

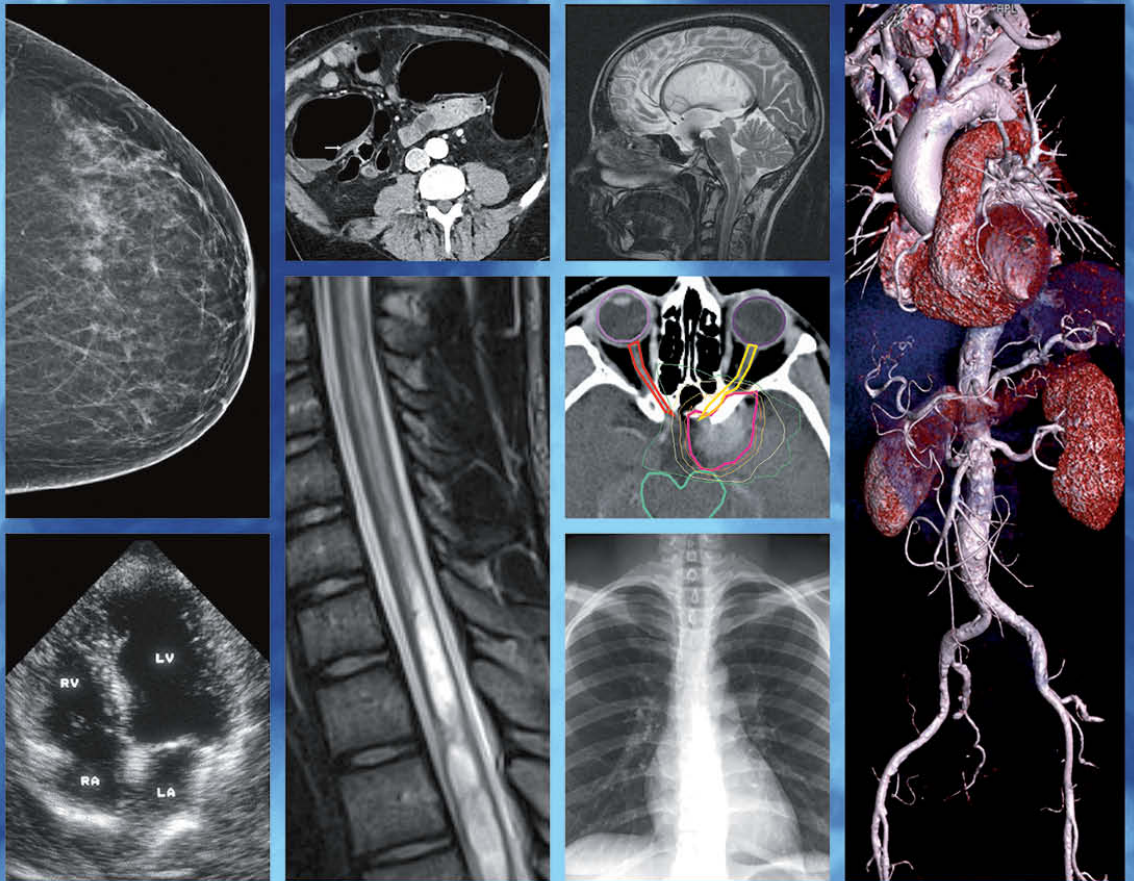


Duale Reihe

Maximilian Reiser, Fritz-Peter Kuhn, Jürgen Debus

Radiologie

4. Auflage



 Online-Version in der eRef

 Thieme

Physikalische Grundlagen · 15



Strahlenbiologie · 37



Grundlagen des Strahlenschutzes · 63



Radiologische Verfahren · 73



Strahlentherapie · 107



Nuklearmedizin · 151



Thorax · 163



Herz · 245



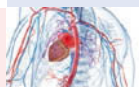
Urogenitaltrakt und Retroperitoneum · 286



Skelett · 336



Gefäßsystem und interventionelle Radiologie · 418



Ösophagus, Magen, Dünn- und Dickdarm · 468



Leber, biliäres System, Pankreas, Milz · 507



Mamma · 578



ZNS · 597



Wirbelsäule und Spinalkanal · 656



Schädelbasis, Gesichtsschädel und Orbita · 697



Hals · 715



Bildgebende Diagnostik im Kindesalter · 730



**Allgemeine
Radiologie**

A

**Spezielle
Radiologie**

B

Duale Reihe

Radiologie

Maximilian Reiser, Fritz-Peter Kuhn, Jürgen Debus

Unter Mitarbeit von

*Peter Bartenstein, Kirsten Beitzel, *Christine Born, Roland Brüning, Volkher Engelbrecht, Sylvaine Fritzsche, Gotthard Grützner, Alexander Haug, Andreas Dietrich Helck, Karin Hellerhoff, Thomas Helmberger, Hannah Hentschel, Karin Herrmann, Holger Hetterich, Ralph Hünenbein, Oliver Jäkel, Christian P. Karger, Inga Katharina Koerte, *Dorothea Klütsch, Ingrid Krüger-Stollfuß, *Renate Kusawe, *Jürgen Malms, Jörg Detlev Moritz, *Ullrich Müller-Lisse, Marc Münter, Jörg Reinartz, Peter Reuter, Dorothea Rjosk-Dendorfer, Stefan Rohde, Jürgen Scheidler, *Thomas Schloßbauer, Christine Schmid-Tannwald, Karl Otto Schneider, Daniela Schulz-Ertner, Florian Schwarz, Wieland Sommer, Florian Sterzing, Marcus Treitl, Detlev Uhlenbrock, Thomas J. Vogl, *Claus-Peter Wallner, Klaus-Josef Weber, Christoph J. Zech

4., vollständig überarbeitete Auflage

1765 Abbildungen

Ihre Meinung ist uns wichtig! Bitte schreiben Sie uns unter

www.thieme.de/service/feedback.html



Wichtiger Hinweis:

Wie jede Wissenschaft ist die Medizin ständigen Entwicklungen unterworfen. Forschung und klinische Erfahrung erweitern unsere Erkenntnisse, insbesondere was Behandlung und medikamentöse Therapie anbelangt. Soweit in diesem Werk eine Dosierung oder eine Applikation erwähnt wird, darf der Leser zwar darauf vertrauen, dass Autoren, Herausgeber und Verlag große Sorgfalt darauf verwandt haben, dass diese Angabe **dem Wissensstand bei Fertigstellung des Werkes** entspricht.

Für Angaben über Dosierungsanweisungen und Applikationsformen kann vom Verlag jedoch keine Gewähr übernommen werden. **Jeder Benutzer ist angehalten**, durch sorgfältige Prüfung der Beipackzettel der verwendeten Präparate und gegebenenfalls nach Konsultation eines Spezialisten festzustellen, ob die dort gegebene Empfehlung für Dosierungen oder die Beachtung von Kontraindikationen gegenüber der Angabe in diesem Buch abweicht. Eine solche Prüfung ist besonders wichtig bei selten verwendeten Präparaten oder solchen, die neu auf den Markt gebracht worden sind. **Jede Dosierung oder Applikation erfolgt auf eigene Gefahr des Benutzers**. Autoren und Verlag appellieren an jeden Benutzer, ihm etwa auffallende Ungenauigkeiten dem Verlag mitzuteilen.

Geschützte Warennamen (Warenzeichen ®) werden nicht immer besonders kenntlich gemacht. Aus dem Fehlen eines solchen Hinweises kann also nicht geschlossen werden, dass es sich um einen freien Warennamen handelt.

Das Werk, einschließlich aller seiner Teile, ist urheberrechtlich geschützt. Jede Verwendung außerhalb der engen Grenzen des Urheberrechtsgesetzes ist ohne Zustimmung des Verlages unzulässig und strafbar. Das gilt insbesondere für Vervielfältigungen, Übersetzungen, Mikroverfilmungen oder die Einspeicherung und Verarbeitung in elektronischen Systemen.

1. Auflage 2004
2. Auflage 2006
3. Auflage 2011

© 2004, 2017 Georg Thieme Verlag KG
Rüdigerstr. 14
70469 Stuttgart
Deutschland
www.thieme.de

Printed in Germany

Zeichnungen: Helmut Holtermann, Dannenberg
Umschlaggestaltung: Thieme Verlagsgruppe
Umschlagfoto: Thieme Verlagsgruppe
Satz: L42 AG, Berlin
Druck: Aprinta Druck GmbH, Wemding

DOI 10.1055/b-004-132 212

ISBN 978-3-13-125324-8 1 2 3 4 5 6

Auch erhältlich als E-Book:
eISBN (PDF) 978-3-13-152334-1
eISBN (epub) 978-3-13-241548-5

Vorwort

Die Duale Reihe- Radiologie ist erstmals im Jahr 2004 erschienen. Nach 13 Jahren ist nun bereits die vierte überarbeitete Auflage erforderlich geworden. Dies beweist erneut die hohe Akzeptanz des Konzepts der Dualen Reihe bei den Studierenden und Weiterbildungsassistenten. Die „Strahlenfächer“, nämlich Diagnostische und Interventionelle Radiologie, Nuklearmedizin und Strahlentherapie und Radioonkologie entwickeln sich mit großer Dynamik weiter und nehmen eine Schlüsselrolle in der Diagnostik der meisten Patienten ein.

Wie in anderen Bereichen der Medizin ist eine zunehmende Subspezialisierung unabdingbar. Gleichzeitig werden aber die Schnittmengen zwischen den radiologischen Fächern immer größer: integrierte Hybrid-Methoden, wie PET-CT, MRT-PET und SPECT-CT vereinigen nuklearmedizinische und radiologische Verfahren und tragen zu einer immer genaueren Diagnostik bei. Die Kombination von modernen Bildgebungsmethoden mit Bestrahlungsanlagen erlaubt eine immer höhere Präzision strahlentherapeutischer Behandlungen. Neu entwickelte Tracer in der Nuklearmedizin sowie funktionelle und metabolische Methoden (Diffusions- und Perfusionsbildgebung mit der Magnetresonanztomographie und mit der multispektralen CT) ermöglichen eine genauere biologische Charakterisierung von Krankheitsprozessen, die bei der Strahlentherapie Berücksichtigung finden.

Der zunehmende Einsatz bildgebender Verfahren verursacht nicht unerhebliche Kosten für das Gesundheitswesen und, soweit er mit ionisierender Strahlung verbunden ist, eine Strahlenexposition der Bevölkerung. Es ist daher von großer Bedeutung die radiologischen Verfahren umsichtig und gezielt einzusetzen und den Strahlenschutz genau zu beachten. Neu entwickelte Verfahren in der Computertomographie, insbesondere die iterative Rekonstruktion, erlauben es, die Strahlenexposition deutlich zu reduzieren.

Als Herausgeber der Dualen Reihe Radiologie möchten wir uns ganz herzlich bei den MitarbeiterInnen des Thieme-Verlags Dr. Jochen Neuberger, Dr. Janna Fischer, Yvonne Straßburg, Laura Diemand und Eva Wacker für die hervorragende Zusammenarbeit und ihr bewundernswertes Engagement für dieses Werk bedanken.

Die Autorinnen und Autoren der einzelnen Beiträge haben die bewährte und didaktisch exzellente Grundstruktur weitergeführt und die aktuellen Entwicklungen der Methodik und klinischen Anwendungen berücksichtigt. Auch Ihnen gebührt unser besonderer Dank.

Ihnen, geschätzte Leserinnen und Leser, danken wir für Ihr Interesse und hoffen, dass Ihnen die Duale Reihe – Radiologie in Ihrem Studium und bei Ihrer Arbeit helfen wird. Über Kritik und Anregungen freuen wir uns.

Januar 2017

Prof. Dr. Dr. M. Reiser

Prof. Dr. F.-P. Kuhn

Prof. Dr. Dr. J. Debus

Inhaltsverzeichnis

Teil A Allgemeine Radiologie

1	Physikalische Grundlagen	15	2.4.4	Lokale Strahlenfolgen	51
	<i>O. Jäkel; C. P. Karger</i>		2.4.5	Strahlenwirkung auf die Leibesfrucht	59
1.1	Strahlungsarten	15	2.4.6	Krebsinduktion (Kanzerogenese)	60
1.1.1	Einführung	15	2.5	Wirkung ionisierender Strahlung auf Tumoren ...	60
1.1.2	Teilchenstrahlung (Korpuskularstrahlung)	15	2.5.1	Grundlagen: Tumorwachstum	60
1.1.3	Wellenstrahlung (elektromagnetische Strahlung) ..	16	2.5.2	Endpunkte der Strahlentherapie von Tumoren ...	61
1.2	Die Struktur von Materie	17	2.5.3	Modifizierende Faktoren der Strahlenwirkung ...	61
1.2.1	Aufbau von Atomen	17	3	Grundlagen des Strahlenschutzes	63
1.2.2	Das Schalenmodell	18		<i>O. Jäkel; C. P. Karger</i>	
1.2.3	Der radioaktive Zerfall	19	3.1	Dosisbegriffe im Strahlenschutz	63
1.3	Wechselwirkung von Strahlung mit Materie	22	3.1.1	Äquivalentdosis	63
1.3.1	Wechselwirkung indirekt ionisierender Strahlung mit Materie	23	3.1.2	Effektive Äquivalentdosis	64
1.3.2	Wechselwirkung direkt ionisierender Strahlung mit Materie	26	3.1.3	Ortsdosis	65
1.3.3	Folgen der Wechselwirkung ionisierender Strahlung mit Materie	28	3.1.4	Personen- und Körperdosis	65
1.4	Messung von Strahlung	28	3.2	Formen der Strahlenexposition	65
1.4.1	Dosimetrische Messgrößen	28	3.2.1	Expositionspfade	65
1.4.2	Messgrößen in der Nuklearmedizin	29	3.2.2	Natürlich bedingte Strahlenexposition	65
1.4.3	Nachweis von Strahlung	30	3.2.3	Zivilisatorisch bedingte Strahlenexposition	66
1.5	Erzeugung von Strahlung	33	3.3	Risiken durch Strahlenexposition	68
1.5.1	Erzeugung von Radionukliden	33	3.4	Schutz vor Strahlenexposition	68
1.5.2	Erzeugung von Röntgenstrahlen	33	3.4.1	Strahlenschutz-Grundregeln	68
1.5.3	Erzeugung von Teilchenstrahlen	36	3.4.2	Gesetzliche Regelungen	69
2	Strahlenbiologie	37	3.4.3	Schutz der Bevölkerung	70
	<i>M. Münter; K.-J. Weber</i>		3.4.4	Schutz beruflich strahlenexponierter Personen ..	70
2.1	Einleitung	37	3.4.5	Schutz der Patienten	71
2.2	Wirkung ionisierender Strahlung auf biologische Systeme	37	3.4.6	Qualitätssicherung	72
2.2.1	Primärprozesse	37	4	Radiologische Verfahren	73
2.2.2	Sekundärprozesse	37		<i>R. Hünerbein</i>	
2.2.3	Direkte und indirekte Strahlenwirkung	38	4.1	Konventionelle Röntgenuntersuchung	73
2.2.4	Phasen der Wirkung ionisierender Strahlung	38	4.1.1	Gerätetechnik	73
2.2.5	Linearer Energietransfer und relative biologische Wirksamkeit	39	4.1.2	Bildauffangsysteme	75
2.3	Wirkung ionisierender Strahlung auf Zellen	40	4.1.3	Bilderzeugung	79
2.3.1	Abhängigkeit vom Zellzyklus	40	4.1.4	Konventionelle Röntgenaufnahme	82
2.3.2	Wirkung auf Zellbestandteile	41	4.1.5	Stellenwert im Vergleich zu konkurrierenden Verfahren	83
2.3.3	Zelluläre Reparaturmechanismen als Reaktion auf Strahlenschäden	42	4.2	Durchleuchtung und digitale Subtraktionsangio- graphie (DSA)	83
2.3.4	Folgen von Strahlenschäden und fehlerhafter Reparatur für Zellen	43	4.2.1	Gerätetechnik Durchleuchtung	83
2.3.5	Die Strahlenwirkung modifizierende Faktoren ...	45	4.2.2	Gerätetechnik DSA (digitale Subtraktionsangio- graphie)	84
2.3.6	Quantifizierung der Strahlenwirkung	48	4.2.3	Stellenwert im Vergleich zu konkurrierenden Verfahren	85
2.4	Wirkung ionisierender Strahlung auf den menschlichen Körper	49	4.3	Computertomografie (CT)	85
2.4.1	Akute Strahlenfolgen	49	4.3.1	Gerätetechnik	85
2.4.2	Chronische Strahlenfolgen	50	4.3.2	Bildrekonstruktion	89
2.4.3	Systemische Strahlenfolgen: Akutes Strahlen- syndrom	50	4.3.3	Strahlenexposition	91
			4.3.4	Stellenwert im Vergleich zu konkurrierenden Verfahren	91

4.4	Magnetresonanztomografie (MRT)	92	5.4.7	Bestrahlungsplan und Bestrahlungsprotokoll	130
4.4.1	Physikalische Grundlagen	92	5.4.8	Verifikation des Bestrahlungsplans, Feldkontrolle und Dokumentation	130
4.4.2	Gerätetechnik	93	5.5	Ausgewählte Indikationen zur Strahlentherapie ...	130
4.4.3	Bilderzeugung	93		<i>D. Schulz-Ertner; F. Sterzing</i>	
4.4.4	Risiken	95	5.5.1	Hirntumoren	130
4.4.5	Stellenwert im Vergleich zu konkurrierenden Verfahren	96	5.5.2	HNO-Tumoren	134
4.5	Sonografie	96	5.5.3	Hodgkin-Lymphom	136
4.5.1	Physikalische Grundlagen	96	5.5.4	Non-Hodgkin-Lymphom (NHL)	137
4.5.2	Bilderzeugung	98	5.5.5	Bronchialkarzinom	137
4.5.3	Gerätetechnik	99	5.5.6	Mammakarzinom	138
4.5.4	Ultraschallverfahren	100	5.5.7	Ösophaguskarzinom	139
4.5.5	Befundbausteine	101	5.5.8	Pankreaskarzinom	140
4.5.6	Stellenwert gegenüber konkurrierenden Verfahren	102	5.5.9	Vaginalkarzinom	141
4.6	Kontrastmittel	102	5.5.10	Endometriumkarzinom	141
4.6.1	Röntgenkontrastmittel	102	5.5.11	Zervixkarzinom	142
4.6.2	MR-Kontrastmittel	104	5.5.12	Seminom	143
4.6.3	Ultraschallkontrastmittel	105	5.5.13	Prostatakarzinom	144
4.7	Interventionelle Radiologie	105	5.5.14	Kolorektale Karzinome	146
4.7.1	Vaskuläre Eingriffe	105	5.5.15	Analkarzinom	146
4.7.2	Nichtvaskulärer Eingriffe	106	5.5.16	Harnblasenkarzinom	147
			5.5.17	Weichteilsarkome	147
			5.5.18	Ewing-Sarkom	148
			5.5.19	Strahlentherapie bei benignen Erkrankungen	148
			5.5.20	Notfallindikationen	149
5	Strahlentherapie	107	5.6	Nebenwirkungen	150
	<i>D. Schulz-Ertner; F. Sterzing; C. P. Karger</i>			<i>D. Schulz-Ertner; F. Sterzing</i>	
5.1	Einleitung	107			
	<i>D. Schulz-Ertner; F. Sterzing; C. P. Karger*</i>		6	Nuklearmedizin	151
5.2	Prinzipien und Abläufe der Radioonkologie	107		<i>A. Haug; P. Bartenstein*; R. Hünerbein*</i>	
	<i>D. Schulz-Ertner; F. Sterzing; C. P. Karger*</i>		6.1	Einleitung	151
5.2.1	Diagnosestellung	107	6.2	Herstellung von Radionukliden	151
5.2.2	Interdisziplinäre Therapieentscheidung	108	6.2.1	Isotopenherstellung im Kernreaktor	151
5.2.3	Aufklärung und Beratung des Patienten	108	6.2.2	Isotopenherstellung im Nuklidgenerator	152
5.2.4	Strahlentherapieverfahren	108	6.2.3	Isotopenherstellung im Zyklotron	152
5.2.5	Nachsorge	110	6.3	Nuklearmedizinische Diagnostik	152
5.3	Spezielle Strahlentherapieformen	110	6.3.1	Grundprinzip	152
5.3.1	Klassifikation nach Strahlungsart	110	6.3.2	Radiopharmazie	153
	<i>C. P. Karger</i>		6.3.3	Geräte- und Messtechnik	154
5.3.2	Klassifikation nach Distanz der Strahlungsquelle ..	113	6.3.4	In-vitro-Diagnostik	157
	<i>D. Schulz-Ertner; F. Sterzing</i>		6.3.5	Stellenwert im Vergleich zu anderen diagnosti- schen Verfahren	158
5.4	Durchführung der Radiotherapie und spezielle Techniken	116	6.4	Nuklearmedizinische Therapie	158
	<i>D. Schulz-Ertner; F. Sterzing</i>		6.4.1	Radiojodtherapie	159
5.4.1	Immobilisierung	116	6.4.2	Selektive interne Radiotherapie (SIRT)	159
5.4.2	Bildgebung	117	6.4.3	Radioligandentherapie mit Somatostatinanaloga ..	160
5.4.3	Bestrahlungsplanung	117	6.4.4	Therapie metastasierter Prostatakarzinome	160
5.4.4	Therapieeinstellung	121			
5.4.5	Spezielle Bestrahlungstechniken	125	1.1.5	Gefäßdarstellende Verfahren	169
5.4.6	Modifikation des Strahlenfeldes	127	1.1.6	Nuklearmedizinische Verfahren	169
			1.1.7	Perkutane Interventionen	170

Teil B Spezielle Radiologie

1	Thorax	163	1.2	Anatomische Grundlagen und Normalbefunde ...	172
	<i>S. Fritzsche</i>		1.2.1	Anatomische Grundlagen und Normalbefunde in der Thoraxübersichtsaufnahme	172
1.1	Radiologische Methoden	163	1.2.2	Anatomische Grundlagen und Normalbefunde im CT	181
1.1.1	Konventionelle Röntgendiagnostik	163			
1.1.2	Sonografie	165			
1.1.3	Computertomografie (CT)	166			
1.1.4	Magnetresonanztomografie (MRT)	168			

1.3 Leitbefunde – vom radiologischen Befund zur Diagnose thorakaler Erkrankungen	183	2.4.9 Häufige Kardiomyopathien	281
1.3.1 Hilfen zur Lokalisation einer Veränderung	183	2.4.10 Herzbeteiligung bei Systemerkrankungen	284
1.3.2 Verschattungsmuster	185		
1.3.3 Lungenrundherd	189	3 Urogenitaltrakt und Retroperitoneum 286	
1.3.4 Raumforderung	191	<i>V. Engelbrecht</i>	
1.3.5 Ringschatten	191	3.1 Niere und ableitende Harnwege	286
1.3.6 Verkalkungen	191	3.1.1 Radiologische Methoden	286
1.3.7 Atelektase	192	3.1.2 Leitbefunde – vom radiologischen Befund zur Diagnose	292
1.3.8 Totalverschattung einer Thoraxhälfte	193	3.1.3 Wichtige Krankheitsbilder – von der Diagnose zum Befund	295
1.3.9 Hypertransparenz einer Thoraxhälfte	195	3.2 Männliche Geschlechtsorgane	315
1.3.10 Hilusvergrößerung	195	3.2.1 Radiologische Methoden	315
1.3.11 Veränderungen des Standes und der Beweglichkeit des Zwerchfells	196	3.2.2 Leitbefunde – vom radiologischen Befund zur Diagnose	316
1.3.12 Thoraxwand	197	3.2.3 Wichtige Krankheitsbilder – von der Diagnose zum Befund	316
1.4 Wichtige Krankheitsbilder – von der Diagnose zum Befund	200	3.3 Weibliche Geschlechtsorgane	324
1.4.1 Fehlbildungen	200	3.3.1 Radiologische Methoden	324
1.4.2 Erkrankungen der Pleura	200	3.3.2 Wichtige Krankheitsbilder – von der Diagnose zum Befund	325
1.4.3 Lungenemphysem	206	3.4 Nebenniere	329
1.4.4 Bronchiectasen	208	3.4.1 Radiologische Methoden	329
1.4.5 Pneumonien	209	3.4.2 Wichtige Krankheitsbilder – von der Diagnose zum Befund	330
1.4.6 Tuberkulose	214	3.5 Erkrankungen des Retroperitonealraums	334
1.4.7 Echinokokkose	218	3.5.1 Radiologische Methoden	334
1.4.8 Askariidose	218	3.5.2 Wichtige Krankheitsbilder – von der Diagnose zum Befund	334
1.4.9 Interstitielle Lungenerkrankungen	219		
1.4.10 Durch Arzneimittel verursachte Lungenveränderungen	225	4 Skelett	336
1.4.11 Durch Strahlen verursachte Lungenveränderungen	226	<i>J. D. Moritz; K. Beitzel</i>	
1.4.12 Maligne interstitielle Lungeninfiltration	227	4.1 Radiologische Methoden	336
1.4.13 ARDS	228	4.1.1 Spezielle Anatomie	336
1.4.14 Sarkoidose	229	4.1.2 Konventionelle Röntgendiagnostik	339
1.4.15 Tumoren der Lunge	231	4.1.3 Sonografie	340
1.4.16 Erkrankungen des Lungenkreislaufs	237	4.1.4 Computertomografie	341
1.4.17 Erkrankungen des Mediastinums	241	4.1.5 Magnetresonanztomografie	342
1.4.18 Zwerchfellhernien	243	4.1.6 Arthrografie	342
		4.1.7 Nuklearmedizinische Verfahren	343
2 Herz	245	4.2 Leitbefunde – vom radiologischen Befund zur Diagnose	344
<i>F. Schwarz; H. Hetterich; J. Malms*</i>		4.2.1 Periostale Reaktionen	344
2.1 Einleitung	245	4.2.2 Veränderungen der Knochendichte	345
2.2 Radiologische Methoden	245	4.2.3 Weichteile	347
2.2.1 Konventionelle Röntgendiagnostik	245	4.3 Wichtige Krankheitsbilder – von der Diagnose zum Befund	349
2.2.2 Echokardiografie	247	4.3.1 Entwicklungsstörungen	349
2.2.3 Computertomografie	249	4.3.2 Systemische erworbene Knochenerkrankungen	353
2.2.4 Magnetresonanztomografie	251	4.3.3 Vaskulär bedingte Knochenerkrankungen	358
2.2.5 Angiokardiografie	254	4.3.4 Epiphyseolysis capitis femoris	362
2.2.6 Nuklearmedizinische Verfahren	255	4.3.5 Osteochondrosis dissecans (OD)	363
2.3 Leitbefunde – vom radiologischen Befund zur Diagnose kardialer Erkrankungen	257	4.3.6 Entzündliche Knochenerkrankungen	364
2.4 Wichtige Krankheitsbilder – von der Diagnose zum Befund	258	4.3.7 Knochentumoren und tumorähnliche - Veränderungen	368
2.4.1 Herzinsuffizienz	258	4.3.8 Ostitis deformans Paget	385
2.4.2 Arterielle Hypertonie	260	4.3.9 Fibröse Dysplasie (Jaffé-Lichtenstein)	387
2.4.3 Stabile koronare Herzerkrankung (stabile KHK)	261		
2.4.4 Weitere Pathologien der Koronararterien	265		
2.4.5 Häufige erworbene Herzklappenerkrankungen	266		
2.4.6 Häufige angeborene Herzfehler	271		
2.4.7 Perikarditis und Perikarderguss	277		
2.4.8 Myokarditis	280		

4.3.10	Gelenkerkrankungen	388	7.2	Biliäres System	524
4.3.11	Allgemeine Traumatologie	395		<i>A. D. Helck</i>	
4.3.12	Spezielle Traumatologie	404	7.2.1	Radiologische Methoden	525
			7.2.2	Leitbefunde – vom radiologischen Befund zur Diagnose	531
5	Gefäßsystem und interventionelle Radiologie	418	7.2.3	Wichtige Krankheitsbilder – von der Diagnose zum Befund	532
	<i>M. Treitl; H.-P. Reuter</i>		7.3	Pankreas	542
				<i>C. Schmid-Tannwald; U. Müller-Lisse*</i>	
5.1	Arterien	418	7.3.1	Radiologische Methoden	543
5.1.1	Radiologische Methoden	418	7.3.2	Leitbefunde – vom radiologischen Befund zur Diagnose	549
5.1.2	Leitbefunde – vom radiologischen Befund zur Diagnose	427	7.3.3	Wichtige Krankheitsbilder – von der Diagnose zum Befund	552
5.1.3	Wichtige Krankheitsbilder – von der Diagnose zum Befund	427	7.4	Milz	563
5.2	Venen	445		<i>K. Herrmann; C. Born*</i>	
5.2.1	Radiologische Methoden	445	7.4.1	Radiologische Methoden	563
5.2.2	Wichtige Krankheitsbilder – von der Diagnose zum Befund	449	7.4.2	Leitbefunde – vom radiologischen Befund zur Diagnose	567
5.2.3	Lymphsystem	455	7.4.3	Wichtige Krankheitsbilder – von der Diagnose zum Befund	572
5.3	Interventionelle Radiologie	456	8	Mamma	578
5.3.1	Gefäßrekanalisation	456		<i>K. Hellerhoff; D. Rjosk-Dendorfer; T. Schloßbauer*; D. Klütsch*</i>	
5.3.2	Arterielle Katheterembolisation	464	8.1	Radiologische Methoden	578
5.3.3	Intraarterielle Chemotherapie	465	8.1.1	Mammografie	578
5.3.4	Kavafilter	466	8.1.2	Tomosynthese	583
			8.1.3	Galaktografie	585
			8.1.4	Sonografie	586
			8.1.5	Magnetresonanztomografie	588
			8.1.6	Interventionelle Mammadiagnostik	589
6	Ösophagus, Magen, Dünn- und Dickdarm	468	8.2	Leitbefunde – vom radiologischen Befund zur Diagnose	590
	<i>G. Grützner; C. Schmid-Tannwald</i>		8.3	Wichtige Krankheitsbilder – von der Diagnose zum Befund	590
			8.3.1	Akute Mastitis puerperalis und nonpuerperalis ...	590
6.1	Radiologische Methoden	468	8.3.2	Mastopathie	591
6.1.1	Konventionelle Röntgendiagnostik	468	8.3.3	Fibroadenom	592
6.1.2	Sonografie	468	8.3.4	Zysten	593
6.1.3	CT und MRT	469	8.3.5	Mammakarzinom	594
6.1.4	Nuklearmedizinische Untersuchungen	469	9	ZNS	597
6.1.5	Spezielle Untersuchungen	469		<i>D. Uhlenbrock; J. Reinartz; S. Rohde</i>	
6.2	Leitbefunde – vom radiologischen Befund zur Diagnose	476	9.1	Radiologische Methoden	597
6.2.1	Freie Luft im Abdomen	476	9.1.1	Konventionelle Röntgendiagnostik	597
6.2.2	Spiegelbildung	476	9.1.2	Sonografie	597
6.2.3	Verkalkungen	476	9.1.3	Computertomografie	598
6.3	Wichtige Krankheitsbilder – von der Diagnose zum Befund	477	9.1.4	Magnetresonanztomografie	598
6.3.1	Ösophagus	477	9.1.5	Angiografie	599
6.3.2	Magen	483	9.1.6	Nuklearmedizinische Diagnostik	600
6.3.3	Dünn- und Dickdarm	486	9.2	Leitbefunde – vom CT-Befund zur Diagnose	600
6.3.4	Appendizitis	503	9.3	Wichtige Krankheitsbilder – von der Diagnose zum Befund	601
6.3.5	Volvulus	504	9.3.1	Intrakranielle Tumoren	601
6.3.6	Invagination	505	9.3.2	Demenzielle Erkrankungen	612
7	Leber, biliäres System, Pankreas, Milz ..	507			
7.1	Leber	507			
	<i>T. Helmberger; W. Sommer; C. Zech</i>				
7.1.1	Radiologische Methoden	507			
7.1.2	Leitbefunde – vom radiologischen Befund zur Diagnose	510			
7.1.3	Wichtige Krankheitsbilder – von der Diagnose zum Befund	511			

9.3.3	Zerebrovaskuläre Erkrankungen	618
9.3.4	Traumatische Schäden des Gehirns	636
9.3.5	Entzündliche Erkrankungen	641
9.3.6	Entmarkungs- und Speicherkrankheiten	646
9.3.7	Hydrozephalus	650
9.3.8	Neuropädiatrische Erkrankungen	652

10 Wirbelsäule und Spinalkanal 656

J. Scheidler; I. Koerte

10.1	Wirbelsäule	656
10.1.1	Radiologische Methoden	656
10.1.2	Leitbefunde – vom radiologischen Befund zur Diagnose	659
10.1.3	Wichtige Krankheitsbilder – von der Diagnose zum Befund	663
10.2	Spinalkanal	684
	<i>J. Scheidler; I. Koerte</i>	
10.2.1	Radiologische Methoden	684
10.2.2	Leitbefunde – vom radiologischen Befund zur Diagnose	684
10.2.3	Wichtige Krankheitsbilder – von der Diagnose zum Befund	689
10.3	Interventionell-radiologische Verfahren an der Wirbelsäule	693
	<i>J. Scheidler</i>	
10.3.1	Perkutane Biopsien und Knochenstanzen	693
10.3.2	Bildgesteuerte Interventionen bei degenerativen Erkrankungen der Wirbelsäule und der Bandscheibe	693
10.3.3	Perkutane Vertebroplastie und Kyphoplastie	695

11 Schädelbasis, Gesichtsschädel und Orbita 697

T. J. Vogl

11.1	Radiologische Methoden	697
11.1.1	Konventionelle Röntgendiagnostik	697
11.1.2	Sonografie	701
11.1.3	Computertomografie	701
11.1.4	Magnetresonanztomografie	702
11.1.5	Angiografie	703
11.1.6	Sialografie	703
11.1.7	Nuklearmedizinische Verfahren	703
11.2	Leitbefunde – vom radiologischen Befund zur Diagnose	704
11.2.1	Intrazerebrale Verkalkungen	704
11.2.2	Destruktive Läsionen in Felsenbeinpyramide und Antrum	704
11.2.3	Weichteilschwellung oder Tumor in der Nasennebenhöhle	705

11.3	Wichtige Krankheitsbilder – von der Diagnose zum Befund	705
11.3.1	Sinusitis	705
11.3.2	Mukozele	706
11.3.3	Nasopharynx Tumoren	707
11.3.4	Orbitatumoren	709
11.3.5	Frakturen	710
11.3.6	Speicheldrüsentumoren	714

12 Hals 715

H. Hentschel; R. Brüning

12.1	Einleitung	715
12.2	Anatomie	715
12.2.1	Pharynx, Larynx und Trachea	715
12.2.2	Halsfaszien und Kompartimente	717
12.2.3	Lymphknoten	719
12.3	Radiologische Methoden	720
12.3.1	Anwendung im Halsbereich	720
12.3.2	Befunde bei wichtigen Krankheitsbildern	721

13 Bildgebende Diagnostik im Kindesalter 730

K. Schneider; I. Krüger-Stollfuß

13.1	Allgemeines	730
13.2	Thoraxdiagnostik in der Neonatologie	730
13.2.1	Radiologische Methoden	730
13.2.2	Wichtige Krankheitsbilder	732
13.2.3	Differenzialdiagnostische Übersicht	743
13.3	Urogenitaltrakt	744
13.3.1	Radiologische Methoden	744
13.3.2	Wichtige Krankheitsbilder	747
13.4	Gastrointestinaltrakt	754
13.4.1	Radiologische Methoden	754
13.4.2	Wichtige Krankheitsbilder	756
13.5	Erkrankungen von Herz und Gefäßen	762
13.6	Erkrankungen des Skelettsystems	762

Sachverzeichnis 763

Anschriften

Dr. med. Kirsten **Beitzel**
 Institut für diagnostische und interventionelle Radiologie und
 Kinderradiologie
 Klinikum Schwabing
 Kölner Platz 1
 80804 München

Prof. Dr. med. Roland **Brüning**
 Asklepios Klinik Barmbek
 Rübenkamp 220
 22307 Hamburg

Prof. Dr. med. Dr. rer. nat. Jürgen **Debus**
 Radiologische Universitätsklinik
 Abt. Radioonkologie und Strahlentherapie
 Im Neuenheimer Feld 400
 69120 Heidelberg

Prof. Dr. med. Volkher **Engelbrecht**
 Chefarzt Institut für Diagnostische und Interventionelle
 Radiologie
 Klinikum Amberg
 Mariahilfbergweg 7
 92224 Amberg

Dr. med. Sylvaine **Fritzsche**
 Klinik für Diagnostische und Interventionelle Radiologie
 Diakonissenkrankenhaus
 Diakonissenstr. 28
 76199 Karlsruhe-Rüppurr

Dr. med. Gotthard **Grützner**
 Praxis für diagnostische und interventionelle Radiologie
 Bismarckstr. 99-101
 40210 Düsseldorf

PD Dr. med. Alexander **Haug**
 Medizinische Universität Wien
 Klin. Abteilung für Nuklearmedizin
 Spitalgasse 23
 1090 Wien

Prof. Dr. med. Andreas **Helck**
 Klinikum der Ludwig-Maximilians Universität München
 Institut für Klinische Radiologie
 Marchioninstr. 15
 81377 München

Dr. med. Karin **Hellerhoff**
 Klinikum der Ludwig-Maximilians Universität München
 Institut für Klinische Radiologie
 Marchioninstr. 15
 81377 München

Prof. Dr. med. Thomas **Helmberger**
 Klinikum Bogenhausen
 Institut für Diagnostische und interventionelle Radiologie und
 Nuklearmedizin
 Engelschalkinger Str. 77
 81925 München

Dr. med. Hannah **Hentschel**
 Asklepios Klinik Barmbek
 Radiologie-Neuroradiologie
 Rübenkamp 220
 22307 Hamburg

PD Dr. med. Karin A. **Herrmann**
 University Hospitals Cleveland Medical Center und Seidman
 Cancer Center
 Department of Radiology
 11 100 Euclid Avenue
 44106 Cleveland

Dr. med. Holger **Hetterich**
 Radiologisches Zentrum Rosenheim
 Salinstr. 11a
 83022 Rosenheim

Dr. med. Ralph **Hünerbein**
 Hufeland Klinikum
 Abteilung für diagnostische und interventionelle Radiologie
 Langensalzaer Landstr. 1
 99974 Mühlhausen

Prof. Dr. rer. nat. Oliver **Jäkel**
 Deutsches Krebsforschungszentrum
 Abteilung Medizinische Physik in der Strahlentherapie
 Im Neuenheimer Feld 280
 69120 Heidelberg

Prof. Dr. rer. nat. Christian P. **Karger**
 Deutsches Krebsforschungszentrum
 Abteilung Medizinische Physik in der Strahlentherapie
 Im Neuenheimer Feld 280
 69120 Heidelberg

Prof. Dr. med. Inga Katharina **Koerte**
 Klinik und Poliklinik für Kinder- und Jugendpsychiatrie,
 Psychosomatik und Psychotherapie München
 Forschung
 Waltherstr. 23
 80336 München

Dr. med. Ingrid **Krüger-Stollfuß**
 Dr. von Haunersches Kinderspital, Klinikum der Universität
 München
 Pädiatrische Radiologie
 Lindwurmstr. 4
 80337 München

Prof. Dr. med. Fritz-Peter **Kuhn**
 Klinikum Kassel
 Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie
 Mönchebergstr. 41-43
 34125 Kassel

Prof. Dr. med. Jörg Detlev **Moritz**
 Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Campus Kiel
 Klinik für Radiologie und Neuroradiologie
 Pädiatrische Radiologie und Sonografie
 Arnold Heller Str. 3
 24105 Kiel

Prof. Dr. med. Marc **Münter**
 Klinikum Stuttgart – Katharinenhospital
 MVZ für Strahlentherapie
 Kriegsbergstr. 60
 70174 Stuttgart

Dr. med. Jörg **Reinartz**
 St. Josefs-Hospital, Medizinisches Versorgungszentrum
 Radiologie – Nuklearmedizin – Strahlentherapie
 Wilhelm-Schmidt-Str. 4
 44263 Dortmund

Prof. Dr. med. Dr. h. c. Maximilian **Reiser**
 Klinikum der Ludwig-Maximilians Universität München
 Institut für Klinische Radiologie
 Marchioninstr. 15
 81377 München

Dr. med. Peter **Reuter**
 Praxis für Radiologie und Nuklearmedizin
 Kurfürstenstr. 10-12
 34117 Kassel

Dr. med. Dorothea **Rjosk-Dendorfer**
 Klinikum der Ludwig-Maximilians Universität München
 Institut für Klinische Radiologie
 Marchioninstr. 15
 81377 München

Prof. Dr. med. Stefan **Rohde**
 Klinikum Dortmund
 Klinik für Radiologie und Neuroradiologie
 Beurhausstr. 40
 44137 Dortmund

PD Dr. med. Jürgen **Scheidler**
 Radiologisches Zentrum München
 Pippinger Str. 25
 81245 München

PD Dr. med. Christine **Schmid-Tannwald**
 Klinikum der Ludwig-Maximilians Universität München
 Institut für Klinische Radiologie
 Marchioninstr. 15
 81377 München

Prof. Dr. med. Karl Otto **Schneider**
 Dr. von Haunersches Kinderspital
 Pädiatrische Radiologie
 Lindwurmstr. 4
 80337 München

Prof. Dr. med. Daniela **Schulz-Ertner**
 Markus Krankenhaus
 Radiologisches Institut
 Wilhelm-Epstein-Str. 4
 60431 Frankfurt

Dr. med. Florian **Schwarz**
 Klinikum Augsburg
 Klinik für Diagnostische Radiologie und Neuroradiologie
 Stenglinstr. 2
 86156 Augsburg

Prof. Dr. med. Wieland **Sommer**
 Klinikum der Ludwig-Maximilians Universität München
 Institut für Klinische Radiologie
 Marchioninstr. 15
 81377 München

Prof. Dr. med. Florian **Sterzing; MBA**
 Praxis für Strahlentherapie
 Robert-Weixler-Str.50
 87439 Kempten

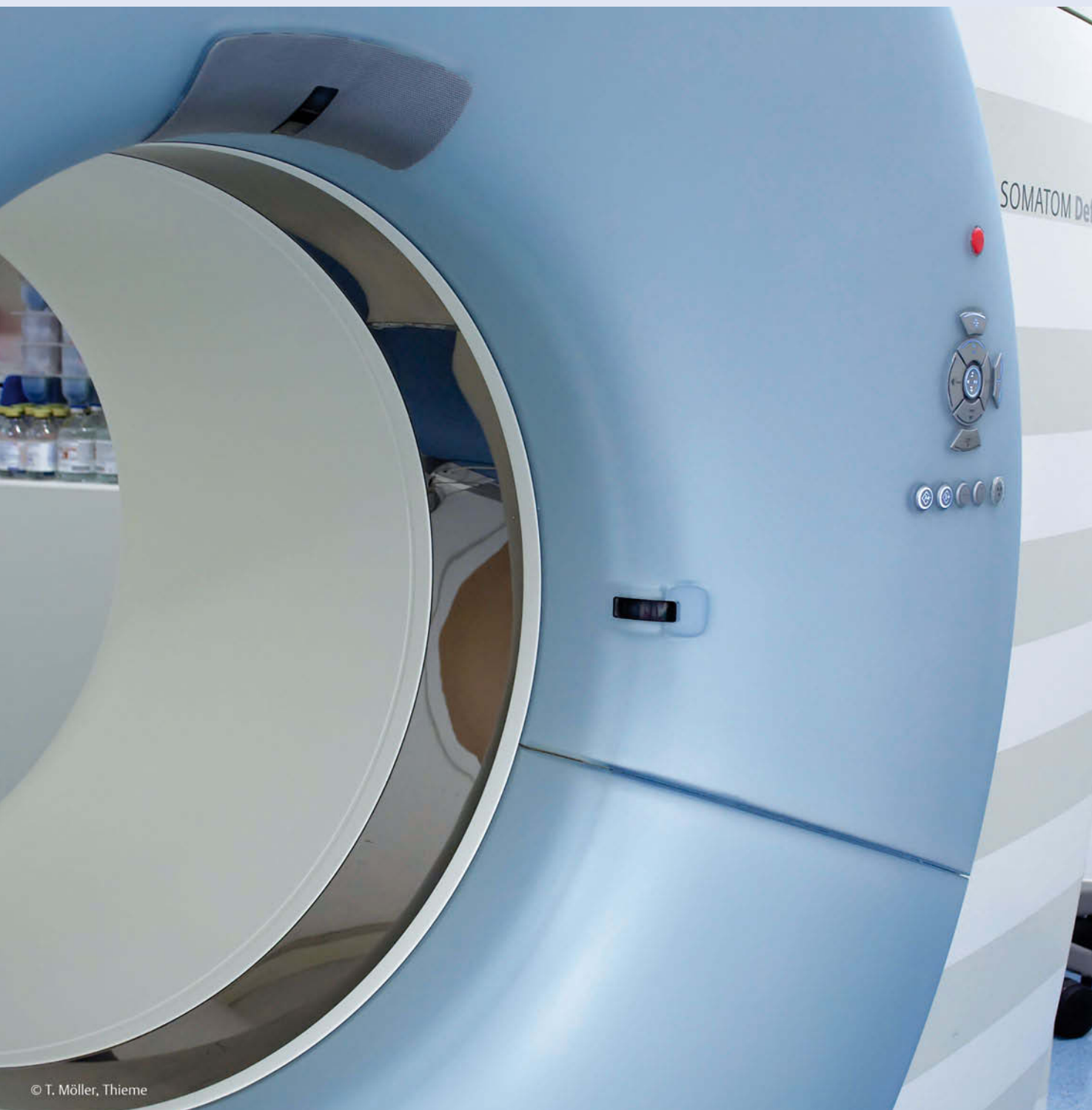
PD Dr. med. Marcus **Treitl**
 Klinikum der Ludwig-Maximilians Universität München
 Institut für Klinische Radiologie
 Nußbaumstr. 20
 80336 München

Prof. Dr. med. Detlev **Uhlenbrock**
 St. Josefs-Hospital, Medizinisches Versorgungszentrum
 Radiologie – Nuklearmedizin – Strahlentherapie
 Wilhelm-Schmidt-Str. 4
 44263 Dortmund

Prof. Dr. med. Thomas J. **Vogl**
 Universitätsklinikum Frankfurt
 Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie
 Theodor-Stern-Kai 7
 60590 Frankfurt

Prof. Dr. med. Klaus-Josef **Weber**
 Universitätsklinikum Heidelberg
 Klinik für Radioonkologie und Strahlentherapie
 Im Neuenheimer Feld 400
 69120 Heidelberg

PD Dr. med. Christoph J. **Zech**
 Klinik für Radiologie und Nuklearmedizin
 Universitätsspital Basel
 Petersgraben 4
 CH-4031 Basel

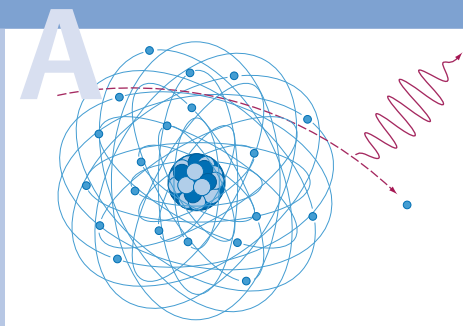


Allgemeine Radiologie

- 1 Physikalische Grundlagen** 15
- 2 Strahlenbiologie** 37
- 3 Grundlagen des Strahlenschutzes** 63
- 4 Radiologische Verfahren** 73
- 5 Strahlentherapie** 107
- 6 Nuklearmedizin** 151

1 Physikalische Grundlagen

1.1	Strahlungsarten	15
1.2	Die Struktur von Materie	17
1.3	Wechselwirkung von Strahlung mit Materie	22
1.4	Messung von Strahlung	28
1.5	Erzeugung von Strahlung	33



O. Jäkel; C. P. Karger

1.1 Strahlungsarten

1.1.1 Einführung

Mit Strahlung bezeichnet man die freie Ausbreitung von Energie im Raum. Man unterscheidet **Teilchenstrahlung** (Korpuskularstrahlung) und **Wellenstrahlung** (elektromagnetische Strahlung). Während Teilchenstrahlung Masse transportiert, ist dies bei Wellenstrahlung nicht der Fall. Die Bestandteile der Teilchenstrahlung, die Teilchen, können elektrisch geladen oder ungeladen sein. Wellenstrahlung ist stets ungeladen.

In der Quantentheorie werden der Wellenstrahlung Teilcheneigenschaften zugesprochen. Daher wird elektromagnetische Wellenstrahlung auch als **Photonen-** oder **Quantenstrahlung** bezeichnet.

Eine wichtige Eigenschaft jeder Strahlung ist ihre Energie, die in **Joule (J)** gemessen wird.

► **Merke.** 1 Joule ist die Energie, die man aufwenden muss, um eine Masse von ca. 100 g um 1 Meter anzuheben.

Die durch Strahlung transportierte Energie ist sehr viel kleiner als 1 Joule. Man verwendet daher eine spezielle Energieeinheit: das **Elektronenvolt (eV)**.

► **Merke.** Ein Elektronenvolt ist die Energie, die ein Elektron beim Durchlaufen einer Spannungsdifferenz von 1 Volt aufnimmt.

Eine Ladung Q wird durch elektrische Felder beschleunigt. Beim Durchlaufen einer Spannungsdifferenz U gewinnt sie die **kinetische Energie** (E_{kin}): $E_{\text{kin}} = Q \cdot U$.

Für die Umrechnung gilt: $1 \text{ eV} = 1,602 \cdot 10^{-19} \text{ J}$. Häufig werden folgende Vielfache eines Elektronenvolts verwendet:

- Millielektronenvolt: $1 \text{ meV} = 0,001 \text{ eV} = 10^{-3} \text{ eV}$
- Kiloelektronenvolt: $1 \text{ keV} = 1\,000 \text{ eV} = 10^3 \text{ eV}$
- Megaelektronenvolt: $1 \text{ MeV} = 1\,000\,000 \text{ eV} = 10^6 \text{ eV}$
- Gigaelektronenvolt: $1 \text{ GeV} = 1\,000\,000\,000 \text{ eV} = 10^9 \text{ eV}$

1.1.2 Teilchenstrahlung (Korpuskularstrahlung)

Die Bestandteile der Teilchenstrahlung, die Korpuskeln, besitzen eine **Ruhemasse** (m_0) und können eine **Ladung** tragen. Ihre Geschwindigkeit ist immer kleiner als die Lichtgeschwindigkeit und ergibt sich aus ihrer Energie. Die Energie setzt sich aus der sog. Ruheenergie E_0 und der Bewegungsenergie E_{kin} zusammen:

$$E = E_0 + E_{\text{kin}}$$

Die Ruheenergie ergibt sich aus der Ruhemasse und der Lichtgeschwindigkeit (c) (Äquivalenz von Masse und Energie):

$$E_0 = m_0 \cdot c^2$$

Häufig wird daher statt der Masse eines Teilchens seine Ruheenergie angegeben.

1.1 Strahlungsarten

1.1.1 Einführung

Strahlung bezeichnet die freie Ausbreitung von Energie im Raum. **Teilchen-(Korpuskular-)strahlung** transportiert Masse und evtl. Ladung, (elektromagnetische) **Wellenstrahlung** weder Masse noch Ladung.

Da elektromagnetische Wellenstrahlung Teilcheneigenschaften besitzt (Quantentheorie), heißt sie auch **Photonen-(Quanten-)strahlung**.

► **Merke.**

Strahlungsenergie wird in **Elektronenvolt (eV)** oder in **Joule (J)** angegeben.

► **Merke.**

1.1.2 Teilchenstrahlung (Korpuskularstrahlung)

Teilchen besitzen eine **Ruhemasse** und können eine **Ladung** tragen. Ihre Geschwindigkeit ist geringer als die Lichtgeschwindigkeit.

Ihre Ruheenergie ergibt sich aus der Ruhemasse.

A-1.1

A-1.1 Die wichtigsten Teilchen und ihre Eigenschaften

Teilchen	Ladung	Masse im Vergleich zum Elektron	Energie bei einer Reichweite von 10 cm
Elektron (β^-)	-1	1	20 MeV
Positron (β^+)	+1	1	20 MeV
Proton	+1	1836	115 MeV
Neutron	0	1839	-*
α -Teilchen (Heliumkern)	+2	7 294	450 MeV

* Die Reichweite von Neutronen ist wie bei Photonen nicht begrenzt, es findet nur eine exponentielle Schwächung der Intensität statt.

Es gibt stabile und instabile **Elementarteilchen** (subatomare Teilchen). Zu jedem dieser Teilchen existiert ein Antiteilchen. Die wichtigsten Teilchen und ihre Eigenschaften zeigt Tab. A-1.1.

1.1.3 Wellenstrahlung (elektromagnetische Strahlung)

Elektromagnetische Wellen bestehen aus einem elektrischen und einem magnetischen Feld, die periodisch veränderlich sind.

Nach der Quantentheorie können sie auch durch masse- und ladungsfreie **Photonen** beschrieben werden.

Wellen sind durch ihre Wellenlänge, Frequenz und Amplitude charakterisiert.

Die **Wellenlänge** ist der Abstand zwischen zwei Wellenbergen.

Die **Frequenz** ist die Zahl der Schwingungen pro Sekunde.

Als **Amplitude** einer Welle bezeichnet man ihre Schwingungweite.

Die **Ausbreitungsgeschwindigkeit** einer elektromagnetischen Welle entspricht der Lichtgeschwindigkeit.

Die Energie elektromagnetischer Wellen wächst proportional mit ihrer Frequenz.

Zu den elektromagnetischen Wellen gehören u. a. sichtbares Licht, Infrarot-, UV-Strahlung, Röntgen- und γ -Strahlung. Das gesamte Spektrum zeigt Abb. A-1.1.

Als **Elementarteilchen** bezeichnet man subatomare Teilchen. Es gibt stabile (Elektron [e], Proton [p]) und instabile Elementarteilchen (z. B. Pionen, freie Neutronen [n]). Zu jedem dieser Teilchen existiert ein Antiteilchen. Das Antiteilchen des negativ geladenen Elektrons ist das positiv geladene Positron. In Tab. A-1.1 sind die wichtigsten Teilchen und ihre Eigenschaften aufgeführt. Die Bezeichnung „ α -Teilchen“ für den Heliumkern bzw. „ β -Teilchen“ für Elektron und Positron stammt aus der Zeit ihrer Entdeckung, als sie nicht genauer charakterisiert werden konnten.

1.1.3 Wellenstrahlung (elektromagnetische Strahlung)

Elektromagnetische Wellen bestehen aus einem elektrischen und einem magnetischen Feld. Diese Felder sind periodisch veränderlich und schwingen senkrecht zueinander und senkrecht zur Ausbreitungsrichtung.

In der Quantentheorie werden elektromagnetischen Wellen Teilcheneigenschaften zugesprochen. Diese Teilchen, **Photonen**, tragen weder Masse noch Ladung, sondern nur die Energie der Strahlung.

Wellen werden durch ihre Wellenlänge λ , ihre Frequenz f und ihre Amplitude A beschrieben.

Als **Wellenlänge** bezeichnet man den Abstand zwischen zwei Wellenbergen einer Welle. Er wird in Metern gemessen.

Als **Frequenz** f bezeichnet man die Zahl der Schwingungen pro Sekunde. Die Einheit ist $1/s = 1$ Hertz (Hz). Auch die Vielfachen kHz, MHz und GHz werden verwendet.

Als **Amplitude** A einer Welle bezeichnet man die Schwingungweite (den maximal erreichten Abstand von der Mittellage). Die Amplitude bestimmt die Intensität einer Welle.

Wellenlänge λ und Frequenz f sind über die **Ausbreitungsgeschwindigkeit** c der Welle verknüpft: $c = \lambda \cdot f$. Elektromagnetische Strahlung breitet sich stets mit Lichtgeschwindigkeit aus. Die Lichtgeschwindigkeit (c) beträgt im Vakuum ca. 300 000 km/s.

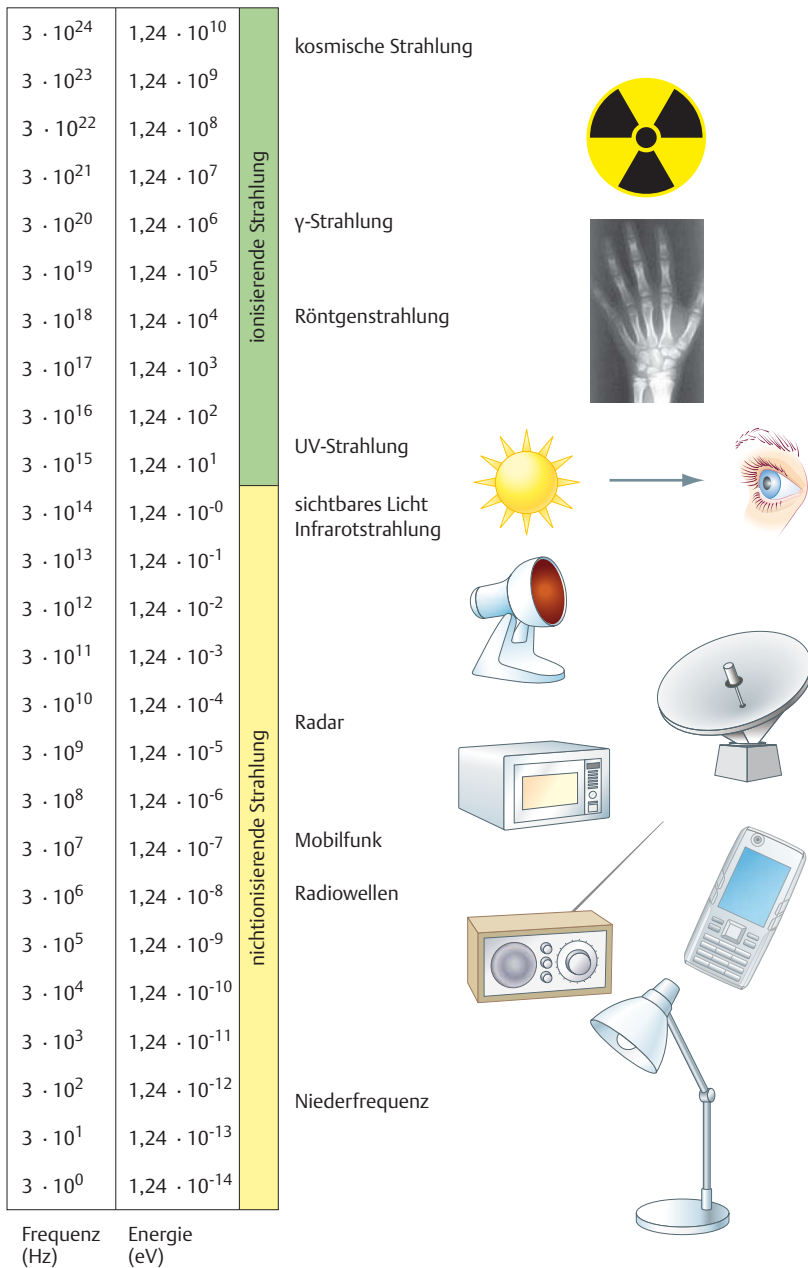
Die Energie E der elektromagnetischen Strahlung ist ihrer Frequenz f proportional: $E = h \cdot f$. Die Naturkonstante h ist das Planck'sche Wirkungsquantum:

$$h = 6.626 \cdot 10^{-34} \text{ Js.}$$

Zu den elektromagnetischen Wellen gehören u. a. sichtbares Licht, Infrarotstrahlung, UV-Strahlung, Radiowellen, Röntgenstrahlung, γ -Strahlung und Mikrowellen. Diese Strahlungsarten unterscheiden sich nur durch die Frequenz der Strahlung und damit durch ihre Energie. Abb. A-1.1 gibt einen Überblick über das gesamte elektromagnetische Spektrum.

A-1.1 Das Spektrum der elektromagnetischen Strahlung.

A-1.1



1.2 Die Struktur von Materie

1.2.1 Aufbau von Atomen

Der Begriff des Atoms (griech.: das Unteilbare) wurde erstmals von den antiken Philosophen Leukipp (um 450 v. Chr.) und Demokrit (460–370 v. Chr.) verwendet, um den Aufbau der Materie zu erklären. Die Denker dieser Zeit hatten keine Möglichkeit, ihre Vorstellungen von den Atomen experimentell zu überprüfen. Dies änderte sich erst zu Beginn des 19. Jahrhunderts, als Dalton (1766–1844) mit der Atomhypothese die stöchiometrischen Verhältnisse bei chemischen Verbindungen erklärte. Wenig später stellte man fest, dass Atome keineswegs unteilbar, sondern aus positiven und negativen Ladungen zusammengesetzt sind.

1.2 Die Struktur von Materie

1.2.1 Aufbau von Atomen

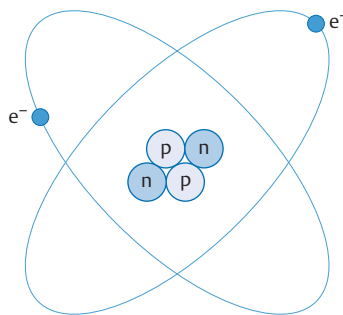
Der Atombegriff wurde zuerst von den Philosophen Leukipp und Demokrit verwendet. Erst zu Beginn des 19. Jahrhunderts schuf u. a. Dalton eine experimentelle Grundlage für diese Hypothese.

Nach dem Atommodell von Rutherford bestehen Atome aus einer **Hülle** aus negativ geladenen **Elektronen** und einem positiv geladenen **Kern**. Die Elektronen werden durch die **elektromagnetische Wechselwirkung** an den Kern gebunden.

Der Atomkern besteht aus **Nukleonen (Protonen und Neutronen, Abb. A-1.2)**, die durch die sog. **starke Wechselwirkung** zusammengehalten werden.

A-1.2

A-1.2 Das Atom.



Das Atom (hier am Beispiel des ⁴He) ist aus Protonen (p), Neutronen (n) und einer Hülle aus Elektronen (e⁻) aufgebaut.

Merke.

Merke. Die Atome eines chemischen Elements werden durch die Zahl der Protonen, die als **Ordnungszahl Z** bezeichnet wird, charakterisiert. Atome mit gleicher Protonenzahl, aber verschiedener Neutronenzahl N werden als **Isotope** eines Elements bezeichnet. Eine durch eine bestimmte Protonen- und Neutronenzahl charakterisierte „Atomsorte“ wird als **Nuklid** bezeichnet. Die Summe aus Protonen- und Neutronenzahl wird als **Massenzahl A** bezeichnet.

Abb. A-1.3 zeigt die Darstellung eines chemischen Elements. Zur Kennzeichnung eines Isotops dieses Elements genügt die Massenzahl.

Ein Atom ist elektrisch neutral, da es genauso viele Elektronen wie Protonen besitzt. Stimmt deren Anzahl nicht überein, ist das Atom elektrisch geladen und man spricht von einem **Ion**.

A-1.3

A-1.3 Darstellung eines chemischen Elements.

A	N	„Element“ steht für das Symbol des chemischen Elements, „A“ und „Z“ stehen für die Massen- bzw. Ordnungszahl, „N“ steht für die Neutronenzahl.
Z	Element	

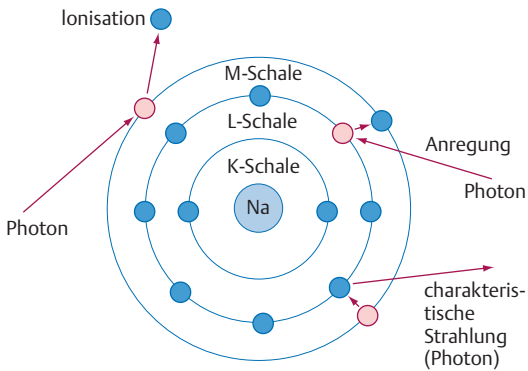
1.2.2 Das Schalenmodell

Aus der **Quantenmechanik** folgt, dass sich Elektronen nur auf Schalen bestimmter Energie (**Energieniveaus**) bewegen können. Die Zahl der Elektronen pro Schale ist begrenzt. Die Schalen werden – in der Reihenfolge zunehmender Energie angeordnet – als **K-, L-, M-, N-Schalen** etc. bezeichnet.

1.2.2 Das Schalenmodell

Aus der zu Beginn des 20. Jahrhunderts entwickelten Theorie der **Quantenmechanik** ergibt sich, dass sich die Elektronen in der Atomhülle nur auf Schalen mit bestimmter Energie (**Energieniveaus**) bewegen können. Jede Schale kann nur eine bestimmte Anzahl von Elektronen aufnehmen. Die energieärmste Schale heißt **K-Schale**, die folgenden, zunehmend energiereichen Schalen werden als **L-, M-, N-Schalen** etc. bezeichnet. Ihr Energiewert entspricht der Energie, die notwendig ist, um das jeweilige Elektron vollständig vom Atom zu trennen, d. h. das Atom zu ionisieren. Die Energien liegen je nach Element zwischen 10 eV und 100 keV.

A-1.4 Das Schalenmodell.



Das Schalenmodell am Beispiel des Natriums. Die Prozesse Anregung, Ionisation und Erzeugung der charakteristischen Strahlung sind schematisch dargestellt. Bei der Ionisation wird so viel Energie auf das Elektron übertragen, dass dieses das Atom verlassen kann. Bei der Anregung reicht die Energie dagegen nur für einen Übergang auf ein höheres Energieniveau. Beim umgekehrten Prozess geht ein Elektron unter Abgabe charakteristischer Strahlung auf ein niedrigeres Energieniveau über.

A-1.4

Statt das Atom zu verlassen, was zur **Ionisation** führt, kann das Elektron auch auf eine Schale höherer Energie übergehen (**Anregung**), sofern diese noch nicht vollständig besetzt ist. Damit der Übergang möglich ist, muss dem Elektron die Energiedifferenz zwischen den Energieniveaus zugeführt werden (Abb. A-1.4). Dies kann durch Photonen- oder Teilchenstrahlung geschehen, wobei sich wegen des Energieerhaltungsgesetzes die Energie des Photons genau um die übertragene Energie verringert.

Nach einer Anregung geht ein angeregtes Atom wieder in den Grundzustand über, indem das Elektron auf eine Schale geringerer Energie, d. h. eine weiter innen liegende Schale, zurückkehrt. Die Energiedifferenz gibt das Elektron in Form von Photonenstrahlung, der sog. **charakteristischen (Röntgen-)Strahlung** (Abb. A-1.4), oder – bei leichtatomigem Material – durch Emission eines Elektrons aus einer äußeren Schale (sog. **Auger-Elektron**) ab. Charakteristische Strahlung heißt so, weil die Lage der Energieniveaus für jedes Element anders und die Energie der Strahlung somit für das Element charakteristisch ist. Handelt es sich bei der Photonenstrahlung um Licht, spricht man von **Lumineszenz**.

► **Merke.** Durch Messung der Energie der charakteristischen Strahlung (Spektroskopie) kann das chemische Element identifiziert werden. Dies kann zur Elementanalyse unbekannter Substanzen verwendet werden.

Die Elektronenhülle legt die chemischen Eigenschaften eines Atoms fest. Die Bildung von Molekülen erfolgt immer so, dass durch Elektronenübergänge zwischen den beteiligten Atomen abgeschlossene (volle) Schalen erreicht werden. Daher sind Atome mit abgeschlossenen Schalen (z. B. die Edelgase Helium und Neon) chemisch besonders reaktionsträge.

Wie die Elektronenhülle hat auch der Atomkern eine Schalenstruktur. Übergänge von Protonen oder Neutronen zwischen verschiedenen Energieniveaus können ebenfalls nur durch Energieaufnahme bzw. -abgabe (**Kernanregung** bzw. **Kernzerfall**) in Form von Strahlung erfolgen. Im Gegensatz zu Elektronenübergängen liegt die Energie dieser Strahlung im Bereich von einigen MeV. Kernzerfälle stellen einen wichtigen Ursprung der radioaktiven Strahlung dar.

1.2.3 Der radioaktive Zerfall

1896 stellte Becquerel (1852–1908) fest, dass eine fotografische Platte durch Urankristalle geschwärzt wird. Dies führte zur Entdeckung des radioaktiven Zerfalls.

► **Definition.** Beim **radioaktiven Zerfall** wandelt sich der Atomkern eines chemischen Elements spontan und unter Aussendung von Strahlung in den Atomkern eines anderen chemischen Elements um. Diese Eigenschaft bezeichnet man als **Radioaktivität**, Nuklide mit dieser Eigenschaft als radioaktive Nuklide (**Radionuklide**).

Statt das Atom zu verlassen (**Ionisation**), kann ein Elektron auf eine Schale höherer Energie übergehen (**Anregung**). Die Energiedifferenz muss dem Elektron z. B. durch Strahlung zugeführt werden (Abb. A-1.4).

Geht ein angeregtes Elektron wieder auf eine Schale geringerer Energie über, wird die Energiedifferenz in **charakteristische (Röntgen-)Strahlung** (Abb. A-1.4) oder – bei leichten Atomen – in die Emission eines **Auger-Elektrons** umgesetzt. Die Emission von Licht heißt **Lumineszenz**.

► **Merke.**

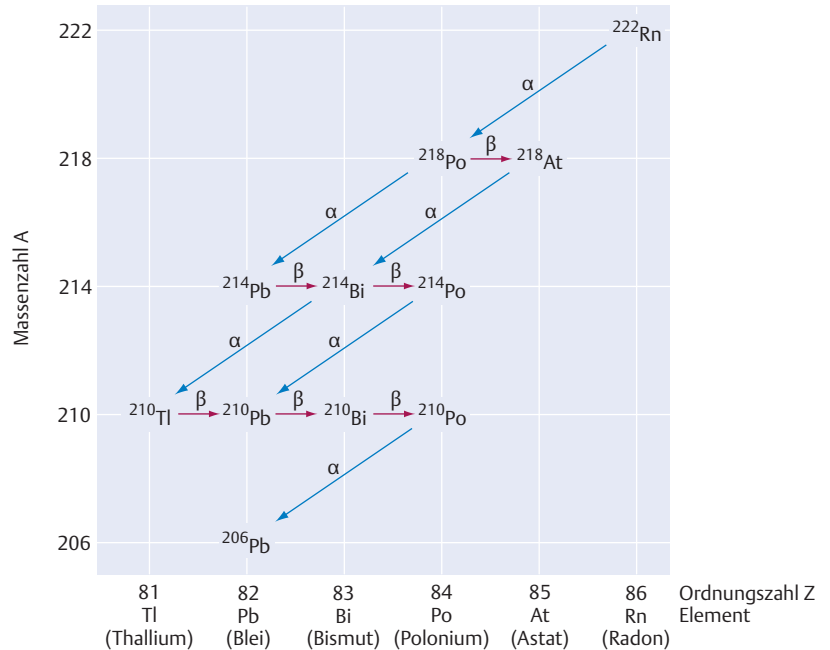
Die Elektronenhülle bestimmt die chemischen Eigenschaften eines Atoms. Bei der Bildung von Molekülen entstehen immer volle Schalen.

Auch der Atomkern zeigt eine Schalenstruktur. Schalenübergänge von Nukleonen sind nur unter Energieaufnahme (**Kernanregung**) oder -abgabe (**Kernzerfall**) in Form von (hochenergetischer) Strahlung möglich.

1.2.3 Der radioaktive Zerfall

► **Definition.**

A-1.5

A-1.5 Die radioaktive Zerfallskette von ^{222}Rn .

Gezeigt sind das Mutter- und die Tochternuklide mit Massen- und Ordnungszahl sowie die beim Zerfall eines Nuklids emittierte Strahlungsart.

Bei den meisten Elementen existieren **stabile** und **instabile Isotope**.

Die Tochternuklide instabiler Isotope können wiederum instabil sein (**Zerfallskette**, Abb. A-1.5).

Der radioaktive Zerfall wird nach der dabei emittierten Strahlung eingeteilt. Reine Strahler emittieren immer dieselbe Strahlungsart.

Formen des radioaktiven Zerfalls

Die wichtigsten Zerfallsarten sind:

α-Zerfall

Hierbei wird **α-Strahlung** in Form eines **Heliumkerns** (α -Teilchen) emittiert. Dadurch verringert sich die Massenzahl um 4, die Ordnungszahl um 2. Zusätzlich erhält der Heliumkern Bewegungsenergie.

β-Zerfall

Hierbei wird **β-Strahlung** in Form eines β^- - oder β^+ -Teilchens emittiert.

Beim **β-Zerfall** wandelt sich ein Neutron unter Aussendung eines **Elektrons** und eines Antineutrinos in ein Proton um. Die Ordnungszahl des Elements steigt um 1.

Bei den meisten Elementen lassen sich **stabile** und **instabile (radioaktive) Isotope** unterscheiden. Eine systematische Anordnung (nach Ordnungszahl und Massenzahl) aller bekannten stabilen und instabilen Isotope findet sich z. B. in der Karlsruher Nuklidkarte.

Der durch einen radioaktiven Zerfall neu entstehende Kern kann seinerseits instabil sein, so dass eine **Zerfallskette** entsteht (Abb. A-1.5).

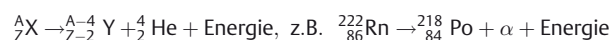
Anhand der Art der emittierten Strahlung unterscheidet man mehrere Formen des radioaktiven Zerfalls. Wird beim radioaktiven Zerfall eines instabilen Kerns immer dieselbe Strahlungsart frei, spricht man von einem reinen Strahler. Bei manchen radioaktiven Nukliden treten verschiedene Zerfallsarten auf (z. B. bei ^{64}Cu).

Formen des radioaktiven Zerfalls

Im Folgenden sind die wichtigsten Zerfallsarten aufgeführt.

α-Zerfall

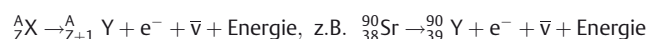
Beim **α-Zerfall** wird **α-Strahlung** emittiert. Das Element X wandelt sich unter Aussendung eines **Heliumkerns** (α -Teilchen, bestehend aus 2 Protonen und 2 Neutronen) in das Element Y um. Dadurch verringert sich seine Massenzahl um 4, die Ordnungszahl um 2. Die frei werdende Energie (im MeV-Bereich) wird in Bewegungsenergie des Heliumkerns umgesetzt.



β-Zerfall

Beim **β-Zerfall** wird **β-Strahlung** in Form eines β^- -Teilchens (Elektron oder Positron) emittiert. Daher unterscheidet man zwischen dem β^- - und dem β^+ -Zerfall.

Beim **β-Zerfall** wandelt sich ein Neutron unter Aussendung eines **Elektrons** und eines Antineutrinos in ein Proton um. Dadurch erhöht sich die Ordnungszahl des Elements um 1. Das Antineutrino besitzt keine Ladung und nur eine verschwindend geringe Masse, teilt sich jedoch mit dem Elektron die frei werdende Bewegungsenergie.



Beim β^+ -Zerfall wandelt sich ein Proton unter Aussendung eines **Positrons** und eines Neutrinos in ein Neutron um. Im Gegensatz zum β^- -Zerfall verringert sich dadurch die Ordnungszahl des Elements um 1. Positron und Neutrino teilen sich die frei werdende in Bewegungsenergie umgesetzte Energie.



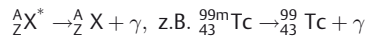
Kurz nach seiner Entstehung vereinigt sich das Positron mit einem Hüllenelektron. Diese vernichten sich gegenseitig und dabei entstehen 2 Photonen (sog. **Vernichtungsstrahlung**), die sich in einem Winkel von 180° voneinander entfernen. Die Energie jedes Photons entspricht der Ruhemasse des Elektrons bzw. Positrons, nämlich 0,511 MeV.

Mit dem β^+ -Zerfall (der Aussendung eines Positrons und Neutrinos) konkurriert der **Elektroneneinfang (K-Einfang)**: Bei der Umwandlung eines Protons in ein Neutron wird ein Elektron aus der K-Schale in den Atomkern integriert. Die Lücke in der K-Schale wird durch ein Elektron aus einer energiereicheren Schale aufgefüllt. Die dabei frei werdende Energie wird in charakteristische Strahlung (s. o.) umgesetzt.

Beim β^- -Zerfall und beim Elektroneneinfang bleibt die Massenzahl gleich. Ein Beispiel eines reinen β^- -Strahlers ist ${}^{32}\text{P}$.

γ -Zerfall

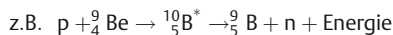
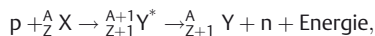
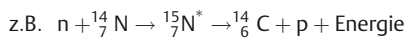
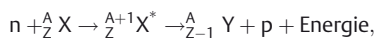
Der γ -Zerfall ist keine echte Kernumwandlung, da sich weder die Massen- noch die Ordnungszahl verändert. Bei diesem Zerfall geht ein angeregter Kern X^* , wie er z. B. nach einem α - oder β -Zerfall entsteht, unter Aussendung eines **Photons** (γ -Quant, daher **γ -Strahlung**) in einen Zustand geringerer Energie über. Im Kernschalenmodell wird dies durch den Übergang eines Nukleons von einer Schale höherer auf eine Schale geringerer Energie erklärt.



Ein Kern kann zwischen Bruchteilen von Sekunden und Tagen im angeregten Zustand verweilen. Nuklide, deren Kerne längere Zeit im angeregten Zustand verweilen, bezeichnet man als **metastabil**. Sie werden durch ein „m“ neben der Massenzahl gekennzeichnet (z. B. ${}^{99m}\text{Tc}$). Sie sind reine γ -Strahler.

Induzierte Zerfälle

Beim induzierten Zerfall eines Kerns werden z. B. Neutronen oder Protonen emittiert. Induzierte Zerfälle finden nur bei künstlich hergestellten Isotopen statt.



Das Zerfallsgesetz

Der radioaktive Zerfall ist ein stochastischer Prozess. Für einen einzelnen Atomkern kann nur die **Zerfallswahrscheinlichkeit** pro Zeitintervall (**Zerfallskonstante** λ , Einheit 1/s) oder die **mittlere Lebensdauer** $\tau = 1/\lambda$ angegeben werden. Daraus ergibt sich das **Zerfallsgesetz**

$$N(t) = N_0 e^{-\lambda t} = N_0 e^{-t/\tau}$$

Es gibt an, wie viele von den anfänglich vorhandenen Kernen (N_0) nach Ablauf der Zeit t im Mittel noch vorhanden sind (Abb. A-1.6).

Die Anzahl der pro Sekunde zerfallenden Kerne wird als **Aktivität** eines radioaktiven Isotops bezeichnet; sie ist der Anzahl der noch nicht zerfallenen Kerne proportional und hat daher den gleichen zeitlichen Verlauf (Abb. A-1.6). Die Einheit der Aktivität (S.29) ist das Becquerel (Bq): 1 Bq = 1 Zerfall/s.

Beim β^+ -Zerfall wandelt sich ein Proton unter Aussendung eines **Positrons** und eines Neutrinos in ein Neutron um. Die Ordnungszahl des Elements sinkt um 1.

Das Positron vereinigt sich mit einem Hüllenelektron. Es entstehen 2 Photonen (**Vernichtungsstrahlung**) mit einer Energie von jeweils 0,511 MeV.

Statt Aussendung eines Positrons und Neutrinos kann ein Elektron aus der K-Schale in den Atomkern integriert werden (**Elektroneneinfang, K-Einfang**). Dabei wird charakteristische Strahlung frei.

Die Massenzahl bleibt in jedem Fall gleich. Ein reiner β^- -Strahler ist ${}^{32}\text{P}$.

γ -Zerfall

Beim γ -Zerfall ändert sich weder Ordnungszahl noch Massenzahl. Es findet nur ein Übergang eines Nukleons von einem höheren auf ein geringeres Energieniveau statt. Dabei wird hochenergetische Photonenstrahlung (**γ -Strahlung**) emittiert.

Nuklide, deren Kerne längere Zeit im angeregten Zustand verweilen, bezeichnet man als **metastabil** (z. B. ${}^{99m}\text{Tc}$). Sie sind reine γ -Strahler.

Induzierte Zerfälle

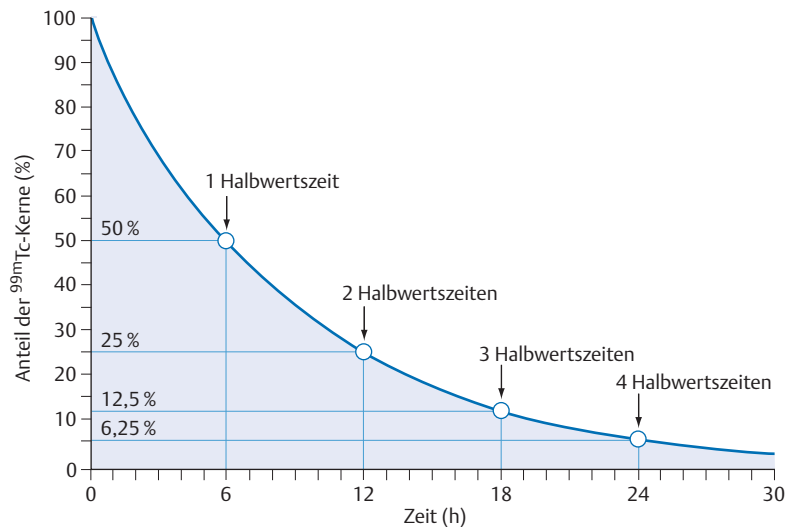
Induzierte Zerfälle finden nur bei künstlich hergestellten Isotopen statt. Es werden z. B. Protonen oder Neutronen emittiert.

Das Zerfallsgesetz

Der radioaktive Zerfall ist ein stochastischer Prozess. Für einen Atomkern ist nur die **Zerfallswahrscheinlichkeit** pro Zeitintervall (**Zerfallskonstante**) oder die **mittlere Lebensdauer** zu ermitteln. Die Zahl der radioaktiven Kerne folgt einem exponentiellen **Zerfallsgesetz** (Abb. A-1.6).

Die Zerfälle pro Sekunde ergeben die **Aktivität** des radioaktiven Isotops (Einheit: Bq).

A-1.6

A-1.6 Das Zerfallsgesetz am Beispiel von ^{99m}Tc .

Nach jeweils einer Halbwertszeit ist die Hälfte der zuvor noch vorhandenen Kerne zerfallen. Dadurch halbiert sich auch die Aktivität.

Die **Halbwertszeit** ist die Zeitspanne, nach der die Hälfte der ursprünglich vorhandenen Kerne und damit der ursprünglichen Radioaktivität vorliegt.

Die Halbwertszeit von ^{99m}Tc beträgt 6 Stunden, die von ^{60}Co 5,3 Jahre.

Die an einer radioaktiven Probe gemessene Zählrate schwankt um den vom Zerfallsgesetz angegebenen Mittelwert. Diese Schwankung wird durch die **Standardabweichung** beschrieben.

1.3 Wechselwirkung von Strahlung mit Materie

Bei der Wechselwirkung von Strahlung mit Materie wird Energie auf Atome übertragen, was zu **Anregung** oder **Ionisation** führt. Die Wechselwirkungen, die hierzu führen, heißen auch **Primärprozesse**.

Je nachdem, ob die übertragene Energie zur Ionisation ausreicht, spricht man von ionisierender oder von nichtionisierender Strahlung.

Radiologie und Nuklearmedizin verwenden **ionisierende Strahlung**.

Direkt ionisierende Strahlung führt durch Zusammenstoß mit Elektronen zu Anregung und Ionisation.

Indirekt ionisierende Strahlung wird durch Atome absorbiert oder gestreut, wobei geladene Teilchen entstehen, die zu Anregung und Ionisation führen.

► **Merke.**

Aus der mittleren Lebensdauer eines radioaktiven Isotops lässt sich nach $T_{1/2} = \tau \cdot \ln 2$ seine **Halbwertszeit** berechnen. Dies ist die Zeitspanne, nach der die Hälfte der ursprünglich vorhandenen Kerne zerfallen und damit nur noch die Hälfte der ursprünglichen Radioaktivität vorhanden ist. Nach 10 Halbwertszeiten ist nur noch $(\frac{1}{2})^{10}$, d. h. etwa 1/1000 der ursprünglichen Aktivität, vorhanden.

Typische Radionuklide, die in der Medizin verwendet werden, und ihre Halbwertszeiten sind: ^{99m}Tc (6 Stunden), ^{60}Co (5,3 Jahre), ^{131}I (8 Tage) und ^{67}Ga (78 Stunden).

Werden nach dem Zerfallsgesetz in einem bestimmten Zeitintervall N Zerfälle erwartet, so führt die stochastische Natur des radioaktiven Zerfalls dazu, dass bei Messungen die tatsächliche Zählrate um diesen Wert schwankt. Der Mittelwert dieser Messungen wird durch das Zerfallsgesetz beschrieben. Als Maß für die Schwankungen der Zählrate kann die **Standardabweichung** angegeben werden. Diese beträgt für den Nachweis von N Zerfällen: \sqrt{N}

1.3 Wechselwirkung von Strahlung mit Materie

Bei der Wechselwirkung von Strahlung mit Materie wird Energie übertragen. Je nachdem, wie viel Energie auf Atome übertragen wird, kommt es zu einer **Anregung** (Übergang eines Elektrons auf eine Schale höherer Energie) oder zu einer **Ionisation**. Die Wechselwirkungen von Strahlung mit Materie, die zu Anregung oder Ionisation führen, bezeichnet man auch als **Primärprozesse**.

Reicht die übertragene Energie aus, um Atome zu ionisieren, spricht man von ionisierender Strahlung, reicht sie nicht dazu aus, spricht man von nichtionisierender Strahlung. Beispiele für ionisierende Strahlung sind praktisch alle Arten von Teilchenstrahlung sowie Röntgen-, γ - und UV-Strahlung. Beispiele für nichtionisierende Strahlung sind sichtbares Licht und Wärmestrahlung.

In der Radiologie und der Nuklearmedizin wird **ionisierende Strahlung** eingesetzt. Sie lässt sich in direkt und indirekt ionisierende Strahlung unterteilen.

Direkt ionisierend sind elektrisch geladene Teilchen. Aufgrund ihres elektrischen Feldes können sie unmittelbar zu Anregung und Ionisation führen.

Indirekt ionisierend sind ungeladene Teilchen (Neutronen) sowie Röntgen- und γ -Strahlung. Sie werden von Atomen in Materie absorbiert oder gestreut (s. u.). Dabei wird Energie übertragen. Es werden geladene Teilchen erzeugt, die durch Zusammenstöße mit Hüllenelektronen zu Anregung und Ionisation führen.

► **Merke.** Nur geladene Teilchen sind direkt ionisierend. Indirekt ionisierend sind z. B. Neutronen, Röntgen- und γ -Strahlung.

Welche Atome ionisiert werden, hängt von der Energie der ionisierenden Strahlung ab. So kann Röntgenstrahlung nahezu alle Atome, UV-Strahlung dagegen nur leichte Atome ionisieren. Die Häufigkeit der Wechselwirkung ionisierender Strahlung mit Materie hängt vor allem von der Art der Materie ab: Je größer die Dichte der Materie (d. h. die Ordnungszahl der Atome der Materie), desto häufiger finden Wechselwirkungen statt.

1.3.1 Wechselwirkung indirekt ionisierender Strahlung mit Materie

Trifft indirekt ionisierende Strahlung auf Atome, kann sie durch diese **absorbiert** (eingefangen) oder **gestreut** (aus ihrer ursprünglichen Richtung abgelenkt) werden, wodurch sie geschwächt wird.

Wechselwirkung von Photonen mit Materie

Arten der Wechselwirkung

Zwischen Photonen und Materie gibt es fünf **Formen** der Wechselwirkung:

- Photoeffekt
- Compton-Effekt
- Paarbildung
- klassische Streuung
- Kernreaktionen.

Photoeffekt, Paarbildung und Kernreaktionen beruhen auf der Absorption eines Photons durch ein Atom.

Beim **Photoeffekt** (Photoabsorption, **Photoionisation**) trifft ein Photon auf ein Hüllenelektron und wird absorbiert. Die gesamte Energie des Photons wird auf das Hüllenelektron übertragen. Das Elektron, auch als Photoelektron bezeichnet, löst sich aus der Atomhülle (Ionisation) (Abb. A-1.7a). Beim Photoeffekt ist die Energie des Photons also größer als die Bindungsenergie des Elektrons. Der Photoeffekt findet vorwiegend an den inneren Schalen der Atomhülle statt. Die Schale wird durch ein Elektron aus einer äußeren Schale wieder aufgefüllt. Dabei wird charakteristische Strahlung oder (seltener) ein Auger-Elektron emittiert (S. 18).

Bei Zusammenstößen mit Hüllenelektronen werden Photonen absorbiert. Unterschreitet deren Energie die Bindungsenergie einer Schale, so nimmt die Absorption sprunghaft ab, da die Energie für eine Ionisation nicht mehr ausreicht. Man spricht von einer **Absorptionskante** (s. Abb. A-1.10).

Beim **Compton-Effekt** (Compton-Streuung) trifft ein Photon auf ein Hüllenelektron und gibt einen Teil seiner Energie an dieses ab (vorwiegend an Elektronen äußerer Schalen). Das Elektron, auch als Compton-Elektron bezeichnet, verlässt das Atom (Ionisation). Durch den Zusammenstoß wird das Photon aus seiner ursprünglichen Richtung abgelenkt (gestreut) und fliegt mit geringerer Energie bzw. Frequenz weiter (Abb. A-1.7b).

Bei hohen Strahlungsenergien tritt die sog. **Paarbildung** auf: Ein Photon wird von einem Atom absorbiert und wandelt sich im Feld des Atomkerns in ein Elektron-Positron-Paar um (Abb. A-1.7c). Da jedes der Teilchen eine Ruhemasse von 0,511 MeV besitzt, findet dieser Prozess erst oberhalb einer Energieschwelle von 1,022 MeV statt. Das Positron vereinigt sich in unmittelbarer Nähe seines Entstehungsortes mit einem Hüllenelektron und es entsteht Vernichtungsstrahlung (S. 20).

Durch Photo-, Compton-Effekt und Paarbildung erzeugte energiereiche Elektronen geben ihre Energie durch viele Zusammenstöße mit weiteren Atomen ab und erzeugen dabei sog. **Sekundärelektronen**.

Bei der klassischen Streuung (kohärente oder **Rayleigh-Streuung**) trifft ein Photon auf ein Hüllenelektron und verändert dadurch seine Richtung, ohne Energie an das Elektron abzugeben (Abb. A-1.7d). Es findet also keine Ionisation statt, das Photon wird lediglich gestreut.

Absorbiert ein Atom ein Photon mit genügend hoher Strahlungsenergie (ca. 2 MeV), können verschiedene Kernreaktionen auftreten, von denen die Emission eines Protons oder eines Neutrons die größte Bedeutung hat (Abb. A-1.7e).

Welche Atome ionisiert werden, hängt von der Energie der ionisierenden Strahlung ab. Die Wechselwirkungshäufigkeit hängt vor allem von der Dichte der Materie ab.

1.3.1 Wechselwirkung indirekt ionisierender Strahlung mit Materie

Indirekt ionisierende Strahlung wird in Materie durch **Absorption** oder **Streuung** geschwächt.

Wechselwirkung von Photonen mit Materie Arten der Wechselwirkung

Auftreten können Photoeffekt, Compton-Effekt, Paarbildung, klassische Streuung oder Kernreaktionen.

Beim **Photoeffekt** (**Photoabsorption**, **Photoionisation**) wird ein Photon absorbiert und ein Elektron aus der Atomhülle (meist aus einer inneren Schale) gelöst (Abb. A-1.7a). Bei Auffüllen der Schale wird charakteristische Strahlung oder (seltener) ein Auger-Elektron emittiert.

Unterschreitet die Strahlungsenergie absorbiert Photonen die Energie einer Schale, tritt eine **Absorptionskante** auf (s. Abb. A-1.10).

Beim **Compton-Effekt** (**Compton-Streuung**) gibt ein Photon einen Teil seiner Energie an ein Hüllenelektron ab, das sich aus der Atomhülle löst. Das Photon wird gestreut (Abb. A-1.7b).

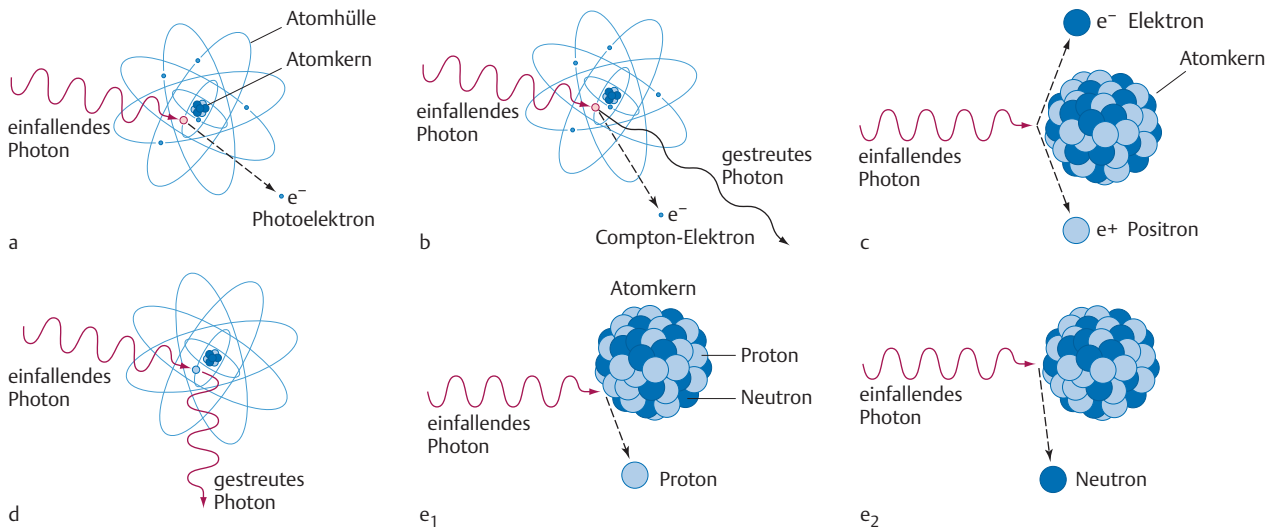
Absorbiert ein Atom ein Photon mit einer Energie $> 1,022$ MeV, kann sich das Photon im Feld des Atomkerns in ein Elektron-Positron-Paar umwandeln (**Paarbildung**, Abb. A-1.7c).

Die bei diesen Wechselwirkungen gebildeten Elektronen erzeugen durch weitere Ionisationen **Sekundärelektronen**.

Bei der **klassischen** (**kohärenten** oder **Rayleigh-**) **Streuung** wird ein Photon an einem Hüllenelektron ohne Energieverlust gestreut (Abb. A-1.7d).

Absorbiert ein Atom ein Photon einer Energie > 2 MeV, sind **Kernreaktionen** wie die Emission eines Protons oder Neutrons möglich (Abb. A-1.7e).

A-1.7 Wechselwirkungen von Photonen mit Materie.



a Photoeffekt, b Compton-Streuung, c Paarbildung, d klassische Streuung und e Kernreaktionen.

Folgen der Wechselwirkung

Dies sind:

- Schwächung der Strahlung
- Streustrahlung.

Schwächung der Strahlung: Photonenstrahlung wird durch Wechselwirkungen **exponentiell geschwächt**.

Der **lineare Schwächungskoeffizient** μ hängt vom durchstrahlten Material und der Strahlungsenergie ab. Den Quotienten aus linearem Schwächungskoeffizient und Dichte bezeichnet man als **Massenschwächungskoeffizienten**.

Die Strahlungsintensität nimmt mit wachsender Schichtdicke exponentiell ab (Abb. A-1.8).

Die **Halbwertsschichtdicke** gibt an, welche Schichtdicke die Strahlungsintensität halbiert.

Folgen der Wechselwirkung

Folgen der Wechselwirkungen sind:

- Schwächung der Strahlung, an der die verschiedenen Wechselwirkungen je nach Strahlungsenergie und Material unterschiedlichen Anteil haben
- Streustrahlung.

Schwächung der Strahlung: Photonenstrahlung wird durch die beschriebenen Wechselwirkungen **exponentiell geschwächt**: Eine Materieschicht der Dicke x reduziert die Anfangsintensität I_0 der Strahlung auf den Wert $I(x)$:

$$I(x) = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot x}$$

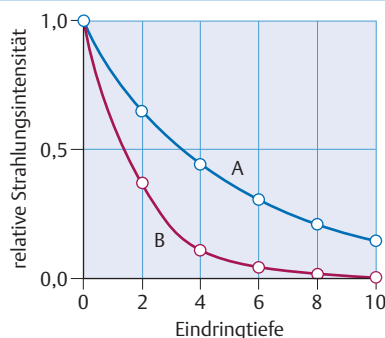
Der **lineare Schwächungskoeffizienten** μ hängt von der Dichte und der atomaren Zusammensetzung der durchstrahlten Materie (Ordnungszahl der enthaltenen Atome) und der Strahlungsenergie ab. Je geringer die Dichte und die Ordnungszahl der Atome der durchstrahlten Materie und je größer die Strahlungsenergie, desto kleiner ist μ und desto geringer ist die Schwächung der Strahlung. Bildet man den Quotienten aus linearem Schwächungskoeffizient und der Dichte, erhält man den **Massenschwächungskoeffizient** (Einheit: cm^2/g).

Das exponentielle Schwächungsgesetz führt zu einer starken Abnahme der Strahlungsintensität mit der Schichtdicke. Die Intensität erreicht aber nie Null. Dieser Zusammenhang ist in Abb. A-1.8 dargestellt.

Häufig wird statt des linearen Schwächungskoeffizienten die **Halbwertsschichtdicke** angegeben. Sie gibt an, welche Schichtdicke des durchstrahlten Materials die Strahlungsintensität auf die Hälfte reduziert.

A-1.8

A-1.8 Relative Strahlungsintensität in einem Absorber in Abhängigkeit von der Eindringtiefe bei unterschiedlichem linearem Schwächungskoeffizient.

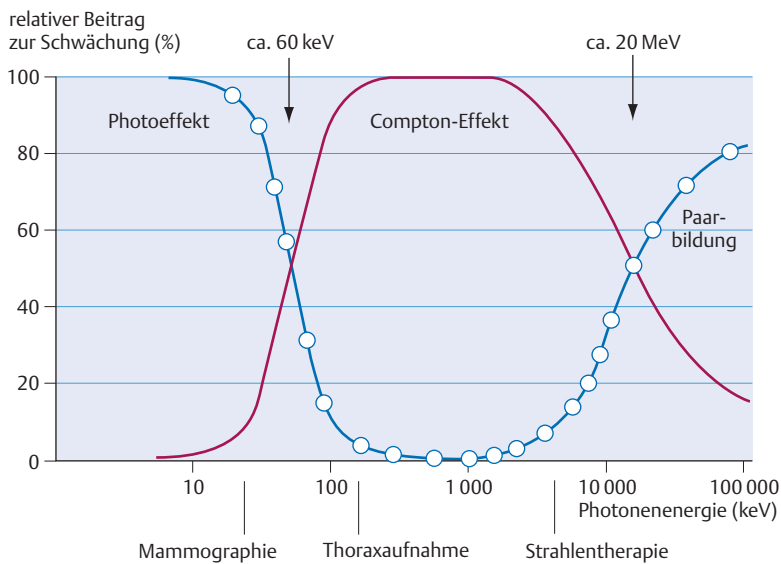


Bei Kurve A ist der lineare Schwächungskoeffizient kleiner als bei Kurve B.

(nach Dowsett DJ, Kenny PA, Johnston RE. The Physics of diagnostic imaging. London: Chapman & Hall Medical; 1998)

A-1.9 Relativer Beitrag der Wechselwirkungen zwischen Photonen und Materie zur Schwächung von Strahlung in Wasser bei unterschiedlichen Strahlungsenergien.

A-1.9



(nach Kauffmann G, Moser E, Sauer R, Hrsg. Radiologie: Bildgebende Verfahren, Strahlentherapie und Strahlenschutz. München: Elsevier GmbH, Urban & Fischer; 2011)

Die Wahrscheinlichkeit des Auftretens der beschriebenen Wechselwirkungen (S. 22) hängt von der Energie der Strahlung und dem durchstrahlten Material ab. Daher tragen die Wechselwirkungen je nach Strahlungsenergie und Material in unterschiedlichem Ausmaß zur Schwächung der Strahlung bei.

Bei **Strahlungsenergien bis ca. 60 keV** ist in Wasser – also auch in Körpergewebe – vor allem der **Photoeffekt** für die Schwächung der Strahlung verantwortlich. Darüber nimmt sein Beitrag zur Schwächung schnell ab. Bei Strahlungsenergien **zwischen 60 keV und 20 MeV** ist vor allem der **Compton-Effekt**, im Energiebereich **über 20 MeV** die **Paarbildung** für die Schwächung der Strahlung **verantwortlich** (Abb. A-1.9). Die **klassische Streuung** trägt in Wasser bei Strahlungsenergien **bis 10 keV** zur Schwächung bei; der Beitrag ist im Vergleich zum Photoeffekt jedoch gering. **Kernreaktionen** schwächen Strahlung erst **ab einer Energie von ca. 2 MeV**. In der Röntgendiagnostik spielen daher vor allem Photo- und Compton-Effekt und in geringem Maße die klassische Streuung eine Rolle.

Materialeigenschaften wirken sich wie folgt auf die Wechselwirkungshäufigkeit und damit auf die Schwächung der Strahlung aus: Der Photoeffekt hängt in hohem Maße von der Ordnungszahl der Atome ab; er nimmt mit steigender Ordnungszahl stark zu. Der Compton-Effekt dagegen hängt kaum von der Ordnungszahl, aber stark von der Materialdichte ab; er nimmt mit steigender Dichte zu. Der Paarbildungseffekt zeigt eine quadratische Abhängigkeit von der Ordnungszahl. Klassische Streuung nimmt mit steigender Ordnungszahl zu.

Dies hat Auswirkungen auf den **Bildkontrast** in der Röntgendiagnostik: Die Absorption von Photonen durch den Photoeffekt führt zu hohem Bildkontrast. Durch den Compton-Effekt dagegen lassen sich nur Dichteunterschiede darstellen.

► **Merke.** Zur Unterscheidung von Geweben mit **ähnlicher** Dichte (z. B. Muskel, Fett) wählt man daher eine geringe, für Gewebe mit stark **unterschiedlicher** Dichte (z. B. Ödeme oder pathologische Prozesse in der Lunge) eine hohe Strahlungsenergie.

Bei Materialien mit großer Ordnungszahl leistet der Photoeffekt auch bei Strahlungsenergien > 60 keV den Hauptbeitrag zur Schwächung von Photonenstrahlung. Daher wird Strahlung aller Energien von Knochen und Kontrastmittel in hohem Maße geschwächt.

Streustrahlung: Die Ablenkung von Photonen aus ihrer ursprünglichen Richtung bei der Compton- und der klassischen Streuung mindert die Qualität von Röntgenaufnahmen.

Der Beitrag der Wechselwirkungen zur Schwächung von Strahlung variiert mit der Strahlungsenergie und dem durchstrahlten Material.

Bei **Strahlungsenergien** bis 60 keV ist der Photoeffekt, von 60 keV bis ca. 20 MeV der Compton-Effekt und darüber die Paarbildung für die Schwächung der Strahlung ausschlaggebend (Abb. A-1.9). Klassische Streuung trägt bei Strahlungsenergien bis 10 keV, Kernreaktionen tragen erst im MeV-Bereich zur Schwächung von Strahlung bei.

Der Photoeffekt hängt vor allem von der Ordnungszahl der Atome des **Materials**, der Compton-Effekt vor allem von dessen Dichte ab. Paarbildung und klassische Streuung hängen von der Ordnungszahl ab.

Der Photoeffekt führt zu hohem **Bildkontrast**. Mittels Compton-Effekt lassen sich nur Dichteunterschiede darstellen.

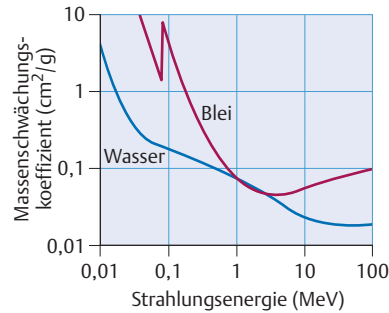
► **Merke.**

In Materialien mit großer Ordnungszahl wird Strahlung auch bei Energien > 60 keV vor allem durch den Photoeffekt geschwächt.

Streustrahlung: Gestreute Photonen mindern die Qualität von Röntgenaufnahmen.

A-1.10

A-1.10 Abhängigkeit des Massenschwächungskoeffizienten von Wasser bzw. Blei von der Strahlungsenergie.



Die bei Blei unterhalb von 0,1 MeV sichtbare Absorptionskante ist durch den Photoeffekt bedingt.

(nach Petzold W, Krieger H. Strahlenphysik, Dosimetrie und Strahlenschutz. Band 1. Grundlagen. Stuttgart: B.G. Teubner; 1988)

Bei Energien um 100 keV benutzt man zur Reduktion der Compton-Streustrahlung **Streustrahlenraster** (S. 81).

Niederenergetische Strahlung führt wegen des großen Massenschwächungskoeffizienten (Abb. A-1.10) zu einer **hohen Strahlenexposition**.

► Merke.

Bei der **Mammografie** kommen Strahlungsenergien bis ca. 30 keV zum Einsatz. Dadurch erreicht man einen guten Weichteilkontrast. Nachteil ist die relativ hohe Strahlenexposition.

Wechselwirkung von Neutronen mit Materie

Neutronen treten durch Stöße mit Atomkernen in Wechselwirkung.

Bei **inelastischer Wechselwirkung** absorbiert der Atomkern das auf ihn treffende Neutron und emittiert die aufgenommene Energie als Strahlung.

Bei **elastischer Wechselwirkung** kommt es je nach Bau des Atomkerns zu Ablenkung des Neutrons und/oder Energietransfer auf den Kern. Bei Wechselwirkung mit Protonen können Neutronen ihre gesamte Energie verlieren und setzen **Rückstoßprotonen** frei.

1.3.2 Wechselwirkung direkt ionisierender Strahlung mit Materie

Direkt ionisierende Strahlung wird durch Wechselwirkung mit Atomen **abgebremst** und **gestreut**. Ihre **Reichweite** ist daher **begrenzt** (Abb. A-1.11).

Bei Energien um 100 keV wird Strahlung in Weichteilen fast ausschließlich durch den Compton-Effekt absorbiert (Abb. A-1.9). Um den negativen Effekt der Compton-Streustrahlung auf die Qualität der Röntgenaufnahme zu verringern, werden in diesem Energiebereich sog. **Streustrahlenraster** (S. 81) vor dem Bilddetektor platziert.

Niederenergetische Strahlung geht mit einem großen Massenschwächungskoeffizienten einher (Abb. A-1.10) und wird somit fast vollständig im Patienten absorbiert. Aufgrund der **hohen Strahlenexposition** ist sie – mit Ausnahme der Mammografie – für die Röntgendiagnostik nicht geeignet.

► Merke.

Niederenergetische Strahlung führt zu einer hohen Strahlenexposition.

Die **Mammografie** ist die einzige radiologische Untersuchung, bei der geringe Strahlungsenergien – bis ca. 30 keV – zum Einsatz kommen. Bei diesen Strahlungsenergien ist der Anteil des Photoeffektes an der Schwächung der Strahlung hoch, so dass man einen guten Kontrast zwischen den unterschiedlichen Weichteilgeweben erhält. Dadurch können kleinste Verkalkungen sichtbar gemacht werden. Streustrahlung entsteht durch klassische Streuung, kaum durch den Compton-Effekt. Um den negativen Einfluss von Streustrahlung auf die Bildqualität zu reduzieren werden Streustrahlenraster verwendet.

Wechselwirkung von Neutronen mit Materie

Neutronen treten durch Stöße mit Atomkernen in Wechselwirkung. Wird dabei der Aufbau des Kerns verändert, spricht man von inelastischer Wechselwirkung, sonst von elastischer Wechselwirkung.

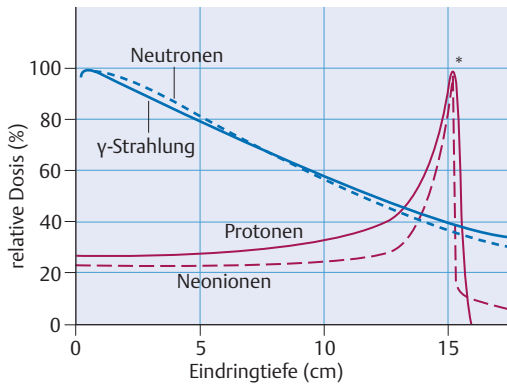
Bei **inelastischer Wechselwirkung** absorbiert der Atomkern das auf ihn treffende Neutron und gibt die dabei aufgenommene Energie anschließend in Form von Strahlung wieder ab. Diese Strahlung kann aus Protonen, Neutronen, α -Teilen oder schwereren Kernbausteinen bestehen. Wird nur γ -Strahlung emittiert, spricht man von einem Neutroneneinfang. Die inelastische Streuung an Cadmium oder Bor ist besonders wahrscheinlich, wobei anschließend α -Teilchen emittiert werden. Einige schwere Kerne (z. B. ^{235}U) können infolge inelastischer Streuung in zwei nahezu gleich große Anteile gespalten werden.

Bei **elastischer Wechselwirkung** von Neutronen an schweren Kernen findet eine starke Ablenkung, aber kein nennenswerter Energietransfer auf den Kern statt. Bei Streuung an leichteren Kernen wird mehr Energie übertragen. Bei Streuung an Wasserstoffkernen kann die gesamte Energie des Neutrons auf ein Proton übertragen werden, weshalb zum Abbremsen von Neutronen leichte, wasserstoffhaltige Materialien geeignet sind (Paraffin, Wasser, Gewebe). Bei diesem vollständigen Energietransfer werden vorwiegend Protonen (sog. **Rückstoßprotonen**) emittiert.

1.3.2 Wechselwirkung direkt ionisierender Strahlung mit Materie

Direkt ionisierende Strahlung tritt über ihre Ladung mit den Elektronen der Atomhülle und mit dem Atomkern in Wechselwirkung. Dabei werden die Teilchen **abgebremst** und **gestreut**. Das Abbremsen führt dazu, dass direkt ionisierende Strahlung im Gegensatz zu Photonenstrahlung eine **begrenzte Reichweite** hat (Abb. A-1.11).

A-1.11 Abhängigkeit der relativen Dosis unterschiedlicher Strahlungsarten von der Eindringtiefe in Gewebe.

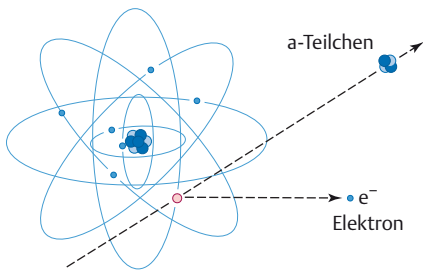


Erkennbar ist die begrenzte Eindringtiefe von Protonen und Ionen, mit deutlichem Anstieg der Dosis kurz vor Ende der Reichweite (Bragg-Peak*).

(nach National Institute for Radiological Sciences, Chiba, Japan)

A-1.11

A-1.12 Stoßbremsung am Beispiel eines α-Teilchens.



Das α-Teilchen stößt mit einem Hüllenelektron eines Kohlenstoffatoms zusammen, überträgt einen Teil seiner Energie auf das Elektron und ionisiert so das Atom.

(nach Deutsches Atomforum e.V. Radioaktivität und Strahlenschutz, Berlin: Deutsches Atomforum e.V.; 2012)

A-1.12

► **Merke.** Direkt ionisierende Strahlung hat eine endliche Reichweite; das exponentielle Schwächungsgesetz gilt für sie nicht.

► **Merke.**

Zur Charakterisierung der Wechselwirkung geladener Teilchen mit Materie verwendet man das sog. **Bremsvermögen**. Das Bremsvermögen setzt sich aus dem Stoßbremsvermögen (auch linearer Energietransfer oder LET) und dem Strahlungsbremsvermögen zusammen. Es gibt an, wie viel Energie das Teilchen auf seiner Flugstrecke abgibt, s. auch linearer Energietransfer (S. 39).

Stoßbremsung (Abb. A-1.12) wird durch Zusammenstöße der Teilchen mit den Hüllenelektronen verursacht. Da hierbei die Atome ionisiert werden, spricht man auch von **Ionisationsbremsung**. Hierbei wird eine Vielzahl von Sekundärelektronen erzeugt. Je geringer die Geschwindigkeit der geladenen Teilchen ist, desto größer ist die Wahrscheinlichkeit solcher Zusammenstöße. Daher steigt der LET – und mit ihm die Tiefendosis – gegen Ende der Reichweite stark an (sog. **Bragg-Peak**, s. Abb. A-1.11). Daher kann man in der Strahlentherapie mit schweren geladenen Teilchen die Dosis in der Tiefe auf einen Tumor konzentrieren.

Strahlungsbremsung (Abb. A-1.13) wird verursacht durch das Abbremsen der Ladungen im Feld des Atomkerns. Dabei wird die kinetische Energie des Teilchens in **Röntgenbremsstrahlung** (kurz Bremsstrahlung) umgewandelt. Die Strahlungsbremsung spielt jedoch nur für leichte Teilchen (Elektronen und Positronen) eine Rolle. Für alle schwereren Teilchen ist sie unbedeutend.

Elektronen können darüber hinaus am Kern gestreut werden, ohne Energie zu verlieren. Dies führt zu einer starken Streuung von Elektronenstrahlung in Materie. Schwere Teilchen können ebenfalls am Atomkern gestreut werden und dessen Aufbau verändern.

Wegen ihrer größeren Ladung ist der LET schwerer Teilchen (z. B. α-Teilchen) ca. 100- bis 1000-mal größer als der von Elektronen. Entlang der Bahn schwerer Teilchen findet sich folglich eine erheblich größere Anzahl von Sekundärelektronen. Wegen des im Vergleich zu Elektronen größeren LETs gilt:

► **Merke.** Bei gleicher Energie ist die Reichweite schwerer Teilchen viel geringer als die von Elektronen.

Die Wechselwirkungen geladener Teilchen mit Materie werden durch das **Bremsvermögen** charakterisiert. Es besteht aus 2 Komponenten: Stoßbremsung und Strahlungsbremsung.

Zusammenstöße mit Hüllenelektronen führen zur **Stoß- oder Ionisationsbremsung** (Abb. A-1.12).

Gegen Ende der Reichweite der Teilchen nimmt das Stoßbremsvermögen stark zu (**Bragg-Peak**, s. Abb. A-1.11).

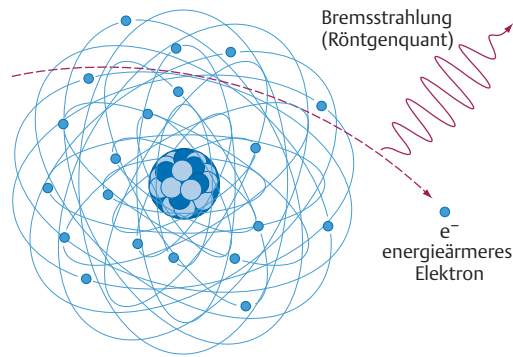
Bei der **Strahlungsbremsung** wird die Bewegungsenergie von Elektronen oder Positronen teilweise in **Röntgenbremsstrahlung** umgesetzt (Abb. A-1.13).

Der LET schwerer Teilchen (z. B. α-Teilchen) ist wesentlich größer als der von Elektronen.

► **Merke.**

A-1.13

A-1.13 Strahlungsbremung am Beispiel eines Elektrons.



Das Elektron wird im Feld des Atomkerns abgebremst. Die kinetische Energiedifferenz wird in Form eines Photons (Röntgenstrahlung) emittiert.

(nach Deutsches Atomforum e.V. Radioaktivität und Strahlenschutz, Berlin: Deutsches Atomforum e.V.; 2012)

α -Teilchen fliegen in Luft nur wenige Zentimeter weit.

1.3.3 Folgen der Wechselwirkung ionisierender Strahlung mit Materie

Die Anregung oder Ionisation von Biomolekülen oder Wasser (vor allem durch Sekundärelektronen) leitet **Sekundärprozesse** (S. 37) chemischer und biochemischer Art ein, die zu zellulären Veränderungen bzw. Schäden führen.

1.4 Messung von Strahlung

1.4.1 Dosimetrische Messgrößen

Die **Energiedosis** ist ein Maß für die **absorbierte** Strahlungsmenge. Sie gibt Auskunft über die von der Strahlung im Gewebe deponierte Energie. Die Energiedosis bestimmt die biologische Wirkung (Tab. A-1.2).

A-1.2

Ionendosis

► Definition.

Die Ionendosis ist der Energiedosis proportional.

Die Reichweite von α -Teilchen in Luft beträgt nur wenige Zentimeter, in Wasser sind es nur Bruchteile von Millimetern.

1.3.3 Folgen der Wechselwirkung ionisierender Strahlung mit Materie

Die Wirkung ionisierender Strahlung auf Zellen wird vor allem durch Sekundärelektronen hervorgerufen, die durch Wechselwirkungen (S.22), sog. Primärprozesse, eine Vielzahl von Molekülen anregen oder ionisieren. Die Anregung oder Ionisation von Biomolekülen wie DNA oder von Wassermolekülen setzt chemische und biochemische Prozesse (sog. **Sekundärprozesse**) in Gang, die zu zellulären Veränderungen bzw. Schäden führen. Die Sekundärprozesse und ihre Auswirkungen auf Zellen sind hier (S.37) beschrieben.

1.4 Messung von Strahlung

1.4.1 Dosimetrische Messgrößen

Um die Wirkung von Strahlung auf ein biologisches System beschreiben zu können, benötigt man ein Maß für die absorbierte Strahlungsmenge. Die **Dosis** ist ein solches Maß. Sie gibt Auskunft über die bei Bestrahlung vom Gewebe **absorbierte** Energie. Strahlung, die den Körper ohne Energieübertrag wieder verlässt, trägt nicht zur Dosis bei. Die wichtigste Dosisgröße ist die Energiedosis. Sie bestimmt die biologische Wirkung. Früher wurde hierfür auch die Ionendosis verwendet. Im Strahlenschutz werden darüber hinaus für die Bewertung von Strahlenrisiken noch andere dosimetrische Messgrößen wie die Äquivalentdosis (S.63) oder die effektive Äquivalentdosis (S.64) verwendet (Tab. A-1.2).

► A-1.2 Die wichtigsten dosimetrischen Größen

dosimetrische Messgröße	SI-Einheit
Ionendosis (I)	Coulomb/Kilogramm (C/kg)
Energiedosis (D)	Gray (Gy)
Kerma (K)	Gray (Gy)
Äquivalentdosis (H)	Sievert (Sv)
effektive Äquivalentdosis (H_{eff})	Sievert (Sv)

Ionendosis

► Definition. Die Ionendosis ist der Quotient aus der in einem Luftvolumen durch die Strahlung freigesetzten Ladungsmenge (Q) und der Masse des Luftvolumens (M) (Einheit s. Tab. A-1.2).

$$\text{Ionendosis } I = \frac{Q}{M}$$

Da zur Bildung eines Ions in Luft eine bestimmte Energie erforderlich ist, kann aus der Ionendosis mittels eines Umrechnungsfaktors die Energiedosis berechnet werden.

Energiedosis

► **Definition.** Die Energiedosis ist die zentrale Größe der Dosimetrie. Sie ist der Quotient aus der in einem Volumen absorbierten Energie (E) und der Masse dieses Volumens (M) (Einheit s. Tab. A-1.2).

$$\text{Energiedosis } D = \frac{E}{M}$$

Hierbei ist die Angabe des Bezugsmediums wichtig. So spricht man z. B. von der Energiedosis in Wasser oder in Luft. Die für die Dosismessung verwendeten Ionisationskammern sind meist luftgefüllt. Mittels eines Umrechnungsfaktors kann die Luft-Energiedosis in Wasser-Energiedosis umgerechnet werden. In Deutschland und auch international wird die Wasser-Energiedosis verwendet.

Kerma

Kerma steht für **k**inetic **e**nergy **r**eleased in **m**atter.

► **Definition.** Die Kerma ist der Quotient aus der kinetischen Energie der in einem Volumen erzeugten Sekundärelektronen (E_{kin}) und der Masse dieses Volumens (M) (Einheit s. Tab. A-1.2).

$$K = \frac{E_{\text{kin}}}{M}$$

Sie ist ein Maß für die kinetische Energie, die bei Primärprozessen (S.22) indirekt ionisierender Strahlung auf Sekundärelektronen übertragen wird.

Bezugsmedium für die Messung der Kerma ist Luft, die Messgröße heißt Luft-Kerma.

Dosisleistung

► **Definition.** Die Dosisleistung ist der Quotient aus der Dosis (Ionen-, Energie- oder Äquivalentdosis oder Kerma) und der Expositionsdauer. Sie beschreibt die pro Zeiteinheit eingestrahlte Dosis. Ihre Einheit ist je nach Dosisbegriff C/(kg s) (Ionendosisleistung), Gy/s (Energiedosisleistung oder Kermaleistung) oder Sv/s (Äquivalentdosisleistung).

1.4.2 Messgrößen in der Nuklearmedizin

In der Nuklearmedizin muss die Menge der radioaktiven Substanz bestimmt werden, die dem Patienten verabreicht wird. Hierfür gibt es die Messgrößen Aktivität und spezifische Aktivität. Die effektive Halbwertszeit wird für die Bestimmung der Strahlenexposition benötigt.

Aktivität

► **Definition.** Die Aktivität gibt die Zahl der Zerfälle pro Sekunde an. Ihre Einheit ist das Becquerel (1 Bq = 1 Zerfall/s).

Die Aktivität einer radioaktiven Substanz folgt dem exponentiellen Zerfallsgesetz. Die Dosierung radioaktiver Substanzen erfolgt nach dem Gewicht des Patienten (d. h. in Bq/kg), so dass für die Untersuchung eines Patienten eine festgelegte Menge Aktivität vorbereitet werden muss. Aus der Aktivität einer radioaktiven Substanz lässt sich nicht ohne weitere Informationen auf die Strahlenexposition des Patienten schließen.

Spezifische Aktivität

► **Definition.** Die spezifische Aktivität ist die Zahl der Zerfälle in einer Sekunde pro Masse der applizierten Substanz. Ihre Einheit ist Bq/kg.

Die gewünschte Aktivität kann durch Abmessen einer entsprechenden Menge Lösungsmittel erreicht werden. Die Zählvorrichtung zur Aktivitätsbestimmung einer Substanz umgibt die Probe vollständig, so dass alle Zerfälle gezählt werden.

Energiedosis

► **Definition.**

Als Bezugsmedium für die Energiedosis wird international Wasser verwendet.

Kerma

► **Definition.**

Als Bezugsmedium für die Kerma wird Luft verwendet.

Dosisleistung

► **Definition.**

1.4.2 Messgrößen in der Nuklearmedizin

Wesentliche Parameter einer radioaktiven Substanz sind ihre Aktivität und effektive Halbwertszeit.

Aktivität

► **Definition.**

Die Aktivität einer radioaktiven Substanz folgt dem exponentiellen Zerfallsgesetz. Aus der Aktivität einer radioaktiven Substanz lässt sich nicht ohne weiteres auf die Strahlenexposition des Patienten schließen.

Spezifische Aktivität

► **Definition.**

Aus der spezifischen Aktivität lässt sich die im Patienten gewünschte Aktivität errechnen.