

6 Röntgendiagnostik

6.1 Bildgebende Methoden

6.1.1 Kernspintomographie (MRI)

In der Kernspintomographie (MRI = Magnetic Resonance Imaging) verwendet man resonante Anregung von Kernspin-Übergängen, um die Dichte von bestimmten Atomen (meistens Protonen = Wasserstoffatome) abzubilden. Sie basiert auf der Kernspinresonanz (NMR = Nuclear Magnetic Resonance).

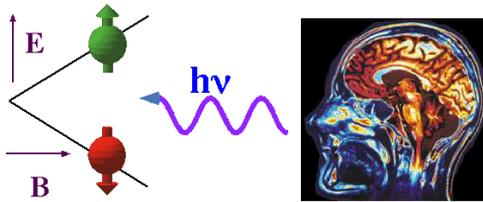


Abbildung 6.1: Links: Prinzip der Kernspinresonanz (NMR); Rechts: Schnittbildaufnahme eines Kopfs mittel Kernspintomographie (MRI).

Die Figur zeigt das Prinzip: In einem Magnetfeld sind die Energien der Zustände eines Kernspins um den Betrag der Larmorfrequenz aufgespalten. Ein resonantes magnetisches Wechselfeld, das senkrecht zum statischen Magnetfeld orientiert ist, kann Übergänge zwischen diesen Zuständen anregen. Da die Aufspaltung und damit die Resonanzfrequenz proportional zur Stärke des Magnetfeldes ist, kann man die Stärke des Magnetfeldes bestimmen indem man die Larmorfrequenz der Kerne misst. Die Stärke des Signals ist proportional zur Anzahl der Spins. Verwendet man ein Magnetfeld, dessen Stärke über den Raum variiert, kann man somit die Verteilung der Spindichte im Raum bestimmen. Eine Darstellung dieser Spindichte ergibt damit, je nach Aufnahmeart, ein zwei- oder dreidimensionales Bild des Objektes.

In der Medizin stellt man in erster Linie die Protonen (=Wasserstoff)-Dichte dar. Die wichtigsten

Signalbeiträge sind deshalb Wasser und Fett. Figur 6.1 zeigt als Beispiel einen Querschnitt durch einen Kopf: hier wird das Gehirn sehr detailliert dargestellt, während der Schädel nur schwach erscheint. Die größte Bedeutung hat die MRI daher auch im Bereich der Erkrankungen des Gehirns und bei Tumoren der "weichen" Organe. Die MRI ist ein quantitatives Bildgebendes Verfahren und bietet eine Vielzahl von Parametern, die eine Kontrastverbesserung für die unterschiedlichen Untersuchungen möglich machen. Es ist außerdem möglich eine Region des Körpers nicht nur dreidimensional abzubilden, sondern auch spektroskopische Untersuchungen dort durchzuführen (MR-Spektroskopie).

6.1.2 Projektionsröntgen

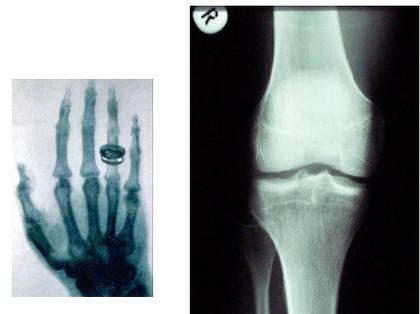


Abbildung 6.2: Röntgenaufnahmen.

Bei dem Projektionsröntgen wird das zu untersuchende Körperteil mit Röntgenstrahlen beschossen und das Linienintegral über den (linearen) Röntgenschwächungskoeffizienten entlang der Strahlbahn gemessen. Diese Abbildungsmethode wurde schon kurz nach der Entdeckung der Röntgenstrahlen durch Wilhelm Conrad Röntgen am 8. November 1895 medizinisch benutzt. Es können nur Objekte erkannt werden, die sich von der Umgebung deutlich unterscheiden im Hinblick auf den Röntgenschwächungskoeffizienten. So sind Knochen deut-

lich vor einem Hintergrund aus Weichteilgewebe zu erkennen. Verschiedene Weichteilgewebe können aber erst durch den Einsatz von Kontrastmitteln unterschieden werden. Insgesamt sind die möglichen Anwendungen sehr zahlreich, zumindest für die Abbildung von Knochen, Organen und Gefäßen. Quantitative Messungen sind auf Grund der Messung nur eines Parameters nur sehr eingeschränkt möglich.

6.1.3 Computer Tomographie (CT)

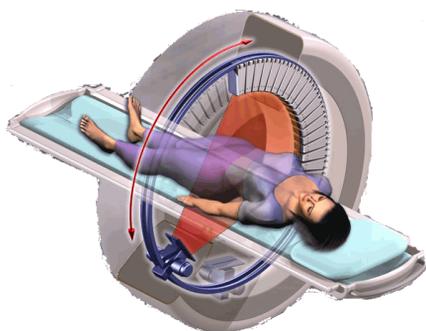


Abbildung 6.3: CT

Die physikalischen Grundlagen sind die gleichen wie beim Projektionsröntgen. Bei der CT werden jedoch viele Projektionen gemessen, indem die Röntgenquelle und der Detektor um das Objekt (den Patienten) gedreht werden. Aus dieser Vielzahl von Projektionen berechnet ein Computer durch Rückprojektion die Elektronendichte im Objekt.

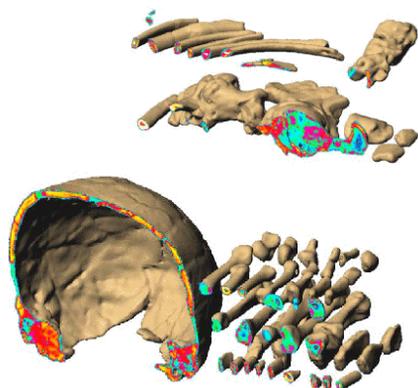


Abbildung 6.4: CT Abbildungen: Knochen eines Neandertalers.

Das Einsatzgebiet umfasst hauptsächlich Unfalldiagnostik und Untersuchungen von Kopf, Lunge und Bewegungsapparat. Die Operationsplanung in der Endoprothetik, zum Beispiel bei der künstlichen Hüfte, basiert heute auf den dreidimensionalen CT-Datensätzen. Quantitative CT ist wie beim Projektionsröntgen nur eingeschränkt möglich. Ein Einsatzgebiet ist zum Beispiel die Messung des Knochenzustandes im Verlauf einer Therapie oder Erkrankung.

6.1.4 Nuklearmedizin

Bei der Nuklearmedizin ist nicht die Abbildung der Morphologie das Ziel, sondern es sollen funktionelle Abläufe sichtbar gemacht werden. Dem Probanden wird radioaktiv markiertes Material eingespritzt. Gemessen wird die Aktivität des zuvor eingebrachten radioaktiven Isotops (meist Gammastrahler). Indem man die Quelle dieser Strahlung ermittelt kann man nicht nur die Anreicherung in einem bestimmten Teil des Körpers verfolgen, sondern auch den Weg durch den menschlichen Organismus.

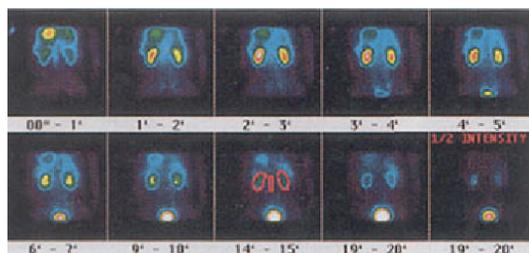


Abbildung 6.5: Beispiel für planare Szintigraphie.

Bei der **Planaren Szintigraphie** wird die Aktivitätsaufnahme an einem Ort direkt nach der Einnahme des Präparats mit einer Gammakamera zeitlich aufgelöst gemessen. Sie entspricht dem Projektionsröntgen. In der Abbildung 6.5 ist eine Nierenfunktionsszintigraphie zu sehen. Das Radiopharmakon fließt normal über die Nieren in die Blase. Die Durchblutung der Niere kann seitengetreunt beurteilt werden, ebenso wie die Reinigungsfunktion der Niere (*clearance*).

Eine Abbildung wie bei der CT ist ebenfalls möglich: bei der **Single Photon Emission Computer Tomography (SPECT)** wird das Linienintegral der

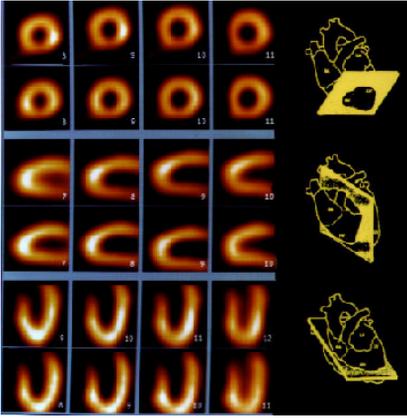


Abbildung 6.6: Myokard-SPECT.

Aktivitätsdichte mit der Gammakamera in verschiedenen Projektionen gemessen. Es können die gleichen mathematischen Rekonstruktionsverfahren angewendet werden wie in der CT. In der Abbildung 6.6 ist das Ergebnis einer Myokardszintigraphie (Myokard-SPECT) zu sehen. Sie liefert exakt reproduzierbare und nachvollziehbare Schnitte durch das Herz und wird zum Beispiel bei Verdacht auf eine koronare Herzkrankheit eingesetzt.

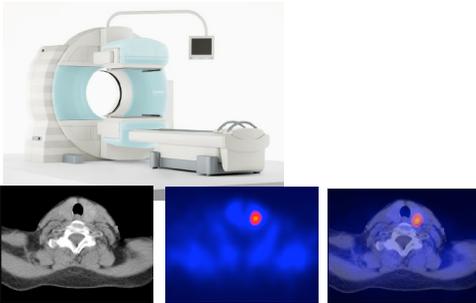


Abbildung 6.7: SPECT/Spiral-CT-Gerät (oben) und Kombination (rechts) zweier Aufnahmen (links: CT, mitte: SPECT).

Es gibt auch Kombinationsgeräte, womit SPECT- und CT-Untersuchungen durchgeführt werden können. In der Abbildung 6.7 ist ein Gerät von Siemens abgebildet, darunter eine CT- und SPECT-Aufnahme eines Schilddrüsentumors (links, mitte) und das zugehörige Kombinationsbild (rechts). Die Diagnose von Tumor- und Herzkrankungen wird so genauer und zuverlässiger.

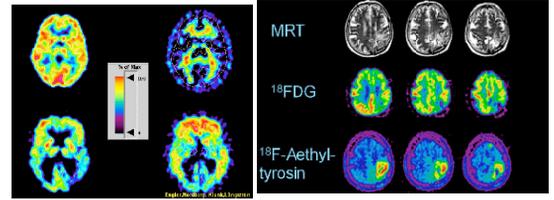


Abbildung 6.8: Links: PET eines gesunden Menschen (oben) und eines Alzheimer-Patienten (unten). Rechts: Übereinstimmung der Informationen aus MRI und PET.

Bei der **Positronen Emissions Tomographie (PET)** wird ein Positronenmarker eingesetzt zur Molekülverfolgung und die Gammaquanten der Anihilationsstrahlung von Positronen mit Elektronen über eine Koinzidenz-Detektion gemessen. Auch hier gibt es Kombinationsgeräte für PET- und CT-Aufnahmen. Die Verwendung von MRI-Schnittbildern zusammen mit PET-Bildern wird insbesondere bei Untersuchungen am Gehirn benutzt.



Abbildung 6.9: Kombinationsgerät für PET und CT.

6.1.5 Ultraschall

Ein praktisch ebenfalls sehr wichtiges bildgebendes Verfahren ist die Sonographie (Ultraschall-Diagnostik). Dort wird die Reflexion, Streuung und Absorption von Ultraschall in Gewebe ausgenutzt. Ein Ultraschallwandler erzeugt die Ultraschallwelle und detektiert das zurückkommende Schallecho. Die Ultraschall-Diagnostik hat ebenfalls ein sehr weites Anwendungsgebiet; es erstreckt sich von der Schwangerschaft über Gynäkologie und Blutgefäße bis hin zur Herzuntersuchung.



Abbildung 6.10: Beispiele für Ultraschallbilder. Links: 3D-Bild, rechts: konventionelles Ultraschallbild eines Babys.

6.1.6 Sonstige Verfahren

Weiter gibt es die exotischeren Verfahren Thermographie, Impedanztomographie oder optische Tomographie. Die Endoskopie kann ebenfalls zu den bildgebenden Verfahren gerechnet werden.

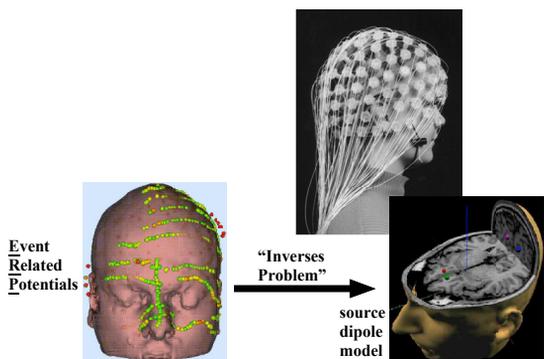


Abbildung 6.11: Messung von Event Related Potentials (ERP) mit Hilfe eines EEG-Geräts und der Rückschluss auf die zugrunde liegenden Stromdipol-Verteilung.

Die Abbildung bioelektrischer Quellen des Körpers wird vorwiegend für die Untersuchung von Herz und Hirn benutzt. Die Zielsetzung ist vergleichbar mit der von SPECT, CT oder MR-Spektroskopie, nämlich die Abbildung funktioneller Abläufe im Körper. Während bei diesen Verfahren Stoffwechselprozesse abgebildet werden, werden elektrophysio-

logische Abläufe durch die Abbildung der elektrischen Potentiale und Magnetfelder gemessen. Bei dem Herzen kann man zum Beispiel zusätzliche Leitungsbahnen, die zu Herzrhythmusstörungen führen, lokalisieren. Diese können dann mit einer RF-Ablation unterbrochen und der Patient so vollständig geheilt werden. Seit kurzem können auch die elektrophysiologischen Auswirkungen eines Herzinfarkts abgebildet werden.

6.2 Grundlagen der Röntgendiagnostik

6.2.1 Historische Entwicklung

Unmittelbar nach der Entdeckung der "neuen Art von Strahlung" durch Wilhelm Conrad Röntgen am 8. November 1895 wurde die Bedeutung der Röntgenstrahlen für die Medizin erkannt. Sehr kurze Zeit nach den ersten Veröffentlichungen setzte die praktische Anwendung der Röntgenstrahlung in der Medizin ein.



Abbildung 6.12: Wilhelm Röntgen

Die technische Entwicklung der Röntgendiagnostik ist durch markante Neuerungen in größeren zeitlichen Abständen gekennzeichnet. 1917 wurde die Hochvakuumröhre mit geheizter Kathode von W.D.Coolidge eingeführt, und um 1925 wurde die benötigte Hochspannung in Röntgeneratoren durch Wechselstromtransformatoren und Gleichrichterröhren erzeugt. Um 1950 wurden elektronenoptische Röntgenbildverstärker in Kombination mit einem Fernsehsystem eingesetzt. Der nächste große Schritt wurde 1973 getan mit der Einführung der Computer Tomographie von Hounsfield. Um 1980 wurden digitale Techniken eingeführt, die

digitale Subtraktions-Angiographie und die digitale Lumineszenzradiographie. Seit 2000 werden zunehmend digitale Festkörper-Flächendetektoren für Röntgenaufnahmen und Röntgendurchleuchtung eingesetzt.

6.2.2 Technische Grundlagen

Eine **Röntgeneinrichtung Diagnostik** umfasst die Gesamtheit aller technischen Mittel, die zur Untersuchung eines Patienten mit Röntgenstrahlung eingesetzt werden. Die wesentlichen Komponenten sind

- ein **Röntgengenerator**, der die Hochspannung von etwa 30 bis 150 kV erzeugt, schaltet und regelt bei bis zu 1,5 A Röhrenstrom;
- der **Röntgenstrahler**, der die Röntgenstrahlung erzeugt und Filter sowie Blenden enthält;
- das **Röntgenanwendungsgerät**, das zur Lagerung des Patienten dient und die Einstellung der Röntgenstrahlung und des Röntgenbildwandler möglich macht;
- der **Röntgenbildwandler**, der die Umwandlung des Strahlungsbildes in ein sichtbares Bild durchführt.

Als **Röntgenbilderzeugungssystem** fasst man alle Komponenten zusammen, die unmittelbar an der Entstehung des sichtbaren Röntgenbildes beteiligt sind. Es gibt zwei Typen von Bilderzeugungssystemen. Der **Projektionsradiographie** liegt die Zentralprojektion zu Grunde, das Bild wird durch direkte Wandlung der Messdaten gewonnen. Der andere Typ sind **rekonstruktive Bilderzeugungssysteme** (siehe CT), in der die Bildinformation verschlüsselt in den Messdaten enthalten ist und deshalb rekonstruiert werden muss.

6.2.3 Projektionsradiographie

Die Projektionsradiographie nutzt die Zentralprojektion als Abbildungsprinzip (Abbildung 6.13).

Die Abbildung beruht auf dem Schwächungsgesetz.

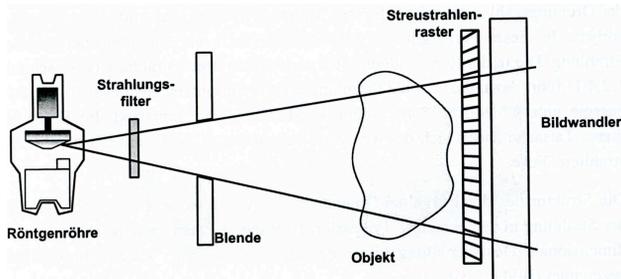


Abbildung 6.13: Röntgenbilderzeugungssystem der Projektionsradiographie. [15]

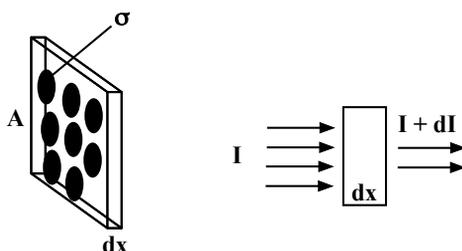


Abbildung 6.14: Zur Ableitung des Schwächungsgesetzes.

Die Abnahme der Intensität I der Strahlung ist $dI = -w \cdot I$, wobei w die Wahrscheinlichkeit für die Absorption eines Photons bei der Teilchendichte n des Absorbers ist. Jedem Absorber wird eine Fläche zugeordnet, der **Wirkungsquerschnitt** σ mit der Einheit **barn**: $1b = 10^{-24} \text{ cm}^2$. Trifft ein einfallendes Photon eine solche Fläche, dann wird es absorbiert, ansonsten dringt es durch das Material der Dicke dx . Diese Dicke sei so gewählt, dass sich die Flächen σ nicht überdecken. Für die Wahrscheinlichkeit w gilt dann:

$$w = \frac{\text{Fläche der Absorber}}{\text{Gesamtfläche}} = \frac{N \cdot \sigma}{A} = \frac{n V \cdot \sigma}{A} = \frac{n A dx \cdot \sigma}{A} = n dx \sigma .$$

Für die Intensitätsabnahme gilt also

$$dI = - \underbrace{n \sigma}_{\mu} I dx .$$

μ ist der **(lineare) Schwächungskoeffizient**. Die Abnahme der Intensität erfolgt also exponentiell:

$$I = I_0 e^{-\mu d} ,$$

wobei d die Absorberdicke ist. Die mittlere Reichweite von Photonen in Materie kann berechnet werden zu:

$$\begin{aligned} \langle x \rangle &= \frac{\int_0^\infty dx x I_0 e^{-\mu x}}{\int_0^\infty dx I_0 e^{-\mu x}} = \frac{-\frac{d}{d\mu} \int_0^\infty dx e^{-\mu x}}{\int_0^\infty dx e^{-\mu x}} \\ &= \frac{1/\mu^2}{1/\mu} = \frac{1}{\mu} \end{aligned}$$

Die Wechselwirkung der Röntgenstrahlen mit dem Gewebe erfolgt über die Elektronendichte. In erster Näherung ist der Schwächungskoeffizient deshalb proportional zur Dichte ρ des Materials:

$$\mu = n \sigma = \frac{N_A \rho}{m_{mol}} \sigma$$

Das Schwächungsgesetz läßt sich auch mit der einfallenden Dosis D_0 , und der Austrittsdosis D umschreiben:

$$D = D_0 e^{-\mu d}$$

Als **Dosis** wird die von der ionisierenden Strahlung pro Masseneinheit deponierte Energie bezeichnet. Die Einheit ist Gray Gy:=J/kg. Die zweidimensionale Dosisverteilung ist das **Strahlungsbild**.

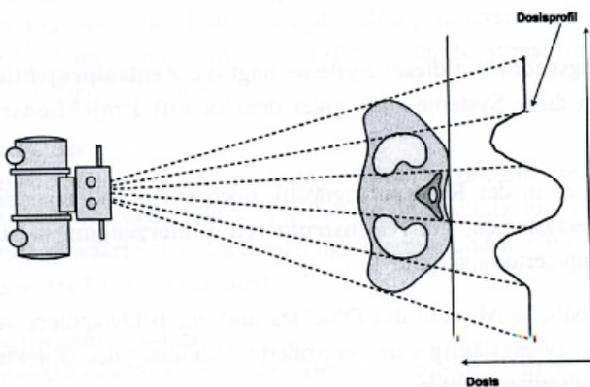


Abbildung 6.15: Entstehung des Dosisprofils. [15]

6.3 Röntgenquellen

6.3.1 Aufbau einer Röntgenröhre

Der Aufbau einer Röntgenröhre ist in Abbildung (6.16) zu sehen:

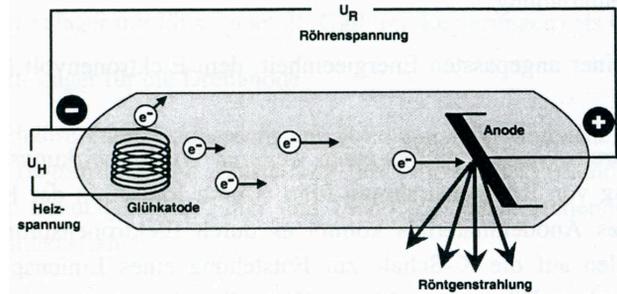


Abbildung 6.16: Schema einer Röntgenröhre. [15]

Sie besteht aus einer Hochvakuumröhre, in der sich eine beheizbare Kathode und eine Anode befinden. Zwischen Kathode und Anode liegt eine Spannung von etwa 10 bis 150 kV an und es fließt ein Strom von 1 bis 2000 mA.

Wenn die Kathode aufgeheizt wird setzt die thermische Elektronenemission ein. Dessen Stromdichte wird beschrieben durch die **Richardson-Formel**:

$$j_e = A_0 T^2 e^{-W/kT}$$

A_0 ist eine Materialkonstante (Richardson-Konstante), T die Temperatur und W die Austrittsarbeit, die geleistet werden muss. Durch die Hochspannung werden die herausgelösten Elektronen beschleunigt und an der Anode wird die Röntgenstrahlung erzeugt (Bremsstrahlung und charakteristische Strahlung, siehe später).

Die **Strahlungsleistung** einer Röntgenröhre läßt sich aus der spektralen Leistungsdichte $J_\nu := \frac{dJ}{d\nu}$ (6.3.3) berechnen: $J_{ges} = \int_0^\infty d\nu J_\nu$. Der **Wirkungsgrad** η einer Röntgenröhre ist definiert als das Verhältnis von ausgehender Röntgenleistung und hineingesteckter elektrischer Leistung (I_A : Anodenstrom, U_A : Anodenspannung):

$$\eta = \frac{J_{ges}}{I_A U_A}$$

Experimentell hat sich herausgestellt, dass der Wirkungsgrad einer Röntgenröhre linear mit der Anodenspannung U_A und mit der Ordnungszahl Z des Anodenmaterials zunimmt:

$$\eta = \alpha \cdot U_A Z \quad \text{mit } \alpha := 10^{-9} \text{V}^{-1} .$$

Die Strahlungsleistung einer Röntgenröhre ist nach obigen Gleichungen proportional zu der Kernladungszahl Z des Anodenmaterials, zu dem Röhrenstrom I und dem Quadrat der Röhrenspannung,

$$J_{ges} = \alpha \cdot Z I_A U_A^2 .$$

6.3.2 Elektroden

Bei Wolfram ($Z = 74$) als Anodenmaterial und einer Spannung von 100 kV ist $\eta < 1\%$, mehr als 99% der Energie wird in Wärme umgewandelt. Daher sind die Kriterien für das **Anodenmaterial**:

- hohe Ordnungszahl,
- hohe Schmelztemperatur,
- hohe Wärmeleitfähigkeit.

Für das **Kathodenmaterial** gilt ähnliches, aber hier ist die Ordnungszahl des Materials nicht wichtig, sondern die Austrittsarbeit wegen der Richardson-Formel. Das Kathodenmaterial sollte eine

- kleine Austrittsarbeit,
- hohe Schmelztemperatur,
- hohe Wärmeleitfähigkeit

besitzen. Das bevorzugte Anoden- und Kathodenmaterial ist wegen dieser Kriterien **Wolfram** ($Z = 74$). Es besitzt die höchste Schmelztemperatur aller Metalle (3680K), eine relativ hohe Wärmeleitfähigkeit von $1,3 \frac{\text{W}}{\text{cm K}}$ und eine relativ geringe Austrittsarbeit von 4,5 eV. Die Materialkonstante A_0 beträgt für Wolfram $60 \frac{\text{A}}{\text{cm}^2 \text{K}}$.

6.3.3 Bremsstrahlung

Die Röntgenstrahlung entsteht durch das Auftreffen der beschleunigten Elektronen auf die Anode. Der überwiegende Teil der eintreffenden Elektronen überträgt Energie durch die Wechselwirkung mit den Hüllenelektronen auf das Gitter des Anodenmaterials, das sich in Folge dessen erwärmt. Ein geringer Teil der Elektronen wird im Feld der Atomkerne des Anodenmaterials abgebremst. Dies führt zur **Bremsstrahlung**. Die größtmögliche Frequenz bei gegebener Anodenspannung U_A erhält man, wenn die gesamte kinetische Energie $E_{kin} = e U_A$ in Photoenergie umgewandelt wird:

$$\nu_{max} = \frac{e U_A}{h} .$$

Bei einem Wechselwirkungsprozeß wird die räumliche Intensitätsverteilung durch die beiden *Strahlungskeulen* eines Hertzschen Dipols beschrieben, die durch relativistische Effekte "nach vorne" gebogen sind (Abbildung 6.17).

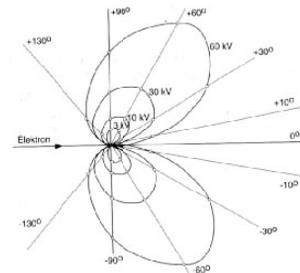


Abbildung 6.17: Winkelabhängigkeit der Bremsstrahlung. [10]

Das Elektron wird meistens aus der Bahn geworfen und unterliegt weiteren Abbremsprozessen. Insgesamt ergibt sich so eine weitgehend isotrope Winkelverteilung der Bremsstrahlung.

Nur in dem Winkelbereich, in dem die Strahlung, fast parallel zur Anodenoberfläche austritt, wird sie durch Selbstabsorption geschwächt (*Heel-Effekt*).

Die spektrale Verteilung der Bremsstrahlung kann man anhand eines sehr einfachen Modells ableiten: Man nimmt an, dass jeder Energieverlust für das auftreffende Elektron gleich wahrscheinlich ist. Dann



Abbildung 6.18: Winkelverteilung der Röntgenstrahlung. [10]

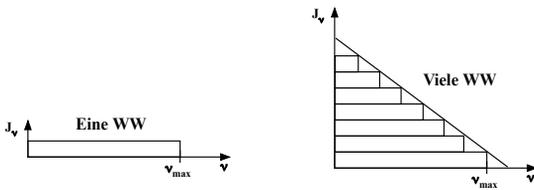


Abbildung 6.19: Bremsstrahlungsspektrum. Links: Eine Wechselwirkung; rechts: viele Wechselwirkungen in Folge.

erhält man für den einzelnen Streuprozess ein Spektrum, das bis zur maximalen Frequenz ν_{max} konstant ist und oberhalb verschwindet. Die Energie des Elektrons wird dabei um den Betrag der Photonenenergie reduziert. Beim nächsten Streuprozess ist entsprechend die maximale Frequenz geringer. Summiert man über alle aufeinanderfolgenden Streuprozesse, so erhält man ein Spektrum, bei dem die Leistungsdichte mit zunehmender Frequenz abfällt: siehe Abbildung 6.19.

Die Bremsstrahlung besitzt ein kontinuierliches Spektrum, das in der Abbildung 6.20 zu sehen ist. Daraus erhält man auch die Spektraldichte als Funktion der Wellenlänge indem man $d\nu = -\frac{c}{\lambda^2} d\lambda$ verwendet.

6.3.4 Charakteristische Strahlung

Es gibt einen weiteren Wechselwirkungsmechanismus, der zu Röntgenstrahlung führt. Erfolgt eine

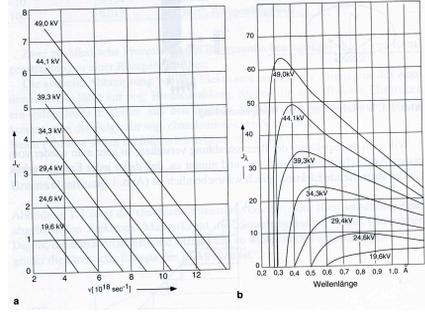


Abbildung 6.20: Spektrale Intensität der Bremsstrahlung. [10]

Ionisation eines Hüllenelektrons des Anodenmaterials aus einer inneren Schale beim Auftreffen der beschleunigten Elektronen, dann entsteht **charakteristische Röntgenstrahlung** durch Übergänge der äußeren Hüllenelektronen auf den vakanten Platz. Wenn ein Elektron aus der K-Schale entfernt wurde, dann wird die nachfolgende charakteristische Strahlung K-Strahlung genannt. Je nach Übergang aus der N-, M- oder L-Schale wird dann noch K_α , K_β , K_γ , ... -Strahlung unterschieden. In der Abbildung (6.21) ist dies für Wolfram in das Energieniveaudagramm eingezeichnet. Damit die K_α -Strahlung mit etwa 58 keV emittiert werden kann, muß das auftreffende Elektron mindestens eine Energie von ungefähr 70 keV besitzen.

Für die Energie der K_α -Strahlung gilt in einem weiten Bereich das **Mosleysche Gesetz** $\nu_{K_\alpha} = \frac{3R_\infty}{4} \cdot (Z - 1)^2$ ($R_\infty = 3,29 \cdot 10^{15}\text{ s}^{-1}$ ist die Rydberg-Konstante; Z die Ordnungszahl).

Im Bereich des harten Röntgenstrahlung liegen nur die K_α -Linien. Die charakteristische Strahlung spielt in der Röntgendiagnostik eine untergeordnete Rolle. Sie wird eigentlich nur in der Mammographie eingesetzt. Dort wird als Anodenmaterial Molybdän verwendet, da die 20 keV - K_α -Strahlung einen guten Bildkontrast zeigt für die Mikrokalzifizierungen, die diagnostisch wichtig sind.

Ein typisches Spektrum einer diagnostischen Röntgenröhre ist in der Abbildung 6.23 zu sehen.

Der Abfall der Leistungsdichte bei niedrigen Photonenenergien gegenüber dem Bremsstrahlungsspektrum im Vakuum kommt daher, dass in der Rönt-

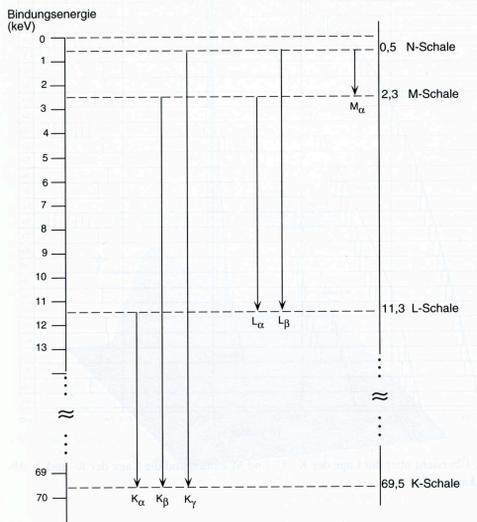


Abbildung 6.21: Charakteristische Strahlung am Beispiel des Energieniveau-Diagramms von Wolfram. [10]

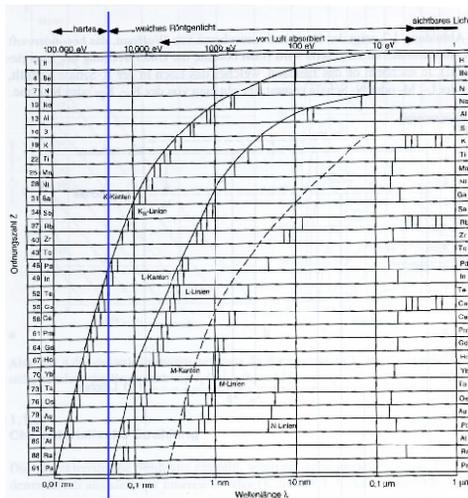


Abbildung 6.22: Übersicht über die Lage der K-, L-, M-Linien und -absorptionskanten. [10] (nachbearbeitet)

gendiagnostik immer Aluminiumscheiben als **Filter** vor die Röntgenröhre gestellt werden. Die *weiche* Röntgenstrahlung wird auf diese Weise absorbiert. Sie würde im Körper vollständig absorbiert werden und trüge daher nichts zum Röntgenbild bei, würde allerdings die Strahlenbelastung des Patienten erhöhen. Als Gesamtfilterung ist gesetzlich vorgeschrieben: bis 60 kV: 2 mm Aluminium; bis 80 kV: 3 mm Aluminium; bis 120 kV: 4 mm Aluminium.

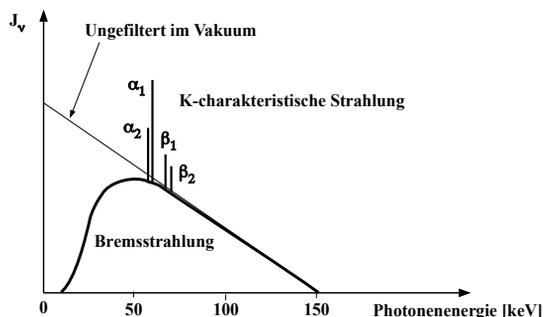


Abbildung 6.23: Typisches Spektrum einer diagnostischen Röntgenröhre.

6.3.5 Massenschwächungskoeffizienten

Da der Schwächungskoeffizient bei Röntgenstrahlen proportional zur Dichte des Materials ist, wird häufig der **Massenschwächungskoeffizient** μ/ρ von Materialien betrachtet.

In dem diagnostischen Energiebereich um etwa 0,1 MeV überwiegt bei Blei die Photoabsorption, insbesondere nach Überschreiten der K-Kante. Bei Wasser und weichem Körpergewebe überwiegt die Compton-Streuung, daher resultiert auch eine relativ große Streustrahlung.

6.3.6 Einige Konsequenzen für Bildgebung mit Photonen

Bei der Bildgebung stellt sich die Frage, welche Photonenergien am besten geeignet sind. Folgende Forderungen für eine hohe Qualität eines Transmissionsbildes sind zu berücksichtigen:

- **Hohes Signal.** Betrachtet man die Transmission von Photonen durch eine 10 cm dicke Wasser- und Knochenschicht, dann liegt die Transmission bei Energien bis 25 keV bei unter einem Prozent. Daher werden nur Energien

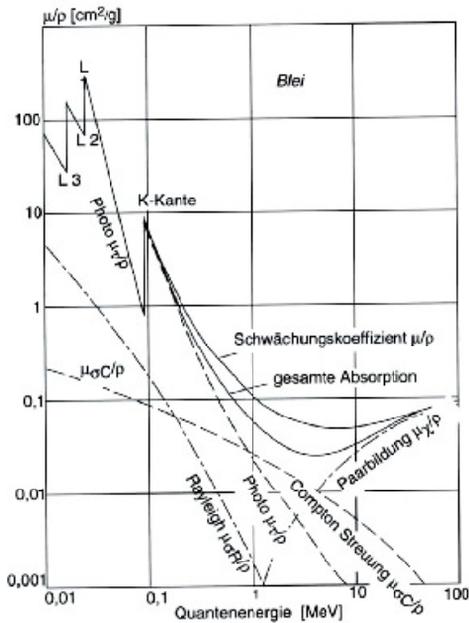


Abbildung 6.24: Massenschwächungskoeffizient von Blei. [10]

$E > 25\text{keV}$ benutzt, daher sind nur der Photoeffekt und der Compton-Effekt wichtig.

- **Hoher Kontrast.** Der größte Unterschied der Massenschwächungskoeffizienten von Knochen, Fett und Muskeln ist bei kleinen Energien wegen dem dann dominierenden Photoeffekt auf Grund der stärksten Abhängigkeit des Wirkungsquerschnitts von Z von $\sigma_{Ph} \sim Z^{3..5}$ (siehe Kapitel "Ionisierende Strahlung").
- **Hohe räumliche Auflösung.** (-> Detektoren)
- **Möglichst wenig Streustrahlung.** Wie schon erwähnt entsteht diese durch Compton-Streuung.

In dem Kapitel "Ionisierende Strahlung" werden noch weitere Konsequenzen diskutiert, die sich aus einer Begrenzung der Strahlenbelastung ergeben.

6.3.7 Drehanode

In der Abbildung 6.27 sind eine klassische Röntgenröhre, eine Drehanoden-Röntgenröhre und eine mo-

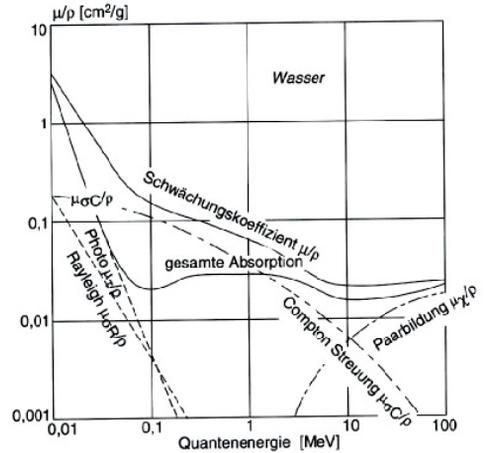


Abbildung 6.25: Massenschwächungskoeffizient von Wasser. [10]

derne Röntgenstrahlereinheit abgebildet.

Für besonders hohe Strahlungsleistung verwendet man Drehanoden. Ein solches System ist in Abbildung (6.3.7) zu sehen.

Die Röntgenröhre ist in ein Röhrenschutzgehäuse eingebaut. Es schirmt die in den Halbraum der Anode austretende Röntgenstrahlung ab und läßt nur das Nutzstrahlungsbündel aus dem Fenster treten. Die Ölfüllung zwischen Schutzgehäuse und Röhre dient dem Hochspannungsschutz und der Wärmeabfuhr. Durch das Drehen der Anode wird die im Röntgenfokus entstehende Wärme auf ein möglichst großes Volumen verteilt. Typische Drehzahlen für die Drehanode sind 3000 Umdrehungen pro Minute.

6.3.8 Filter und Blenden

Häufig verwendet man auch ein Strahlungsfilter, der die niederenergetischen Anteile des Bremspektrums schwächt. Damit verschiebt sich das Maximum und die mittlere Energie zu höheren Werten; man sagt die Strahlung wird härter. Das wird gemacht, weil bei dicken Objekten die niederenergetischen Teile des Spektrums so stark geschwächt werden, dass sie praktisch keinen Beitrag zum Strahlungsbild leisten, sondern nur die Strahlenbelastung des Patienten erhöht.

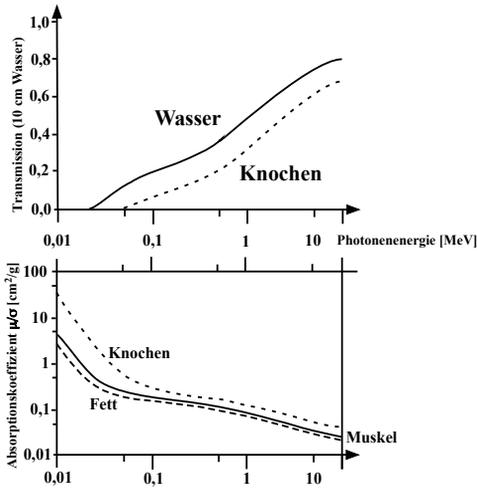


Abbildung 6.26: Oben: Transmission von Röntgenstrahlen durch 10cm Wasser oder äquivalenter Knochenmasse. Unten: Massenschwächungskoeffizient von Knochen, Muskeln und Fett. (nach [7])

Um das Nutzstrahlenbündel auf die gewünschte Größe zu begrenzen sind Blenden im Röntgenstrahler eingebaut. Um die Größe und Lage des Strahlungsfeldes vor der Anwendung erkennen zu können, wird durch einen Spiegel eine virtuelle Lichtquelle in die Position des Röntgenfokus gebracht, die ein Lichtfeld auf dem Objekt erzeugt, die dem Strahlungsfeld entspricht (Abbildung 6.29).

6.4 Streustrahlung

6.4.1 Das Problem

Bei der Wechselwirkung der Röntgenstrahlung mit dem Objekt wird die Strahlung nicht nur geschwächt, sondern es entsteht auch eine diffuse Streustrahlung. Bei den üblicherweise verwendeten Röntgenenergien entsteht diese Streustrahlung hauptsächlich durch den Comptoneffekt, also die Streuung eines einfallenden Röntgenphotons an einem freien (schwach gebundenen) Elektron.

Da die Streustrahlung nicht zur Abbildung beiträgt, wird der Kontrast des Bildes reduziert. Das geschieht

Klassische Röntgenröhre:



Drehanoden-Röntgenröhre:



Röntgenstrahler-Einheit (Siemens)



Nennspg.: 150 kV
Leistung: 30/50 kW
Anoden-Neigungsw.: 16°
Eigenfilterung:
2,5 mm Al / 80 kV

Abbildung 6.27: Röntgenröhren.

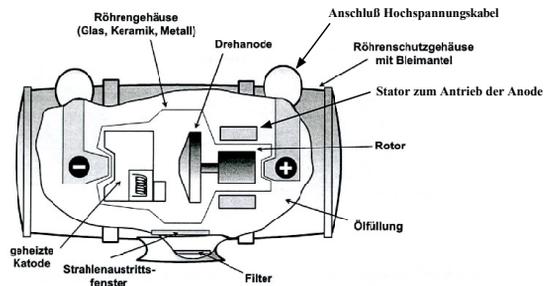


Abbildung 6.28: Bauform eines typischen Röntgenstrahlers. [15]

allerdings *nicht* etwa durch eine Verschmierung der Strukturen, sondern die Gesamtintensität wird angehoben, der Kontrast wird also kleiner. Das Rauschen des Bildes steigt mit der Wurzel aus der Anzahl der Röntgenquanten pro Bildpunkt an. Daher ist die einzig wirksame Maßnahme eine Reduzierung der Streustrahlung im Bild.

Neben der Reduktion des Kontrastes trägt die Streustrahlung auch zur Strahlenbelastung bei: sie gelangt in andere Bereiche des Patienten, die gar nicht im direkten Röntgenstrahl lagen. Das Personal wird durch Bleifenster und -schürzen vor der Streustrahlung geschützt. Blenden werden in erster Linie verwendet, um die Entstehung der Streustrahlung zu reduzieren. Um die Auswirkung der Streustrahlung auf den Kontrast des Bildes zu reduzieren, werden **Streustrahlenraster** eingesetzt.

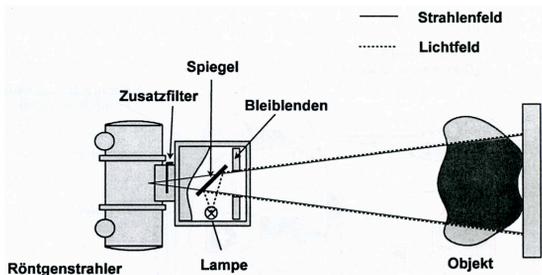


Abbildung 6.29: Lichtvisiertiefenblende. [15]

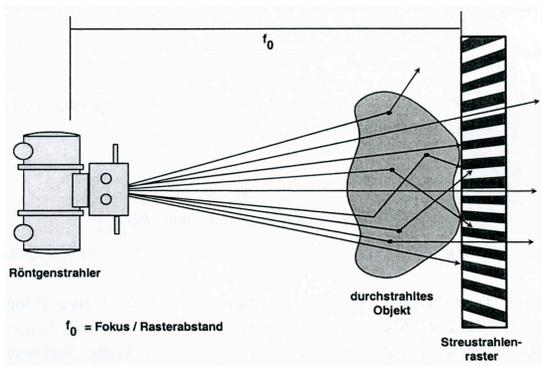


Abbildung 6.30: Wirkungsweise eines Streustrahlenrasters. [15]

6.4.2 Kontrast

Die Charakterisierung der Qualität eines Strahlungsbildes wird im Wesentlichen durch den **Kontrast** durchgeführt. Wenn $D_{1,2}$ zwei benachbarte Dosiswerte im Dosisprofil sind, dann ist der Kontrast

$$K := \frac{D_1 - D_2}{D_1 + D_2}$$

Man kann nun den **Gesamtstrahlungskontrast** K_G ausrechnen, der durch die Nutzstrahlung (Dosis D_N) und die Streustrahlung (Dosis D_S) entsteht. Es ergibt sich:

$$K_G = \frac{(D_{1N} + D_S) - (D_{2N} + D_S)}{D_{1N} + D_S + D_{2N} + D_S} = \frac{1}{1 + \alpha} K_N,$$

wobei K_N der Kontrast ist, der ohne Streustrahlung, also nur auf Grund von Schwächungsunterschieden, entstehen würde. Der Parameter $\alpha := 2D_S / (D_{1,N} + D_{2,N})$ hat im Thoraxbereich für die üblichen Feldgrößen einen Wert von etwa $\alpha = 2$, im Abdomen

typischerweise $\alpha = 7$. Die Strahlung hinter dem Objekt enthält also wesentlich mehr Streustrahlung als bildwirksame Nutzstrahlung und der Kontrast wird erheblich reduziert. Wegen dieser Kontrastminderung ist der Einsatz eines Streustrahlenrasters unumgänglich.

6.4.3 Streustrahlunterdrückung

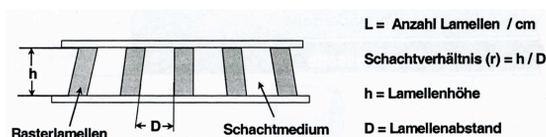


Abbildung 6.31: Form und geometrische Kenngrößen eines Streustrahlenrasters. [15]

Ein Streustrahlenraster (Abbildung 6.31) wird durch geometrische Kenngrößen wie den Fokussierungsabstand, die Anzahl der Lamellen pro Längeneinheit und das Schachtverhältnis charakterisiert. Typische Werte für ein Lamellen-Raster: Die Höhe der Bleilamellen ist $h = 1,4 \text{ mm}$ bei einer Dicke von $d = 0,07 \text{ mm}$. Die Dicke des Schachtmediums zwischen den Lamellen ist $D = 0,18 \text{ mm}$ bei einer Anzahl von 4 Bleilinen pro mm . Die weißen Linien auf Grund des Rasters verschlechtern die Ortsauflösung kaum; sie können ganz vermieden werden indem man das Raster während der Aufnahme schnell hin- und herbewegt.

Die wichtigste physikalische Kenngröße ist die **Selektivität** $S := T_N / T_S$, das Verhältnis der **Nutzstrahlungstransparenz** T_N und der **Streustrahlungstransparenz** T_S . Als **Transparenz** wird in diesem Zusammenhang das Verhältnis von Dosis (oder Strahlungsintensität) mit Raster zu der Dosis ohne Raster für die jeweilige Strahlungsart genannt.

Durch den Einsatz eines Streustrahlenrasters wird der Parameter α , der das Verhältnis von Streustrahlung zu Nutzstrahlung angibt, um den Faktor $1/S$ reduziert. Für den Gesamtstrahlungskontrast ergibt sich nun

$$K_G = \frac{1}{1 + \frac{\alpha}{S}} K_N.$$

S kann Werte von 5 bis 15 annehmen, abhängig von der verwendeten Strahlungsenergie.

6.5 Bilderzeugung

6.5.1 Röntgenfilm

Die klassische Methode zum Aufnehmen von Röntgenstrahlung ist der **Röntgenfilm**. Er besteht aus einer Trägerfolie mit Emulsionsschichten vorne und hinten. Eine Emulsionsschicht enthält kleine Silberbromid-Kristalle. Wenn ein Röntgenquant auf den Kristall trifft, dann werden viele Bromionen oxidiert und es entstehen freie Elektronen. Diese Elektronen werden an "Keimen" eingefangen und die benachbarten Silberionen werden angezogen und reduziert. Dadurch entstehen an den belichteten Stellen Silberkeime. An diesen Keimen werden durch das **Entwickeln** Millionen weitere Silberionen reduziert und es entstehen Silberkörner. Das **Fixieren** löst überschüssiges Silberbromid aus der Emulsionsschicht heraus.

Der Vorteil von Röntgenfilmen ist die sehr gute Ortsauflösung von etwa 0.025 mm beim Einsatz von Silberbromid, da die Kristalle sehr klein sind. Der Nachteil ist, dass eine hohe Strahlungs-dosis benötigt wird, denn nur 1% aller Röntgenquanten werden durch den Röntgenfilm absorbiert. Das hat zum Einsatz von Verstärkerfolien geführt. Röntgenfilme ohne Verstärkerfolien werden nur noch im Zahn-röntgen eingesetzt.

6.5.2 Kontrast und Kennlinie

Die **Schwärzung** eines Röntgenfilms (oder Film-(Verstärker-)Folien-Systems) ist ein logarithmisches Maß für die **Transparenz** T (= transmittierte durch auftreffende Lichtintensität), also der relativen Durchlässigkeit des geschwärzten Films für Licht:

$$S = -\log_{10} T.$$

Dieses logarithmische Maß ist dem Helligkeitsempfinden des menschlichen Auges angepaßt, die proportional zum Logarithmus der einfallenden Lichtintensität ist. Außerdem ist der Logarithmus der über

eine Zeit t belichtenden Dosis ein Maß für den Schwächungskoeffizienten: $\ln\left(\frac{D_0}{D}\right) = \ln\left(\frac{J_0 t}{J t}\right) = \ln\left(\frac{J_0}{J}\right) = \mu d$. In der Abbildung (6.32) ist eine typische Kennlinie eines (Film-) Folien-Systems gezeigt (Schwärzungskurve).

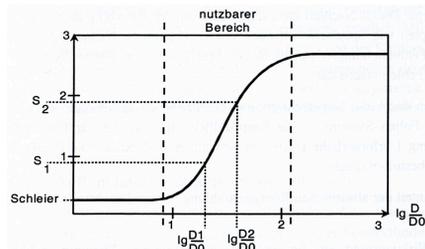


Abbildung 6.32: Kennlinie eines (Film-) Folien-Systems. [15]

Der mittlere Anstieg der Schwärzungskurve, die **Gradation** $G := \frac{S_2 - S_1}{\log_{10}(D_2/D_1)}$, gibt an wie kleine Unterschiede in der Dosis in sichtbaren Kontrast umgesetzt werden. Bei Röntgenfilmen liegt G bei 2.4 bis 2.6. Die Filmschwärzung ohne Belichtung wird als **Schleier** bezeichnet.

Der Bildkontrast läßt sich durch die Gradation beeinflussen: eine höhere Gradation ergibt auch einen höheren Kontrast. Da gleichzeitig der Belichtungs-umfang verringert wird, steigt die Gefahr von Fehlbelichtungen. Die meisten Objekte in der Röntgendiagnostik schöpfen den verfügbaren Belichtungs-umfang weitgehend aus wegen ihrer Transparenzunterschiede, und daher tritt schon bei geringen Über- und Unterbelichtungen ein Informationsverlust ein. Das ist der wesentlichste Nachteil dieses Bildwandlersystems. Im nutzbaren Bereich entsteht ein negatives Bild, das heißt ein großer linearer Schwächungskoeffizient führt zu einer kleinen Schwärzung, Knochen erscheinen daher auf dem Röntgenfilm transparent.

Als **Empfindlichkeit** wird die erforderliche Dosis D_B genannt für eine Schwärzung $S = 1$. Es gibt mehrere Empfindlichkeitsklassen $EK := 1000 \mu Gy / D_B$. Ein System der Klasse 200 benötigt $5 \mu Gy$ für die Schwärzung $S = 1$. Gebräuchliche Empfindlichkeitsklassen bewegen sich im Bereich $EK = 100..800$.

6.5.3 Film-Folien-System

Bei einem **Film-Folien-System** wird die Emulsion von einer Verstärkerfolie mit Leuchtstoffschicht umgeben.

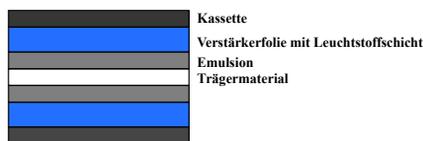


Abbildung 6.33: Film-Folien-System (schematisch).

In dieser Leuchtstoffschicht erzeugt ein einfallendes Röntgenquant eine Vielzahl von freien Elektronen, die wieder zurück in den Kristall relaxieren und dann in den Grundzustand zurückkehren. Das dabei ausgesandte **Lumineszenzlicht** belichtet den Film.

Der Vorteil dieses Systems ist der größere Röntgenschwächungskoeffizient, da bei der Lumineszenzschicht Elemente hoher Dichte und mit hohem Z eingesetzt werden können. Weiterhin kann man die Leuchtstoffschicht wesentlich dicker machen, da sie nicht entwickelt werden muss, und so die Ausbeute erhöhen.

Verstärkungsfolien	Röntgenstrahlabsorption in einer -100 µm-Folie bei:			Wirkungsgrad der Lichtemission
	40 keV	60 keV	80 keV	
CaWO ₄	33	13	27	4
LaOBf: Tb	73	33	17	13
Gd ₂ O ₃ : Tb	37	51	28	19

Abbildung 6.34: Wirkungsgrade der Röntgenabsorption und Lichtemission. [10]

Da ein Röntgenquant viele sichtbare Photonen erzeugt, ist eine Dosisverstärkung mit einem Faktor von 10 bis 20 möglich. Wie die Tabelle zeigt, hängt der genaue Wert von der Röntgenenergie und dem Leuchtstoff ab. Der Nachteil ist eine schlechtere Bildschärfe, da das Fluoreszenzlicht in alle Richtungen gestreut wird, in der Emulsion also ein Lichtkegel wirksam ist.

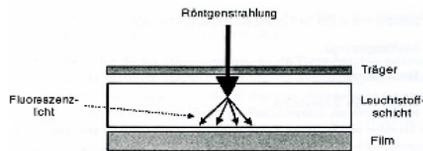


Abbildung 6.35: Bildschärfe bei Film-Folien-Systemen. [15]

6.5.4 Speicherfolien

Speicherfolien haben eine ähnliche Funktionsweise wie Verstärkerfolien. Der Unterschied besteht darin, dass der Übergang vom Leuchtzentrum in den Grundzustand, der das Lumineszenzlicht zur Folge hat, nun optisch verboten ist. Die Leuchtzentren bleiben also angeregt. Um das Bild abzutasten wird ein Laserscanner mit kleinem Fokus benutzt, der das Zurückfallen in den Grundzustand möglich macht. Das dabei entstehende Licht wird mit Photomultipliern registriert und insgesamt das Bild zeilenweise digitalisiert. Nach dem Auslesen muss die Verstärkerfolie gelöscht werden, dann kann sie wieder eingesetzt werden. Abgesehen von dem Vorteil, ein digitales Bild zu erhalten, haben Speicherfolien auch einen großen Dynamikbereich, Fehlbelichtungen sind daher selten.

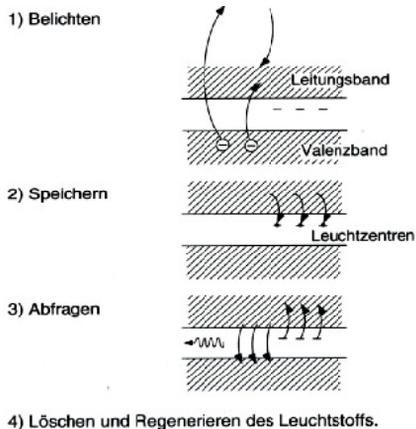


Abbildung 6.36: Prinzip von Speicherfolien. [10]

6.5.5 Selen-Filme

Selen-Filme wurden ursprünglich als Ersatz für Röntgenfilme entwickelt um das Entwickeln und Fixieren zu vermeiden. Neuerdings werden Selen-Filme in der digitalen Radiographie eingesetzt. Das Verfahren ist weitgehend identisch mit der Fotokopier-Technik.

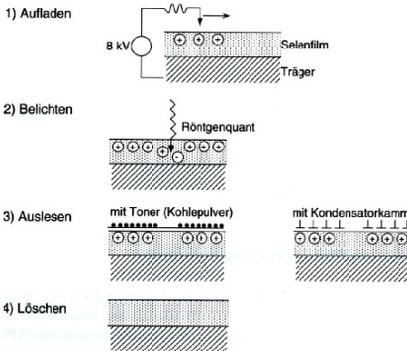


Abbildung 6.37: Selen-Filme (schematisch). [10]

Der Selen-Film ist auf einem Träger aufgebracht und wird positiv aufgeladen. Ein einfallendes Röntgenquant erzeugt freie Elektronen und die positive Raumladung wird abgebaut. Wenn nun eine Aufschlammung mit Toner erfolgt, bleibt dieser überall da haften, wo noch eine positive Raumladung vorhanden ist.

Neuerdings wird die Raumladung als Alternative mit einem Kondensatorkamm abgefragt. Auch hier kann man nach dem Auslesen eine Löschung durchführen, wodurch eine Wiederverwendung möglich ist. Vorteil ist auch hier der große Dynamikbereich.

6.5.6 Festkörperdetektoren

Bei **Festkörperdetektoren** wird die Röntgenstrahlung in einer **Szintillatorschicht** in sichtbares Licht umgewandelt. Übliche Szintillatormaterialien sind Gadoliniumoxysulfid und Thallium-dotiertes Cäsiumjodid (CsJ:Tl), das eine hohe Umwandlungseffektivität besitzt. Der größte Vorteil von CsJ ist, dass es so hergestellt werden kann, dass sich eine Säulenstruktur auf den Kristallisationskeimen an der Unterlage bildet. Auf diese Weise sind relativ dicke

Leuchtschichten von ungefähr $0,4 \text{ mm}$ möglich, ohne dass die räumliche Auflösung darunter leidet.

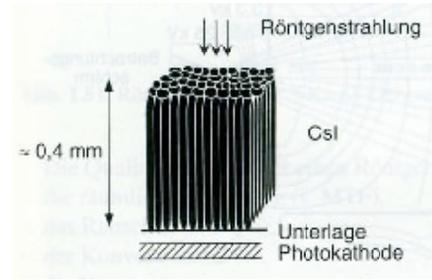


Abbildung 6.38: Nadelförmige CsI-Kristalle. [10]

Zur Detektion werden Photodioden aus amorphen Selen mit Dünnfilm-Dioden oder Transistoren eingesetzt. Eine andere Möglichkeit ist wieder die Ausnutzung der lokalen Ladungsreduktion einer aufgeladenen Selen-schicht mit der Speicherung der positiven Ladungen auf Kondensatoren, die zyklisch durch Dünnfilmtransistoren ausgelesen werden. Die erhaltenen elektrischen Signale sind direkt proportional zur eingefallenen Dosis. Da kein Streulicht auftritt ist das Auflösungsvermögen besser als bei der ersten Varianten der Festkörperdetektoren.

Eine dritte Bauform ist die Verwendung von CCD (charge coupled devices) chips.

6.5.7 Röntgenbildverstärker

Häufig möchte der Arzt Bewegungsabläufe oder die Ausbreitung eines Kontrastmittels im Körper kontinuierlich beobachten. Früher stand der Arzt bei eingeschalteter Röntgenstrahlung vor einem Fluoreszenzschirm, was zu einer extrem großen Strahlenbelastung von Patient und Arzt führte. Heute wandeln Röntgenbildverstärker die einfallende Röntgenstrahlung in sichtbares Licht um.

In der Abbildung 6.39 ist eine Röntgenbildanlage zu sehen, bei der zwischen drei Aufnahmearten umgeschaltet werden kann. Stehende Bilder können zum Beispiel mit einer Kamera abfotografiert werden, oder der Leuchtschirm kann mit einer Videokamera aufgenommen und auf einem Monitor wiedergegeben werden.

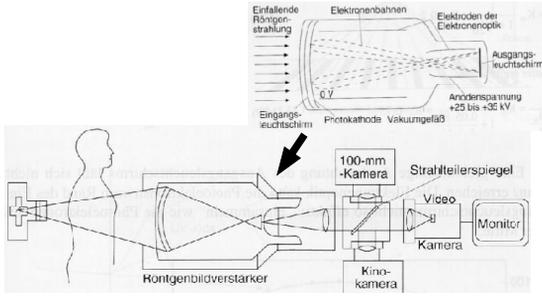


Abbildung 6.39: Schema einer Röntgenbildanlage (unten) und des Röntgenbildverstärkers (oben). [10]

Das Eingangsfenster des Röntgenbildverstärkers ist typischerweise aus Aluminium. Es besitzt für diagnostische Röntgenstrahlung eine 90%-ige Transmission und hält dem Atmosphärendruck stand. Am Eingang des Röntgenbildwandlers wird die einfallende Röntgenstrahlung in sichtbare Photonen umgewandelt. Dies geschieht mit einem Leuchtschirm aus Na -dotiertem CsJ . Diese Photonen treffen auf eine Photokathode, wo Elektronen herausgelöst werden. Diese werden in einem Vakuumgefäß mit 25 – 30 kV beschleunigt und auf dem Ausgangsluchtschirm abgebildet. Dieser wiederum kann direkt beobachtet werden oder wie eben beschrieben abgefilmt werden.

6.6 Abbildungsqualität

6.6.1 Abbildungsgüte

Die **Bildgüte** wird letztendlich gemessen an der Qualität der diagnostischen Aussage. Sie wird beeinflusst von

- Eigenschaften des Bilderzeugungssystems,
- Eigenschaften des abzubildenden Objekts,
- Bedingungen bei der Bildbetrachtung,
- und nicht zu vergessen den Leistungen des Auswerters!

Die physikalische Abbildungsgüte kann quantifiziert werden durch

- Bildschärfe
- Kontrast
- Rauschen
- Artefakte

Eine objektive Beschreibung ist möglich durch die Modulationsübertragungsfunktion (MÜF oder englisch MTF), die Übertragungskennlinie und das Wiener-Spektrum. Trotzdem ist der Einfluss auf diagnostische Aussagen schwer abzuschätzen, und so werden Auswertexperimente gemacht, die die Erfahrung der Auswerter mit berücksichtigt. Das Ergebnis wird durch eine ROC-Kurve (ROC: Receiver Operating Characteristic) dargestellt.

6.6.2 Bildschärfe, Modulationsübertragungsfunktion

Die Bildschärfe ist verbunden mit der Wiedergabe von Konturen. Eine scharfe Kante wird nicht zu einem Sprung im Schwärzungsverlauf führen, sondern eine Unschärfe im Übergangsbereich besitzen. Gemessen wird dies durch die Abbildung von Rastern, das visuelle Auflösungsvermögen wird als Anzahl Linienpaare pro Millimeter angegeben (lp/mm).

Um den Begriff der räumlichen Auflösung zu präzisieren dient die **Modulationsübertragungsfunktion (MÜF, MTF)**. Angenommen wird, dass ein Objekt im Röntgenstrahlengang ist, das am Ausgang zu einer sinusförmig modulierten Intensitätsverteilung führt. Ein ideales Bild (das "Original") hätte einen Grauwert (in einer Dimension) von $g(x) = \langle g \rangle + A_0 \sin(2\pi x u)$, wobei $\langle g \rangle$ der mittlere Grauwert des Originals ist, A_0 die Amplitude der Grauwertmodulation und $u := 1/\lambda$ die **räumliche Frequenz** der Grauwertmodulation darstellt.

Bei einem linearen Übertragungssystem wird das Bild zu $b(x') = \langle g \rangle + A_0 \sin(2\pi x' u) \cdot \eta(u)$, und $\eta(u)$ ist die Modulationsübertragungsfunktion, mit

$0 \leq \eta(u) \leq 1$. Die Benutzung der MÜF hat den Vorteil, dass die MÜF eines Gesamtsystems gegeben ist durch das Produkt der MÜFs der Einzelkomponenten.

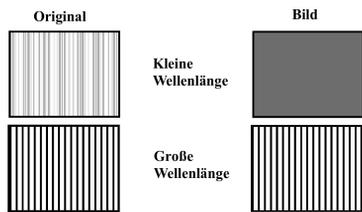


Abbildung 6.40: Abbildung von Rastern mit unterschiedlicher Anzahl von Linien pro mm.

Wenn die Wellenlänge des abzubildenden Rasters zu klein ist, dann geht $\eta \rightarrow 0$, der Bildinhalt geht verloren da nur noch der Mittelwert des Bildes bleibt. Ist die Wellenlänge der Modulation groß genug, dann ist $\eta \approx 1$ und das Bild entspricht dem Original. Statt die MÜF mit vielen Sinus-Rastern unterschiedlicher Frequenz zu messen wird ein rechteckförmiges Bleistrichraster mit zunehmender Frequenz benutzt.

Formal ist ein lineares Übertragungssystem charakterisiert durch die Impulsantwort (*point spread function*) $h(x, y)$ des Systems. Dessen (zweidimensionale) Fourier-Transformierte nennt man die komplexe Übertragungsfunktion $H(u, v)$. Die Modulationsübertragungsfunktion ist der Betrag der normierten komplexen Übertragungsfunktion: $MTF(u, v) = |H(u, v)| / |H(0, 0)|$ mit $H(0, 0) = 1$.

6.6.3 Bildunschärfe

Ursachen für Bildunschärfen sind:

- Geometrische Unschärfe durch die endliche Größe des Röntgenfokus;
- Bildwandlerunschärfe durch Lichtstreuungseffekte (siehe vorher);
- Bewegungsunschärfe;

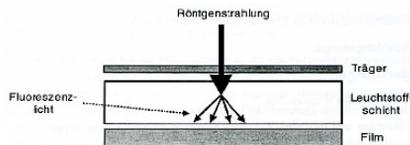


Abbildung 6.41: Bildwandlerunschärfe durch Lichtstreuung. [15]

- Objektunschärfe (Absorptionsunschärfe), da sich die Strahlungsschwächung nicht sprunghaft ändern kann wegen der Form der Objektstrukturen.

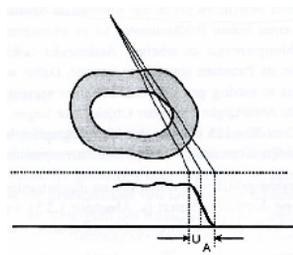


Abbildung 6.42: Objektunschärfe. [15]

6.7 Computer Tomographie

6.7.1 Prinzip

Die Computer Tomographie (CT) verwendet das gleiche physikalische Prinzip wie das Projektionsröntgen. Bei der CT werden jedoch viele einzelne Projektionsbilder aufgenommen, indem die Röntgenquelle und der Detektor um das Objekt (den Patienten) gedreht werden. Aus dieser Vielzahl von Projektionen berechnet ein Computer durch Rückprojektion die dreidimensionale Elektronendichte im Objekt.

Das Einsatzgebiet umfasst hauptsächlich Unfalldiagnostik und Untersuchungen von Kopf, Lunge und Bewegungsapparat. Die Operationsplanung in der Endoprothetik, zum Beispiel bei der künstlichen Hüfte, basiert heute auf den dreidimensionalen CT-Datensätzen. Quantitative CT ist wie bei dem Projektionsröntgen nur eingeschränkt möglich. Ein Ein-

satzgebiet ist zum Beispiel die Messung des Knochenzustandes im Verlauf einer Therapie oder Erkrankung.

Die Computer Tomographie (CT) wird manchmal auch als TCT, als Transmissions-CT bezeichnet, um sie von der Emissions-CT (ECT) zu unterscheiden, die in der Nuklearmedizin behandelt wird. Die CT ist ein rekonstruktives Bilderzeugungssystem, das bedeutet die Bildinformation ist in den Messdaten verschlüsselt. Zusätzlich zu der reinen bildlichen Darstellung ist **quantitative CT** möglich, also zum Beispiel die Knochendichtebestimmung, die Bestimmung von Lungendichte und -struktur sowie Gewebepfusion.

Die grundlegende Idee ist, das Objekt aus unterschiedlichen Projektionswinkeln abzutasten und durch anschließende Rekonstruktion das Bild zu erhalten. Es gibt zwei Konstruktionsverfahren: die iterative Rekonstruktion und die Rekonstruktion basierend auf Integraltransformationen, die Radon-Transformation. Die iterative Rekonstruktion war historisch wichtig, sie wurde in den Anfängen der CT benutzt. Heutzutage wird sie nur noch in der Nuklearmedizin verwendet.

6.7.2 Iterative (CT-) Rekonstruktion

Um die iterative Rekonstruktion zu verdeutlichen, wird ein einfaches **Objektmodell** betrachtet (Abbildung 6.43).

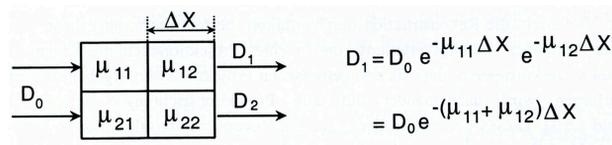


Abbildung 6.43: Einfaches Objektmodell. [15] (nachbearbeitet)

Die Schwächung der Röntgenstrahlung erfolgt nach dem Schwächungsgesetz. Für D_1 erhält man $D_1 = D_0 e^{-(\mu_{11} + \mu_{12})\Delta x}$ oder $\frac{1}{\Delta x} \cdot \ln(D_0/D_1) = \mu_{11} + \mu_{12}$. Die einfallende Dosis D_0 ist bekannt, die Dicke Δx eines Pixels ebenso. Gemessen wird D_1 , also erhält man mit dem Messwert die Summe der auf dem

Projektionsstrahl liegenden linearen Schwächungskoeffizienten; oder allgemeiner die Projektion der zweidimensionalen Verteilung der linearen Schwächungskoeffizienten μ_{ij} . Aus den gemessenen Projektionswerten D_i soll die Verteilung der Schwächungskoeffizienten μ_{ij} berechnet werden.

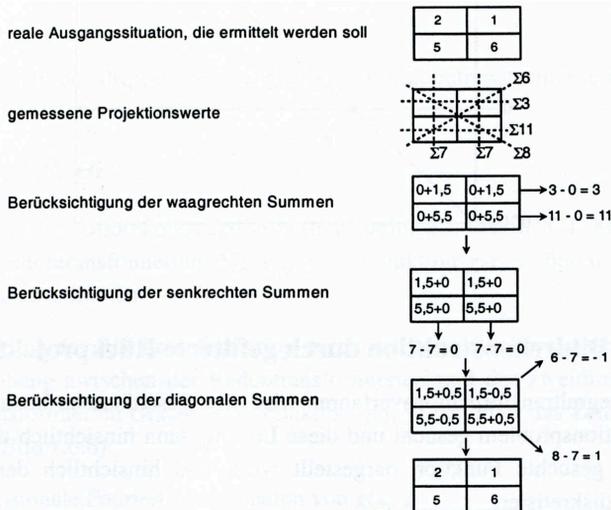


Abbildung 6.44: Schema der iterativen Rekonstruktion. [15]

Ausgehend von einer beliebigen Anfangsverteilung werden die Pixel in einer Projektionsrichtung so korrigiert, dass die Messwerte herauskommen. Das ganze wird iterativ für alle gemessenen Projektionsrichtungen durchgeführt (Abbildung 6.44).

6.7.3 Radon-Transformation

1917 wurde von J. Radon die Arbeit mit dem Titel "Über die Bestimmung von Funktionen durch ihre Integrale längs gewisser Mannigfaltigkeiten" veröffentlicht, und erst über 50 Jahre später hat sie in der CT ihre Anwendung durch G.N. Hounsfield gefunden. 1979 bekamen G.N. Hounsfield und A.N. Cormack den Nobelpreis für ihre Arbeiten auf dem Gebiet der CT.

Die Idee ist, eine beliebig integrierbare Funktion $g(x, y)$ durch alle geraden Linienintegrale über das Definitionsgebiet von g zu beschreiben. Wegen redundanter Information benötigt man für die Rekonstruktion nicht alle Linienintegrale.

Die Gesamtheit aller **Projektionen**

$$p_{\Theta}(\xi) := \int_{-\infty}^{\infty} d\eta g(x, y)$$

wird als **Radontransformierte** bezeichnet. Hier bezeichnen η und ξ die Koordinaten des (um θ) gedrehten Systems (siehe fig. 6.45).

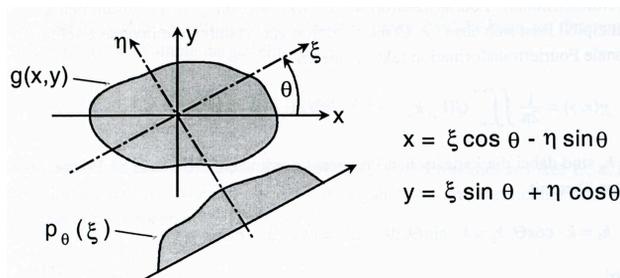


Abbildung 6.45: Projektion einer zweidimensionalen Funktion. [15]

Ein quantitatives Beispiel ist die Projektion der Funktion $f(x, y)$, die in einem kreisförmigen Gebiet (Radius R_0) den Wert a besitzt und ansonsten Null ist. Die Projektion zum Winkel $\Theta = 0^\circ$ ergibt $p_0(x) = 2a\sqrt{R_0^2 - x^2}$ für $|x| \leq R_0$ und verschwindet für andere Werte. Die Projektion $p_0(x)$ stellt somit eine Ellipsen-Hälfte dar.

6.7.4 Zentralschnitt-Theorem

Das **Zentralschnitt-Theorem** (auch als **Fourier-Scheiben-Theorem** bekannt) sagt Folgendes aus:

Die bei einem Schnitt durch die zweidimensionale Fourier-Transformierte $G(k_x, k_y)$ von $g(x, y)$ unter dem Winkel Θ sich ergebende Funktion $G_{\Theta}(k)$ ist gleich der eindimensionalen Fourier-Transformierten der Projektion $p_{\Theta}(\xi)$: $P_{\Theta}(k) = G_{\Theta}(k)$.

Die Rekonstruktion des Bildes kann also wie folgt durchgeführt werden: Durch eindimensionale Fourier-Transformation aller gemessenen Projektionen kann die zweidimensionale Fouriertransformierte $G(k, \Theta)$ von $g(x, y)$ zusammengesetzt werden. Die gesuchte Bildfunktion $g(x, y)$ erhält man durch die inverse Fourier-Transformation von $G(k, \Theta)$.

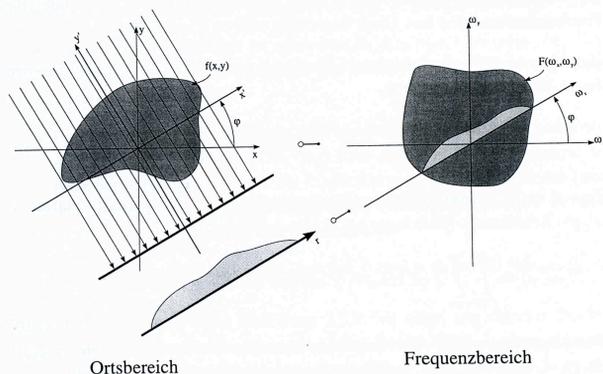


Abbildung 6.46: Veranschaulichung des Zentralschnitt-Theorems. [23]

6.7.5 Gefilterte Rückprojektion

Die Radontransformation beziehungsweise das Zentralschnitt-Theorem kann auch so gedeutet werden, dass das Spektrum $P(k, \Theta)$ mit der **Filterfunktion** $|k|$ gefiltert worden ist. Denn für die Bildfunktion

$$g(x, y) = \frac{1}{2\pi} \int \int_{-\infty}^{+\infty} dk_x dk_y G(k_x, k_y) e^{i2\pi(xk_x + yk_y)}$$

kann man zeigen, dass

$$\begin{aligned} g(x, y) &= \frac{1}{2\pi} \int_0^\pi d\Theta \left\{ \int_{-\infty}^{\infty} dk P(k, \Theta) |k| e^{i2\pi k\xi} \right\} \\ &= \frac{1}{2\pi} \int_0^\pi d\Theta \left\{ p(\xi, \Theta) * F^{-1} \{ |k| \} \right\} \end{aligned}$$

gilt. Der **Faltungskern** $F^{-1} \{ |k| \}$ ist unabhängig vom Projektionswinkel, das heißt alle Projektionen werden mit dem gleichen Kern gefaltet. Das eröffnet die Möglichkeit, statt des "richtigen" Kerns eine **modifizierte Filterfunktion** zu verwenden, die die hohen und mittleren Ortsfrequenzen unterschiedlich stark anheben. Verwendet werden glättende und hochauflösende Filter beziehungsweise Faltungskerne.

Die gefilterte Rückprojektion muss für die Praxis diskretisiert werden. Ein Vorteil der gefilterten Rückprojektion besteht darin, dass direkt nach dem Erfassen der ersten Projektion schon mit der Faltung und Rückprojektion begonnen werden kann.

Abschließend noch ein Beispiel wie sich eine Filterung auf ein punktförmiges Objekt auswirken kann (Abbildung 6.47).

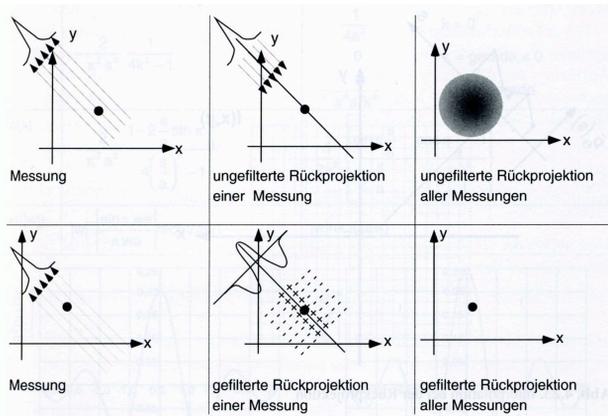


Abbildung 6.47: Vergleich einer gefilterten und einer ungefilterten Rückprojektion. [15]

$$H := 1000 * \frac{\mu - \mu_W}{\mu_W}$$

Die Röntgenschwächungskoeffizienten von Körpergewebe in Hounsfield-Einheiten reicht von +3000 für Knochen bis zu -1000 für Luft. Die meisten Weichteilgewebe überlappen in einem Bereich von etwa -200 bis +100. Da dies häufig keinen ausreichenden Kontrast ergibt werden Kontrastmittel verwendet um den Kontrast zu erhöhen.

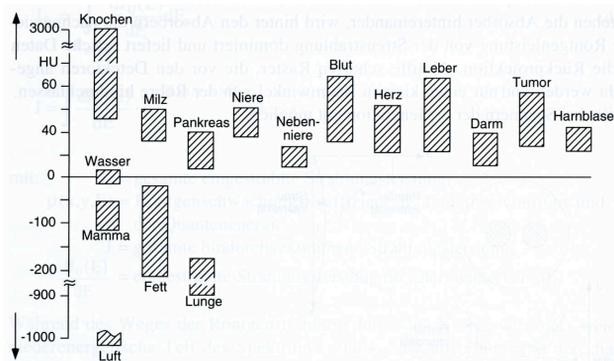


Abbildung 6.49: Röntgenschwächungskoeffizienten verschiedener Körpergewebe in Hounsfield-Einheiten. [15]

6.7.6 Hounsfield-Einheit

Auch in der CT werden "Schattenbilder" aufgenommen, wobei die transmittierte Röntgenintensität $I = I_0 e^{-\int dl \mu(l)}$ maßgebend ist. Daraus werden Schichtbilder rekonstruiert, die die Verteilung der linearen Schwächungskoeffizienten in der Objektschicht darstellen. Für die praktische Darstellung werden statt der Schwächungskoeffizienten **relative Schwächungswerte** benutzt, die in **Hounsfield-Einheiten** HU gemessen werden.

Die Hounsfield-Einheit ist definiert relativ zum linearen Schwächungskoeffizienten von Wasser, μ_W :

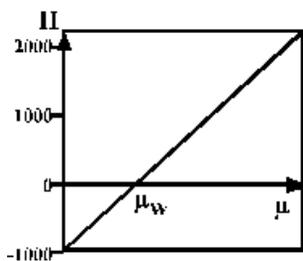


Abbildung 6.48: Schema der Hounsfield-Skala.

6.8 Technik der CT Scanner

6.8.1 1. Generation

Für die ersten CT-Aufnahmen um 1970 benutzte G.N. Hounsfield als Strahlenquelle (γ -Strahlung) Americium ^{241}Am (Ordnungszahl 95). Röntgenröhre und Detektor bewegten sich für jede Projektion über den Patienten. Für die Aufnahme wurden 28000 Einzelpunkte gemessen und die Messdauer betrug 9 Tage.

Wie in der Figur gezeigt kann man mit jedem einzelnen Positionswert von Quelle und Detektor ein Linienintegral messen, d.h. einen Punkt der Radontransformierten bestimmen. Um die weiteren Punkte zu messen werden Quelle und Detektor verschoben und danach um den Körper gedreht. Durch dieses

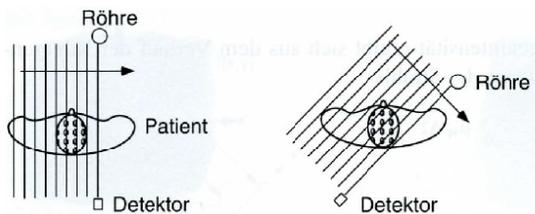


Abbildung 6.50: CT-Scanner der 1. Generation. [10]

schrittweise Aufnahmeverfahren wurde die Messzeit relativ lang.

Für die iterative Rekonstruktion des ersten Bildes benötigte Hounsfield 2,5 Stunden. Für die ersten Testmessungen wurden Aufnahmen von (toten) Gehirnen gemacht. Als die Leute mit ihren Resultaten befriedigt waren, wurden auch Messungen an lebenden Probanden (z.B. Hounsfield) durchgeführt.

Die ersten Erweiterungen betrafen die Quelle: sie wurde durch eine Röntgenröhre ersetzt. Dadurch wurde die Dosis erheblich gesteigert und die Messzeit auf wenige Stunden reduziert. Das System wurde auch vergrößert, so dass auch Ganzkörper-Messungen möglich wurden.

6.8.2 2. Generation

Beim CT-Scanner der 2. Generation wird durch ein Detektor-Array gleichzeitig ein ganzer flacher Strahlenfächer genutzt.

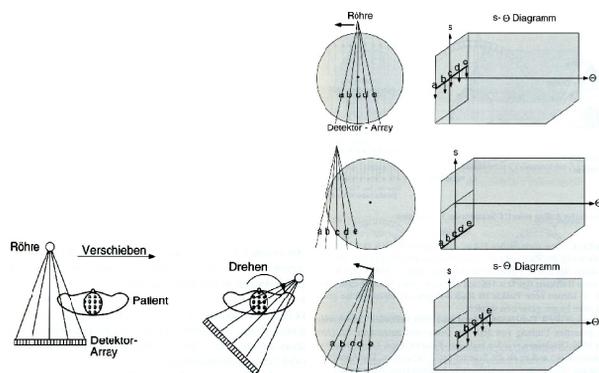


Abbildung 6.51: CT-Scanner der 2. Generation und Datenaufnahme im Radon-Raum (rechts). [10]

In der Anfangsphase 1975 betrug der Öffnungswinkel 10° , und es waren etwa 30 Detektoren in Reihe angebracht. Die Aufnahmezeit konnte dadurch, und durch den Einsatz einer Hochleistungs-Röntgenröhre, auf 20 Sekunden reduziert werden.

Wie in der Figur gezeigt muss in diesem System das System aus Quelle und Detektor seitlich vefahren und gedreht werden, um den gesamten Raum abzudecken. Für die Rücktransformation sollten die Daten in einem gleichmäßigen, rechteckigen Raster angeordnet sein. Da die Daten nicht direkt in dieser Form anfallen verwendet man ein Interpolationsverfahren.

6.8.3 3. Generation

Wenig später wurden CT-Scanner der 3. Generation eingesetzt, und noch heute sind viele der hergestellten Geräte CT-Scanner der 3. Generation.

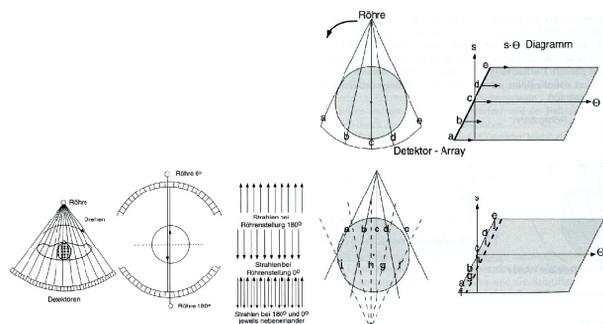


Abbildung 6.52: CT-Scanner der 3. Generation und Datenaufnahme im Radon-Raum (rechts). [10]

Es werden 500 bis 800 Detektoren pro Array benutzt, und pro Sekunde können 1000 Projektionen aufgenommen werden. Wie im $s - \theta$ Diagramm gezeigt werden hier alle Werte von s gleichzeitig aufgenommen. Sie experimentellen Punkte im $s - \theta$ Diagramm liegen auf einer geneigten Gerade. Das System muss jetzt nur noch gedreht werden, d.h. im $s - \theta$ Diagramm wandern die Messpunkte horizontal.

Prinzipiell sind die Messungen unter einer Drehung um π invariant. Es kann sich aber trotzdem lohnen, die Messungen über den ganzen 2π Bereich

durchzuführen: indem man in der Röntgenröhre den Brennfleck durch elektrische Felder etwas verschiebt gelingt es einem, zusätzliche Messpunkte aufzunehmen, welche zwischen den Punkten von der ersten Halbrunde liegen.

6.8.4 4. Generation

CT-Scanner der 4. Generation benutzen einen stehenden geschlossenen Detektorring mit 5000 Detektoren auf dem Kreis. Auch hier können 1000 Projektionen pro Sekunde aufgenommen werden.

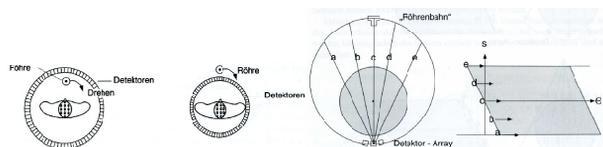


Abbildung 6.53: CT-Scanner der 4. Generation und Datenaufnahme im Radon-Raum (rechts). [10]

Dort benutzt man einen stehenden geschlossenen Detektorring mit 5000 Detektoren auf dem Kreis. Auch hier können 1000 Projektionen pro Sekunde aufgenommen werden. Damit die Detektoren den Röntgenstrahl nicht stören ist der Detektorring leicht geneigt.

Um den Schnittbereich einstellen zu können werden zum einen Lichtvisiertiefenblenden eingesetzt (siehe vorher), und für die Feineinstellung kann ein Scanogramm des Patienten aufgenommen werden, bei der die Röhre und der Detektor ortsfest bleiben, und der Patient in einem kleinen Bereich durch den CT-Scanner geschoben wird.

6.8.5 Röntgendetektoren in der CT

In der CT werden überwiegend zwei Typen von Röntgendetektoren eingesetzt: Xenon-Hochdruckionisationskammern und Szintillationskristalle mit Photodioden.

Die Ionisationskammer ist ein Kreissegment mit einer Länge von typischerweise 10 cm Länge und einigen Millimetern Höhe. Sie ist mit Xenon-Gas bei 20

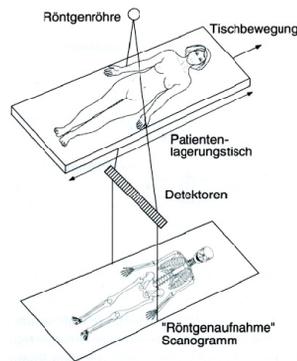


Abbildung 6.54: Scanogramm. [10]

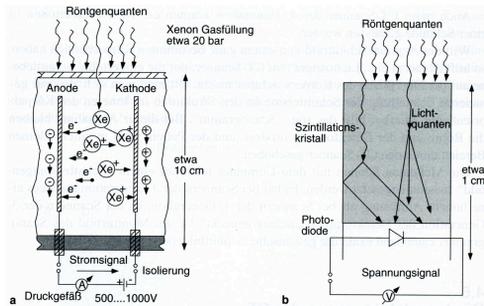


Abbildung 6.55: Schematischer Aufbau von Xenon-Hochdruckionisationskammern (links) und Szintillatorkristalle mit Photodetektoren (rechts). [10]

bar gefüllt und besitzt eine Quanteneffizienz (DQC: Detective Quantum Efficiency) von bis zu 60%. Gemessen wird der Strom zwischen Anode und Kathode, der proportional zur einfallenden Röntgenleistung ist. Da die Abklingzeit etwa $1\mu s$ beträgt, können etwa 1000 Messwerte pro Sekunde aufgenommen werden.

Beim Szintillations-Detektor werden, wie schon vorher beschrieben, etwa 10 mm lange nadelförmige CsI-Kristalle verwendet. Im Gegensatz zum Einsatz bei Röntgenbildverstärkern verwendet man völlig transparente Einkristalle, die an den Seiten verspiegelt sind. Auf diese Art und Weise treffen alle entstehenden Lumineszenz-Photonen irgendwann auf der Unterseite auf, wo sie mit Photodioden gemessen werden. Die Lumineszenz-Abklingdauer liegt unter $1\mu s$, daher können auch hier Tausende Messwerte pro Sekunde aufgenommen werden.

6.8.6 Auflösung

Die Auflösung der CT ist (wie beim Projektionsröntgen) durch die endliche Größe der Detektoren und des Fokus auf der Anode der Röntgenröhre bestimmt. Beide liefern jeweils einen Beitrag zur Modulations-Transferfunktion.

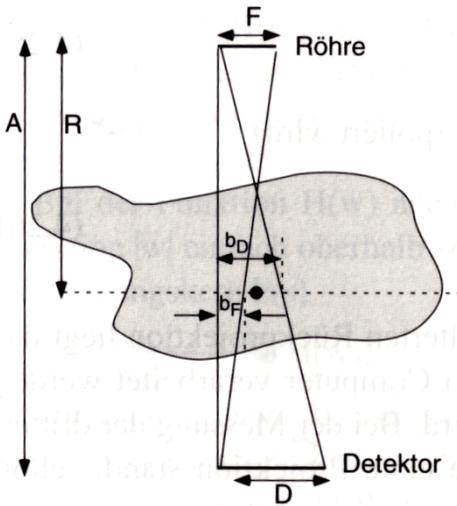


Abbildung 6.56: Auflösungsgrenzen auf Grund endlicher Größe von Detektor und Quelle. [10]

Für einen Fokusdurchmesser F beträgt der effektive Fokusdurchmesser in der Probe

$$b_F = F \frac{A - R}{A}$$

und für den Detektor entsprechend

$$b_D = D \frac{R}{A}$$

Diese Auflösungen beziehen sich zunächst auf einzelne Projektionen. Soll sie auf die gesamte CT Messung übertragen werden, so benötigt man entsprechend viele Projektionen in unterschiedliche Richtungen.

Um die Bilder korrekt rekonstruieren zu können benötigt man prinzipiell Detektoren, deren Messköpfe größer sind als die Abstände zwischen den Zellen - sonst wird das Abtasttheorem verletzt. Dies gelingt

bei den Scannern der dritten Generation, da in diesem Fall eine elektrische Verschiebung den Fokus verwendet werden kann, um die Anzahl der gemessenen Bildpunkte zu verdoppeln.

6.8.7 Artefakte

Die Verletzung der Bedingungen für die Bildrekonstruktion führt zu Artefakten. **Artefakte** sind künstliche Strukturen im Bild, für die es in dem abgebildeten Objekt keine Entsprechung gibt. Mögliche Artefakte sind:

- **Bewegungsartefakte** führen zu Streifenartefakten im Bild.
- **Aufhärtungsartefakte** führen zu sogenannten Hounsfield-Balken. Wegen der spektralen Verteilung der Bremsstrahlung wird die Strahlung mit zunehmender Länge des Absorptionsweges aufgehärtet. Volumenelemente gleichen Materials haben einen scheinbar geringeren Schwächungskoeffizienten in größerer Objektiefe.
- **Metallartefakte** entstehen durch Totalabsorption der Strahlung und führen zu inkonsistenten Messwerten und daraus bedingt Streifenartefakten im Bild.
- **Partialvolumenartefakte** entstehen durch nicht homogene Voxel (wie in der MRI auch). Läuft ein Teil des Strahls durch einen Bereich mit Röntgenschwächungskoeffizienten μ_1 , und ein anderer Teil des Strahls durch einen Bereich μ_2 . Treffen diese beiden Teilstrahlen auf den gleichen Detektor, so registriert dieser die Intensität $J = J_0 e^{-\mu_1 \Delta x} e^{-\mu_2 \Delta x}$. Mögliche Folgen sind eine nichtlineare Mittelung über die Schichtdicke, Verfälschung von dünnen Objekten, die schräg durch die Schicht verlaufen (Blutgefäße!).
- **Streustrahlartefakte** wurden bereits diskutiert.
- **Kopplungsartefakte**: zwei getrennte Strukturen laufen ineinander.

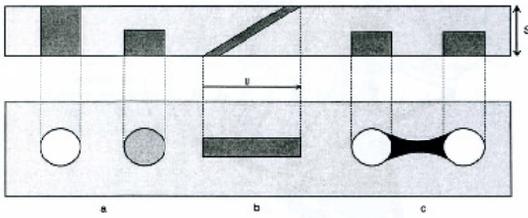


Abbildung 6.57: Artefakte bei der CT. [15]

6.9 Phasenkontrast- Mikrotomographie

6.9.1 Auflösung

Röntgentomographie wird nicht nur im klinischen Bereich verwendet, sondern auch für andere Forschungszwecke. So kann man mit Hilfe von sehr hoch aufgelösten Aufnahmen die Struktur von Knochen, Nerven und anderen Geweben im Detail untersuchen. Wenn man Geräte baut, welche nicht für Menschen ausgelegt sind, so wird es möglich, sehr hohe Auflösungen zu erreichen. Pionierarbeit für diese Anwendungen hat Prof. Bonse (E1) geleistet.

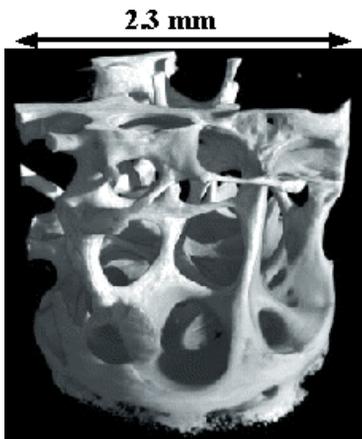
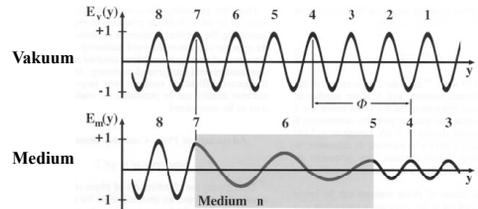


Abbildung 6.58: Knochen eines Osteoporose Patienten

In der Micro-CT (μ -CT) werden Proben abgebildet mit einer hohen räumlichen Auflösung in der Größenordnung μm . In diesem Beispiel ist ein Knochen eines Osteoporose Patienten gezeigt. Anhand solcher Aufnahmen werden die Wirkungen von Medikamenten überprüft.

6.9.2 Phasenkontrast

Bei Röntgenaufnahmen wird normalerweise die Absorption des Gewebes gemessen. Eine Alternative dazu ist die Messung einer Phasenänderung. Dabei wird die Phasenänderung von Röntgenstrahlen in einem Medium mit dem Brechungsindex n , im Vergleich zu der Ausbreitung im Vakuum, ausgenutzt.

Abbildung 6.59: Phasen- und Amplitudenänderung eines (monochromatischen) Röntgenstrahls beim Durchqueren eines Mediums mit dem Brechungsindex n .

Die in der Abbildung 6.59 gezeigte Phasenänderung ist in der Realität etwa 10^6 mal kleiner. Außer der Phasenänderung tritt auch eine Schwächung auf, die den Phasenkontrast beeinträchtigen kann. Der Phasenkontrast erlaubt insbesondere auch, bei Weichteilen einen guten Kontrast zu erzielen, wo die Absorption üblicherweise nur wenig Kontrast ergibt.

Eine Phasenänderung kann nicht direkt nachgewiesen werden: Das Signal eines Röntgendetektors ist proportional zur Amplitude aber unabhängig von der Phase. Um die Phase messen zu können, benötigt man eine interferometrische Messmethode.

6.9.3 Röntgen-Interferometrie

Der typische Aufbau ist in der Abbildung 6.60 zu sehen. Für die Messung benötigt man kohärentes Röntgenlicht.

Als Quelle dient Synchrotronstrahlung, die durch einen Monochromator und der Abbildungsoptik nicht nur die Probe durchstrahlt, sondern auch als Referenzstrahl verwendet wird. Diese beiden Strahlen werden zur Interferenz gebracht und das Interferenzmuster wird mit dem Detektor aufgenommen.

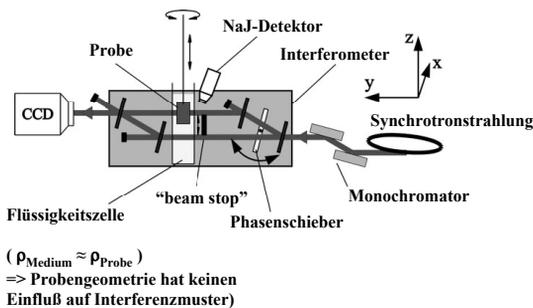


Abbildung 6.60: Röntgen-Interferometer.

Wenn man den Referenzstrahl mit dem *beam stop* ausblendet, dann erhält man das sogenannte *Attenuation Phase Contrast Image*, das dem Vergleich dienen soll.

Die Probe befindet sich in einer Flüssigkeitszelle, deren mittlere Dichte auf die der Probe angepasst ist, um Einflüsse der Probengeometrie auf das Interferenzmuster zu vermeiden. Die Einstellung des Interferometers auf maximale Intensität der interferierenden Strahlen wird mit dem *NaI*-Detektor durchgeführt.

Bei der *Attenuation-μCT* ($A\mu CT$) sind die Projektionen normierte Intensitätsprofile:

$$I_n(x, z) := \frac{I(x, z)}{I_0(x, z)} = e^{-\mu(x, z)},$$

mit $\mu(x, z) = \int dy \tau(x, y, z)$, wenn τ der ortsabhängige Abschwächungskoeffizient und y die Einfallrichtung der Röntgenstrahlung ist.

Bei der $P\mu CT$ werden Phasenverschiebungsprofile $\phi(x, z)$ aufgenommen:

$$\phi(x, z) = 2\pi \int dy n(x, y, z),$$

hier ist n der ortsabhängige Brechungsindex, der die Probenstruktur widerspiegelt. Die Phasenverschiebungsprofile werden durch einen speziellen Algorithmus aus den Interferenzmustern gewonnen.

6.9.4 Anwendung: Nervengewebe

In der Abbildung 6.61 sind oben Interferenzmuster ohne Probe zu sehen, darunter mit Probe (*trigeminal*

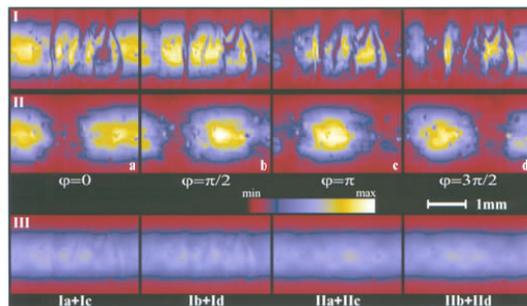


Abbildung 6.61: Interferenzmuster. Oben mit Probe, in der Mitte ohne Probe und unten ist die Summe der Projektionen mit einer Phasenverschiebung um π zu sehen.

Nerv einer Ratte; Messung bei 12 keV). Die vier unterschiedlichen Aufnahmen entsprechen einer anderen Phasenverschiebung φ des Phasenschiebers im Aufbau. Unten sind die Summen der Projektionen mit einem Phasenunterschied von π zu sehen, die als Test dazu dienen, wie konsistent die Phasenmessung ist. Die übrig gebliebene leichte Modulation kommt durch die Abschwächung des Signals zustande.

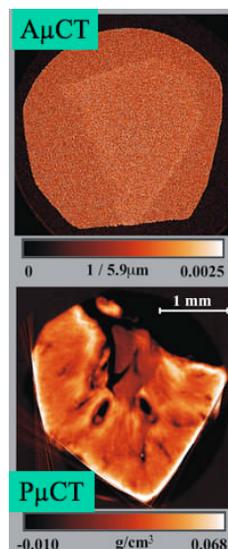


Abbildung 6.62: Kontrastvergleich $A\mu CT$ und $P\mu CT$.

In der Abbildung 6.62 wird der Kontrast zweier Bilder, gewonnen mit $A\mu CT$ und $P\mu CT$, verglichen. Bei

der P μ CT kann man quantitative Strukturmessungen durchführen. Es kann die Elektronendichte und die Massendichte bestimmt werden.

Abschließend ein repräsentativer Vergleich eines Tomogramms (*rat trigeminal nerve*) mit einem histologischen Schnitt (Abbildung 6.63).

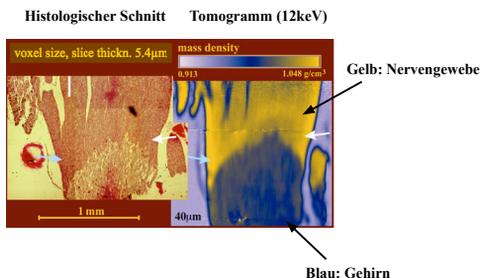


Abbildung 6.63: Vergleich zwischen einem histologischen Schnitt und einer P μ CT-Aufnahme.

Der Übergang vom Nervengewebe (gelb) und dem Gehirn (blau) ist in der P μ CT-Aufnahme deutlich zu erkennen.

6.9.5 Vergleich Phasenkontrast - Amplitudenkontrast

Eine mögliche Basis für den Vergleich der beiden Techniken ist die Bestimmung der Gewebedicke, welche notwendig ist, um das maximale Signal um 1% abzuschwächen. Diese ist bei einer Phasenkontrastmessung deutlich kleiner als bei einer Amplitudenkontrastmessung (Abbildung 6.64: Messung in Wasser).

Der Phasenkontrast hat andere Abhängigkeiten als der Amplitudenkontrast: Der Schwächungskoeffizient ist

$$\mu \propto Z \left(\frac{Z}{E} \right)^m \rho(x, y, z),$$

mit $m \approx 2.5 \dots 3.5$. Der entsprechende Koeffizient für die Amplitudenmessungen ist

$$P \propto \frac{Z}{E} N.$$

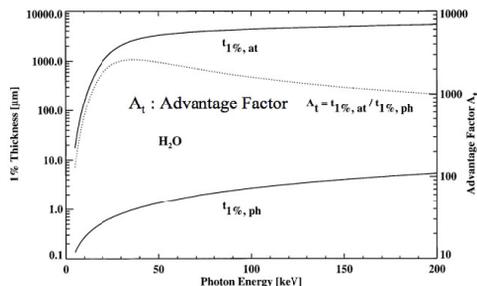


Abbildung 6.64: Vergleich der 1%-Schichtdicken bei A μ CT und P μ CT.

Wie in der Figur gezeigt ist die Empfindlichkeit im Falle der Phasenkontrasttomographie um mehr als drei Größenordnungen höher als bei Amplitudenmessungen. Aufgrund der wesentlich geringeren Abhängigkeit von der Ordnungszahl (linear statt ca. 4te Potenz) ist die Phasentomographie vor allem für leichte Elemente (also Weichteile) sehr attraktiv.

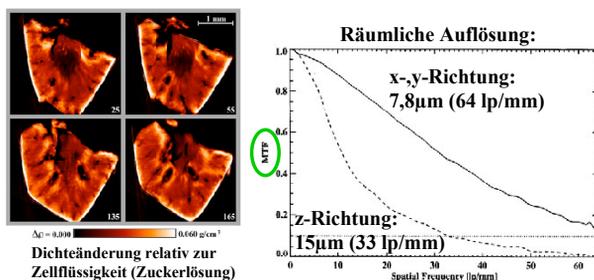


Abbildung 6.65: Zur Sensitivität (links) und Auflösung (rechts) von P μ CT.

In der Abbildung 6.65 links sind 4 Schichten an unterschiedlichen Positionen (Zahlen in μm) gezeigt. Die Farbskala gibt den Dichteunterschied $\Delta\rho$ gegenüber der Dichte des Zellflüssigkeit (Zuckerlösung) an. Man erkennt die hohe Sensitivität gegenüber relativen Dichteschwankungen von der Größenordnung 10^{-3} .

Rechts in der Abbildung ist die Modulationsübertragungsfunktion (MTF) entlang der Drehachse (z-Richtung) und senkrecht dazu gemessen worden. Man sieht, dass die räumliche Auflösung in x- und y-Richtung mit 64 lp/mm ($7,8 \mu m$) besser ist als in z-Richtung (33 lp/mm bzw. $15 \mu m$).