



F. König, J. Holzmannhofer, G. Dobrozemsky

Messtechnik und Instrumentierung in der Nuklearmedizin

Eine Einführung

5., überarb. Auflage



Springer

F. König, J. Holzmannhofer, G. Dobrozemsky

Messtechnik und Instrumentierung in der Nuklearmedizin

Franz König, Johannes Holzmannhofer, Georg Dobrozemsky

Messtechnik und Instrumentierung in der Nuklearmedizin

Eine Einführung

5., überarbeitete Auflage



Die Autoren:

Dipl.-Ing. Dr. techn. Franz König

(bis 2021: Abt. für nuklearmedizinische Diagnostik und Therapie, Donauspital, Wien)

E-Mail: franz.koenig@medizinphysiker.at

Dipl.-Ing. Johannes Holzmannhofer

Universitätsklinik für Nuklearmedizin und Endokrinologie, UK Salzburg

5020 Salzburg, Müllner Hauptstraße 48

E-Mail: j.holzmannhofer@salk.at

Dipl.-Ing. Dr. techn. Georg Dobrozemsky, MSc.

Stabstelle Medizinphysik, Krankenanstalt Rudolfstiftung

1030 Wien, Juchgasse 25

E-Mail: gd@r2d2.at

Die Autoren der Auflagen 1–3:

ao.Univ.-Prof. i.R. Dipl.-Ing. Dr.techn. Rudolf Nicoletti

(bis 2010: Universitätsklinik für Radiologie, Klinische Abt. für Nuklearmedizin, Graz)

Dr.phil. Michael Oberladstätter

(bis 2010: Universitätsklinik für Nuklearmedizin, Innsbruck)

Wegen stilistischer Klarheit und leichterer Lesbarkeit wurde im Text auf die sprachliche Verwendung weiblicher Formen verzichtet. Ausdrücklich sei hier festgehalten, dass die Verwendung alleine der männlichen Form inhaltlich natürlich für alle Geschlechter gilt und keinesfalls einen sexistischen Sprachgebrauch darstellt.

Bibliografische Information der Deutschen Nationalbibliothek

Die Deutsche Nationalbibliothek verzeichnet diese Publikation in der

Deutschen Nationalbibliografie; detaillierte bibliografische Daten sind im Internet über <http://dnb.d-nb.de> abrufbar.

5., überarb. Auflage 2022

Copyright © 2005

Facultas Verlags- und Buchhandels AG,

facultas Universitätsverlag, Wien, Austria

Alle Rechte, insbesondere das Recht der Vervielfältigung und der Verbreitung sowie der Übersetzung sind vorbehalten.

Umschlagbild: © GE Healthcare GmbH, bearbeitet von Franz König

Satz: L^AT_EX – J. Holzmannhofer

Druck: Finidr, Tschechien

ISBN 978-3-7089-2139-6 (Print)

ISBN 978-3-99111-390-4 (E-PDF)

Vorwort zur 5. Auflage

Die Großgerätehersteller der nuklearmedizinischen Diagnostik haben in den letzten Jahren erneut große technologische Fortschritte erzielt und diese, über die von ihnen verkauften Geräte, auch rasch an ihre Kunden in den nuklearmedizinischen Einrichtungen weitergegeben. Wir – die Autoren dieses Buches – haben uns im Rahmen der nunmehr 5. Auflage wieder bemüht, die technische Weiterentwicklung in den bestehenden Text zu integrieren. Insbesondere der Abschnitt über PET musste an den Stand der Technik angepasst und damit deutlich überarbeitet werden. Darüber hinaus wurde einmal mehr versucht die Lesbarkeit des Textes zu verbessern und durch zahlreiche neue Abbildungen zu ergänzen.

Zusätzlich haben wir nach Erscheinen der 4. Auflage beschlossen den Satz des Manuskriptes von proprietären Softwareprodukten unabhängig zu machen und auf das Satzsystem L^AT_EX umzustellen. Die Aufgabe war umfangreicher als ursprünglich gedacht, ermöglicht aber sehr einfache Zusammenarbeit für die Autoren, unterstützt flexibel jede Art von Querverweisen und ist eine sehr gute Grundlage für die digitale Ausgabe dieser Auflage. Darüber hinaus sind wir überzeugt, dass der Satz schlicht „schöner“ und jedenfalls besser lesbar geworden ist.

In diesem Zusammenhang bedanken wir uns bei Frau Dr. Sigrid Neulinger vom facultas Verlag, die das Manuskript und die Autoren bereits seit der ersten Auflage liebevoll betreut und uns auch diesmal wieder mit vielen Anregungen zur Seite gestanden ist.

Wien – Salzburg, im September 2022

Vorwort zur 4. Auflage

Wieder sind einige Jahre ins Land gezogen, und die Fortschritte in der nuklearmedizinischen Instrumentierung erforderten eine umfangreiche Überarbeitung des Lehrbuchs. Dabei mussten wir zum einen mit einem „weinenden“ Auge feststellen, dass Rudolf Nicoletti und Michael Oberladstätter, die beiden Erstautoren der früheren Auflagen, mittlerweile Ihren wohlverdienten Ruhestand genießen – wir wünschen Ihnen auf diesem Weg weiterhin gute Gesundheit und viel Spaß mit Ihren neu gewonnenen Hobbies! Zum anderen sehen wir mit einem „lachenden“ Auge in die Zukunft und freuen uns, dass sie uns die Autorenschaft an Ihrem Werk abgetreten haben und uns zur Herausgabe dieser, nunmehr 4. Auflage, motiviert haben. Wir, die wir ebenfalls seit vielen Jahren als Vortragende in der Ausbildung von Radiologie-Technologen an österreichischen Fachhochschulen tätig sind, hoffen nun würdig in die Fußstapfen von Rudolf Nicoletti und Michael Oberladstätter zu treten.

Inhaltlich haben wir eine – manchmal behutsame – Anpassung an die technologische Entwicklung sowie eine damit verbundene Änderung in der Kapitelstruktur durchgeführt: Das Kapitel Labormessgeräte wurde gestrichen, kombinierte Geräte sind in der nuklearmedizinischen Routine mittlerweile so weit verbreitet, dass die entsprechenden Abschnitte in die Kapitel Gammakamera und Positronen-Emissions-Tomographie (PET) verschoben wurden. Auf die Darstellung der Grundlagen der Röntgen-Computertomographie haben wir verzichtet – wir verweisen hier auf die einschlägige Literatur.

Stellvertretend für die vielen Leser, welche uns auf Fehler und Schwächen des Textes hingewiesen haben, möchten wir uns bei Dr. Wolfgang Münzing aus München bedanken. Unter der seit der 3. Auflage bestehenden und nach wie vor bestehenden Internet-Präsenz nehmen wir auch für die vorliegende Auflage wieder gerne Anregungen und Wünsche unserer Leser entgegen.

Herrn Ing. Karl Mayrhofer verdanken wir einige zusätzliche Abbildungen.

Wien – Salzburg, im Jänner 2017

Vorwort zur 3. Auflage

Die Notwendigkeit einer dritten Auflage haben wir zum Anlass genommen, eine kleine Umstellung in der Einteilung der Kapitel vorzunehmen: Die Rekonstruktion von Bilddaten wird nunmehr gemeinsam für alle tomographischen Verfahren der Nuklearmedizin (SPECT¹, PET und Computed-Tomography (CT)) erörtert. Die tomographische Aufnahmetechnik mit Gammakameras (SPECT) ist in das Kapitel über die Szintillationskamera gewandert. Auf das Kapitel über den rektilinearen Scanner wurde nunmehr gänzlich verzichtet, ebenso auf das Kapitel über Hybridkameras.

Eine Reihe von weiteren kleineren Ergänzungen und Modifikationen tragen den Anregungen unserer Leser und den bei der Lehrtätigkeit gewonnenen Erfahrungen Rechnung. Um den Zugang zu den Autoren zeitgemäß und einfach zu gestalten, wurde unter:

<http://www.medizinphysiker.at/buch>

eine (vorerst bescheidene) Internetpräsenz geschaffen. Die Autoren freuen sich auf Kommentare und Anregungen. Für interessierte Vortragende steht nach Kontaktaufnahme ein Satz von Präsentationen (im Format von MS-PowerPoint) zur Verfügung.

Wien – Graz – Innsbruck, im Oktober 2010

¹Single-Photon-Emission-Computed-Tomography (SPECT),
Einzel-Photonen-Emissions-Tomografie

Vorwort zur 2. Auflage

Erfreulicherweise wurde schon nach eineinhalb Jahren ein Nachdruck notwendig. Wir haben diese Gelegenheit dazu benutzt, einige Kapitel zu erweitern und damit der raschen technischen Entwicklung Rechnung zu tragen. Neu hinzugekommen ist in diesem Zusammenhang eine kurze Einführung in die Technik der Computertomographie, die ja Teil der neuen, kombinierten Geräte ist.

Der geänderte Untertitel berücksichtigt die Änderungen in der österreichischen Ausbildungsordnung und soll darüber hinaus signalisieren, dass sich das Buch nicht an eine einzelne Berufsgruppe, sondern an alle an diesem Fach Interessierten wendet.

Graz – Innsbruck – Wien, im November 2006

Vorwort zur 1. Auflage

Die Autoren unterrichten seit mehr als zwei Jahrzehnten an den Akademien für den Radiologisch-technischen Dienst in Graz, Innsbruck und Wien das Fach „Apparatekunde“, wobei die Inhalte im Laufe der Zeit geändert und den Erfordernissen angepasst wurden. Vor nunmehr vielen Jahren fassten alle drei Autoren den Entschluss, ein Skriptum zusammenzustellen.

Angeregt durch einen Arbeitskreis der Österreichischen Gesellschaft für Medizinische Physik über die Lehrtätigkeit von Medizinphysikern an Akademien für den Radiologisch-technischen Dienst entstand die Idee, anstelle von drei individuellen Skripten ein gemeinsames Werk zu verfassen. Vor einigen Jahren wurde begonnen, diese Idee umzusetzen – das vorliegende Skriptum ist das Ergebnis.

Zahlreiche Zeichnungen verdanken wir Herrn Ing. Karl Zdychynec vom Donauspital Wien.

Im Rahmen eines Projektes haben auch Studierende der Akademie für den Radiologisch-technischen Dienst des Krankenhauses Lainz in Wien viele Anregungen und teilweise auch eigene Beiträge für die Entstehung dieses Skriptums eingebracht.

Der Inhalt deckt das Fach „Apparatekunde in der Nuklearmedizin“ ab und ist in erster Linie als Studienunterlage für die Studierenden der Akademien gedacht. Es richtet sich aber gleichermaßen an Nuklearmediziner und Interessierte weiterer Fachgebiete, die einen Überblick über Messtechnik und Instrumentierung in der Nuklearmedizin suchen.

Hinweise betreffend Schwachpunkte, Kommentare und Verbesserungsvorschläge werden von den Autoren dankbar entgegengenommen.

Graz – Innsbruck – Wien, im April 2005

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Was ist Nuklearmedizin?	1
1.2	Die Tracer-Methode	2
1.3	Geschichte der Nuklearmedizin	3
1.3.1	Entwicklung der kernphysikalischen Grundlagen	3
1.3.2	Entwicklung radiochemischer Grundlagen	5
1.3.3	Entwicklung molekularbiologischer Grundlagen	6
1.3.4	Entwicklung messtechnischer Grundlagen	7
1.3.5	Entwicklung klinischer Anwendungen	10
1.4	Vergleich mit anderen bildgebenden Verfahren	10
2	Physikalische Grundlagen der Nuklearmedizin	13
2.1	Atomaufbau	13
2.1.1	Atomkern	13
2.1.2	Atomhülle	14
2.2	Radioaktivität	15
2.2.1	Kernumwandlungen	16
2.2.2	Weitere Strahlungsarten	21
2.2.3	Nuklidkarte	24
2.2.4	Umwandlungsschema	26
2.2.5	Umwandlungsgesetz und Halbwertszeit	28
2.2.6	Einheit der Radioaktivität	33
2.2.7	Radioaktive Umwandlung – Zusammenfassung	33
2.2.8	Berechnungsbeispiele für Aktivitäten	34
2.2.9	Bedeutung von 10 T, 20 T, 30 T	35
2.3	Allgemeine Eigenschaften ionisierender Strahlung	37
2.3.1	Strahlungsparameter	38
2.3.2	Energiespektren	38
2.3.3	Wechselwirkung geladener Teilchen mit Materie	39
2.3.4	Wechselwirkung von Photonenstrahlung mit Materie	41
2.3.5	Schwächungsgesetz und Halbwertsdicke	44
2.3.6	Abstandsquadratgesetz	51
2.3.7	Weitere Strahlungseffekte in Materie	51

2.4	Dosis und Dosisleistung	52
2.4.1	Wirkung Ionisierender Strahlung	52
2.4.2	Dosisbegriffe	52
2.4.3	Dosisleistung	53
3	Herstellung von Radionukliden	55
3.1	Radionuklide in der Nuklearmedizin	55
3.1.1	Nuklide der in-vitro-Diagnostik	56
3.1.2	Nuklide der in-vivo-Diagnostik	57
3.1.3	Nuklide der Radionuklidtherapie	59
3.2	Radionuklidgenerator	60
3.2.1	Mo/Tc-Generator	61
3.2.2	Aufbau und Funktion des Technetium-Generators	61
3.2.3	Aufbau und Funktion des Ge-68/Ga-68-Generators	63
3.2.4	Andere Generatoren	64
3.3	Zyklotron	64
3.4	Kernreaktor	67
4	Detektoren	69
4.1	Prinzip des Strahlungsnachweises	69
4.1.1	Energieübertragung auf Materie durch Photonenstrahlung	69
4.1.2	Arten von Strahlungsdetektoren	70
4.1.3	Bestandteile eines Strahlungsmessgerätes	71
4.2	Gasgefüllte Detektoren	71
4.2.1	Ionisationsbereich	72
4.2.2	Proportionalbereich	73
4.2.3	Auslösebereich	74
4.3	Halbleiterdetektoren	75
4.3.1	Germanium-Detektoren	76
4.3.2	Kadmiumtellurid-Detektoren	78
4.3.3	Kadmiumzinktellurid-Detektoren	78
4.4	Lumineszenzdetektoren	79
4.5	Szintillationsdetektoren	80
4.5.1	NAI(TL)-Szintillationsdetektor	81
4.5.2	Andere anorganische Szintillationsdetektoren	83
4.5.3	Eigenschaften anorganischer Szintillationsdetektoren	84
4.5.4	Organische Szintillatoren	84
4.5.5	Photomultiplier	85
4.5.6	Funktion des Szintillationsdetektors – Zusammenfassung	87

5	Grundlagen der Messtechnik	89
5.1	Elektronischer Aufbau einer Messeinrichtung	89
5.1.1	Komponenten der Messelektronik	89
5.1.2	Hochspannungsversorgung – HV	91
5.1.3	Vorverstärker – VV	91
5.1.4	Verstärker – V	91
5.1.5	Impulshöhenanalysator – PHA	91
5.1.6	Registriereinheit	95
5.1.7	Analog-Digital-Konverter	97
5.2	Auswertung der Energieinformation	99
5.2.1	Impulshöhenspektrum	99
5.2.2	Energiekalibrierung	102
5.2.3	Energieauflösung	103
5.2.4	EnergiefensterEinstellung	106
5.2.5	Gammaspektroskopie	107
5.3	Generelle Eigenschaften einer Messeinrichtung	108
5.3.1	Empfindlichkeit einer Messeinrichtung	108
5.3.2	Empfindlichkeits-Kalibrierung	117
5.3.3	Nulleffekt und Hintergrund	118
5.3.4	Zeitliche Auflösung einer Messeinrichtung	121
5.4	Grundlagen der Statistik für nuklearmed. Zwecke	124
5.4.1	Messgenauigkeit	124
5.4.2	Statistische Methoden	125
5.4.3	Zuverlässigkeit eines Messwerts aus statistischer Sicht	129
5.4.4	Nuklearmedizinische Zählstatistik	131
5.4.5	Erkennungs- und Nachweisgrenze	135
6	Strahlenüberwachungsgeräte	137
6.1	Aktivitätsmessgeräte	137
6.1.1	Aktivimeter	137
6.1.2	Kontaminationsmonitore	142
6.1.3	Gammaspektrometer	143
6.1.4	Ganzkörperzähler	145
6.2	Dosis- und Dosisleistungsmessgeräte	148
6.2.1	Personendosimeter	148
6.2.2	Dosisleistungsmessgeräte	150
7	Sonden-Messgeräte	153
7.1	Aufbau und Funktion	153
7.1.1	Detektor	153
7.1.2	Kollimator und Messfeld	154

7.1.3	Messelektronik	155
7.2	Anwendungsmöglichkeiten	155
7.2.1	Organmessplatz (Uptake-Messplatz)	155
7.2.2	Ganzkörperzähler	157
7.2.3	Intraoperative Sonden	157
7.3	Konstanzprüfung von Sonden-Messgeräten	159
8	Szintillationskamera	161
8.1	Einleitung	161
8.1.1	Allgemeines zur Bildgebung	161
8.1.2	Allgemeines zur Gammakamera	163
8.2	Detektorkopf	165
8.2.1	Übersicht	166
8.2.2	Komponenten des Detektorkopfes	166
8.3	Impulsverarbeitung und Bilderzeugung	169
8.3.1	Ausgangssignale des Detektorkopfes	169
8.3.2	Signalverarbeitung	169
8.3.3	Bildspeicherung	170
8.4	Kenngößen	174
8.4.1	Planare Inhomogenität	175
8.4.2	Planare örtliche Auflösung	177
8.4.3	Planare örtliche Linearität	178
8.4.4	Planare System-Empfindlichkeit	178
8.4.5	Energieauflösung	179
8.4.6	Inhärente Energieabhängigkeit der Ortung	180
8.5	Kollimatoren	180
8.5.1	Kollimatortypen	181
8.5.2	Abbildungseigenschaften des Kollimators	181
8.5.3	Parallelloch-Kollimator	184
8.5.4	Pinhole-Kollimator	186
8.5.5	Fächerstrahl-Kollimatoren	186
8.5.6	Sonderformen	187
8.6	Inhomogenitätskorrektur	187
8.6.1	Energiekorrektur	188
8.6.2	Linearitätskorrektur	189
8.6.3	Inhomogenitätskorrektur	189
8.7	SPECT (Tomographie)	191
8.7.1	Einleitung	191
8.7.2	Aufnahme der Projektionsbilder	192
8.7.3	Rotationszentrum	195

8.7.4	Kenngrößen bei SPECT	196
8.7.5	SPECT/CT	197
8.7.6	Informationsdichte und Detailerkennbarkeit	197
8.8	Sachgemäße Behandlung einer Gammakamera	198
9	PET-Scanner	201
9.1	Physikalische Grundlagen der PET	201
9.1.1	β^+ -Umwandlung und Annihilation	201
9.1.2	Positronenstrahler für PET	203
9.2	Technische Grundlagen der PET	204
9.2.1	Koinzidenzmessung	205
9.2.2	Flugzeitmessung (TOF)	207
9.3	Schichtbilderzeugung	208
9.3.1	Strahlungsnachweis im Detektor	208
9.3.2	Ortsbestimmung des Szintillationsereignisses	210
9.3.3	Bestimmung der Koinzidenzlinien	210
9.3.4	2D- und 3D-Messung	214
9.3.5	Quantitative Aktivitätsbestimmung und SUV	219
9.4	Untersuchungsgeräte	222
9.4.1	Gerätetypen – Übersicht	222
9.4.2	PET-Scanner mit BGO-Detektoren	223
9.4.3	PET-Scanner mit anderen Detektoren	224
9.4.4	PET-Scanner mit langen Röhren	224
9.5	Morphologische und funktionelle Bildgebung	225
9.5.1	Unterschiede und Gemeinsamkeiten der Verfahren zur Bildgebung	225
9.5.2	PET/CT	226
9.5.3	PET/MR	230
10	Rekonstruktion von Schichtbildern	233
10.1	Bildberechnung	233
10.1.1	Projektionsbilder und Sinogramme	235
10.1.2	Filterung	237
10.1.3	Gefilterte Rückprojektion	242
10.1.4	Iterative Verfahren	244
10.1.5	Zeitlicher Ablauf des Filtereinsatzes	249
10.2	Schichtdarstellung	249
10.3	Schwächungskorrektur	251
10.3.1	Allgemeines zur Schwächungskorrektur	251
10.3.2	Schwächungskorrektur nach Chang	253
10.3.3	Transmissionsmessung mit Hilfe radioaktiver Strahlenquellen	255
10.3.4	Transmissionsmessung mit Hilfe einer Röntgenröhre (CT)	258

10.4	Weitere Korrekturen	261
10.4.1	Streustrahlungskorrektur	261
10.4.2	Teilvolumen-Effekt	267
10.4.3	Zerfallskorrektur	269
10.4.4	Totzeitkorrektur	270
11	Qualitätskontrolle	273
11.1	Rechtliche Rahmenbedingungen	273
11.1.1	EU-Recht	273
11.1.2	Nationales Recht	274
11.1.3	Normen und Standards	276
11.2	Verfahren der Qualitätskontrolle	277
11.2.1	Abnahme- und Teilabnahmeprüfung	277
11.2.2	Konstanzprüfung	278
11.3	Allgemeine Maßnahmen	279
11.4	Konstanzprüfung Aktivimeter	279
11.4.1	Übersicht	279
11.4.2	Prüfungen	280
11.5	Konstanzprüfung Gammakamera, SPECT-Kamera	283
11.5.1	Übersicht	283
11.5.2	Prüfungen	284
11.6	Konstanzprüfung PET	291
11.6.1	Übersicht	291
11.6.2	Prüfungen	293
11.7	Konstanzprüfung in vivo-/in vitro-Messplätze und Gammasonden . .	297
11.7.1	Übersicht	297
11.7.2	Prüfungen	299

Anhang	301
Verzeichnis der InfoBoxen	303
Abbildungsverzeichnis	307
Tabellenverzeichnis	311
Literaturverzeichnis	313
Quellennachweis Abbildungen	315
Glossar	323
Akronyme	327
Personenverzeichnis	331
Nuklidverzeichnis	333
Stichwortverzeichnis	337

1 Einleitung

Inhalt

1.1	Was ist Nuklearmedizin?	1
1.2	Die Tracer-Methode	2
1.3	Geschichte der Nuklearmedizin	3
1.4	Vergleich mit anderen bildgebenden Verfahren	10

1.1 Was ist Nuklearmedizin?

Nuklearmedizin ist ein Zweig der Medizin, in dem **offene radioaktive Stoffe**¹ (radioaktive Isotope, radioaktive Nuklide, Radionuklide) für diagnostische (D) oder therapeutische (T) Zwecke eingesetzt werden.

In der **nuklearmedizinischen Therapie** werden dem Patienten offene radioaktive Stoffe verabreicht: in einer ausgewählten chemischen Form, meist an Pharmaka gekoppelt. Diese reichern sich in dem zu behandelnden Organ an und bestrahlen es von innen (z.B. **Radioiodtherapie (RIT)** der Schilddrüse).

Die Reichweite der eingesetzten Strahlung (Betastrahlung, manchmal auch Alphastrahlung) kann durch Wahl eines passenden Radionuklids in gewissen Grenzen variiert werden. Auf diese Weise gelingt es zugleich, benachbartes gesundes Gewebe zu schonen.

Die nuklearmedizinische Therapie wird in diesem Buch nicht behandelt.

Die **nuklearmedizinische Diagnostik** gliedert sich in den **in vitro**-Bereich (nuklearmedizinisches Labor) und den **in vivo**-Bereich (Untersuchung am Patienten).

Bei **in vitro-Methoden** werden mit Hilfe radioaktiver Reagenzien empfindliche Analysen durchgeführt, wobei der Patient selbst nicht mit Radioaktivität in Verbindung kommt. Beim Radioimmuno-Assay² dienen radioaktiv markierte Antikörper als Reaktionspartner für die zu messenden Substanzen: Hormonspiegel, Allergene, Hepatitis-Indikatoren u.a.

¹Siehe auch die Definitionen im Anhang: **umschlossen** im Gegensatz zu **offen**

²**Radio-Immuno-Assay (RIA)**, bzw. **Immunradiometrischer Assay (IRMA)**

Die nuklearmedizinische In-vitro-Diagnostik wird in diesem Buch nicht behandelt.

Der **in vivo-Bereich** umfasst Untersuchungen an Patienten, die mit externen Sonden, Szintillationskameras oder PET-Systemen³ durchgeführt werden. Mit Hilfe von radioaktiv markierten Pharmaka können *Transport-* oder *Stoffwechselprozesse* sowie *Anreicherungs-* oder *Ausscheidungsvorgänge* im Körper von außen verfolgt werden.

Das vorliegende Buch beschreibt die Messtechnik bei In-vivo-Untersuchungen sowie die notwendige Instrumentation.

1.2 Die Tracer-Methode

Im **in vivo**-Bereich der Nuklearmedizin wird eine Reihe von Untersuchungen mit unterschiedlichen Fragestellungen durchgeführt. Alle diese Untersuchungen werden mit der „**Tracer Methode**“ (dem sogenannten „Indikatorprinzip“) durchgeführt:

Dabei wird einem Stoffwechselvorgang eine (meist verschwindend) **geringe Menge** einer Substanz beigemengt, die an diesem **Stoffwechselvorgang teilnimmt ohne ihn zu stören** und die von außen beobachtet werden kann.

- I-127 Zum Beispiel kann die Aufnahme von natürlichem Iod-127 durch die Schilddrüse beobachtet werden, indem man dem Patienten eine geringe Menge (radioaktives)
- I-123 Iod-123 zuführt. Das radioaktive I-123 wird dann gemeinsam mit dem in der Natur vorkommendem I-127 in der Schilddrüse eingelagert. Die Strahlung des I-123 kann von außen gemessen werden und ermöglicht Rückschlüsse auf den Vorgang der Aufnahme von natürlichem Iod (siehe auch InfoBox 2.4 auf Seite 32 Unterschied zwischen Tracer und Kontrastmittel in Kapitel 2.2.5).

Für die meisten biologischen Vorgänge ist es erforderlich, den Tracer aus zwei Komponenten zu gestalten:

- Einer **Trägersubstanz** (Pharmakon, Indikator) die an einem Stoffwechselvorgang teilnimmt
- und einer **radioaktiven Markierung** (Radionuklid) die eine Beobachtung (Messung) der Trägersubstanz von außen ermöglicht.

Die Verbindung von Radionuklid und Pharmakon wird als Radio-Pharmakon bezeichnet.

- i.v. Die Zufuhr dieser Radiopharmaka erfolgt meist durch intravenöse Injektion, in Einzelfällen werden die Radiopharmaka auch oral verabreicht. Die diagnostische Information wird anhand des räumlichen und/oder zeitlichen Verteilungsmusters

³Positronen-Emissions-Tomographie (PET)

dieser Trägersubstanz sowie der angereicherten Menge gewonnen (**wo, wann, wie viel?**).

1.3 Geschichte der Nuklearmedizin

Gerhard Lottes⁴ schrieb im Jahr 2000:

„Die Nuklearmedizin ist ein recht junges Fachgebiet, das sich erst seit etwa 50 Jahren als medizinische Disziplin etablieren konnte. Die Wurzeln reichen jedoch zurück bis zum Anfang des 20. Jahrhunderts. Wie bei kaum einem anderen medizinischen Fachgebiet wurden erst durch die Entdeckungen in der Physik, der Chemie, der Messtechnik und der molekularen Biologie die Voraussetzungen dafür geschaffen, offene radioaktive Stoffe am Menschen zu diagnostischen und zu Heilzwecken anzuwenden.“

In den folgenden Abschnitten wird die Entwicklung getrennt nach Fachgebieten dargestellt, aus der Zeitskala ist jedoch die gegenseitige Befruchtung der unterschiedlichen Disziplinen zu erkennen.

1.3.1 Entwicklung der kernphysikalischen Grundlagen

1895 **Wilhelm Conrad Röntgen** (Nobelpreis für Physik 1901) entdeckt die später nach ihm benannten „X-Strahlen“

Ende des Jahres 1895 fasst RÖNTGEN den ersten vorläufigen Bericht über eine „neue Art von Strahlen“. Er berichtet von „Schattenbildern (Handknochen), deren Erzeugung mitunter einen ganz besonderen Reiz bietet“.

1896 **Henri Antoine Becquerel** (Nobelpreis für Physik 1903) entdeckt die natürliche Radioaktivität von Uranerzen

BECQUEREL bemerkt mehr oder weniger zufällig, dass Uranerze eine vorher nicht bekannte Eigenstrahlung aussenden, die Fotoplatten, obwohl lichtdicht verpackt, schwärzt.

1898 **Marie Curie** (Nobelpreis für Physik 1903, Nobelpreis für Chemie 1911) und **Pierre Curie** (Nobelpreis für Physik 1903) entdecken die radioaktiven Elemente Radium, Polonium und Thorium

⁴Lottes, G., Schober, O. (2000): Zur Geschichte der Nuklearmedizin – eine chronologische Darstellung der Ursprünge aus Naturwissenschaft, Technik und Medizin. Zeitschrift für Medizinische Physik 10: S. 225–234. Aus dieser Übersichtsarbeit stammt auch ein Teil der Textstellen in diesem Kapitel.

Bei Untersuchungen von Materialien, die radioaktive Strahlung aussenden, isoliert das Ehepaar aus Pechblende zunächst ein Element, welches die geborene Marie SKŁODOWSKA in Erinnerung an ihre ehemalige Heimat Polonium nennt, und später das 10 000-mal stärker strahlende Radium.

1900 **Max Planck** (Nobelpreis für Physik 1918) führt das Wirkungsquantum h in die Theorie der elektromagnetischen Strahlung ein und begründet damit die Quantentheorie

1911 **Ernest Rutherford** (Nobelpreis für Chemie 1908) entwickelt sein erstes Modell der inneren Struktur des Atomkernes

Die Masse des Atoms ist im dichten, positiv geladenen Atomkern konzentriert, der von einer „Wolke“ negativ geladener Elektronen umgeben ist. RUTHERFORD entdeckt, dass die von radioaktiven Atomen ausgesandte Strahlung unterschiedliche Eigenschaften aufweist, und klassifiziert sie als Alpha-, Beta- und Gammastrahlung.

1913 **Niels Bohr** (Nobelpreis für Physik 1922) erweitert das RUTHERFORD'sche Atommodell

BOHR stellt die Hypothese auf, dass sich Elektronen nur auf festgelegten Bahnen aufhalten können, die diskreten Energiestufen entsprechen. Erst zwölf Jahre später konnten diese Postulate durch die Quantenmechanik von Erwin SCHRÖDINGER (Nobelpreis für Physik 1933) und Werner HEISENBERG (Nobelpreis für Physik 1932) theoretisch untermauert werden.

1932 **Carl Anderson** (Nobelpreis für Physik 1936) weist das Positron nach

Dieses wurde 1927 von Paul DIRAC (Nobelpreis für Physik 1933) aufgrund theoretischer Überlegungen als elektrisch positiv geladenes Analogon zum Elektron postuliert.

1932 **Ernest O. Laurence** (Nobelpreis für Physik 1939) und **M. Stanley Livingston** bauen das erste Zyklotron in Berkeley (Kalifornien)

Durch die Beschleunigung von Protonen auf einer Kreisbahn in einem Magnetfeld können Energien von ca. 10 MeV erreicht werden, ausreichend für die Herstellung künstlicher Radionuklide.

1934 **Irene Curie** (Nobelpreis für Chemie 1935) und **Frederic Joliot** (Nobelpreis für Chemie 1935) entdecken die künstliche Radioaktivität

Durch Beschuss von Aluminium mit Alphastrahlen wird das Radionuklid Phosphor-30 erzeugt, ein Positronenstrahler mit einer Halbwertszeit von 2,5 Minuten.

P-30

1938 **Otto Hahn** (Nobelpreis für Chemie 1944), **Fritz Strassmann** und **Lise Meitner** entdecken und deuten die Uranspaltung

Die Spaltung des Urankernes in die beiden Bruchstücke Kr-89 und Ba-144 widerspricht allen bisherigen Erfahrungen der Kernphysik und wird auch von HAHN und STRASSMANN, die sich „als der Physik in gewisser Weise nahestehende Kernchemiker“ bezeichnen, erst nach eingehender Überprüfung bestätigt.

1942 **Enrico Fermi** (Nobelpreis für Physik 1938) baut in Chicago den ersten Kernreaktor

Ein Kernreaktor dient nicht nur der Energieerzeugung, sondern kann auch als Neutronenquelle zur Produktion von Radionukliden für Forschung, Medizin etc. verwendet werden.

1955 In London wird im **Hammersmith-Hospital** das erste in einem Krankenhaus installierte Zyklotron in Betrieb genommen

1.3.2 Entwicklung radiochemischer Grundlagen

1934 Herstellung von **I-128** durch Enrico FERMI in Rom

Dieses Radionuklid wurde vier Jahre später zu kinetischen Funktionsuntersuchungen an Kaninchen eingesetzt.

1937 Entdeckung der nicht natürlichen radioaktiven Isotope **Technetium-99** und **Technetium-99m** durch Emilio SEGRÉ (Nobelpreis für Physik 1959), Carlo PERRIER und Glenn T. SEABORG (Nobelpreis für Chemie 1951) Tc-99m

SEGRÉ und PERRIER finden im Abschirmmaterial ihres Zyklotrons, bestehend aus Molybdän (Ordnungszahl 42), ein durch thermische Neutronen entstandenes radioaktives Element mit der Ordnungszahl 43, das sie nach dem griechischen Wort „technētós“ (= künstlich) als „Technetium“ bezeichnen. Zusammen mit SEABORG entdeckt SEGRÉ auch das Tc-99m als metastabile Zwischenstufe der Umwandlung von Mo-99 zu Tc-99. Mo-99

1938 Herstellung des radioaktiven **Iod-131** durch Jack LIVINGOOD und Glenn T. SEABORG

Mit dem von LAWRENCE gebauten Zyklotron in Berkeley gelingt es, neben dem bereits bekannten I-128 weitere Isotope zu produzieren, deren bekanntestes das in der nuklearmedizinischen Therapie nach wie vor verwendete I-131 ist.

1958 Entwicklung des **Mo-99/Tc-99m Generatorsystems** durch Walter TUCKER und Margaret GREENE

D

Erst zwanzig Jahre nach der Entdeckung des Tc-99m wird die Nutzung von Tc-99m für die nuklearmedizinische Diagnostik möglich.

Tc-99m

Powell RICHARDS erkennt: Tc-99m hat fast ideale Eigenschaften: eine Halbwertszeit von 6 Stunden, eine Gammaenergie von 140 keV, praktisch kein

6 h

140 keV

Anteil an Betastrahlung und die Verfügbarkeit vor Ort durch den Generator.

1959 Entwicklung des **Radioimmunoassays (RIA)** durch Rosalyn S. YALOW (Nobelpreis für Medizin 1977) und Solomon A. BERSON

RIA

Unter Ausnützung des Prinzips der kompetitiven Bindung von Antikörpern natürlicher und radioaktiv markierter Hormone entwickeln YALOW und BERSON den ersten **RIA** zur quantitativen Bestimmung des Insulins im Serum. Durch Weiterentwicklung dieses Verfahrens kann später die Konzentration einer Vielzahl von Hormonen mit vorher nicht erreichbarer Genauigkeit bestimmt werden.

1978 Markierung der **Fluorodeoxyglukose (FDG)** mit Fluor-18 durch Tatsuo IDO und Mitarbeiter

FDG

Obwohl sich **Fluorodeoxyglukose (Fluor-2-deoxy-D-glukose) (FDG)** unspezifisch in jedem Gewebe mit erhöhtem Stoffwechsel anreichert, erwies es sich mittlerweile bei Tumorpatienten für den Nachweis des Primärtumors und die Metastasensuche von besonderer klinischer Bedeutung.

1986 Kurt HAMACHER verbessert die **Synthese** von **FDG** entscheidend: Nach nur 50 Minuten beträgt die Ausbeute 50 %. Die Beigabe von Fluor-19 kann entfallen und sein Verfahren eignet sich für Automatisierung.

1.3.3 Entwicklung molekularbiologischer Grundlagen

1912 Die Anekdote legt die **Erfindung der Tracer-Technik** durch Georg **Charles von Hevesy** (Nobelpreis für Chemie 1943) in das Jahr 1912

VON HEVESY selbst hat 1962 auf einer Tagung in Berkeley („Radiation Physics in the Early Days“) diese nette Geschichte bestätigt: Er wohnt während seiner Studienzeit bei Ernest RUTHERFORD in einer Pension in Manchester. Zwar serviert die Wirtin jeden Sonntag frisches Fleisch, doch VON HEVESY beschleicht die Vermutung, dass die Essensreste von Sonntag die restlichen Tage der Woche als „Faschiertes“⁵ auf den Tisch kommen. Darauf angesprochen, widerspricht die Zimmerwirtin: 'Everyday fresh

⁵Als „Faschiertes“ bezeichnet man in Österreich Hackfleisch

food is served.' Als die Wirtin eines Tages nicht hinsieht, fügt VON HEVESY „Thorium D“ (heutige Bezeichnung: Pb-208) unter das Essen. Tatsächlich kann er am nächsten Tag mittels eines geliehenen Elektrometers der Wirtin beweisen, dass das Fleisch des Vortages verwendet wurde.

VON HEVESY meint übrigens zu dieser Anekdote: „Oh, that was **no proper tracer experiment**. If you mix thorium D in a hash, that is no tracer experiment: that is just a radioactive measurement.“⁶

1923 Georg Charles VON HEVESY publiziert **erste radioaktive Markierungen** für biologische Untersuchungen

VON HEVESY trinkt Pflanzen mit einer wässrigen Lösung von radioaktivem Blei-212 und misst den zeitlichen Verlauf der Anreicherung in den Wurzeln, Blättern und Früchten. Später bestimmt er die Verteilung von Phosphor-32 in Ratten und markiert Erythrozyten beim Menschen. Er gilt als „Vater der Nuklearmedizin“.

1931 Radioaktive Markierung humaner **roter Blutkörperchen** durch George VON HEVESY

1938 Erste **Zeitaktivitätskurven über der Schilddrüse** von Kaninchen mit Iod-128 durch Saul HERTZ, Arthur ROBERTS und Robley D. EVANS

1975 Entwicklung **monoklonaler Antikörper** mittels In-vitro-Hybridisierung durch Georg KÖHLER (Nobelpreis für Medizin 1984) und Cesar MILSTEIN (Nobelpreis für Medizin 1984)

1.3.4 Entwicklung messtechnischer Grundlagen

1917 Der Mathematiker **Johann Radon** legt eine Veröffentlichung „Über die Bestimmung von Funktionen durch ihre Integralwerte längs gewisser Mannigfaltigkeiten“ vor

Die darin entwickelte Radon-Transformation ist Grundlage der **gefilterten Rückprojektion** (**Filtered Back Projection (FBP)**), welche bis heute in der (Emissions-)Computertomographie Verwendung findet. FBP

1928 Hans GEIGER und Walther MÜLLER entwickeln das **Geiger-Müller-Zählrohr**

Damit stand ein Messgerät mit ausreichender Empfindlichkeit zur Verfügung, das auch für nuklearmedizinische Zwecke einsetzbar war. Hans

⁶berichtet nach Aufzeichnungen des Niels Bohr Archivs, Copenhagen;
<http://www.nba-old.nbi.dk/hevesyanec.html>, (aufgerufen am 14.3.2022)

GEIGER entwickelte bereits 1924 gemeinsam mit Walter BOTHE (Nobelpreis für Physik 1954) die Methode der Koinzidenzmessung.

1947 Hartmut KALLMANN entwickelt den ersten **Szintillationsdetektor**

1948 Robert HOFSTADTER (Nobelpreis für Physik 1961) verbessert die Empfindlichkeit des Szintillationsdetektors, indem er anorganisches Natriumiodid mit einer **Thallium-Dotierung** verwendet

NaI(Tl)

Der **Natriumiodid-Kristall mit Thallium-Dotierung (NaI(Tl))** wird auch heute noch in vielen nuklearmedizinischen Messgeräten verwendet.

1951 Erster **rektilinear Scanner** durch Benedict CASSEN, Lawrence CURTIS, Clifton REED und Raymond LIBBY Durch mäanderförmige Abtastung der Schilddrüse wird eine bildliche Darstellung der Aktivitätsverteilung in einem Organ möglich. Derartige Scanner wurden bis in die Mitte der 90er-Jahre benutzt.

1952 Hal O. ANGER versucht eine Kamera für Gammastrahlung zu bauen

Mittels eines Loch-Kollimators und einem dahinter liegendem (Röntgen-) Film sollte ein Detektor mit Ortsauflösung konstruiert werden. Der Versuch scheitert an der überlangen Akquisitionszeit.

1957 Hal O. ANGER entwickelt die erste **Gammakamera**

Für den Prototyp einer **Anger-Kamera** verwendete Hal O. ANGER einen Szintillationskristall von 10 cm Durchmesser. Zum Auslesen des Entstehungsortes der Lichtblitze waren sieben **Photomultiplier (PM)** in einer von ihm entwickelten elektronischen Schaltung (ANGER-Schaltung) dahinter angeordnet. Die Gammakamera wurde lange auch als „Anger-Kamera“ bezeichnet. Die erste kommerziell erhältliche Gammakamera kam 1962 auf den Markt.

1963 David E. KUHL und Roy Q. EDWARDS entwickeln die Technik der **„Emissions-Computer-Tomographie“**. Damit standen tomographische Methoden in der Nuklearmedizin (**Single-Photon-Emission-Computed-Tomography (SPECT)**) früher als in der Radiodiagnostik zur Verfügung (**Computer-Tomographie (CT)**).

SPECT

1963 Allan M. CORMACK (Nobelpreis für Medizin 1979) veröffentlicht einen Artikel über die „Representation of a Function by Its Line Integrals, with Some Radiological Applications“

Die unabhängig von RADON entwickelte Mathematik entspricht der Radon-Transformation. Diese wird explizit für die Berechnung von

Röntgen-Absorptionskoeffizienten und Verteilungen von Positronen-Annihilationen vorgeschlagen.

Allan CORMACK berichtet erste experimentelle Ergebnisse der **Röntgen-Computertomographie (CT)** an Zylinderphantomen.

CT

1967 **Getriggerte Herzuntersuchungen** mit der Gammakamera durch Willi E. ADAM

1968 Der 1919 geborene Engländer Godfrey N. **Hounsfield** (Nobelpreis für Medizin 1979) entwickelt den ersten **CT-Scanner**

Vorerst können nur anatomische Präparate gemessen werden, eine Messung dauert neun Tage, die Rekonstruktion mehrere Stunden.

1969 Szintigraphie mit **Positronenstrahlern** durch Gordon L. BROWNELL

1971 Godfrey N. **Hounsfield** kann erstmals Patienten mittels **Computertomographie** untersuchen

Der EMI Mark I ist noch ein Translations-Rotations-Scanner: Ein einzelner Detektor tastet punktweise eine Zeile ab, bevor die Rotation um einen Winkelschritt erfolgt. Eine Schicht des Gehirnes erfordert einen Aufnahmezeit von 35 Minuten

1975 Einführung der **Positronen-Emissions-Tomographie (PET)** durch Michel TER-POGOSSIAN und Michael E. PHELPS

PET

Bis zum Jahr 1985 wird jeder Kristall mit je einem **PM** gekoppelt. Erst die Entwicklung des Block-Detektors durch Ronald NUTT und Mike CASEY ermöglicht bessere Ortsauflösung zu deutlich reduzierten Kosten.

1989 Erste klinische Untersuchungen mittels **Spiral-CT** durch Willi A. KALENDER und Peter VOCK

1990 Einzug von **PET** in die klinischen Routine

Mit dem von Michael E. PHELPS vorgestelltem Ganzkörper-**PET** lassen sich auch onkologische Fragestellungen klären.

2000 Thomas BEYER baut mit David W. TOWNSEND und Kollegen den ersten **PET/CT** Scanner in Pittsburgh

PET/CT

2010 Obwohl von Raymond R. RAYLMAN theoretisch bereits 1991 vorgeschlagen und erste diesbezügliche Versuche bis in das Jahr 1997 zurückreichen, dauerte es bis ins Jahr 2010 bevor die ersten **PET/MR⁷** Geräte für Ganzkörper-Patientenuntersuchungen zur Verfügung standen.

PET/MR

⁷Magnet-Resonanz-Tomographie (MR)

1.3.5 Entwicklung klinischer Anwendungen

- 1927 Erste **Kreislaufstudien** durch Hermann BLUMGART und Otto C. YENS
- 1936 **Erste Therapie (Leukämie)** mit 400 MBq Phosphor-32 durch John H. LAWRENCE
- 1938 Erste **Studien zur Schilddrüsenfunktion mit Iod-131** durch Joseph HAMILTON und Mayo SOLEY
Anstelle des I-128 (Halbwertszeit 25 min) verwenden HAMILTON und SOLEY das von SEABORG und LIVINGOOD produzierte I-131 (Halbwertszeit 8 d). Der Schilddrüsen-Speicherwert („Uptake“) wird mit einem Geiger-Müller-Zählrohr gemessen.
- 1942 Erste **Therapie von benignen Schilddrüsenerkrankungen** mit Iod-131 durch Joseph HAMILTON, John H. LAWRENCE, Saul HERTZ, Arthur ROBERTS und Robley D. EVANS
- 1946 Erste **Therapie eines Schilddrüsenkarzinoms** mit Iod-131 durch Samuel M. SEIDLIN, Leonidas D. MARINELLI, Eleanor OSHRY
- 1956 Entwicklung der **Isotopennephrographie** durch George TAPLIN und Chester WINTER
- 1968 Bestimmung der seitengetrenten **Nierenclearance** mit dem teilabgeschirmten Ganzkörperzähler durch Erich OBERHAUSEN
- 1971 **Skelett-Szintigraphie** mit Tc-99m Polyphosphonaten durch Gopal SUBRAMANIAN und John G. MCAFEE
- 1975 **Untersuchung des Myokards** mit Tl-201 Chlorid durch William H. STRAUSS
- 1979 **Messung des Glukosestoffwechsels** im Gehirn mit Fluor-18 markierter Deoxyglukose durch Martin REIVICH
- 1991 **Ganzkörper-PET-Studien** mit F-18 **FDG** durch Carl K. HOH und Mitarbeiter

1.4 Vergleich mit anderen bildgebenden Verfahren

Moderne medizinisch-diagnostische Untersuchungsgeräte geben die Verteilung einer oder mehrerer spezifischer Größen (Parameter) als Bild wieder. Das Bild ist damit ein Verteilungsmuster dieser Größe im Organ bzw. Gewebe des Patienten. Die Geräte lassen sich nach den für die Bildgebung verwendeten Größen einteilen:

Röntgen	dargestellte Größe: <i>Schwächungskoeffizienten</i> Summenwerte entlang der Strahlenwege, Strahlungsquelle ist eine Röntgenröhre, kurze Untersuchungsdauer, kurzzeitig hohe Strahlungsintensitäten, scharfe Bilder mit ausgezeichneter Zählstatistik, 2D-Verfahren
CT	ComputerTomografie dargestellte Größe: <i>Schwächungskoeffizienten in HOUNSFIELD-Einheiten</i> Umrechnung von Linienintegralen der Schwächung auf lokale Gewebedichten in fiktiven Körperschnitten, angegeben in HOUNSFIELD-Einheiten, 3D-Verfahren
MR	MagnetResonanz-Tomografie dargestellte Größen: <i>Relaxationszeiten (und Protonendichte)</i> hauptsächlich Gewebewasser aber auch Phosphor, 3 D-Verfahren
Ultraschall	dargestellte Größen: <i>akustische Grenzflächen, Schallwiderstände</i> 2D- und 3D-Verfahren
US-Doppler	dargestellte Größe: <i>Geschwindigkeit von Strömungen</i> 2D-Verfahren
Szintigrafie	dargestellte Größe: <i>Verteilung von Radiopharmaka</i> Summenwerte von Zählraten entlang der Strahlenwege, Strahlungsquellen sind die inkorporierten, an das Pharmakon gebundenen, gammastrahlenden Markierungsnuklide; im Vergleich zum Röntgen geringe Strahlungsintensitäten und Zählstatistik und vergleichsweise geringe Ortsauflösung, 3D-Verfahren
SPECT	Single-Photon-Emission-Computed-Tomography dargestellte Größe: <i>Verteilung von Radiopharmaka</i> Umrechnung der Zählratensummen auf (lokale) Radiopharmakonverteilung in fiktiven Körperschnitten, im Vergleich zur Szintigrafie besserer Kontrast und bessere Lokalisierbarkeit von Läsionen, 3D-Verfahren
PET	Positronen-Emissions-Tomografie dargestellte Größe: <i>Verteilung von Radiopharmaka, quantifizierbar</i>

Radiopharmakonverteilung in fiktiven Körperschnitten, darstellbar ist die Konzentration der Radiopharmaka, im Vergleich zu [SPECT](#) bessere Empfindlichkeit und Ortsauflösung, 3D-Verfahren

2 Physikalische Grundlagen der Nuklearmedizin

Inhalt

2.1	Atomaufbau	13
2.2	Radioaktivität	15
2.3	Allgemeine Eigenschaften ionisierender Strahlung . .	37
2.4	Dosis und Dosisleistung	52

2.1 Atomaufbau

Atome sind die kleinsten element-spezifischen Bausteine der Materie. Jedes **Atom** besteht aus einem **Atomkern** und einer **Atomhülle**. Der **Kerndurchmesser** (10^{-15} m) ist um etwa 5 Größenordnungen kleiner als der **Atomdurchmesser** (10^{-10} m). Der Atomkern enthält fast die gesamte Masse des Atoms: Er ist im Durchschnitt 4000-mal schwerer als die Atomhülle.

2.1.1 Atomkern

Kernaufbau Atomkerne setzen sich aus zwei Arten von **Elementarteilchen** zusammen: Den **Protonen** (p^+) und **Neutronen** (n^0). Die positiv geladenen Protonen (positive elektrische Elementarladung¹ ($+e_0$)) und die ungeladenen Neutronen haben ungefähr gleiche Masse und werden auch **Kernbausteine** oder **Nukleonen** genannt (lat. nucleus: Kern).

Folgende **Kennzahlen** geben Auskunft über die Zusammensetzung des Atomkerns und sind über Gleichung 2.1 auf der nächsten Seite miteinander verbunden:

Massenzahl A: Die Gesamtanzahl von Protonen und Neutronen im Atomkern, auch Nukleonenzahl genannt. A

Ordnungszahl Z: Die Anzahl der Protonen im Atomkern, auch Kernladungszahl genannt. Z

¹ $e_0 = 1,602 \cdot 10^{-19}$ C

Ein (chemisches) Element ist über die Ordnungszahl definiert. Bei neutralen Atomen ist die Anzahl an Hüllenelektronen gleich der Ordnungszahl.

N Anzahl der Neutronen N: Die Anzahl der Neutronen im Atomkern.

Atome mit gleicher Ordnungszahl Z , aber unterschiedlicher Neutronen-Anzahl N sind **Isotope** eines **Elements**.

$$A = Z + N \quad (2.1)$$

Eine durch Protonenzahl und Neutronenzahl gekennzeichnete Atomart (also mit Elektronenhülle) heißt **Nuklid**. Es gibt etwa 280 stabile Nuklide und über 3500 instabile radioaktive Nuklide. Für die eindeutige Kennzeichnung eines Nuklids genügt die Angabe des chemischen Elementes (damit ist die Ordnungszahl Z festgelegt) und der Massenzahl A . Die Neutronenzahl N ist gemäß Gleichung 2.1 redundant, ihre Angabe kann daher entfallen.

Schreibweise Ein Nuklid wird üblicherweise durch das Symbol seines chemischen Elementes, dem die Massenzahl voran- und hochgestellt wird, angeschrieben. Durch diese beiden Angaben ist es eindeutig definiert. Zusätzlich wird manchmal auch die Ordnungszahl voran- und tiefgestellt angeführt. Die Neutronenzahl (nach- und hochgestellt) wird nur in seltenen Fällen angegeben. Gleichung 2.2 zeigt diese Schreibweisen am Beispiel des I-131 (Ordnungszahl $Z = 53 =$ Iod, Massenzahl $A = 131$ und damit Neutronenzahl $N = 78$).

$$^{131}\text{I}, \quad {}^{131}_{53}\text{I} \quad \text{oder} \quad {}^{131}_{53}\text{I}^{78} \quad (2.2)$$

Im Fließtext wird häufig die Schreibweise Iod-131 oder auch I-131 verwendet.

2.1.2 Atomhülle

Die **Atomhülle** besitzt einen Durchmesser von etwa 10^{-10} m. In ihr befinden sich die **Elektronen**, die jeweils eine negative Elementarladung tragen. In einem **neutralen Atom** befinden sich in der **Elektronenhülle** gleich viele Elektronen wie Protonen im Kern, das Atom erscheint nach außen hin ungeladen.

Ein Elektron kann sich nach dem **Bohrschen Atommodell** nur auf bestimmten, diskreten Kreisbahnen aufhalten. Diese diskreten Kreisbahnen werden auch **Energieniveaus** genannt. Von innen nach außen werden diese Bahnen als K-, L-, M-, N-, O-, P-, und Q-Schale benannt. Auf jeder dieser Schalen hat nur eine bestimmte Anzahl von Elektronen Platz: $2 \cdot n^2$ Elektronen in der n -ten Schale, also

2 in der K-Schale, 8 in der L-Schale etc. Die Maximalfüllung wird nur in den inneren Schalen erreicht, die äußeren Schalen sind (außer bei Edelgasen) nur teilweise gefüllt.

Die Elektronen der K-Schale, die dem Atomkern am nächsten ist, unterliegen – im Vergleich zu den Elektronen in den anderen Schalen – der größten Anziehungskraft durch die positive Ladung des Kerns. Die **Bindungsenergie** für die K-Schale ist am größten. Man benötigt daher auch den höchsten Energieaufwand, um ein Elektron aus dieser Schale zu entfernen und auf eine weiter außen liegende Bahn zu bringen (**angeregter Zustand**).

Wenn ein Elektron von einem angeregten Zustand auf eine weiter innen liegende Bahn springt, wird der zugeführte Energiebetrag wieder frei und z.B. in Form eines **Photons** emittiert. Der Energiebetrag dieses Photons entspricht der Differenz der Energien des höheren und des niedrigeren Energiezustands. γ

Elektronen in den äußersten Schalen – die **Valenzelektronen**² – und deren Anzahlen sind für das chemische Verhalten des Atoms maßgeblich.

Nach dem **wellenmechanischen Atommodell**, einer Weiterentwicklung des Bohrschen Atommodells, können die Orte von Elektronen in der Atomhülle nicht exakt angegeben werden, es können nur **Aufenthaltswahrscheinlichkeiten** von Elektronen angegeben werden.

2.2 Radioaktivität

Die Stabilität oder Instabilität eines Nuklids wird durch das Verhältnis zwischen Neutronen- und Protonenanzahl im Kern bestimmt. Es kommen nur solche Atomkerne vor, bei denen die eine Nukleonenart die andere zahlenmäßig nicht zu stark übertrifft. Wenn eine Anzahl von Nukleonen einen festen Kernverband bildet, so bedeutet das nicht, daß dieser Kern stabil ist. Unter den tatsächlich existierenden Nukliden sind verhältnismäßig wenige stabil. Der weitaus grösste Teil der bekannten Nuklide ist instabil.

Instabile Nuklide werden auch **radioaktive Nuklide** oder **Radionuklide** RN genannt. Sie wandeln sich **spontan**, d.h. ohne äußere Einwirkung, in andere instabile oder stabile Nuklide um, wobei sich das Neutronen-Protonen-Verhältnis ändert und ionisierende Strahlung abgegeben wird. Diese Erscheinung, die spontane Kernumwandlung unter Aussendung ionisierender Strahlung, wird als **Radioaktivität** bezeichnet.

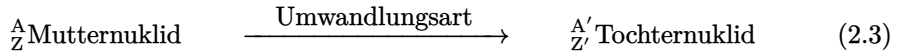
Bei einigen **Umwandlungsarten** (β^- , β^+ , und beim Elektroneneinfang (**Electron Capture (EC)**)) verändert sich nur das Neutronen-Protonen-Verhältnis im Kern, während die Massenzahl konstant bleibt. Es ist daher sprachlich richtiger

²siehe dazu im Glossar: [Valenzband](#)

von **radioaktiver Umwandlung** anstatt von **radioaktivem Zerfall** zu sprechen.

- α Ein echter **Kernzerfall** liegt beim α-Zerfall und der **Spontanspaltung** vor.

Die radioaktive Umwandlung wird symbolisch z.B. in folgender Schreibweise angegeben:



Der Pfeil bezeichnet die Richtung der spontanen Umwandlung.

2.2.1 Kernumwandlungen

Alpha-Zerfall

Alphastrahler finden sich bevorzugt bei Kernen mit höheren Kernladungszahlen.

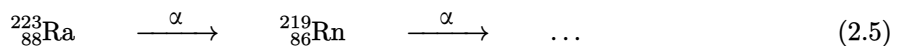
- α Beim Alpha-Zerfall wird aus dem sich umwandelnden Kern ein **Heliumkern** emittiert. Diesen emittierten Heliumkern bezeichnet man auch als Alphateilchen. Er besteht aus 2 Protonen und 2 Neutronen. Der sich umwandelnde Kern wird also um 4 Nukleonen leichter:



Alphateilchen sind **monoenergetisch**, das **Energiespektrum** ist ein **Linienpektrum** (siehe Kapitel 2.3.2 auf Seite 38, insb. Abb. 2.9 auf Seite 39). Die Alphastrahlung ist eine **Korpuskularstrahlung**. Wegen der großen Masse und Ladung des Alphateilchens ist seine Reichweite in Materie sehr klein: in Gewebe unter 100 μm. Aufgrund der großen Masse erreichen aber auch nahezu alle Alphateilchen diese Reichweite.

<100 μm

In der Nuklearmedizin wird aktuell (2022) lediglich ein Alphastrahler in der Routine im Rahmen einer **nuklearmedizinischen Therapie** eingesetzt: Ra-223 (siehe Tabelle 3.4 auf Seite 60).



Beta-Minus-Umwandlung

Kerne mit einem **Neutronenüberschuss** – im Vergleich zum stabilen Protonen-Neutronen-Verhältnis – sind instabil. Ein Neutron wandelt sich um in ein Proton und ein Elektron (Gleichung 2.6). **Elektronen**, die aus dem **Kern** emittiert werden, nennt man **Betateilchen**, die Strahlung **Betastrahlung**, genauer Beta-

Minus-Strahlung: β^- . Neben dem Betateilchen wird gleichzeitig ein weiteres Teilchen, ein **Antineutrino** ν^* , abgegeben. β^-



Das β^- -Teilchen erhält einen **variablen** Teil der bei der Umwandlung frei werdenden Energie als **kinetische Energie**, die restliche Energie erhält das Antineutrino. Wegen der variablen Aufteilung der Energie auf das Elektron und das Antineutrino ist das Energiespektrum der β^- -Strahlung ein **kontinuierliches Spektrum**. Die β^- -Strahlung ist eine **Korpuskularstrahlung**. In der Nuklidkarte bzw. im Umwandlungsschema ist die **maximale Energie** $E_{\max}$ des β^- -Spektrums angegeben. Die **mittlere Energie** E_{Mean} eines β^- -Spektrums beträgt **ca. $1/3 E_{\max}$** (vgl. Abb. 2.1). Die wahrscheinlichste (häufigste) Energie der β^- -Strahlung ist nochmals geringer als die mittlere Energie.

$E_{e^-} \dots \text{kont.}$

$1/3 E_{\max}$

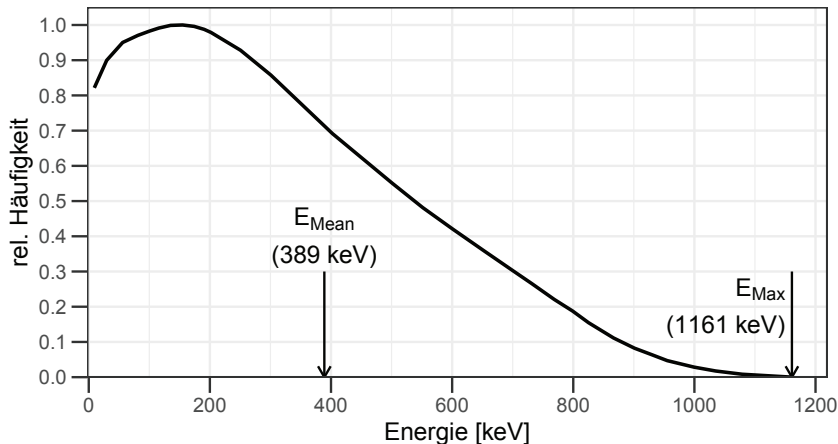
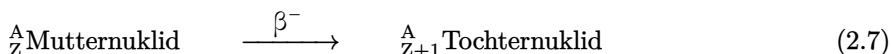


Abbildung 2.1: Energiespektrum der β^- -Umwandlung (Bi-210)

β^- -Teilchen haben in festen und flüssigen Stoffen eine von Teilchenenergie und Stoffdichte abhängige, genau angebbare maximale **Reichweite**. Diese liegt im Bereich von **einigen mm bis zu einigen cm**.

mm-cm

Der aus der β^- -Umwandlung entstehende Kern hat eine um +1 höhere Ordnungszahl, Gleichung 2.7 zeigt die prinzipielle Schreibweise:



In der Nuklearmedizin wird die β^- -Strahlung für therapeutische Zwecke eingesetzt. **I-131** mit einer maximalen Energie $E_{\beta^-, \max} = 606 \text{ keV}$ und einer Halbwerts-

I-131

zeit $T_{1/2} = 8,02$ Tagen ist das in der Nuklearmedizin am häufigsten eingesetzte

T **Therapie-Radionuklid** (siehe Tab. 3.4 auf Seite 60):



- D Für die **diagnostische** Anwendung – damit ist in der Regel die **Bildgebung** gemeint – ist β^- -Strahlung aufgrund ihrer geringen Reichweite im Gewebe nicht geeignet. Im nuklearmedizinischen Labor können β^- -Strahler bei Verwendung entsprechender Messgeräte („Betazähler“ – siehe Kap. 4.5.4 auf Seite 84 und InfoBox H-3 4.4 auf Seite 85) eingesetzt werden (z.B. Tritium H-3: $E_{\beta^-, \max} = 19 \text{ keV}$, $T_{1/2} = 12,3$ Jahre – siehe Tab. 3.1 auf Seite 57).

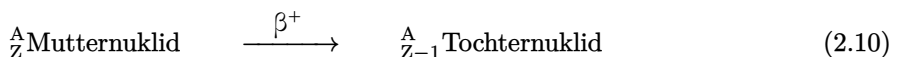
Beta-Plus-Umwandlung

Kerne mit einem **Protonenüberschuss** – im Vergleich zu den in stabilen Nukliden vorliegenden Protonen- und Neutronenzahlen – sind ebenfalls instabil. Dabei wandelt sich ein Proton in ein Neutron und ein Positron um. Das **Positron** e^+ oder β^+ **Beta-Plus-Teilchen** β^+ wird als β^+ -Strahlung emittiert. Wie bei der Beta-Minus-Umwandlung wird gleichzeitig ein weiteres Teilchen, ein **Neutrino** ν , abgegeben (Gleichung 2.9). Die kinetische Energie teilt sich auf Positron und Neutrino auf, es entsteht – wie bei der β^- -Umwandlung – ein kontinuierliches Energiespektrum für das Positron (siehe Abbildung 2.1 auf der vorherigen Seite).



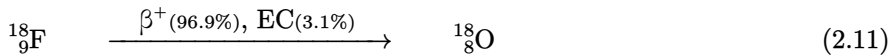
e^- / e^+ Positronen (e^+) sind die **Antiteilchen** der Elektronen (e^-): Sie sind Träger einer positiven elektrischen Elementarladung und haben die gleiche Masse wie die Elektronen. Als Antiteilchen des Elektrons hat das Positron in Materie nur eine sehr kurze Lebensdauer: Ein Positron vereinigt sich innerhalb weniger Mikrosekunden – nach Abgabe seiner kinetischen Energie in Stößen mit umgebenden Atomhüllen – mit einem Elektron (also seinem Antiteilchen), wobei die Masse der beiden Teilchen in 2 Photonen mit je 511 keV Energie umgewandelt wird. Die beiden Photonen werden unter einem Winkel von 180° emittiert, also auf einer Geraden in entgegengesetzte Richtung. Diese Strahlung nennt man **Vernichtungsstrahlung** (oder **Annihilationsstrahlung**); als Gammastrahlung kann diese messtechnisch gut nachgewiesen werden.

Der neue Kern hat eine um -1 niedrigere Ordnungszahl:



Positronenstrahler werden in der Nuklearmedizin im Rahmen der **Positronen-Emissions-Tomographie (PET)** verwendet. Gemessen wird bei der Bildgebung jedoch nicht die β^+ -Strahlung, sondern die im vorhergehenden Absatz beschriebene **Vernichtungsstrahlung**, wobei das **paarweise Auftreten der Photonen** gemessen und deren **entgegengesetzte Flugrichtung** genutzt wird: Einander gegenüberliegende Detektoren sind paarweise in **Koinzidenz** geschaltet, das heißt, wenn zwei gegenüberliegende Detektoren **gleichzeitig** je ein Photon messen, kann man daraus auf eine β^+ -Umwandlung auf der Verbindungslinie der beiden Detektoren schließen (siehe Abb. 9.3 auf Seite 206).

Beispiel für die nuklearmedizinische Anwendung der Positronenstrahlung ist Fluor-18 (F-18): $E_{\max} = 633 \text{ keV}$, $T_{1/2} = 110 \text{ Minuten}$ (siehe auch Tab. 3.3 auf Seite 59). Die Umwandlung findet mit 96,6 % via β^+ -Umwandlung statt und mit 3,1 % via Elektronen-Einfang, dem Konkurrenz-Effekt zur β^+ -Umwandlung (siehe nächster Abschnitt unten):



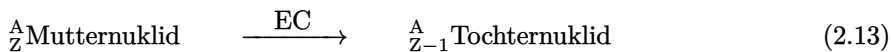
Elektronen-Einfang

Mit der β^+ -Umwandlung in **Konkurrenz** kann der **Elektroneneinfang** („electron capture“, EC) auftreten. Hierbei wird **isobar** (siehe Seite 26) ein Proton in ein Neutron verwandelt, indem ein **Elektron aus der Hülle** – meist aus einer kernnahen Schale – von einem Proton im Kern eingefangen wird. Das entstandene Neutron bleibt im Kern, die freiwerdende Energie erhält das emittierte Neutrino ν :



Im Allgemeinen ist die Wahrscheinlichkeit für den Einfang eines Elektrons aus der K-Schale am größten, daher wird diese Umwandlungsart auch **K-Einfang** genannt.

Die Ordnungszahl des neuen Kerns ist um -1 kleiner, die prinzipielle Schreibweise entspricht jener der β^+ -Umwandlung (Glg. 2.10 auf der vorherigen Seite).



Bei dieser Umwandlung wird – abgesehen vom messtechnisch nicht nachweisbaren Neutrino – **keine Kernstrahlung** erzeugt. In der Atomhülle wird jedoch

die freigewordene Lücke in der K-Schale durch Elektronensprung aus den höheren Schalen nachbesetzt, wodurch **charakteristische Röntgenstrahlung** (siehe Seite 22) oder **AUGER-Elektronen-Emission**³ (siehe InfoBox 2.2 auf Seite 23) auftritt.

Einige in der nuklearmedizinischen **Diagnostik** verwendete Nuklide wandeln sich durch Elektroneneinfang um, begleitet von der Aussendung charakteristischer Röntgenstrahlung, welche für die Messung verwendet wird (z.B.: Tl-201: charakteristische Röntgenstrahlung $K_\alpha = 70 \text{ keV}$ und $K_\beta = 80 \text{ keV}$, $T_{1/2} = 72,9 \text{ Stunden}$, Gleichung 2.14 – siehe auch Tab. 3.2 auf Seite 58). Auch das in Gleichung 2.11 auf der vorherigen Seite angeführte F-18 wandelt sich alternativ zur β^+ -Umwandlung (96,9 %) durch Elektroneneinfang (3,1 %) um.



Emission von Gammastrahlung

Nach einer α -, β^+ - oder β^- -Umwandlung bzw. nach einem Elektroneneinfang des Mutterkernes verbleibt der **Tochterkern** häufig in einem **angeregten Zustand**. Diese überschüssige Energie⁴ des Kernes kann durch Emission von **Gammastrahlung aus dem Kern** abgegeben werden. Die Nukleonen bleiben dabei unverändert. Die dabei stattfindende Kernumwandlung wird **isomerer Übergang** genannt. Die Energieniveaus der angeregten Zustände sind exakt definiert, die Gammastrahlung erhält jeweils die Energiedifferenz zweier Energieniveaus, Gammapektren sind daher **Linienpektren** (siehe Abb. 2.9 auf Seite 39).

Derartige Nuklide bezeichnet man auch als **Isomere** (griechisch „isos“: gleich, griechisch „meros“: Anteil). Die isomeren Nuklide haben zwar die gleiche Anzahl von Protonen und Neutronen, besitzen aber im Atomkern unterschiedliche „Energiegehalte“.

Erfolgt die Emission der Gammastrahlung **unmittelbar** im Anschluss an den vorausgegangenen Alpha-Zerfall oder eine Beta-Umwandlung, spricht man von **prompter „prompter Gammastrahlung“**.

- β^- • **Beispiele für β^- -Umwandlung mit γ -Strahlung:** I-131, Xe-133
- EC • **Beispiele für Elektroneneinfang mit γ -Strahlung:** Ga-67, In-111, I-123, I-125

³benannt nach Pierre V. AUGER, entdeckt von Lise MEITNER

⁴Differenz der Energie des angeregten Zustands und dem Grundzustand

Erfolgt die Emission von Gammaquanten dagegen **verzögert** mit einer messbaren Halbwertszeit, so spricht man von **metastabilen Zuständen**. Metastabile Zustände werden durch ein „m“ am Nuklidsymbol gekennzeichnet.

- **Beispiele für metastabile/isomere Nuklide:** Tc-99m, Kr-81m, m In-113m

Treten **Gamma-Übergänge** zwischen im Energieschema übereinander liegenden angeregten Niveaus sofort zeitlich hintereinander auf („Gamma-Kaskaden“), dann hängen die gemessenen Energiespektren auch von der Messgeometrie ab. So können z.B. in Bohrlochzählern **Summenlinien** auftreten (Beispiel: I-125, In-111). In-111

2.2.2 Weitere Strahlungsarten

Neben den bisher erwähnten ionisierenden Strahlungen (α -, β^- -, β^+ - und γ -Strahlung) können gleichzeitig oder alternativ noch andere Strahlungsarten entstehen (siehe Abb. 2.2):

- *Charakteristische Röntgenstrahlung:* siehe nächster Abschnitt
- *Konversionselektronen:* „Innere Konversion“, siehe InfoBox 2.1 auf der nächsten Seite
- *Auger-Elektronen:* siehe InfoBox 2.2 auf Seite 23

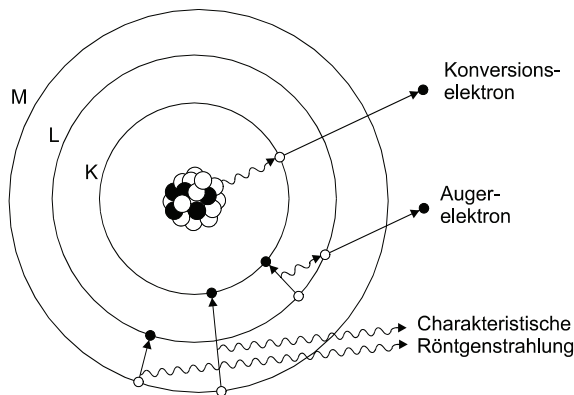


Abbildung 2.2: Kernumwandlung unter Aussendung von Konversionselektronen (innere Konversion) sowie Entstehung charakteristischer Röntgenstrahlung