

Bildgebende Verfahren in der Medizin I

04.03.2005

1. Gegeben ist eine diagnostische Röntgenröhre mit Wolfram ($Z = 74$) als Anodenmaterial.

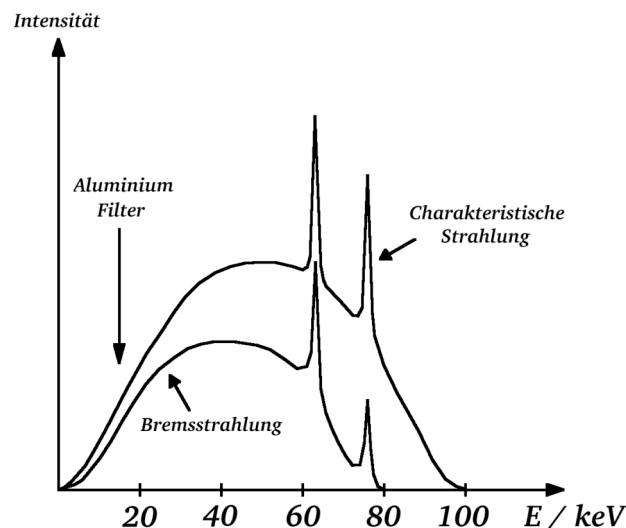
a) Skizzieren Sie schematisch das Spektrum der Röntgenstrahlung bei einer Anodenspannung von $U_A = 80\text{kV}$ und $U_A = 100\text{kV}$.

b) Aus welchen Komponenten setzt sich das Spektrum zusammen? Beschreiben Sie die physikalischen Prozesse, die zur Entstehung dieser Komponenten beitragen.

c) Wie lautet der Zusammenhang zwischen Wirkungsgrad und Anodenspannung U_A ? Welcher Wirkungsgrad ergibt sich für Wolfram bei $U_A = 100\text{kV}$?

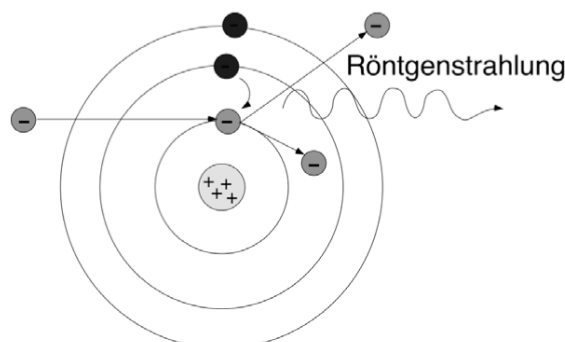
d) Ein Filter mit einer Dicke d und einem Schwächungskoeffizienten von $\mu(\nu)$ wird eingesetzt. Wie verändert sich der effektive Wirkungsgrad, wenn das Spektrum vorher $J_\nu(\nu)$ war?

1. a) und b) Spektrum einer Röntgenröhre und dessen Anteile. Gegeben für Anodenspannungen von 80 und 100 kV.



Bremsstrahlung entsteht, wenn die Elektronen auf das Anodenmaterial auftreffen und durch eine Vielzahl von Wechselwirkungsprozessen abgebremst werden.

Charakteristische Strahlung wird dadurch erzeugt, dass ein gebundenes Elektron des Anodenmaterials aus einer der inneren Schalen (z. B. K- oder L-Schale) eines Atoms herausgeschlagen wird, und ein Elektron aus einer höheren Schale auf den freien Platz „fällt“.



c) Wirkungsgrad der Röhre für $U_A = 100 \text{ kV}$:

$$\eta = k \cdot U_A \cdot Z = 10^{-9} \cdot 10^5 \cdot 74 = 0.0074 = 0.74\%$$

d) Wenn J_ν die Frequenzabhängigkeit der Intensität der Röntgenstrahlung bezeichnet, dann ist der Wirkungsgrad des Systems

$$\eta = \frac{J_{ges}}{I_A \cdot U_A} = \frac{\int_0^\infty J_\nu e^{-\mu(\nu) \cdot d} d\nu}{I_A \cdot U_A}$$

2. Bei der Röntgenaufnahme werden oft Raster eingesetzt.

a) Wozu dient ein Raster?

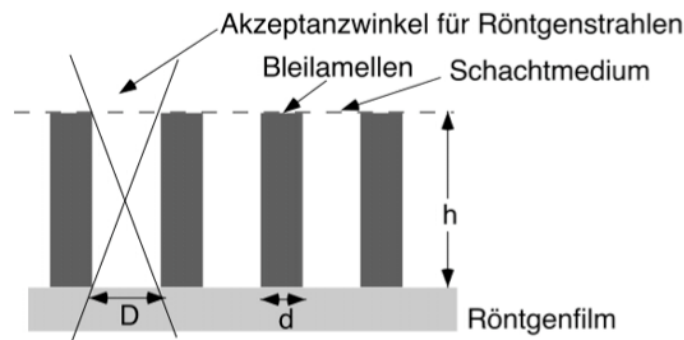
b) Welche Typen von Raster kennen Sie? Skizzieren Sie sie.

c) Welche geometrischen Parameter beschreiben die Qualität eines Rasters?

d) Welche Messgröße gibt die Qualität eines Rasters an?

2. a) Ein Raster wird eingesetzt, um den Streuanteil in den Bildern zu unterdrücken.

b) Lamellen-Raster:



Fokussierendes Linienraster:



c) Das Schachtverhältnis eines Lamellen-Rasters ist definiert als

$$r = \frac{h}{D}.$$

Je grösser das Schachtverhältnis, um so besser wird der Streustrahlanteil unterdrückt.

d) Ein messtechnisches Maß für die Qualität des Rasters ist die Selektivität:

$$\Sigma = \frac{T_p}{T_s},$$

mit: T_p = Primärstrahltransparenz,
 T_s = Streustrahltransparenz.

Dabei ist auch die Absorption der Röntgenstrahlung im Raster berücksichtigt.

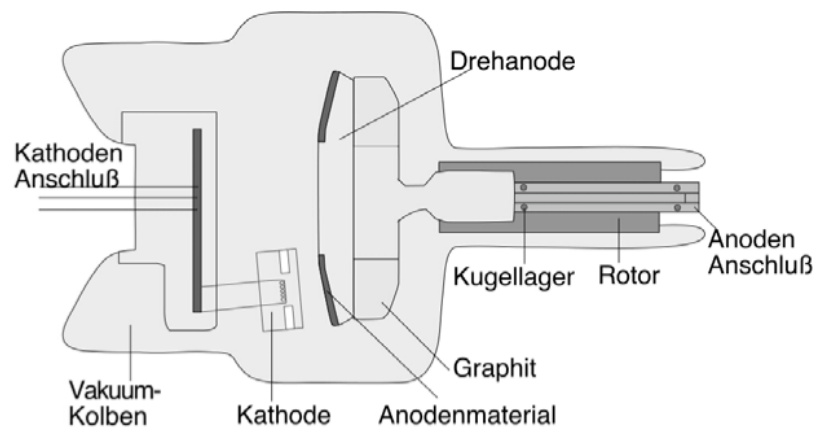
3. Die klassische Quelle für Röntgenstrahlung in der Medizin ist die Drehanoden-Röhre.

a) Skizzieren Sie eine Röntgenröhre mit Drehanode und beschriften Sie die Komponenten.

b) Welche anderen Quellen für Röntgenstrahlung kennen Sie?

c) Welche Vorteile und Nachteile haben die Quellen in Vergleich?

3. a) Drehanode-Röntgenröhre:



Die Vorteile: die eingebrachte Wärme verteilt sich auf einen ganzen Ring, ohne dass der Fokus dadurch größer wird. Dadurch kann eine höhere Röntgenleistung erreicht werden.

b) und c) Die Alternative ist eine Festanode mit einem dickeren Schaft zur besseren Wärmeableitung. Die Leistung der Röntgenstrahlung bleibt dabei vergleichsweise niedrig, solche Röntgenröhre ist ideal für die Diffraktometrie. Eine weitere Alternative ist die Synchrotronstrahlung, die aber sehr teuer ist.

4. Blutgefäße werden oft mit der digitalen Subtraktionsangiographie aufgenommen.

a) Was ist der Vorteil der digitalen Subtraktionsangiographie?

b) Was wird subtrahiert?

4. a) Subtraktionsangiographie (DSA) ermöglicht es nur die Bereiche darzustellen, die von Kontrastmittel beeinflusst werden. Wenn man z. B. nur die Blutgefäße sehen will, kann unnötige Information z. B. von Knochen dabei stören.

b) Es werden zwei Röntgenaufnahmen vom Körper gemacht, eine ohne und eine mit Kontrastmittel. Diese Bilder werden logarithmiert und voneinander subtrahiert.

5. In der Systemtheorie abbildender Systeme werden verschiedene Größen eingeführt.

a) Formulieren Sie den Zusammenhang zwischen Bildsignalen am Eingang und am Ausgang für lineare und verschiebungsinvariante Systeme.

- b) Wie ist die Impulsantwort definiert und warum trägt sie diesen Namen?
- c) Wie ist die Übertragungsfunktion definiert?
- d) Wie ist die Modulationsübertragungsfunktion MTF definiert?
- e) Skizzieren Sie einen typischen Verlauf der MTF eines guten, eines mittleren und eines schlechten abbildenden Systems.

5. a) Hauptsatz der Systemtheorie abbildender Systeme:

$$g(x, y) = f(x, y) * h(x, y) = \int \int_{-\infty}^{+\infty} f(x', y') \cdot h(x - x', y - y') dx' dy'.$$

Damit ist das lineare und verschiebungsinvariante abbildende System vollständig mit $h(x, y)$ charakterisiert.

b) Die Impulsantwort eines Systems ist die Funktion $h(x, y)$. Diese Funktion beschreibt das Signal am Ausgang des Systems, falls am Eingang das Signal im Idealfall als $\delta(x, y)$ gegeben ist.

- c) Die komplexe Übertragungsfunktion $H(u, v)$ ist die Fouriertransformierte von $h(x, y)$:

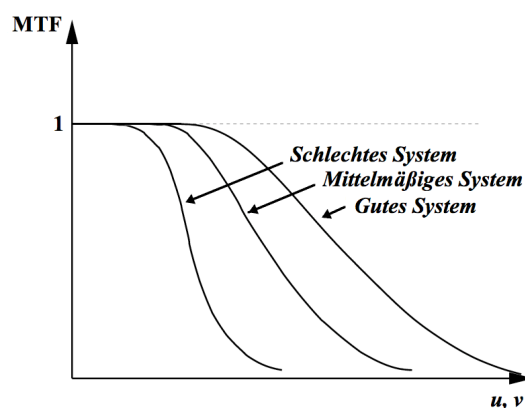
$$g(x, y) = f(x, y) * h(x, y) \quad \text{O} \text{---} \bullet \quad G(u, v) = F(u, v) \cdot H(u, v)$$

$$h(x, y) \quad \text{O} \text{---} \bullet \quad H(u, v)$$

- d) Definition der Modulationsübertragungsfunktion MTF:

$$MTF(u, v) = \frac{|H(u, v)|}{|H(0, 0)|}$$

e)



6. Mit Methoden der digitalen Bildverarbeitung lassen sich Abbildungsfehler korrigieren.
- a) Wie kann man ein Bild restaurieren, wenn man die Übertragungsfunktion kennt?
 - b) Was ist das Problem dabei? Warum gelingt diese Restauration nicht uneingeschränkt?

c) Welche Filterfunktion ist optimal, wenn man verschiedene Größen über das System und das Bild kennt?

6. a) Falls die Übertragungsfunktion $H(u, v)$ des Systems bekannt ist, kann das Originalbild restauriert werden. Es gilt:

$$g(x, y) = f(x, y) * h(x, y) \quad \text{O} \longrightarrow \bullet \quad G(u, v) = F(u, v) \cdot H(u, v)$$

Dann wäre

$$f(x, y) \quad \text{O} \longrightarrow \bullet \quad F(u, v) = G(u, v) / H(u, v).$$

b) Solche Restauration gelingt nicht uneingeschränkt, da alle abbildenden Systeme unvollkommen sind, also oberhalb von u_{max} und v_{max} die Übertragungsfunktion $H(u, v) = 0$ ist.

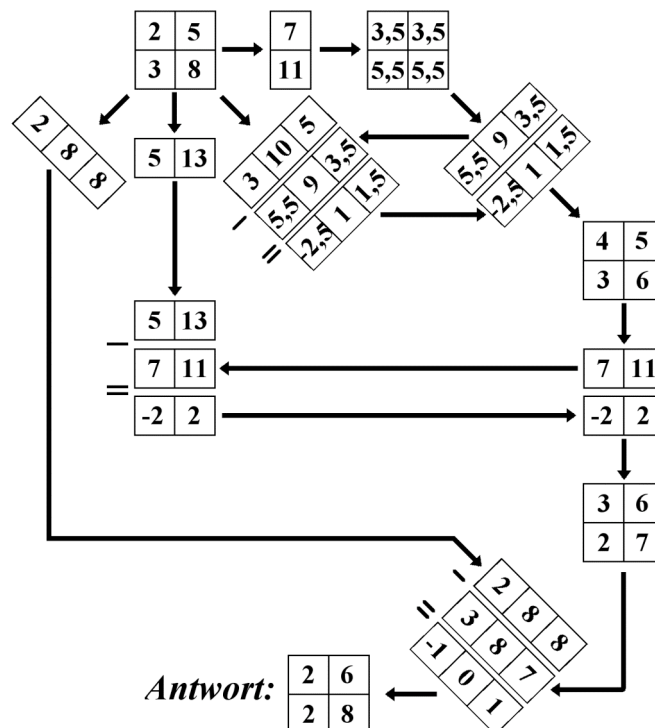
c) Um wenigstens teilweise das Bild restaurieren zu können, setzt man den sog. „Wiener-Filter“ ein:

$$\hat{F}(u, v) = \frac{G(u, v)}{H(u, v)} \cdot \frac{|H(u, v)|^2}{|H(u, v)|^2 + \frac{NPS(u, v)}{SPS(u, v)}},$$

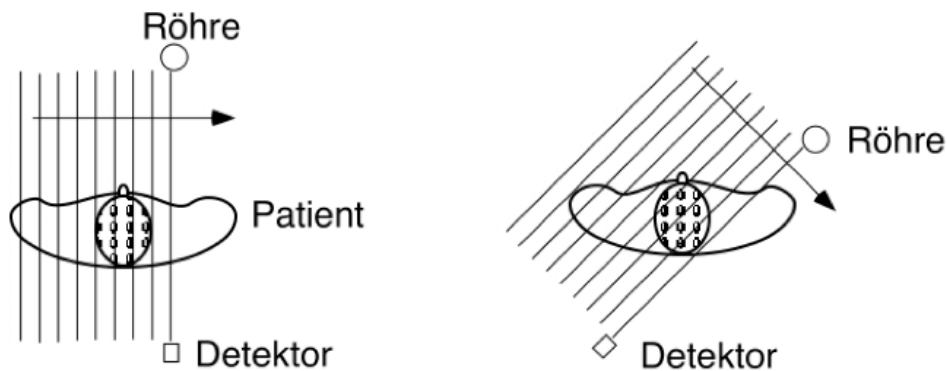
wobei $NPS(u, v)$ das Rauschleistungsspektrum, und $SPS(u, v)$ das Signalleistungsspektrum ist. Der Wiener-Filter sorgt dafür, dass in dem Frequenzbereich, wo $|H(u, v)|^2$ gegen Null geht oder $NPS \gg SPS$ ist, das restaurierte Bild auf Null gedrückt wird.

7. Gegeben sind 4 SPECT Projektionen eines 2x2 Bildes. Schätzen Sie die Verteilung der Aktivität $A(x, y)$ auf dem Bild durch die Berechnung vom ersten Schritt der iterativen Rekonstruktion. (Bearbeiten Sie alle 4 Projektionen.)

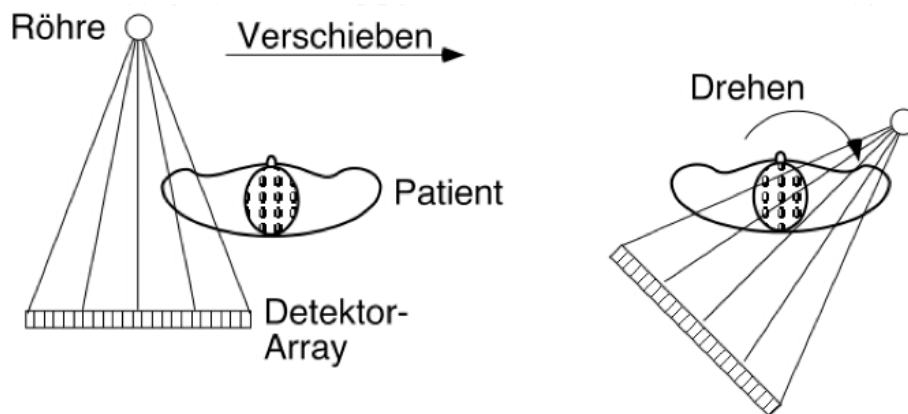
7.



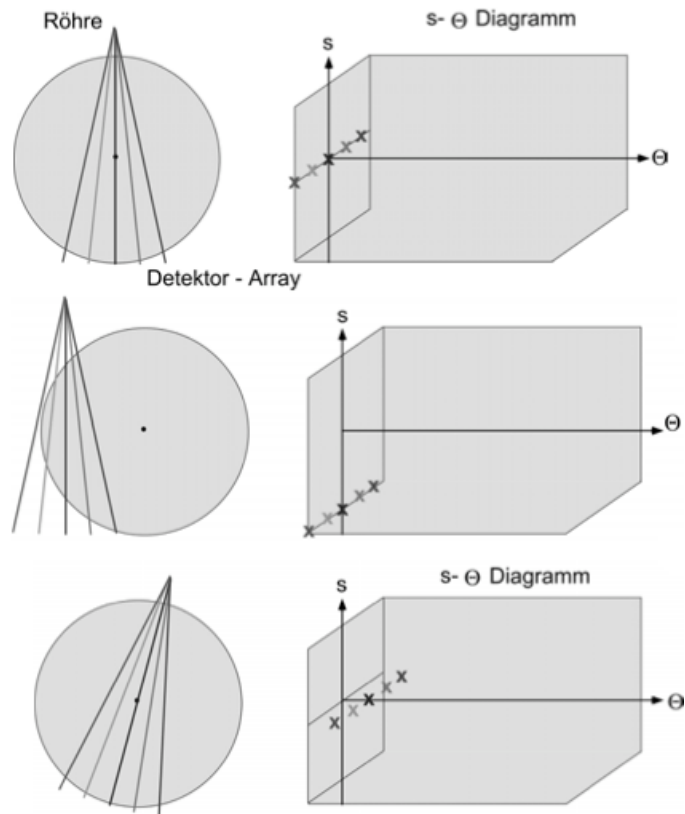
8. Die Computer-Tomographie hat sich zu einem der wichtigsten Schnittbildverfahren der Medizin entwickelt.
- Skizzieren und beschreiben Sie alle Generationen der CT-Scanner.
 - Wie werden die Daten im Radon-Raum gewonnen?
 - Was versteht man unter Spiral-CT? Wie werden die Projektionen für die Rekonstruktion gewonnen?
 - Was versteht man unter "Mehrzeilen-CT"? Was ist das Problem bei der Bildrekonstruktion?
8. a) und b) CT-Scanner der 1. Generation:



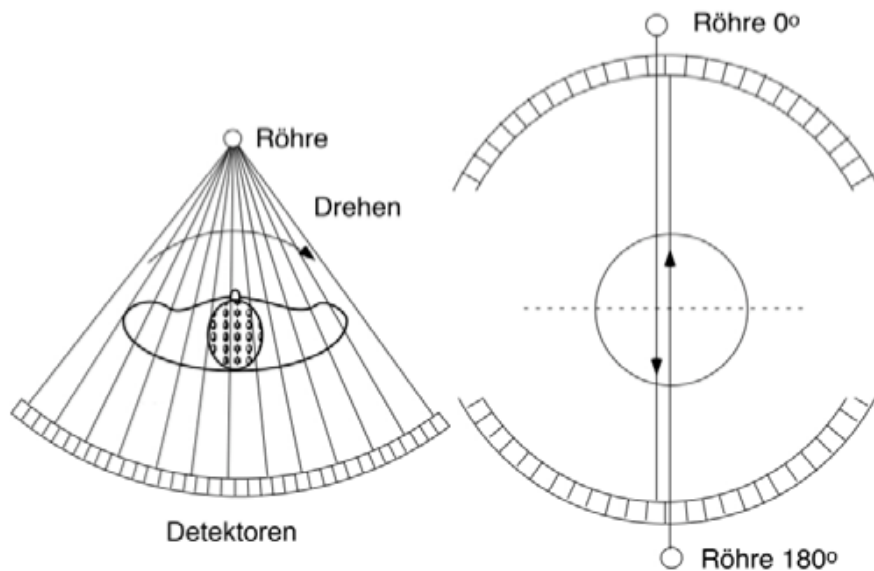
CT-Scanner der 2. Generation:



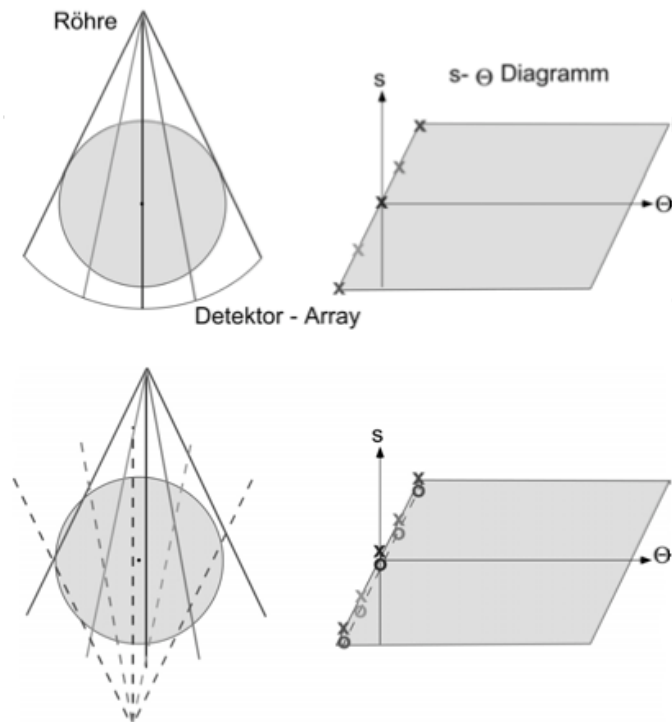
Damit wurde eine Parallelisierung des Aufnehmens erreicht. Das resultiert in einer wesentlichen Reduzierung der Aufnahmezeit. Datengewinnung im Radon-Raum:



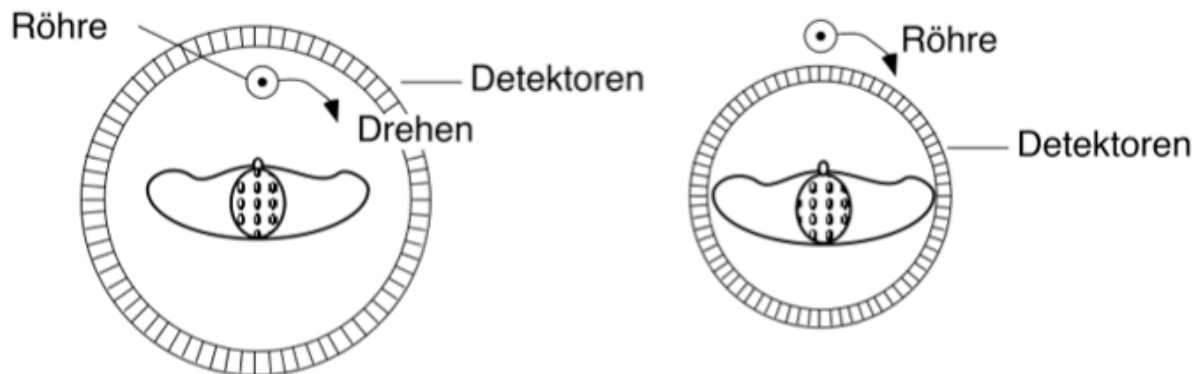
CT-Scanner der 3. Generation:



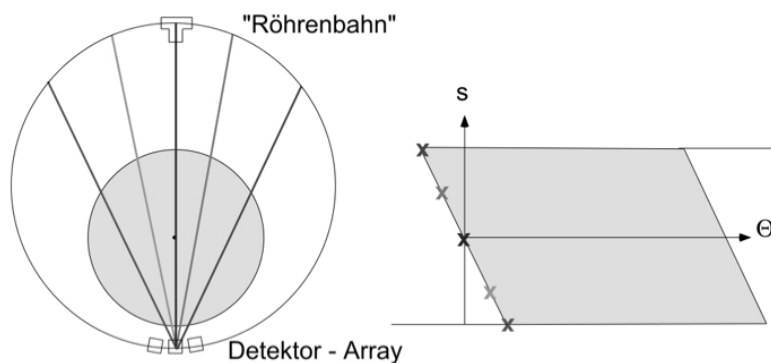
Der Öffnungswinkel ist jetzt $40^\circ - 60^\circ$, und deckt damit den gesamten Körper ab. Durch den springenden Fokus (nach jedem Halbkreis wird der Fokus in der Röntgenröhre ein wenig verschoben) können zusätzliche Punkte im Radon-Raum gemessen werden. Datengewinnung im Radon-Raum:



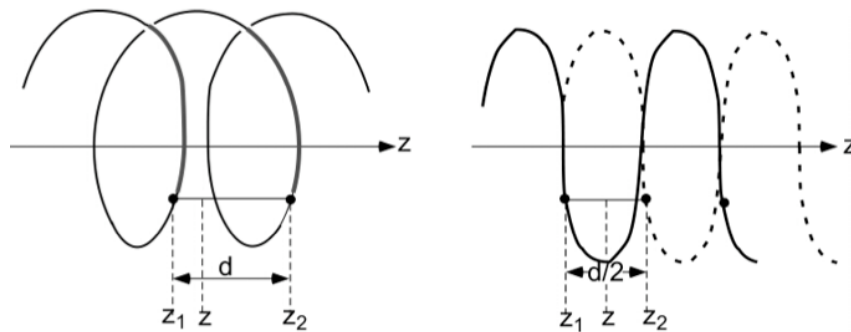
CT-Scanner der 4. Generation:



Auf dem Umlauf um den Patienten erreicht die Röhre beliebig fein abgestufte Orte, deswegen werden die Winkeln θ beliebig fein abgestuft. Die Röhre kann auch außerhalb des Detektorrings angeordnet werden. Der Detektorring wird etwas geneigt, damit die Röhre immer die gegenüberliegenden Detektoren „sehen“ kann. Datengewinnung im Radon-Raum:



c) Spiral-CT ist eine Methode, die es ermöglicht, relativ schnell 3D CT-Aufnahmen zu machen. Dabei wird der Patient kontinuierlich langsam weitergeschoben während die Röhre um das Zentrum rotiert. Da keine geschlossene Schleife dabei gemessen wird, kann man direkt kein Bild rekonstruieren. Um vollständige Datensätze für jede Schicht zu erzeugen, muss eine Interpolation zwischen den Schleifen der Spirale eingesetzt werden. Da die Röhre einen vollen Kreis macht, kann redundante Information eingesetzt werden, so dass effektiv nur in Zwischenebenen im Bereich $0 < z < d/2$ interpoliert werden muss.



d) Mehrzeilen-CT ist eine Fortentwicklung der Spiral-CT, der Detektor besteht dabei aus bis zu 64 Zeilen und rotiert um das Zentrum. Damit kann entweder der Vorschub bei der Spiral-CT beschleunigt werden, oder z. B. bei Herzaufnahme eine hohe Zeitauflösung erreicht werden. Problem: die äußeren Detektorzeilen empfangen „Kegelstrahlen“, die nicht ohne zusätzliche Korrektur eingesetzt werden dürfen.

9. CT Bilder zeigen oft Artefakte.

a) Nennen und beschreiben Sie 4 wichtige Artefakte.

b) Welche "Gegenmaßnahmen" sind möglich?

9. a) und b) Folgende Artefakte entstehen bei CT-Aufnahmen:

- Teilvolumenartefakte – entstehen, falls sich zwei Bereiche mit stark unterschiedlichem μ innerhalb eines Voxels befinden. Dann kann μ nicht richtig restauriert werden, da $\ln(J_0 / J)$ richtungsabhängig ist. Diese Artefakte lassen sich nur durch eine feinere Abtastung vermeiden.

- Artefakte durch die Strahlaufhärtung – entstehen durch die Abhängigkeit $\mu(v)$, da die Breite des Spektrums der Röntgenstrahlung relativ gross ist. Dies führt zu denselben Fehlern wie die Teilvolumenartefakte. Dies kann man nur vermeiden durch stärkere Vorfilter und durch höhere Anodenspannungen.

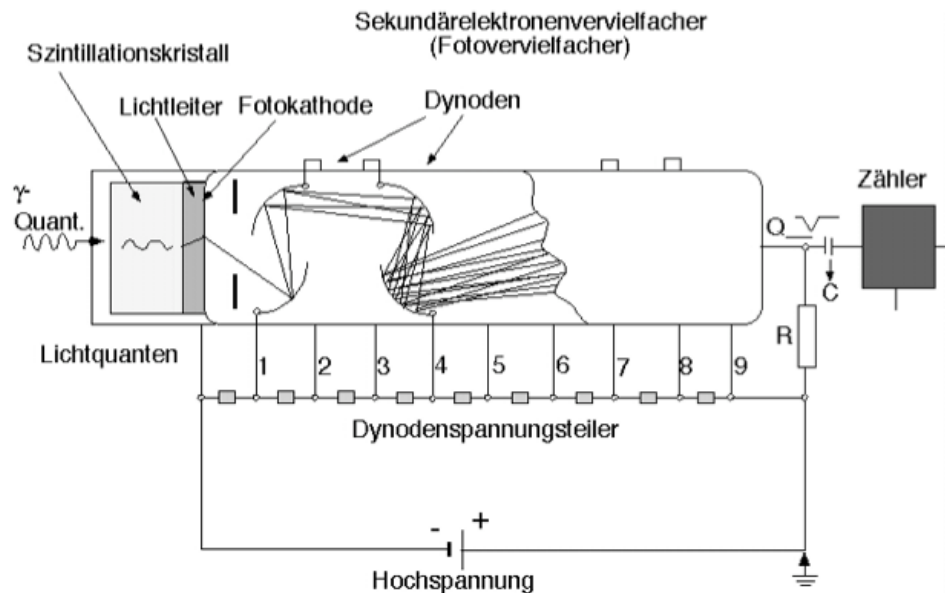
- Artefakte durch Streustrahlung – entstehen durch das gleichmäßige Anheben der Strahlungsleistung in den Detektoren aufgrund von Streustrahlung. Damit werden die Projektionen inkonsistent. Für die Scanner der 2.-3. Generationen kann man ein Raster anbringen und damit nur einen kleinen Raumwinkel von der Röhre hindurchlassen. Bei Scannern der 4. Generation kann man zusätzliche Detektoren oberhalb bzw. unterhalb der durchleuchteten Scheibe anbringen, die die Streustrahlung detektieren sollen. Sie kann vom Meßsignal subtrahiert werden.

- Bewegungsartefakte – entstehen durch die Bewegungen des Patienten während einer Aufnahme. Sie lassen sich nur durch "Arretieren" des Patienten vermeiden.

10. In der nuklearmedizinischen Diagnostik werden überwiegend Szintillationszähler eingesetzt.

- Skizzieren Sie einen Szintillationszähler und beschreiben Sie die Komponenten
- Nach welchen Kriterien wird das Szintillationsmaterial ausgesucht?
- Wozu benötigt man das Integral unter dem Signal eines Ereignisses?

10. a) Ein Szintillationszähler:



Der Szintillations-Kristall (NaI(Tl), BGO...) ist über ein Bündel aus Lichtleitfasern mit der Photokathode einer Photomultiplier-Röhre verbunden. Auf der ersten Dynode werden durch den Photoeffekt Elektronen ausgelöst. Diese werden durch Lawineneffekt vervielfacht. So wird nach ca. 10 Dynoden ein meßbarer Impuls erzeugt.

- Von folgenden Kriterien ist die Wahl eines Szintillationsmaterials abhängig:
 - Lichtausbeute – der Anteil der Energie des Gamma-Quants, der wird ins Licht umgewandelt.
 - Nachweis-Effektivität – die Wahrscheinlichkeit der Absorption eines Gamma-Quants. Sie ist hoch, wenn Elemente mit hoher Ordnungszahl verwendet werden.
 - Szintillations-Abklingdauer – bestimmt die zeitliche Auflösung des Detektors.

c) Das Integral

$$A = \left| \int_0^T I(t) dt \right|$$

ist proportional zur Energie des Gamma-Quants $E_\gamma = h \cdot \nu$.

11. Röntgenaufnahmen sind mit einer Strahlenbelastung verbunden.

- In welcher Einheit wird die Strahlenbelastung angegeben?
- Wie groß ist die Strahlenbelastung bei einer typischen Thoraxaufnahme?
- Warum ist die Strahlenbelastung bei einer Röntgenaufnahme in gewisser Weise unvermeidlich?

11. a) Die Strahlenbelastung wird in Sv (Sievert) angegeben: $1\text{Sv} = 1\text{J} / 1\text{kg}$. Ältere Einheit ist $1\text{ rem} = 10\text{ mSv}$.
- b) Typische Strahlendosen in der Röntgendiagnostik liegen im Bereich $1\text{ mSv} - 10\text{ mSv}$.
- c) Die Strahlenbelastung ist in gewisser Weise unvermeidlich, da bei immer kleinerer Strahlenbelastung das Quantenrauschen im Bild immer größer wird.