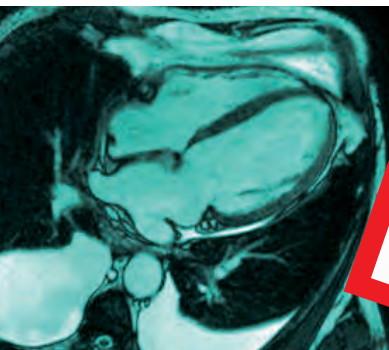
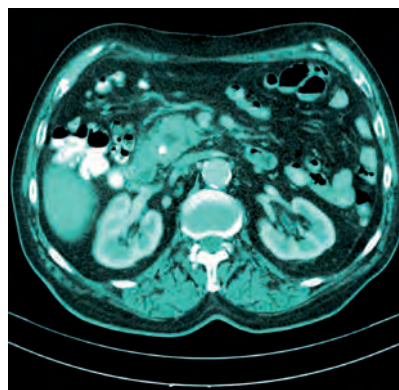
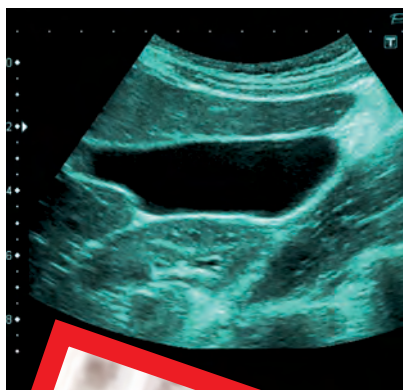


Zdeněk Seidl, Andrea Burgetová, Eva Hoffmannová, Martin Mašek,
Manuela Vaněčková, Tomáš Viták

Radiologie pro studium i praxi



Zdeněk Seidl, Andrea Burgetová, Eva Hoffmannová, Martin Mašek,
Manuela Vaněčková, Tomáš Viták

Radiologie pro studium i praxi

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.

Prof. MUDr. Zdeněk Seidl, CSc., MUDr. Andrea Burgetová, Ph.D., MUDr. Eva Hoffmannová, CSc., MUDr. Martin Mašek, Ph.D., doc. MUDr. Manuela Vaněčková, Ph.D., MUDr. Tomáš Viták, Ph.D.

RADIOLOGIE PRO STUDIUM I PRAXI

Hlavní autor:

Prof. MUDr. Zdeněk Seidl, CSc. – *Radiodiagnostická klinika I. LF UK a VFN, Praha*

Kolektiv autorů:

MUDr. Andrea Burgetová, Ph.D. – *Radiodiagnostická klinika I. LF UK a VFN, Praha*

MUDr. Eva Hoffmannová, CSc. – *Oddělení nukleární medicíny, Oblastní nemocnice Kolín*

MUDr. Martin Mašek, Ph.D. – *Radiodiagnostická klinika I. LF UK a VFN, Praha*

Prof. MUDr. Zdeněk Seidl, CSc. – *Radiodiagnostická klinika I. LF UK a VFN, Praha*

Doc. MUDr. Manuela Vaněčková, Ph.D. – *Radiodiagnostická klinika I. LF UK a VFN, Praha*

MUDr. Tomáš Viták, Ph.D. – *Radiodiagnostická klinika I. LF UK a VFN, Praha*

Recenzovali:

Prof. MUDr. Vlastimil Válek CSc., MBA

Mgr. Martin Buček, RRA

MUDr. Milouš Derner

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

TIRÁŽ TIŠTĚNÉ PUBLIKACE:

© Grada Publishing, a.s., 2012

Cover Design © Grada Publishing, a.s., 2012

Vydala Grada Publishing, a.s.

U Průhonu 22, Praha 7

jako svou 4923. publikaci

Odpovědná redaktorka Mgr. Helena Vorlová

Obrázky 2.2, 2.6 až 2.8, 2.18 až 2.32, 2.34, 3.1, 3.9, 4.1 až 4.3, 4.5, 5.1, 5.2, 5.4 až 5.6, 5.8, 5.10, 5.14, 6.1, 6.4, 7.1, 8.1, 8.2, 10.8, 11.87, 11.88, 11.91 dle předloh autorů překreslil MgA. Radek Krédl.

Pěrovky v kapitole 11 a 12 převzaty z publikace *Neurologie pro studium i praxi*, Grada Publishing 2004 a *Magnetická rezonance hlavy, mozku a páteře*, Grada Publishing 2007.

Fotografie dodali autoři.

Sazba a zlom Jan Šístek

Počet stran 368 + 4 strany barevné přílohy

Vydání první, Praha 2012

Vytiskly Tiskárny Havlíčkův Brod, a.s.

Publikace byla podpořena grantem MZ ČR RVO-VFN64165/2012.

Autoři a nakladatelství děkují společností Bayer s.r.o. a Siemens, s.r.o. za podporu, která umožnila vydání publikace.

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 nevyplynou žádné právní důsledky.

ISBN 978-80-247-4108-6

ELEKTRONICKÉ PUBLIKACE:

ISBN 978-80-247-8221-8 (pro formát pdf)

ISBN 978-80-247-8222-5 (pro formát ePub)

Obsah

Seznam zkratk	11
Úvod	15
1 Historie radiologie (<i>Zdeněk Seidl</i>)	17
2 Část obecná (<i>Tomáš Viták, Zdeněk Seidl, Andrea Burgetová</i>)	21
2.1 Historie objevení rentgenového záření	21
2.2 Rentgenové záření	22
2.2.1 Vznik a vlastnosti rentgenového obrazu	25
2.2.2 Kvalita RTG obrazu	26
2.2.3 Rentgenka	28
2.2.4 Konstrukce RTG přístrojů, nářadí a pomůcky	31
2.2.5 Elektronické zobrazovací detektory RTG záření	35
2.2.6 Projekce RTG zobrazení u planární rentgenové diagnostiky	36
2.2.7 RTG subtrakční radiografie – DSA	37
2.2.8 RTG kostní denzitometrie	38
2.2.9 RTG mamografie	38
2.3 Ultrazvuk	39
2.3.1 Základní fyzikální informace	39
2.3.2 Lékařská ultrasonografie	40
2.3.3 Dopplerovská ultrasonografie	43
2.4 Výpočetní tomografie (CT)	44
2.4.1 Historický úvod	44
2.4.2 Rentgenová tomografie – CT	47
2.4.3 Mnohodetektorové, multi-slice a spirální CT	48
2.4.4 Diagnostické použití	49
2.5 Magnetická rezonance	51
2.5.1 Základní principy zobrazování magnetickou rezonancí	51
2.5.2 Zobrazovací sekvence	58
2.5.3 Magnetizační transfer	61
2.5.4 Rekonstrukce obrazů magnetické rezonance	62
2.5.5 Magnetická rezonanční angiografie (MRA)	66
2.5.6 Zobrazování difuze magnetickou rezonancí (DWI)	67
2.5.7 Zobrazování perfuze magnetickou rezonancí (PWI)	67
2.5.8 Funkční magnetická rezonance (fMRI)	68
2.5.9 MR spektroskopie	69
2.5.10 Kontraindikace k vyšetření MR	70
2.6 Pozitronová emisní tomografie a CT (PET/CT)	70
2.7 Jednofotonová emisní tomografie (SPECT), SPECT/CT	71
2.8 Projekce (obecné poznámky)	71
2.9 Specifika radiologie u dětí	73
2.10 Příprava pacienta před vyšetřením v radiodiagnostice	74
2.10.1 RTG skiaskopie	74
2.10.2 Příprava na USG vyšetření	74

2.10.3	Příprava na CT vyšetření	75
2.10.4	Příprava na MR vyšetření	76
2.11	Kontrastní látky	76
2.11.1	Kontrastní látky v RTG diagnostice	76
2.11.2	Kontrastní látky v USG diagnostice	80
2.11.3	Kontrastní látky pro magnetickou rezonanci	80
2.12	Radiační ochrana	82
2.12.1	Veličiny a jednotky v radiační ochraně	83
2.12.2	Radiobiologie	85
2.12.3	Základní principy radiační ochrany	88
2.12.4	Ochrana před RTG zářením v radiodiagnostice	92
2.12.5	Osobní monitorování – dozimetrie	95
2.12.6	Klasifikace zdrojů ionizujícího záření	96
2.12.7	Kategorizace pracovišť	97
2.12.8	Kategorizace radiačních pracovníků	98
2.12.9	Radiační nehody a mimořádné události	100
2.12.10	Zpracování programu zabezpečování jakosti	101
3	Zobrazení v traumatologii (<i>Martin Mašek</i>)	103
3.1	Obecná část	103
3.1.1	Základní rentgenologické vyšetření	103
3.1.2	Základní rysy zlomenin	104
3.1.3	Popis rentgenového obrazu	104
3.2	Speciální část	106
3.2.1	Zlomeniny článků prstů	106
3.2.2	Zlomeniny metakarpů a karpálních kůstek	106
3.2.3	Zlomeniny předloktí	107
3.2.4	Zlomeniny humeru	109
3.2.5	Zlomeniny lopatky a klíční kosti	111
3.2.6	Zlomeniny žeber	111
3.2.7	Zlomeniny pánve	111
3.2.8	Zlomeniny stehenní kosti a česky	112
3.2.9	Zlomeniny bérceových kostí, hlezna a nohy	119
4	Zobrazovací diagnostika hrudníku (<i>Andrea Burgetová</i>)	123
4.1	Vyšetřovací metody	123
4.1.1	Nativní snímek hrudníku	123
4.1.2	Nativní snímek kostních částí hrudníku	128
4.1.3	Bronchografie	128
4.1.4	Angiografie	129
4.1.5	Výpočetní tomografie (CT)	129
4.1.6	Ultrasonografické vyšetření (USG)	130
4.1.7	Magnetická rezonance (MR)	131
4.2	Nejčastější patologické nálezy v plicích	131
4.2.1	Vývojové vady a plicní onemocnění novorozenců	131
4.2.2	Edém plic	132
4.2.3	Záněty	132

4.2.4	Atelaktáza, plicní kolaps	135
4.2.5	Plicní emfyzém	136
4.2.6	Získané cysty a dutiny v plíci	136
4.2.7	Plicní fibróza, voštinovitá plíce	137
4.2.8	Tumory	137
4.3	Nejčastější patologické nálezy pleury	141
4.3.1	Pleurální tekutina	141
4.3.2	Pneumothorax (PNO)	141
4.3.3	Mezoteliom	143
4.4	Nejčastější patologické nálezy mediastina	143
4.5	Intervenční radiologie	145
5	Zobrazovací diagnostika gastrointestinálního traktu (GIT)	147
	<i>(Andrea Burgetová)</i>	
5.1	Vyšetřovací metody	147
5.1.1	Nativní snímek břicha (skiografie)	148
5.1.2	Skioskopická vyšetření s použitím kontrastní látky	151
5.1.3	Angiografie	160
5.1.4	Ultrasonografie (USG)	161
5.1.5	CT	161
5.1.6	MR	162
5.2	Nejčastější patologické nálezy	163
5.2.1	Náhlé příhody břicha (NPB)	163
5.2.2	Jícen	165
5.2.3	Žaludek a duodenum	168
5.2.4	Tenké střevo	169
5.2.5	Tlusté střevo	171
5.3	Intervenční radiologie	174
5.3.1	Balónkové dilatace jícnových stenóz	174
5.3.2	Zavedení jícnových stentů	174
5.3.3	Perkutánní gastrostomie	174
5.3.4	Terapie krvácení do gastrointestinálního traktu, terapie při léčbě chronické mezenterální ischemie	174
6	Játra, žlučové cesty, pankreas, slezina a intervenční radiologie	175
	<i>(Andrea Burgetová)</i>	
6.1	Játra	175
6.1.1	Vyšetřovací metody	175
6.1.2	Nejčastější patologické nálezy	176
6.2	Žlučové cesty	178
6.2.1	Vyšetřovací metody	178
6.2.2	Nejčastější patologické nálezy	181
6.3	Pankreas	183
6.3.1	Vyšetřovací metody	183
6.3.2	Nejčastější patologické nálezy	183
6.4	Slezina	185
6.4.1	Vyšetřovací metody	185

6.4.2	Nejčastější patologické nálezy	185
6.5	Intervenční radiologie	186
7	Zobrazovací diagnostika urotraktu a prostaty (<i>Andrea Burgetová</i>)	189
7.1	Vyšetřovací metody	189
7.2	Nejčastější patologické nálezy	194
8	Zobrazovací diagnostika v gynekologii (<i>Andrea Burgetová</i>)	203
8.1	Vyšetřovací metody	204
8.2	Nejčastější patologické nálezy	206
9	Zobrazovací diagnostika prsů (<i>Andrea Burgetová</i>)	211
9.1	Vyšetřovací metody	211
9.2	Nejčastější patologické nálezy	213
10	Zobrazovací diagnostika srdce a cév (<i>Martin Mašek</i>)	219
10.1	Zobrazení cév	219
10.1.1	Neinvazivní metody	219
10.1.2	Invazivní metody	221
10.2	Zobrazení srdce	228
11	Neuroradiologie (<i>Zdeněk Seidl, Manuela Vaněčková</i>)	233
11.1	Oobecná část	233
11.1.1	Nativní RTG vyšetření	233
11.1.2	Výpočetní tomografie (CT)	237
11.1.3	Magnetická rezonance (MR)	242
11.1.4	Angiografické vyšetření (AG), DSA	249
11.1.5	Perimyelografické vyšetření (PMG)	249
11.1.6	Pozitronová emisní tomografie PET a hybridní přístroj PET/CT	250
11.1.7	Jednofotonová emisní tomografie SPECT a hybridní přístroj SPET/CT	252
11.1.8	Pneumoencefalografické vyšetření (PEG)	252
11.1.9	Ultrasonografické vyšetření	252
11.2	Speciální neuroradiologie	253
11.2.1	Vývoj nervového systému a vývojové vady	253
11.2.2	Bílá hmota mozková	257
11.2.3	Neurokutánní onemocnění (fakomatózy, neurovývojová onemocnění)	262
11.2.4	Poranění mozku, hlavy	264
11.2.5	Cévní onemocnění mozku	269
11.2.6	Cévní malformace	278
11.2.7	Intervenční neuroradiologie	282
11.2.8	Mozkové nádory	283
11.2.9	Zánětlivá onemocnění nervového systému	290
11.2.10	Patologické procesy selární oblasti	295
11.2.11	Hydrocefalus	300
11.2.12	Degenerativní onemocnění nervového systému	301

11.2.13 Patologické procesy lebky, mening, obličejových dutin	304
11.2.14 Degenerativní onemocnění páteře	307
11.2.15 Traumatické léze páteře	314
11.2.16 Nádory míchy a páteře	317
11.2.17 Nenádorová onemocnění míchy a páteře	322
12 Zobrazovací diagnostika orbity a očního bulbu	325
<i>(Zdeněk Seidl, Manuela Vaněčková)</i>	
12.1 Trauma orbity, očních struktur, přítomnost cizího tělesa	326
12.2 Nádory očnice	327
12.3 Patologické procesy svalů orbity	329
12.4 Oční bulbus	330
12.5 Optický nerv	333
12.6 Slzná žláza	334
13 Zobrazovací diagnostika v stomatologii	337
<i>(Zdeněk Seidl, Manuela Vaněčková)</i>	
14 Nukleární medicína (Eva Hoffmannová)	339
14.1 Úvod	339
14.2 Detekce záření a principy zobrazování v nukleární medicíně	340
14.3 Radiofarmaka	341
14.4 Klinické využití nejčastějších metod nukleární medicíny	342
14.4.1 Scintigrafie skeletu	342
14.4.2 Perfuzní a ventilační scintigrafie plic	344
14.4.3 Metody nukleární medicíny v kardiologii	344
14.4.4 Metody nukleární medicíny v onkologii	346
14.4.5 Diagnostika zánětů	346
14.4.6 Metody nukleární medicíny v nefrologii	348
14.4.7 Klinická indikace v neurologii	348
14.4.8 Klinická indikace v endokrinologii	349
14.4.9 Využití při zobrazení lymfatických cest a uzlin	349
14.5 Terapeutické využití otevřených zářičů	349
14.6 Radiační ochrana v nukleární medicíně	351
Příloha	353
Věstník ministerstva zdravotnictví ČR	353
Literatura	358
Rejstřík	359
Souhrn	367
Summary	368
Barevná příloha	

Seznam zkratk

ACC	arteria carotis comunis
ACE	arteria cerebri externa
ACI	arteria cerebri interna
ADEM	akutní diseminová encefalomyelitida
AG	angiografické vyšetření
AP	anterior-posterior (projekce předozadní)
ATP	adenosin trifosfát
AVM	arteriovenózní malformace
BH	bílá hmota mozková
BOLD	blood oxygenation level-dependent
CAS	kalciové skóre
CBF	mozková perfuze
CMP	akutní mozková příhoda
CMV	cytomegalovirus
CNS	centrální nervová soustava
CT	výpočetní tomografie (computed tomography)
CTA	CT angiografie
DECT	Dual Energy CT
DK	dolní končetina
DMO	dětská mozková obrna
DSA	digitální subtrakční angiografie
DTI	diffusion tensor imaging (difuzní tenzorové zobrazení)
DWI	diffusion weighted imaging (difuze magnetickou rezonancí)
E	efektivní dávka
EPI	echo planar imaging
FDG	2-fluoro-2deoxy D glukóza
FISP	fast imaging with steady-state precession
FLAIR	fluid-attenuated inversion recovery
FLASH	fast low angle shot
fMRI	funkční magnetická rezonance
FOV	zobrazené pole
FSE	fast spin echo (rychlé spinové echo)
GCS	Glasgowská škála (Glasgow coma scale)
Gd	gadolinium
Gd-DTPA	diethyltriaminopentaacetylová kyselina
GE	gradientní echo
GIT	gastrointestinální trakt
Gy	Gray
H	dávkový ekvivalent
H.D.	high density
HRCT	výpočetní tomografie s vysokou rozlišovací schopností (high resolution computed tomography)
HU	Hounsfield Unit (Hounsfieldova jednotka, značí intenzitu denzity v obrazu CT)
IR	inversio recovery

JKL	jodové kontrastní látky
KL	kontrastní látky
KPR	kardiopulmonální resuscitace
kV	kilovolt
LAO	left anterior oblique (šikmé projekce levé)
LL	latero-laterální, též SIN-sinister (bočné projekce levé)
LPO	left posterior oblique (šikmé projekce levé)
MDCT	Multi Detector CT
MIP	maximum intensity projection
Mo	molybden
MPR	multiplanární rekonstrukce
MR	magnetická rezonance
MRA	magnetická rezonanční angiografie
MRCP	magnetická rezonanční cholecystopankreatografie
MRS	magnetická rezonanční spektroskopie
MT	magnetizační transfer
MTC	magnetic transfer contrast (magnetizační transfer kontrast)
MTI	magnetic transfer imaging
MTS	meziální temporální skleróza
NFS	nefrogenní systémová fibróza
NMO	neuromyelitis optica
NRS	Národní radiologické standardy
PA	posterior-anterior (zadopřední projekce)
PC	technika Phase Contrast
PCR	polymerázová řetězová reakce
PD	protodenzita
PEG	pneumoencefalografické vyšetření
PET	pozitronová emisní tomografie
PET/CT	pozitronová emisní tomografie a CT (umožňuje hybridní zobrazení PET a CT)
PML	progresivní multifokální leukoencefalopatie
PSA	specifický prostatický antigen
PSC	primární sklerotizující cholangitida
PTA	perkutánní transluminální angioplastika
PTC	perkutánní transhepatická cholangiografie
PVL	periventrikulární leukomalacie
PWI	perfusion weighted imaging (perfuzní magnetická rezonance)
RDS	syndrom dechové tísně
RFA	radiofrekvenční ablace
Rh	rhodium
RL	right-lateral (bočné projekce pravé, též DX-dextrum)
rMTT	relative mean transit time (relativní průměrný čas průchodu)
RO	radiační ochrana
rrCBV	relative regional cerebral blood volume (relativní regionální mozkový krevní objem)
RS	roztroušená skleróza mozkomíšní
r-TPA	rekombinantní tkáňový plazminogen aktivátor

SAK	subarachnoidální krvácení
SE	spin echo
SLE	systémový lupus erythematosus
SPECT	single photon emission computed tomography (jednofotonová emisní tomografie)
STIR	short tau inversion recovery
Sv	sievert
T	Tesla
T1	podélná relaxace protonů vodíku – (T_1 relaxační čas)
T1W-IR	T1 vážené inversion recovery sekvence
T2	příčná relaxace protonů vodíku – (T_2 relaxační čas)
TE	echo time (čas echa)
TIPS	transjugulární intrahepatální portosystémový zkrat
TOF	time of flight
TR	repetiční čas
TSE	turbo spin echo (rychlé spinové echo)
TTP	time to peak
USG	ultrasonografie
UZ	ultrazvuk
VRT	volume rendering technique
WCE	enterální kapsle
w_{Tt}	tkáňové váhové faktory
ZIZ	zdroj ionizujícího záření
ŽC	žlučové cesty

Úvod

Překotný rozvoj zobrazovacích metod v posledních desetiletí a na druhé straně učební texty, které již mnohdy neodpovídají současným možnostem a trendům radiodiagnostiky, byl hlavní motiv sepsání této publikace.

Rada modalit a technik vyšetření, kterým byl vymezen velký prostor v učebních textech, se dnes již neužívá nebo velmi okrajově, naopak některé metody vyšetření, které přináší zásadní informace, nejsou vůbec uvedeny nebo chybí nové poznatky. Radiologie je obor, jehož vývoj není zdaleka ukončen. Také je zřejmé, že mnohdy najdou současné metody své optimální uplatnění až na základě klinických zkušeností, možná že některé zaniknou s objevem nových modalit.

Spektrum studentů zabývajících se studiem radiodiagnostiky je v současné době velmi široké – od studentů medicíny k různým odvětvím nemedicínských lékařských oborů, kde je rozsah požadovaných znalostí poněkud odlišný. V takto malém státě ale není možné vydávat jednotlivé učební texty pro úzce zaměřené skupiny studujících.

Nechtěli jsme knihu ve smyslu „vybraných kapitol“, kde autoři obvykle píšou o oblasti svého zájmu a výzkumu, ale naopak uchopit co nejširší oblast radiologie.

Snažili jsme se v textu odlišit „bazální znalosti“ radiologie od poněkud hlubších sdělení – ta jsou psána *kurzívou*.

V textu jsme použili některé termíny, které snad nejsou správné z hlediska českého jazyka, ale jsou tak vžit v odborné terminologii a dokonce i mezi laickou veřejností, že užití „správných“ českých výrazů by činilo text méně čtivý. Navíc některé termíny nemají zcela přesný český ekvivalent, např. enhancement (zvýraznění, nabarvení...), jiné jsou méně užívané CT (výpočetní tomografie)...

Pro zlepšení názornosti doplňuje text řada obrázků a schémat.

Kniha je rozdělena na část obecnou a speciální, což je obvyklé členění učebnic tohoto typu, i když v některých oddílech speciální části nelze z didaktických důvodů neuvést alespoň okrajově některé aspekty, které byly již popsány v části obecné.

V textu jsme považovali za nezbytné uvést alespoň základní poznatky z nukleární medicíny, za které děkujeme paní primářce MUDr. Evě Hofmannové, CSc. Kapitola s řadou obrázků je uvedena samostatně a velmi naší učebnici obohatila. Jejím účelem je přinést základní informace z tohoto oboru, který v řadě oblastí hraničí s radiodiagnostikou a v důsledku zavedení hybridních přístrojů (PET/CT, SPECT/CT) dokonce v mnoha nemocnicích existují společná pracoviště radiodiagnostiky a nukleární medicíny. Pochopitelně počet stránek vymezený pro tuto tematiku nemůže nahradit rozsáhlé monografie zabývající se touto problematikou.

Kniha je kolektivním dílem výše uvedených autorů, kteří vám přejí stejně hezké chvíle při vašem studiu, jako my jsme je prožili při psaní této učebnice.

prof. MUDr. Zdeněk Seidl, CSc.

1 Historie radiologie

Zdeněk Seidl

Účelem této kapitoly není podrobná informace o historii radiologie, ale domníváme se, že pro studenty je přínosné, aby si uměli představit časovou osu zavedení jednotlivých modalit vyšetření a možnosti diagnostiky a léčby daný vývojem těchto metod.

Vše začalo objevem X-paprsků (RTG záření) panem Röntgenem v roce 1895 (při výzkumu katodového záření), který byl poctěn za svůj objev jako první fyzik Nobelovou cenou. Jeho filantropie, resp. skutečnost, že si nedal tento objev patentovat, umožnilo rychlé rozšíření a využití X-paprsků po celém světě. Asi každý z nás viděl první RTG snímek – ruku manželky pana Röntgena. Údajně první RTG přístroj měl v Praze majitel kavárny „U Černého koně“ pan Cívka, který svým prominentním zákazníkům „ukázal“, jak vypadá jejich kostra. Z vyprávění pana profesora Jirouta si pamatuji, že RTG lampu využívali při svém představení různí „jasnovidci“, kteří si z publika vybrali figuristu a pomocí jeho prozáření X-paprsky „hádali“, co má v kapsách, což zvláště v případě kovových předmětů nebylo obtížné. Z tohoto sdělení logicky vyplývá, že se mnoho nevědělo o škodlivosti ionizujícího záření. Lékaři, kteří pracovali s RTG zářením v první polovině 20. století, neužívali ochranné pomůcky a nedodržovali hygienu ochrany ionizujícího záření, a proto trpěli na vystavených částech kůže X-zářením chronickými dermatitidami a měli častější výskyt maligních onemocnění.

První polovina 20. století byla ve znamení skiaskopických vyšetření. Zároveň se objevily první jak pozitivní kontrastní látky (zvyšují absorpci RTG záření) využívané hlavně v diagnostice onemocnění gastrointestinálního traktu, tak negativní kontrastní látky (různé plyny), které naopak mají nižší schopnost absorpce X-záření než tkáň.

Až do objevu výpočetní tomografie (CT) ovládla neuroradiologii na dlouhých více než 40 let pneumoencefalografie (PEG), u které se aplikoval vzduch do mozkových komor po předchozí lumbální punkci. První pneumoencefalografii provedl v roce 1919 americký neurochirurg Dandy.

Ve čtyřicátých letech 20. století byla prvně aplikována do páteřního kanálu olejová kontrastní látka a perimyelografie (PMG) byla na světě. Tato metoda umožnila diagnostiku patologických procesů kanálu páteřního, herniaci disků, ale i nádorových, zánětlivých a dalších onemocnění.

I když první angiografická vyšetření (AG) se objevila již v první polovině 20. století, její rozvoj umožnilo až zavedení Seldingerovy metody v šedesátých letech, kdy po punkci obvykle a. femoralis byly katetrizovány jednotlivé cévy, což umožnilo jejich selektivní zobrazení. Postupně se pak – s maximálním rozvojem v devadesátých letech – začaly provádět endovaskulární léčebné úkony (léčba cévních malformací embolizací „lepidly“, zavedení kovové spirály do aneuryzmatu nebo stentů do zúžených cév).

V sedmdesátých letech začalo být uváděno do rutinní praxe ultrasonografické vyšetření, které postupným zlepšováním kvality přístrojů a skutečností, že se jedná o ekonomicky nenáročnou a neinvazivní metodu nemající kontraindikací, získala v diagnostice významné postavení.

Zásadní objev, který doslova změnil radiodiagnostiku, bylo zhotovení CT panem G. N. Hounsfieldem v roce 1971 v laboratořích firmy EMI-central. (Pro zajímavost uvádíme, že tato firma získala silné ekonomické zázemí produkcí gramofonových desek skupiny Beatles, které pak využila ve výzkumu výpočetní tomografie.) Za objev

výpočetní tomografie byli v roce 1979 společně G. N. Hounsfield s Američanem Allanem McLeod Cormackem z Tuftske Univerzity, který nezávisle na Hounsfieldovi učinil stejný objev, poctěni Nobelovou cenou. Rozvoj metody CT si nejlépe přiblížíme faktem, že vyšetření jedné „vrstvy“ na prvním konvenčním CT přístroji trvalo bezmála 20 minut; dnes je vyšetření hrudníku či břicha provedeno řádově v desítkách vteřin.

V osmdesátých letech byla uvedena do provozu magnetická rezonance (MR). Ta přinesla nové možnosti diagnostiky onemocnění mozkové tkáně (zvláště bílé hmoty mozkové), míšních struktur, kloubů a dalších oblastí, jak bude dále uvedeno. Důležité ale je, že bez rizika ionizačního záření.

Pozitronová emisní tomografie (PET) byla dalším krokem v diagnostice zvláště maligních a zánětlivých onemocnění.

Stále větší dostupnost i pestrost výběru zobrazovacích modalit má i své stinné stránky. V posledních letech bylo popsáno mnoho případů nemoci z ozáření v důsledku diagnostických vyšetření. Proto jsou v současné době uváděny nové techniky vyšetření, které výrazně snižují dávky ionizačního záření, v některých případech až na 50 % původního ionizačního záření, bez výraznějšího snížení kvality obrazu.

Stále k větší dokonalosti se blíží přenos obrazové dokumentace, kdy se hodnocení snímků na běžných „domácích“ počítačích mimo diagnostická pracoviště stává běžnou rutinou – tyto techniky nazýváme telemedicina.

Přehled historie radiologie

- **1895 Wilhelm Conrad Röntgen** objevil „nový typ záření“, které označil jako záření X. Ve stejném roce vyhotovil první rentgenový snímek ruky své manželky. V roce 1901 mu byla za objev rentgenového záření udělena první Nobelova cena za fyziku. Rentgenové záření si brzy našlo uplatnění v lékařství a dalších oborech.
- **1896 Antoine Henri Becquerel** objevil přirozenou radioaktivitu v pokusech s uranovou rudou. Za objev první radioaktivní substance obdržel v roce 1903 Nobelovu cenu za fyziku.
- **1898 Marie Curie, rozená Skłodowská, a Pierre Curie** společně objevili radioaktivní částice polonia a radia (první gram radia izolovali ze smolince pocházejícího z Jáchymova). Spolu s A. H. Becquerelem získali za tento objev v roce 1903 Nobelovu cenu za fyziku. Marie Curie obdržela navíc v roce 1911 Nobelovu cenu za chemii.
- **1900 Max Planck** formuloval hypotézu kvantování energie oscilátorů, je považovaný za jednoho ze zakladatelů kvantové teorie. V roce 1918 získal Nobelovu cenu za fyziku.
- **1910 zavedení baryumsulfátu** jako kontrastní látky.
- **1923 Georg von Hevesy** začal používat radioaktivní izotopy při studiu metabolických procesů v rostlinách a zvířatech. V roce 1943 získal Nobelovu cenu za chemii.
- **1927 Hermann Joseph Müller** prokázal mutagenní účinky ionizujícího záření. V roce 1946 získal Nobelovu cenu za fyziologii a medicínu.
- **1938 Otto Hahn** objevil jaderné štěpení. V roce 1945 získal Nobelovu cenu za chemii.
- **1940 Joseph Hamilton a Mayo Soley** použili jód v radiodiagnostice onemocnění štítné žlázy.
- **1949 Douglass H. Howry** sestavil první pulz-echo ultrazvukový skener, který byl předchůdcem ultrazvukového přístroje.

- **1971 Godfrey N. Hounsfield a Allan McLeod Cormack** objevil výpočetní tomografii (CT), za kterou v roce 1979 získali Nobelovu cenu za fyziologii a medicínu.
- **1973 Paul Christian Lauterbur** vyvinul magnetickou rezonanci. V roce 2003 obdržel Nobelovu cenu za fyziologii a medicínu.
- **1975 Michel M. Ter-Pogossian** se spolupracovníky sestrojil PET.

Za základní zásady při využití zobrazovacích metod považujeme:

1. Vyloučit kontraindikace jednotlivých vyšetření.
2. Je-li možné využít neinvazivní vyšetření místo invazivní vyšetřovací metody, dáváme tomuto postupu přednost (každá invazivní metoda může vést ke vzniku morbidit, dokonce mortality).
3. Je nutné si uvědomit škodlivost ionizujícího záření, jehož dávky se sčítají po celý život jedince. Proto je důležité zvážit indikaci každého vyšetření s ionizujícím zářením, eventuálně parametry upravit tak, aby dávka záření byla co nejnižší, ale na druhé straně musí mít zobrazení odpovídající diagnostickou hodnotu.
4. Jaký přínos, eventuálně jak ovlivní výsledky vyšetření danou zobrazovací modalitou další klinické vedení nemocného.
5. Nezbytné je vzít v úvahu i ekonomické aspekty, které by ale neměly mít vliv na „lege artis“ diagnostiku a léčbu pacienta.

2 Část obecná

Tomáš Viták, Zdeněk Seidl, Andrea Burgetová

2.1 Historie objevení rentgenového záření

Objevitelem rentgenového záření se stal, jak je uvedeno výše, na podzim roku **1895 prof. Wilhelm Conrad Röntgen**, při svých pokusech s katodovými paprsky v laboratoři ve Würtzburgu. Zkoumal jako i mnozí další badatelé na konci 19. století elektrické výboje pod vysokým napětím ve zředěných plynech ve vakuových plynových výbojkách, tzv. katodových trubcích. Katodové paprsky se skládají z proudu rychle se pohybujících elektronů, jenž se vytvářejí působením vysokého elektrického napětí mezi elektrodami, záporně nabitou katodou (-) a kladně nabitou anodou (+), umístěnými na koncích uzavřené skleněné trubice, z níž byl odčerpán téměř všechen vzduch, aby nebránil pohybu elektronů. Röntgen v temné komoře sledoval světélkování vyvolané katodovými paprsky na luminiscenčním stínítku potaženém fluorescenční látkou platinokyanidem barya. Při svých pokusech katodovou trubici úplně zakryl černým papírem a zjistil, že luminiscenční stínítko při přiblížení i k takto zakryté trubici světélkuje, a to i tehdy, když mezi trubici a stínítko vložil tlustou knihu. Teprve když mezi trubici a stínítko umístil kovový předmět, na stínítku se ukázal stín. Röntgen zjistil, že je-li mezi katodou a anodou zapojen elektrický proud, musí z trubice vycházet nějaké neviditelné záření. Vzhledem k neznámé povaze tohoto záření označil tyto paprsky matematickým symbolem něčeho neznámého, tedy písmenem *X*, které se dodnes užívá v anglosaské literatuře jako „*X-ray*“. U nás pod názvem **RTG záření**. Popsal i další vlastnost tohoto záření, a sice fakt, že vyvolává zčernání fotografické desky. Měsíc po svém objevu Röntgen zhotovil historicky první rentgenový snímek na světě, obraz ruky své manželky s kovovým prstenem na fotografickou desku (obr. 2.1). Toto datum je pokládáno za den zrození nového lékařského oboru – **radiologie**.

V roce 1901 získal W. C. Röntgen jako první Nobelovu cenu za fyziku, ale svůj objev nikdy nepatentoval, což umožnilo jeho rychlé rozšíření do praxe. Zemřel v roce 1923 v Mnichově zcela bez finančních prostředků.

Röntgen předpokládal, že pronikavé záření vzniká ve zředěném plynu katodové trubice, nicméně v další experimenty prokázaly, že *X*-záření pochází z anody při interakci zabrzděných elektronů s materiálem anody. Zdrojem rentgenového záření není tedy samotný výboj v plynu, kterým pouze procházejí urychlené elektrony na anodu. Naopak odstranění (vyčerpání) plynu a použití žhavené katody zvýší účinnost vzniku rentgenového záření, čehož se využívá ve vakuových rentgenkách. Rentgenové zobrazovací systémy jsou využívány především ve strojírenství a zdravotnictví, kde patří k základním vyšetřovacím metodám.

Tato modalita zobrazení lidských orgánů a tkání využívá rozdílnou hodnotu pohlcení (atenuaci) procházejícího svazku RTG záření v různých orgánech a tkáních. V případě skiografie je vzniklý obraz zaznamenáván na filmový materiál. O skioskopii mluvíme tehdy, jestliže je obraz pozorován pouze na stínítku bez trvalého uchování obrazu. Skioskopie umožňuje sledovat pohyby orgánů nebo použitých kontrastních látek v těchto orgánech, případně jejich funkci. V současné době u moderních digitálních přístrojů



Obr. 2.1 Vlevo prof. Wilhelm Conrad Röntgen, vpravo historicky první rentgenový snímek na světě (snímek ruky jeho manželky) pořízený Röntgenem

se rozdíl mezi skiagrafií a skiaskopii do značné míry stírá, v počítačovém systému lze volit, zda záznam digitálního obrazu bude statický či dynamický.

2.2 Rentgenové záření

RTG záření je pronikavé elektromagnetické záření o velmi krátkých vlnových délkách a vysokých frekvencích. Rentgenové záření prochází hmotou i vakuem, jeho intenzita slábne se čtvercem vzdálenosti od zdroje, šíří se přímočaře, má ionizační účinky (což znamená, že množství energie, které nese, stačí na uvolnění elektronu z atomu). Ionizující záření může být nebezpečné pro živé organismy, při běžném vyšetření však pacienta nijak významně nezatíží.

Vlastnosti RTG záření

Luminiscenční efekt. Rentgenové záření má schopnost přeměnit se na viditelné záření, ale pouze při interakci s určitými látkami.

Fotochemický efekt. Působením RTG záření na fotografický materiál dochází ke změnám v jeho chemickém složení.

Ionizační efekt. Energie, kterou rentgenové záření nese, je postačující k ionizaci atomů nebo molekul ozářené látky. To znamená, že při působení na elektricky neutrální atomy se z nich stávají elektricky nabití ionty.

Biologický efekt. RTG záření ve větších dávkách je pro živý organismus nebezpečné, může způsobit trvalé poškození buněk a tkání. Působí-li záření na biologický materiál, dochází k absorpci ionizujících částic, které je příčinou vyražení elektronů z jejich orbit a tvorbou negativně nabitých aniontů. Ionizované části molekul se stávají vysoce reaktivní a vedou k řadě chemických reakcí, které mohou způsobit smrt buňky, nebo změnit v genetickou informaci.

Na druhé straně může být RTG záření využíváno při léčbě (radioterapii).

Sievert je jednotkou dávkového ekvivalentu ionizujícího záření. 1 Sv je taková absorbovaná dávka, která při jakémkoliv typu ionizujícího záření vyvolá v organické látce stejný biologický účinek. Dávkový ekvivalent vypočteme jako součin D a Q , kde D je dávka vyjádřená jednotkou Gy (Gray).

Gy je základní jednotkou absorbované dávky a odpovídá jednotce $J \cdot kg^{-1}$, tzn. energie 1 Joule absorbovaná 1 kilogramem látky.

Q je jakostní faktor různý pro různé organické látky a jednotlivé druhy ionizujícího záření. Pro rentgenové záření se používá jakostní faktor roven jedné.

Příklady radiační zátěže některých běžných vyšetření:

končetiny a klouby – $< 0,01$ mSv

plíce – $0,02$ mSv

lebka – $0,07$ mSv

pánev, břicho, bederní páteř – $0,7$ – $1,3$ mSv

Označení rizika při ozáření malými dávkami

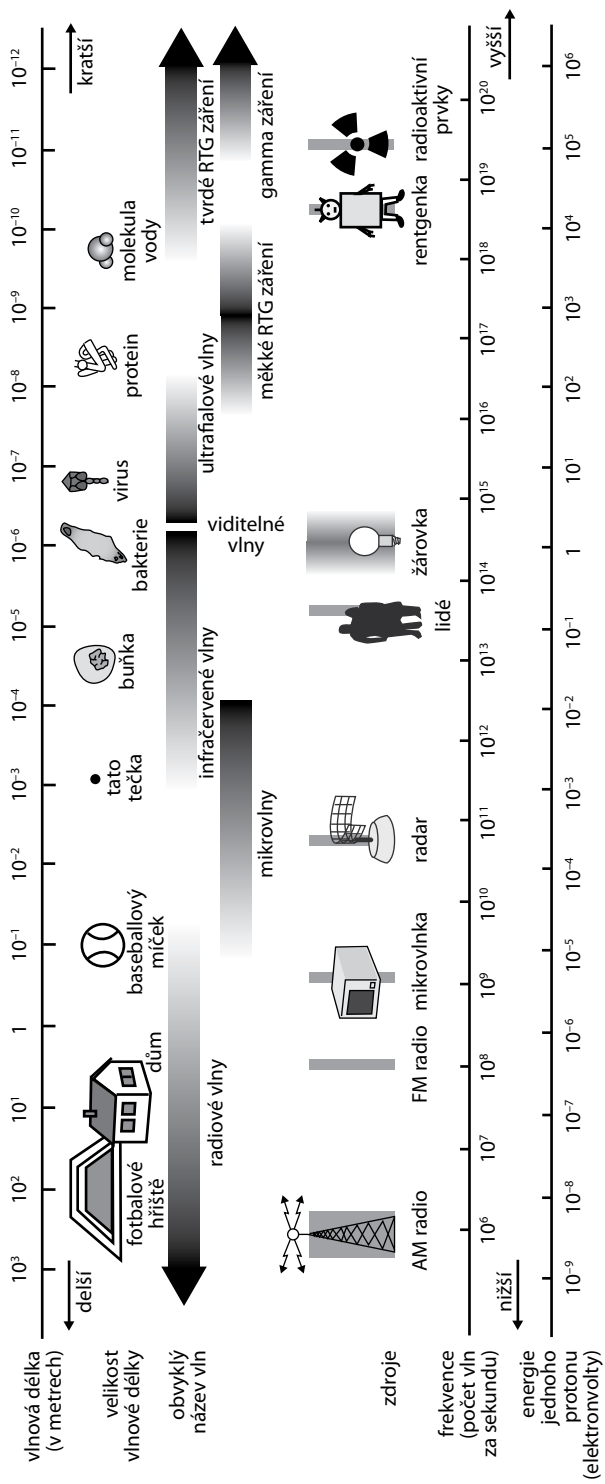
Dávka	Riziko
nižší než $0,1$ mSv	zanedbatelné
$0,1$ – 1 mSv	minimální
1 – 10 mSv	velmi nízké
10 – 100 mSv	nízké

Na obrázku 2.2 je rozdělení spektra běžně známých forem elektromagnetického záření. Platí, čím menší je vlnová délka elektromagnetického záření, tím vyšší hodnotu energie přenáší.

Podle vlnové délky či frekvence můžeme rozdělit elektromagnetické vlny na několik skupin. Pro představu uvádíme: Radiovlny délkou odpovídají rozměrům fotbalového hřiště, elektromagnetické vlny využívané v mikrovlnné troubě mají velikost asi baseballového míčku, vlny u viditelného světla jsou rozměrů bakterie, elektromagnetické vlnění RTG záření pak odpovídá velikosti molekuly.

Poslední dva druhy krátkovlnného záření, X a gama, se svými spektry (vlnovými délkami či energiemi) částečně prolínají a vyskytují se určité terminologické nejasnosti. Na základě konvence členíme krátkovlnné elektromagnetické záření podle jeho původu – záření gama pochází z jádra, záření X z ostatních oblastí atomu mimo jádro.

Radioaktivitu lze členit na přirozenou, která vzniká samovolným rozpadem nestabilních jader těžších prvků, a umělou vyvolanou obvykle jadernou reakcí; jsou doprovázeny třemi druhy záření: α (alfa), β (beta) a γ (gama).



Obr. 2.2 Spektrum běžně známých forem elektromagnetického záření

Při α záření jsou emitována jádra atomu helia, které obsahuje 2 protony a 2 neutrony, tedy hmotnostní číslo prvku, které emituje alfa záření se zmenší o 4, atomové o 2. Dolet heliových jader je velmi malý, rychle ztrácí energii, v plynech má dolet několik cm, v kapalinách jen několik milimetrů, a proto ochrana proti tomuto záření není problémem. Při β^- (beta minus) záření se štěpí v jádře neutron na proton, uvolní se elektron a antineutrino. Hmotnostní číslo prvku se nemění, ale atomové se zvětší o 1, prvek se posune v periodické tabulce o jedno místo doprava. Při β^+ (beta plus) rozpadu (obvykle u umělých radionuklidů) se proton štěpí na neutron, eliminuje se pozitron a neutrino, tedy hmotnostní číslo se nemění, ale atomové se sníží o 1, prvek se posune o 1 místo doleva v periodické soustavě. Záření β již má dolet delší (ve vzduchu několik metrů, ve vodě asi 1 cm). Záření γ je elektromagnetické vlnění o velmi malé vlnové délce a velké energii, vzniká při přechodu jádra z vyššího do energeticky nižšího stavu, hmotové ani atomové číslo prvku se přitom nemění, má daleko největší dolet. Prakticky čisté **gama** zářiče jsou Co60 a Cs137. Je nutné si uvědomit, že obvykle při radioaktivním rozpadu vznikají všechny druhy záření.

Fotoelektrický jev – zkráceně fotoefekt – je vyvolán dopadem světla či obecně elektromagnetického záření dostatečné frekvence (tedy i energie na určité látky, především kovy) a způsobí uvolnění elektronů.

Kvanta elektromagnetického vlnění se nazývají **fotony**, které si můžeme představit jako jakési „balíčky“ či „klubíčka“ elektromagnetického vlnění o určité frekvenci, které se pohybují rychlostí světla c . Každý foton obsahuje určité množství energie.

2.2.1 Vznik a vlastnosti rentgenového obrazu

Pronikavé elektromagnetické X-záření vznikající v rentgenové elektronce (rentgence) prochází přes vyšetřovaný objekt (tkáň organismu), přičemž část záření se absorbuje v závislosti na tloušťce a hustotě tkáně, zbylá část prochází tkání a je zobrazována buď fotograficky, nebo na luminiscenčním stínítku, nověji pak pomocí elektronických detektorů. Při expozici RTG záření vzniká **rentgenový obraz** vyšetřované tkáně. Jinak řečeno, RTG obraz vzniká projekcí RTG záření z ohniska anody přes tkáňové struktury uvnitř organismu s odlišnými absorpčními koeficienty a různými tloušťkami na film či zobrazovací detektor. Rozdílným absorpcím RTG záření ve tkáních jsou na obrazu přiřazovány různé intenzity ve stupnici šedi, které je realizováno buď analogovým způsobem (zčernání filmu), nebo digitálně (elektronické zobrazovací detektory + počítač) (viz níže). Vzniká obraz odrážející velikosti, tvary a uspořádání tkání a orgánů v organismu, včetně případných změn vyvolaných patologickými procesy. Měkké tkáně mají menší hustotu a nižší absorpci RTG záření, což je příčinou, že těmito místy je propuštěno více záření, že dostaneme jasnější obraz či větší zčernání fotografického materiálu. Kosti s obsahem vápníku jsou hutnější a více absorbují RTG záření (méně jej prochází), obdržíme v těchto místech méně intenzivní obraz či menší zčernání fotografického filmu (projeví se na filmu nebo monitoru jako světlá).

RTG záření integruje s atomy tkáně dvěma procesy: **fotoefekt** a **Comptonův rozptyl** (tvorba *elektron-pozitronových párů* zde nenastává vzhledem k nízké energii fotonů). Oba tyto procesy se podílejí na rozdílné absorpci záření v jednotlivých tkáních (a též na rozdílné absorpci v normálních a patologických okresech v rámci téže tkáně) v závislosti na tloušťce, hustotě látky a protonovém čísle atomů. Právě na této rozdílné

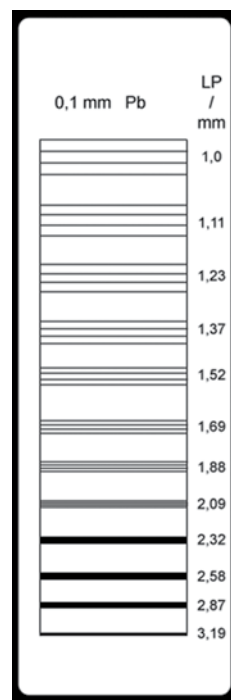
absorpci RTG záření v různých tkáních jakož i jejich fyziologických či patologických stavech je založena RTG diagnostika.

2.2.2 Kvalita RTG obrazu

Pro kvalitní RTG zobrazení a rozpoznání jemných struktur a anomálií jsou důležité především níže uvedené tři (čtyři) parametry a eventuální přítomnost artefaktů.

1. Ostrost a rozlišovací schopnost zobrazení

Pro ostrost projekčního obrazu je důležitý malý rozměr dopadového ohniska, z něhož je RTG záření emitováno. Pro klasickou RTG diagnostiku má ohnisko velikost cca $0,5 \pm 2$ mm. Rozlišovací schopnost RTG zobrazení se pohybuje právě kolem cca 0,5–2 mm, v závislosti na velikosti ohniska. K podstatnému zhoršení ostrosti a rozlišovací schopnosti dochází často při rozmazání obrazu v důsledku pohybu pacienta během expozice. Toto riziko se u moderních přístrojů minimalizuje zkrácením expoziční doby, při současném zvýšení intenzity RTG záření. Rovněž pohyby určitých struktur uvnitř těla – jako tep srdce či dýchací pohyby – vedou k degradaci obrazu. Tento nepříznivý vliv lze eliminovat hradlováním (trigrováním) a synchronizací obrazu v určitých fázích srdeční pulzace či dýchání – *EKG-gating*, *respiratory-gating*. Rozlišovací schopnost je definována jako nejmenší vzdálenost dvou „bodových“ objektů, při níž se tyto ještě zobrazí jako dvě oddělené struktury. Při menší vzdálenosti se již oba objekty zobrazí jako jeden, nejsou rozlišeny. Pro měření rozlišovací schopnosti můžeme použít čárový fantom. Obvykle jsou vyrobeny z plexiskla, na které jsou naneseny profrézované olověné fólie o síle 0,1 nebo 0,05 mm (obr. 2.3).



Obr. 2.3 Čárový fantom

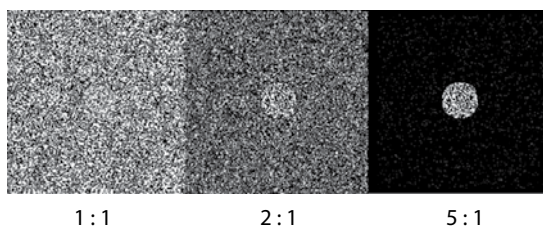
2. Kontrast zobrazení

Gradient zobrazení rozdílů v absorpci RTG záření pomocí stupnice šedi je dán dvěma faktory. V první řadě je určen poměrem absorpčních koeficientů pro různé druhy zobrazované tkáně, které záleží především na rozdílnosti v hustotě (denzitě) jednotlivých okrsků tkáně. Kde je tento rozdíl nepatrný nebo žádný, můžeme jej v některých případech zvýšit aplikací kontrastních látek. *Kontrast způsobený absorpcí dále závisí na energii RTG záření. Pro tenčí vrstvy měkké tkáně je vhodnější měkké RTG záření (cca 20 keV). Pro zobrazení tlustších vrstev a hutnějších materiálů (struktury skeletu) je zapotřebí tvrdšího RTG záření (cca 80–100 keV). Kontrast je negativně ovlivňován rozptýleným zářením (viz níže „sekundární clony“).*

Významným geometricko-anatomickým faktorem, podstatně zhoršujícím kontrast RTG obrazu a celkovou rozpoznatelnost lézí, je prozařování a superpozice RTG záření z jednotlivých vrstev tkání a orgánů v různých hloubkách, kterými záření prochází před dopadem na film nebo detektor. Tento nepříznivý efekt je do značné míry eliminován

u tomografického zobrazení CT. U digitálních přístrojů lze kontrast dodatečně zvýšit počítačovým zpracováním (post-processing) – vhodnou jasovou modulací obrazu.

Rozlišovací schopnost při nízkém kontrastu: Rozlišovací schopnost v kontrastu je definována při tzv. nízkém kontrastu a popisuje viditelnost a nebo lépe rozlišitelnost dvou objektů s velmi malým rozdílem absorpčního koeficientu. Při tom prakticky nezáleží na velikosti těchto objektů, pokud ovšem nejsou menší než velikost šumu projeveného v obrazu. Dolní mez rozlišovací schopnosti na nízkém kontrastu určuje šum v obrazu – šum, který vzniká v systému. Na obrázku 2.4 je znázorněno zobrazení signálu v poměru signál/šum 1 : 1, 2 : 1, 5 : 1.



Obr. 2.4 Znáznornění zobrazení signálu v poměru signál/šum 1 : 1, 2 : 1, 5 : 1

3. Počet fotonů v obrazu, expozice

Pro získání kvalitního dobře exponovaného obrazu je třeba určitý **optimální počet fotonů** RTG záření, snímek může být **podexponovaný** (málo fotonů záření) nebo **přexponovaný** (nadbytek fotonů). U filmů a luminiscenčních stínítek je tento počet fotonů dán především citlivostí použitého materiálu. Při využití digitálních zobrazovacích detektorů můžeme ale jas obrazu dodatečně upravit.

Celkový počet fotonů pro expozici daného snímku se nastavuje pomocí součinu proudu rentgenkou a expozičního času – „miliampér-sekundy“ (mAs); může být též elektronicky regulován pomocí expoziční automatiky.

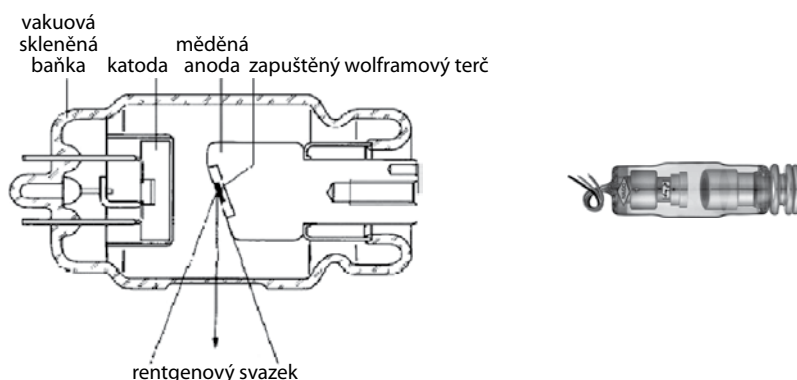
4. Artefakty na RTG obrazu

Za určitých okolností se na RTG obrazu mohou objevit některé struktury, které nemají svůj původ ve zobrazovaném předmětu – jsou to falešné **artefakty**. Jejich příčinou jsou například defekty nebo nečistoty na fotografickém filmu či zesilovacích fóliích, nehomogenity v detektorech flat-panelu, nežádoucí předměty (např. kovové) ve svazku RTG záření. U CT zobrazení se mohou uplatnit i tzv. strukturální artefakty vznikající při rekonstrukci transverzálních řezů v místech s ostrými rozdíly denzity, především na přechodu kosti a měkké tkáně.

Za tzv. „pit falls“ (z angl. past, nástraha) označujeme efekty, které jsou vlastní dané zobrazovací metodě a mohou vést k mylné interpretaci diagnostického obrazu a k falešné pozitivitě patologického nálezu (např. partial volume effect, „magic angle“ při hodnocení rotátorové manžety...).

2.2.3 Rentgenka

Zdrojem X-záření pro RTG zobrazení je speciální vakuová elektronka zvaná rentgenka – rentgenová lampa či trubice (angl. *X-ray tube*). Z elektronického hlediska je rentgenka klasická dioda zapojená v obvodu s vysokým napětím cca 20–200 kV (obr. 2.5). Žhavená katoda emituje elektrony, které jsou urychlovány silným elektrickým polem daným vysokým napětím U mezi katodou a anodou. Po dopadu na anodu se elektrony prudce zabrzdí, malá část jejich kinetické energie se přemění na RTG záření dvojího druhu: **brzdné záření** a **charakteristické záření** (vznik a vlastnosti těchto dvou druhů záření jsou rozebírány níže) a zbytek na teplo. RTG záření opouští anodu a vylétá z trubice ven.



Obr. 2.5 Schéma rentgenky

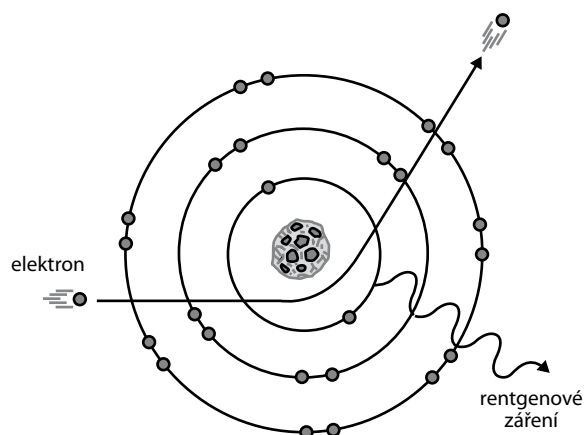
Po dopadu elektronů na anodu pronikají elektrony několika vrstvami atomu anody, dokud neztratí svou kinetickou energii. Probíhají zde dvě základní interakce:

- interakce s polem jádra atomu; vedou ke vzniku tzv. **brzdného záření** (obr. 2.6),
- interakce s obalovými elektrony; vedou ke vzniku tzv. **charakteristického záření** (obr. 2.7).

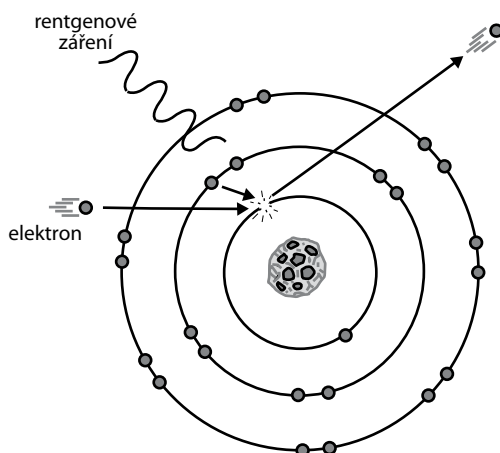
Anoda je zhotovena z těžkého materiálu (nejčastěji z wolframu), který má vysokou elektronovou hustotu, takže dopadající elektrony jsou velkou odpudivou silou prudce brzděny, čímž se podle zákonitostí elektrodynamiky část jejich kinetické energie mění v brzdné elektromagnetické záření, resp. fotony RTG záření. Účinnost tohoto procesu je však poměrně malá, pouze asi 1 % celkové kinetické energie elektronů je transformováno na fotony RTG záření, zbytek se mění v teplo.

Fokusace elektronů, ohnisko

Rentgenky pro RTG diagnostiku používají fokusaci elektronového svazku do ohniska, což je podmínkou dosažení dobré ostroty a rozlišení projekčního stínového transmisního obrazu při RTG diagnostice, resp. je zapotřebí, aby svazek X-záření vycházel z téměř bodového zdroje.



Obr. 2.6 Brzdné RTG záření je převažující typ záření vznikajícího v rentgence. Vzniká zpomalením letícího elektronu blízko jádra atomu. Jádro je kladně nabitě a přitahuje elektron, který změni směr letu a zpomalí. Rozdíl energie je přeměněn na záření různých frekvencí. Čím blíže se dostane elektron k jádru a čím větší je jeho energie, tím větší bude energie vznikajícího kvanta RTG záření. Účinnost přeměny energie na RTG záření v rentgence je pouze 1%. Zbytek energie se přemění na záření tepelné.



Obr. 2.7 Charakteristické RTG záření vzniká při srážce letícího elektronu (z anody rentgenky) a elektronu z elektronového obalu atomu na katodě. Původní elektron je vyražen ven z atomu. Vznikne „díra“, která je ale následně zaplněna elektronem z jedné z hladin vzdálenějších od jádra, přičemž se uvolní značné množství energie ve formě fotonu RTG záření. Energie záření je rovna energetickému rozdílu mezi elektronovými hladinami, mezi kterými došlo k přeskoku elektronu; záleží na materiálu, ze kterého je anoda vyrobena, čím je protonové číslo kovu anody vyšší, tím vyšší je energie charakteristického záření.

Chlazení a rotace anody

Lokálnímu přehřívání jediného místa anody (ohniska), kam dopadají elektrony, se často zabraňuje rotací anody. Anoda ve tvaru kuželovitého disku (o průměru asi 5–10 cm) se otáčí kolem podélné osy, takže elektronový svazek dopadá pokaždé do jiného místa po obvodu anody, čímž je zahřívání a odvod tepla rovnoměrnější. RTG záření vystupuje sice z téhož místa, ohniska, které je přímo proti nehybné katodě, avšak toto ohnisko je díky rotaci anody tvořeno neustále jinou fyzickou částí anodového disku (teplo se tím lépe rozptýluje v materiálu anody). Rentgenky pro velmi vysoké výkony pak mají anodu aktivně chlazenou – uvnitř anody je dutina, kterou protéká chladicí kapalina. *Rotace anody sice zabraňuje lokálnímu přehřívání dopadového ohniska na anodě, avšak při delším provozu se anoda silně zahřívá jako celek a toto teplo se jen pomalu přenáší infračerveným vyzařováním přes vakuum ven z rentgenky do chladicího média. Mezi jednoitlivými expozicemi je proto třeba dodržet určité časové prodlevy, aby anoda stačila vychladnout. Další nevýhodou rotující anody je opotřebování ložiska uvnitř vakuové baňky, které není možné zvenčí mazat ani jinak udržovat. Při opotřebování ložiska se kromě toho do vakuového prostoru rentgenky uvolňují nežádoucí zplodiny. Proto bylo pro vyšší výkony vyvinuto nové konstrukční uspořádání rentgenky typu **Straton**, kde svazek urychlených elektronů z axiálně umístěné katody, vychýlený magnetickým polem, dopadá periferně na protilehlou čelně umístěnou anodu, která je z vnější strany v přímém kontaktu s chladicí olejovou lázní, do níž je rentgenka ponořena. Elektronickým řízením proudu ve vychylovacích cívkách lze nastavit požadovanou pozici dopadového ohniska elektronů na anodě. Takto lze definovat i více ohnisek, které mohou pracovat současně v multiplexním provozu. Rentgenka pomocí motorku rotuje jako celek kolem své podélné osy spojující katodu se středem anody, přičemž vznikající RTG záření odchází v bočním směru. Žhavicí a anodové napětí je na rentgenku přiváděno pomocí sběrných prstenců, po nichž kloužou elektrické kartáčky (technologie **slip-ring** – podobná jako u elektromotorů na stejnosměrný proud). Hlavní výhodou této konstrukce je podstatně dokonalejší chlazení anody, která je v přímém kontaktu s chladicím médiem, přičemž uvnitř vakuového prostoru nejsou žádné mechanicky pohyblivé díly. Ložiska, na nichž je celá rentgenka uchycena, jsou dobře přístupná a mohou být účinně mazána. Vede to k možnosti dosažení vyššího výkonu a k podstatnému prodloužení životnosti rentgenky. Rentgenka Straton je při stejném výkonu podstatně menší a lehčí než klasické rentgenky s rotující anodou. To je velmi výhodné u nových technologií vyskorychlostních multi-slice CT přístrojů, kde je rotační mechanika silně namáhána odstředivými, gravitačními a gyroskopickými silami.*

Elektrické napájení rentgenky

Rentgenka, jako elektronický zdroj záření, vyžaduje patřičné elektrické napájení dodávající elektrickou energii generující RTG záření a zajišťující další funkce nezbytné pro správný provoz zařízení. Rentgenka má tři základní zdroje napájení:

1. Zdroj žhavicího proudu pro katodu

Je z transformátoru dodáváno nízké napětí většinou 6–12 V a proud v rozmezí cca 0,5–10 A, s možností plynulé regulace.

2. Zdroj vysokého napětí (anodového napětí)

Anodového napětí je nezbytné pro urychlování elektronů v rentgence. Využíváme napětí v rozmezí cca 20–150 kV; u speciálních rentgenek pro spektrometrické použití může být i nižší. Základem tohoto zdroje (zvaného též **generátor**) je vysokonapěťový transformátor, který síťové napětí (220/380 V) transformuje nahoru – buď přímo ze síťového napětí, nebo nověji přes elektronický oscilační obvod.

Hodnota anodového napětí je regulovatelná buď plynule, nebo skokově, což umožňuje **autotransformátor**, který je předřazen před vysokonapěťový transformátor.

Hodnota vysokého napětí na rentgence se vyjadřuje v tisících voltů – kilovoltech (kV).

3. Napájení pro rotaci anody

Jedná se o střídavé napětí (většinou síťové 220/380 V) přiváděné na cívky statoru, vytvářející točivé magnetické pole pro rotaci anody rentgenky. Pro zamezení zbytečně dlouhé rotace rentgenky, setrvačností, po skončení expozice se na příslušné cívky statoru po jejím ukončení na chvíli připojí opačná fáze střídavého napětí, a tím točivé magnetické pole obrátí svůj směr a rotace anody se zabrzdí.

Kryt rentgenky

Při vlastním provozu v RTG přístrojích je rentgenka zapouzdřena ve speciálním krytu válcovitého tvaru. Kryt je stíněn olovem před nežádoucím pronikáním RTG záření do okolí. Ve střední části krytu je výstupní okénko (samozřejmě nestíněné) většinou z akrylátového skla, k němuž je rentgenka natočena svým dopadovým ohniskem a kterým paprsek RTG záření vychází ven k příslušnému použití. U výkonových rentgenek je prostor mezi rentgenkou a stěnami obalu vyplněn chladicím olejem.

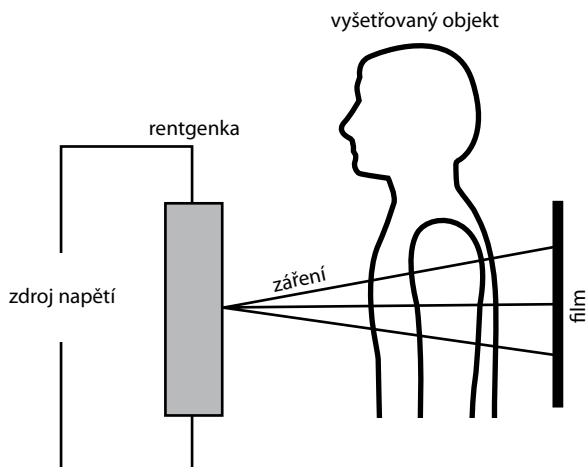
Kolimační a lokalizační systém

RTG záření z rentgenky přichází do kolimačního systému sestávajícího se z tubusu s nastavitelnými clonami vymezujícími geometrický tvar svazku RTG záření. Clony se nastavují tak, aby svazek RTG záření pokryl pouze zobrazovanou oblast a nebyly zbytečně ozařovány další části těla. Pro vizuální zaměření a nastavení zobrazovaného pole je v kolimačním systému rentgenky instalován světelný lokalizační systém, světlo z žárovky je optickou projekcí vedeno přes kolimační systém tak, aby bylo dosaženo shody viditelného světelného pole a pole RTG záření (simplisticky řečeno, světlo z žárovky nám označí oblast, kterou následně bude procházet RTG záření). Před vyšetřením je možné nastavit polohu zobrazovaného pole na kazetě filmu či zobrazovacím panelu, jakož i na povrchu těla pacienta.

2.2.4 Konstrukce RTG přístrojů, nářadí a pomůcky

Kryt s rentgenkou a kolimačním systémem spolu s protilehlou filmovou kazetou či zobrazovacím panelem jsou namontovány na speciální stojany několika druhů a konstrukčního provedení, podle požadované metodiky RTG zobrazení (obr. 2.8).

Pomůcky pro RTG snímkování umožňují správné uložení vyšetřovaných a zajišťují jejich pohodlí, což je prevencí pohybových neostrotí. Další typ pomůcek napomáhá stlačením objektu zmenšit jeho rozměry, tím omezit sekundární záření a zlepšit kontrast ve výsledném RTG obrazu.



Obr. 2.8 Schéma RTG přístroje

Pro skiagrafické snímkování bývá rentgenka nejčastěji namontována nahore na svislém stojanu (sloupový stativ upevněný na podlaze, nebo stropní závěs) s možností snadného mechanického posuvu. Filmová kazeta nebo zobrazovací panel je upevněn v dolní části stojanu, opět s možností posuvu. Mezi nimi je posuvný stůl s pacientem pro vyšetření vleže. Úložná deska musí být **rentgentransparentní**, bývá posunovatelná příčně i podélně, což usnadňuje centrování.

Snímkovací stojany (**vertigrafy**) jsou určeny pro snímkování ve stoje.

Rentgenka s kolimačním systémem je natočena horizontálně, protilehlá kazeta nebo flat-panel je na samostatném vertikálním stojanu (tzv. vertigraf). Horizontální posun (pojezd) rentgenky může být realizován pomocí kolejniček upevněných na stropu nebo podlaze vyšetřovny. Posuny jednotlivých částí RTG systému mohou být manuální nebo motorické, s pomocí elektronicky řízených elektromotorků.

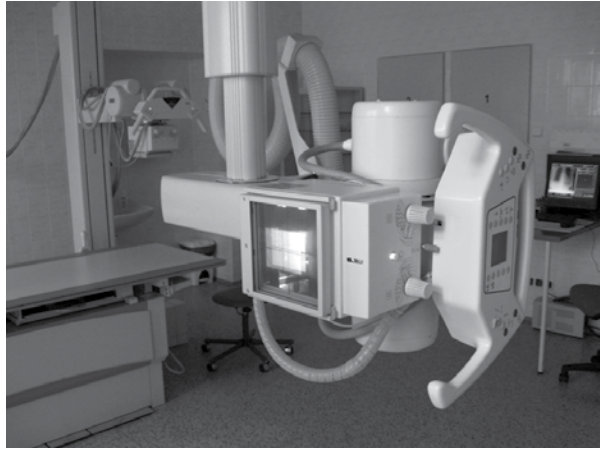
U nových systémů bývá realizován tzv. autotracking – automatické synchronní spřažení posunů zobrazovacího panelu a rentgenky (opatřené kolimačním systémem).

Vyšetřovací sklopné stěny jsou určeny pro skiaskopicko-skiagrafická vyšetření pacientů (obr. 2.9).

Mají možnost stojan rentgenky, zobrazovacího panelu i lehátko pootočit či naklonit do různých úhlů – od horizontální po svislou polohu, což jim umožňuje široké možnosti využití.

Pro flexibilní skiaskopické zobrazení bývá rentgenka a protilehlý zobrazovací detekční systém často namontovány na speciálním stojanu tvaru písmene „C“ – tzv. C-rameno (**C-arm**) (obr. 2.10), nebo tzv. U-rameno. Tato ramena se dají pomocí elektromotorků natáčet do různých úhlů kolem pacienta, což umožňuje snadné zobrazení v různých projekcích. Tyto systémy (bývají mnohdy mobilní) lze využít v širokém spektru aplikací, jako je digitální subtrakční angiografie, RTG navigace intervenčních výkonů, afterloading v radioterapii „brachyterapie“...

Samostatnou kategorií konstrukčních řešení RTG přístrojů je transmisní rentgenová tomografie CT, kde rentgenka a protilehlý elektronický detekční systém jsou upevněny na portálovém rotačním stojanu – gantry.



Obr. 2.9 Sklopná stěna

Mezi RTG pomůcky dále řadíme fixační zařízení, kompresní zařízení a pomůcky související s radiační ochranou.

Fixační zařízení

Pro fixaci lebky jsou určeny obvykle dvou-ramenné držáky, ramena k sobě přitahuje šroub, mezi jejich konce se umístí okraje lebky.

Na každém RTG pracovišti by měla být také sada klínů, klínek, podložek a válečků pro podkládání vyšetřované části těla a dále pásové úchytky, které se používají i na CT.

Kompresní zařízení

Pásová kompresoria slouží k přichycení a stlačení vyšetřované části těla.

Kompresní tubusy jsou u vyšetřovacích stěn připevněny k omezovací cloně.

Palpátor (distinktor, Holzknechtova lžice) se používá při skiaskopickém vyšetření žaludku a duodena.



Obr. 2.10 Pojízdňý RTG přístroj (se zdviženým C-ramenem)

Pomůcky související s radiační ochranou

- **ochrana personálu** před rozptýleným zářením: ochranné zástěry, rukavice či brýle s olovnatým sklem (ochrana oční čočky);
- **ochrana pacientů**: stínící pomůcky k vykrytí citlivých orgánů, ochrana radiosenzitivních orgánů, pokud nejsou předmětem vyšetření (zejména gonády, štítná žláza).

Nastavení parametrů X-zářeni

Pro optimalizaci RTG diagnostiky je potřeba nastavit vhodné parametry X-zářeni. V elektrickém obvodu rentgenky se podle potřeby regulují a nastavují dva základní parametry:

Anodové napětí – určuje maximální i střední energii fotonů výsledného RTG záření, jeho „tvrdost“. V praxi se anodové napětí pohybuje v širokém rozmezí od cca 20 kV do 200 kV (v závislosti na druhu zobrazovaných struktur); nižší napětí = měkké záření.

Anodový proud, expozice protékající rentgenkou určuje intenzitu RTG záření emitovaného rentgenkou I_x . Lze jej regulovat změnou žhavení katody, žhavicího proudu, a tím teploty vlákna katody. Při vyšším žhavení vlákna katody je emitováno více elektronů, rentgenkou protéká vyšší proud a je vyzařována vyšší intenzita RTG záření. Průměrný proud rentgenkou se pohybuje v rozmezí jednotek mA – až asi 200 mA, okamžitý proud může být i podstatně vyšší (v pulzním režimu).

Celkové množství fotonů RTG záření (expozice) určuje kvalitu RTG snímků a též radiační zátěž pacienta. Kvalita je dána součinem intenzity záření I_x (fluence fotonů/s) a expozičního času T , je tedy úměrná součinu anodového proudu rentgenkou (mA) a expozičního času (s): „**miliampér-sekundy**“ $\text{mA} \cdot \text{s} = Q$. Pro pořizování běžných skiagrafických snímků měkkých tkání se používá expozice na rentgence asi 2–6 mAs, u skeletu cca 20–80 mAs, u CT i 200 mAs. Trendem u moderních RTG přístrojů schopných pracovat v pulzním režimu s vysokým okamžitým výkonem se pro dosažení požadované expozice (mAs) dává přednost vysoké hodnotě proudu (mA) při krátkém expozičním času (s) – snižuje se tím riziko rozmazání snímku pohybem pacienta. Máme možnost využít expoziční automatiku, která po dosažení určitého předvoleného „množství“ RTG záření elektronicky vypne anodové napětí v generátoru, a tím i expozici. Pro účely automatické expozice je tok prošlého RTG záření monitorován pomocí **ioni-začních komůrek** umístěných za kazetou s filmem nebo za flat-panelem. U digitálních zobrazovacích detektorů lze k přerušení expozice použít i předvolbu celkového počtu impulzů, nastrádaných v digitálním obrazu. Podobně funguje optimalizace expozice u CT přístrojů, kde se podle úrovně signálu z detektorů při předběžném plánovacím radiografickém zobrazení SPR (topogramu) mohou automaticky upravovat optimální hodnoty proudu (mA) při vlastním diagnostickém skenování – ATCM (automatic tube current).

Filtrace, kolimační clony a sekundární clony u RTG zobrazení

Již vzniklé X-zářeni se následně upravuje filtrací.

Měkké RTG záření delších vlnových délek a nízké energie fotonů nemá pro diagnostiku žádný význam, absorbuje se většinou již v kůži a měkkých vrstvách tkáně a způsobuje jen nežádoucí radiační zátěž pacienta. Proto se používá filtrace, kdy je do cesty záření vložena hliníková nebo měděná destička tloušťky cca 1,5–4 mm, která měkkou složku RTG záření do značné míry pohltí, zatímco tvrdší složku propouští (již samotná skleněná baňka rentgenky působí inherentně jako částečný filtr, podobně chladicí olej a okénko krytu rentgeny).

V některých speciálních případech, kdy potřebujeme selektivnější filtraci určitých oblastí energie, použijeme tzv. filtraci K-hranou (**K-edge filter**). Kombinací standardního filtru (Al, Cu) a filtru z vhodného těžšího materiálu s využitím efektu K-hrany výsledně obdržíme pásmový filtr vybírající určitý úsek energií ze spojitého spektra X-zářeni. Tato technika je aplikována např. u mamografie, kde molybdenový nebo rhodiový

filtr odřezává fotony vyšších energií, což umožní dosažení lepšího kontrastu (viz níže „RTG mamografie“). Uvedená modalita je použita také u techniky DEXA – analýzy absorpce s použitím dvou energií RTG záření „CT se dvěma rentgenkami – DSCT (Dual Source a Dual Energy CT).

Vhodnými primárními clonami se zajišťuje geometrické vymezení svazku X-záření zasahujícího jen potřebnou vyšetřovanou oblast.

*Mezi pacientem a filmem (či stínítkem nebo zobrazovacím detekčním systémem, flat-panelem) pak může být umístěna sekundární clona či mřížka: a) sbíhavá fokusovaná **Bucky-Potterova clona**, b) paralelní jemná **Lysholmova clona** či c) ultrajemná **Smithova clona**. Jedná se o mřížku tvořenou rovnoběžnými absorpčními lamelami (olověnými pásy), které svými mezerami propouštějí pouze primární RTG záření prošlé ve směru původního svazku, zatímco sekundární Comptonovsky rozptýlené fotony (pohybující se jinými směry) pohlcuje v přepážkách. Potlačení sekundárního rozptýleného záření zlepšuje kontrast rentgenového obrazu.*

Bucky clona má poměrně tlusté přepážky (cca 1 mm), které by se promítly do RTG obrazu a působily jeho degradaci. Tento rušivý jev je eliminován pohybem clony během expozice.

2.2.5 Elektronické zobrazovací detektory RTG záření

Původní zobrazení X-záření pomocí fotografického filmu nebo luminiscenčního stínítka je v současné době nahrazováno elektronickými zobrazovacími detektory. Výhodou je podstatně vyšší detekční citlivost a široké možnosti elektronického a počítačového zpracování obrazů (digitalizace).

Zesilovač obrazu

V šedesátých až osmdesátých letech 20. století se hojně používalo elektronického zobrazení se zesilovačem obrazu. Zesilovač obrazu je speciální vakuová elektronka se dvěma okénky – vstupním a výstupním. Dopadající RTG záření vyvolává ve vstupní scintilační vrstvě záblesky světla, které fotoefektem vyvolávají elektrony z fotokatody. Takto vzniklé elektrony jsou pak přitahovány prstencovými urychlujícími a fokusujícími elektrodami, na něž je připojeno vysoké kladné napětí. Tento elektro-optický systém vrhá elektrony na výstupní scintilátor, kde urychlené elektrony vytvářejí intenzivní záblesky. Takto vzniklý „zesílený“ obraz je pak snímán videokamerou a (analogově) zobrazován na TV obrazovce.

Flat-panely

Moderními a dokonalejšími zobrazovacími detektory RTG záření jsou tzv. flat-panely. Detekční panel je tvořen z velkého počtu elementů (buněk, pixelů) sestavených do obrazové matice cca 2000 × 2000 obrazových elementů – i více. Úroveň elektrického signálu z každého obrazového elementu je úměrná intenzitě, resp. počtu fotonů RTG záření dopadajících do daného místa flat-panelu. Výsledkem je přímý digitální RTG obraz.

Detektory RTG záření pro CT

Na podobném principu jako flat-panely fungují i nynější detektory X-záření u CT, které jsou tvořeny velkým počtem půlkruhově uspořádaných elementů, z nichž každý

je tvořen drobným scintilačním krystalem (trendem jsou scintilátory na bázi oxidů křemíku legovaných vzácnými zeminami).

2.2.6 Projekce RTG zobrazení u planární rentgenové diagnostiky

Lidský organismus je složitou soustavou velkého počtu různě uspořádaných tkání, orgánů, kostí, tělesných dutin atd. Při RTG vyšetření se tyto jednotlivé struktury mohou vzájemně zastíňovat a překrývat, což může být příčinou jejich chybného zobrazení a rozpoznání případných anomálií. *Tato interference a překrývání zobrazovaných struktur podstatně závisí na úhlu RTG paprsku. Zpravidla je možné najít takový úhel projekce, pro který je daná léze zobrazena nejlépe, bez rušení okolními strukturami. Na základě dlouholetých zkušeností rentgenologů jsou pro planární RTG vyšetření každého orgánu či oblasti předepsány určité projekce, které zajišťují nejlepší zobrazení např.: projekce předozadní AP (anterior-posterior), zadopřední PA, bočné projekce levé LL (latero-laterální, též SIN-sinister) či pravé RL (right-lateral, též DX-dextrum), šikmé projekce levé LAO (left anterior oblique), LPO (left posterior oblique) nebo pravé RPO, RAO a další projekce a speciální polohy. Problém překrývajících se struktur je do značné míry odstraněn u RTG tomografie CT.*

Z hlediska provedení a zpracování RTG obrazů se planární rentgenová diagnostika dělí na dvě skupiny:

1. Skiografie

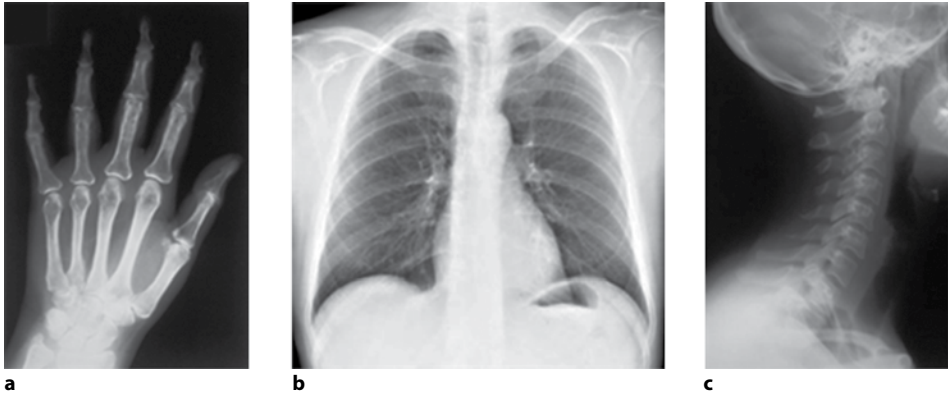
Při prostém RTG snímkování, zvaném **skiografie**, dopadá RTG záření prošlé vyšetřovanou tkání na fotografický film obsahující halogenidy stříbra (bromid stříbrný), v němž *fotchemickou reakcí dochází k uvolňování stříbra z jeho vazby ve sloučenině – vzniká latentní obraz, který je při vyvolání ve vývojce zviditelněn pomocí hustoty zrníček koloidního stříbra, zbylý bromid stříbra se rozpustí v ustalovači. Hustota zčernání filmu je úměrná množství prošlého RTG záření.* Vzniklý RTG fotografický obraz představuje negativní zobrazení hustoty tkáně: místa s nízkou hustotou (měkké tkáně) mají nižší absorpci, a proto vysoké zčernání, místa s vysokou denzitou (např. kosti) více absorbují RTG záření a jsou proto na filmu zobrazena světlé.

Pro RTG snímkování se používají speciální filmy, jejichž emulze je tlustší a obsahuje zvýšený obsah halogenidů stříbra ve srovnání s běžnými fotografickými materiály. Pro zvýšení citlivosti (a tím snížení potřebného množství fotonů RTG záření, a tedy i snížení radiační zátěže pacienta) jsou k filmu předřazeny zesilovací luminiscenční fólie, jejichž úkolem je převést RTG záření na světlo, které exponuje fotografický film.

Paměťové fólie nahrazují v RTG kazetě film a po expozici zářením uchovávají latentní elektronový obraz. Citlivá vrstva většinou obsahuje atomy europia. Dopadem fotonů RTG záření dochází v citlivé vrstvě fólie k excitaci, z atomů europia se uvolňují elektrony, které se využívají k vytvoření obrazu.

Filmy se vyrábějí v různých velikostech: nejmenší políčka cca 2 × 2 cm se používají v zubní RTG diagnostice, největší formáty cca 43 × 43 cm při snímkování plic, 96 × 20 cm při vyšetření páteře (obr. 2.11).

Během snímkování jsou filmy uloženy ve speciální světlotěsné kazetě, opatřené při okraji kovovými značkami a písmeny, které se při expozici promítají na film; po vyvolání jsou viditelné a zajišťují geometrickou orientaci a identifikaci snímku. V temné komoře se pak vyjmají z kazet a dále zpracovávají. Celkově však je použití filmů a „mokrého



Obr. 2.11 Příklady RTG snímků – ruka (a), plíce (b), krční páteř (c)

procesu“ na ústupu, budoucnost patří elektronickému snímání a digitalizaci RTG obrazů, čímž se u moderních digitálních přístrojů rozdíl mezi skiagrafií a skiaskopií do značné míry stírá; v počítačovém systému lze volit, zda záznam digitálního obrazu bude statický či dynamický.

2. Skiaskopie

Jako skiaskopie či fluoroskopie se označuje přímé vizuální pozorování obrazu prošlého RTG záření, původně přímo na fluorescenčním stínítku („štitu“). Přímá skiaskopie patřící dříve k běžnému vyšetření je vzhledem k vysoké radiační zátěži vyšetřujícího rentgenologa (též pacienta) využívána v současné době velmi sporadicky. Nepřímou skiaskopii umožňuje zesilovač obrazu s elektronickým snímáním obrazu, nověji přímým elektronickým, digitálním snímáním obrazu. Tato nepřímá skiaskopie je výhodná k vyšetřování dynamických dějů (koronární arteriografie, transhepatální cholangiografie...), dále při intervenčních výkonech, kde je nutná vizuální kontrola a navigace při zavádění různých sond a katétrů, implantaci kardiostimulátorů, koronární angioplastice, zavádění stentů...

2.2.7 RTG subtrakční radiografie – DSA

Speciální metodou zvýšení kontrastu je tzv. subtrakční radiografie spočívající v odečtení dvou snímků téže oblasti, lišících se přítomností a nepřítomností či rozložením kontrastní látky. Cílem subtrakce je zvýraznit anatomické struktury, které by na konvenčních RTG snímcích byly málo zřetelné, nevýrazné a těžko rozpoznatelné. V prvopočátcích metody (padesátá a šedesátá léta 20. století) se používala filmová (fotografická) subtrakce, při níž se RTG snímek s kontrastní látkou překryl s negativně přefotografovaným snímkem bez kontrastní látky. Touto kombinací (maskováním) vznikl výsledný subtrakční obraz, na němž jsou vidět jen struktury naplněné kontrastní látkou. Další technický vývoj vyústil v metodu digitální subtrakce, která je nyní výhradně používána.

Uvedená modalita je výhodná pro selektivní zobrazení cévního řečiště (arteriálního i venózního), tzv. digitální subtrakční angiografie (DSA). Do paměti počítače je