

Einleitung

Röntgenstrahlen haben seit ihrer Entdeckung durch Conrad Röntgen im Jahre 1896 viele neue und sehr bedeutsame Möglichkeiten der Diagnostik in der Medizin eröffnet. Obwohl die Röntgendiagnostik seit geraumer Zeit fester Bestandteil der medizinischen Praxis ist und für uns zum normalen ärztlichen Instrumentarium gehört, üben Röntgenbilder nach wie vor eine gewisse Faszination auf uns aus. Der Blick in den menschlichen Körper hat neben den vielen interessanten medizinisch-wissenschaftlichen Aspekten eben auch eine deutlich emotionale



Komponente. Daher mag es ein wenig verwundern, dass der starke Anwendungsbezug der Röntgenstrahlung im Physikunterricht der Schulen nur geringen Raum einnimmt. Vielleicht erscheint das Thema als zu speziell – vielleicht auch als zu sperrig, angesichts des begrenzten Angebots an didaktischen Materialien, die für eine unterrichtliche Umsetzung bisher zur Verfügung stehen. Der Autor hofft, mit den folgenden Ausführungen diese Lücke ein wenig schließen zu können. Ein didaktisch sehr nützliches Werkzeug stellt in diesem Zusammenhang ein kleines Computerprogramm („roentgenspektren.exe“)¹ zur Berechnung und Darstellung von Röntgenspektren dar, welche interessanten und neuen Möglichkeiten eröffnet, um die physikalischen Aspekte der medizinischen Diagnostik dynamisch und schülerorientiert im Unterricht von Grund- und Leistungskursen zu thematisieren. Die in diesem Beitrag dargestellten Spektren wurden mit diesem Programm erzeugt. Dessen Stärke zeigt sich aber vor allem im Unterricht, denn Schülerinnen und Schüler können dann selbsttätig durch Variationen der einzelnen Parameter und durch Wahl der Filtermaterialien und Filterstärken Spektren erzeugen und modellieren.

„Spectra Forming“

Die Strahlung von Röntgenröhren kann sehr unterschiedlich ausfallen. Die Spektren sind abhängig vom Anodenmaterial der Röhre, der Beschleunigungsspannung, dem Röhrenstrom und den verwendeten Filtermaterialien. Da die Anforderungen an die Eigenschaften der Strahlung je nach diagnostischem Anwendungsgebiet sehr unterschiedlich sind, ist eine genaue Kenntnis über die Erzeugung der passenden Spektralbereiche Grundvoraussetzung für eine erfolgreiche Röntgendiagnostik. Das **Modulieren** passender Röntgenspektren – wir wollen es neudeutsch *Spectra Forming* nennen- ist vom Standpunkt der Physik besonders interessant. Zwei wichtige Anwendungsgebiete des Röntgens, nämlich die Diagnostik des menschlichen Skeletts und die

¹ <https://mabo-physik.de/roentgenspektrum>

Mammographie (Brustkrebsvorsorge) erscheinen in diesem Zusammenhang als geeignete Beispiele und werden im Folgenden schwerpunktmäßig betrachtet.

Wechselwirkungen:

Bekanntlich kann Röntgenstrahlung menschliches Gewebe durchdringen. In Muskel- oder Fettgewebe wird Röntgenlicht weniger absorbiert als in Knochen, sodass bei der Durchstrahlung beispielsweise eines Arms eine Art Schattenbild der Knochen und des Gewebes entsteht, welches früher auf speziellen Röntgenfilmen abgebildet wurde - heute aber meist durch die Belichtung röntgenempfindlicher Sensorschichten einer digitalen Bildverarbeitung zugänglich gemacht wird. Warum aber ist das Durchdringungsvermögen von Röntgenstrahlung so unterschiedlich?

Röntgenstrahlung für medizinisch-diagnostische Anwendungen wird durch Röntgenröhren erzeugt, die - je nach Anwendung - mit Beschleunigungsspannungen von 25 kV bis 120 kV betrieben werden. Die Photonen, die dabei ausgesendet werden, können im Wesentlichen durch die folgenden Prozesse mit der bestrahlten Materie wechselwirken:

- Absorption durch den Photoeffekt
- Streuung und energetische Schwächung durch den Comptoneffekt
- Elastische Streuung an den Atomen (Rayleigh-Streuung)

Die Rayleigh-Streuung soll im Weiteren vernachlässigt werden, da sie in diesem Wellenlängenbereich – im Vergleich zu den beiden anderen Wechselwirkungen – nur in sehr geringen Maß (unter 5%) zur Absorption der Strahlung im Gewebe beiträgt.

Die Wahrscheinlichkeit dafür, ob ein Röntgenphoton über den Photoeffekt oder über den Comptoneffekt wechselwirkt, ist abhängig von der Wellenlänge der Strahlung und der Kernladungszahl des durchstrahlten Materials.

Wir wollen aber zunächst nicht zwischen beiden Möglichkeiten der Wechselwirkung unterscheiden, sondern die **Gesamtschwächung** betrachten, welche die Strahlung beim Durchgang durch verschiedene Stoffe erfährt. Wie groß die Intensität der Röntgenstrahlung nach dem Durchgang durch Materie ist, hängt von der Energie (Wellenlänge) der Photonen, der Kernladungszahl der Atome und der Dichte und Dicke des Materials ab. Die Intensität der Strahlung beträgt, nachdem sie einen Stoff der Dicke d und dem Absorptionskoeffizienten μ durchlaufen hat: $I(d) = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot d}$. Dabei ist besonders wichtig hervorzuheben, dass die erwähnte starke Abhängigkeit der Transmission von der Wellenlänge λ und der Kernladungszahl Z im Absorptionskoeffizienten μ begründet liegt. Auf den Seiten des *National Instituts of Standards and Technogy (NIST)*² sind die Absorptionskoeffizienten für jedes Element und für verschiedene

² <https://www.nist.gov/pml/x-ray-mass-attenuation-coefficients>

Stoffe aufgelistet. Diese Tabellen geben detailliert Auskunft über die Schwächung der Strahlung in Materie in Abhängigkeit von der eingestrahlten Energie und wurden mit Hilfe passender Regressionsfunktionen in die Computersimulation *roentgenspektren.exe* (s. Abbildungen der Röntgenspektren) eingefügt und für die GeoGebra- und Excelediagramme (s. Abbildungen 2,11,12,16,17,18) verwendet.

Skelettdiagnostik - Aufhärtung der Strahlung erwünscht

Die Wahl der Anodenspannung für die Röntgenröhre hat direkte Auswirkungen auf die Bildqualität. Das untere Beispiel zeigt den Kontrastverlust, wenn die Energie der Röntgenphotonen falsch gewählt wird. Warum ist das so?

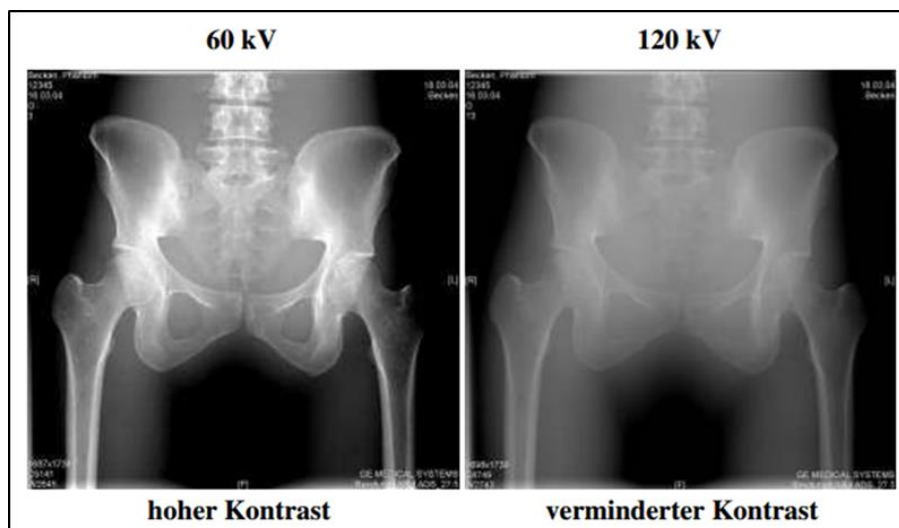


Abb. 1 Röntgenaufnahme mit verschiedenen Anodenspannungen

Für Knochen und Muskelgewebe lassen sich mit Hilfe der NIST-Daten Kurvenverläufe für die Strahlungsintensität generieren, nachdem die Photonen bestimmte Schichtdicken der Gewebe durchlaufen haben. Das untere Diagramm (Abb.2) zeigt die Transmission von Röntgenstrahlung durch 6 cm Muskelgewebe, in das ein 2 cm durchmessender Knochen (kortikales Gewebe) eingebettet ist. Dargestellt ist die Abhängigkeit des Durchdringungsvermögens von der Energie (Wellenlänge) der Röntgenphotonen. Man erkennt, dass die Strahlung das weiche Gewebe leichter durchdringt als den Knochen und dass die Intensität der durchgehenden Strahlung mit zunehmender Energie steigt. Wichtig für das Gelingen einer guten Röntgenaufnahme ist der Kontrast, der durch die Differenz der beiden Intensitätskurven gegeben ist und durch die blaue Kurve dargestellt wird. Röntgenphotonen mit einer Energie von etwa 45 keV erzeugen in der oben beschriebenen Modellsituation offenbar den größten Kontrast.

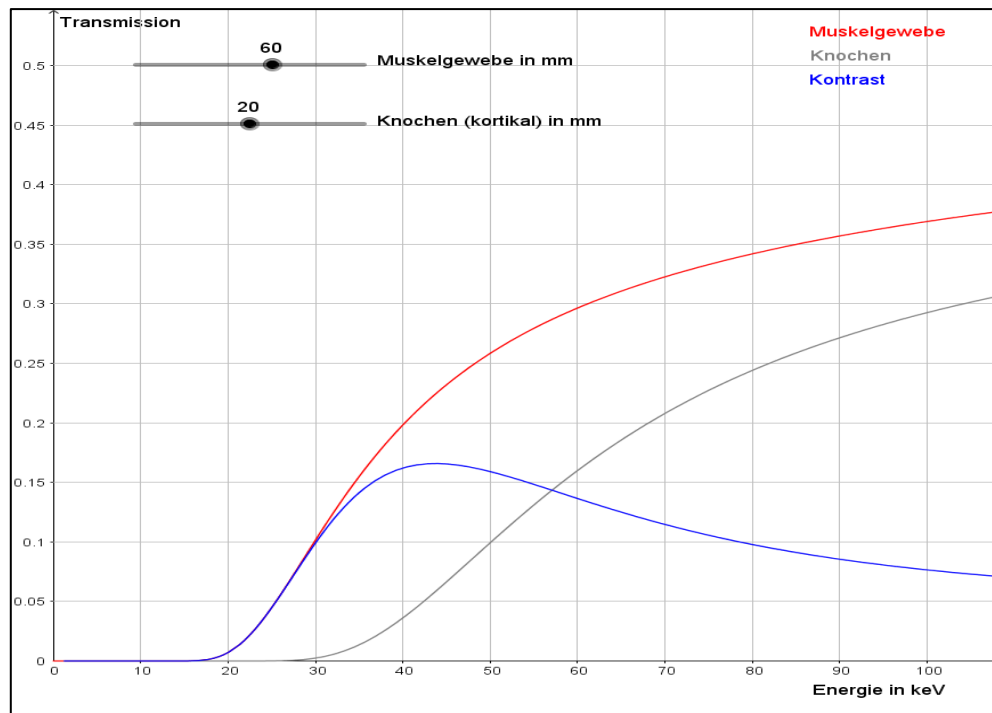


Abb. 2 Transmission von Röntgenstrahlung durch Knochen und Muskelgewebe



Abb. 3 Guter Kontrast zwischen Muskelgewebe und Knochen

Leider lässt sich mit einer Röntgenröhre keine monochromatische Strahlung dieser Energie in ausreichender Intensität (Anzahl der Photonen) erzeugen. Daher ist man bemüht, durch passende **Filtermaterialien** diesen Wellenlängenbereich aus dem kontinuierlichen Spektrum hervorzuheben. Da große Wellenlängen, also kleine Energien (hier < 20 keV) für die Bilddarstellung überhaupt keine Rolle spielen (s. Abb. 2), diese aber im Patienten „stecken bleiben“, also absorbiert werden und die Strahlenbelastung unnötigerweise erhöhen würden, versucht man v.a. diese Energien zu unterdrücken, bevor die Strahlung auf den Patienten trifft. Eine Regel besagt, dass alle Strahlenanteile unter 15 keV (also über ca. 80 pm Wellenlänge) in der Diagnostik möglichst vollständig zu vermeiden sind. Filter aus Aluminium und/oder Kupfer sind dazu gut geeignet.

Das Diagramm in Abb.4 zeigt die Filterkurve (blaue Kurve - Transmission) von 2 mm Aluminium kombiniert mit 0,1 mm Kupfer im Vergleich zum Spektrum einer Röntgenröhre, die mit einer Spannung von 60 kV betrieben und mit einer Anode aus Wolfram ausgestattet ist. Energien unter 20 keV werden durch diese Filterung komplett unterdrückt.

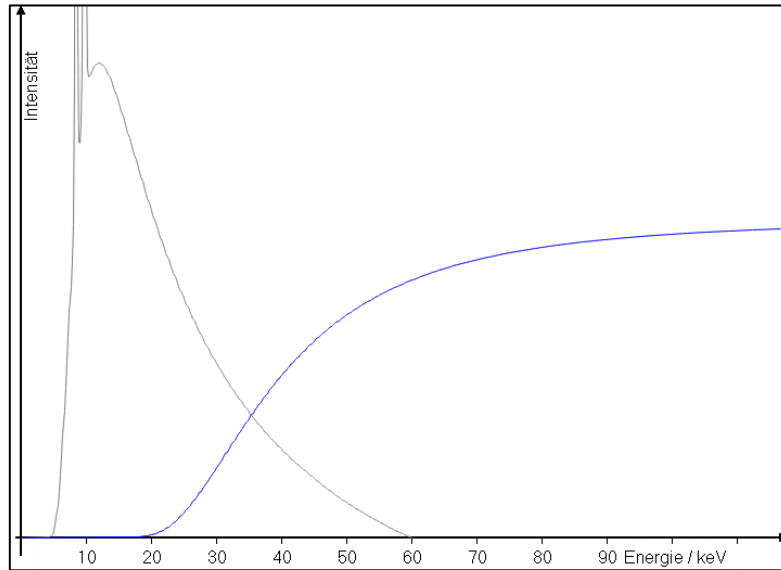


Abb. 4 Spektrum einer Röhre mit Wolframanode und Filterkurve

Abbildung 5 zeigt das ungefilterte und das gefilterte Spektrum dieser Röntgenröhre. Die Filterung drückt die Intensität des gesamten Spektrums stark herunter. Dies lässt sich aber durch eine Erhöhung des Röhrenstroms kompensieren, wie Abbildung 6 zeigt. Deutlich ist dann zu erkennen, dass die Energieanteile unter 20 keV durch die Filterung beseitigt wurden. Man spricht in diesem Zusammenhang auch von einer **Aufhärtung** der Strahlung.

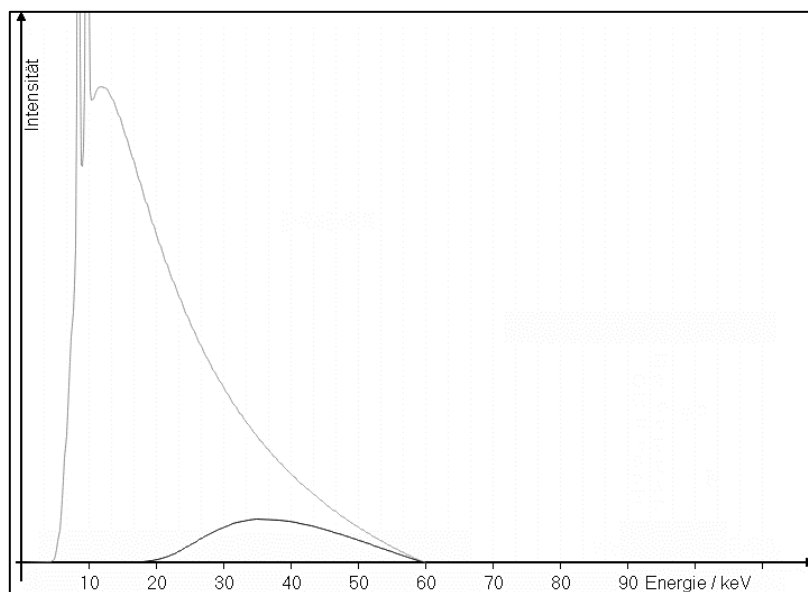


Abb. 5 Ungefiltertes und gefiltertes Spektrum einer Röhre mit Wolframanode

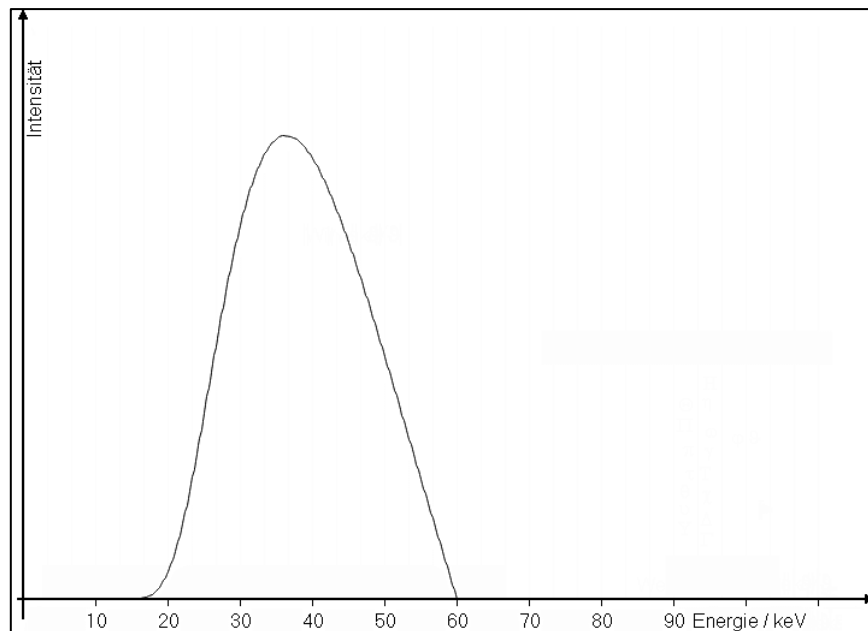


Abb. 6 Wellenlängenspektrum der Wolframanode

Interessanterweise dürfen Röntgenröhren, die für den Einsatz von Knochendarstellungen des menschlichen Körpers gedacht sind, nach der deutschen Röntgenverordnung nur noch mit einem fest installierten Vorfilter aus 2mm Aluminium ausgeliefert werden. Die Strahlenbelastung aufgrund der weichen Röntgenstrahlung soll dadurch beim Betrieb der Röhren von vornherein vermieden und Bedienungsfehler, wie das versehentliche Weglassen des Aufhärtungsfilters, ausgeschlossen werden. Zusätzliche Filter (hier Kupfer) können dann das Spektrum noch deutlicher im langwelligen Bereich dämpfen. So wird beispielsweise in der Kinderheilkunde eine Zusatzfilterung mit mindestens 0,2 mm Kupfer empfohlen, da der kindliche Organismus besonders empfindlich auf ionisierende Strahlung reagiert.

Auch der Einsatz eines sogenannten **Kantenfilters** führt zu einer Unterdrückung des energiearmen Teils des Spektrums. Zudem wird das Spektrum auch im energiereichen Teil geschwächt. Als Beispiel soll ein Filter aus *Godalium* zum Einsatz kommen, einem Metall aus der Gruppe der Seltenen Erden mit einer Kernladungszahl von 64. Die K-Kante dieses Materials liegt bei 50 keV. Energien, die größer als 50 keV sind, werden größtenteils geschluckt, weil Elektronen aus den K-Schalen der Filteratome in höhere, nicht besetzte Energieniveaus gehoben werden. Die Energie der Röntgenquanten geht dabei verloren. Die beiden Diagramme zeigen die Filterkurve von Godalium und die Anwendung eines 0,2mm dicken Filters dieses Materials auf das Spektrum einer 60 kV-Wolframröhre. Obwohl dieser Filter neben der Unterdrückung der langwelligen Strahlung auch eine Reduktion der kurzwelligen oberhalb von 50 keV ermöglicht, den Energiebereich für ein kontrastreiches Bild also noch besser begrenzt als die Aluminiumfilterung, wird dieser Filter in der diagnostischen Praxis nur selten eingesetzt.

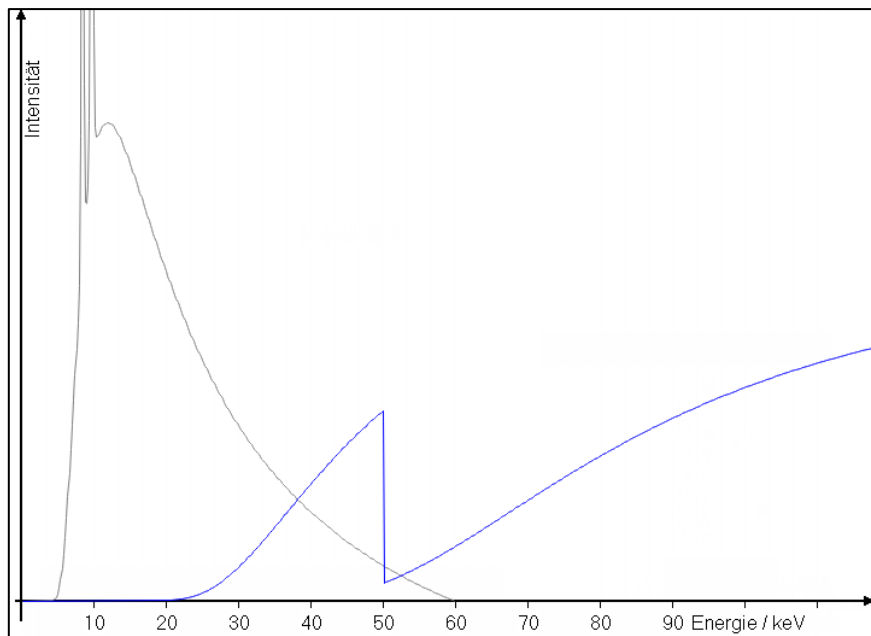


Abb. 7 Filterkurve von Gadolinium

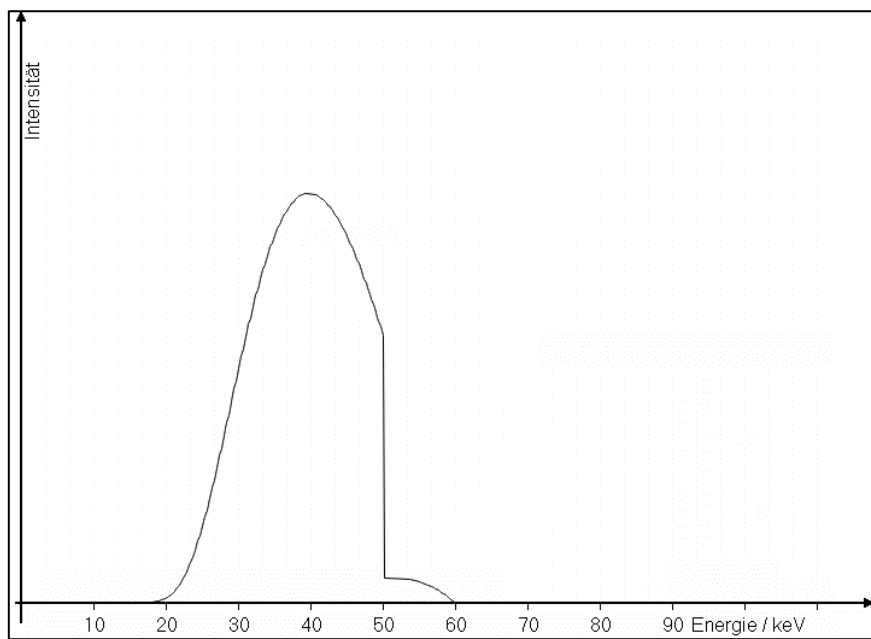


Abb. 8 Gefiltertes Spektrum der Wolframanode

Mammographie – weiche Röntgenstrahlung erwünscht

Die Röntgendurchstrahlung der weiblichen Brust hat das Ziel, Brustkrebs in einem möglichst frühen Stadium, in dem der Tumor noch klein ist und die Lymphknoten noch nicht befallen sind, zu entdecken. Seit etlichen Jahren werden daher Frauen zwischen 50 und 69 Jahren bundesweit im Rahmen eines Mammographie-Screenings systematisch einer Röntgenuntersuchung zur Früherkennung von Brustkrebs unterzogen.

Die Mammographie stellt die Röntgendiagnostik vor eine schwierige Aufgabe, da das Tumorgewebe sich im Röntgenbild nur sehr schwer vom gesunden Gewebe abhebt. Allerdings weiß man inzwischen, dass sich Karzinome bereits in einem sehr frühen Stadium durch Kalkablagerungen im Gewebe verraten können. Der Nachweis von solchen *Kalzifikationen* im Brustgewebe kann ein Hinweis auf einen malignen Tumor sein – in ca. 30% der Fälle ist das tatsächlich der Fall. Kalziumverbindungen sind röntgendiagnostisch aufgrund ihres Absorptionsvermögens im Prinzip gut nachweisbar – allerdings haben die für die Mammographie bedeutsamen Kalkkörnchen Durchmesser von unter 1 mm – maligner Mikroalk sogar deutlich unter 0,5mm. Dies im Röntgenbild mit genügend Kontrast und ohne Abschattung durch darüber oder darunter befindliches Gewebe abzubilden, ist keine leichte Aufgabe.

Die Abbildung 11 macht deutlich, dass der Wellenlängenbereich der Röntgenstrahlung für die Mammographie ganz anders zu wählen ist als bei der Skelettdiagnostik. Der größte Kontrast bei dem dargestellten Beispiel (0,2mm Mikroalk innerhalb 2cm Brustgewebe) ergibt sich bei einer Energie der Röntgenphotonen von etwa 20 keV.

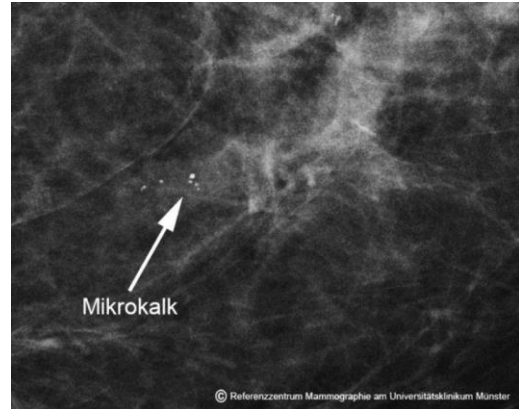


Abb. 9 Mammographie-Nachweis einer Mikroalkalgruppe im Brustgewebe

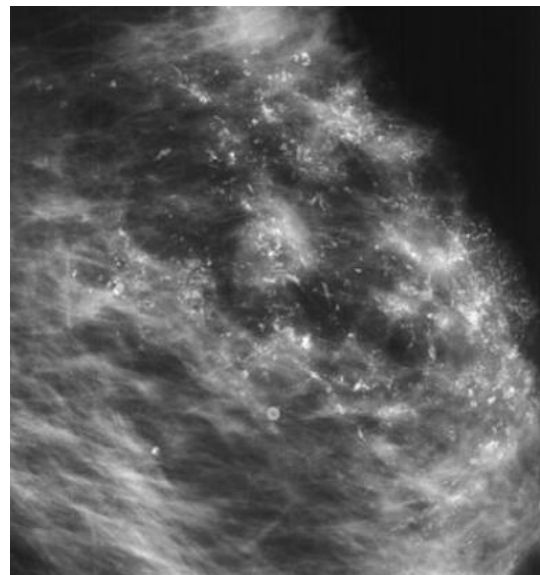


Abb. 10 Mammographie der linken Brust mit ausgedehnten länglich polymorphen Mikrokalzifikationen bei Ductalem Carcinoma in Situ (DCIS)

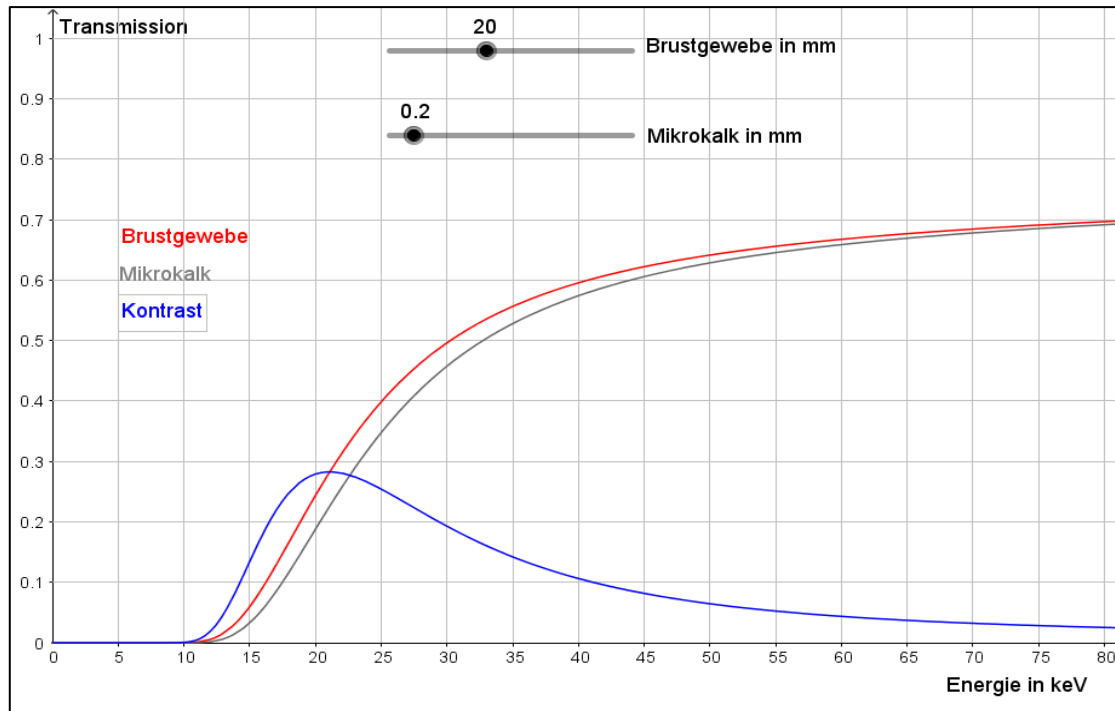


Abb. 11 Transmission von Röntgenstrahlung durch Brustgewebe (2 cm) und Kalziumphosphat

Bei einem dickeren Brustgewebe, hier 4 cm, verschiebt sich das Maximum des Kontrastes bereits auf 25 keV (Abb. 12), was aufgrund des höheren Streuanteils durch den Comptoneffekt und die Dosiserhöhung aufgrund des dichteren Gewebes zu einer höheren Strahlenbelastung der Patientin führt.

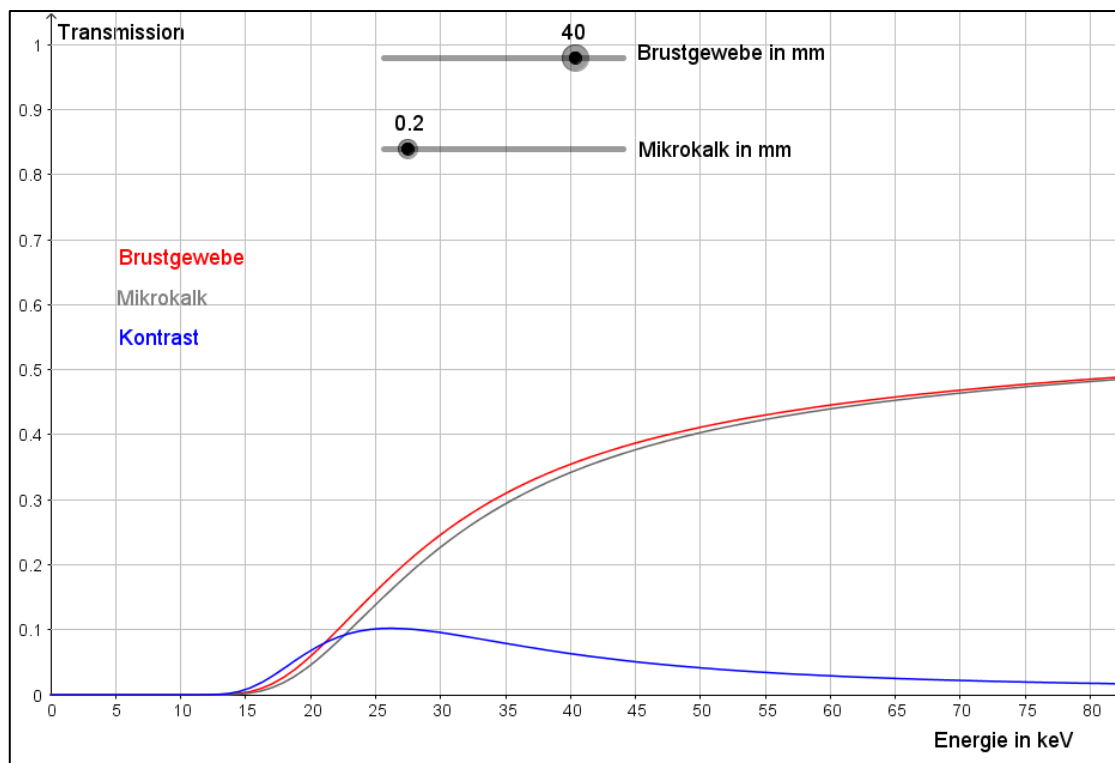


Abb. 12 Transmission von Röntgenstrahlung durch Brustgewebe (4 cm) und Kalziumphosphat

Man ist daher bemüht, die Brust während der Röntgenaufnahme möglichst stark zu komprimieren, was von vielen Frauen als unangenehm empfunden wird - im Hinblick auf die Bildqualität und verringerte Strahlenbelastung jedoch sinnvoll erscheint.

Ein hoher Kontrast des Röntgenbildes ist in der Mammographie von besonderer Bedeutung. Daher versucht man, je nach Dicke und Dichte des Brustgewebes, mithilfe passender **Filter** Energiebereiche aus dem Röntgenspektrum hervorzuheben, die im Bereich von 20 bis 25 keV liegen. Die Röhrensparnungen liegen dann üblicherweise zwischen 25 kV und 35 kV. Bei der Mammographie ist man also besonders auf die **weiche Röntgenstrahlung** angewiesen. Die folgenden Beispiele zeigen typische Kombinationen von Anoden- und Filtermaterialien, die in der Brustkrebsdiagnostik eingesetzt werden.

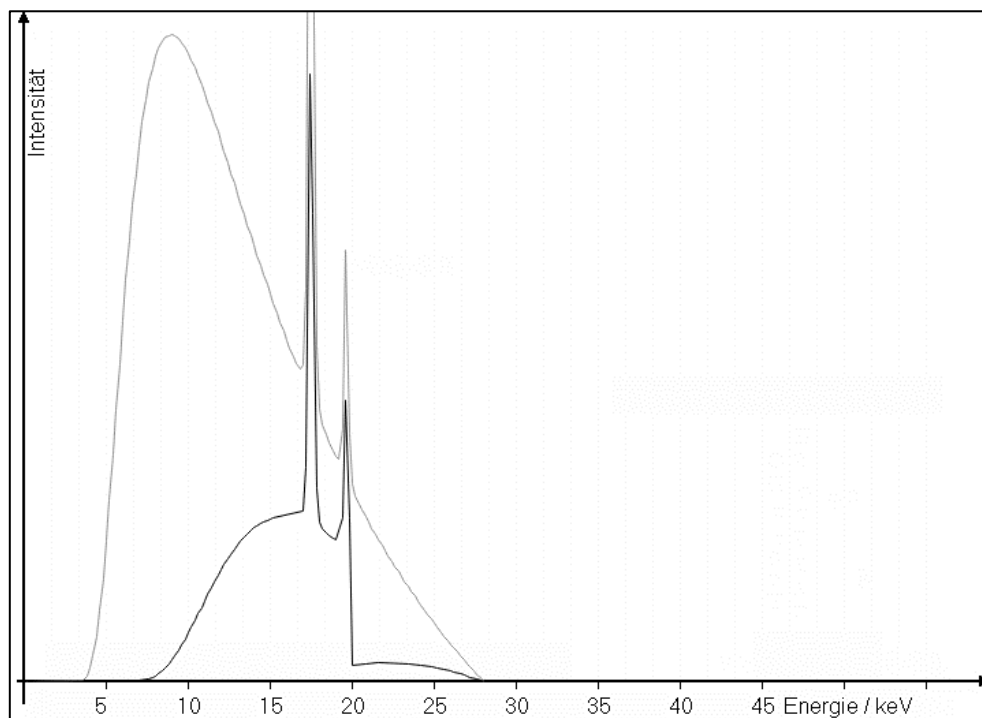


Abb. 13 Anode: Molybdän, $U = 28$ kV, Filter: 0,03 mm Molybdän

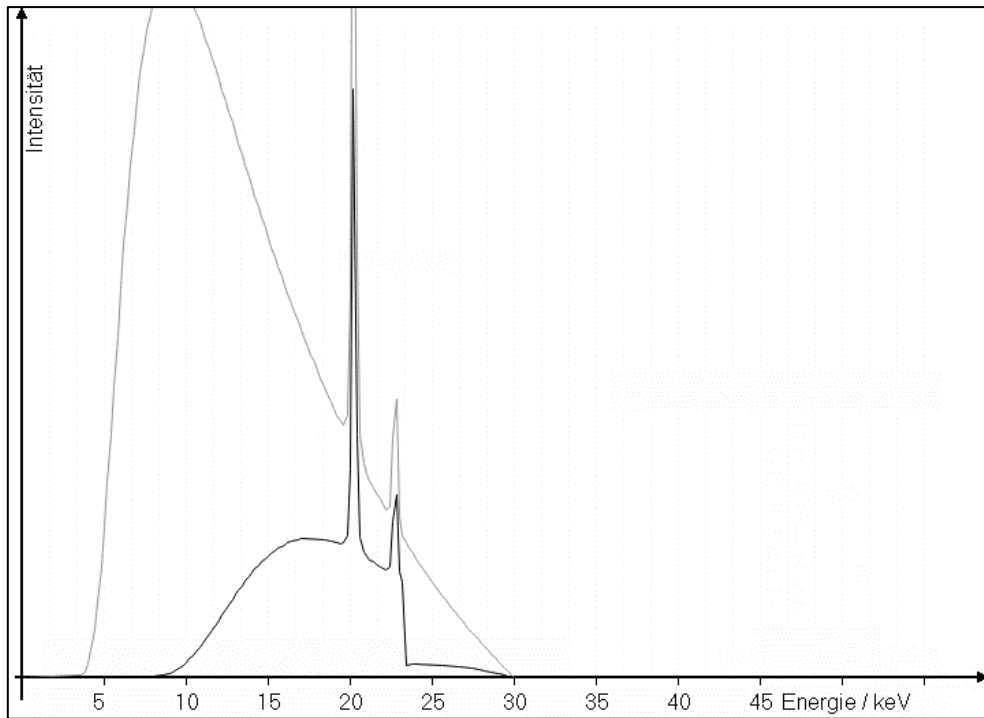


Abb. 14 Anode: Rhodium, U = 30 kV, Filter: 0,03 mm Rhodium

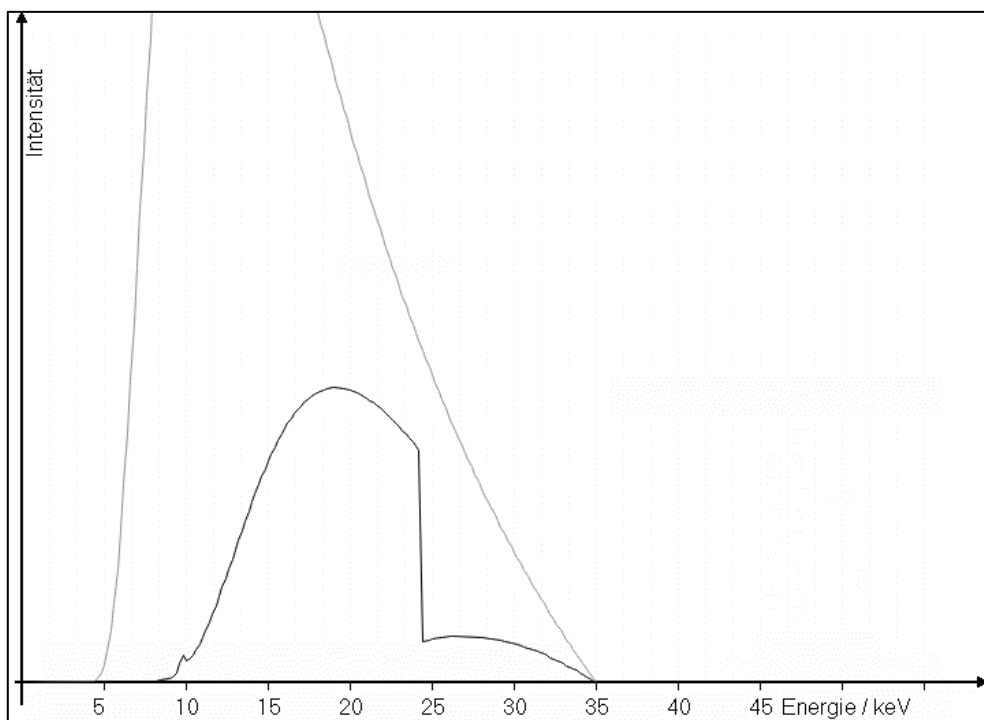


Abb. 15 Anode: Wolfram, U = 35 kV, Filter: 0,03 mm Palladium

Wie man an den Spektren erkennt, unterdrücken die verwendeten Kantenfilter einen Teil der langwelligen Strahlung (alles unter 10 keV, teilweise auch unter 15 keV), beschneiden das Spektrum aber auch deutlich im kurzwelligeren Bereich. Die Strahlenbelastung für die Patientin kann dadurch wirksam reduziert werden und die verbleibende Strahlung erlaubt die Herstellung kontrastreicher Bilder.

Streuung – ein echtes Problem

Wir haben bisher die Absorption der Röntgenstrahlung in Materie als Zusammenwirken von Photo- und Comptoneffekt verstanden. Nun sollen die Anteile der beiden Wechselwirkungsprozesse bei der Schwächung von Strahlung einzeln und genauer betrachtet werden.

Entscheidend für das Verständnis der Streuungsproblematik bei der Röntgendiagnostik ist die Tatsache, dass der Wirkungsquerschnitt für Photonen beim Photoeffekt besonders deutlich von der Wellenlänge und der Kernladungszahl abhängt, wohingegen der Comptoneffekt diese Abhängigkeit nur in sehr geringen Maß zeigt. Die folgenden beiden Diagramme (Abb. 16 und Abb. 17) mögen das verdeutlichen. Dargestellt sind die Massenschwächungskoeffizienten von Muskelgewebe und von kortikalem Knochen.

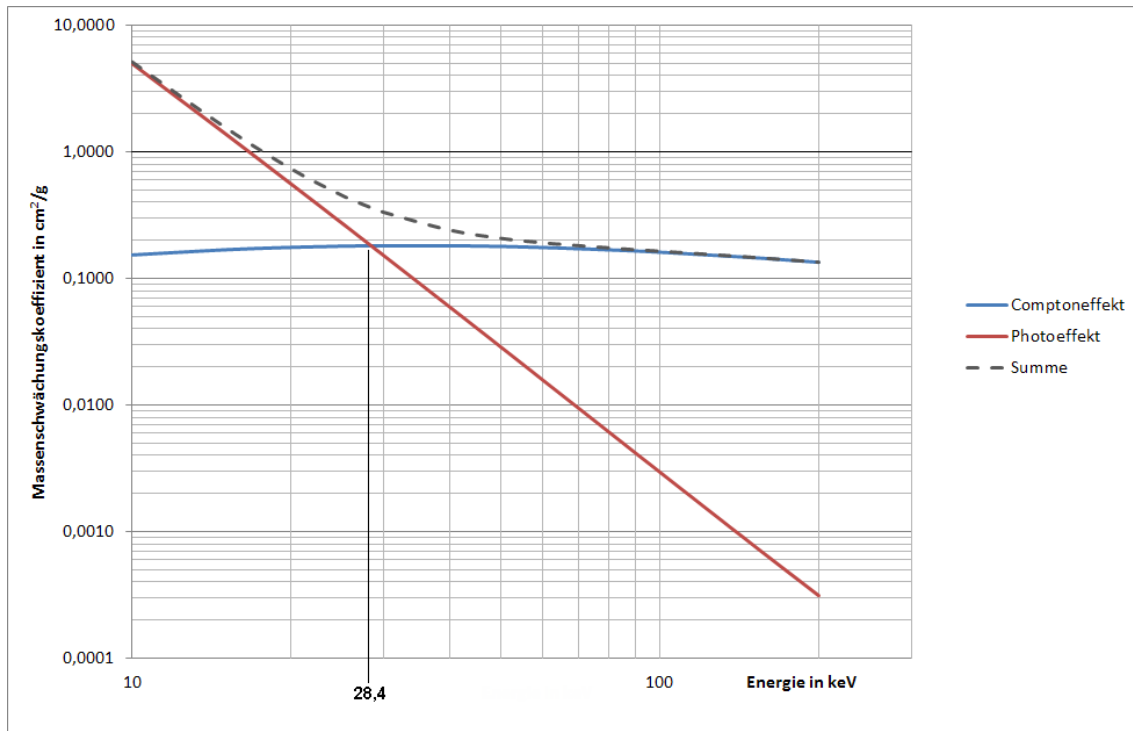


Abb. 16 Schwächung von Röntgenstrahlung beim Durchgang durch Muskelgewebe

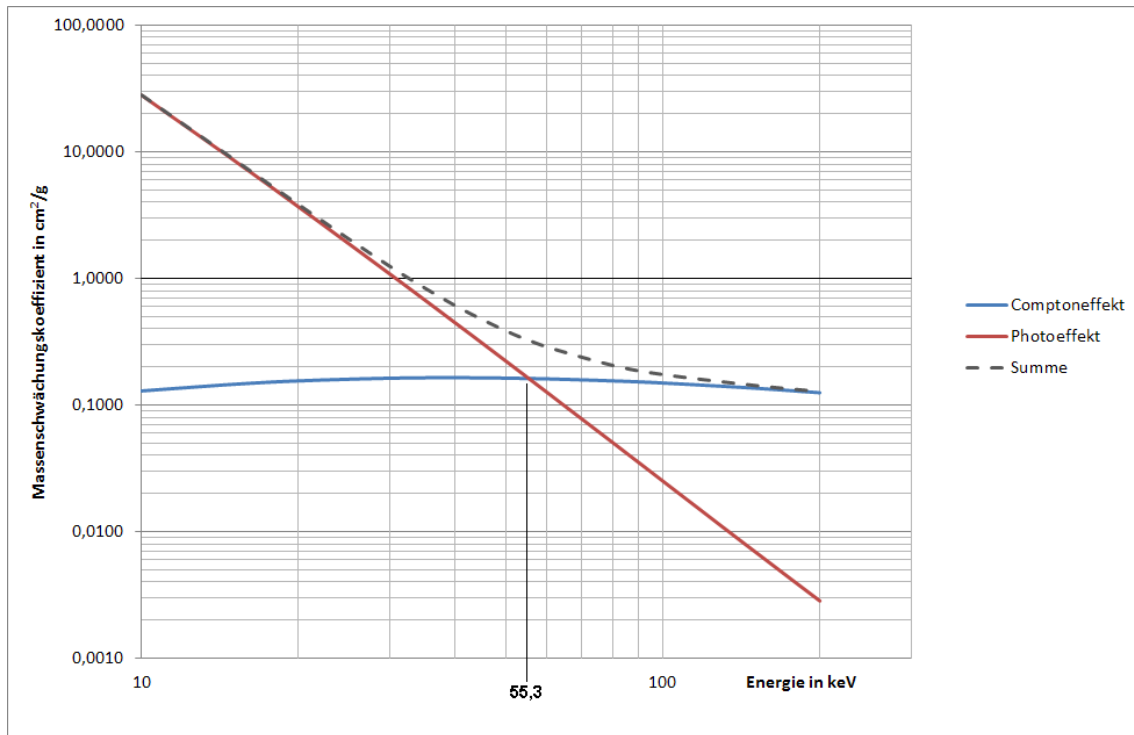


Abb. 17 Schwächung von Röntgenstrahlung bei Durchgang durch Knochen (kortikal)

Es ist übrigens gängige Praxis, bei der Beschreibung der Absorption von Röntgenstrahlung den Massenschwächungskoeffizienten τ zu verwenden. Dieser ist definiert als Absorptionskoeffizient pro Dichte, also $\tau = \frac{\mu}{\rho}$ und wird in $\frac{\text{g}}{\text{cm}^2}$ angegeben. Das Absorptionsgesetz stellt sich

dann wie folgt dar: $I(d) = I_0 \cdot e^{-\frac{\mu}{\rho} \cdot \rho \cdot d}$. Dies erscheint vielleicht ein wenig umständlich, aber in fast allen Tabellenwerken (auch bei NIST) ist die Größe $\frac{\mu}{\rho}$ in Abhängigkeit von der Energie so tabelliert. Den linearen Absorptionskoeffizienten erhält man durch die Multiplikation von τ mit der Dichte des Materials: $\mu = \tau \cdot \rho$.

Kehren wir zu den beiden Diagrammen (Abb16 und 17) zurück. Die Schwächung aufgrund des Photoeffekts ist stark energieabhängig, wie man in den logarithmierten Darstellungen erkennen kann – der Schwächungskoeffizient ist in etwa proportional zu $\lambda^{3,25}$. Auch die Abhängigkeit von der Kernladungszahl Z ist zu erkennen. Betrachten wir dazu als Beispiel die Schwächung von 30 keV-Photonen. Muskelgewebe ($Z_{\text{eff}} = 7,4$) zeigt dabei einen Schwächungskoeffizienten von etwa $0,15 \text{ cm}^2/\text{g}$, Knochen ($Z_{\text{eff}} = 13,8$) dagegen von $1 \text{ cm}^2/\text{g}$. Die Absorption geht auch hier mit der dritten Potenz, diesmal bezogen auf die Kernladungszahl Z , wie folgende Rechnung zeigt:

$$\frac{\frac{\mu_K}{\rho_K}}{\frac{\mu_M}{\rho_M}} = \frac{1}{0,15} \approx 6,7 \quad \text{und} \quad \left(\frac{Z_K}{Z_M}\right)^3 = \left(\frac{13,8}{7,4}\right)^3 \approx 6,5.$$

Allgemein ist daher die Abschätzung $\mu_{\text{photo}} \sim \lambda^3 \cdot Z^3$ bzw. $\mu_{\text{photo}} \sim \frac{Z^3}{E^3}$ erlaubt.

Die Schwächung aufgrund des Comptoneffekts ist dagegen fast gänzlich unabhängig von λ und Z , wie man an den Diagrammen unschwer erkennen kann.

Wir hatten oben festgestellt, dass für die röntgenologische Darstellung des Skeletts Röntgenenergien von etwa 45 KeV bis 55 keV notwendig sind, um einen ausreichenden Kontrast zu erzeugen. Gerade in diesem Energiebereich wird die Absorption im Muskelgewebe jedoch deutlich vom Comptoneffekt dominiert. Comptonstreuung ist aber eigentlich unerwünscht, weil die Photonen aus ihrer ursprünglichen Richtung mitunter stark abgelenkt und in das umliegende Gewebe verteilt werden. Die Folgen sind eine höhere Strahlenbelastung des Patienten und ein verwaschenes Röntgenbild. Das Röntgenbild lässt sich „retten“, indem man spezielle Raster vor die Sensorschicht setzt. Dies wird weiter unten näher erläutert. Die Streuung der Photonen im Körper des Patienten dagegen lässt sich nicht verhindern. Die Röntgendiagnostik steht da vor einem gewissen Dilemma – einerseits möchte man kontrastreiche Bilder erzeugen und benötigt dafür entsprechend hohe Röntgenenergien, andererseits führt gerade dies zu einer Dominanz der Comptonstreuung im weichen Gewebe (Muskel, Fett, Blut) des Patienten.

Diese Problematik ist bei der Mammographie in diesem Maß nicht gegeben, wie das untere Diagramm (Abb. 14) zeigt. Im Energiebereich von 20 bis 25 keV dominiert im Brustgewebe der Photoeffekt. Die Comptonstreuung hat einen deutlich geringeren Anteil an der Gesamtschwächung der Strahlung im Brustgewebe als bei der Skelettdiagnostik.

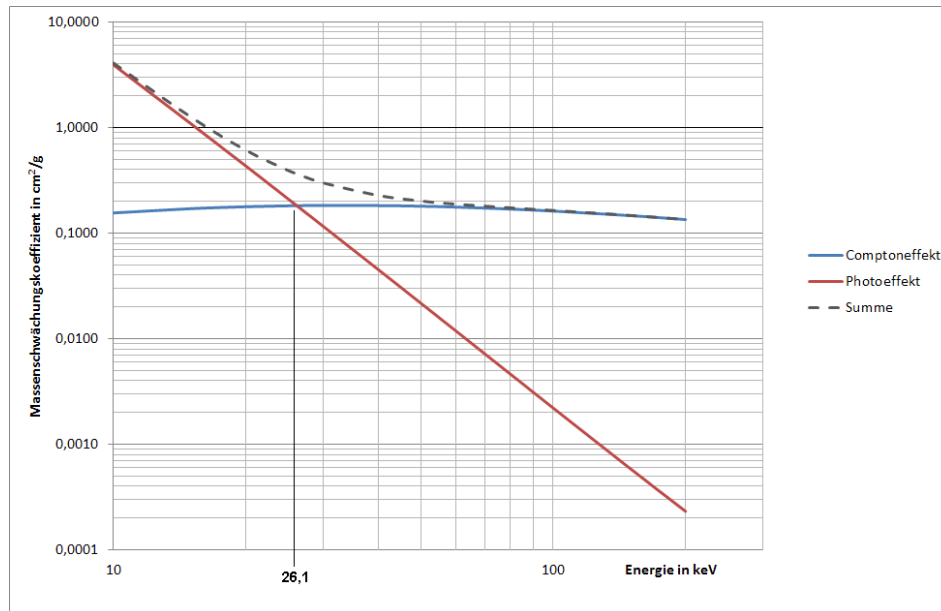


Abb. 18 Schwächung von Röntgenstrahlung beim Durchgang durch Brustgewebe

Streustrahlenraster – Steigerung des Kontrastes

Je länger der Weg ist, den die Röntgenphotonen durch die Materie zurücklegen müssen und je energiereicher sie sind, desto stärker macht sich die Streuung aufgrund des Comptoneffekts bemerkbar, was sich u.a. in einer drastischen Verschlechterung des Bildkontrastes manifestiert. Streustrahlenraster können die Situation deutlich verbessern. Diese Raster sind direkt vor dem Bildwandler (Röntgenfilm, Sensorschicht) montiert und bestehen aus sehr dünnen Bleilamellen, die so angeordnet sind, dass sie

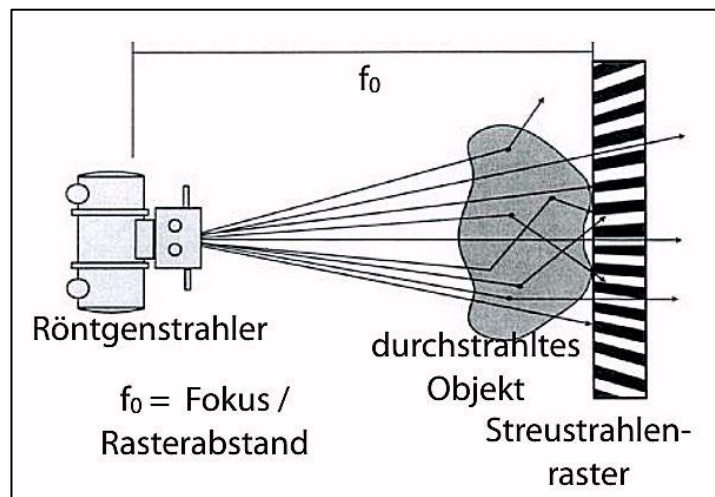


Abb. 19 Funktionsweise eines Streustrahlenrasters

vornehmlich die Röntgenphotonen durch ihre Zwischenräume passieren lassen, die sich parallel zu den Lamellenwänden bewegen. Photonen, die durch den Comptoneffekt von ihrer ursprünglichen Richtung abgelenkt wurden, bleiben zu einem großen Teil in den hohen Lamellen hängen. Der Abstand der Lamellen beträgt nur einige Zehntelmillimeter, ihre Höhe aber deutlich über einen Millimeter. Der Einsatz solcher Bleiraster führt zu einer deutliche Bildverbesserung, wie das untere Beispiel zeigt. Allerdings muss bei diesem Verfahren mit einer erhöhten Strahlendosis gearbeitet werden, um den Verlust von Röntgenphotonen auszugleichen. Die Streuung der Photonen im Gewebe des Patienten können diese Raster aber nicht verhindern.

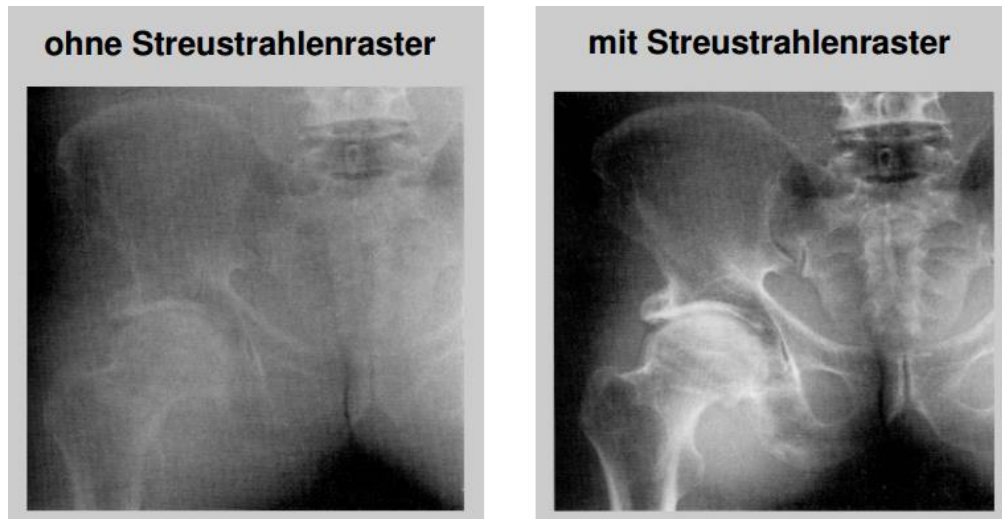


Abb. 20 Wirkung eines Streustrahlenrasters auf den Bildkontrast

Bildnachweis:

Abb.3

<https://pixabay.com/photos/knee-x-ray-medical-anatomy-2253047/>

Abb.9

<https://www.medizin.uni-muenster.de/fakultaet/news/studie-zum-digitalen-mammographie-screening-mehr-potentiell-gefaehrliche-brustkrebsvorstufen-entdeckt.html>

Abb.10

<https://www.umm.de/klinik-fuer-radiologie-und-nuklearmedizin/leistungsspektrum-radiologische-diagnostik/mammadiagnostik/mammografie/>

Bild 19/20:

https://qnap.e3.physik.tu-dortmund.de/suter/Vorlesung/MedizinphysikII_15/12_Roentgen.pdf

Alle weiteren, nicht gekennzeichneten Abbildungen stammen vom Verfasser.