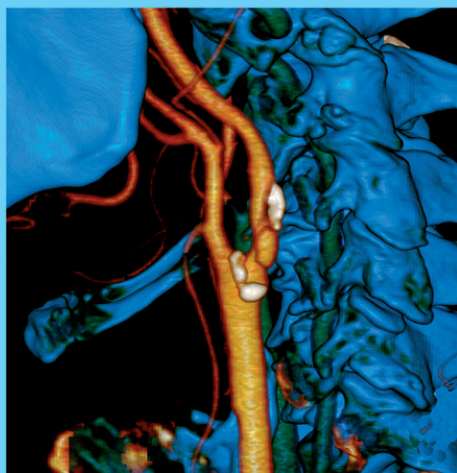


**Jiří Ferda
Hynek Mírka
Jan Baxa
Alexander Malán**

ZÁKLADY ZOBRAZOVACÍCH METOD



základy

GALÉN

Upozornění

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.

Galén, Na Popelce 3144/10a, 150 00 Praha 5

www.galen.cz

© Galén, 2015

**Jiří Ferda
Hynek Mírka
Jan Baxa
Alexander Malán**

ZÁKLADY ZOBRAZOVACÍCH METOD

GALÉN

zá

**Jiří Ferda
Hynek Mírka
Jan Baxa
Alexander Malán**

ZÁKLADY ZOBRAZOVACÍCH METOD



Autoři

prof. MUDr. Jiří Ferda, Ph.D.

MUDr. Hynek Mírka, Ph.D.

MUDr. Jan Baxa, Ph.D.

MUDr. Alexander Malán

Klinika zobrazovacích metod, Lékařská fakulta Univerzity Karlovy v Praze a Fakultní nemocnice Plzeň

Recenzenti

prof. MUDr. Pavel Eliáš, CSc.

Radiologická klinika, Lékařská fakulta Univerzity Karlovy v Praze a Fakultní nemocnice Hradec Králové

prof. MUDr. Boris Kreuzberg, CSc.

Klinika zobrazovacích metod, Lékařská fakulta Univerzity Karlovy v Praze a Fakultní nemocnice Plzeň

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

Radiologická klinika, Lékařská fakulta Masarykovy univerzity v Brně a Fakultní nemocnice Brno

Jiří Ferda, Hynek Mírka, Jan Baxa a Alexander Malán **ZÁKLADY ZOBRAZOVACÍCH METOD**

První vydání v elektronické verzi

Vydalo nakladatelství Galén, Na Popelce 3144/10a, 150 00 Praha 5

Editor nakladatelství Lubomír Houdek

Šéfredaktorka nakladatelství Soňa Dernerová

Odpovědná redaktorka Jarmila Prokešová

Použitá dokumentace z archivu Kliniky zobrazovacích metod LF UK a FN Plzeň

Typografie a sazba Petra Veverková, Galén

Určeno odborné veřejnosti

G 341056

www.galen.cz

Podpořeno projektem Ministerstva zdravotnictví ČR Koncepční rozvoj výzkumné instituce 00669806 – FN Plzeň a Programem rozvoje vědních oborů Karlovy Univerzity (projekt P36).

Všechna práva vyhrazena.

Tato publikace ani žádná její část nesmějí být reprodukovány, uchovávány v rešeršním systému nebo přenášeny jakýmkoli způsobem (včetně mechanického, elektronického, fotografického či jiného záznamu) bez písemného souhlasu nakladatelství.

Pořadatel, autoři i nakladatel vynaložili značné úsilí, aby informace o lécivech odpovídaly stavu znalostí v době zpracování díla. Nakladatel za ně nenese odpovědnost a doporučuje řídit se údaji o doporučeném dávkování a kontraindikacích uvedenými výrobci v příbalovém letáku příslušného léčivého přípravku. Týká se to především přípravků vzácněji používaných nebo nově uváděných na trh.

© Galén, 2015

ISBN 978-80-7492-173-5 (PDF)

ISBN 978-80-7492-174-2 (PDF pro čtečky)

Obsah

Seznam použitých zkratk	8
-------------------------	---

1 Ionizující záření a jeho vlastnosti	10
---	----

2 Radioaktivní přeměna	12
----------------------------------	----

3 Účinky ionizujícího záření, dozimetrie a radiační ochrana	14
--	----

4 Principy skiografie a skiaskopie	16
--	----

5 Principy výpočetní tomografie	18
---	----

6 Principy ultrasonografie	20
--------------------------------------	----

7 Principy magnetické rezonance	22
---	----

8 Principy detekce ionizujícího záření v nukleární medicíně	24
--	----

9 Principy SPECT, PET a hybridních metod	26
--	----

10 Kontrastní látky pro RTG, USG a MR	28
---	----

11 Radiofarmaka	30
---------------------------	----

12 Radiologické metody zobrazení pohybového aparátu	32
---	----

13 Metody zobrazení skeletu v nukleární medicíně	34
--	----

14 Obecné příznaky onemocnění skeletu v radiodiagnostice	36
---	----

15 Radiologický obraz poruch vývoje pohybového systému	38
---	----

16 Radiologický obraz poranění pohybového aparátu	40
--	----

17 Radiologický obraz degenerativních a zánětlivých onemocnění kostí a kloubů	42
--	----

18 Radiologický obraz metabolických, toxických a cirkulačních onemocnění skeletu	44
---	----

19 Radiologický obraz nádorů a nádorům podobných afekcí kostí	46
--	----

20 Radiologické metody u onemocnění plic, pleury a mediastina	48
--	----

21 Metody zobrazení plic v nukleární medicíně	50
---	----

22 Obecné radiologické příznaky onemocnění plicního parenchymu	52
---	----

23	Obecné radiologické příznaky onemocnění mediastina, pleurální dutiny a hrudní stěny.....	54	39	Radiologický obraz nenádorových onemocnění ledvin a vývodných cest močových	86
24	Radiologický obraz zánětů a poruch vzdušnosti plic	56	40	Radiologický obraz nádorů ledvin, vývodných cest močových, varlat a prostaty.....	88
25	Radiologický obraz intersticiálních plicních onemocnění	58	41	Radiologický obraz onemocnění retroperitonea a nadledvin	90
26	Radiologický obraz poranění hrudníku a onemocnění pleury	60	42	Radiologické vyšetřovací metody a základní patologické nálezy v gynekologii a porodnictví.....	92
27	Radiologický obraz onemocnění malého oběhu	62	43	Radiologické vyšetřovací metody a základní obrazy onemocnění mléčné žlázy.....	94
28	Radiologický obraz nádorových onemocnění plic	64	44	Radiologické metody zobrazení mozku, míchy a kanálu páteřního	96
29	Radiologické metody zobrazení gastrointestinálního traktu	66	45	Metody nukleární medicíny v neurologii	98
30	Metody nukleární medicíny v gastroenterologii.....	68	46	Radiologický obraz vrozených onemocnění mozku a onemocnění mozku u novorozenců	100
31	Radiologický obraz náhlých příhod břišních.....	70	47	Radiologický obraz kraniocerebrálních poranění	102
32	Radiologický obraz onemocnění jícnu, žaludku, tenkého a tlustého střeva.....	72	48	Radiologický obraz onemocnění mozku cévního původu	104
33	Radiologické metody zobrazení jater, žlučových cest, pankreatu a sleziny.....	74	49	Radiologický obraz zánětlivých, metabolických a degenerativních onemocnění mozku, obraz poruch cirkulace likvoru	106
34	Radiologický obraz onemocnění jater	76	50	Radiologický obraz nádorů centrální nervové soustavy.....	108
35	Radiologický obraz onemocnění žlučových cest	78	51	Radiologický obraz degenerativních a zánětlivých onemocnění páteře.....	110
36	Radiologický obraz onemocnění slinivky břišní.....	80	52	Radiologický obraz poranění páteře.....	112
37	Radiologické metody zobrazení ledvin, močových cest a retroperitonea	82			
38	Metody nukleární medicíny v nefrologii, urologii a gynekologii	84			

53	Radiologický obraz onemocnění spánkové kosti a očnice.....	114	61	Metody nukleární medicíny v zobrazení myokardu	130
54	Radiologický obraz onemocnění paranazálních dutin, dutiny ústní a krku	116	62	Metody nukleární medicíny v onkologii.....	132
55	Metody nukleární medicíny u onemocnění štítné žlázy a příštítných tělísek	118	63	Metody nukleární medicíny v detekci zánětu	134
56	Radiologické metody zobrazení tepen a žil	120	64	Metody intervenční radiologie v cévním systému.....	136
57	Radiologický obraz onemocnění aorty a periferních tepen	122	65	Metody intervenční radiologie u onkologických onemocnění	138
58	Radiologický obraz onemocnění žil velkého oběhu a portálního oběhu	124	66	Metody terapie v nukleární medicíně	140
59	Radiologické zobrazovací metody srdce a věnčitých tepen	126		Summary.....	142
60	Radiologický obraz onemocnění srdce a věnčitých tepen	128		Literatura	142
				Rejstřík.....	143

Seznam použitých zkratek

²⁰¹ Tl	thallium	ECD	etyl cysteinat dimer
^{99m} TcO ₄	technecistan sodný	ED	end-diaštola
AAA	aneurysma abdominální aorty (abdominal aortic aneurysm)	EDH	epidurální hematom
ADEM	akutní diseminovaná encefalomyelitida	EDTMP	kyselina etylendiamintetrametylendifosfonová
AL	angiomyolipom	EF	ejekční frakce
ALARA	as low as reasonable achievable	ERCP	endoskopická retrogradní cholangiopankreatikografie
AP	anteroposteriorní	ES	end-systola
APE	aerosol production equipment	Fab	fragmenty antigranulocytárních protilátek
APUD	amine precursor uptake and decarboxylation	FDG	fluorodeoxyglukóza
ARDS	syndrom dechové tísně dospělých	FDOPA	fluoroDOPA
ATN	akutní tubulární nekróza	FET	fluoroetyltyrosin
AV	arteriovenózní	FCh	fluorocholin
AVM	arteriovenózní malformace	FLAIR	fluid attenuated inversion recovery
BaSO ₄	síran barnatý	FLT	fluorothymidin
bb	buňky	FNH	fokální nodulární hyperplazie
BGO	bismuth-germanate-oxide	FP-CIT	citrát
BOLD	blood oxygen level dependent	GIST	gastrointestinální stromální tumor
Bq	Becquerel	GRE	gradientní echo
BW	šířka pásma	Gy	Gray
Ca	karcinom	HAMA	human antimouse antibody
ceMRA	kontrastní MRA	HASTE	sekvence ultrarychlé MR
CEUS	kontrastní ultrazvukové vyšetření	HCC	hepatocelulární karcinom
CLL	chronické lymfatické leukémie	HEB	hematoencefalická bariéra
CMP	cévní mozkové příhody	HEDP	kyselina hydroxyetylendifosfonová
CR	nepřímá digitalizace (computed radiography)	HIDA	hepatobiliary iminodiacetic acid
CRP	C-reaktivní protein	HIG	human immunoglobulin třídy IgG
CT	výpočetní tomografie	HMPAO	hexametylpropylenaminoxim
CTA	CT angiografie	HRCT	high resolution computed tomography
DK	dolní končetina	HU	Hounsfieldova jednotka (Hounsfield unit)
DMSA	kyselina dimerkaptantantarová	IBZM	jodobenzamid
DOPA	dihydroxyfenylalanin	Ig	imunoglobulin
DR	přímá digitální radiografie (direct radiography)	ICHS	ischemická choroba srdeční
DRÚ	diagnostická referenční úroveň	IM	infarkt myokardu
DSA	digitální subtrakční angiografie	JKL	jodová kontrastní látka
DTPA	kyselina dietyltriaminopentaoctová	KFA	kryptogenní fibrotizující alveolitida
DUSG	dopplerovská ultrasonografie	KL	kontrastní látka
E	energie	Kr	krypton
EAA	exogenní alergická alveolitida	KRC	konvenční renální karcinom

KTI	kardiothorakální index	PET/CT, SPECT/CT, PET/MRI	hybridní zobrazení
L-DOPA	L-dihydrofenylalanin	PML	progresivní multifokální leukoencefalopatie
LB	levá boční projekce	PNET	primitivní neuroektodermální nádor
LBBB	blokáda levého Tawarova raménka	PNO	pneumothorax
LK	levá komora	PRC	papilární renální karcinom
LKS	levá komora srdeční	PSF	point-spread function
MAG	merkaptocetyltriglycin	PTA	perkutánní transluminální angioplastika
MDCT	multidetektorová výpočetní tomografie	PTC	perkutánní transhepatická cholangiografie
MDP	metylendifosfonát	PTCD	perkutánní transhepatická cholangiografie a drenáž
MEN	mnohočetné endokrinní neoplazie	RDS	dechová tíseň novorozenců
MET	metionin	RF	radiofarmaka
METs	tzv. metabolický ekvivalent	RFA	radiofrekvenční ablace
MIBG	metaiodobenzylguanidin	RIA	radioimunoanalýza
MIBI	methoxy-isobutyl-isonitril	RN	radionuklid
MIP	maximum intensity projection	rTPA	rekombinantní tkáňový aktivátor plazminogenu
MMG	mamografie	SAK	subarachnoidální krvácení
MR	magnetická rezonance	SDH	subdurální hematom
MRA	MR angiografie	SF ₆	fluorid sírový
MRCP	cholangiopankreatikografie pomocí magnetické rezonance	SKG	selektivní koronarografie
MRS	spektroskopie magnetickou rezonancí	SPECT	jednofotonová emisní tomografie (single photon emission computerized tomography)
NaF	natriumfluorid	STIR	short tau inversion recovery
NaI(Tl)	jodid sodný aktivovaný thaliem	Sv	Sievert
NET	neuroendokrinní tumor	T	Tesla
NJ	nazojejunální	TAA	thoracic aortic aneurysm
NPB	náhlá příhoda břšní	TF	tkáňový faktor
OPG	ortopantomogram	TID index	index tranzientní ischemické dilatace
PACS	picture archiving and communication system	TIPS	transjugulární portosystémový zkrat
PAH	plicní arteriální hypertenze	TOF	time-of-flight
PB	pravá boční projekce	TSH	tyreostimulační hormon
PC	karcinom prostaty	TU	tumor
PD	protonová denzita	UC	uroteliální karcinom
PE	plicní embolie	USG	ultrasonografie
PET	pozitronová emisní tomografie (positron emission tomography)	VE	virtuální endoskopie

Ionizující záření se vyskytuje ve dvou formách – jako elektromagnetické vlnění a jako částicové záření. Avšak na základě kvantové teorie a aplikací vlnové rovnice částic je možné i elektromagnetické vlnění popsat jako kvantum energie, tedy jako foton. Vzájemný vztah mezi hmotou a energií je vyjádřen základní rovnicí:

$$E = m \cdot c^2,$$

kde E je energie, m je hmotnost, c je rychlost světla $3 \cdot 10^8$ m/s. Jelikož energie a hmotnost jednotlivých částic jsou velmi malé, byly k jejich popisu zvoleny jednotky eV – elektronvolt (energie, o níž se zvýší napětí pole průchodem jediného elektronu) a jednotka atomové hmotnosti u odpovídající hmotnosti jednoho protonu nebo neutronu:

$$1 \text{ eV} = 1,6 \cdot 10^{-19} \text{ J},$$

$$1 \text{ u} = 1,66 \cdot 10^{-27} \text{ kg}.$$

Elektromagnetické vlnění je charakterizováno vlnovou délkou λ , frekvencí ν nebo kvantovou energií E :

$$\lambda = c/\nu,$$

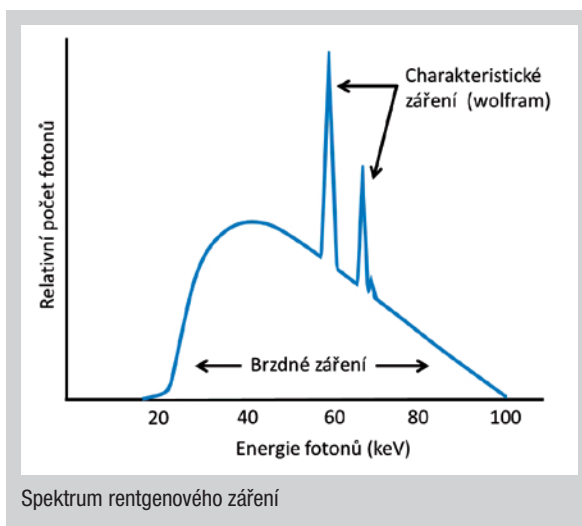
kde c je rychlost světla, a

$$E = h\nu,$$

kde h je Planckova konstanta,

$$h = 6,63 \cdot 10^{-34} \text{ Js} = 4,14 \cdot 10^{-15} \text{ eVs}.$$

Ionizující záření je záření, u něž energie přesahuje 13,4 keV, neboli vlnová délka je menší než 100 nm. Zatímco z neionizujícího záření má v zobrazovacích metodách význam pouze elektromagnetické vlnění u magnetické rezonance, z ionizujícího záření mají význam rentgenové záření, záření γ z elektromagnetického vlnění a dále částicové záření α a β^+ a β^- . Energie rentgenového záření a záření γ se vzájemně zčásti překrývají, rozdíl mezi těmito dvěma druhy záření je v jejich vzniku – rentgenové záření vzniká zabrzděním elektronů ve hmotě, zatímco záření γ vzniká při rozpadu atomu. Vznik ionizujícího záření a jeho interakce s hmotou jsou základními jevy, na nichž jsou zalo-



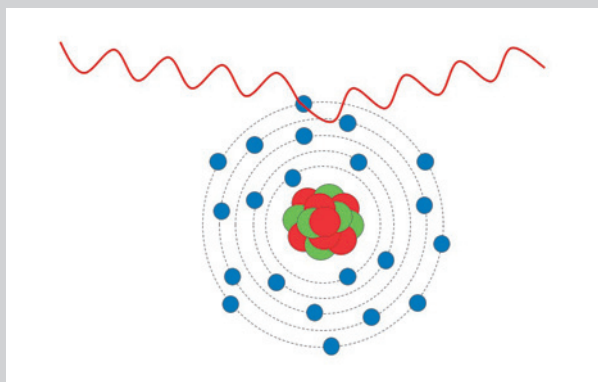
ženy zobrazovací metody – jak radiologie, tak nukleární medicína.

Comptonův jev (také nazývaný rozptyl) je založen na interakci rentgenového nebo záření γ s elektronovým obalem atomu. Po srážce fotonu s elektronem je energie fotonu zčásti předána jednomu z elektronů, který je vychýlen ze své dráhy, samotný foton změní pod úhlem θ svoji trajektorii a sníží svoji energii (zvětší se jeho vlnová délka). Nedochází ke změně počtu kvant záření (fotonů), mění se jen směr šíření a jejich energie. Comptonův jev je podstatou vzniku sekundárního záření a vysvětluje vlnově částicový charakter elektromagnetického vlnění.

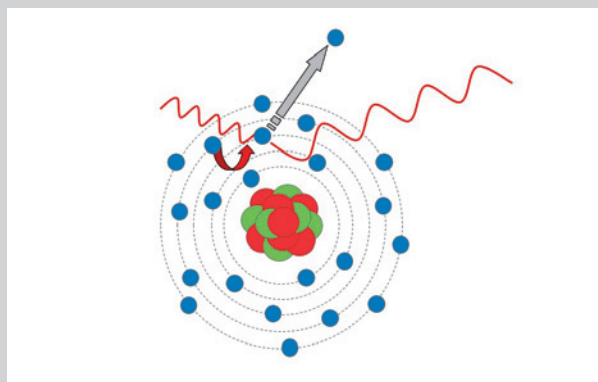
Fotoelektrický jev (fotoefekt) je interakcí elektromagnetického vlnění o krátké vlnové délce (záření γ nebo rentgenové záření) a hmoty, kdy vzniká ve hmotě elektrický náboj uvolněním elektronů z elektronového obalu atomu. Je-li vlnová délka dostatečně malá, dochází k předání energie nutné k uvolnění elektronu z obalu, nazývané výstupní práce. Fotoelektrický jev je popsán Einsteinovou rovnicí:

$$h\nu = h\nu_0 + E_{\max}$$

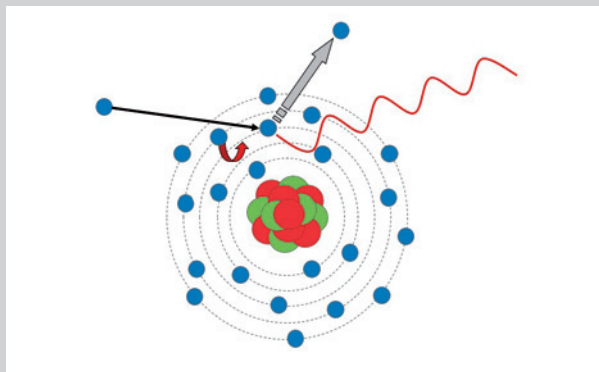
kde $h\nu$ je energie dopadajícího fotonu, $h\nu_0$ je energie nutná k uvolnění elektronu, E_{\max} je maximální energie elektronu.



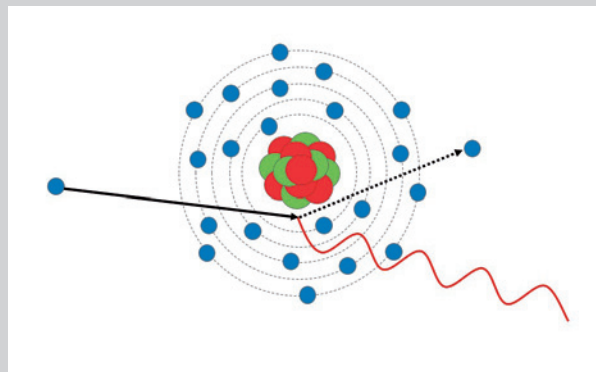
Koherentní rozptyl



Comptonův jev



Inverzní fotoelektrický jev, vznik charakteristického záření



Vznik brzdného záření

Vznik elektron-pozitronového páru je interakcí elektromagnetického vlnění o velmi krátké vlnové délce s energií dosahující minimálně 1,02 MeV, která nastává v dosahu Coulombových sil v jádře atomu. Energie záření odpovídá dvěma hmotnostním ekvivalentům elektronu. Následně pozitron anihiluje s elektronem za vzniku dvou kvant anihilačního záření o energii 511 keV. Vznik elektron-pozitronového páru se neuplatňuje v energiích rentgenového záření používaných v radiologii, ale může být formou interakce s hmotou u energií záření γ používaného v nukleární medicíně.

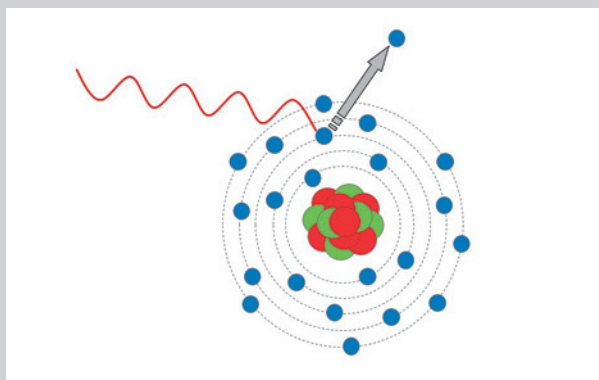
Inverzní fotoelektrický jev je interakcí elektronu s atomy, která dává vzniknout vlnění o krátké vlnové délce (v pásmu rentgenového záření). U většiny elektronů dochází ke srážkám s atomy postupně ke ztrátě energie a ke vzniku tepla. Pokud však elektron ztratí všechnu energii jediným nárazem, je energie vyzářena ve formě elektromagnetického kvanta – fotonu. Tato výměna energie je popsána Duaneovým-Huntovým zákonem:

$$\lambda_{\min} U = hc/e = \text{konst.}$$

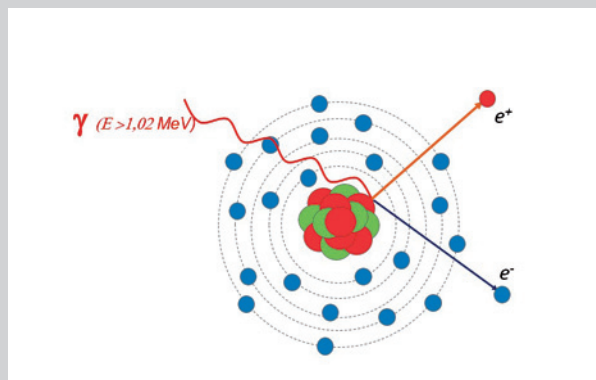
kde λ_{\min} U je součin minimální vlnové délky a urychlujícího potenciálu a je roven podílu energie (součin Planckovy konstanty a rychlosti světla) a elektrickému náboji elektronu e . Zvýšením potenciálu dochází k posunu vlnové délky k nižším hodnotám. Inverzní fotoelektrický jev vysvětluje vznik

rentgenového záření v Rentgenově trubici a rovněž interakci záření β^- s hmotou. Rovněž vysvětluje vliv nastavení napětí na rentgence na energii vznikajícího rentgenového záření.

Rentgenové záření je pojmenováno po svém objeviteli Conradu Wilhelmu Roentgenovi, který jej objevil v roce 1895 a kterému byla v roce 1901 udělena za tento objev vůbec první Nobelova cena za fyziku. V anglosaské literatuře je záření nazýváno paprsky X, má vlnové délky 0–10 nm, je neviditelné, šíří se rychlostí světla a prochází hmotou i vakuem. Přírodním zdrojem RTG záření jsou hvězdy. Uměle se vytváří v rentgenkách a betatronech při prudkém zabrzdění elektronů ve hmotě o vysokém protonovém čísle. Ve vakuu ubývá s druhou mocninou vzdálenosti. Při průchodu hmotou je záření pohlcováno, míra absorpce je závislá na jejím složení, hustotě a tloušťce. Rentgenové záření vzniká dvěma způsoby. Charakteristické záření vzniká po vyražení elektronu z jedné ze slupek atomu K, nebo L a vzniká foton, jehož energie je rovna rozdílu v energii dvou vrstev, spektrum charakteristického záření je diskrétní, závislé na materiálu, v němž vzniká. Naproti tomu záření brzdné vzniká průletem elektronu v blízkosti atomového jádra po zakřivené dráze a energie, kterou elektron ztrácí, je vyzářena ve formě kvanta energie. Interakce rentgenového nebo záření γ s hmotou se děje v zásadě dvěma způsoby: Comptonovým jevem a fotoelektrickým jevem.



Fotoefekt



Tvorba elektron-pozitronového páru

Radioaktivní přeměna (rozpad) je samovolný děj přeměny nestabilního atomového jádra, který dává vznik ionizujícímu záření. Radioaktivní rozpad a jím produkované záření je základem diagnostických i terapeutických metod nukleární medicíny. Objev radioaktivity učinil v roce 1896 Henri Becquerel v soli uranu, k dalšímu studiu podstaty radioaktivity velmi zásadně přispěli Pierre Curie a Maria Curie-Sklodowska. Radionuklid je izotop prvku, který podléhá samovolné přeměně. Vlastnosti vznikajícího částicového nebo elektromagnetického záření jsou zásadní při použití radionuklidů v jednotlivých aplikacích a mají význam i pro využitelnost v radiofarmacích.

Aktivita je veličina udávající počet přeměn za jednotku času, jednotkou je becquerel (Bq). 1 Bq je jedna přeměna za 1 s. Hodnoty aplikovaného radiofarmaka se pohybují v stovkách MBq až jednotkách GBq. Změnu počtu atomů podléhajících přeměně popisuje rozpadová rovnice:

$$A = dn = \lambda \cdot n(t).$$

V integrovaném tvaru má tvar:

$$n = n_0 \cdot e^{-\lambda t},$$

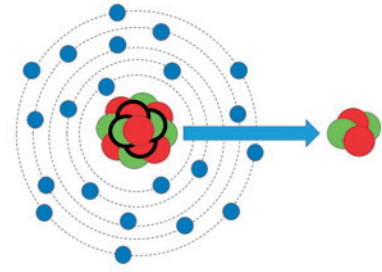
kde λ je rozpadová konstanta.

Poločas rozpadu (τ nebo $T_{1/2}$) je definován jako doba, za kterou prodělá přeměnu (rozpad) polovina atomů radionuklidu, je vyjádřen rovnicí:

$$\tau = \ln 2 / \lambda.$$

Alfa rozpad je charakterizován emisí heliového jádra, energetické spektrum je tvořeno jen jedinou linií. Při rozpadu α se posouvá prvek o dvě místa doprava v periodické tabulce, jeho nukleonové číslo se zmenšuje o 4, protonové číslo o 2. Energie záření, kterou je schopno předat okolí, je velmi vysoká, avšak dolet je nízký. Účinnou bariérou šíření je pouze list papíru. V přírodě je zdrojem záření ^{222}Rd , v nukleární medicíně lze využít ^{223}Ra v terapii.

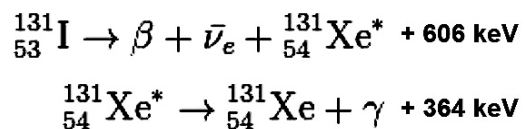
Beta rozpad vzniká u jader, která mají přebytek elektrického náboje. Výsledkem je vyzáření elektricky nabitého leptonu s negativním nábojem (elektronu), nebo kladným nábojem (pozitronu). Pokud je vyzařován elektron, nazýváme záření β^- , pokud pozitron, jde o β^+ . Současně je uvolněno antineutrino (s elektronem), nebo neutrino (s pozitronem). Zatímco elektron vznikající u β^- rozpadu je stabilní částicí, která jen předává svoji vysokou energii okolí a postupně se zabrzdí (část energie se přemění na brzdné elektromagnetické vlnění v pásnu záření X), pozitron je velmi nestabilní částicí a ve zlomku sekundy zaniká při anihilaci se svou antičásticí elektronem za vzniku dvou kvant gama záření. Tzv. anihilač-



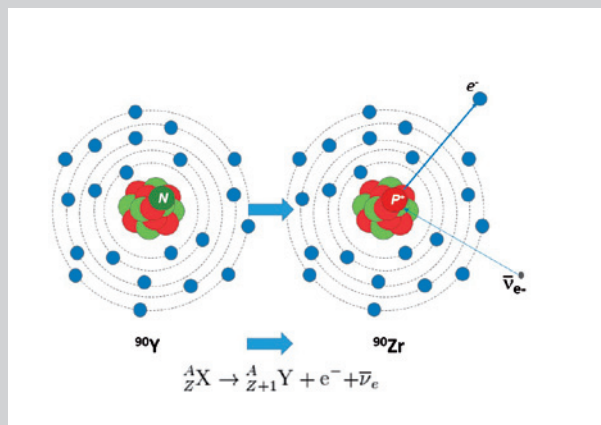
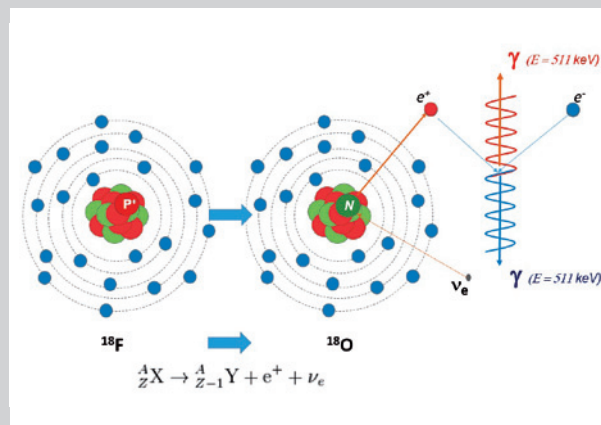
Vznik záření α

ní gama záření je charakterizováno unikátní energií – každé z kvant (fotonů) má energii 511 keV a šíří se opačným směrem. Beta minus zářiče se využívají v terapii (např. ^{90}Y), beta plus zářiče jsou součástí radiofarmak pro pozitronovou emisní tomografii (PET).

Gama rozpad jádra atomu dává vznik záření γ , elektromagnetickému vlnění o krátké vlnové délce. **Elektronový záchyt** je typický pro prvky s nadbytkem protonů v jádře. Jeden z protonů uchvátí elektron na blízké oběžné dráze a vzniká neutron a neutrino. Na místo původního elektronu přeskočí elektron z vyšší orbity a přitom vzniká tzv. charakteristické záření, které má povahu elektromagnetického vlnění skládajícího se z fotonů. Záření má tedy původ v elektronovém obalu a jde de facto o rentgenové záření. Tato přeměna je typická pro ^{201}Tl nebo ^{125}I . **Izomerní přechod** je děj, při kterém se rozpadají radioaktivní jaderné izomery, jejichž jádra obsahují excitovaný jeden anebo více nukleonů a jsou v tzv. metastabilním stavu. Tento rozpad je typický pro $^{99\text{m}}\text{Tc}$, které je nejpoužívanějším radionuklidem v nukleární medicíně. Stran energie záření používaných radionuklidů platí, že záření s nízkou E (pod 30 keV) se



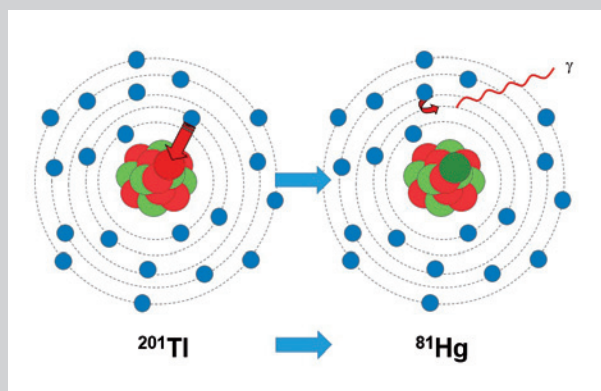
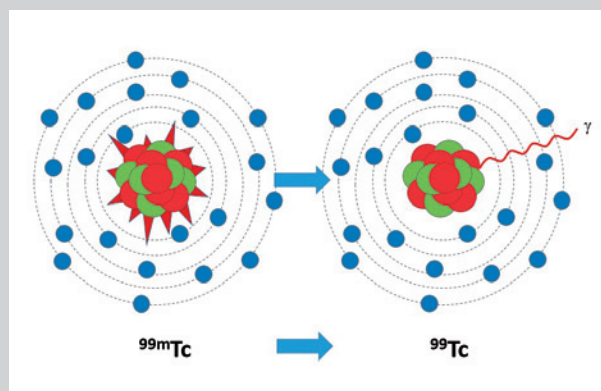
Rozpadová rovnice ^{131}I

Vznik záření β^- Vznik záření β^+

ve tkáni příliš absorbuje a naopak záření s vysokou energií snadno proniká stíněním detektorů a významně modifikuje kvalitu záznamů.

Detekci záření a měření aktivity lze provádět pomocí ionizační komory, Geigerova-Müllerova počítače či polovodičového detektoru. Ionizační komory jsou detektory s plynovou náplní. Elektrody jsou umístěny ve vhodné plynové náplni (vzduch), mezi elektrodami je napětí 150 V. Při průchodu ionizujícího záření mezi elektrodami vznikají ionty, které se pohybují k elektrodám, částice s negativním nábojem k anodě, částice s pozitivním nábojem pak ke katodě. Obvodem začne procházet proud, který se převádí analogově číslicovým převodníkem na numerické hodnoty, které zobrazují aktivitu vzorku v Bq. Komora pracuje v oblasti nasyceného proudu (interval mezi dvěma napětími, ve kterém je proud konstantní – proud téměř nezávisí na napětí mezi elektrodami). Ionizační komory slouží pro měření aktivity radiofarmak (studnový měřič aktivity) a v dozimetrii (tužkové dozimetry). Geigerův-Müllerův počítač je také detektor s plynovou náplní, kde katoda má tvar válce a anoda je tenkým drátkem v ose válce. Mezi elektrodami je vyšší napětí než u ionizač-

ních komor. GM trubice nerozliší energii záření, mrtvá doba se pohybuje kolem 2 μ s. Pro diagnostiku je nevhodná pro nízkou detekční účinnost a dlouhou mrtvou dobu. Uplatňuje se v měřících povrchové kontaminace a v operativních dozimetrech. Polovodičové detektory jsou založeny na podobném principu jako ionizační komory, jen místo plynu využívají polovodičový materiál, diodu, která je zapojena v elektronickém obvodu s vysokým napětím. Nejčastěji obsahují monokrystaly germania nebo křemíku. Mají výbornou energetickou rozlišovací schopnost, oproti scintilačním detektorům ale nižší detekční účinnost pro záření γ a delší mrtvou dobu. Nevýhodou je chlazení na teplotu kapalného dusíku.

Vznik záření γ elektronovým záchytemVznik záření γ izomerní přeměnou