RADIAČNÍ ONKOLOGIE

Kniha vyšla za laskavé podpory společností:

OBJECT concept store

GENERÁLNÍ PARTNER

HLAVNÍ PARTNEŘI

Prof. MUDr. Pavel Šlampa, CSc.,
a kolektiv

RADIAČNÍ ONKOLOGIE

Pro postgraduální přípravu i každodenní praxi

maxdorf jessenius

DŮLEŽITÉ UPOZORNĚNÍ

Autoři i nakladatel vynaložili velkou péči a úsilí, aby všechny informace v knize obsažené týkající se dávkování léků a forem jejich aplikace odpovídaly stavu vědy v okamžiku vydání. Nakladatel však za údaje o použití léků, zejména o jejich indikacích, kontraindikacích, dávkování a aplikačních formách, nenese žádnou odpovědnost, a vylučuje proto jakékoli přímé či nepřímé nároky na úhradu eventuálních škod, které by v souvislosti s aplikací uvedených léků vznikly. Každý uživatel je povinen důsledně se řídit informacemi výrobců léčiv, zejména informací přiloženou ke každému balení léku, který chce aplikovat.

Ochranné obchodní známky (chráněné názvy) léků ani dalších výrobků nejsou v knize zvlášť zdůrazňovány. Z absence označení ochranné známky proto nelze vyvozovat, že v konkrétním případě jde o název nechráněný.

Toto dílo, včetně všech svých částí, je zákonem chráněno. Každé jeho užití mimo úzké hranice zákona je nepřípustné a je trestné. To se týká zejména reprodukování či rozšiřování jakýmkoli způsobem (včetně mechanického, fotografického či elektronického), ale také ukládání v elektronické formě pro účely rešeršní i jiné. K jakémukoli využití díla je proto nutný písemný souhlas nakladatele, který také stanoví přesné podmínky využití díla. Písemný souhlas je nutný i pro případy, ve kterých může být udělen bezplatně.

© Pavel Šlampa, 2021
© Maxdorf, 2021
Illustrations © Maxdorf, 2021
Cover layout © Maxdorf, 2021
Cover photo © Igor Zehl

Vydal Maxdorf s. r. o., nakladatelství odborné literatury, Na Šejdru 247/6a, 142 00 Praha 4
e-mail: info@maxdorf.cz, internet: www.maxdorf.cz

Jessenius® je chráněná značka [No. 267113] označující publikace určené odborné zdravotnické veřejnosti

Odpovědný redaktor: PharmDr. Aleš Dvořák, MBA, Ing. Veronika Pátková
Sazba: Denisa Honzalová
Ilustrace: Ing. Jaroslav Nachtigall, Ph.D., Mgr. Veronika Mrázová, MUDr. Jan Hugo
Tisk: Books Print s.r.o.

Printed in the Czech Republic

ISBN 978-80-7345-674-0

HLAVNÍ AUTOR

- **Prof. MUDr. Pavel Šlampa, CSc.**, Klinika radiační onkologie LF MU, Masarykův onkologický ústav, Brno

SPOLUAUTOŘI

- **MUDr. Renata Belanová**, Odd. radiologie, Masarykův onkologický ústav, Brno
- **MUDr. Lukáš Bobek**, Klinika radiační onkologie LF MU, Masarykův onkologický ústav, Brno
- **MUDr. Simona Bořilová**, Klinika komplexní onkologické péče LF MU, Masarykův onkologický ústav, Brno
- **Doc. MUDr. Tomáš Büchler, Ph.D.**, Onkologická klinika 1. LF UK a Thomayerovy nemocnice, Praha
- **MUDr. Petr Burkoň, Ph.D.**, Klinika radiační onkologie LF MU, Masarykův onkologický ústav, Brno
- **Doc. Ing. Jakub Cvek, Ph.D., MBA**, Klinika onkologická, FN a LF OU, Ostrava
- **MUDr. Diana Černáková**, Klinika radiační onkologie LF MU, Masarykův onkologický ústav, Brno
- **MUDr. Renata Červená**, Klinika radiační onkologie LF MU, Masarykův onkologický ústav, Brno
- **MUDr. Petr Čoupek**, Klinika radiační onkologie LF MU, Masarykův onkologický ústav, Brno
- **MUDr. Irena Čoupková**, Klinika radiační onkologie LF MU, Masarykův onkologický ústav, Brno
- **MUDr. Miluše Dolečková, Ph.D.**, Onkologické oddělení, Nemocnice České Budějovice, a.s.
- **Doc. MUDr. Martin Doležel, Ph.D.**, Onkologická klinika FN Olomouc a LF UP a 1. LF UK Praha
- **MUDr. Hana Doleželová, Ph.D.**, Klinika radiační onkologie LF MU, Masarykův onkologický ústav, Brno
- **Doc. MUDr. Pavol Dubinský, Ph.D.**, Oddelenie radiačnej onkológie, Východoslovenský onkologický ústav, a.s., Košice
- **Mgr. David Dvořák**, Klinika radiační onkologie LF MU, Masarykův onkologický ústav, Brno
- **Ing. Pavel Dvořák, Ph.D.**, Onkologická klinika 1. LF UK a VFN, Praha
- **MUDr. Eva Dvořáková**, Klinika radiační onkologie LF MU, Masarykův onkologický ústav, Brno
- **MUDr. Radana Dymáčková, Ph.D.**, Klinika radiační onkologie LF MU, Masarykův onkologický ústav, Brno
- **MUDr. Jana Folberová**, Klinika radiační onkologie LF MU, Masarykův onkologický ústav, Brno
- **Ing. Jan Garčic**, Klinika radiační onkologie LF MU, Masarykův onkologický ústav, Brno
- **MUDr. Jana Garčicová**, Klinika radiační onkologie LF MU, Masarykův onkologický ústav, Brno
- **MUDr. Lucie Hnidáková**, Klinika radiační onkologie LF MU, Masarykův onkologický ústav, Brno
- **MUDr. Petra Hübnerová**, Klinika radiační onkologie LF MU, Masarykův onkologický ústav, Brno
- **MUDr. Ludmila Hynková, Ph.D.**, Klinika radiační onkologie LF MU, Masarykův onkologický ústav, Brno
- **Bc. Ivana Juríčková**, Klinika radiační onkologie LF MU, Masarykův onkologický ústav, Brno
- **Mgr. Veronika Justrová**, Klinika radiační onkologie LF MU, Masarykův onkologický ústav, Brno
- **Doc. MUDr. Tomáš Kazda, Ph.D.**, Klinika radiační onkologie LF MU, Masarykův onkologický ústav, Brno
- **MUDr. Eva Kindlová**, Radioterapeutická a onkologická klinika 3. LF UK a FN Královské Vinohrady, Praha
- **Ing. Lukáš Knybel, Ph.D.**, Klinika onkologická, FN a LF OU, Ostrava
- **MUDr. Eva Kocmanová**, Klinika radiační onkologie LF MU, Masarykův onkologický ústav, Brno
- **MUDr. Ing. Jiří Komínek**, Klinika radiační onkologie LF MU, Masarykův onkologický ústav, Brno
- **MUDr. Ing. Libor Komínek**, Klinika radiační onkologie LF MU, Masarykův onkologický ústav, Brno
- **Ing. Jana Kovaříková**, Odd. zobrazovacích metod, SurGal Clinic, Brno
- **MUDr. Pavel Krupa, Ph.D.**, Klinika radiační onkologie LF MU, Masarykův onkologický ústav, Brno
- **Mgr. Pavel Kryštof**, Klinika radiační onkologie LF MU, Masarykův onkologický ústav, Brno
- **Doc. MUDr. Martina Kubecová, Ph.D.**, Radioterapeutická a onkologická klinika 3. LF UK a FN Královské Vinohrady, Praha
- **MUDr. Aleš Kudláček**, Klinika radiační onkologie LF MU, Masarykův onkologický ústav, Brno
- **Doc. MUDr. Radek Lakomý, Ph.D.**, Klinika komplexní onkologické péče LF MU, Masarykův onkologický ústav, Brno
- **MUDr. Jana Maistryszinová, Ph.D.**, Klinika radiační onkologie LF MU, Masarykův onkologický ústav, Brno
- **Mgr. Lucie Mariančíková**, Klinika radiační onkologie LF MU, Masarykův onkologický ústav, Brno
- **RNDr. Pavol Matula, CSc.**, Oddelenie radiačnej onkológie, Východoslovenský onkologický ústav, a.s., Košice
- **Prof. MUDr. Bohuslav Melichar, Ph.D.**, Onkologická klinika LF UP a FN Olomouc
- **MUDr. Radim Němeček, Ph.D.**, Klinika komplexní onkologické péče LF MU, Masarykův onkologický ústav, Brno
- **Ing. Josef Novotný, Jr., Ph.D.**, Oddělení lékařské fyziky, Nemocnice na Homolce, Praha
- **MUDr. Tomáš Novotný**, Klinika radiační onkologie LF MU, Masarykův onkologický ústav, Brno
- **Ing. Anna Odložilíková, Ph.D.**, Klinika radiační onkologie LF MU, Masarykův onkologický ústav, Brno
- **MUDr. Petr Pospíšil, Ph.D.**, Klinika radiační onkologie LF MU, Masarykův onkologický ústav, Brno
- **MUDr. Denis Princ**, Klinika radiační onkologie LF MU, Masarykův onkologický ústav, Brno

- **Ing. Tomáš Procházka**, Klinika radiační onkologie LF MU, Masarykův onkologický ústav, Brno
- **MUDr. Vladimír Rak**, Klinika radiační onkologie LF MU, Masarykův onkologický ústav, Brno
- **Prof. RNDr. Ondřej Slabý, Ph.D.**, Biologický ústav, LF MU, Brno
- **MUDr. Marek Slávik, Ph.D.**, Klinika radiační onkologie LF MU, Masarykův onkologický ústav, Brno
- **MUDr. Štěpánka Sovadinová**, Klinika radiační onkologie LF MU, Masarykův onkologický ústav, Brno
- **MUDr. Tomáš Svoboda, Ph.D.**, Onkologická a radioterapeutická klinika LF UK a FN Plzeň
- **MUDr. Blažena Syptáková**, Klinika radiační onkologie LF MU, Masarykův onkologický ústav, Brno
- **Doc. Mgr. Jiří Šána, Ph.D.**, Středoevropský technologický institut, Masarykova univerzita, Brno
- **MUDr. Jiří Šedo, Ph.D.**, Klinika komplexní onkologické péče LF MU, Masarykův onkologický ústav, Brno
- **Doc. MUDr. Roman Šefr, Ph.D.**, Klinika operační onkologie LF MU, Masarykův onkologický ústav, Brno
- **Bc. Lucie Šimoničová**, Klinika radiační onkologie LF MU, Masarykův onkologický ústav, Brno
- **MUDr. Gabriela Šimonová, CSc.**, Oddělení stereotaktické a radiační neurochirurgie, Nemocnice na Homolce, Praha
- **MUDr. Jakub Šlampa**, Klinika radiologie a nukleární medicíny FN a LF MU, Brno
- **Ing. Miroslav Šťavík**, Klinika radiační onkologie LF MU, Masarykův onkologický ústav, Brno
- **MUDr. Michaela Švajdová**, Klinika radiačnej a klinickej onkológie, Ústredná vojenská nemocnica SNP – FN, Ružomberok, Klinika radiační onkologie LF MU, Masarykův onkologický ústav, Brno
- **MUDr. Tačo Tačev, DrSc.**, Klinika radiační onkologie LF MU, Masarykův onkologický ústav, Brno
- **Ing. Hana Tichá**, Klinika radiační onkologie LF MU, Masarykův onkologický ústav, Brno
- **Ing. Pavel Tobiáš, Ph.D.**, Klinika radiační onkologie LF MU, Masarykův onkologický ústav, Brno
- **Doc. MUDr. Milan Vošmik, Ph.D.**, Klinika onkologie a radioterapie LF UK a FN Hradec Králové
- **Ing. Miroslav Vrzal**, Klinika radiační onkologie LF MU, Masarykův onkologický ústav, Brno
- **MUDr. Zdeněk Zoul, Ph.D.**, Klinika onkologie a radioterapie LF UK a FN Hradec Králové
- **MUDr. Mária Zvaríková**, Klinika komplexní onkologické péče LF MU, Masarykův onkologický ústav, Brno

RECENZENTI

- **Prof. MUDr. Jiří Petera, Ph.D.**, Klinika onkologie a radioterapie LF UK a FN Hradec Králové
- **Prof. MUDr. Karel Odrážka, Ph.D.**, Onkologická klinika 1. LF UK a VFN v Praze; Onkologické a radiologické centrum Multiscan, Pardubice

Obsah knihy autoři věnují všem pracovníkům v oboru radiační onkologie a jejich pacientům.

PŘEDMLUVA

Někdy na jaře 2018, při hledání materiálů k odborné publikaci, jsem vzal do ruky také knihu druhého ředitele Masarykova onkologického ústavu, Jana Šprindricha, „Základy roentgenové techniky“ z roku 1946. V předmluvě autor píše: „Čtenáři mně prominou případné její nedostatky vzniklé tím, že nás za tu dobu v mnohém předběhl ostatní šťastnější svět.“ Už v té době autor učebnice předpovídal rychlý vývoj oboru, tehdy ještě společného pro diagnostiku a terapii.

A Šprindrichova slova platí i pro tuto monografii. Rozvoj radioterapie/radiační onkologie se za posledních 10–15 let vyvíjel takřka překotně jak na poli přístrojové techniky, tak i na poli radiobiologie, radiologické fyziky a v kombinaci s jinými modalitami protinádorové léčby. Také v naší republice se zcela obměnily plánovací a ozařovací systémy a kvalita pracovišť radiační onkologie se dostala na solidní evropskou úroveň. Významně se zvýšily požadavky na odbornost radioterapeutických pracovníků.

Když listuji učebnicí Radiační onkologie, kterou jsme s mým přítelem, prof. Jiřím Peterou, koordinovali k vydání v roce 2007, tak si uvědomuji, že dnes v této učebnici logicky chybí poznatky z moderní radioterapie. Právem učebnice obdržela v roce 2008 Cenu ČLS JEP za nejlepší knižní publikaci roku 2007 a také Cenu rektora Masarykovy univerzity za významný tvůrčí čin, neboť to byla vůbec první souhrnná kniha pro lékaře zabývající se radioterapií právě od roku 1946.

Tuto novou knihu o radiační onkologii vypracoval během dvou let kolektiv pracovníků především z Kliniky radiační onkologie Masarykova onkologického ústavu. Většině z nich jsem dělal odborného školitele v jejich dalším vzdělávání. Speciální problematiku zpracovali vyzvaní a spolupracující autoři z jiných pracovišť a ústavů. Úvodní slovo napsal emeritní přednosta našeho pracoviště, MUDr. Tačo Tačev, DrSc. Texty jsou určeny zejména pro postgraduální vzdělávání lékařů, ale i radiologických fyziků a asistentů. Své místo publikace určitě najde i v každodenní praxi.

Budu jedině rád, když tato kniha za deset, možná už za pět let, přestane být aktuální a najde se editor či autor nové a znovu moderní knihy o radiační onkologii. Šikovných a schopných mladých radioterapeutů, radiologických fyziků a asistentů v naší zemi určitě máme dostatek.

Pavel Šlampa

OBSAH

PŘEDMLUVA 9

ÚVOD 16

I. ZÁKLADY RADIAČNÍ ONKOLOGIE

1 HISTORIE, SOUČASNOST A BUDOUCNOST RADIOTERAPIE 20

Pavel Šlampa

1.1 Historie 20
1.2 Současnost 25
1.3 Budoucnost 30

2 RADIOBIOLOGIE 32

Pavel Krupa, Ludmila Hynková, Anna Odložilíková, Pavel Šlampa

2.1 Základní poznatky radiobiologie 32
2.2 Modelování účinků záření 36
2.3 Biologická efektivní dávka 39
2.4 Pravidlo „4R“ a efekt kyslíku 41
2.5 Modelování pravděpodobnosti poškození zdravých tkání, orgánů a odpovědi nádorů 44
2.6 Frakcionační schémata 49
2.7 Radiobiologické modelování 55
2.8 Nežádoucí účinky radioterapie 58

3 ZÁKLADY RADIOLOGICKÉ FYZIKY 76

David Dvořák, Jan Garčic, Pavel Kryštof, Tomáš Procházka, Pavel Šlampa, Miroslav Šťavík, Hana Tichá, Pavel Tobiáš, Miroslav Vrzal

3.1 Význam a úloha radiologického fyzika 76
3.2 Teoretické předpoklady 77
3.3 Interakce ionizujícího záření s látkou 78
3.4 Principy ozařování 83
3.5 Zdroje záření 92
3.6 Plánovací a verifikační systémy 99
3.7 Dozimetrie svazků a zajištění kvality 100
3.8 Plánování léčby zářením 102
3.9 Informační systémy v radioterapii 113

4 RADIAČNÍ OCHRANA NA RADIOTERAPEUTICKÉM PRACOVIŠTI 119
Lucie Mariančíková, Pavel Šlampa
4.1 Principy a požadavky radiační ochrany 119
4.2 Klinická a osobní dozimetrie 122

5 SYSTÉMOVÁ A LOKÁLNÍ LÉČBA ZHOUBNÝCH NÁDORŮ, KOMBINACE S RADIOTERAPIÍ 125
Simona Bořilová, Tomáš Büchler, Diana Černáková, Lucie Hnidáková, Bohuslav Melichar, Radim Němeček, Vladimír Rak, Tomáš Svoboda, Roman Šefr, Pavel Šlampa, Zdeněk Zoul, Milan Vošmik
5.1 Nežádoucí účinky systémové protinádorové terapie 125
5.2 Chemoradioterapie 136
5.3 Hormonální léčba a radioterapie 143
5.4 Kombinace radioterapie s cílenou léčbou 152
5.5 Genová terapie v radiační onkologii 159
5.6 Radioterapie a chirurgie 161
5.7 Hypertermie v léčbě onkologicky nemocných 164

II. RADIAČNÍ ONKOLOGIE V PRAXI

6 RADIAČNÍ ONKOLOGIE V PRAXI 175
Renata Belanová, Lukáš Bobek, Petr Burkoň, Diana Černáková, Renata Červená, Petr Čoupek, Irena Čoupková, Miluše Dolečková, Hana Doleželová, David Dvořák, Eva Dvořáková, Radana Dymáčková, Jana Folberová, Jana Garčicová, Lucie Hnidáková, Petra Hübnerová, Ludmila Hynková, Tomáš Kazda, Jiří Komínek, Libor Komínek, Pavel Krupa, Aleš Kudláček, Radek Lakomý, Jana Maistryszinová, Tomáš Novotný, Petr Pospíšil, Denis Princ, Tomáš Procházka, Vladimír Rak, Marek Slávik, Štěpánka Sovadinová, Blažena Syptáková, Pavel Šlampa, Michaela Švajdová, Mária Zvaríková
6.1 Nádory hlavy a krku 175
6.2 Zhoubné nádory štítné žlázy 218
6.3 Nádory jícnu a gastroezofageální junkce 225
6.4 Zhoubné nádory žaludku 243
6.5 Karcinomy konečníku 259
6.6 Karcinomy anu a análního kanálu 274
6.7 Karcinomy žlučníku a žlučových cest 282
6.8 Zhoubné nádory pankreatu 291
6.9 Zhoubné nádory plic 300
6.10 Zhoubné nádory kostí a sarkomy měkkých tkání 317
6.11 Zhoubné nádory kůže 328
6.12 Zhoubné nádory prsu 342
6.13 Zhoubné nádory vulvy 360
6.14 Zhoubné nádory pochvy 364
6.15 Zhoubné nádory děložního hrdla 367
6.16 Zhoubné nádory děložního těla 392
6.17 Zhoubné nádory vaječníků 401

6.18 Karcinom penisu a močové trubice . . . 409
6.19 Karcinom prostaty . . . 416
6.20 Zhoubné nádory varlat . . . 434
6.21 Zhoubné nádory ledvin . . . 443
6.22 Karcinomy ledvinné pánvičky a močovodu . . . 448
6.23 Zhoubné nádory močového měchýře . . . 450
6.24 Nádory mozku . . . 456
6.25 Lymfomy . . . 476
6.26 Mycosis fungoides a kožní lymfomy . . . 491
6.27 Myelom . . . 496
6.28 Leukemie . . . 500
6.29 Paliativní radioterapie . . . 502
6.30 Nenádorová radioterapie . . . 541
6.31 Základy dětské radioterapie . . . 545
6.32 Radioterapie u geriatrických pacientů . . . 565

III. SPECIÁLNÍ TECHNIKY RADIOTERAPIE

7 SPECIÁLNÍ TECHNIKY RADIOTERAPIE . . . 578

Lukáš Bobek, Petr Burkoň, Jakub Cvek, Miluše Dolečková, Martin Doležel, Pavol Dubinský, Pavel Dvořák, Lucie Hnidáková, Ludmila Hynková, Eva Kindlová, Lukáš Knybel, Martina Kubecová, Pavol Matula, Josef Novotný Jr., Anna Odložilíková, Vladimír Rak, Gabriela Šimonová, Pavel Šlampa

7.1 Stereotaktická radioterapie a radiochirurgie . . . 578
7.2 Stereotaktická radioterapie mozkových lézí . . . 585
7.3 Extrakraniální stereotaktická radioterapie . . . 597
7.4 Stereotaktická radiochirurgie a radioterapie pomocí Leksellova gama nože . . . 615
7.5 CyberKnife . . . 629
7.6 Tomoterapie . . . 643
7.7 Protonová radioterapie . . . 647
7.8 Adaptivní radioterapie . . . 663
7.9 Ozařování pacientů s implantovanými elektronickými přístroji . . . 673
7.10 Radioterapie v hlubokém nádechu . . . 682
7.11 Celotělové ozáření kůže elektronovým svazkem . . . 684
7.12 Celotělové ozáření . . . 690

IV. RADIOTERAPIE V SOUVISLOSTECH

8 ÚLOHA RADIOLOGICKÉHO ASISTENTA . . . 699

Lucie Šimoničová, Ivana Juríčková

8.1 Stanovení kompetencí radiologických asistentů . . . 700
8.2 Fixační a polohovací pomůcky . . . 701
8.3 Radioterapie řízená obrazem povrchu těla . . . 702

9 VÝŽIVA ONKOLOGICKÝCH PACIENTŮ V PRŮBĚHU LÉČBY . . . 703
Eva Kocmanová
9.1 Sipping . . . 704
9.2 Plná enterální výživa . . . 704
9.3 Parenterální výživa . . . 705
9.4 Stanovení nutriční potřeby pacienta . . . 705
9.5 Léčiva podporující chuť k jídlu – orexigenní látky . . . 705

10 KVALITA V RADIAČNÍ ONKOLOGII . . . 707
Pavel Šlampa
10.1 Kvalita v radiační onkologii obecně . . . 707
10.2 Národní podmínky kvality v radiační onkologii . . . 708
10.3 Zajištění kvality na radioterapeutickém oddělení . . . 708

11 EKONOMICKÉ ASPEKTY RADIOTERAPIE . . . 711
Jiří Šedo, Jana Kovaříková
11.1 Příjmy poskytovatelů radioterapie . . . 711
11.2 Náklady v radioterapii . . . 716
11.3 Efektivita ve zdravotnictví obecně . . . 716

12 PRVKY UMĚLÉ INTELIGENCE V RADIOTERAPII . . . 719
Veronika Justrová, Tomáš Kazda
12.1 Oblasti umělé inteligence . . . 719
12.2 Možnosti a příklady aplikace umělé inteligence . . . 719
12.3 Etický náhled . . . 720
12.4 Budoucnost . . . 721

13 ZÁKLADY NÁDOROVÉ BIOLOGIE . . . 722
Ondřej Slabý, Jiří Šána
13.1 Kancerogeneze . . . 723
13.2 Geny klíčové pro vznik a vývoj nádoru . . . 723
13.3 Genetické a epigenetické změny v průběhu kancerogeneze . . . 725
13.4 Znaky umožňující vznik maligního nádoru . . . 727
13.5 Nezávislost na růstových faktorech . . . 728
13.6 Poškozená regulace buněčného cyklu . . . 729
13.7 Neomezený replikační potenciál . . . 730
13.8 Poškozené mechanismy apoptózy . . . 730
13.9 Indukce angiogeneze . . . 731
13.10 Invazivita a metastazování . . . 731
13.11 Deregulace buněčné energetiky . . . 733
13.12 Únik před imunitním systémem . . . 734

13.13 Genomová nestabilita a mutace . . . 734
13.14 Nádorový zánět . . . 735
13.15 Původ a vývoj maligního nádoru . . . 735
13.16 Význam mikroprostředí pro vývoj nádorů . . . 738

14 RADIAČNĚ INDUKOVANÉ MALIGNITY . . . 740
Pavel Šlampa, Jakub Šlampa
14.1 Cahanova kritéria . . . 740
14.2 Vliv ionizujícího záření na vznik radiačně indukovaných malignit . . . 740
14.3 Přehled studií . . . 741

15 POSUDKOVÁ ČINNOST . . . 744
Pavel Šlampa, Jakub Šlampa

PŘEHLED POUŽITÝCH ZKRATEK . . . 746
SEZNAM OBRÁZKŮ . . . 750
MEDAILONEK HLAVNÍHO AUTORA . . . 759
REJSTŘÍK . . . 761

Samovolný rozpad atomových jader je provázen *čtyřmi typy přeměn:*

α je samovolné odštěpení stabilních částic α, tj. heliových jader $_2He^4$.

$$_ZX^A \quad _{Z-2\times}{}^{A-4} + {}_2He^4$$

$\beta -$ probíhá u jader s nadbytkem neutronů, dochází zde k ději, kdy vzniklý proton zůstává v jádru a elektron-částice β jádro opustí ($_0n^1\ {}_1p^1 + {}_{-1}e^0$).

$$_ZX^A \quad _{Z+1}Y^A + {}_{-1}e^0$$

$\beta +$ jádra se rozpadají za vyzařování pozitronů $_{+1}e^0$, neutron zůstává v jádře a pozitron jako částice $\beta +$ jádro opustí ($_1p^1n^1 + {}_{+1}e^0$).

Vyzářené pozitrony rychle zanikají při rekombinaci s elektrony za vzniku fotonů.

$$_ZX^A \quad _{Z-1}Y^A + {}_{+1}e^0$$

Oba druhy přeměn β jsou provázeny emisí neutrin (β +) a antineutrin (β –).

Záchyt elektronů – proton jádra pohltí elektron z některé hladiny elektronového obalu a dochází k následné interakci ($_{-1}e^0 + {}_1p^1 \quad {}_0n^1$).

$$_ZX^A + {}_{-1}e^0 \qquad {}_{Z-1}Y^A$$

Místo po zachyceném elektronu je v elektronovém obalu obsazeno elektronem z některé vyšší hladiny a současně dojde k emisi fotonu.

Jádra, která vznikají některým z těchto radioaktivních rozpadů, nemusí být vždy v základním (tj. energeticky nejnižším stavu). Dochází tedy k následnému vyzáření přebytku energie ve formě fotonů, které v tomto případě nesou označení *gama záření*.

3.3 INTERAKCE IONIZUJÍCÍHO ZÁŘENÍ S LÁTKOU

David Dvořák, Pavel Šlampa

Během interakce ionizujícího záření s hmotným prostředím dochází ke dvěma procesům: *absorpci* a *rozptylu*. Absorpcí energie záření prostředím se tato energie ukládá do excitovaných a ionizovaných atomů či molekul, případně je využita k přerušení atomových vazeb. Takto předaná energie může být využita při následných procesech jako energie aktivační.

Rozptyl je charakterizován změnou směru záření, kterou vyvolal účinek silových polí hmotných elementů. Tato změna může, ale také nemusí, být spojena se ztrátou energie záření. Oba procesy však *vždy* vedou k *zeslabení* primárního svazku záření.

3.3.1 Interakce s hmotou a druhy záření

Interakce ionizujícího záření v lidském organismu se fyzikálně neliší od interakce v jiných prostředích, dochází zejména k *ionizaci, excitaci* a tím k postupné ztrátě energie záření. Z poznatků o interakcích záření s hmotou a faktorů, které ovlivňují absorpci záření (tj. charakter záření, fyzikální vlastnosti absorbující látky) v praxi vychází tyto oblasti zájmu: detekce a dozimetrie ionizujícího záření, ochrana před ionizujícím zářením, radiobiologie. Dle způsobu interakce ionizujícího záření s hmotou se záření dělí na přímo a nepřímo ionizující.

Přímo ionizující záření nese náboj a přímo interaguje (vzájemně působí) s orbitálními elektrony. Mezi přímo ionizující patří záření α, β+, β–, elektronové a protonové záření.

Nepřímo ionizující záření – kvanta záření nenesou náboj, svoji kinetickou energii předávají nabitým částicím (elektronům, event. atomovým jádrům), které jejich prostřednictvím „sekundárně“ ionizují. Mezi nepřímo ionizující záření patří neutronové záření, některé složky elektromagnetického záření, tj. záření γ a rtg záření.

Konkrétní mechanismus interakce je pak pro každý druh záření specifický. Z hlediska chemicko-biologických účinků záření je důležitá *hustota ionizace* a *její prostorová distribuce,* kterou záření vyvolá v látce při svém průchodu. Tuto charakteristiku popisuje veličina zvaná *lineární přenos energie* (LET – linear transfer energy). LET vyjadřuje množství energie, kterou ionizující částice předá v tkáni na dráze 1 μm. Hodnota LET je přímo úměrná ionizační hustotě. Velikost LET je ovlivněna rychlostí (nepřímo) a nábojem (přímo) ionizující částice.

Mezi základní charakteristiky ionizujícího záření patří jeho energie a energetické spektrum.

Energie ionizujícího záření se vyjadřuje v jednotkách *elektrovolt (eV)*; jde o velmi malou jednotku, v praxi se zpravidla používají keV či MeV.

Energetické spektrum charakterizuje rozdělení emitovaných částic ze zdroje podle jejich energie. Může být *spojité* (obvykle charakterizované energií maximální E_{max} a energií střední $E_{stř}$) a *čárové* (určené energií jednotlivých spektrálních čar a jejich zastoupením).

3.3.2 Pronikání záření hmotou

Pohlcování elektromagnetického záření hmotným prostředím je popsáno tímto vzorcem (exponenciální pokles; Lambertův-Beerovův zákon):

$$J = J_0 e^{-\mu d}$$

J – hustota proudu nenabitých částic, μ – lineární součinitel zeslabení (absorpcí a rozptylem), d – tloušťka absorpční vrstvy

Převrácená hodnota součinitele zeslabení udává *střední volnou dráhu* fotonu v uvažovaném prostředí. Pokud se vynásobí hodnotou ln 2, dostane se číselná velikost *polovrstvy* v daném prostředí, která zeslabí tok fotonů na *polovinu* počáteční hodnoty.

Kromě zeslabení elektromagnetického záření absorpcí a rozptylem *klesá* tok fotonů s *kvadrátem vzdálenosti* od zdroje. Pro bodový zdroj záření lze proto psát:

$J = J_0\ 1/4\pi d^2\ e^{-\mu d}$

$$J = J_0 \frac{1}{4\pi d^2} e^{-\mu d}$$

Uvedené vztahy však platí pouze pro ideálně kolimovaný svazek s dobrou geometrií, kdy se měří jen záření přímé, tj. *úzkého* svazku bez rozptylu. Zeslabení toku korpuskulárních částic v hmotném prostředí tak jednoduše popsat nelze. Částice při průchodu prostředím postupně ztrácejí svou energii a s hloubkou se mění jejich energetické spektrum. Interakcí s hmotou dochází k jejich *rozptylu*, který je u nabitých částic řízen coulombovskými silami. V důsledku těchto interakcí není dráha částic přímá a jejich pronikavost látkou (zvláště u nabitých částic) je podstatně menší než u elektromagnetického záření totožné energie.

3.3.3 Interakce podle druhu záření – nepřímo ionizující

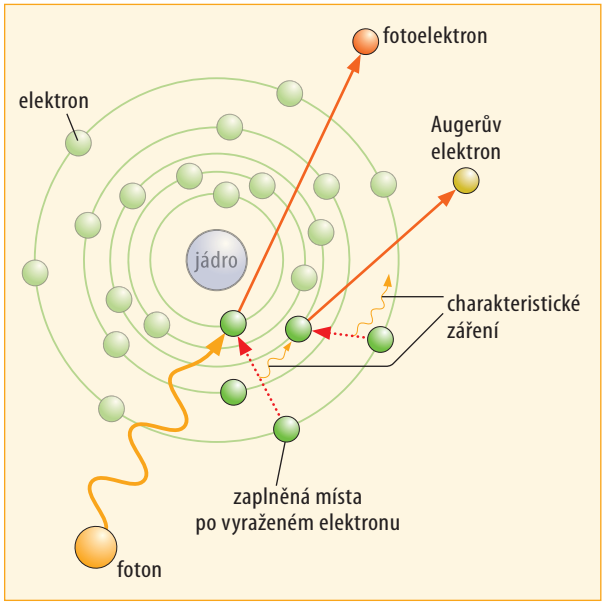
Interakce záření gama a rentgenového záření (fotonů) s elektrony prostředí má nižší pravděpodobnost než interakce mezi nabitými částicemi. Proto je elektromagnetické záření *nepřímo ionizující*. S hmotným prostředím interaguje nejčastěji třemi formami:

- fotoefektem doprovázeným emisí charakteristického rentgenového záření nebo Augerových elektronů
- Comptonovým rozptylem
- tvorbou elektron-pozitronových párů

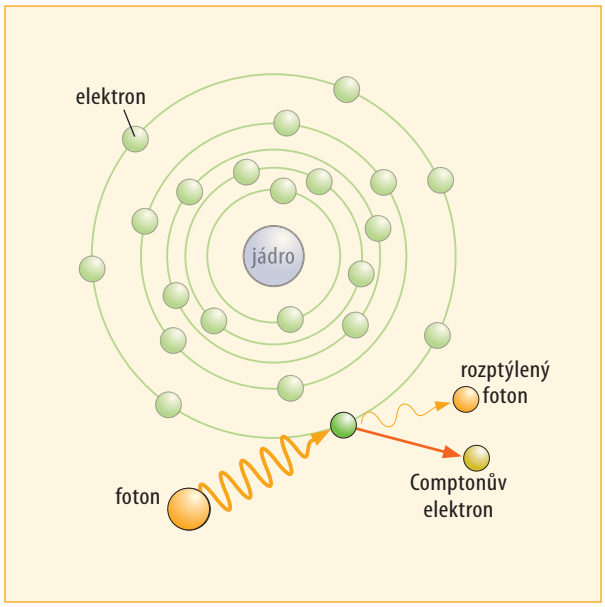
Fotoefekt – se uplatňuje především u záření nižších energií a v látkách s vyšším protonovým číslem Z. Foton záření gama předá *veškerou* svoji energii některému z orbitálních elektronů a zanikne. Elektron, který se uvolní z vazby (fotoelektron), vyletí a danou energii předává ionizací či excitací. Na „uvolněné“ místo po elektronu okamžitě přeskočí z vyšší slupky elektron a energetický rozdíl je vyzářen v podobě kvanta elektromagnetického záření –charakteristického rentgenového záření. Při tomto pochodu však nemusí dojít k vyzáření charakteristického elektromagnetického záření, ale jako alternativní jev může nastat předání energie některému elektronu na vyšší slupce, který se pak uvolní a vyzáří jako tzv. *Augerův elektron* (obr. 3.1).

Comptonův rozptyl – se nejvíce uplatňuje u záření γ středních nebo vyšších energií a v látkách s nízkým protonovým číslem Z. Probíhá na volných nebo slabě vázaných elektronech (vnější orbity). Foton předá elektronu pouze *část* své energie a bude pokračovat ve svém pohybu v odlišném směru a s nižší energií. Urychlený elektron dále interaguje s prostředím za vzniku ionizace a excitace (obr. 3.2).

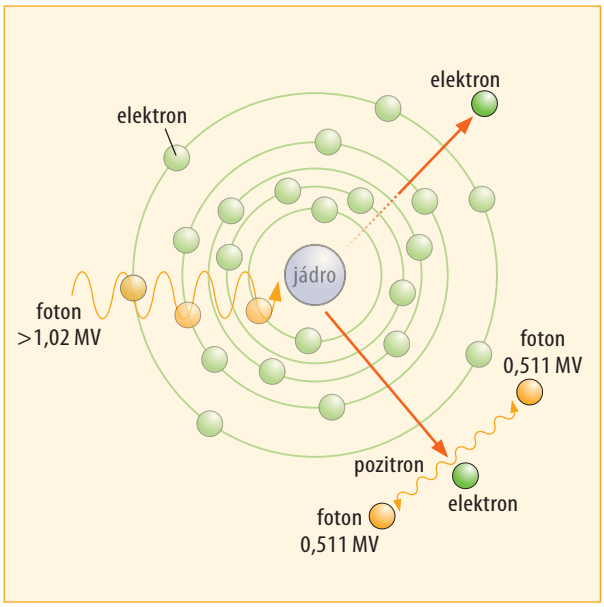
Tvorba párů elektron-pozitron vzniká, pokud foton má dostatečně *vysokou energii* – větší než 1,022 MeV (součet klidové energie elektronu a pozitronu). Při svém průletu kolem jádra se foton může přeměnit na dvojici částic elektron + pozitron. Ty pak dále ionizují a excitují; na konci své dráhy pozitron anihiluje s některým



Obr. 3.1 Fotoefekt (schéma)



Obr. 3.2 Comptonův rozptyl (schéma)



Obr. 3.3 Tvorba párů elektron-pozitron (schéma)

z dalších elektronů za vzniku dvou fotonů o energii 511 keV (obr. 3.3).

3.3.4 Interakce podle druhu záření – přímo ionizující

Nabité částice a elektronové záření interagují s hmotným prostředím třemi formami:

- vznikem brzdného záření při ozařování těžkých materiálů lehkými nabitými částicemi (elektrony)
- nepružnými srážkami vedoucími ke vzniku ionizovaných atomů a molekul při ozařování lehkého materiálu nízkoenergetickými nabitými částicemi (elektrony)
- pružnými srážkami s nepatrnou ztrátou energie nabitých částic při ozařování těžkých materiálů nízkoenergetickými částicemi

Z hlediska výsledného účinku záření na živou tkáň v podstatě neexistuje rozdíl mezi zářením fotonovým a elektronovým. V obou případech je vystavena jak účinku elektronů, tak fotonového záření. Pokud je elektronové záření prvotní, potom fotonové záření vzniká v ozařované látce jako brzdné záření, které při ionizacích vyvolá vznik sekundárních elektronů. Pokud je prvotní fotonové záření, potom je ozařovaný objekt ovlivňován především vznikajícími sekundárními elektrony, které znovu způsobí vznik brzdného záření.

Tyto vzájemné transformace elektronového a fotonového záření se neustále opakují, bez ohledu na charakter prvotního záření, až do úplného vymizení. Významnější rozdíl mezi ozařováním elektrony a fotonovým zářením je v prostorovém rozložení energie uložené v ozařované látce. Při ozařování elektrony je energie deponována převážně blíže povrchu ozařovaného objektu, při ozařování fotonovým zářením proniká do hloubky.

Dále v textu jsou popsány fyzikální pochody pro vybrané druhy záření.

3.3.4.1 INTERAKCE ZÁŘENÍ *α*

Částice alfa (jádra helia) se vyznačuje silnými ionizačními účinky (velká hmotnost, nese dva elementární náboje). Tím je dolet částic velmi malý (asi 0,1 mm v látkách hustoty vody, při dopadu na kůži se absorbuje již v horních vrstvách epidermis), na konci doletu s nejsilnějšími ionizační účinky.

3.3.4.2 INTERAKCE ZÁŘENÍ *β*- (ELEKTRONY)

V největší míře při průchodu prostředím dochází k *ionizaci* a *excitaci*, ale uplatňuje se i tvorba tzv. *brzdného záření*. Oproti částicím alfa jsou částice beta o mnoho lehčí, pohybují se tedy při stejné energii rychleji a také mnohem méně ionizují. Při ionizaci elektron prudce mění směr svého pohybu – odpudivými elektrickými silami se odráží od atomů a tak se tedy mezi nimi pohybuje

„cik-cak“ s jejich ionizací. Zabrzdí se v závislosti na své energii (dolet záření β v měkké tkáni je u běžných zářičů řádově v mm). Ztráty energie za vzniku brzdného záření jsou poměrně malé, ale začínají být významné při vyšších energiích elektronů (urychlené elektrony). Při zabrzdění elektronu v poli atomového jádra dojde k emisi elektromagnetického záření, jehož intenzita je úměrná atomovému číslu absorbentu a energii elektronu.

3.3.4.3 INTERAKCE ZÁŘENÍ β+ (POZITRONY)

Průběh interakce se neliší od interakce elektronu, dochází tedy k ionizaci. Po zabrzdění je však osud pozitronu jiný než elektronu. Při setkání s elektronem dojde k vzájemné *anihilaci* (změna částice a její antičástice na jiné antičástice) elektronu a pozitronu a přemění se na dvě kvanta tvrdého gama záření o energiích 511 keV, která vylétají z místa anihilace v přesně protilehlých směrech.

3.3.4.4 INTERAKCE URYCHLENÝCH NABITÝCH ČÁSTIC

Interakcí urychlených nabitých částic (urychlené elektrony, protony, těžké ionty) opět dochází k ionizaci či excitaci a ke vzniku brzdného záření. U částic s vyšší energií než 10 MeV může docházet k interakci s atomovými jádry za vzniku krátkodobých radioizotopů.

3.3.4.5 INTERAKCE NEUTRONŮ

Neutrony po vstupu do látky interagují téměř výhradně s atomovými jádry, a to čtyřmi způsoby: pružný rozptyl, nepružný rozptyl, záchyt neutronu, jaderná reakce.

Zcela specifickou léčebnou modalitou je použití *neutronů* v radioterapii. Experimentálně, ale i v klinické praxi (v Japonsku) je zkoušena tzv. *neutronová záchytová terapie*. Využívá se aplikace sloučenin, které se selektivně kumulují v nádorové tkáni a jejichž jádra mají vysoký účinný průřez pro záchyt neutronů (např. bór). Takto „nasycené“ nádorové ložisko se ozáří svazkem nízkoenergetických neutronů, které jsou zachyceny v jádrech bóru. Dochází k reakci za rozpadu jádra bóru a k emisi částic helia a lithia. Vzniklé částice alfa a jádra lithia mají značnou energii, ale malý dosah ve tkáni, takže jejich ionizační energie je předána prakticky pouze nádorovým buňkám. Tato metoda byla experimentálně zkoušena v minulosti také na jaderném reaktoru v Řeži v léčbě glioblastoma multiforme.

3.3.5 Veličiny charakterizující ionizující záření

Většina veličin charakterizující ionizující záření má čistě fyzikální charakter. Výsledný biologický účinek záření, resp. odezvu dané tkáně na ozáření, vyjadřují bio-fyzikální veličiny.

Aktivita (A) je definována jako podíl *dN* radioaktivních přeměn z daného energetického stavu v určitém množství radionuklidu (během časového intervalu *dt*) k danému časovému intervalu *dt*:

$$A = dN/dt$$

V praxi se zavedly i další důležité veličiny, charakterizující radioaktivní zdroje (např. délková aktivita, plošná aktivita, objemová aktivita). Aktivita daného radioaktivního zdroje časem klesá. Tento pokles je charakterizován přeměnovou konstantou lambda. V praxi používaný *poločas rozpadu* je doba, za kterou se rozpadne právě polovina všech přítomných jader. Tato veličina tedy významně ovlivňuje délku vlastního ozáření („slabší zdroj znamená delší dobu záření“).

Dávka (D) je definována podílem *dE* a *dm* v daném bodě, kde *dE* je střední energie předaná ionizujícím zářením uvažované látce o hmotnosti *dm*.

$$D = dE/dm$$

Jednotkou dávky je gray (Gy), má rozměr $J.kg^{-1}$. K této obecné definici lze dodat, že absorbovaná dávka je ovlivněna druhem a energií záření a také druhem (charakterem) ozařované látky.

Dávkový příkon je definován jako přírůstek dávky za časový interval; jednotkou je $Gy.s^{-1}$.

Expozice je definována jako poměr absolutní hodnoty celkového elektrického náboje iontů jednoho znaménka, které byly uvolněny při interakci fotonů v hmotnostním elementu *vzduchu* o dané hmotnosti při úplném zabrzdění všech vzniklých elektronů a pozitronů. Od jejího užití je v praxi upuštěno.

Kerma je nejmladší dozimetrickou veličinou a je používána pro nepřímo ionizující záření. Je definována jako podíl kinetické energie všech nabitých částic uvolněných nenabitými ionizujícími částicemi v uvažovaném objemu

látky o dané hmotnosti (kinetic energy released per unit mass).

$$D = dE_k/dm$$

Její další odvozené veličiny (kermová vydatnost, kermová konstanta gama) se používají k charakteristice radioaktivních zdrojů emitujících fotonové záření. Podobně jako u dávky – i u expozice a kermy je definován expoziční a kermový příkon.

Dávka vyjadřuje energii předanou dané látce. Kerma udává, jaká energie nabitých částic se uvolnila z energie nenabitých částic, procházejících daným prostředím. Tedy vyjadřuje pouze množství energie, které může být předáno prostředí.

V případě kermy i dávky je nutno uvést k jaké látce se tato veličina vztahuje (např. vzduchová kerma, tkáňová kerma, dávka ve vzduchu, tkáňová dávka).

Mechanismus účinku ionizujícího záření na živou tkáň probíhá na molekulární úrovni, tedy v oblasti malých objemů. Konečný biologický účinek záření je ovlivněn i tím, jak je jeho energie předána (tj. k jakým interakcím a prostorovému a časovému rozložení energie dojde).

Veličina popisující právě míru ztráty energie podél dráhy částice v látce a tím hustotu vytvořených iontů podél dráhy je *lineární přenos energie (LET – linear energy transfer)* je definován jako podíl vzdálenosti *dl*, kterou ionizující částice prošla a *dE* střední energie způsobená srážkami s elektrony, při kterých dochází k přenosu energie (tab. 3.1).

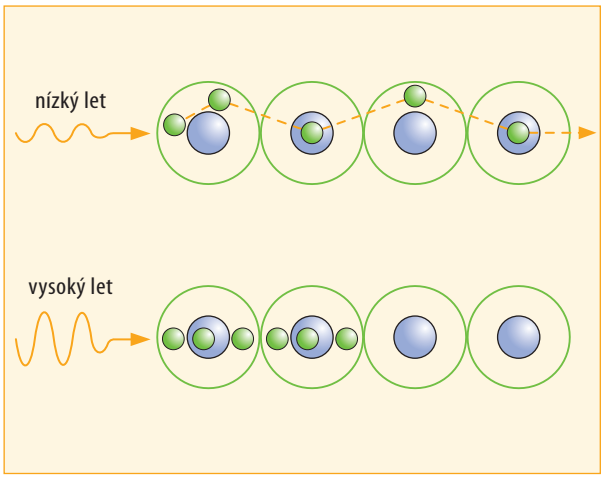
$$L = dE/dl$$

Základní jednotkou je 1 J/1 m, v praxi se však používá keV/μm (1 keV/μm = $1{,}602.10^{-10}$ $J.m^{-1}$).

Hodnota LET je ovlivněna nábojem (přímo) a rychlostí (nepřímo) ionizujícího záření. Biologický účinek záření je ovlivněn vzniklou hustotou ionizace. Čím více ionizací a excitací je v jednotce objemu tkáně, tím větší je biologické poškození (obr. 3.4).

Tabulka 3.1 Lineární přenos energie základních druhů záření

Druh záření	LET (keV/μm)
^{60}Co	0,2
250 kV rtg	2
14 MeV neutrony	75
těžké částice	100–2000



Obr. 3.4 Schematické znázornění záření s nízkým a vysokým lineárním přenosem energie

Záření s vysokým lineárním přenosem energie (např. záření alfa, neutronové, protonové záření) má vysoké biologické účinky při interakci v tkání. Většina zásahů je letálních, to znamená, že na křivce přežití mizí raménko. Přímým poškozením klesá závislost efektu záření na přítomnosti kyslíku.

Hodnoty LET se pohybují v jednotkách keV/μm pro fotony a elektrony a ve stovkách pro těžké nabité částice (viz tab. 3.1).

Pro srovnání biologických účinků jednotlivých druhů záření je zavedena veličina *relativní biologická účinnost (RBE)*, která vyjadřuje poměr dávek u dvou druhů záření k vyvolání stejného biologického účinku. Za referenční záření je bráno rentgenové záření o energii 250 keV. Hodnota RBE 1 je stanovená pro nejčastěji používané druhy záření (fotony, gama záření, elektronové svazky, rtg záření), pro protonovou radioterapii se udává hodnota 1,1.

Je-li hodnota RBE větší než 1, značí to, že k vyvolání stejného biologického účinku je potřeba menší dávka daného záření a toto záření je tedy účinnější.

Lze říci, že stupeň poškození biologických objektů zářením závisí především na absorbované dávce, zatímco dávková rychlost určuje dobu, za kterou k poškození dojde. Mezi absorbovanými dávkami v různých prostředích je však značný rozdíl, který obecně závisí na druhu záření a na již zmiňovaném lineárním přenosu energie, který se sice týká jen nabitých částic, ale tyto vznikají i přenosem energie z částic nenabitých. Proto bylo nutno na základě absorbované dávky definovat veličiny vhodnější k posouzení biologického rizika spojeného s lékařskými aplikacemi ionizujícího záření, haváriemi v jader-

ném průmyslu a různými profesionálními expozicemi, včetně např. kosmických letů.

Nejdříve byl zaveden *dávkový ekvivalent De* (též H), který vyjadřuje relativní biologickou účinnost různých druhů záření. Je dán součinem dávky záření a *faktoru jakosti* (QF – quality factor) – dohodnutého faktoru odvozeného od LET ve vodě. Faktor QF slouží k posouzení rizikovosti jednotlivých druhů záření pro člověka. Dávkový ekvivalent má stejný rozměr jako Gy. Jednotka se však nazývá Sievert (Sv). Starší jednotka, analogie řádu, je rem. Platí: 1 Sv = 100 rem.

Přesněji než dávkový ekvivalent kvantifikuje biologické riziko efektivní dávka. *Efektivní dávka* popisuje účinek ionizujícího záření na celé tělo člověka – zahrnuje rozdílnou radiosenzitivitu orgánů a tkání z hlediska pravděpodobnosti vzniku stochastických účinků. Efektivní dávka se též často označuje jednoduše jako „dávka“. Jednotkou je opět Sievert (Sv), obvykle se používá mSv. Čím vyšší je absorbovaná dávka (pohlcená energie), tím více iontů se v prostředí vytváří a tím je vyšší i riziko biologického poškození – vyjadřuje váhový faktor záření.

Hodnota faktoru jakosti je ovlivněna druhem a energií záření a je v přímé korelaci s RBE. Pro záření X, gama, beta je jakostní faktor Q = 1, pro neutrony Q ~ 2 (pomalé neutrony) až 10 (rychlé neutrony), pro protony Q = 10, pro částice alfa Q ~20.

Různé tkáně mají rozdílnou radiosenzitivitu, proto je stanoven tkáňový váhový faktor.

Ekvivalentní dávka zahrnuje působení různých typů ionizujícího záření a popisuje účinek na orgán nebo tkáň. Jednotkou je také Sievert.

3.4 PRINCIPY OZAŘOVÁNÍ

David Dvořák, Pavel Šlampa

Podle vzájemného umístění pacienta a zdroje záření rozlišujeme dva základní principy radioterapie:

- *Teleterapie* – zevní radioterapie, kdy je zdroj ionizujícího záření mimo tělo pacienta a cílový objem je v těle pacienta ozařován přes kůži. Pro zevní radioterapii se používají radionuklidové zdroje (radionuklidové ozařovače) a generátory záření (urychlovače elektronů, urychlovače těžkých částic, rentgenové ozařovače).
- *Brachyterapie* – vnitřní radioterapie, kdy zdroj, či zdroje záření jsou uvnitř těla pacienta, přímo v cílovém objemu nebo v jeho bezprostřední blízkosti. Pro brachyterapii se používají různé radionuklidové zdroje aplikované do těla pacienta. Zdroje jsou buď otevřené (roztoky či suspenze), nebo uzavřené (pevné), aplikované pomocí k tomu určených přístrojů – postupem zvaným *afterloading* (zavedení nejdříve neaktivních vodičů zdroje záření).

3.4.1 Dávkové rozložení

Hodnota absorbované dávky ve svazku záření daného zdroje záření závisí především na druhu a energii záření, velikosti pole, vzdálenosti zdroje od objektu (SSD: vzdálenost zdroje od kůže – *skin source distance*; či OK: ohnisko-kůže), hloubce ve tkáni, kolimačním systému aj. Výpočet hloubkové dávky musí vzít v úvahu všechny parametry k stanovení výsledné efektivní hloubkové dávce.

Povrchová dávka je dávka na povrchu ozařovaného objemu (dříve nazývaná vstupní nebo také kožní dávka).

Maximální dávka je nejvyšší dávka záření v ozařovaném objemu. U nízkoenergetického záření je totožná s povrchovou dávkou. U vysokoenergetického záření je v určité hloubce pod povrchem (1–3 cm i více). Maximální dávka záření je vytvářena energií primárního záření a sekundárních elektronů vzniklých ionizací. Větší energie svazku má větší pronikavost, a proto vzrůstá procentuální hloubková dávka, současně klesá i povrchová.

U vysokoenergetického záření (> 1 MeV) mají sekundární elektrony převážně směr primárního záření. Prostupem primárního záření jednotlivými vrstvami tkáně pod ozařovaným povrchem přibývá sekundárních elektronů a narůstá ionizace, tj. množství předané (deponované) energie. V určitém bodě se dosahuje maxima a dále do hloubky záření díky absorpci a divergenci svazku ubývá. Tato zóna narůstání dávky pod povrchem se nazývá zóna narůstání elektronové rovnováhy – *build up efekt*. V praxi znamená šetření kůže při použití záření dostatečné energie.

Hloubková dávka znamená dávku na centrálním paprsku svazku záření v určité hloubce pod povrchem.

Procentuální hloubková dávka: poměr hloubkové dávky a maximální (nebo povrchové) dávky vyjádřený v procentech.

Relativní hloubková dávka je dávkou v určité hloubce vztaženou k povrchové dávce:

$$D_r = 100\, D_d/D_{max}$$

D_d – je dávka v hloubce d, D_{max} – maximální dávka

Aby byly parametry dávky záření při hloubkovém ozařování *optimální*, tedy aby dávka v cílovém objemu