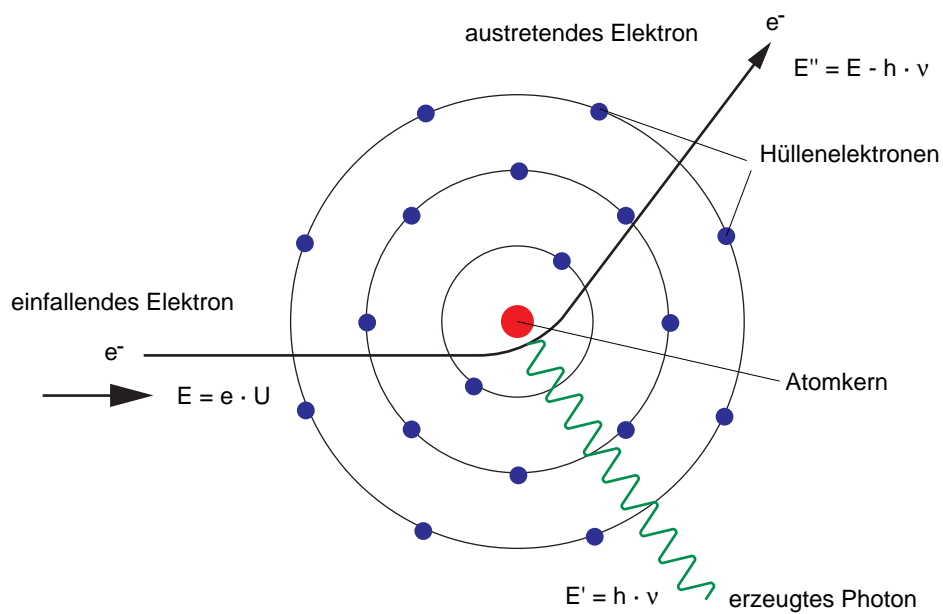


Strahlenphysikalische Grundlagen der Röntgendiagnostik

Wechselwirkungsprozesse, Strahlungserzeugung, Filterung, Kontrastgebung, Detektion, Dosisbegriffe

Herausgegeben von Hans Dieter Nagel



Vorwort

Zum Verständnis der Vorgänge, die bei der Bildgebung in der Röntgendiagnostik und der damit verbundenen Strahlenexposition von Patienten und anwendenden Personal eine Rolle spielen, sind solide Kenntnisse der Strahlenphysik erforderlich. Aus diesem Grunde beginnen alle Lehrbücher der Radiologie mit einem entsprechenden Abschnitt. Die Behandlung dieses Themas beschränkt sich jedoch zumeist auf die grundlegenden Vorgänge der Wechselwirkungsprozesse, die sich bei der Erzeugung von Röntgenstrahlung und der Durchdringung von Materie ereignen. Diese Art der Beschreibung bleibt relativ abstrakt, so daß der Bezug zum radiologischen Alltag dabei in der Regel zu kurz kommt.

Auf dieser Beobachtung aufbauend wird mit diesem Buch ein anderer methodischer Ansatz verfolgt, indem konsequent der Bezug zum diagnostischen Röntgengerät und dessen Anwendung hergestellt wird. Erfahrungsgemäß bilden die nichtlinearen Zusammenhänge bei der Wechselwirkung in Verbindung mit der polychromatischen Zusammensetzung des Strahlenspektrums das Hauptproblem für das Verständnis. Ein weiteres Merkmal dieses Buches ist daher die durchgängige Veranschaulichung der strahlenphysikalischen Vorgänge mit Hilfe der dabei resultierenden spektralen Veränderungen.

Da Bildgebung mit Röntgenstrahlung zwangsläufig mit Dosiseneinsatz verbunden ist, wird - wo immer dies sinnvoll ist - ein Bezug zur Strahlenexposition des Patienten hergestellt. Außerdem werden in einem eigenen Abschnitt die für die Röntgendiagnostik relevanten Dosisgrößen beschrieben. Dabei wird - wie auch in den übrigen Abschnitten dieses Buchs - eine anschauliche Darstellungsweise bevorzugt, d.h. der Verzicht auf eine übertrieben exakte, aber zugleich abstrakte Formulierung der Themen ist durchaus gewollt.

Die Zielgruppe, für die dieses Buch geschrieben wurde, sind in erster Linie die Anwender diagnostischer Röntgeneinrichtung, d.h. Ärzte und Assistenzpersonal, sowie Techniker und Sachverständige, die diese Einrichtungen im Rahmen der Qualitätssicherung und Strahlenschutzüberwachung betreuen. Aber auch für Medizinphysiker, die vorwiegend in der Strahlentherapie tätig sind und ihr Tätigkeitsspektrum in Richtung Röntgendiagnostik erweitern möchten, dürfte dieses Kompendium einen anschaulichen Einstieg bieten.

Hamburg, im Sommer 2003

Hans Dieter Nagel

Dienstanschrift des Autors:

Dr. rer. nat. Hans Dieter Nagel
c/o Philips Medizin Systeme
Abt. Wissenschaft & Technik
Röntgenstr. 24
22335 Hamburg
E-Mail: hans-dieter.nagel@philips.com

Inhaltsverzeichnis

| | |
|--|-----------|
| 1. Einleitung | 1 |
| Was ist Röntgenstrahlung ? | 1 |
| W o finden im Röntgengerät strahlenphysikalische Prozesse statt? | 2 |
| 2. Erzeugung von Röntgenstrahlung | 3 |
| Prinzip und Wirkungsgrad der Röntgenstrahlungserzeugung | 3 |
| Bremsstrahlung | 4 |
| Bremsstrahlungsspektrum | 4 |
| Einfluß der Röhrenspannung | 5 |
| Charakteristische Röntgenstrahlung | 5 |
| Einflüsse auf Form und Intensität des Spektrums | 6 |
| Röhrenstrom und Aufnahmezeit | 6 |
| Spannungsform | 7 |
| Anodenwinkel, Heeeffekt | 8 |
| Extrafokalstrahlung | 9 |
| 3. Wechselwirkung zwischen Strahlung und Materie | 11 |
| Wechselwirkungsarten | 11 |
| Photoeffekt | 11 |
| Rayleighstreuung | 11 |
| Comptonstreuung | 12 |
| Strahlenschwächung | 13 |
| Schwächungsgesetz, linearer und Massen-Schwächungskoeffizient | 13 |
| Wechselwirkung am Beispiel Aluminium | 13 |
| Schwächungskurve, Strahlenqualität | 14 |
| 4. Filterung der Röntgenstrahlung | 15 |
| Filtereigenschaften | 15 |
| Filterwirkung | 15 |
| Mindest- und Zusatzfilterung | 15 |
| Filteräquivalenz | 16 |
| Optimale Filtermaterialien | 17 |
| 5. Wechselwirkung mit dem Objekt (Kontrastgebung) | 19 |
| Wechselwirkung und Abhängigkeiten | 19 |
| Schwächung und Aufhärtung im Objekt | 19 |
| Einfluß der Objektdicke | 19 |
| Objektmaterialien | 20 |
| Kontrastgebung | 20 |
| Streustrahlung | 21 |

| | |
|---|-----------|
| 6. Absorption der Strahlung im Bildempfänger | 23 |
| Bildempfängertypen | 23 |
| Indirekt detektierende Bildempfänger | 23 |
| Direkt detektierende Bildempfänger | 25 |
| Einfluß des Detektors auf das absorbierte Spektrum | 26 |
| Detektormaterialien | 26 |
| Wirkungsgrad der Absorption | 26 |
| Detektormaterial | 27 |
| Detektordicke | 27 |
| Quantenrauschen, Kontrast-Rausch-Verhältnis | 28 |
| 7. Dosisbegriffe | 29 |
| Was ist 'Dosis' ? | 29 |
| Dosisgrößen für die konventionelle Aufnahme- und Durchleuchtungstechnik | 30 |
| Einfalldosis | 30 |
| Oberflächendosis | 30 |
| Organdosis | 31 |
| Dosisflächenprodukt | 31 |
| Effektive Dosis | 32 |
| Bildempfängerdosis | 32 |
| Dosisgrößen für die Computertomographie | 33 |
| Computed Tomography Dose Index (CTDI) | 33 |
| Gewichteter CTDI | 34 |
| Dosislängenprodukt (DLP) | 35 |
| Literatur | 37 |
| Stichwortverzeichnis | 39 |

1. Einleitung

Verglichen mit anderen Bereichen des täglichen Alltags ist die diagnostische Anwendung von Röntgenstrahlung eine verhältnismäßig stark von physikalischen Aspekten geprägte Technik. Um beispielsweise die Gesetzmäßigkeiten der Bildgebung mittels Röntgenstrahlung zu verstehen, wird man um ein Mindestmaß an Verständnis für die strahlenphysikalischen Zusammenhänge kaum herumkommen. Dasselbe gilt, wenn optimale Lösungen zwischen den konkurrierenden Anforderungen von Bildqualität und Strahlenexposition gefunden werden sollen. Erschwert wird das erforderliche Verständnis jedoch durch den Umstand, daß die meisten Zusammenhänge

nichtlinearer Natur sind, d.h. der mathematische Dreisatz gilt nur in wenigen Ausnahmefällen.

Im folgenden sollen die wesentlichen Grundlagen der Strahlenphysik dargestellt werden, soweit sie für den Anwendungsbereich der Röntgendiagnostik von Bedeutung sind. Zielsetzung ist dabei, dem Anwender von Röntgenstrahlung zumindest eine qualitative Vorstellung der physikalischen Vorgänge zu vermitteln, die sich bei einem diagnostischen Röntgengerät in der Röntgenröhre und auf dem Weg bis zum Bildempfänger abspielen.

Was ist Röntgenstrahlung ?

Röntgenstrahlung ist eine spezielle Form der elektromagnetischen Strahlung. Zur elektromagnetischen Strahlung zählen u.a. Mikro- und Radiowellen, sichtbares Licht und Gammastrahlen (Abb. 1.1). Einziges Unterscheidungsmerkmal ist ihre Wellenlänge: Bei der Röntgenstrahlung handelt es sich um eine kurzwellige, nicht sichtbare elektromagnetische Strahlung.

Die bahnbrechenden physikalischen Entdeckungen der modernen Physik zu Beginn des 20. Jahrhunderts haben aufgedeckt, daß elektromagnetische Strahlung - je nach Situation - sowohl Wellencharakter als auch Partikelcharakter besitzt (Welle-Teilchen-Dualismus). D.h. die Strahlung zeigt einerseits typische Welleneffekte wie

Beugung und Interferenz. Andererseits sind bestimmte Phänomene nur zu verstehen, wenn man sich Strahlung als einen Hagel kleiner Geschosse, Photonen genannt, vorstellt. Im Wellenbild wird die Strahlung durch ihre Wellenlänge charakterisiert, im Partikelbild dagegen durch die Energie der Partikel. Wellenlänge λ (in nm) und Photonenergie E (in keV) sind miteinander über die Gleichung

$$E = h \cdot \nu = \frac{h \cdot c}{\lambda} = \frac{1,24}{\lambda} \quad (1.1)$$

verknüpft, wobei h das Plancksche Wirkungsquantum, ν die Schwingungsfrequenz der Welle und c die Vakuumlichtgeschwindigkeit ist.

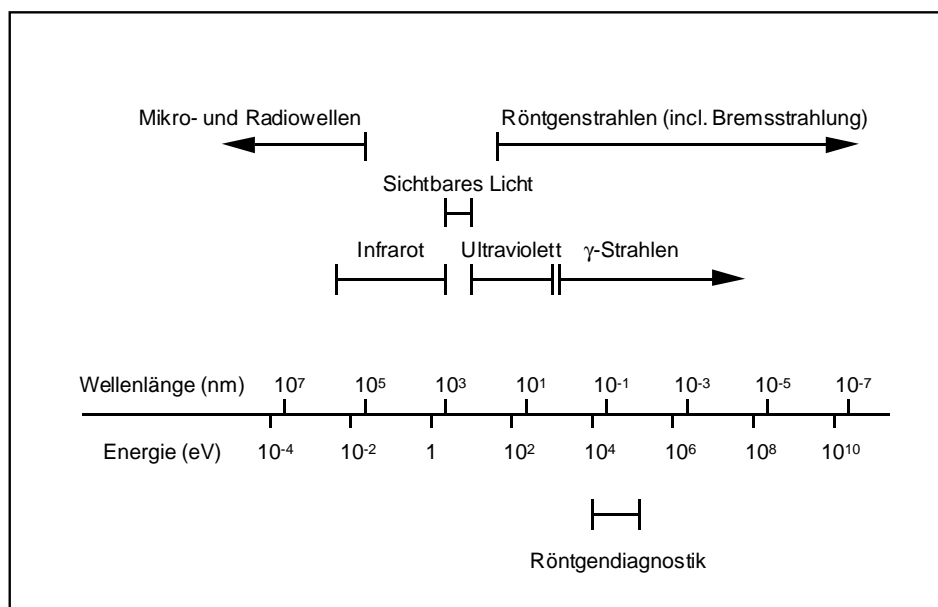


Abb. 1.1
Spektrum elektromagnetischer Wellen (Überblick).

In der Röntgendiagnostik spielt der Wellencharakter der Strahlung so gut wie keine Rolle. Vielmehr dominieren die Aspekte der Energieübertragung. Im folgenden wird

daher ausschließlich das Partikelbild verwendet. Diagnostische Röntgenstrahlung besteht aus Photonen, deren Energie zwischen 10 und 150 keV liegt.

Wo finden im Röntgengerät strahlenphysikalische Prozesse statt?

Strahlenphysik beschreibt die Wechselwirkungsprozesse, die sich zwischen Materie und geladenen Teilchen (bei der Erzeugung von Röntgenstrahlung in der Röntgenröhre) bzw. zwischen Materie und der erzeugten Strahlung (in den Materialschichten im Strahlengang des Röntgengeräts) abspielen. Zum Verständnis der strahlenphysikalischen Vorgänge in einem diagnostischen Röntgengerät hat es sich als sinnvoll erwiesen, zwischen Strahlenquelle und Bildempfänger vier aufeinanderfolgende Stufen zu unterscheiden (Abb. 1.2):

- Stufe 1 beinhaltet die Erzeugung von Röntgenstrahlung in der Röntgenröhre, ihre Abhängigkeit von Einstellparametern wie Spannung und Strom sowie den Einfluß technischer Faktoren (Anodenmaterial, Generatortyp etc.).
- Stufe 2 umfaßt die Filterung der in der Röhre erzeugten Strahlung durch die Wandmaterialien der Rönt-

genröhre sowie durch weitere Materialien, die der Anwender gezielt im Strahlengang plazieren kann.

- Stufe 3 beschreibt die Wechselwirkung der Röntgenstrahlung beim Passieren des Patienten und insbesondere die Vorgänge, die für die Kontrastgebung verantwortlich zeichnen.
- Stufe 4 behandelt die Wechselwirkung der aus dem Patienten austretenden Strahlung mit der strahlenabsorbierenden Schicht des Bildempfängers.

In den folgenden Kapiteln 2 und 3 werden zunächst die grundlegenden Prozesse bei der Erzeugung von Röntgenstrahlen und bei der Wechselwirkung zwischen Strahlung und Materie beschrieben. Anschließend werden die in den Stufen 2 bis 4 stattfindenden Vorgänge in den Kapiteln 4 bis 6 eingehend betrachtet. Zum Abschluß werden die für die Röntgendiagnostik wichtigen Dosisbegriffe erläutert.

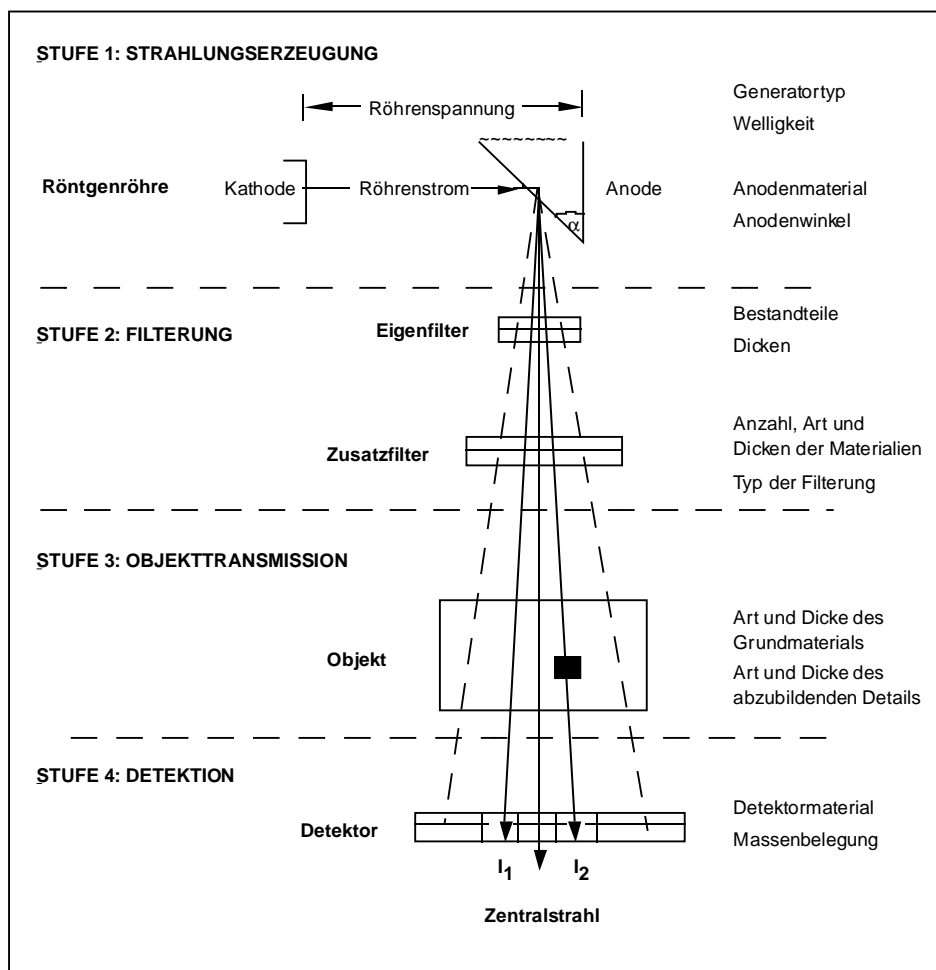


Abb. 1.2
Strahlenphysikalisches Schema des Strahlengangs eines diagnostischen Röntgensystems.

2. Erzeugung von Röntgenstrahlung

Die Erzeugung von Röntgenstrahlung erfolgt über den grundlegenden Prozeß der Wechselwirkung von Elektronen mit Materie. In diesem Kapitel wird zunächst das Prinzip der Röntgenstrahlungserzeugung und deren Wirkungsgrad vorgestellt. Die bei der Erzeugung von

Bremsstrahlung und charakteristischer Strahlung ablaufenden Prozesse werden anschließend im Detail beleuchtet. Abschließend werden die wesentlichen Größen, die Form und Intensität des Röntgenstrahlenspektrums bestimmen, beschrieben.

Prinzip und Wirkungsgrad der Röntgenstrahlungserzeugung

Das Prinzip der Röntgenstrahlungserzeugung ist in Abb. 2.1 dargestellt. Hierzu sind ein Vakuumgefäß (Röntgenröhre) und ein Paar Elektroden (Anode, Kathode), ferner eine Versorgung der beiden Elektroden mit Hochspannung sowie eine Heizeinrichtung für die negative Elektrode (Kathode) erforderlich. Die Heizung der Kathode sorgt dafür, daß aus dem wendelförmigen Metalldraht negative Ladungsträger (Elektronen) freigesetzt werden. Zwischen Kathode und Anode liegt eine Potentialdifferenz von einigen zigtausend Volt an (Röhrenspannung). Die freigesetzten Elektronen erfahren in dem starken elektrischen Feld, das aufgrund der Röhrenspannung existiert, eine Beschleunigung. Dabei gewinnen sie eine kinetische Energie, die sich nach den Gesetzen der Elektrodynamik aus dem Produkt aus Elementarladung e und Spannung U ergibt und in keV (Kiloelektronenvolt) bemessen wird.

Beim Auftreffen und Eindringen in die Anode werden die auf nahezu Lichtgeschwindigkeit beschleunigten Elektronen abrupt abgebremst. Dabei übertragen sie die soeben erhaltene Bewegungsenergie auf das Anodenmaterial. Zum weitaus überwiegenden Teil geschieht dies in Form von Wärme. Weniger als 1% der eingesetzten

Bewegungsenergie kann in Form von Röntgenstrahlung genutzt werden. Die in Röntgenröhren verwendete Form der Röntgenstrahlungserzeugung, basierend auf der Wechselwirkung zwischen Elektronen und Materie, ist daher - relativ gesehen - wenig effizient. Der Wirkungsgrad ϵ für die Erzeugung von Röntgenbremsstrahlung hängt gemäß

$$\epsilon \approx 10^{-6} \cdot Z \cdot U \quad (2.1)$$

von der Ordnungszahl Z des Anodenmaterials und der Röhrenspannung U ab. Für eine Kupferanode (Cu , $Z=29$) und 20 kV Röhrenspannung liegt der Wirkungsgrad bei nur 0,06%. Verwendet man dagegen eine Wolframanode (W , $Z=74$) in Verbindung mit einer Röhrenspannung von 100 kV, so erhöht sich der Wirkungsgrad auf immerhin 0,74%. Zu beachten ist allerdings, daß der Wirkungsgrad die gesamte, in sämtliche Richtungen emittierte Strahlung umfaßt. Da in der Röntgendiagnostik nur ein begrenzter kegelförmiger Bereich genutzt werden kann, ist der effektive Wirkungsgrad noch wesentlich geringer.

Dennoch ist die Bremsstrahlungserzeugung in Röntgenröhren auch nach mittlerweile mehr als 100 Jahren, die seit der Entdeckung der Röntgenstrahlen vergangen sind, die nach wie vor einzige konkurrenzfähige Methode, um diagnostische Röntgenstrahlung zu vertretbaren Kosten herzustellen. Dabei stellt sich die Geschichte der Röntgenröhrenentwicklung im Rückblick als permanente Herausforderung dar. In zahlreichen Einzelschritten gelang es, das Problem der Abfallwärme kontinuierlich zu verringern und die Leistungsfähigkeit der Strahlenquelle durch entsprechend höhere Belastbarkeit der verwendeten Materialien zu steigern.

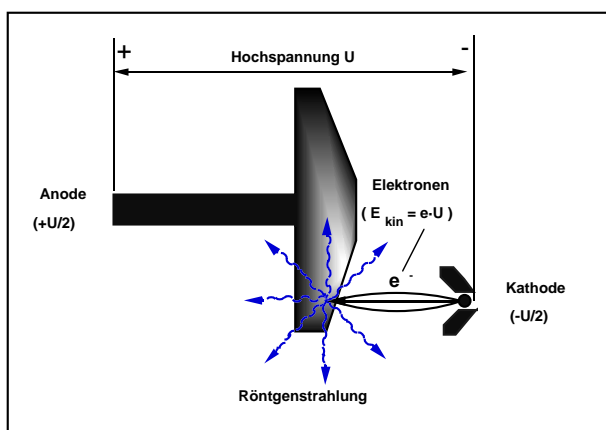


Abb. 2.1
Funktionsprinzip der Röntgenröhre.

Bremsstrahlung

Der überwiegende Teil der erzeugten Röntgenstrahlung resultiert aus dem Abbremsprozeß, der schematisch in Abb. 2.2 dargestellt ist. Gelangt ein einfallendes Elektron in die Nähe eines Atomkerns des Anodenmaterials, so erfährt es aufgrund der anziehenden Kräfte eine Ablenkung aus seiner ursprünglichen Flugrichtung. Nach den Gesetzen der Elektrodynamik ist diese Ablenkung mit einem Energieverlust verbunden. Dieser führt zur Emission eines Photons mit einer Energie, die dem erlittenen Energieverlust entspricht. Der Energieverlust fällt - je nach dem Abstand, in dem das Elektron den Atomkern passiert - mehr oder weniger stark aus. Außerdem kann die Energieübertragung sowohl in einem als auch in mehreren Wechselwirkungsprozessen erfolgen.

Bremsstrahlungsspektrum

Energieübertragung in der beschriebenen Form ergibt ein Spektrum an Photonen mit unterschiedlicher Energie, das mit ‚Röntgen-Bremsstrahlungsspektrum‘ bezeichnet wird. Abb. 2.3 zeigt ein für die Röntgendiagnostik typisches Spektrum, das mit einer Röhrenspannung von 70 kV (Kilovolt) in einer Anode aus Wolfram erzeugt wurde. Die links gelegenen, niederenergetischen Anteile besitzen eine geringe Durchdringungskraft und werden daher allgemein ‚weich‘ genannt. Dagegen werden die weiter rechts befindlichen, höherenergetischen Anteile entsprechend ihrer - relativ gesehen - stärkeren Durchdringungsfähigkeit als ‚hart‘ bezeichnet. Die unterschiedlichen Photonenenergien charakterisieren daher die Qualität der Röntgenstrahlung, die - neben der Durchdringungsfähigkeit - einen großen Einfluß auf die Kontrastgebung hat.

Die Fläche des Spektrums ist dagegen ein relatives Maß für die Quantität der Strahlung und damit für Aspekte wie Aufnahmezeit, Bildrauschen und Patientendosis maßgeblich (dieses wie auch alle weiteren Spektren, die in diesem Kapitel dargestellt werden, wurden mit einem Rechenprogramm erstellt, das auf dem semi-empirischen Modell der Röntgenstrahlungserzeugung von Birch und Marshall (Birch79) basiert).

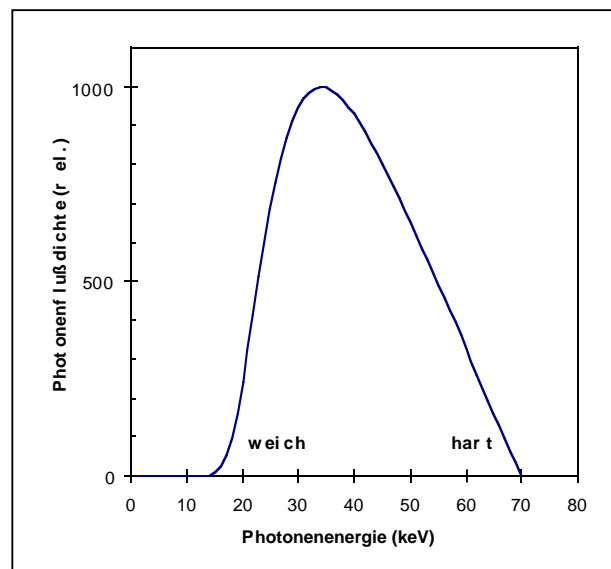


Abb. 2.3
Typisches Strahlenspektrum in der Röntgendiagnostik (Wolfram-Anode, 70 kV Röhrenspannung, Filterung mit 2,5 mm Aluminium).

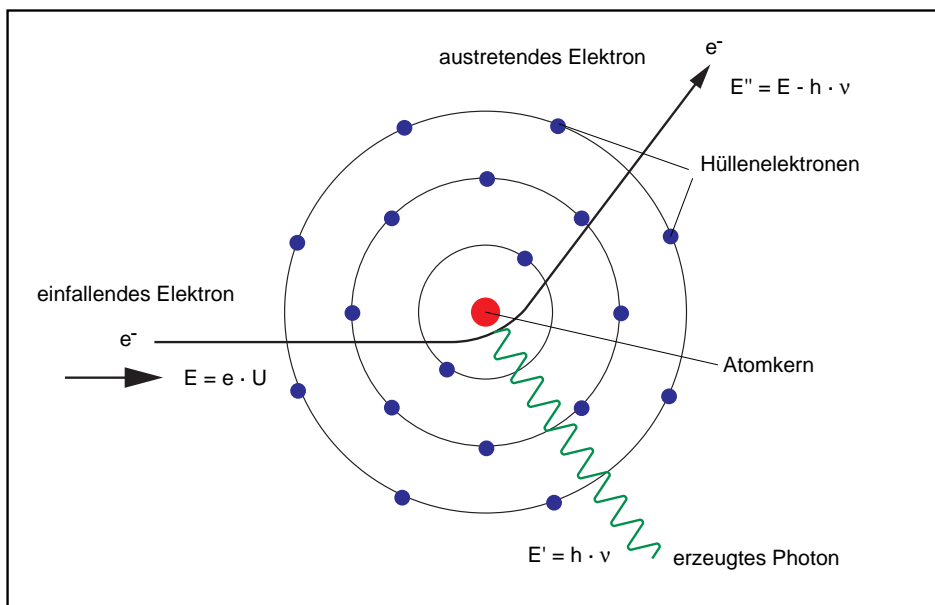


Abb. 2.2
Schematische Darstellung der Bremsstrahlungserzeugung.

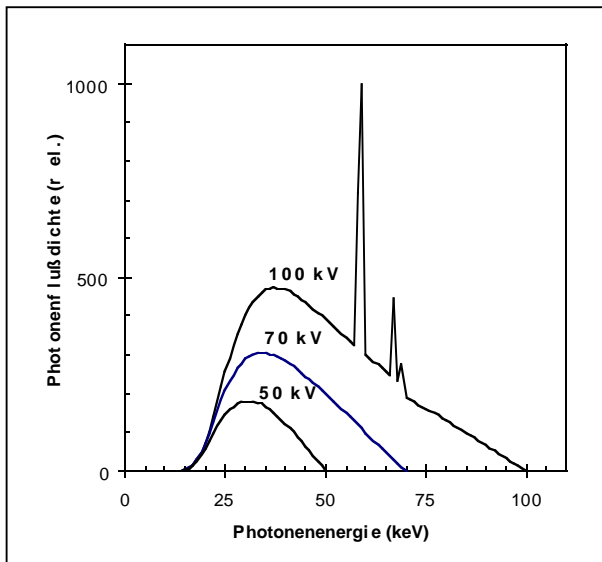


Abb. 2.4
Röntgenspektrum - Einflußgröße Röhrenspannung (50, 70 und 100 kV, Filterung: 2,5 mm Al).

Charakteristische Röntgenstrahlung

Das in Abb. 2.4 dargestellte 100 kV-Spektrum weist insofern eine Besonderheit auf, als im Bereich zwischen 60 und 70 keV Linien erkennbar sind, die dem Bremspektrum überlagert sind. Die Linien treten erst oberhalb einer bestimmten Spannung auf, die für das verwendete Anodenmaterial typisch ist. Diese zusätzliche Strahlungskomponente wird daher als ‚charakteristische Strahlung‘ bezeichnet.

Der Mechanismus, der zur Entstehung charakteristischer Röntgenstrahlung führt, ist in Abb. 2.5 schematisch dar-

Einfluß der Röhrenspannung

Das in Abb. 2.3 dargestellte Spektrum endet rechts - entsprechend der verwendeten Röhrenspannung von 70 kV - bei einer Photonenenergie von 70 keV (Grenzenergie). Photonen mit höherer Energie (d.h. härtere Strahlung) lassen sich nur durch Verwendung entsprechend höherer Beschleunigungsspannungen herstellen. Weniger harte Strahlung erfordert dagegen kleinere Röhrenspannungen. Abb. 2.4 verdeutlicht den Einfluß der Röhrenspannung auf Form und Größe des Spektrums. Die Intensität des Spektrums hängt im allgemeinen von der 2. Potenz der Spannung ab; dies gilt allerdings nur für den dargestellten Fall (Strahlenfilterung mit 2,5 mm Aluminium). Der Grad der Spannungsabhängigkeit wird im Einzelfall von Art und Dicke der Materialien im Strahlengang bestimmt und kann - wie im weiteren gezeigt wird - auch wesentlich höhere Werte annehmen.

gestellt. Hierzu wird auf das bekannte Schalenmodell des Atomaufbaus zurückgegriffen. Ein beschleunigtes Atom, das auf die Hülle eines Atoms des betreffenden Anodenmaterials trifft, kann beim Zusammenstoß Elektronen aus den kernnahen Schalen heraus schlagen. Voraussetzung hierfür ist, daß die kinetische Energie des stoßenden Elektrons größer ist als die Energie, mit der das Hüllenelektron an den Atomkern gebunden ist. Ein auf diese Weise angeregtes Atom ist jedoch bestrebt, wieder in seinen stabilen Grundzustand zurückzukehren. Dabei füllen sukzessive Elektronen aus den äußeren,

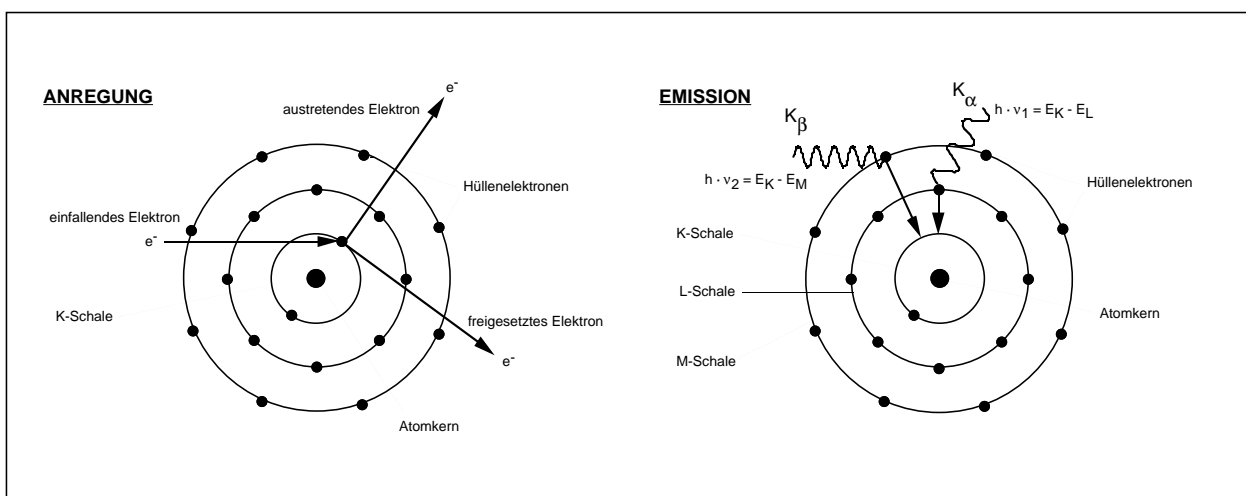


Abb. 2.5
Mechanismus der Erzeugung von charakteristischer Röntgenstrahlung.

weniger stark gebundenen Schalen die weiter innen gelegenen Vakanzen aus. Bei diesem Nachrückprozeß wird ein diskreter Energiebetrag freigesetzt, der exakt der Differenz der Bindungsenergien der beiden beteiligten Schalen entspricht. Dieser Energiebetrag wird mit einer bestimmten Wahrscheinlichkeit dazu genutzt, Röntgenquanten mit der entsprechenden Photonenenergie zu emittieren.

Da sich die Bindungsenergien der einzelnen Schalen von Element zu Element unterscheiden, sind die Energien der emittierten Röntgenquanten für das Element, das als Anodenmaterial benutzt wird, charakteristisch. Abbildung 2.6 zeigt dies für die Materialien Wolfram und Molybdän, die in der Röntgendiagnostik zum Einsatz kommen. In Erscheinung tritt allerdings nur charakteristische K-Strahlung, die aus Übergängen in die innerste Schale des Atoms resultieren. Die Strahlung der anderen Serien (L-Serie etc.) ist dagegen so weich, daß sie von der Strahlenfilterung, die aus Strahlenschutzgründen mindestens erforderlich ist, unterdrückt wird.

Für die relativ breiten Spektren, wie sie in der Röntgendiagnostik üblicherweise verwendet werden, spielt die charakteristische Röntgenstrahlung nur eine untergeordnete Rolle. Lediglich dort, wo spezielle Strahlenfilter

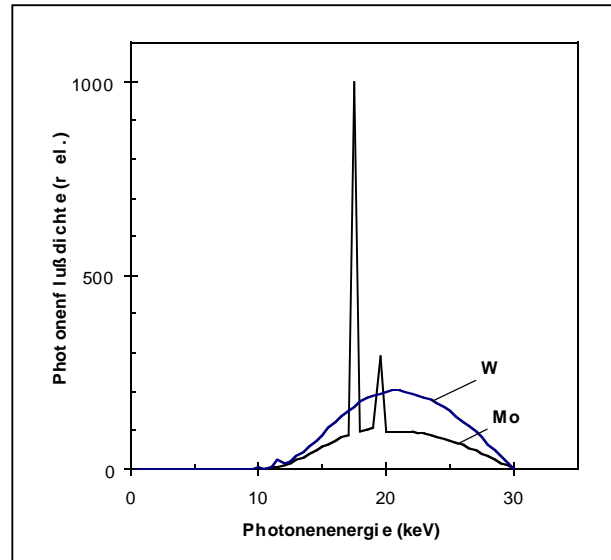


Abb. 2.6
Röntgenspektrum - Einflußgröße Anodenmaterial (Wolfram, Molybdän).

aus einem Material verwendet werden, das mit dem Anodenmaterial identisch oder verwandt ist (z.B. Mammographie), trägt die charakteristische Röntgenstrahlung nennenswert zur Intensität der erzeugten Strahlung bei.

Einflüsse auf Form und Intensität des Spektrums

Die konkrete Ausführung der Röntgenröhre und des Generators sowie die am Röntgengerät wählbaren Einstellgrößen für Aufnahme und Durchleuchtung beeinflussen Form und Intensität des Spektrums und bestimmen damit Qualität und Quantität der erzeugten Röntgenstrahlung.

Röhrenstrom und Aufnahmezeit

Röhrenstrom I , Aufnahmezeit t und das aus beiden resultierende Strom-Zeit-Produkt Q sind eine der wenigen Einflußgrößen, die sich in linearer Weise auf die Intensität des Röntgenspektrums auswirken (d.h. hier gilt ausnahmsweise der Dreisatz). Diese Größen bestimmen ausschließlich die Anzahl der Elektronen, die in einem bestimmten Zeitintervall auf die Anode treffen. Die relative Zusammensetzung des Spektrums wird durch sie jedoch nicht verändert. Wie Abb. 2.7 zeigt, besitzen beide Spektren dieselbe Form und unterscheiden sich lediglich in ihrer Höhe.

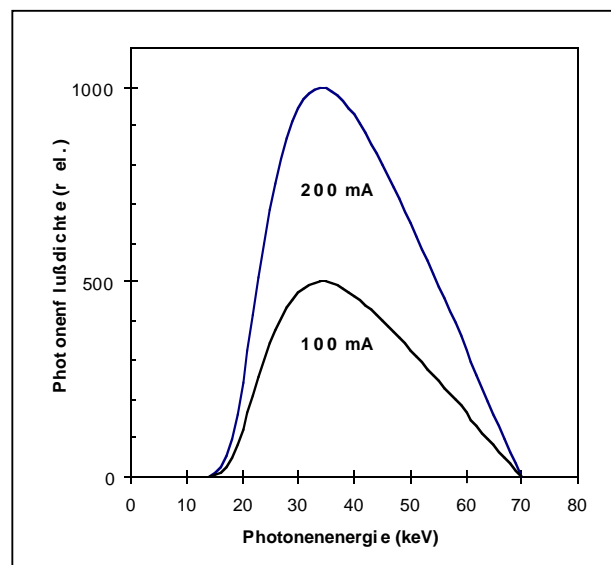


Abb. 2.7
Röntgenspektrum - Einflußgröße Röhrenstrom.

Spannungsform

Die Spannung, mit der die Röntgenröhre vom Generator versorgt wird, ist in den seltensten Fällen konstant. Vielmehr weist sie - je nach Erzeugungsprinzip des jeweiligen Generatortyps - einen zeitlichen Verlauf, der in regelmäßiger Form schwankt. Den prozentualen Betrag der Spannungsschwankung bezeichnet man als ‚Welligkeit‘. Abb. 2.8 zeigt eine Reihe von Spannungsformen, die in der Praxis vorkommen.

Für die Strahlungserzeugung ist dabei entscheidend, daß zu unterschiedlichen Zeitpunkten unterschiedliche Spannungswerte vorliegen. Das resultierende Spektrum ist daher eine Überlagerung verschiedener Teilspektren mit unterschiedlichen Grenzenergien und unterschiedlichen Intensitäten. Abb. 2.9 zeigt im Vergleich zwei Spektren, die mit Gleichspannung ohne Welligkeit und mit einer 2-Puls-Spannung mit großer Welligkeit erzeugt wurden und deren Spannung denselben Spitzenwert aufweist. Das 2-Puls-Spektrum hängt auf der ‚harten‘ Seite erkennbar durch; außerdem ist die Fläche des Spektrums und damit die Strahlungsintensität vergleichsweise geringer als beim Gleichspannungsspektrum.

Das 2-Puls-Spektrum ist daher im Mittel ‚weicher‘. Es läßt sich effektiv mit einem Gleichspannungsspektrum vergleichen, das mit einer geringeren Röhrensorgung erzeugt worden ist. Es ist daher naheliegend, eine Art

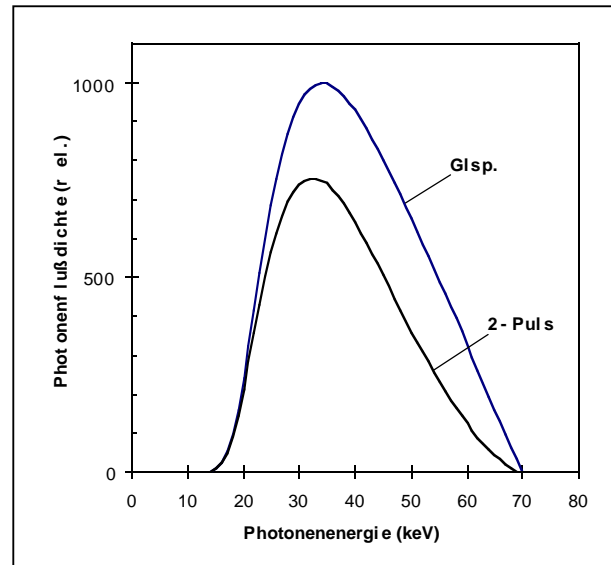


Abb. 2.9
Röntgenspektrum - Einflußgröße Spannungsform (Gleichspannung, 2-Puls).

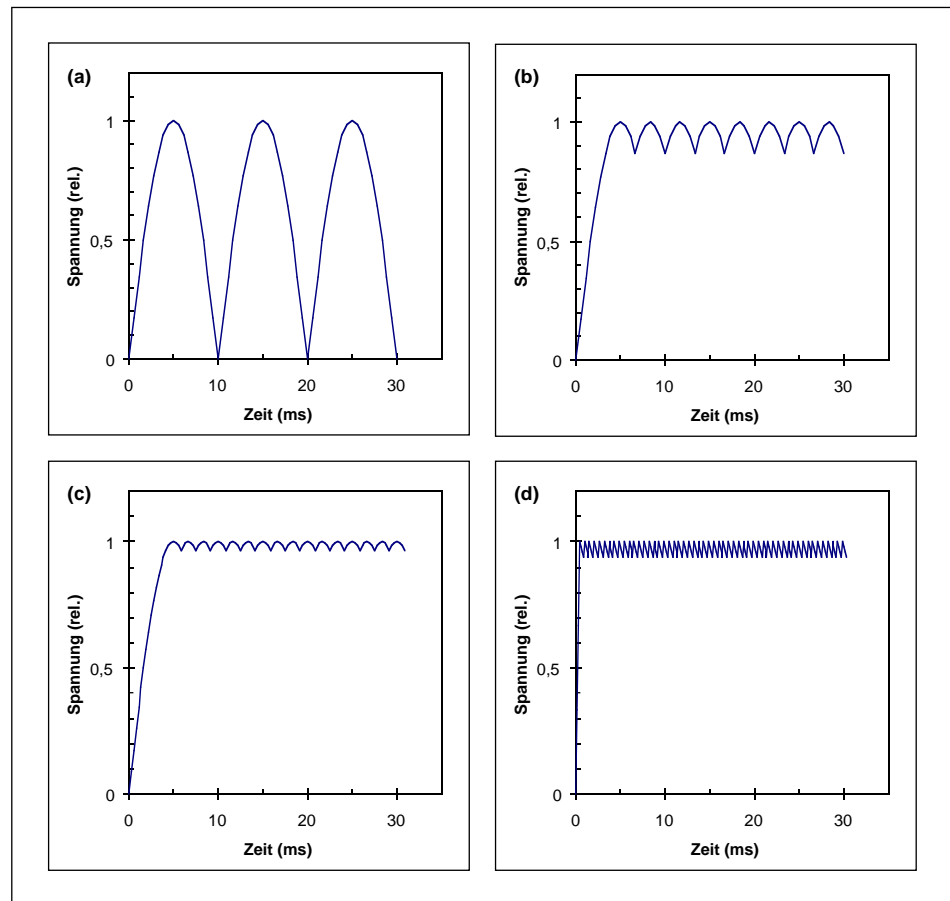


Abb. 2.8
Spannungsformen unterschiedlicher Röntgeneratoren (a: 2-Puls-, b: 6-Puls-, c: 12-Puls-, d: Konverter-Generatoren).

‚effektive Röhrenspannung‘ definieren zu wollen, mit deren Hilfe Generatoren mit unterschiedlicher Spannungscharakteristik vergleichbar würden. Leider hängt die effektive Spannung naturgemäß von dem Effekt ab, für den man sich jeweils interessiert. Unterschiedliche Aspekte wie Hautdosis, erforderliche Aufnahmezeit, Strahlenkontrast oder Dosis hinter Strahlenabschirmungen besitzen eine unterschiedlich starke Abhängigkeit von der Röhrenspannung. Daher kann es in der Röntgendiagnostik prinzipiell keine effektive Spannung geben, die universell verwendbar wäre.

Spannungsformen mit großen Welligkeiten kommen praktisch nur noch bei älteren Generatoren vor. Heutige Generatoren sind nahezu ausschließlich Konvertergeneratoren mit geringer Restwelligkeit. Konvertergeneratoren können daher in der Regel annähernd wie Gleichspannungsgeneratoren behandelt werden. Da Generatoren jedoch relativ langlebig sind, spielt der Einfluß der Spannungsform in der Praxis immer noch eine Rolle.

Anodenwinkel, Heeleffekt

Die Anoden von diagnostischen Röntgenstrahlern besitzen relativ kleine Anodenwinkel (typischerweise 12 bis 15°, s. Abb. 1.2). Mit Hilfe dieses ‚Tricks‘ kann die Länge des elektronischen Brennflecks, d.h. die Abmessung des mit Elektronen beaufschlagten Teils der Anodenfläche, wesentlich größer gehalten werden als der für die Abbildung maßgebliche optische Brennfleck. Dadurch wird die Belastbarkeit der Röhre erhöht. Andererseits limitiert der Anodenwinkel die Größe des nutzbaren Strahlenfelds. Röntgenquanten, die - relativ zum Zentralstrahl - anodenseitig unter einem Winkel emittiert werden, der größer als der Anodenwinkel ist, werden vollständig in der massiven Anodenscheibe absorbiert. Zur Produktion von Bremsstrahlung dringen die Elektronen einige μm tief in die Anode ein. Die erzeugten Röntgenquanten müssen daher in Richtung des Röh-

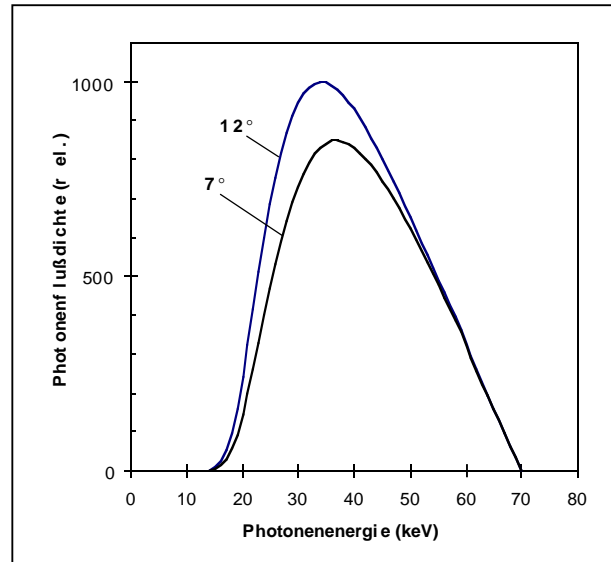


Abb. 2.11
Röntgenspektrum - Einflußgröße Anodenwinkel (12°, 7°).

renfensters erst eine gewisse Dicke des Anodenmaterials passieren, die bei den typischen Anodenwinkeln rund viermal so groß ist wie die mittlere Eindringtiefe der Elektronen. Aufgrund der hohen Ordnungszahl von Wolfram resultiert daraus eine nennenswerte Schwächung der Strahlung.

Die Strahlenschwächung in der Anode ist ebenfalls verantwortlich dafür, daß die Intensitätsverteilung innerhalb des Strahlenfelds ungleichförmig ist. Je weiter man sich in der Richtung parallel zur Röhrenachse zur Anodenseite hin bewegt, desto stärker nimmt die Strahlenintensität ab. Der daraus resultierende Schwärzungsabfall im Bild wird ‚Heeleffekt‘ genannt (Abb. 2.10). Ähnliches geschieht, wenn die ursprünglich glatte Anodenoberfläche mit zunehmender Nutzungszeit infolge des intensiven Elektronenbeschusses immer weiter aufrauhet.

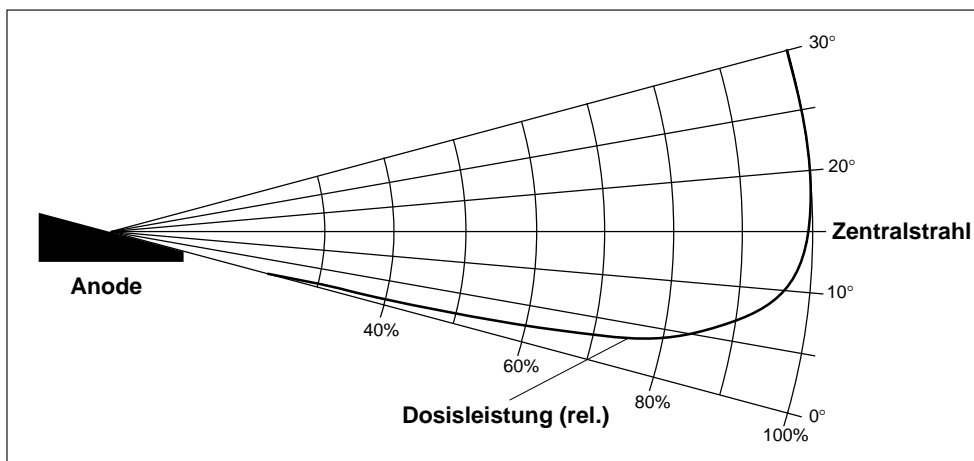


Abb. 2.10
Heeleffekt bei einer Röntgenröhre mit 15° Anodenwinkel.

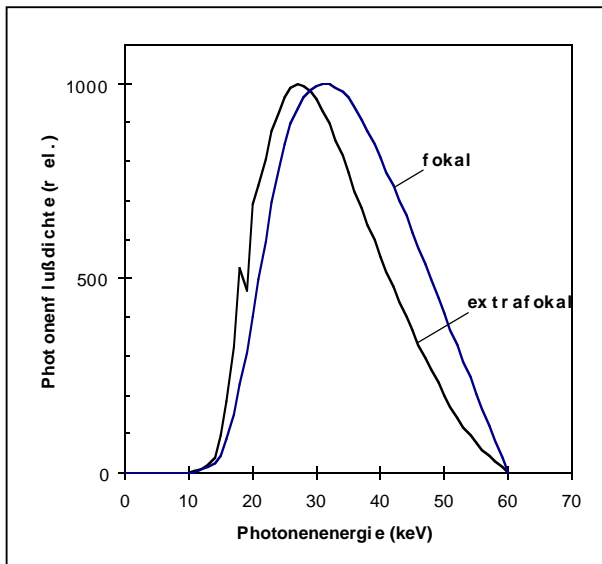


Abb. 2.12
Röntgenspektrum - Einflußgröße Extrafokalstrahlung.

Die Strahlenschwächung fällt um so größer aus, je kleiner der Anodenwinkel ist. Abb. 2.11 zeigt den Einfluß des verwendeten Anodenwinkel auf das resultierende Spektrum im Zentralstrahl. Röhren mit sehr kleinen Anodenwinkeln (7°) kommen nur in speziellen Situationen zum Einsatz. Dies ist beispielsweise in der Computertomographie der Fall, wo das benötigte Strahlenfeld in der Richtung parallel zur Röhrenachse nur wenige Millimeter groß sein muß.

Extrafokalstrahlung

Aus abbildungstechnischen Gründen muß der Entstehungsort der Röntgenstrahlung auf einen Bereich mit geringstmöglicher Ausdehnung, Brennfleck oder Fokus genannt, konzentriert werden. Dies erfolgt mit elektrooptischen Mitteln. Beim Aufprall auf die Anode wird ein Teil der Elektronen (ca. 20%) rückgestreut. Die rückgestreuten Elektronen erleiden dabei einen gewissen Energieverlust, ändern ihre Flugrichtung und werden an anderer Stelle außerhalb des eigentlichen Brennflecks abgebremst. Sofern diese Stellen im Bereich des Röhrenfensters liegen, leisten sie einen Beitrag zur emittierten Röntgenstrahlung. Dieser Beitrag wird ‚Extrafokalstrahlung‘ genannt. Abb. 2.12 zeigt das Spektrum der Extrafokalstrahlung im Vergleich zur Strahlung, die aus dem eigentlichen Brennfleck stammt (Fokalstrahlung).

Aufgrund des Energieverlusts ist die Extrafokalstrahlung im Mittel weicher als die Fokalstrahlung. Man erkennt außerdem die charakteristische Strahlung weiterer Materialien, die den Grundkörper des Anodentellers bil-

den (z.B. Molybdän). Je nach Röhrenbauart und Spannung liegt der Extrafokalstrahlungsanteil zwischen 5 und 20%. Extrafokalstrahlung stellt eine großflächige Aufweitung des Brennflecks dar, die für die Abbildungsqualität nachteilig ist (Unschärfe). Maßnahmen zur Reduzierung des Extrafokalstrahlungsanteils bestehen zum einen in der geometrischen Eingrenzung des Bereichs, der durch das Fenster des Röntgenstrahler im Prinzip zu sehen wäre. Eine andere, wesentlich effizientere Möglichkeit bieten Röhren mit einem geerdeten Vakuümgehäuse aus Metall (‚Metallkannenhöhren‘). Hierdurch lassen sich die vagabundierenden Streuelekttronen gewissermaßen ‚absaugen‘ und damit un-schädlich machen.

3. Wechselwirkung zwischen Strahlung und Materie

Wechselwirkung zwischen Strahlung und Materie ereignet sich überall dort, wo das Strahlenbündel Materialschichten durchdringt (Filter, Patient, Kontrastmittel, Strahlenschutzmittel) oder zur Bildgebung detektiert

wird (Bildempfänger). An der Wechselwirkung beteiligt sind zum einen die Röntgenquanten, die in die Materie eindringen, zum anderen die Elektronenhülle der Atome, aus denen die betreffende Materie besteht.

Wechselwirkungsarten

Im Anwendungsbereich der Röntgendiagnostik tragen drei unterschiedliche Effekte zur Wechselwirkung bei: Der Photoeffekt, die klassische (elastische) Rayleighstreuung sowie der Comptoneffekt (inelastische Streuung).

Photoeffekt

Der Photoeffekt läuft nach ähnlichem Muster ab wie die weiter oben beschriebene Erzeugung charakteristischer Röntgenstrahlung, jedoch mit einem wesentlichen Unterschied: Die Wechselwirkung findet nicht zwischen zwei geladenen Partikeln (Elektronen), sondern zwischen einem (nichtgeladenen) Photon und einem (geladenen) Elektron statt. Voraussetzung ist auch hier, daß die Energie des einfallenden Photons höher ist als die Bindungsenergie des Hüllenelektrons, mit dem das Photon jeweils wechselwirkt. Ist diese Bedingung erfüllt, wird die Energie des einfallenden Photons auf das Atom übertragen, indem das betreffende Elektron aus seiner angestammten Schale freigesetzt wird (s. Abb. 3.1). Ein eventuell vorhandener Energieüberschuß wird dem frei-

gesetzten Elektron in Form von Bewegungsenergie quasi mit auf die Reise gegeben.

Wie bei der Elektron-Elektron-Wechselwirkung ist das angeregte Atom bestrebt, wieder in seinen stabilen Grundzustand zurückzukehren. Dabei kommt es mit einer gewissen Wahrscheinlichkeit zur Emission von Sekundärstrahlung. Hierdurch geht ein Teil der Energie, die zunächst auf die Materie übertragen wurde, wieder verloren. Die Sekundärstrahlung besteht - wie die charakteristische Röntgenstrahlung - aus Photonen, die ein diskretes Spektrum aufweisen. Dessen Zusammensetzung wird vom jeweiligen Materialtyp bestimmt und kann im technischen Maßstab zur Materialanalyse verwendet werden. Die Bezeichnung für diese Art der Sekundärstrahlung lautet ‚Röntgen-Fluoreszenzstrahlung‘

Rayleighstreuung

Bei der (klassischen) Rayleighstreuung findet kein Energieübertragungsprozeß statt. Verändert wird lediglich - wie in Abb. 3.2 dargestellt - die Flugrichtung des

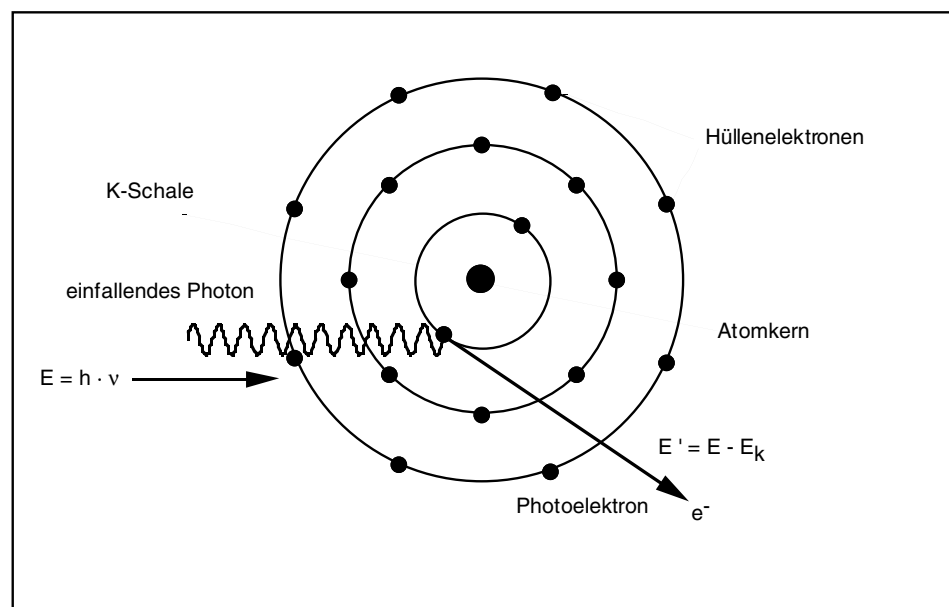


Abb. 3.1
Schematische Darstellung des Photoeffekts.

einfallenden Photons. Man bezeichnet diese Wechselwirkungsart daher auch als elastische Streuung. Im Bereich des sichtbaren Lichts ist die Rayleighstreuung beispielsweise verantwortlich für die Blaufärbung des Himmels, da bevorzugt die kurzwelligen und höherenergetischen blauen Lichtquanten gestreut werden. Bei der üblicherweise verwendeten Projektionstechnik, die dem

Prinzip des Schattenwurfs folgt, sind nur solche Quanten bildgebend, die sich auf direktem Wege von ihrem Entstehungsort bis zum Ort, an dem die Detektion stattfindet, bewegen. Daher sind Röntgenquanten, die auf klassische Weise gestreut wurden, infolge der Änderung ihrer Flugrichtung für die Bildgebung unbrauchbar.

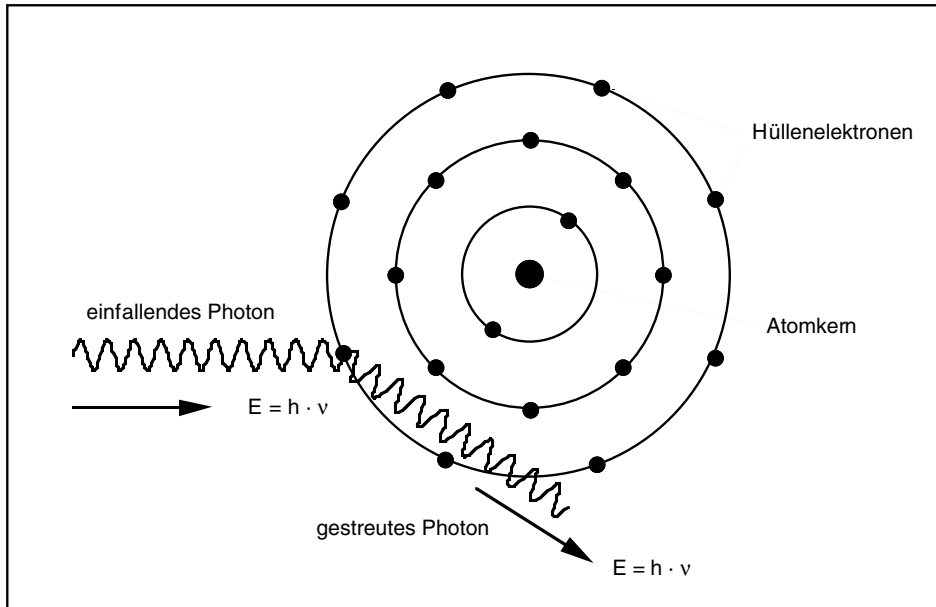


Abb. 3.2
Prinzip der Rayleighstreuung.

Comptonstreuung

Im Gegensatz zur Rayleighstreuung findet bei der Comptonstreuung zusätzlich eine Energieübertragung zwischen einfallendem Photon und dem wechselwirkenden Hüllenelektron statt. D.h. das einfallende Photon besitzt, wenn es den Ort der Wechselwirkung als gestreutes Photon wieder verläßt, eine geringere Energie

als zuvor; es ist - in der Sprache des Wellenbildes - langwelliger geworden (Abb. 3.3). Die Wechselwirkung findet vorwiegend mit den relativ schwach gebundenen Elektronen der äußeren Atomhülle statt. Das betreffende Elektron wird dabei freigesetzt. Als kinetische Energie erhält es den bei der Wechselwirkung übertragenen Energiebetrag, vermindert um seine Bindungsenergie.

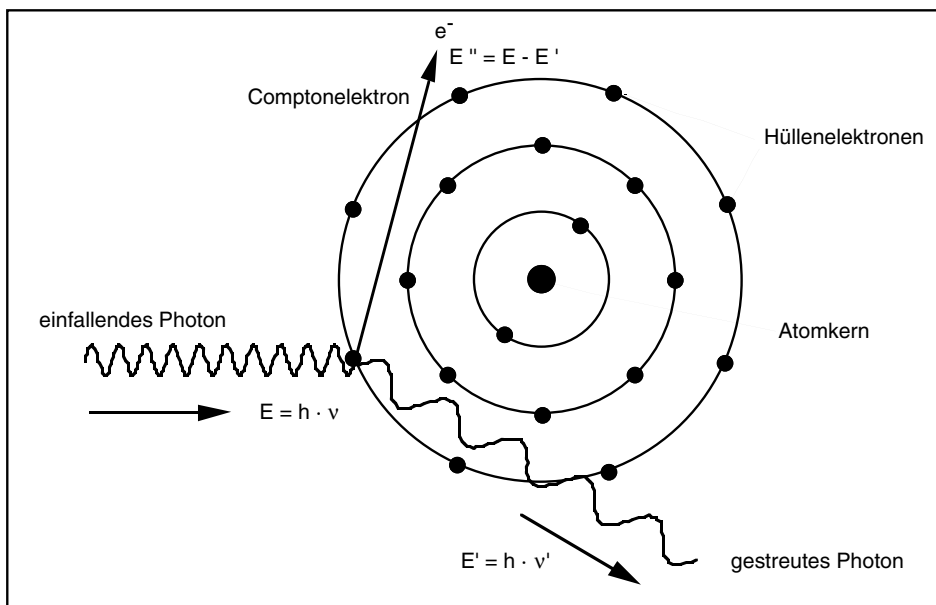


Abb. 3.3
Schematische Darstellung des Comptoneffekts.

Mit den Mitteln der klassischen Physik war die Comptonstreuung nicht erklärbar. Die Erklärung setzt nämlich voraus, daß sich das einfallende Photon wie ein Teilchen verhält, dessen Energie in Form von Bewegungsenergie vorliegt. Der Comptoneffekt ist daher ein Beleg für den dualen Charakter des Lichts und damit auch der Röntgenstrahlung (Welle-Teilchen-Dualismus). Die Winkelbeziehung zwischen dem gestreuten Photon und dem freigesetzten Comptonelektron unterliegt ebenso wie das Ausmaß der dabei erfolgenden Energieübertragung einem gesetzmäßigem Zusammenhang.

Aufgrund dieser Zusammenhänge eignet sich der Comptoneffekt prinzipiell auch zur Bildgebung. Für biologische Materialien, bei denen der Comptoneffekt

die vorwiegende Wechselwirkungsart ist, wäre diese Abbildungsmethode sogar effizienter als die übliche Projektionstechnik. Allerdings werden die Photonen bei den in der Röntgendiagnostik üblichen Objektdicken überwiegend mehrfach gestreut. Hierdurch geht die bei der Bildgebung erforderliche Ortsinformation teilweise oder ganz verloren. Zum Einsatz kommt die Röntgenabbildung mittels Comptonstreuung daher nur in der Materialuntersuchungstechnik bei geringen Materialdicken (Harding89). In der Röntgendiagnostik stellt Compton-gestreuete Strahlung wegen der verlorengegangenen Ortsinformation dagegen einen Störfaktor dar, den es mit geeigneten Mitteln (Streustrahlenraster, Abstandstechnik) möglichst weit zu reduzieren gilt.

Strahlenschwächung

Schwächungsgesetz, linearer und Massen-Schwächungskoeffizient

Eine zentrale Rolle zur quantitativen Beschreibung der Wechselwirkung nimmt das Schwächungsgesetz ein:

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu d} \quad \text{bzw.} \quad I = I_0 \cdot e^{-\frac{\mu}{\rho} \rho d} \quad (3.1)$$

Hierbei sind I_0 und I die Strahlungsintensitäten vor und hinter der Materialschicht, d ist die Schichtdicke und μ

der (totale) lineare Schwächungskoeffizient des Materials, in dem die Wechselwirkung stattfindet. Der Schwächungskoeffizient, der die Materialeigenschaften beschreibt, setzt sich aus den Beiträgen der drei Wechselwirkungsarten zusammen:

$$\mu_{\text{total}} = \mu_{\text{photo}} + \mu_{\text{compton}} + \mu_{\text{rayleigh}} \quad (3.2)$$

Bei μ/ρ handelt es sich um den Massenschwächungskoeffizienten, der sich aus dem linearen Schwächungskoeffizienten nach Division durch die Dichte ρ des betreffenden Materials ergibt. Hierdurch werden alle Materialien auf dieselbe Dichte normiert und damit unabhängig davon, in welcher Form sie vorliegen, in ihrer Wirkung miteinander vergleichbar.

Wechselwirkung am Beispiel Aluminium

Die wesentlichen Merkmale des Schwächungskoeffizienten sind in Abb. 3.4 am Beispiel des Elements Aluminium erkennbar. Hierzu sind der (totale) Massenschwächungskoeffizient und seine drei Einzelbeiträge in doppelt-logarithmischer Form als Funktion der Photonenenergie dargestellt (alle in diesem Buch verwendeten Schwächungskoeffizienten wurden der Quelle Boone97 entnommen). Bei niedrigen Energien dominiert der Photoeffekt, während der Comptoneffekt nur sehr schwach ausgeprägt ist. Der Beitrag des Photoeffekts fällt mit zunehmender Photonenenergie E rapide ab (mit etwa der 3. Potenz von E); der Comptoneffekt hängt dagegen nur schwach von der Photonenenergie ab. Die Rayleighstreuung nimmt hinsichtlich Beitragshöhe und Energieabhängigkeit eine mittlere Rolle ein.

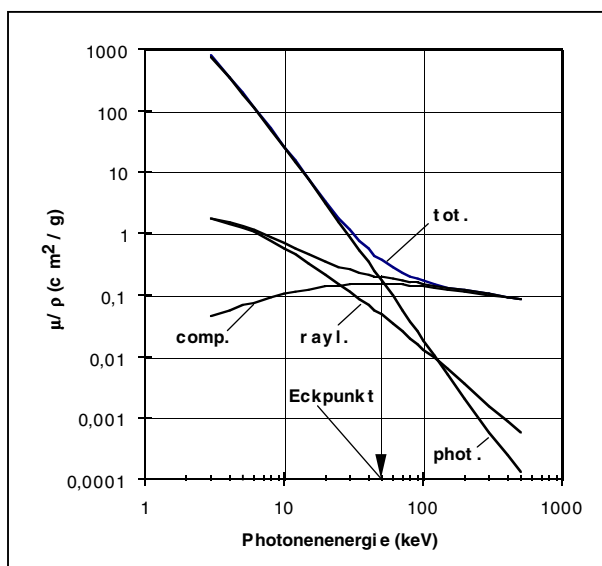


Abb. 3.4

Beiträge der drei Wechselwirkungsarten zum totalen Massenschwächungskoeffizienten μ/ρ am Beispiel Aluminium (phot. = Photoeffekt, rayl. = Rayleighstreuung, comp. = Comptonstreuung, tot. = totaler Massenschwächungskoeffizient).

Aufgrund dieser Charakteristik bilden oberhalb von einer bestimmten Energie die Streuprozesse (Compton- plus Rayleighstreuung) die dominierende Art der Wechselwirkung. Die Lage dieses ‚Eckpunktes‘ ist abhängig vom jeweiligen Material. Im Falle von Aluminium (Al, $Z = 13$) liegt der Eckpunkt bei rund 50 keV.

Materialien, die sich aus Elementen mit niedrigerer Ordnungszahl zusammensetzen (z.B. Wasser, Kunststoffe, menschliches Gewebe), unterscheiden sich von diesem Beispiel in zweierlei Hinsicht: Zum einen fällt der Massenschwächungskoeffizient bei ihnen deutlich niedriger aus (fällt mit der 3. Potenz von Z); zum anderen verlagert sich der Eckpunkt, von dem an die Streuung dominiert, zu niedrigeren Energien. Bei Materialien aus Elementen mit höherer Ordnungszahl verhält es sich genau umgekehrt. Im Anwendungsbereich der Röntgendiagnostik gilt daher: Materialien mit niedrigem Z schwächen vergleichsweise wenig und machen dies vorwiegend über Streuprozesse. Materialien mit hohem Z schwächen dagegen relativ stark und benutzen dabei in erster Linie den Photoeffekt.

Schwächungskurve, Strahlenqualität

Die Abnahme der Strahlenintensität mit zunehmender Dicke der Materialschicht (Schwächungskurve) ist in Abb. 3.5 dargestellt. Wegen des exponentiellen Charakters des Schwächungsgesetzes wählt man hierzu in der Regel eine halblogarithmische Darstellung. Als 1. Halbwertschichtdicke (HWD) bezeichnet man die Materialdicke, bei der die Intensität (d.h. die Dosis auf Basis der Luftkerma) auf die Hälfte abgenommen hat; die Dicke, bei der eine weitere Halbierung stattgefunden hat, ist die 2. Halbwertschichtdicke.

Die Werte für die Halbwertschichtdicken hängen einerseits von dem betreffenden Material, andererseits von der Zusammensetzung des jeweiligen Strahlenspektrums ab. Sie stellen ein Maß für die Durchdringungsfähigkeit der Strahlung dar (Strahlenqualität). Die Tatsache, daß man es mit einem breiten, polychromatischen Strahlenspektrum zu tun hat, äußert sich in der Form der Schwächungskurve. Diese verläuft nicht streng exponentiell (d.h. in der gewählten Darstellungsform als gestrichelte Gerade); vielmehr nimmt die Steigung der Kurve kontinuierlich ab, hervorgerufen durch die zunehmende Aufhärtung des Spektrums mit wachsender Schichtdicke (siehe nächster Abschnitt). Daher fällt die 2. HWD stets größer aus als die 1. HWD. Das Verhältnis aus 1. und 2. HWD bezeichnet man als Homogenitätsgrad.

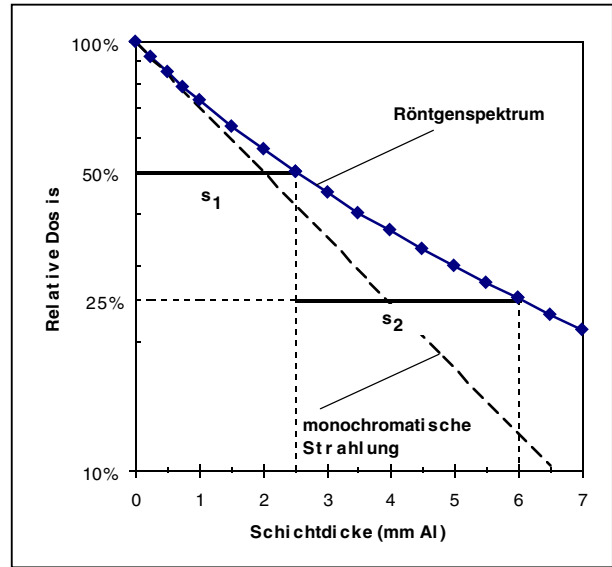


Abb. 3.5 Schwächungskurve eines Röntgenspektrums (70 kV, Filterung 2,5 mm Al) und Ermittlung der 1. und 2. Halbwertschichtdicke (s_1 bzw. s_2).

Ein anderes Maß für die Strahlenqualität ist die effektive Energie. Über die effektive Energie wird versucht, das gesamte Spektrum durch eine einzige Zahl zu charakterisieren (z.B. 30 keV). Für die effektive Energie gibt es unterschiedliche Definitionen mit ebenso unterschiedlichen Ergebnissen. Sie hängen davon ab, auf welchen Effekt man sich bezieht. Eine häufiger verwendete Definition benutzt die 1. HWD s_1 mit dem für die Röntgendiagnostik typischen Referenzmaterial Aluminium und der Luftkerma als Maß für die Intensität. Hierzu bildet man mittels

$$\mu_{eff} = \ln 2 / s_1 \quad (3.3)$$

zunächst den effektiven Schwächungskoeffizienten. Anschließend kann man mit Hilfe einschlägiger Tabellenwerke (z.B. McMaster69, Boone97) die Photonenenergie ermitteln, bei der der Schwächungskoeffizient von Aluminium mit μ_{eff} übereinstimmt, und erhält auf diese Weise die effektive Energie des Spektrums.

Bei der effektiven Energie handelt es sich jedoch keinesfalls - wie man vielleicht annehmen könnte - um eine Konstante des Spektrums. Vielmehr ändert sich die effektive Energie beim Passieren einer Materialschicht sukzessive und besitzt auf der Strahlenaustrittsseite einen anderen, höheren Wert als beim Eintritt der Strahlung.

4. Filterung der Röntgenstrahlung

Die Filterung des Strahlenspektrums dient hauptsächlich dazu, die weichen Anteile des Spektrums, die aufgrund ihres geringen Durchdringungsvermögens nicht zur Bildgebung beitragen, zu reduzieren. Ziel ist dabei die

Verringerung der Strahlendosis, die dem Patienten bei jeder Anwendung von Röntgenstrahlung zwangsläufig verabreicht wird.

Filtereigenschaften

Filterwirkung

Abb. 4.1 zeigt die beiden wesentlichen Merkmale der Filterung: Aufhärtung und Schwächung. Bedingt durch die Abhängigkeit des Schwächungskoeffizienten von der Photonenenergie (s. Abb. 3.4) werden die niederenergetischen, weichen Bestandteile des Spektrums stärker geschwächt als die hochenergetischen. Hieraus resultiert eine Verschiebung des Spektrums hin zu höheren Energien, die man mit ‚Aufhärtung‘ bezeichnet. Allerdings ist die Trennschärfe von Strahlenfiltern generell nicht sehr ausgeprägt. Dies führt dazu, daß bei jeder Filteranwendung ein Teil der zur Bildgebung nutzbaren Photonen quasi mit auf der Strecke bleibt. D.h. das Spektrum wird, wenn auch weniger stark, in seinen wesentlichen Bestandteilen ebenfalls geschwächt.

Mindest- und Zusatzfilterung

Das Strahlenspektrum ungefilterter Röntgenröhren enthält in großem Umfang weiche Röntgenstrahlung. Dies gilt insbesondere für moderne Röhren mit einem Vaku-

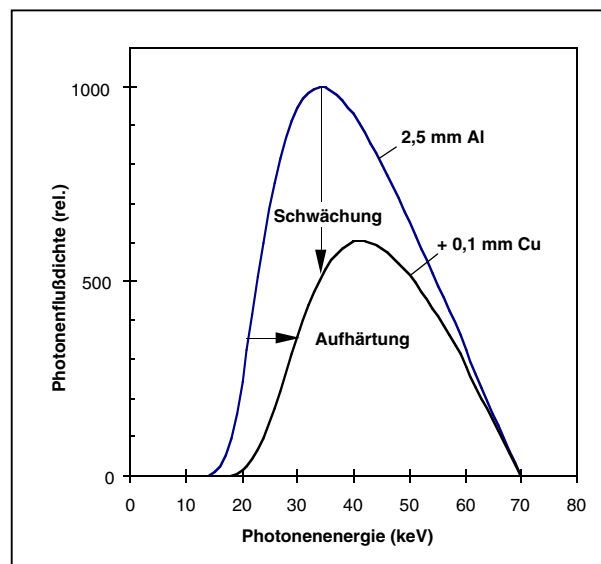


Abb. 4.1
Filterwirkung - Aufhärtung und Schwächung.

umgefaß aus Metall und einem Strahlenaustrittsfenster aus Beryllium, einem Material mit Ordnungszahl $Z = 4$

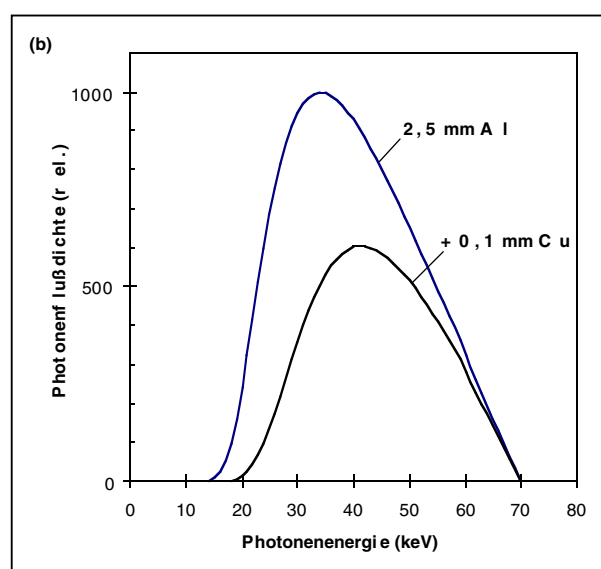
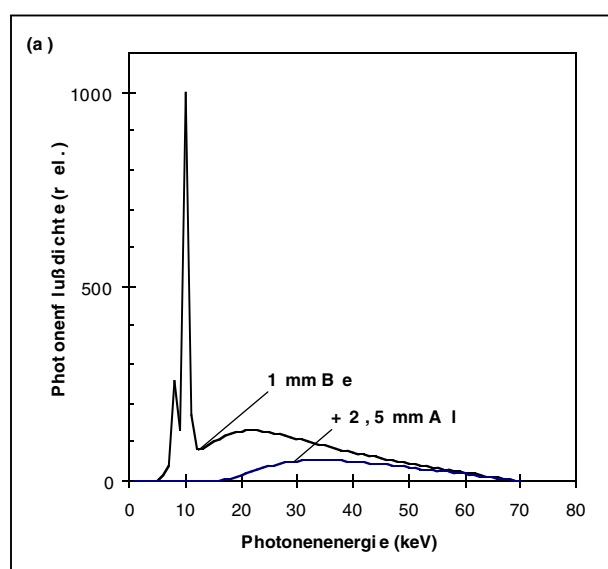


Abb. 4.2
Röntgenspektrum - Einflußgröße Filterung (a: Mindestfilterung mit 2,5 mm Al; b: Zusatzfilterung mit 0,1 mm Cu).

und geringem Absorptionsvermögen. Entsprechend gering ist die Eigenfilterung derartiger Röhren. Abb. 4.2a zeigt das zugehörige Strahlenspektrum, bei dem im Bereich um 10 keV die charakteristische L-Strahlung des betreffenden Anodenmaterials (Wolfram) deutlich hervortritt. Durch einschlägige Vorschriften und Normen (z.B. DIN95) ist gewährleistet, daß Röntgenanlagen mit einer Mindestfilterung ausgeliefert werden, die in ihrer Wirkung in der Regel 2,5 mm Aluminium entspricht. Hierdurch werden die Bestandteile unterhalb von ca. 15 keV einschließlich der L-Strahlung vollständig entfernt.

Über die mindesterforderliche Filterung hinaus kann es bisweilen sinnvoll sein, das Spektrum aus strahlenhygienischen Gründen zusätzlich zu filtern. In einigen Anwendungsgebieten (Pädiatrie, interventionelle Kardiolo-

gie) ist dies bindend vorgeschrieben (RöV98). Abb. 4.2b zeigt die spektralen Veränderungen, die sich bei Verwendung eines Zusatzfilters aus 0,1 mm Kupfer ergeben. Neben den unbestreitbaren Vorteilen (Dosisverringereung) müssen bei einem Einsatz von Zusatzfiltern allerdings auch deren Nachteile mitbetrachtet werden. Zur bereits erwähnten Schwächung (Konsequenz: längere Aufnahmezeiten) gesellt sich infolge der Aufhärtung eine verminderte Kontrastgebung. Der Kontrastverringereung könnte man leicht begegnen, indem man gleichzeitig die Spannung verringert. Dies würde allerdings das Intensitätsproblem weiter verschärfen. Daher läßt sich nur dort, wo entweder fragestellungs- oder anlagenbedingt entsprechende Leistungsreserven vorhanden sind, Zusatzfilterung ohne Nachteile für die Bildgebung einsetzen.

Filteräquivalenz

Im Bereich des Strahlenaustrittsfensters eines Röntgenstrahlers befinden sich zumeist eine Reihe unterschiedlicher Materialien, die insgesamt zur Filterung beitragen (Glas, Kunststoff, Isolationsöl, Beryllium, Aluminium etc.) Hierbei stellt sich zwangsläufig die Frage nach der Vergleichbarkeit dieser Materialien hinsichtlich ihrer Filterwirkung. Dasselbe gilt für die Verwendung bestimmter Materialien als Zusatzfilter. In der Röntgendiagnostik stellt Aluminium eine Art ‚Leitwährung‘ dar, d.h. die Dicke eines bestimmten Materials wird durch das entsprechende Aluminium-Äquivalent ausgedrückt.

Die Charakteristik eines Materials wird eindeutig durch den Verlauf seines Schwächungskoeffizienten in Abhängigkeit von der Photonenergie bestimmt (s. Abb. 3.4). Generell gilt, daß nur im Bereich des Photoeffekts, wo der Schwächungskoeffizient eine starke Energieabhängigkeit aufweist, die gewünschte selektive Wirkung (d.h. bevorzugte Unterdrückung der nicht bildgebenden weichen Spektralkomponenten) gegeben ist. Im Bereich des Comptoneffekts, wo sich der Schwächungskoeffizient nur geringfügig mit der Energie ändert, werden dagegen alle Spektralkomponenten annähernd gleich stark

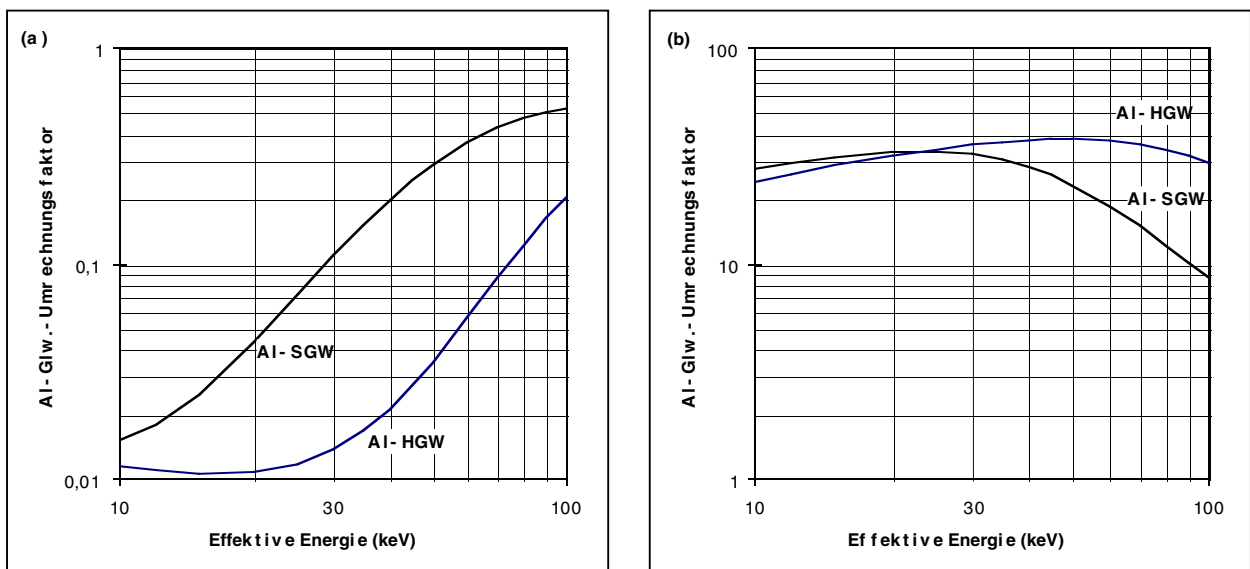


Abb. 4.3 Umrechnungsfaktoren zur Ermittlung des Aluminium-Schwächungs- und Härtungsgleichwert (SGW bzw. HGW) (a: Beryllium ($Z < Z_{Al}$), b: Kupfer ($Z > Z_{Al}$)).

geschwächt. In der Optik bezeichnet man ein Filter mit einer solchen Charakteristik als ‚Graufilter‘.

Für die selektive Wirkung eines Filters ist daher die Steigung des Verlaufs seines Schwächungskoeffizienten in Abhängigkeit von der Photonenenergie maßgeblich. Der Wert des Schwächungskoeffizienten ist dagegen ein Maß für sein generelles Schwächungsverhalten. Den Bezug zum Referenzmaterial Aluminium stellt man her, indem im ersten Fall die Steigungen, im zweiten Fall die Werte der Schwächungskoeffizienten der beiden Materialien zueinander ins Verhältnis gesetzt werden (Nagel-86). Man spricht dann vom Aluminium-Härtungsgleichwert (Al-HGW) bzw. vom Aluminium-Schwächungsgleichwert (Al-SGW). Maßgeblich für die Wirkung eines Materials als Strahlenfilter ist in erster Linie sein Härtungsgleichwert.

Beide Arten von Al-Gleichwerten ändern sich mehr oder weniger stark mit der Strahlenqualität. Abb. 4.3 verdeutlicht dies für die Elemente Beryllium (Be, $Z = 4$) und Kupfer (Cu, $Z = 29$), die stellvertretend für Materialien mit kleinerer bzw. größerer Ordnungszahl als der von Aluminium (Al, $Z = 13$) stehen. Der Schwächungsgleichwert, insbesondere der von Materialien mit niedriger Ordnungszahl, zeigt eine ausgesprochen starke Strahlenqualitätsabhängigkeit; d.h. der Schwächungsgleichwert eines Materials ist auf der Strahleneintrittsseite des Patienten ein anderer als auf der Austrittsseite. Dagegen ist der Härtungsgleichwert verhältnismäßig konstant. Im Falle von Kupfer beträgt der Umrechnungsfaktor beispielsweise 35; d.h. ein 0,1 mm dickes Cu-Filter entspricht als Filter 3,5 mm Al. Auf ähnliche Weise lassen sich die Al-Härtungsgleichwerte anderer Materialien bestimmen und zum Gesamtfilter addieren.

Optimale Filtermaterialien

Optimal ist ein Filtermaterial, wenn es maximalen Nutzen (Dosisreduzierung) mit minimalen Nachteilen (Aufnahmezeitverlängerung, Kontrastminderung) kombiniert. Maßgeblich ist auch hierfür die Ordnungszahl des Materials in Verbindung mit dem Verlauf des Schwächungskoeffizienten. Dieser ist in Abb. 4.4 exemplarisch für vier Elemente (Beryllium, Aluminium, Kupfer und Gadolinium) dargestellt. Beryllium steht dabei stellvertretend für Materialien aus Elementen mit niedriger Ordnungszahl Z (Isolationsöl, Kunststoffe). Deren Eck-

punkt liegt bei niedrigen Energien (< 25 keV), so diese Materialien vorwiegend als ‚Graufilter‘ wirken. Derartige Filter sind im Grunde unerwünscht, weil sie die Strahlung überwiegend schwächen statt sie zu filtern. Kupfer ($Z = 29$) ist dagegen ein Material, dessen Eckpunkt bei 130 keV liegt und deshalb über den gesamten Energiebereich der Röntgendiagnostik hochselektiv wirkt. In der Sprache der Elektrotechnik bezeichnet man so etwas als ‚Hochpaßfilter‘.

Bei Gadolinium handelt es sich um ein Element aus der Familie der Selten-Erd-Metalle mit hoher Ordnungszahl (Gd, $Z = 64$). Der sprunghafte Anstieg des Schwächungskoeffizienten bei 50 keV wird als ‚Absorptionskante‘ bezeichnet und hängt mit der K-Schale des betreffenden Elements zusammen. Photonen, deren Energie oberhalb der Kantenenergie E_K liegt, finden eine zusätzliche Möglichkeit zur Wechselwirkung vor. Daraus resultiert die verstärkte Schwächung.

Zwar weisen sämtliche Elemente des Periodensystems eine derartige Absorptionskante auf. Doch insbesondere bei Elementen mit niedrigen Ordnungszahlen ($Z < 30$) ist die Kante bei so niedrigen Energien angesiedelt, daß sie sich im Spektralbereich der Röntgendiagnostik nicht abzeichnet. Die Absorptionskante von Gd liegt dagegen bei 50 keV und damit mitten im diagnostischen Spektralbereich. Dadurch werden sowohl die weichen als - zumindest über einen gewissen Energiebereich - auch die harten Spektralbestandteile unterdrückt. Derartige Filter werden Kantenfilter genannt.

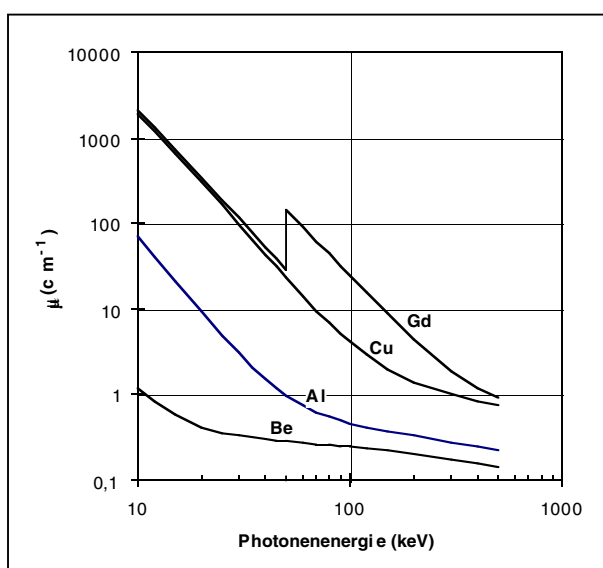


Abb. 4.4
Schwächungscharakteristik (linearer Schwächungskoeffizient μ) unterschiedlicher Filtermaterialien.

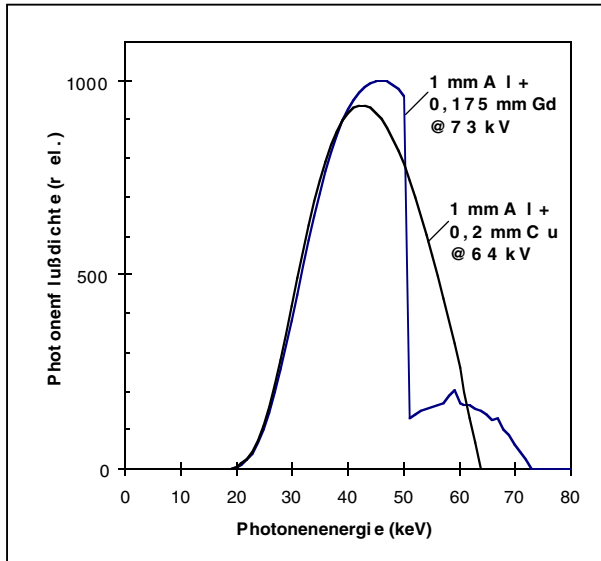


Abb. 4.5
Bandpaßfilterung durch Kantenfilter (Gd) und konventionelle Filter (Cu) bei entsprechender Spannungswahl.

Aufgrund ihrer Bandpaß-Charakteristik scheinen die letztgenannten Materialien für Filterzwecke prädestiniert zu sein. Quantitative Untersuchungen haben allerdings gezeigt, daß Kantenfilter bei Berücksichtigung sämtlicher Aspekte nur geringfügige Vorteile bieten (Koedooder86, Nagel89, Gagne94). Die gewünschte Bandpaßcharakteristik läßt sich in nahezu gleichwertiger Weise auch mit optimalen konventionellen Filtern wie z.B. Kupfer oder Eisen erzielen, wenn man eine entsprechende Absenkung der Röhrensorgung vornimmt (Abb. 4.5). Außerdem sind die spezifischen Vorteile von Kantenfiltern auf einen bestimmten Spannungsbereich beschränkt. Bei Spannungen, die numerisch wesentlich höher liegen als die Kantenenergie, versagt zunehmend die Unterdrückung der harten Spektralkomponenten. Von einer Bandpaßcharakteristik kann dann nicht länger die Rede sein.

In Abb. 4.6 ist in qualitativer Weise die ‚Filtergüte‘ als Funktion der Ordnungszahl dargestellt. Die Filtergüte beinhaltet alle für die Beurteilung eines Filters maßgeblichen Faktoren (Schwächungsverhalten, Dosisreduzierung, Kontrastgebung). Optimal sind demnach Hochpaßfilter wie Kupfer und Eisen (Fe, $Z = 26$) sowie Kantenfilter wie Gadolinium und Holmium (Ho, $Z = 67$), sofern es um diagnostische Röntgenanwendungen mit Spannungen zwischen 60 und 80 kV geht. Ungeeignet sind - wie bereits erwähnt - Materialien mit niedriger Ordnungszahl (Graufilter) sowie Materialien mit Absorptionskante wie Niob (Nb, $Z = 40$, $E_k = 19$ keV) und Zinn (Sn, $Z = 50$, $E_k = 29$ keV), deren Kantenenergie numerisch weit unterhalb der Röhrensorgung angesiedelt ist (‚Pseudo-Kantenfilter‘). Werden jedoch entspre-

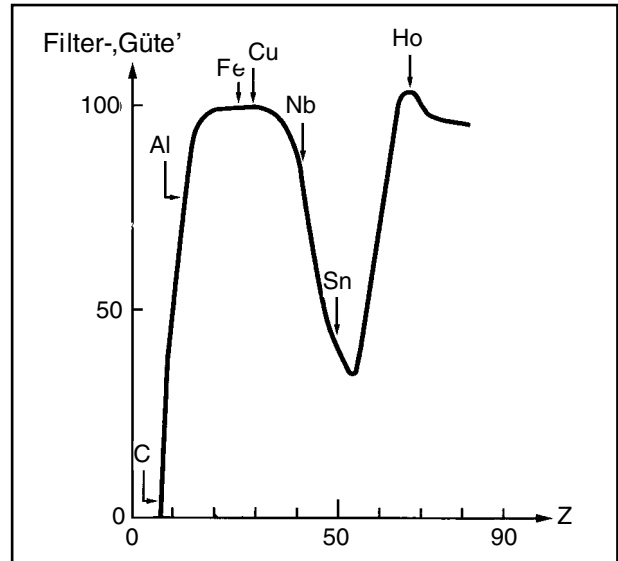


Abb. 4.6
Filter-,Güte' unterschiedlicher Materialien als Funktion ihrer Ordnungszahl Z bei 70 kV Röhrensorgung.

chend geeignete Spannungen verwendet, können derartige Materialien durchaus auch als Kantenfilter wirken (z.B. Molybdän (Mo, $Z = 42$, $E_k = 20$ keV) in der Mammographie bei Spannungen von 25 bis 30 kV).

5. Wechselwirkung mit dem Objekt (Kontrastgebung)

Zweck der Bildgebung mittels Röntgenstrahlung ist die Gewinnung von Informationen über morphologische oder funktionelle Details aus dem Körperinneren. Dazu

muß das Strahlenbündel den gesamten Körperquerschnitt durchdringen. Die örtlich variierenden Absorptionsverhältnisse sind Grundlage für die Kontrastgebung.

Wechselwirkung und Abhängigkeiten

Schwächung und Aufhärtung im Objekt

Beim Passieren des Körperquerschnitts erfährt das Strahlenspektrum sowohl in seiner Zusammensetzung als auch in seiner Intensität erhebliche Veränderungen. Wie im Falle der Filterung wird das Spektrum geschwächt und gleichzeitig aufgehärtet. Die Effekte fallen jedoch, bedingt durch die größere Dicke des Objekts, wesentlich stärker aus. Abb. 5.1 zeigt dies am Beispiel eines 15 cm dicken Objekts. Die Intensität der Strahlung hinter dem Objekt beträgt nur noch einen Bruchteil des Wertes auf der Eintrittsseite (Größenordnung 1%). Die effektive Energie des Spektrums verschiebt sich von röhrenseitig 20 bis 30 keV hin zu 40 bis 60 keV auf der Bildempfängerseite. Dies hat Konsequenzen im Hinblick auf die Zeitdauer einer Aufnahme wie auch auf die Kontrastgebung.

Einfluß der Objektstärke

Der Einfluß der Objektstärke auf das Spektrum, das den Patienten wieder verläßt, wird exemplarisch aus Abb.

5.2 ersichtlich. Mit zunehmender Objektstärke erfährt das Spektrum erwartungsgemäß eine weitere Schwä-

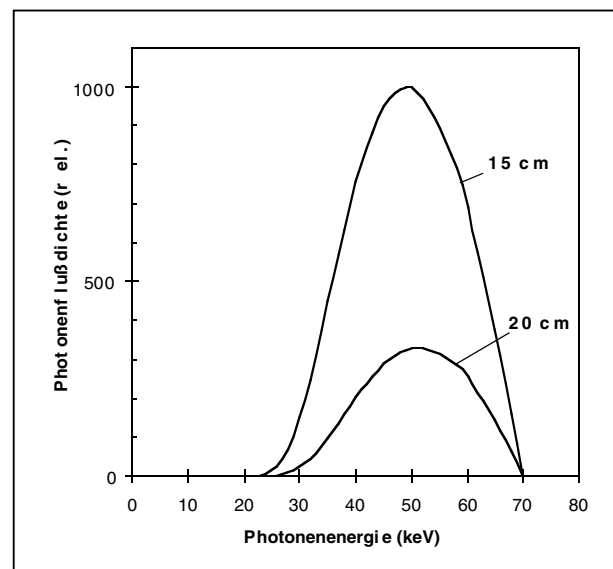


Abb. 5.2
Röntgenspektrum - Einflußgröße Objektstärke (15 cm, 20 cm Gewebe).

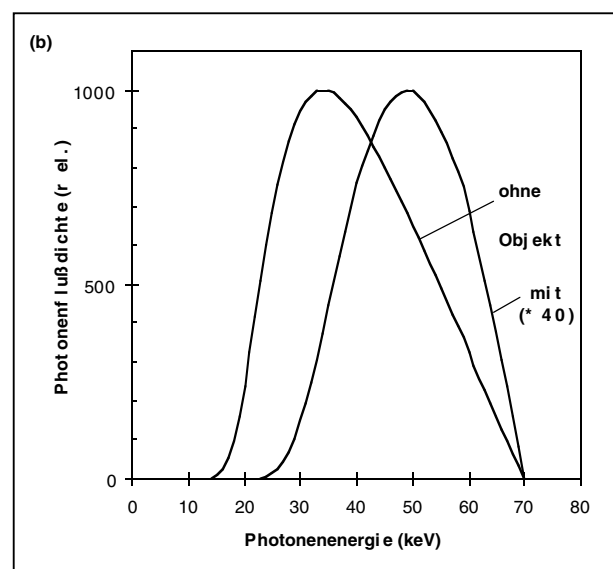
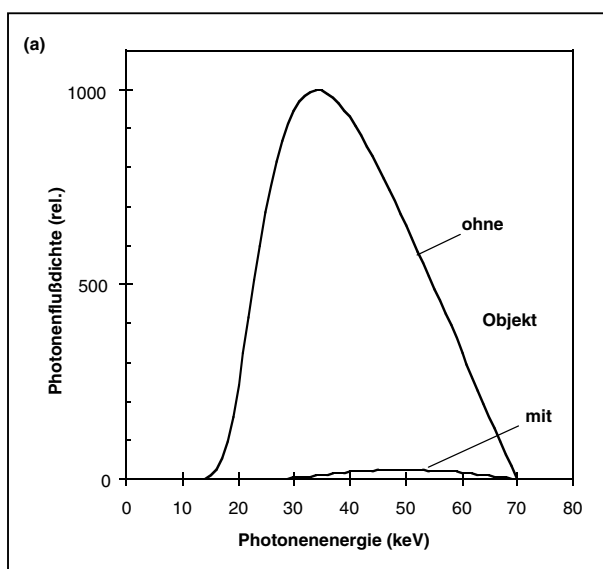


Abb. 5.1
Röntgenspektrum - Schwächung (a) und Aufhärtung (b) im Objekt (15 cm Gewebe).

chung und Aufhärtung. Die Gewebe-Halbwertschichtdicke, d.h. der Betrag der Dickenzunahme, durch den die ursprüngliche Intensität halbiert wird, beträgt im Bereich der Röntgendiagnostik rund 3 cm. Bei Anwendungen mit niedriger Spannung (Weichteildiagnostik, z.B. Mammographie) liegt die Gewebe-Halbwertschichtdicke bei rund 2 cm, bei hohen Spannungen (z.B. Computertomographie) bei rund 4 cm. Je nach Dicke des Objekts und verwendeter Röhrenspannung variiert die Intensität des bildempfängerseitigen Spektrums zwischen 1/10 und 1/1000 des röhrenseitigen Werts.

Objektmaterialien

Die Absorptionscharakteristika der wichtigsten Objektmaterialien sind in Abb. 5.3 in Form des linearen Schwächungskoeffizienten dargestellt. Zum weitaus überwiegenden Teil besteht das zu durchdringende Objekt aus Gewebe (Muskel, Fett, Organe). Die Absorptionseigenschaften dieser Stoffe ähneln denen von Wasser oder bestimmten Kunststoffen (z.B. Plexiglas (PMMA)). Die Absorptionscharakteristik von Luft (Beispiel: Lunge) mit seinen Hauptbestandteilen Sauerstoff (O, Z = 8) und Stickstoff (N, Z = 7) entspricht in etwa der von Wasser. Da es sich bei Luft jedoch ein gasförmiges Material handelt, fällt sein linearer Schwächungskoeffizient um drei Größenordnungen kleiner aus. Ein weiteres, häufig anzutreffendes Material ist Knochen. Dessen Hauptbestandteil, Calcium (Z = 14), ist im Periodensystem der unmittelbare Nachbar von Aluminium und läßt sich für

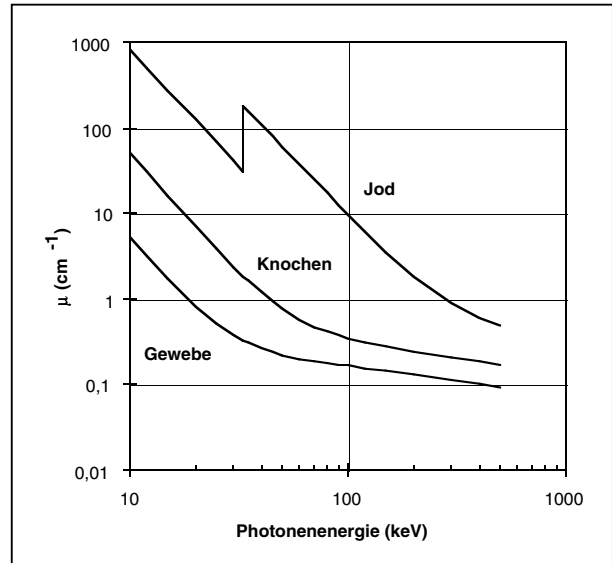


Abb. 5.3 Schwächungscharakteristik (linearer Schwächungskoeffizient μ) wichtiger Objektmaterialien.

bestimmte Zwecke (z.B. Prüfkörper zur Qualitätskontrolle) durch Al ersetzen.

Bei bestimmten Fragestellungen ist der Einsatz künstlicher Kontrastmittel erforderlich (z.B. Gefäßdarstellung). Hierzu verwendet man häufig Flüssigkeiten auf Jodbasis. Jod (J, Z = 53) besitzt aufgrund seiner hohen Ordnungszahl ein erhöhtes Absorptionsvermögen, das durch die bei 33 keV einsetzende K-Absorption zusätzlich gesteigert wird.

Kontrastgebung

Um bestimmte Details im Röntgenbild sichtbar machen zu können, müssen sich diese Details absorptionsmäßig hinreichend stark von Ihrer Umgebung abheben. Die Intensitäten I_1 und I_2 der beiden in Abb. 1.2 skizzierten Teilstrahlen müssen sich soweit voneinander unterscheiden, daß der daraus resultierende Strahlenkontrast

$$C = \frac{I_1 - I_2}{I_1} = \frac{\Delta I}{I_1} \quad (5.1)$$

stark genug ist, um am Ende der Abbildungskette (z.B. auf dem entwickelten Röntgenfilm oder am Befundungsmonitor) vom menschlichen Auge wahrgenommen werden zu können.

Abb. 5.4 verdeutlicht das Prinzip der Kontrastgebung am Beispiel Jod. Der für den Kontrast wesentliche Unterschied ΔI der beiden Teilintensitäten entspricht anschaulich der Differenz der Flächen der zugehörigen Spektren. Ohne die bei 33 keV einsetzende K-Absorpti-

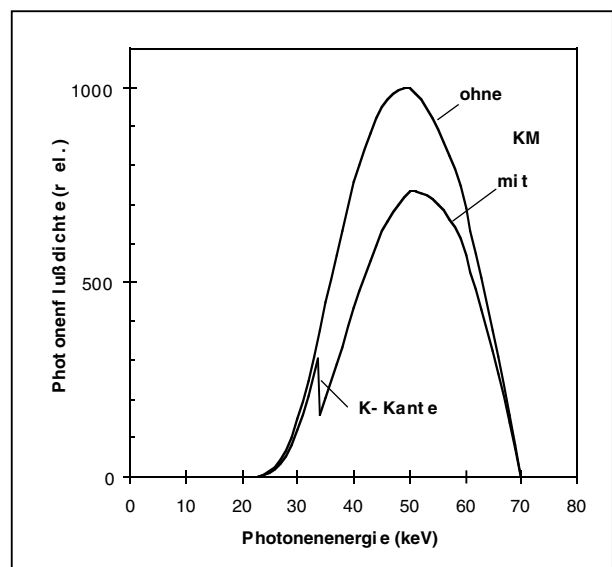


Abb. 5.4 Röntgenspektrum - Einflußgröße Kontrastmittel (0,1 M·cm Jod).

on würde diese Differenz nur sehr gering ausfallen und müßte durch eine entsprechend höhere Konzentration des Kontrastmittels kompensiert werden. Dem sind aus physikalischen und physiologischen Gründen (Kontrastmittelverträglichkeit) jedoch Grenzen gesetzt.

Mit zunehmender Photonenenergie, d.h. mit härter werdender Strahlung, nimmt die Kontrastgebung immer weiter ab. Ursache hierfür ist, daß sich die Schwächungskoeffizienten der einzelnen Materialien immer weniger unterscheiden. Die für die Kontrastgebung kritische Situation tritt außerdem stets dann ein, wenn die Dicke der abzubilden Details in Projektionsrichtung immer kleiner wird oder die Konzentration flüssiger Kontrastmittel immer weiter abnimmt. Im Bereich kleiner Kontraste (Niedrig-Kontrast) sind die Teilintensitäten I_1 und I_2 annähernd gleich. Der Strahlenkontrast wird dann gemäß

$$C \approx (\mu_2 - \mu_1) \cdot d_2 \quad (5.2)$$

von der Dicke d_2 sowie der Differenz zwischen den Schwächungskoeffizienten μ_2 des abzubilden Details und μ_1 des Grundmaterials des Objekts bestimmt. Da die Schwächungskoeffizienten mit zunehmender Photonenenergie immer kleiner werden und sich immer weiter annähern („kV macht grau“), sollten zur Verbesserung der Kontrastgebung möglichst niedrige Röhrensparnungen verwendet werden.

Aufgrund der limitierten Röhrenleistung, d.h. aus Aufnahmezeitaspekten, aber auch aus strahlenhygienischen Gründen stößt auch dies auf gewisse Grenzen. Außerdem ist es für bestimmte Fragestellungen (z.B. Thorax) insgesamt eher vorteilhaft, mit höheren Spannungen zu arbeiten (Hartstrahltechnik). Dadurch läßt sich der hohe Kontrastumfang, der sich aus dem starken Transparenzunterschied zwischen Lungengewebe und Mediastinum ergibt, reduzieren. Insgesamt ermöglicht eine Spannungserhöhung in diesen Situationen - trotz verringertem Detailkontrast - eine verbesserte visuelle Wahrnehmbarkeit.

Streustrahlung

Aufgrund der niedrigen Ordnungszahlen der im menschlichen Gewebe vertretenen Elemente erfolgt die Wechselwirkung mit dem Objekt vorwiegend über den Comptoneffekt. D.h. neben der Primärstrahlung muß in erheblichem Umfang Sekundärstrahlung in Form von Streustrahlung in alle Betrachtungen mit einbezogen werden. Auf der Patienteneintrittsseite geschieht dies durch die Strahlung, die aus dem Körperinneren rück-

gestreut wird. Hierdurch erhöht sich die Strahlendosis der oberflächennahen Körperregionen (z.B. die Hautdosis). Der Rückstreufaktor, d.h. das Verhältnis der Summe aus Primär- und Sekundärstrahlung zur Primärstrahlung an der Eintrittsfläche, nimmt mit wachsender Spannung, Filterung, Objektstärke und Feldgröße zu und kann im diagnostischen Spektralbereich Werte bis zu 1,5 annehmen (d.h. bis zu 50% der in das Objekt eintreten-

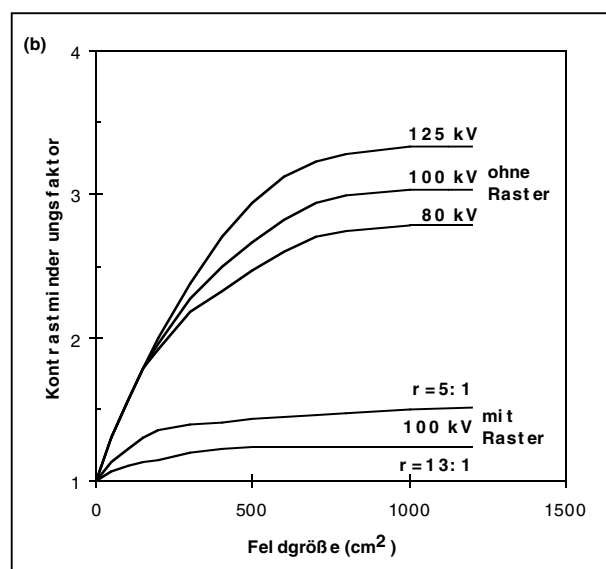
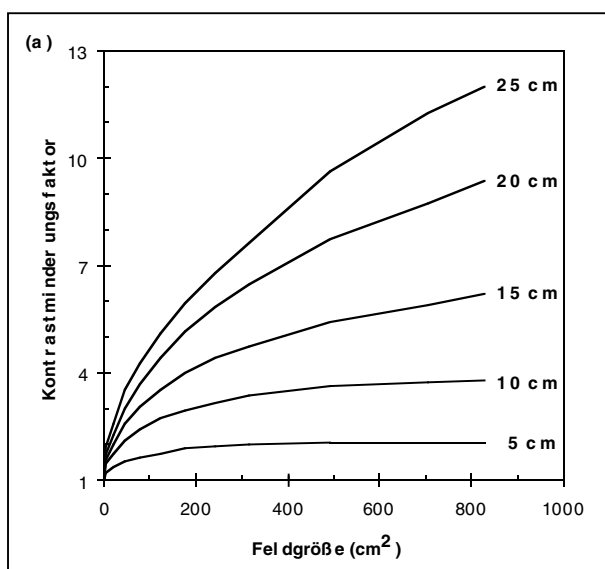


Abb. 5.5

Kontrastminderungsfaktor infolge Streustrahlung (a: Einfluß von Feldgröße und Objektstärke (Spannung: 100 kV), b: Einfluß von Feldgröße, Röhrensparnung und Schachverhältnis r des Streustrahlenrasters (Objektstärke: 10 cm)).

den Strahlung wird rückgestreut). Die rückgestreute Strahlung ist zudem die Hauptursache für die Strahlenexposition des Personals, das sich bei bestimmten Prozeduren in der Nähe des Patienten aufhalten muß.

Auf der Strahlenaustrittsseite ist das Streustrahlenniveau - absolut gesehen - wesentlich geringer. Im Hinblick auf die Bildgebung ist allerdings entscheidend, wie hoch das Verhältnis von Streustrahlung I_s zu Primärstrahlung I_p ist. In der Regel liegen die Werte deutlich über 1, d.h. es dominiert die Streustrahlung. Hauptproblem der Streustrahlung ist ihre kontrastmindernde Wirkung. Gegenüber der idealen, streustrahlenfreien Situation verringert sich der Kontrast um den Faktor $(I_p + I_s)/I_p$.

Das Ausmaß der detektorseitigen Streustrahlung wird im wesentlichen durch Objektstärke und Feldgröße bestimmt. Bei Einsatz von streustrahlenreduzierenden Maßnahmen (z.B. Raster) kommt naturgemäß hinzu, wie effizient sie die Streustrahlung bei möglichst hoher Durchlässigkeit für die Primärstrahlung reduzieren. In Abb. 5.5 ist der Kontrastminderungsfaktor $(I_p + I_s)/I_p$ in Abhängigkeit von den bestimmenden Einflußgrößen dargestellt. Ohne Streustrahlenunterdrückung wird der Kontrast typischerweise um den Faktor 5 (!), bei großen Objektstärken sogar noch stärker gemindert. Durch Einsatz von Rastern läßt sich die Streustrahlung zwar nicht vollständig eliminieren; der Kontrastminderungsfaktor wird jedoch ganz wesentlich verringert.

6. Absorption der Strahlung im Bildempfänger

Die Aufgabe eines bildgebenden Röntgensystems besteht in der Herstellung kontrastreicher, scharfer und rauscharmer Bilder. Die Röntgenstrahlung, die den Patienten verläßt, muß daher in geeigneter und möglichst effizienter Weise detektiert werden. Tab. 6.1 gibt einen

Überblick über die für die Röntgendiagnostik verwendbaren Detektoren. Die Beschreibung beschränkt sich auf Aspekte, die die Wechselwirkung zwischen Strahlung und Detektormaterial sowie die sich unmittelbar daran anschließenden Umwandlungsschritte betreffen.

Tab. 6.1
Bildgebende Detektorsysteme für die Röntgendiagnostik.

| Detektor | Typ | Beispiel | Produkt | Auslesung | Anwendung |
|--------------------|---------------------|----------------------------------|---------|----------------|-----------------|
| Verstärkungsfolie | Leuchtstoff | Gd ₂ O ₂ S | Licht | Film | Rad. |
| Speicherfolie | Speicherleuchtstoff | BaFBr | (Licht) | Ausleseeinheit | Rad. |
| Selendetektor | Photoleiter | Se | Ladung | Elektrometer | Rad. |
| Flachdetektor | Leuchtstoff | CsJ | Licht | TFT-Array | Rad., (Fluoro.) |
| Flachdetektor | Photoleiter | Se | Ladung | TFT-Array | Rad., (Fluoro.) |
| Bildverstärker | Leuchtstoff | CsJ | Licht | Fernsehkamera | Fluoro., (Rad.) |
| Gasdetektor | Ionisationskammer | Xe | Ladung | Elektrometer | CT |
| Festkörperdetektor | Leuchtstoff | Gd ₂ O ₂ S | Licht | Photodiode | CT |

Anm.: Rad. = Radiographie, Fluoro. = Fluoroskopie, CT = Computertomographie

Bildempfängertypen

Indirekt detektierende Bildempfänger

In der Röntgendiagnostik werden überwiegend indirekt detektierende Bildempfänger verwendet. D.h. die Bild-

information ist erst nach weiteren Schritten, die auf die primäre Wechselwirkung folgen, verfügbar. Dies ist beispielsweise der Fall bei Leuchtstoffen (Szintillatoren), in denen die bei der Wechselwirkung absorbierte Ener-

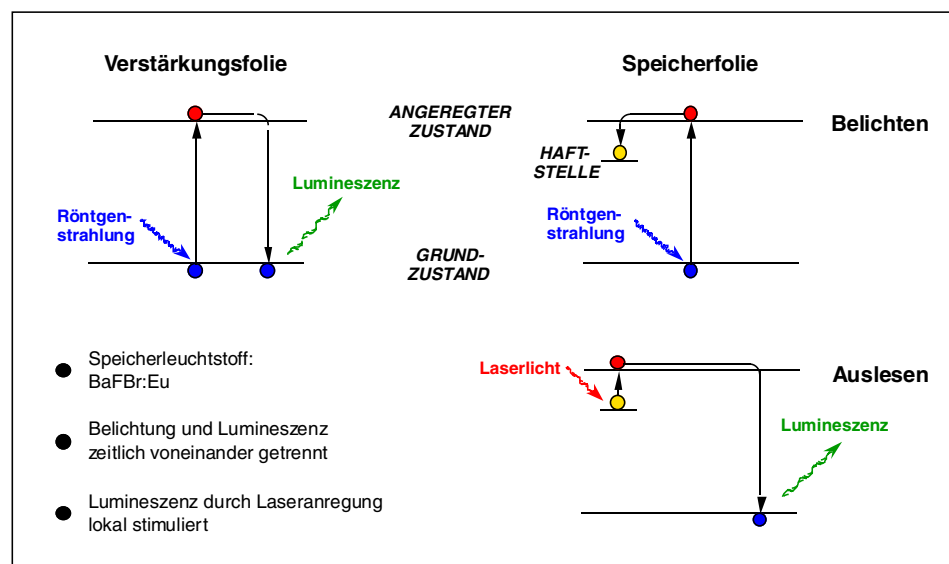


Abb. 6.1
Unterschiede in der Wirkungsweise von Verstärkungs- und Speicherfolien.

gie in sichtbares Licht umgewandelt wird. Hierzu zählen Verstärkungsfolien, Eingangsschirme von Bildverstärkern und Flachdetektoren, Festkörper-Detektorelemente in der Computertomographie (CT) und (mit gewissen Einschränkungen) Speicherfolien.

Die Wirkungsweise von Verstärkungsfolien und Speicherfolien wird aus Abb. 6.1 ersichtlich. In beiden Fällen führt die Energie, die bei der Absorption der Röntgenquanten freigesetzt wird, dazu, daß die Atome des Detektormaterials angeregt werden. Dabei werden ihre Elektronen auf ein energetisch höheres Niveau angehoben. Wenn die betreffenden Atome anschließend wieder in ihren stabilen Grundzustand übergehen, erfolgt dies unter anderem über die Emission von Lichtquanten.

Der wesentliche Unterschied zwischen Verstärkungsfolien und Speicherfolien ist, daß bei Verstärkungsfolien diese Emission spontan geschieht. Bei Speicherfolien erfolgt die Lichtemission dagegen verzögert und quasi nur auf besondere ‚Bestellung‘ hin. Die angeregten Elektronen verbleiben solange in einem metastabilen Zwischenniveau (Haftstelle), bis sie durch Stimulation mit Laserlicht zur Abgabe der gespeicherten Energie in Form von Lichtquanten veranlaßt werden.

Die Szintillatoren von Flachdetektoren zur Projektionsabbildung und von Festkörper-Detektorelementen in der CT entsprechen in ihrer Arbeitsweise den Verstärkungsfolien. Bei CT-Detektoren kommt es wegen der Detektorbewegung beim Scanvorgang zusätzlich auf besonders kurze Abklingzeiten der Lumineszenz an.

Das Prinzip des Röntgenbildverstärkers zeigt Abb. 6.2. Die primäre Wechselwirkung erfolgt in einem Eintritts-

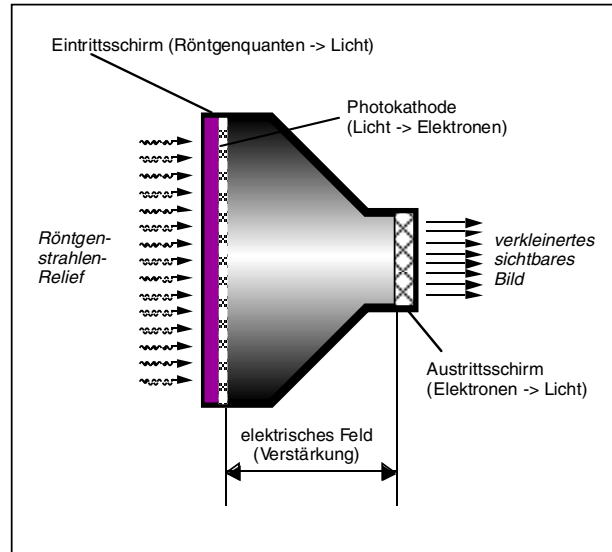


Abb. 6.2
Prinzip des Röntgenbildverstärkers.

schirm aus Cäsiumjodid (CsJ), einem Leuchtstoff. Unmittelbar hinter dem Leuchtstoff befindet sich eine Photokathode, deren Aufgabe darin besteht, die sekundären Lichtquanten in elektrische Ladungsträger umzuwandeln. Diese Ladungsträger lassen sich mit Hilfe eines elektrischen Feldes beschleunigen und durch eine Elektronenoptik so auf einen Austrittsschirm abbilden, daß ein verkleinertes und wesentlich verstärktes Bild auf dem Austrittsschirm erscheint. Im Austrittsschirm wird die Energie der absorbierten Elektronen wieder in sichtbares Licht zurückverwandelt. Das Bild, das dadurch am Austrittsfenster sichtbar wird, kann anschließend mit geeigneten Methoden aufgenommen und weiterverarbeitet werden

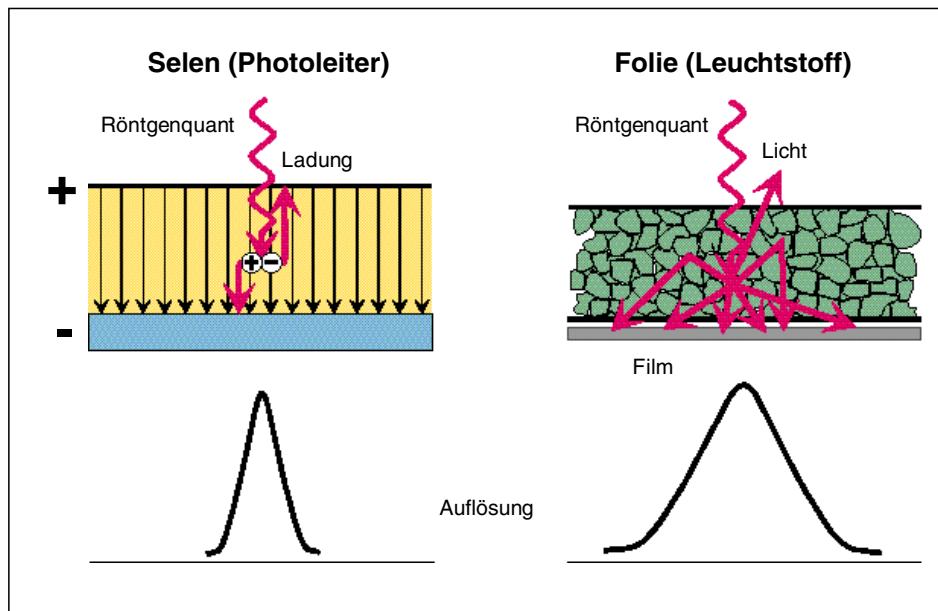


Abb. 6.3
Prinzip des Seldetektors im Vergleich zur Leuchtstoffolie.

Direkt detektierende Bildempfänger

Daneben gibt auch direkt detektierende Bildempfänger. Dies ist der Fall bei Gasdetektoren in der CT und bei Detektoren aus dem Photohalbleitermaterial Selen. Hierbei werden die Ladungsträger, die infolge der Wechselwirkung freigesetzt werden, ohne zusätzlichen Schritt zur Bildinformation genutzt. Abb. 6.3 verdeutlicht dies für einen Selendetektor. Selendetektoren werden beispielsweise in jedem Photokopierer verwendet. Bei der Verwendung als Röntgendetektor erfolgt die ‚Belichtung‘ anstelle von Licht mittels Röntgenstrahlung. Die bei der Absorption erzeugten Ladungsträger werden infolge des elektrischen Felds, das durch vorherige Aufladung der Selenschicht hergestellt wurde, getrennt und wandern zu den Rändern der Schicht. Dadurch wird die Oberfläche der Selenschicht lokal entladen. Das Ausmaß der Entladung entspricht der Intensität der absorbierten Röntgenstrahlung. Das Ladungsmuster an der Oberfläche kann anschließend in geeigneter Weise abgetastet und der weiteren Verarbeitung zugeführt werden. Ein wesentlicher Unterschied gegenüber den Leuchtstoffmaterialien ist die hohe inhärente Schärfe des Selen. Bei Leuchtstoffen muß dagegen immer eine gewisse Unschärfe hingenommen werden, weil die Lichtquanten ungerichtet emittiert werden und zum Bildaufnehmer hin einen Lichtkegel bilden.

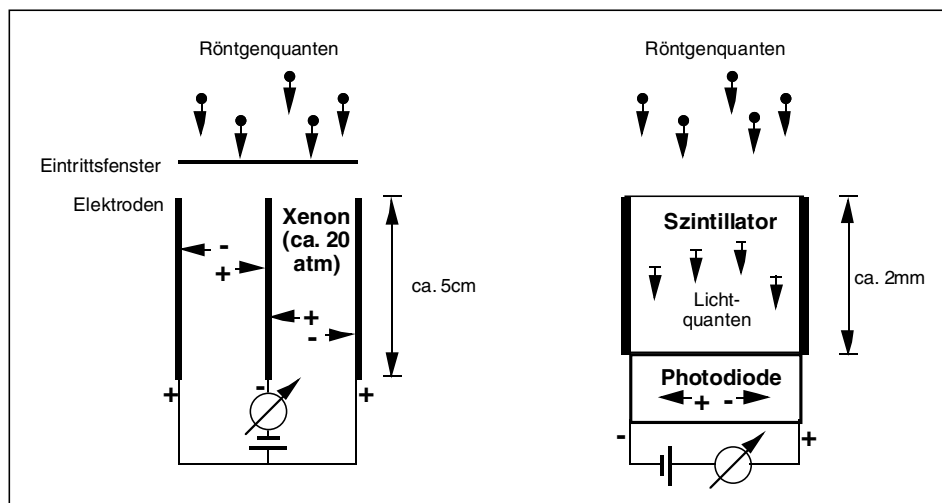
Gasdetektoren werden ausschließlich in der Computertomographie verwendet. Das Einzelelement eines CT-Gasdetektors zeigt Abb. 6.4. Bei der Wechselwirkung der Röntgenquanten mit den Gasatomen werden durch Ionisation Ladungsträgerpaare erzeugt. Infolge des elektrischen Felds, das zwischen den Elektrodenplatten anliegt, erfolgt eine Wanderung der Ladungsträger zu den Elektroden hin. Der daraus resultierende elektrische Strom kann gemessen werden; seine Höhe ist ein Maß

für die Intensität der Strahlung, die in dem betreffenden Detektorelement absorbiert worden ist.

Zum Vergleich ist in Abb. 6.4 das Prinzip eines CT-Festkörperdetektor-Elements dargestellt. Hierbei kommt wieder das Szintillationsprinzip zum Einsatz, d.h. es handelt sich um einen indirekt detektierenden Bildempfänger. Im Gegensatz zu den anderen, hier beschriebenen Bildempfängern ist ein CT-Detektor jedoch nicht unmittelbar bildgebend. Die für CT typischen Schnittbilder entstehen erst über einen komplexen Rekonstruktionsprozeß, der ohne leistungsfähige Rechner nicht realisierbar wäre.

Der klassische Röntgenfilm (ohne Verstärkungsfolie) ist ebenfalls ein direkt detektierender Bildempfänger. Ausser in der Zahnheilkunde werden Aufnahmen heute jedoch nur noch in Verbindung mit Verstärkungsfolien angefertigt. Hierbei fungiert der Röntgenfilm zu mehr als 95 % als Detektor für die Lichtquanten, die von dem Szintillator erzeugt werden. Seine Rolle als direkter Röntgenstrahlendetektor ist daher vernachlässigbar.

Abb. 6.4
Prinzipieller Aufbau der Einzelelemente eines Gasdetektors (links) und eines Festkörperdetektors (rechts) für die Computertomographie (Darstellung nicht maßstabsgerecht).



Einfluß des Detektors auf das absorbierte Spektrum

Detektormaterialien

Detektoren bestehen in der Regel aus einer Verbindung, in der mindestens ein Element mit hoher Ordnungszahl Z vorkommt. Hierdurch ist die Grundvoraussetzung für ein hohes Absorptionsvermögen gegeben. Die Einbindung in ein Molekül zusammen mit anderen Elementen dient zum einen der chemischen Stabilisierung dieser Substanzen; zum anderen wird ein indirekt arbeitender Detektor erst hierdurch in die Lage versetzt, die Umwandlung der absorbierten Energie in sichtbares Licht vorzunehmen. Beispiele für derartige Materialien sind Cäsiumjodid (CsJ), das als Eingangsschirm von Bildverstärkern verwendet wird, Calciumwolframat (CaWO_4), das für viele Jahrzehnte das Standardmaterial für Verstärkungsfolien war, und Gadoliniumoxysulfid ($\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}$), das heute in der überwiegenden Zahl der Verstärkungsfolien zum Einsatz kommt.

Die Absorptionscharakteristik dieser Materialien wird aus Abb. 6.5 ersichtlich. Die Ordnungszahl Z der für die Absorption maßgeblich Elemente Jod ($Z = 53$), Cäsium ($Z = 55$), Gadolinium ($Z = 64$) und Wolfram ($Z = 74$) ist so hoch, daß in allen Fällen die K-Absorptionskante innerhalb des nutzbaren Spektralbereichs liegt. Die mit $E_K = 50 \text{ keV}$ günstigere Lage der Absorptionskante von Gd ist - neben der erhöhten Lichtausbeute - einer der Gründe, die das Erfolgsgeheimnis des Leuchtstoffmaterials $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}$ ausmachen.

Durch die zusätzliche K-Absorption erhöht sich einerseits das Absorptionsvermögen dieser Materialien. Andererseits entsteht dabei in nennenswertem Umfang Röntgen-Fluoreszenzstrahlung. Dadurch geht ein Teil der absorbierten Energie wieder verloren. Sofern die Fluoreszenzstrahlung im Detektor re-absorbiert wird, erfolgt dies zumeist nicht am Ort der primären Wechselwirkung, sondern in einer gewissen Entfernung hiervon. Da in diesem Fall Röhrenbrennfleck, abzubildendes Detail und Bildpunkt geometrisch nicht auf einer Linie liegen, sind die re-absorbierten Quanten nicht bildgebend. Sie stellen vielmehr einen ähnlichen Störfaktor dar wie die Streustrahlung.

Wirkungsgrad der Absorption

Abb. 6.6 zeigt die Wirkung der Einflußgröße Detektor auf das spektrale Geschehen innerhalb eines Röntgenabbildungssystems. Nur ein idealer Bildempfänger würde sämtliche Röntgenquanten, die den Patienten verlassen, detektieren. Reale Detektoren absorbieren lediglich einen gewissen Bruchteil, der aus dem Verhältnis der Flä-

che des absorbierten Spektrums im Vergleich zum Austrittsspektrum des Objekts deutlich wird. In der Form des absorbierten Spektrums läßt sich die Absorptionscharakteristik des verwendeten Detektormaterials wiedererkennen. Im vorliegenden Falle handelt es sich um $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}$. Dessen Absorptionskante ist wider Erwarten nur relativ schwach ausgeprägt. Der Grund hierfür ist, daß bei dieser Darstellung nur die Röntgenquanten, deren Energie am Ort der primären Wechselwirkung depo-

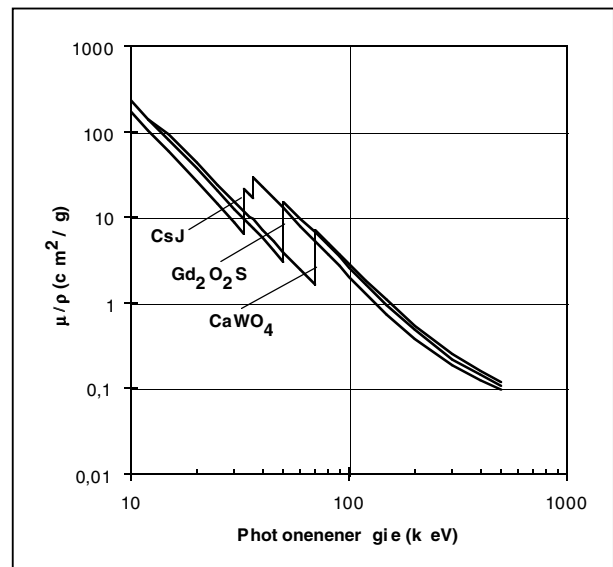


Abb. 6.5 Absorptionscharakteristik (Massenschwächungskoeffizient μ/ρ) einiger Bildempfängermaterialien.

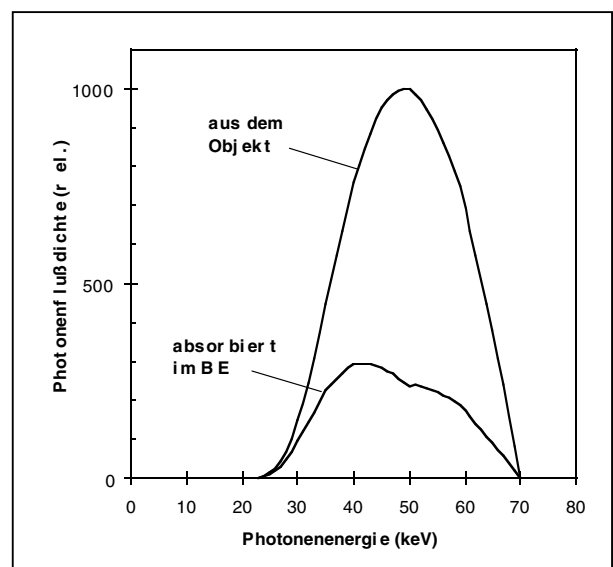


Abb. 6.6 Röntgenspektrum - Absorption im Bildempfänger (BE, hier $100 \text{ mg/cm}^2 \text{ Gd}_2\text{O}_2\text{S}$).

niert wurde (d.h. die zur Bildgebung nutzbaren Quanten) berücksichtigt wurden.

Detektormaterial

Der Einfluß des Detektormaterials auf Form und Höhe des absorbierten Spektrums ist in Abb. 6.7 dargestellt. Verglichen werden hier Gd_2O_2S und CsJ. Die Dicke der Detektorschicht entspricht im Falle von CsJ der typischen Dicke eines Bildverstärker-Eintrittsschirms, im Falle von Gd_2O_2S der Gesamtdicke eines Folienpaares ei-

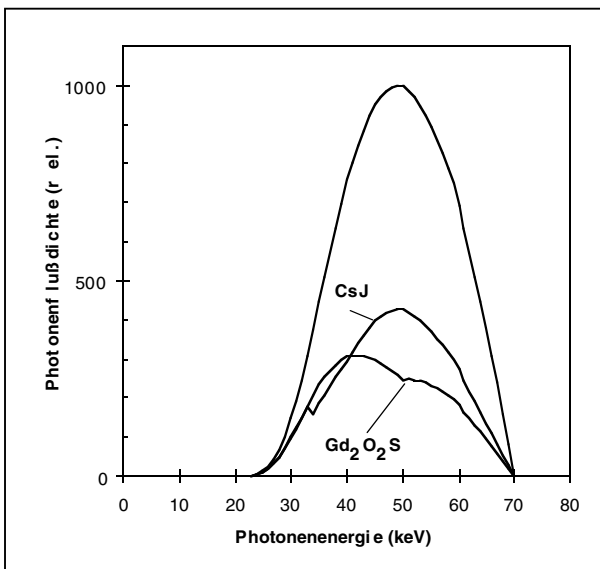


Abb. 6.7
Röntgenspektrum - Einflußgröße Detektormaterial
($100 \text{ mg/cm}^2 Gd_2O_2S$, $150 \text{ mg/cm}^2 CsJ$).

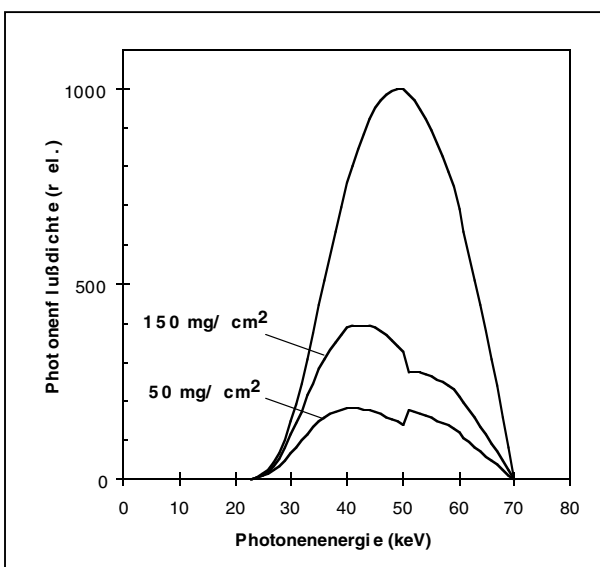


Abb. 6.8
Röntgenspektrum - Einflußgröße Detektordicke (50 bzw. $150 \text{ mg/cm}^2 Gd_2O_2S$).

ner universellen Film-Folien-Kombination. Das Absorptionsspektrum von CsJ zeigt Absorptionskanten im Bereich von ca. 35 keV, die hier sowohl von Cäsium als auch von Jod herrühren.

Die relativ niedrige energetische Lage der Absorptionskanten prädestiniert CsJ zunächst nicht unbedingt als Detektor für die Röntgendiagnostik. CsJ besitzt jedoch den wesentlichen Vorteil, daß es sich in fibröser Form produzieren läßt. Die fibröse Form sorgt mit ihrer Lichtleitercharakteristik dafür, daß die laterale Ausbreitung der in der Leuchtschicht erzeugten Lichtquanten stark eingeschränkt wird. Dies ermöglicht die Verwendung verhältnismäßig dicker Schichten, die ohne diese Charakteristik in puncto Bildschärfe normalerweise nicht mehr akzeptabel wären. Daher ist die Absorption im Falle des CsJ-Bildverstärker-Eintrittsschirms vergleichsweise höher, erkennbar an der größeren Fläche des zugehörigen Spektrums.

Detektordicke

Der Einfluß der Detektordicke auf das absorbierte Spektrum wird aus Abb. 6.8 ersichtlich. Die meisten Leuchtstoffe liegen in Pulverform vor, aus denen erst mit Hilfe eines Bindemittels eine stabile, wiederverwendbare Folie entsteht. Daher ist die Dicke im Hinblick auf das Absorptionsvermögen wenig aussagekräftig. Zur Charakterisierung wird stattdessen das Flächengewicht des Leuchtstoffmaterials (auch Massenbelegung genannt) verwendet, dessen Einheit mg/cm^2 lautet. Das Verhältnis aus Flächengewicht und Dicke eines bestimmten Materials ist in der Regel aber konstant, so daß das Flächengewicht stellvertretend für die Schichtdicke steht.

Mit zunehmendem Flächengewicht steigt erwartungsgemäß das Absorptionsvermögen. Die hier gezeigten Werte von 50 bzw. 150 mg/cm^2 entsprechen - jeweils pro Paar - denen einer feinzeichnenden und einer hochverstärkenden Folie. Der Vorteil der höheren Absorption muß allerdings - wie bereits angedeutet - mit einer verringerten Zeichenschärfe erkauft werden. Entsprechend besitzen feinzeichnende Film-Folien-Systeme, deren Folien dünner sind, ein geringeres Absorptionsvermögen. Wie im Falle der Spannung muß auch beim Einsatz von Verstärkungsfolien ein Kompromiß zwischen Ortsauflösung, erforderlicher Aufnahmezeit und Strahlenexposition gefunden werden.

Quantenrauschen, Kontrast-Rausch-Verhältnis

Neben Kontrast und Ortsauflösung spielt das Rauschen bei der Bildgebung mittels Röntgenstrahlung eine entscheidende Rolle. Damit ein Bilddetail erkennbar ist, muß sich sein Kontrast hinreichend weit vom Rauschen des Hintergrunds abheben. Das Rauschen wird überwiegend von der Quantennatur der Strahlung bestimmt (Quantenrauschen), d.h. von der Anzahl der pro Flächeneinheit im Bildempfänger absorbierten Photonen. Absorption von Röntgenstrahlung ist ein statistischer Prozeß. Die statistisch bedingte Schwankung zwischen benachbarten Bildpunkten fällt um so höher aus, je kleiner die Anzahl der pro Bildpunkt absorbierten Röntgenquanten ist. Diese korreliert mit der Fläche des absor-

bierten Spektrums, die wiederum proportional zur Bildempfängerdosis D_{BE} ist (s.u.). Nach den statistischen Gesetzen ist das Rauschen R proportional zum Kehrwert der Wurzel aus der Bildempfängerdosis. Das Kontrast-Rausch-Verhältnis C/R läßt sich daher mittels

$$\frac{C}{R} \propto (\mu_2 - \mu_1) \cdot d_2 \cdot \sqrt{D_{BE}} \quad (6.1)$$

quantifizieren (μ_1, μ_2 = Schwächungskoeffizienten von Grundmaterial bzw. Detail, d_2 = Längenausdehnung des Details in Strahlrichtung (s. Abb. 2.1)).

7. Dosisbegriffe

Die Strahlenexposition des Patienten hat in den letzten Jahren erkennbar an Bedeutung gewonnen. Wenn dabei über ‚Dosis‘ gesprochen wird, verstehen darunter jedoch keineswegs alle dasselbe. Hierfür gibt es Gründe, die im Wesen der Röntgendiagnostik und in der Definition der Dosis liegen. Dabei sind profunde Kenntnisse, was ‚Ionendosis‘, ‚Kerma‘ und ‚Energiedosis‘ bedeuten, relativ nebensächlich und sollen an dieser Stelle nicht näher

behandelt werden (für Interessierte wird auf weiterführende Literatur (z.B. Reich90) verwiesen). Für den radiologisch tätigen Anwender kommt es vielmehr darauf an, das Strahlenrisiko unterschiedlicher Untersuchungen vergleichen und aus den anfallenden Dosiswerten Rückschlüsse für eine dosisoptimierte Arbeitsweise gewinnen zu können.

Was ist ‚Dosis‘ ?

Die erste Ursache für die zu beobachtende Begriffsunsicherheit liegt bereits in der Definition der Dosis:

$$Dosis = \frac{dW}{dm} \quad (7.1)$$

d.h. ‚Dosis‘ im eigentlichen Sinne ist nicht etwa die insgesamt absorbierte Strahlenmenge, sondern lediglich die in einem Volumenelement absorbierte Energie dW , dividiert durch dessen Masse dm . ‚Dosis‘ ist daher eine spezifische Größe wie etwa die Dichte (das ‚spezifische Gewicht‘) eines Körpers. Als Maß für die absorbierte Strahlenmenge ist sie genausowenig geeignet, wie die Dichte besagt, ob ein Körper X schwerer oder leichter als ein Körper Y ist. ‚Dosis‘ ist lediglich ein Ausdruck für die Intensität der Bestrahlung im Bereich des Strahlenbündels.

Der zweite Hauptgrund ist, daß die Röntgendiagnostik immer nur Teilkörperbestrahlungen hervorruft. Die ‚Dosis‘ differenziert dabei nicht, ob es sich um eine eng begrenzte oder um eine ausgedehnte Bestrahlung handelt. Für das Strahlenrisiko ist diese Unterscheidung aber ganz wesentlich. Nicht umsonst gilt konsequentes Einblenden als eine der wichtigsten Strahlenschutzmaßnahmen.

Am Vergleich zwischen einer Zahnaufnahme und einer Lungenaufnahme (Abb. 7.1) wird die begrenzte Aussagekraft der ‚Dosis‘ offenkundig: Bei einer normalen Zahnaufnahme beträgt die ‚Dosis‘ rund 10 mGy; eine Thoraxaufnahme p.a., angefertigt nach Leitlinie Bundesärztekammer (Hartstrahltechnik, 400er Film-Folien-System) kommt dagegen auf nur 0,12 mGy. Welche der beiden Aufnahmen ist ‚gefährlicher‘?

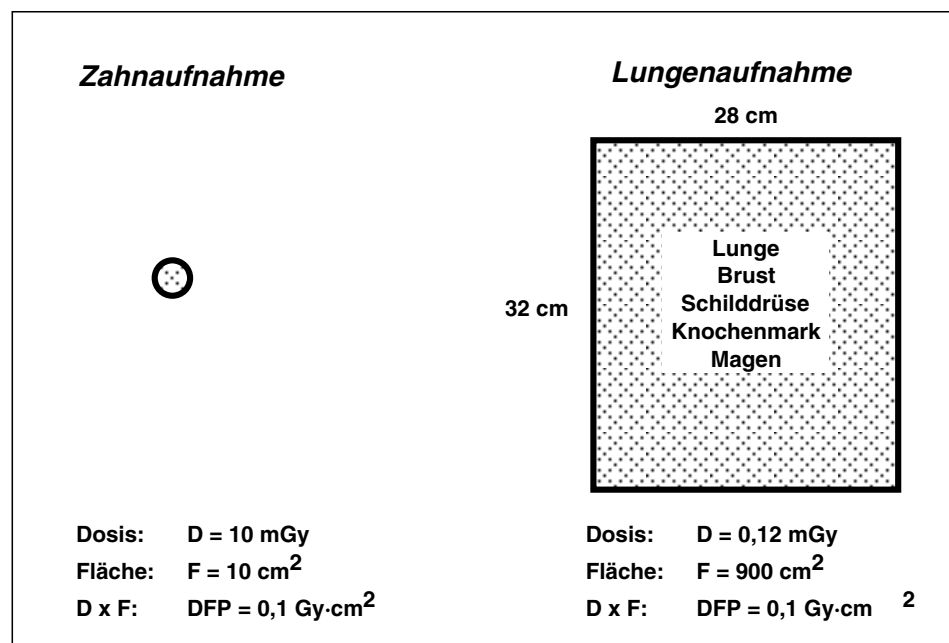


Abb. 7.1
Dosisvergleich zwischen einer Zahnaufnahme und einer Lungenaufnahme.

Zunächst einmal unterscheiden sich die Feldgrößen ganz wesentlich (Thorax: 900 cm², Dental: 10 cm²); zum anderen befinden sich bei der Thoraxaufnahme zahlreiche strahlensensible Organe im Strahlenfeld (Lunge, Brust, Schilddrüse, Knochenmark, Magen), bei der Zahnaufnahme dagegen nicht. Das Produkt aus Dosis und Fläche („Dosisflächenprodukt“, s.u.) ist bei beiden Aufnahmen mit rund 0,1 Gy·cm² gleich hoch. Bei Berücksichtigung der Strahlenempfindlichkeit der exponierten Organe kommt die Lungenaufnahme auf eine „Effektive Dosis“ (s.u.) von 0,025 mSv, die Zahnaufnahme dagegen auf weit weniger als 0,01 mSv. D.h.

obwohl die „Dosis“ der Lungenaufnahme nur rund 1/100 der „Dosis“ einer Zahnaufnahme beträgt, ist das mit einer Lungenaufnahme verbundene Strahlenrisiko - relativ gesehen - weitaus höher als das einer Zahnaufnahme (absolut liegen beide Werte jedoch am unteren Rande des Spektrums diagnostischer Strahlenexpositionen).

Im folgenden werden die für die Röntgendiagnostik wesentlichen Dosisbegriffe beschrieben und im Hinblick auf ihre Aussagekraft für das mit einer Untersuchung verbundene Strahlenrisiko bewertet.

Dosisgrößen für die konventionelle Aufnahme- und Durchleuchtungstechnik

Einfalldosis

In der Regel ist mit „Dosis“ die Einfalldosis (oder die Oberflächendosis, s.u.) gemeint. Die Einfalldosis ist die Dosis am Ort des Strahleneintritts in den Patienten. Gemessen wird sie üblicherweise mit Hilfe von Ionisationskammern „frei Luft“ (Abb. 7.2), d.h. ohne Patient (oder Patientenersatz). Meßgröße ist die Luftkerma; Dosisangaben erfolgen in µGy oder mGy. Hauptvorteil der Einfalldosis ist, daß sie relativ einfach zu ermitteln ist. Ihre Aussagekraft für das Strahlenrisiko ist jedoch, wie obiges Beispiel zeigt, sehr begrenzt. Die Bedeutung der Einfalldosis beschränkt sich daher auf die Charakterisierung von Röntgenanlagen und auf die Verwendung als Eingangsgröße zur Ermittlung von Organdosiswerten.

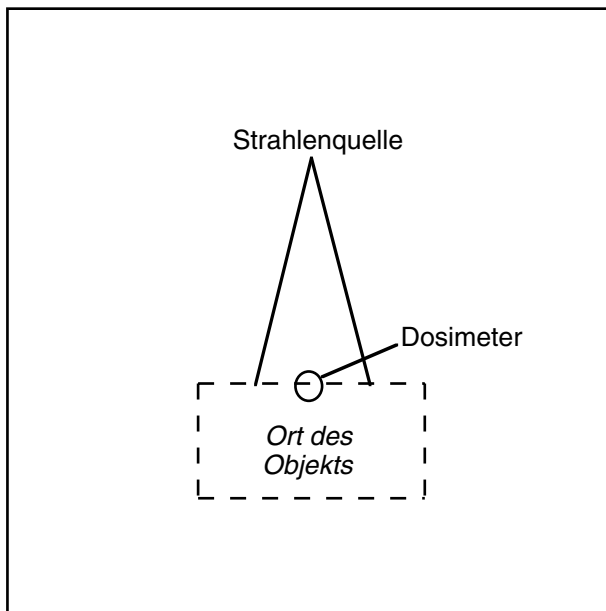


Abb. 7.2 Einfalldosis.

Oberflächendosis

Die Oberflächendosis (oder Hautdosis) ist die Dosis am Strahleneintritt des Patienten einschließlich der aus dem Körper rückgestreuten Strahlung, deren Beitrag bis zu 50% des Werts der Einfalldosis betragen kann. Die Messung der Oberflächendosis erfolgt ebenfalls mit Ionisationskammern oder mit Thermolumineszenz-Dosimetern (TLD) direkt auf der Körper- oder Phantomoberfläche (Abb. 7.3). Meßgröße und -einheiten sind dieselben wie bei der Einfalldosis. Daneben kann die Oberflächendosis auch aus der gemessenen Einfalldosis mit Hilfe tabellierter Rückstreufaktoren berechnet werden:

$$\begin{aligned} \text{Oberflächendosis} \\ = \text{Einfalldosis} \cdot \text{Rückstreufaktor} \end{aligned} \quad (7.2)$$

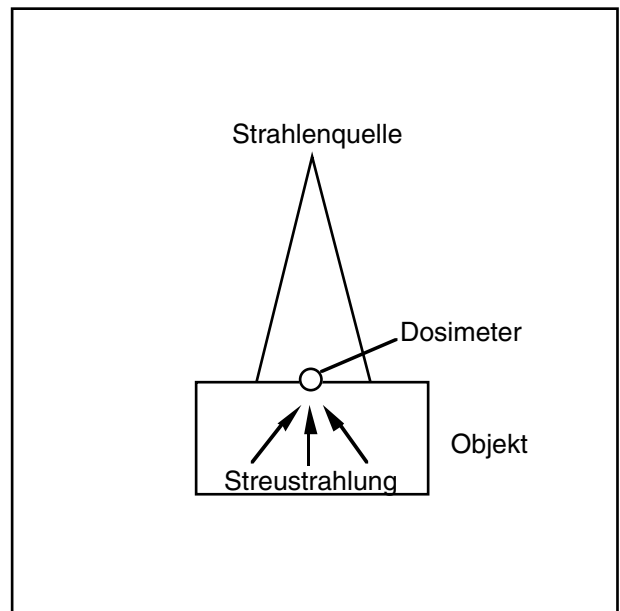


Abb. 7.3 Oberflächendosis.

Die Wertigkeit der Oberflächendosis zur Beurteilung des Strahlenrisikos ist ebenso eingeschränkt wie die der Einfalldosis. Ausgenommen hiervon sind lediglich interventionelle Prozeduren, wo die Oberflächendosis als Indikator für mögliche deterministische Hautschädigungen fungiert.

Organdosis

Die Organdosis ist die in einem bestimmten Organ (z.B. Schilddrüse, Lunge etc.) absorbierte Energie, dividiert durch die Masse des betreffenden Organs (Abb. 7.4):

$$\text{Organdosis} = \frac{\text{absorbierte Energie}}{\text{Masse des Organs}} \quad (7.3)$$

Zu beachten ist, daß bei partieller Bestrahlung eines ausgedehnten Organs (z.B. rotes Knochenmark) eine Mittelung über das gesamte Organ erfolgt. Die Messung der Organdosis mit Hilfe von TLD's ist sehr aufwendig und nicht in vivo, sondern nur in körperähnlichen Phantomen (z.B. Alderson-Phantom) möglich. Meßgröße für die Organdosis ist die Äquivalentdosis; Dosisangaben werden in μSv oder mSv gemacht. Alternativ läßt sich die Organdosis mit Hilfe tabellierter Konversionsfaktoren (z. B. Drexler93) berechnen, die je nach Spannung, Filterung, Feldgröße, Organlage etc. unterschiedlich ausfallen können. Als Eingangsgröße für die Berechnung der Organdosis dient die Einfalldosis:

$$\text{Organdosis} = \text{Einfalldosis} \cdot \text{Konversionsfaktor} \quad (7.4)$$

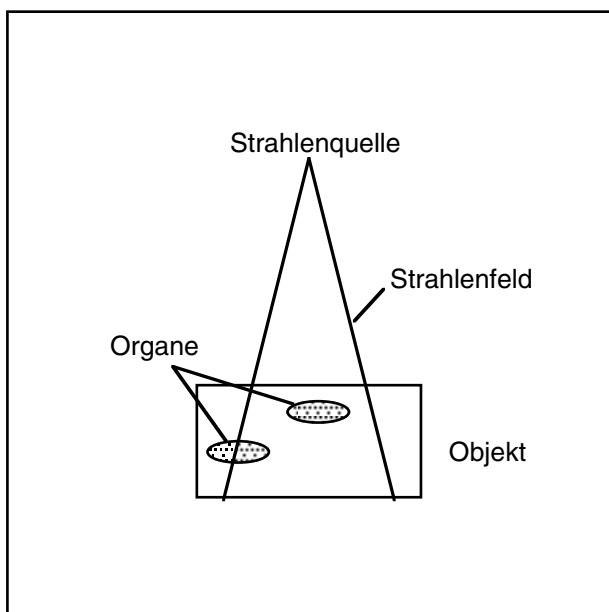


Abb. 7.4
Organdosis.

Die Bedeutung der Organdosis beruht darauf, daß man die Wahrscheinlichkeit für einen strahleninduzierten Krebschaden des betreffenden Organs durch Multiplikation mit einem organspezifischen Risikofaktor errechnen kann. Außerdem spielt die Organdosis eine wichtige Rolle bei Fällen, in denen Schwangere einer Strahlenexposition ausgesetzt sind (Uterusdosis). Das Hantieren mit Organdosiswerten wird jedoch in dem Moment unhandlich, wo mehrere Organe gleichzeitig betroffen sind. Das ist bei den meisten Röntgenuntersuchungen der Fall. Einen eleganten Ausweg bietet hierzu die ‚effektive Dosis‘ (s.u.).

Dosisflächenprodukt

Wie der Name bereits ausdrückt, werden mit dem Dosisflächenprodukt (DFP) sowohl die Dosis, d.h. die Intensität einer Bestrahlung, als auch die Fläche, d.h. deren Ausdehnung, erfaßt:

$$\text{Dosisflächenprodukt} = \text{Einfalldosis} \cdot \text{bestrahlte Fläche} \quad (7.5)$$

Da sich die Dosis mit dem Abstand von der Strahlenquelle quadratisch verringert, die Feldgröße sich im gleichen Ausmaß vergrößert, ist das DFP praktisch vom Meßort unabhängig (Abb. 7.5). Die Messung des Dosisflächenprodukts kann daher mit Hilfe spezieller flacher Meßkammern am Strahlenaustritt der Blende erfolgen. Dadurch läßt sich das DFP - im Gegensatz zu allen anderen Dosisgrößen - in eleganter Weise während einer Untersuchung ermitteln. Alternativ kann das DFP auch

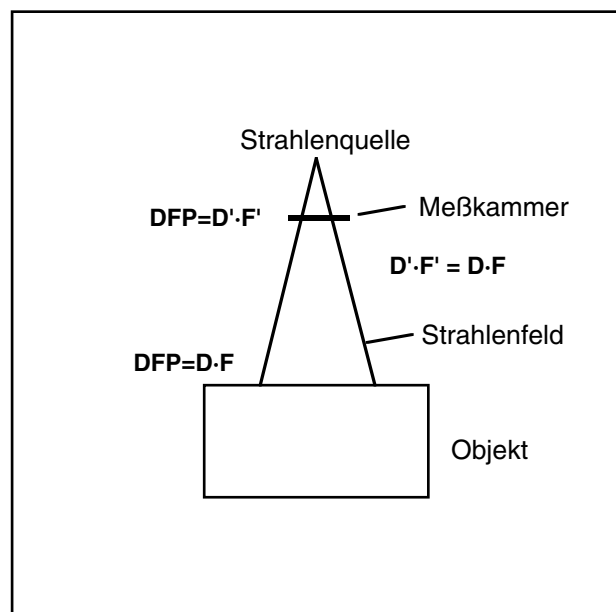


Abb. 7.5
Dosisflächenprodukt (DFP).

aus den Einstellparametern (Spannung, Strom, Zeit, Größe der Blendenöffnung) berechnet werden. Einige Röntgenanlagen machen von dieser Methode Gebrauch.

Die Angabe des DFP erfolgt in der Regel in Gy·cm² oder in cGy·cm²; letztere ist nahezu identisch mit der früheren Einheit R·cm². Leider sind in der Praxis je nach verwendetem Meßgerät noch weitere Einheitenkombinationen aus Dosis und Länge² anzutreffen (z.B. mGy·cm² oder dGy·cm²). Daher ist besondere Aufmerksamkeit bei der Protokollierung wie auch beim Vergleich von DFP-Werten, die aus unterschiedlichen Quellen stammen, angesagt. Da sowohl Stärke wie auch Ausdehnung einer Bestrahlung in die Meßgröße Dosisflächenprodukts eingehen, ist die Wertigkeit des DFP zur Risikobeurteilung hoch. Bei entsprechender Differenzierung (Kopf, Rumpf, Extremitäten) korreliert das DFP einigermaßen gut mit der effektiven Dosis (s.u.). Das DFP löst daher bereits weitgehend das Problem der Vergleichbarkeit von unterschiedlich ausgedehnten Teilkörperbestrahlungen.

Effektive Dosis

Die effektive Dosis E ist die gewichtete Summe der jeweiligen Einzeldosiswerte D_i der bei einer Untersuchung exponierten Organe (ICRP91):

$$E = \sum_i w_i \cdot D_i \quad (7.6)$$

Die Gewebe-Wichtungsfaktoren w_i nach ICRP 60 für die einzelnen Organe belaufen sich auf 0,20 für die Keimdrüsen, jeweils 0,12 für Lunge, Colon, rotes Knochenmark und Magenwand, jeweils 0,05 für Brust, Blasenwand, Leber, Schilddrüse und Speiseröhre, jeweils 0,01 für Skelett und Haut sowie 0,05 für den ‚Rest‘, d.h. für den Mittelwert der Dosis einer Liste von übrigen Organen. Die Summe aller Wichtungsfaktoren ist 1.

Die effektive Dosis kann grundsätzlich nicht gemessen werden. Die einzige Möglichkeit, sie zu bestimmen, ist die Berechnung gemäß obiger Formel aus gemessenen oder berechneten Organdosiswerten. Der besondere Nutzwert der effektiven Dosis besteht darin, die Vergleichbarkeit unterschiedlicher Röntgenuntersuchungen auf Basis eines einzigen Zahlenwerts zu ermöglichen. Da dies unter Einbeziehung von Faktoren erfolgt, die mit dem Strahlenrisiko verbunden sind, kommt sie der idealen Dosisgröße recht nahe.

Dennoch muß vor einem allzu unkritischen Umgang mit der effektiven Dosis gewarnt werden. Zum einen ist die Berechnung der effektiven Dosis bei komplexen Unter-

suchungen, bei denen Durchleuchtung und Aufnahmebetrieb mit wechselnden Projektionen erfolgen, nur überschlägig machbar. Zum anderen stellen die verwendeten Gewebe-Wichtungsfaktoren lediglich Mittelwerte dar, die nicht nach Alter und Geschlecht differenzieren. Eine effektive Dosis von z.B. 1 mSv hat bei einem Kleinkind eine ganz andere Relevanz als bei einem 70jährigen Patienten.

Bildempfängerdosis

Unter ‚Bildempfängerdosis‘ ist die Einfallsdosis am Ort des Bildempfängers (BE) zu verstehen. Sie charakterisiert entweder die Dosis, die zur Erzielung einer bestimmten optischen Dichte (‚Schwärzung‘) eines Films erforderlich ist (‚Dosisbedarf‘), oder die Dosis, bei der die Automatik eine Aufnahme beendet (‚Abschaltdosis‘). Bei Durchleuchtungsgeräten tritt an Stelle der Bildempfängerdosis die ‚Bildverstärker-Eintrittsdosisleistung‘. Bildempfängerdosis und -dosisleistung werden mit Hilfe von Ionisationskammern gemessen. Die Messung muß stets hinter einem Patientenersatz (‚Phantom‘, ‚Patienten-Äquivalentfilter‘ o.ä.) vorgenommen werden (Abb. 7.6). Meßgröße ist die Luftkerma; Dosisangaben erfolgen in µGy bzw. µGy/s.

Auf den ersten Blick scheint die Bildempfängerdosis nichts mit der Patientendosis zu tun zu haben. Ihre Bedeutung bezieht sie jedoch aus dem Umstand, daß in Deutschland die Begrenzung von Bildempfängerdosis und -dosisleistung traditionell als Leitgröße zur Dosislimitierung in der Röntgendiagnostik dient. Die Bild-

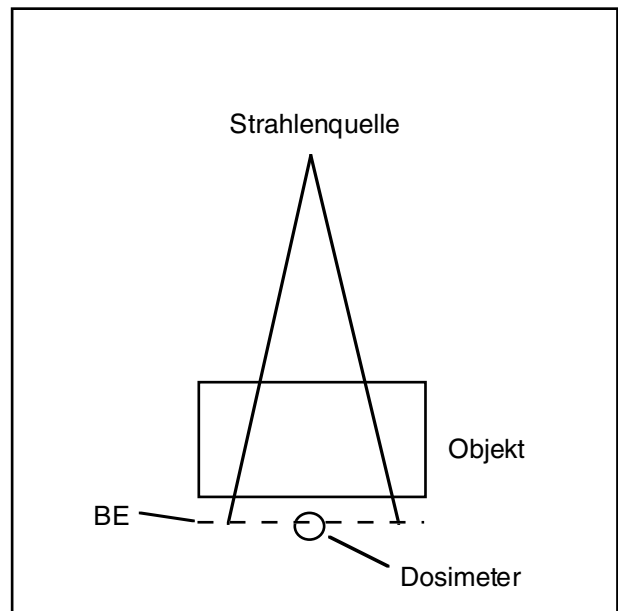


Abb. 7.6 Bildempfängerdosis.

empfängerdosis fungiert dabei als ein indirektes Maß für die Patientendosis und rechtfertigt diese Erwartungen, sofern alle Randbedingungen (Spannung, Filterung, Raster, Abstandsverhältnisse etc.) identisch sind. Ist dies nicht der Fall, so ist es auch nicht möglich, unterschiedliche Geräte und Untersuchungstechniken im Hinblick auf die Patientendosis allein anhand der Bildempfänger-

dosis zu klassifizieren. Die Aussagekraft der Bildempfängerdosis im Hinblick auf die Strahlenexposition des Patienten ist daher limitiert. Ihr Wert liegt in erster Linie darin, daß sie die Dosis, die dem Bildempfänger zugeführt wird, auf ein vernünftiges Maß begrenzt und damit unnötigen Überdosierungen speziell bei digital arbeitenden Röntengeräten vorbeugt.

Dosisgrößen für die Computertomographie

Computed Tomography Dose Index (CTDI)

Die Computertomographie unterscheidet sich von den bislang behandelten Projektionsverfahren in zweierlei Hinsicht: Zum einen wird der Patient beim Umlauf des Röntgenstrahlers von allen Seiten gleichmäßig exponiert. Daraus resultiert eine völlig andere Verteilung der Dosis im Körperquerschnitt (Abb. 7.7).

Ferner werden fächerförmige Strahlenfelder verwendet, deren Längsausdehnung in Richtung der Rotationsachse nur wenige Millimeter beträgt (Schichtdicke). Dabei weist das Strahlenfeld in Achsenrichtung ein Profil auf, das auch außerhalb der eigentlichen Schicht nennenswerte Strahlungsanteile enthält (Abb. 7.8).

Schließlich umfaßt eine CT-Untersuchung in der Regel mehrere Schichten („Scans“). Dabei kommt es zu einem gewissen Summationseffekt, durch den sich die Strahlenintensität erhöht (Abb. 7.9). Das sich hierbei einstellende Dosisniveau wird „Multiple Scan Average Dose (MSAD)“ (Shope81) genannt.

Die adäquate Meßgröße für CT ist der „Computed Tomography Dose Index (CTDI)“. Die Bedeutung des CTDI ist in Abb. 7.10 veranschaulicht: Der CTDI ist der Äquivalentwert der Dosis innerhalb der nominellen Schicht, der sich ergeben würde, wenn die gesamte absorbierte Strahlung in einem rechteckigen Profil mit der nominellen Schichtdicke als Breite konzentriert wäre.

Dazu werden die außerhalb der Schicht liegenden Dosisbeiträge, d.h. die Flächen der Ausläufer des Dosisprofils, dem innerhalb der Schicht liegenden Beitrag zugeschlagen.

Die entsprechende mathematische Definition für den CTDI beschreibt daher die Aufsummierung aller Dosisbestandteile entlang einer Linie, die parallel zur Rotationsachse des Scanners (= z-Achse) liegt:

$$CTDI = \frac{1}{h} \cdot \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) \cdot dz \quad (7.7)$$

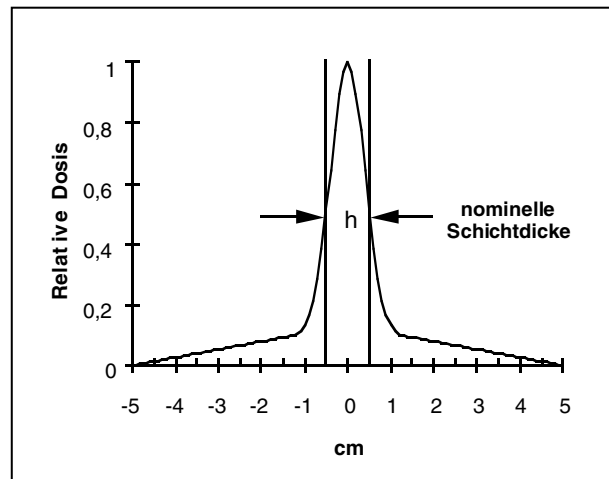
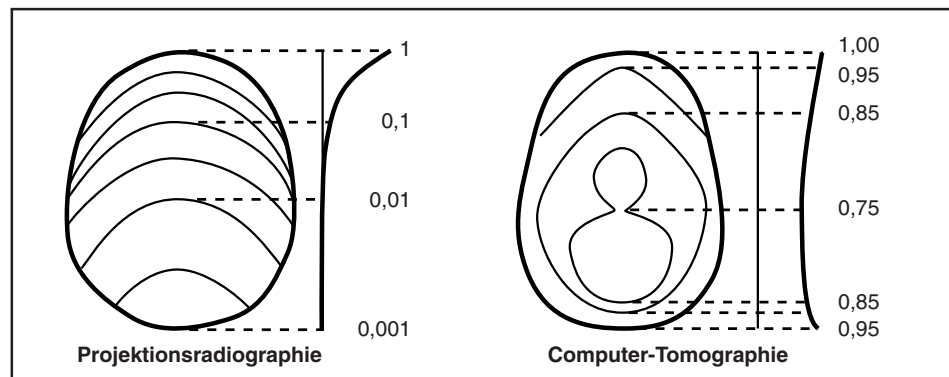


Abb. 7.8
Typisches Dosisprofil bei CT.

Abb. 7.7
Dosisverteilungen bei Untersuchungen des Schädels mit konventioneller Aufnahmetechnik (links) und mit CT (rechts).



wobei $D(z)$ der Wert der Dosis an einem Punkt z und h die nominelle Schichtdicke ist. Der CTDI ergibt sich somit aus der Fläche des Dosisprofils (dem ‚Dosislängenprodukt‘ d_{lp} der Einzelschicht mit der Maßeinheit $mGy \cdot cm$), dividiert durch die nominelle Schichtdicke h . Meßgröße für D ist die Luftkerma; Angaben des CTDI erfolgen in mGy .

Die Messung des CTDI wird normalerweise in zylindrischen Phantomen aus Plexiglas vorgenommen. Damit sollen näherungsweise die Dosisverhältnisse innerhalb des Körpers wiedergespiegelt werden. Nach derselben Meßvorschrift läßt sich jedoch auch ein CTDI ohne Verwendung eines Phantoms ermitteln, der mit ‚Dosis frei Luft auf der Systemachse‘ ($CTDI_{Luft}$) bezeichnet wird.

Da die Ursache für die bei der MSAD resultierende Dosiserhöhung in den Ausläufern des Dosisprofils liegt, leuchtet es unmittelbar ein, daß MSAD und CTDI exakt einander entsprechen, wenn folgende Voraussetzungen erfüllt sind: Tischvorschub gleich Schichtdicke (d.h. Pitch $p = 1$) und hinreichend viele Schichten, damit sich das Dosisplateau der MSAD ausbilden kann. Letzteres ist nach 10 bis 12 Schichten erfüllt. Allgemein, d.h. auch für den Fall, daß $p \neq 1$ ist, gilt:

$$MSAD = \frac{1}{p} \cdot CTDI \quad (7.8)$$

Gewichteter CTDI

Die Standardmessung des CTDI erfolgt in zwei unterschiedlich großen zylindrischen Phantomen aus Plexiglas. Dabei werden Meßwerte zentral, d.h. auf der Rotationsachse, und peripherienah gewonnen (Abb. 7.11). Das größere Phantom mit 32 cm Durchmesser soll die Absorptionsverhältnisse bei Untersuchungen im Bereich des Körperstamms Erwachsener, daß kleinere mit 16 cm Durchmesser diejenigen bei Untersuchungen des Kopfes

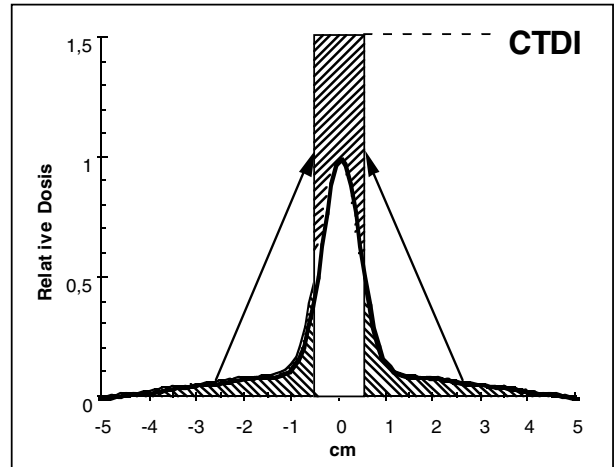


Abb. 7.10 Veranschaulichung des Begriffs ‚Computed Tomography Dose Index (CTDI)‘.

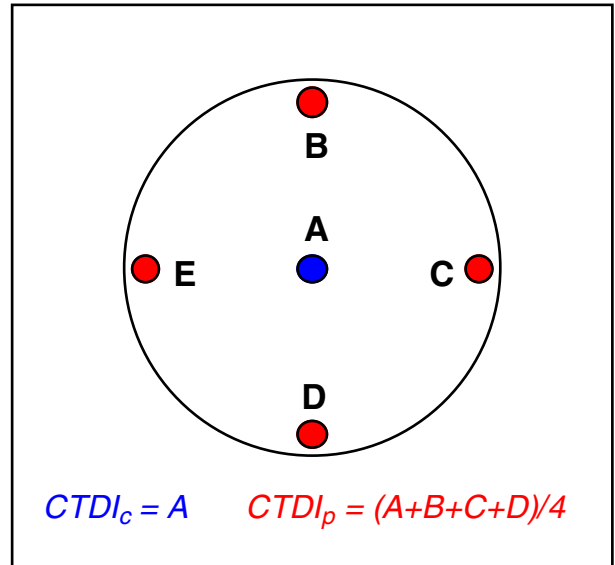


Abb. 7.11 Zentraler (c) und peripherer (p) CTDI.

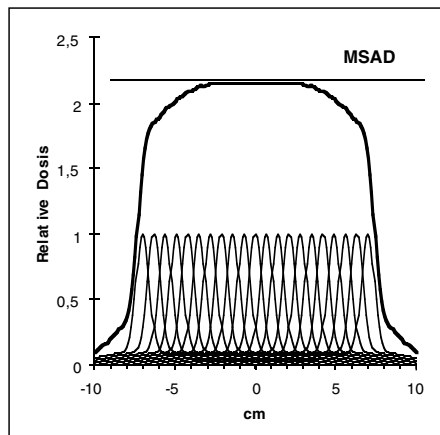
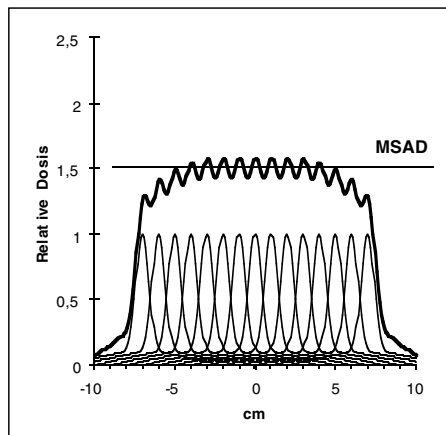


Abb. 7.9 Dosisprofil von Scanserien aus mehreren Einzelschichten mit 10 mm Schichtdicke (MSAD = Multiple Scan Average Dose). links: Untersuchung mit 15 Einzelschichten und 10 mm Tischvorschub (Pitch = 1). rechts: Untersuchung mit 21 Einzelschichten und 7 mm Tischvorschub (Pitch = 0,7).

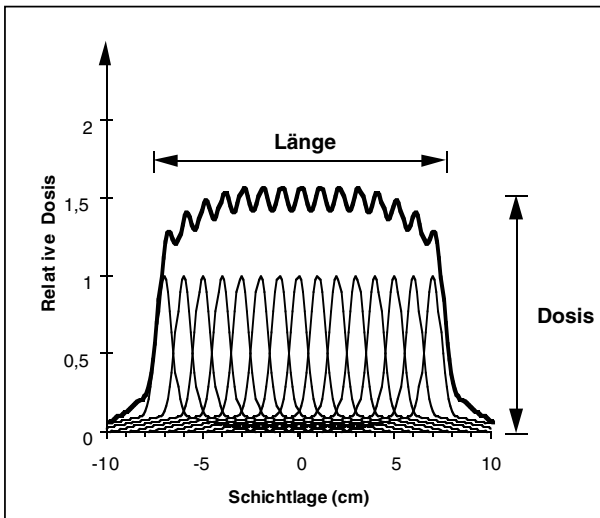


Abb. 7.12
Dosislängenprodukt DLP einer Scanserie ($n = 15$,
 $h = 10 \text{ mm}$).

wiederspiegeln. Das kleinere Phantom dient auch für Aussagen zu den Dosisverhältnissen bei Kindern.

Die CTDI-Wertepaare (zentral (c), peripher (p)) für das jeweilige Phantom (Kopf (H), Rumpf (B)) lassen sich zu einem einzigen Wert zusammenfassen, der mit ‚Gewichteter CTDI (CTDI_w)‘ oder ‚Average Dose (D_{AV})‘ bezeichnet wird (Leitz95):

$$CTDI_w = \frac{1}{3} \cdot CTDI_{100,c} + \frac{2}{3} \cdot CTDI_{100,p} \quad (7.9)$$

Basis für den CTDI_w sind Einzelmessungen des CTDI, die zentral (c) und peripher (p) vorgenommen werden. Dazu ist jeweils nur ein einziger Scan erforderlich, dessen Beiträge über eine Länge von insgesamt 100 mm aufsummiert werden (daher CTDI₁₀₀).

Dosislängenprodukt (DLP)

CTDI, Gewichteter CTDI und Dosis frei Luft auf der Systemachse sind entsprechend ihrer Definition lediglich ein Maß für die Intensität der Strahlung innerhalb der bestrahlten Schicht. Unsicherheit besteht häufig, wenn die Frage nach der Dosis einer CT-Untersuchung mit beispielsweise 15 Schichten gestellt wird. Die für viele überraschende Antwort ist, daß die Dosis praktisch dieselbe ist wie bei einer Einzelschicht. Dies scheint der intuitiven Einschätzung zu widersprechen, daß die Strahlenexposition mit wachsender Größe des bestrahlten Körperabschnitts zunimmt.

In der konventionellen Röntgendiagnostik verwendet man, um das gesamte Ausmaß einer Strahlenexposition

zu beschreiben, das Dosisflächenprodukt. Das Analogon in der Computertomographie ist das Dosislängenprodukt. Man erhält das DLP, indem man eine der CT-geeigneten Dosisgrößen (CTDI_w oder Dosis frei Luft auf der Systemachse) mit dem Produkt aus Anzahl n der Schichten und Schichtdicke h multipliziert:

$$DLP_{xyz} = CTDI_{xyz} \cdot n \cdot h \quad (7.10)$$

Die Einheit des Dosislängenprodukts lautet ‚Gy·cm‘. Der Suffix (‚w‘ bzw. ‚Luft‘) gibt an, welche Dosisgröße bei der Bildung des DLP benutzt wurde. Diese Differenzierung ist wichtig, da sich die Zahlenwerte erheblich voneinander unterscheiden. Da die Bildung des DLP in Formel (7.10) nicht über die Scanlänge erfolgt, wird ein von 1 abweichender Pitchfaktor automatisch berücksichtigt, weil sich hierbei zugleich die Anzahl n der gescannten Schichten ändert. Im Falle von Spiral-CT ist für n die Anzahl der Röhrenumläufe (Rotationen) zu verwenden.

Beim Dosislängenprodukt scheint es sich vom Wortlaut her um dieselbe Art von Meßgröße zu handeln wie bei der Bestimmung des CTDI, nämlich um das Produkt aus Intensität und Ausdehnung einer Bestrahlung. Der wesentliche Unterschied besteht jedoch darin, daß es sich in diesem Falle um das DLP für die gesamte Scanserie handelt, wobei der Begriff ‚Länge‘ die Abmessung des abgescannten Körperabschnitts charakterisiert. Beim Dosislängenprodukt d_{lp} der Einzelschicht ist mit ‚Länge‘ dagegen die Abmessung des Bereichs gemeint, über den die Bestandteile des Dosisprofils aufsummiert werden. Abb. 7.12 veranschaulicht die Bedeutung des Dosislängenprodukts. Das DLP entspricht der Fläche des Gesamt-Dosisprofils einer Scanserie mit n Schichten.

Literatur

- Birch79** Birch R and Marshall M. Comparison of bremsstrahlung X-ray spectra and comparison with spectra measured with a Ge(Li) detector. *Phys. Med. Biol.* 1979; 24: 505 - 517
- Boone97** Boone JM and Chavez AE. Comparison of X-ray cross sections for diagnostic and therapeutic medical physics. *Med. Phys.* 1997; 23: 1997 - 2005
- DIN95** Deutsches Institut für Normung e.V. Medizinische elektrische Geräte Teil 1: Allgemeine Anforderungen an die Sicherheit 3. Ergänzungsnorm: Allgemeine Anforderungen an den Strahlenschutz von diagnostischen Röntengeräten. Norm DIN EN 60601-1-3. Berlin: Beuth-Verlag, 1995
- Drexler93** Drexler G, Panzer W, Stieve FE, Widenmann L und Zankl M. Die Bestimmung von Organdosen in der Röntgendiagnostik. Berlin: H. Hofmann GmbH-Verlag, 1993
- Gagne94** Gagne RM, Quinn PW, and Jennings RJ. Comparison of beam hardening and K-edge filters for imaging barium and iodine during fluoroscopy. *Med. Phys.* 1994; 21: 107 - 121
- Harding89** Harding G and Kosanetzky J. Scattered X-ray non-destructive testing. *Nucl. Inst. Meth.* 1989; A280: 517 - 528
- ICRP91** International Commission on Radiological Protection. 1990 recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Publication 60. Oxford: Pergamon Press, 1991
- Koedooder86** Koedooder K and Venema HW. Filter materials for dose reduction in screen-film radiography. *Phys. Med. Biol.* 1986; 31: 585 - 600
- Leitz95** Leitz W, Axelsson B and Szendrő G. Computed tomography dose assessment - a practical approach. *Radiation Protection Dosimetry* 1995; 57: 377 - 380
- McMaster69** McMaster WH, Kerr Del Grande N, Mallett JH, and Hubbel JH. Compilation of X-ray cross sections. Springfield, VA: National Technical Information Service, US Dept. of Commerce, 1969
- Nagel86** Nagel HD. Aluminium equivalence of materials used in diagnostic radiology and its dependence on beam quality. *Phys. Med. Biol.* 1986; 31: 1381 - 1399
- Nagel89** Nagel HD. Comparison of performance characteristics of conventional and K-edge filters in general diagnostic radiology. *Phys. Med. Biol.* 1989; 34: 1269 - 1287
- Reich90** Reich H (Hrsg.). Dosimetrie ionisierender Strahlung. Stuttgart: B. G. Teubner, 1990
- RöV98** Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin. Regelwerk 13: Richtlinie für Sachverständigenprüfung nach Röntgenverordnung. Anl. I. Bremerhaven: Wirtschaftsverlag NW Verlag für neue Wissenschaft, 1998: 124 - 124
- Shope81** Shope TB, Gagne RM, and Johnson GC. A method for describing the doses delivered by transmission X-ray computed tomography. *Med. Phys.* 1981; 8: 488 - 495

Stichwortverzeichnis

A

Abklingzeit 24
 Abschalt-dosis 32
 Absorptionskante 17, 26
 Absorptionsvermögen 16, 26, 27
 Abstandstechnik 13
 Aluminium 13, 14, 16, 17, 20
 Aluminium-Äquivalent 16
 Aluminium-Härtungsgleichwert 17
 Aluminium-Schwächungsgleichwert 17
 Angeregter Zustand 5
 Anode 2, 3, 4, 8
 Anodenaufrauung 8
 Anodenmaterial 2, 3, 4, 5, 8, 16
 Anodenwinkel 8
 Anzahl der Schichten 35
 Äquivalentdosis 31
 Atomhülle 12
 Atomkern 4
 Aufnahmezeit 4, 6, 16, 17, 19, 27
 Average Dose. *Siehe* CTDI_w

B

Bandpaßfilter 18
 Beryllium 15, 16, 17
 Bewegungsenergie. *Siehe* Kinetische Energie
 Bilddetail 26, 28
 Bildempfänger 2, 11, 28
 direkt detektierend 25
 indirekt detektierend 23, 25, 26
 Bildempfängerdosis 28, 32
 Bildgebung 19
 Bildrauschen 4
 Bildschärfe 27
 Bildverstärker 24
 Bildverstärker-Eingangsschirm 24, 26
 Bildverstärker-Eintrittsdosisleistung 32
 Bindungsenergie 5, 11, 12
 Blase 32
 Bremsstrahlung 3, 4
 Bremsstrahlungsspektrum 4
 Brennfleck 8, 9, 26
 Brust 30, 32

C

Calcium 20
 Calciumwolframat 26
 Cäsium 26, 27
 Cäsiumjodid 24, 26, 27
 Charakteristische Strahlung 3, 5, 9, 11
 Colon 32
 Comptoneffekt. *Siehe* Comptonstreuung
 Comptonstreuung 12, 16, 21
 Computed Tomography Dose Index. *Siehe* CTDI
 Computertomographie 9, 20, 25, 33
 CT-Festkörperdetektor 24, 25
 CT-Gasdetektor 25
 CTDI 33, 35
 CTDI₁₀₀ 35
 CTDI_{Luft} 34, 35
 CTDI_w 34, 35

D

Dentaluntersuchung 29
 Detailkontrast 21
 Detektor. *Siehe* Bildempfänger
 Detektordicke 27
 Detektormaterial 26, 27
 Deterministische Strahleneffekte 31
 Dichte 13
 DLP. *Siehe* Dosislängenprodukt: der Scanserie
 Dosisbedarf 32
 Dosisbegriffe 29–35
 Dosisdefinition 29
 Dosisflächenprodukt 30, 31, 35
 Dosislängenprodukt der Einzelschicht 34, 35
 der Scanserie 35
 Dosislimitierung 32
 Dosisprofil 33, 35
 Dosisreduzierung 17, 18
 Dosisverteilung 33
 Durchdringungsfähigkeit 4, 15

E

Eckpunkt 14, 17
 Effektive Dosis 30, 31, 32
 Effektive Energie 14, 19
 Effektive Röhrenspannung 8
 Einblendung 29

Einfallsdosis 30, 31
 Eisen 18
 Elastische Streuung. *Siehe* Rayleighstreuung
 Elektrisches Feld 3, 24, 25
 Elektrode 25
 Elektromagnetische Strahlung 1
 Elektron 3, 4, 11, 24
 Elektronenoptik 24
 Elementarladung 3
 Energieabhängigkeit 15, 16, 17
 Energiedosis 29
 Energieübertragung 2, 4, 11, 12
 Energieumwandlung 26
 Erzeugung von Röntgenstrahlung 3
 Extrafokalstrahlung 9

F

Feldgröße 22, 30, 31
 Fett 20
 Filteräquivalenz 16
 Filtereigenschaft 15
 Filtergüte 18
 Filterwirkung 15, 16
 Flachdetektor 24
 Flächengewicht 27
 Fokalstrahlung 9
 Fokus. *Siehe* Brennfleck

G

Gadolinium 17, 18, 26
 Gadoliniumoxysulfid 26, 27
 Generator 2, 6, 7
 Gewebe 14
 Gewebe-Halbwertschichtdicke 20
 Gewebe-Wichtungsfaktor 32
 Gewichteter CTDI. *Siehe* CTDI_w
 Glas 16
 Gleichspannung 7
 Graufilter 17, 18
 Grenzenergie 5
 Grundzustand 5, 11, 24

H

Haftstelle 24
 Halbwertschichtdicke 14
 Hartstrahltechnik 21, 29
 Härtungsgleichwert 17
 Haut 32
 Hautdosis. *Siehe* Oberflächendosis
 Heeeffekt 8
 Hochpaßfilter 17, 18
 Holmium 18

Homogenitätsgrad 14
 Hüllenelektron 5, 11, 12
 HWD. *Siehe* Halbwertschicht-
 dicke

I

Inelastische Streuung. *Siehe*
 Comptonstreuung
 Intensität
 5, 6, 14, 16, 19, 20, 25, 29, 31, 33, 35
 Intensitätsverteilung 8
 Interventionelle Radiologie 31
 Ionendosis 29
 Ionisation 25
 Ionisationskammer 30, 31, 32
 Isolationsöl 16

J

Jod 20, 26, 27

K

K-Absorption 20, 26
 K-Strahlung 6
 Kantenenergie 17
 Kantenfilter 17, 18
 Kardiologie 16
 Kathode 3
 Keimdrüse 32
 keV 3
 Kilovolt 4
 Kinetische Energie 3, 11, 12
 Knochen 20
 Knochenmark 30, 31, 32
 Kontrast-Rausch-Verhältnis 28
 Kontrastgebung
 2, 4, 16, 17, 18, 19, 20, 28
 Kontrastminderungsfaktor 22
 Kontrastmittel 11, 20, 21
 Kontrastumfang 21
 Konventionelles Filter 18
 Konversionsfaktor 31
 Konvertergenerator 8
 Kunststoff 14, 16, 20
 Kupfer 16, 17, 18
 kV. *Siehe* Kilovolt

L

L-Strahlung 16
 Ladungsträger 24, 25
 Leber 32
 Leuchtstoff 23, 25, 26, 27
 Lichtausbeute 26
 Lichtemission 24
 Lichtgeschwindigkeit 3
 Lichtleiter 27
 Lichtquant 24

Linearer Schwächungskoeffizient
 13, 20
 Luft 20
 Luftkerma 14, 30, 32, 34
 Lungengewebe 21, 30, 31, 32

M

Magen 30, 32
 Mammographie 6, 18, 20
 Massenbelegung. *Siehe* Flächen-
 gewicht
 Massenschwächungskoeffizient
 13, 14
 Materialanalyse 11
 Materialuntersuchungstechnik 13
 Mediastinum 21
 Metallkannenröhre 9, 15
 Mindestfilterung 15
 Molybdän 6, 18
 MSAD 33
 Multiple Scan Average
 Dose. *Siehe* MSAD
 Muskel 20

N

Niedrig-Kontrast 21
 Niob 18

O

Oberflächendosis 21, 30
 Objekt 19
 Objektdicke 19, 22
 Objektmaterialien 20
 Ordnungszahl
 3, 14, 17, 18, 21, 26
 Organ 20, 31, 32
 Organdosis 30, 31, 32
 Ortsauflösung 27, 28
 Ortsinformation 13

P

Pädiatrie 16, 35
 Partikelbild 1
 Patient 2, 11
 Patientendosis 4, 15, 32
 Phantom 30, 31, 32, 34
 Photoeffekt 11, 13, 16
 Photon 1, 11
 Photonenenergie 1, 13
 Pitch 34, 35
 Plexiglas 20
 PMMA. *Siehe* Plexiglas
 Primärstrahlung 21
 Projektionsradiographie
 12, 13, 30, 33, 35
 Prüfkörper 20
 Pseudo-Kantenfilter 18

Q

Qualitätskontrolle 20
 Quantenrauschen 28

R

Rauschen 28
 Rayleighstreuung 11, 13
 Referenzmaterial 17
 Restorgan 32
 Röhrenachse 8
 Röhrenbelastbarkeit 8, 16, 21
 Röhrenfenster 8, 9
 Röhrenspannung
 2, 3, 4, 5, 18, 21, 33
 Röhrenstrom 2, 6
 Röntgen-Fluoreszenzstrahlung 11, 26
 Röntgendiagnostik
 1, 4, 6, 16, 27, 30
 Röntgenfilm 25
 Röntgenröhre 2, 3, 6, 15
 Rotationsachse 33, 34
 Rückstreufaktor 21, 30

S

Sauerstoff 20
 Scanlänge 35
 Scanserie 35
 Schalenmodell 5
 Schichtdicke 33, 35
 Schilddrüse 30, 31, 32
 Schnittbildtechnik 25
 Schwächungsgesetz 13, 14
 Schwächungsgleichwert 17
 Schwächungskoeffizient
 13, 15, 16, 17, 21
 Schwächungskoeffizienten 17
 Schwächungskurve 14
 Sekundärstrahlung 11
 Selektive Filterwirkung 16
 Selen 25
 Selendetektor 25
 Selten-Erd-Metall 17
 Skelett 32
 Spannungsabhängigkeit 5
 Spannungsform 7
 Speicherfolie 24
 Speiseröhre 32
 Spiral-CT 35
 Statistischer Prozeß 28
 Stickstoff 20
 Strahlenaufhärtung 14, 15, 19, 20
 Strahlenaustrittsfenster 15, 16
 Strahlenaustrittsseite 17, 19, 22
 Strahleneintrittsseite 17, 19, 21, 30
 Strahlenexposition 27, 29, 30, 35
 Strahlenfächer 33

Strahlenfeld 8
Strahlenfilterung 2, 5, 6, 11, **15–18**, 33
Strahlenkontrast 20, 21
Strahlenqualität 4, 6, **14**, 17
Strahlenqualitätsabhängigkeit 17
Strahlenrisiko 29, 30, 31, 32
Strahlenschwächung 9, **13**, 15, 16, 17, 18, 19
Strahlenspektrum 3, 4
Streustrahlenraster 13, 22, 33
Streustrahlenunterdrückung 22
Streustrahlung **21**
Streuung 11, 14
Strom-Zeit-Produkt 6
Systemachse. *Siehe* Rotationsachse
Szintillator. *Siehe* Leuchtstoff

T

Teilkörperbestrahlung 29, 31, 32
Thermolumineszenz-Dosimeter 30, 31
Thoraxuntersuchung 29
TLD. *Siehe* Thermolumineszenz-Dosimeter
Trennschärfe 15

U

Unschärfe 9, 25
Uterusdosis 31

V

Verstärkungsfolie 24, 25, 26
Visuelle Wahrnehmbarkeit 21

W

Wärme 3
Wasser 14, 20
Wechselwirkung 2
 mit dem Bildempfänger **23–28**
 mit dem Objekt **19–22**
 zwischen Elektronen und Materie **3**, 11
 zwischen Strahlung und Materie **11**
Weichteildiagnostik 20
Welle-Teilchen-Dualismus 1, 13
Wellenbild 1, 12
Wellenlänge 1
Welligkeit 7
Wirkungsgrad 3
 der Bremsstrahlungserzeugung 3
 der Röntgenstrahlungsabsorption 26
Wolfram 4, 6, 8, 16, 26

Z

Z. *Siehe* Ordnungszahl
z-Achse. *Siehe* Rotationsachse
Zahlheilkunde 25
Zeichenschärfe 27
Zentralstrahl 8
Zinn 18
Zusatzfilterung 15, 16
Zwei-Puls-Spannung 7