

Bildgebende Verfahren in der Medizin I

03.03.2006

Frage 1.

Die Schwächung von Röntgenstrahlung im Körper wird von unterschiedlichen Wechselwirkungsprozessen verursacht.

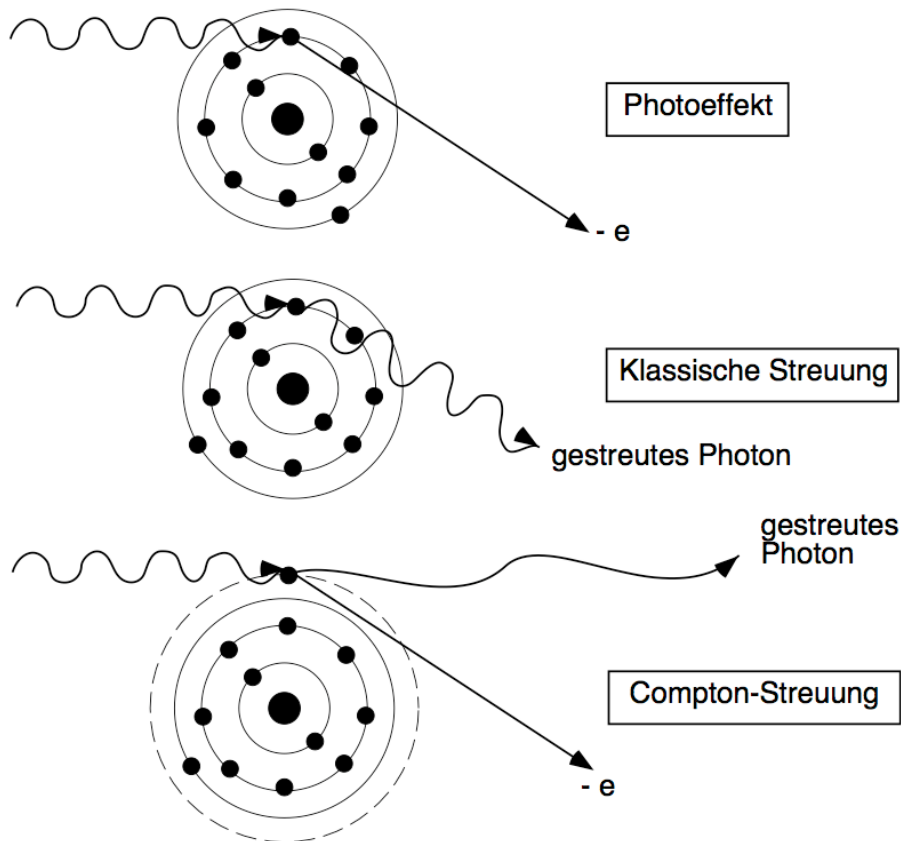
a) Nennen Sie 3 Wechselwirkungsprozesse, die im Energiebereich der diagnostischen Röntgenstrahlung zur Bildgebung beitragen. Skizzieren Sie diese Wechselwirkungen. (6 Punkte)

b) Welcher Parameter beschreibt die Wahrscheinlichkeit der Wechselwirkung? Wie ist der Parameter definiert? Nennen Sie die Einheit dieses Parameters. (2 Punkte)

c) Von welchen 4 Größen hängt die Schwächung von Röntgenstrahlen in Materie im wesentlichen ab? Wie ändert sich die Schwächung mit der Zunahme der jeweiligen Größe? (8 Punkte)

Antwort 1.

a) Folgende Wechselwirkungen tragen im Energiebereich der diagnostischen Röntgenstrahlung zur Bildgebung bei:



b) Die Wahrscheinlichkeit der Wechselwirkung wird durch Wirkungsquerschnitt beschrieben:

$$\sigma_{ww} = \frac{\mu_{ww}}{n_{ww}},$$

mit:

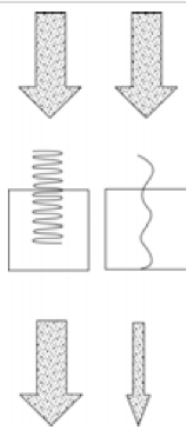
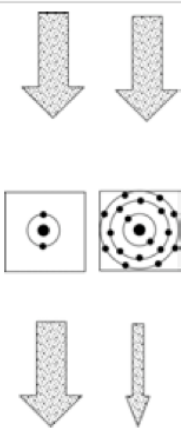
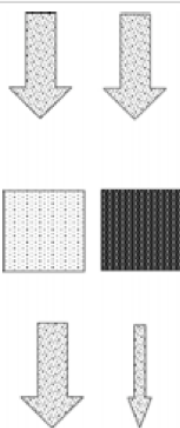
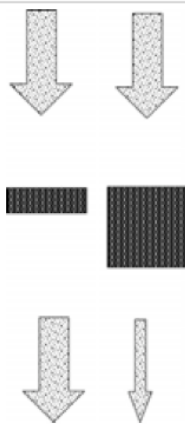
σ_{ww} = Wirkungsquerschnitt für eine WW,

μ_{ww} = Schwächungskoeffizient für eine WW,

n_{ww} = Teilchendichte der Teilchen, mit denen die WW stattfindet.

Der Wirkungsquerschnitt hat die Einheit einer Fläche, also m^2 oder cm^2 .

c) Die Schwächung der Röntgenstrahlen ändert sich wie in folgender Tabelle gezeigt:

Wellenlänge	Ordnungszahl	Dichte (spez. Gew.)	Dicke
			
Schwächung steigt proportional mit der 3. Potenz der Wellenlänge	Schwächung steigt mit der 3. Potenz der Ordnungszahl	Schwächung steigt mit der Dichte	Schwächung steigt mit der Dicke

Frage 2.

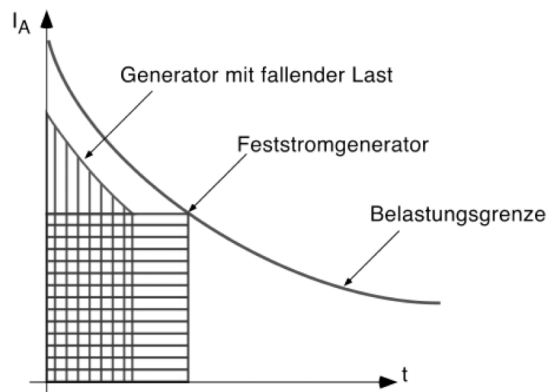
Generatoren mit fallender Last werden oft bei der Röntgen-Bildgebung benutzt.

a) Nach welchem Prinzip funktioniert dieser Generator? Skizzieren Sie die Abhängigkeit des Anodenstroms I_A von der Zeit t . (2 Punkte)

b) Welche Vorteile hat der Generator mit fallender Last vor dem Feststromgenerator? (2 Punkte)

Antwort 2.

a) Ein Generator mit fallender Last beginnt mit einem hohen Strom. Dann wird während der Aufnahme der Strom gerade so reduziert, dass die Belastungsgrenze nicht erreicht wird.



b) Ein Generator mit fallender Last ermöglicht es, kürzere Belichtungszeiten zu erreichen.

Frage 3.

3. Zur Aufnahme von Röntgenbildern wurden mehrere unterschiedliche Techniken entwickelt. Zählen Sie 4 dieser Techniken auf. Welche physikalischen Prozesse stecken hinter der jeweiligen Technik? Nennen Sie ihre Vor- und Nachteile. (12 Punkte)

Antwort 3.

1. Röntgenfilm

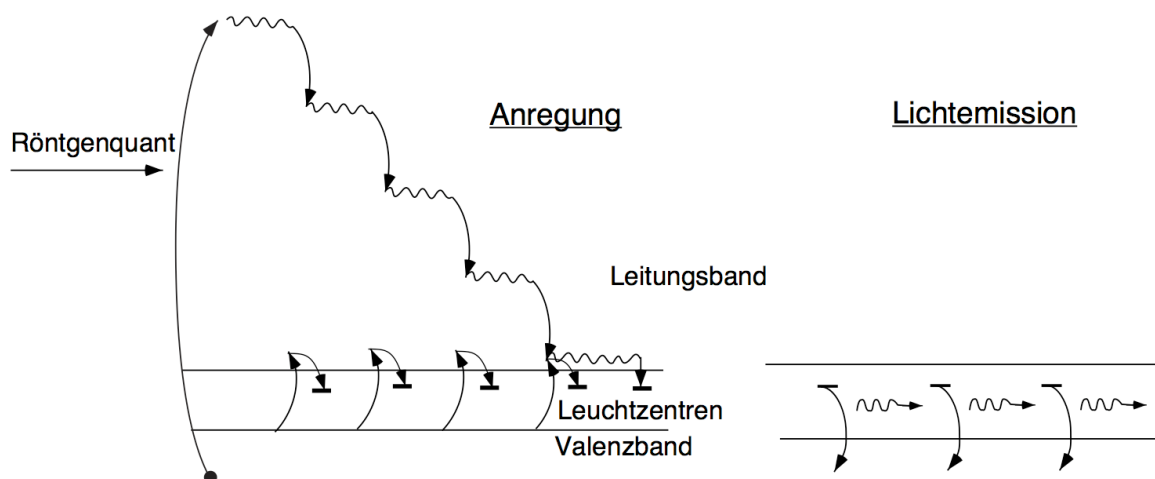
In der Emulsionsschicht befinden sich Ag^+ - und Br^- -Ionen. Ein Röntgenquant ionisiert irgendein Atom oder Molekül und das Elektron wandert zu einem Ag^+ -Ion. So entsteht an den belichteten Stellen kleine Silberkeime, die beim Entwickeln zu kleinen Ag-Kristallen wachsen. Beim Fixieren wird überschüssiges AgBr aus der Emulsionsschicht herausgelöst.

+ hervorragende Detailauflösung bis zu 0,025 mm

– kleine Röntgenabsorption – hohe Strahlendosis für die Bildgebung ist nötig.

2. Verstärkerfolien

Physikalische Prozesse:

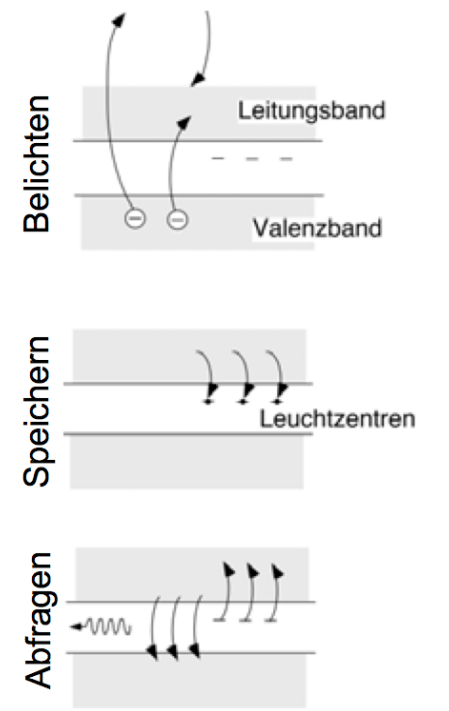


+ Lumineszenzschicht hat höhere Röntgenabsorption und hohe Quantenausbeute – die Empfindlichkeit ist größer als bei Röntgenfilm, kleinere Strahlendosis ist nötig

– Die Ortsauflösung ist deutlich kleiner.

3. Speicherfolien

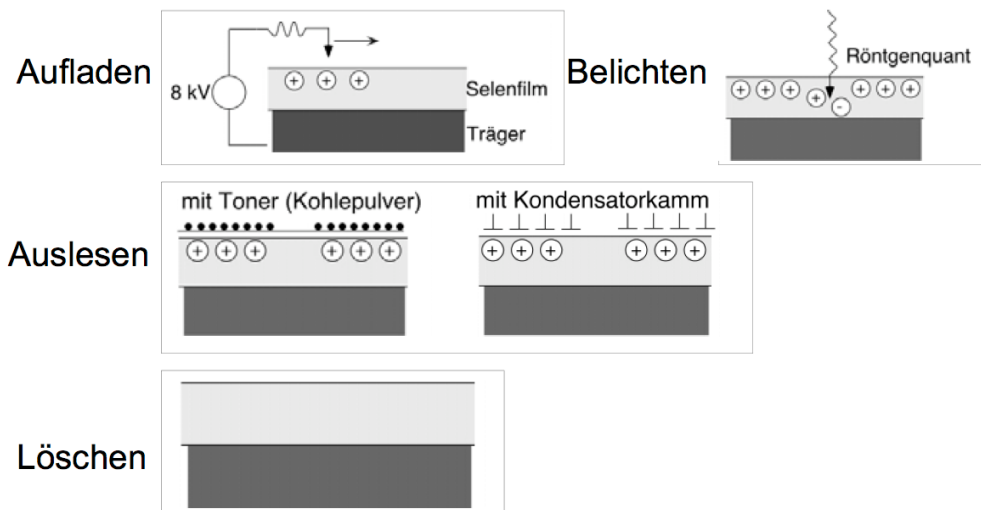
Die physikalischen Prozesse sind ähnlich wie bei Verstärkerfolien, aber der direkte Übergang der Elektronen vom Leuchtzentrum in den Grundzustand ist verboten. Die Leuchtzentren bleiben angeregt bis die Speicherfolie in ein Auslesesystem hineingebracht wird, wo sie mit einem Laser mit sehr kleinem Fokus abgetastet wird. Unter der Laserstrahlung werden die Elektronen aus den Leuchtzentren befreit und fallen über das Leitungsband in den Grundzustand zurück. Das Lumineszenzlicht wird mit einem Photomultiplier aufgezeichnet.



- + ein digitales Bild wird erzeugt, das im Rechner weiterverarbeitet werden kann
- + grosser Dynamikbereich, falsche Belichtungen sind seltener
- + die Folien sind mehrfach verwendbar.

4. Selen-Film

Physikalische Prozesse:



- + grosser Dynamikbereich, falsche Belichtungen sind seltener

Frage 4.

Ein Röntgen-Bildverstärker besteht aus 5 Elementen mit gegebenen Modulationsübertragungsfunktionen $MTF_i(u)$, $i \in [1, 5]$.

- a) Wie wird die gesamte $MTF(u)$ vom ganzen System daraus festgestellt? (2 Punkte)
- b) Welchen Wert hat die MTF bei $u = 0$ für ein gutes, ein mittelmäßiges und ein schlechtes System? (2 Punkte)

Antwort 4.

- a) Die gesamte $MTF(u)$ wird mit folgender Formel definiert:

$$MTF(u) = MTF_1(u) \cdot MTF_2(u) \cdot MTF_3(u) \cdot MTF_4(u) \cdot MTF_5(u) = \prod_{i=1}^5 MTF_i(u)$$

- b) MTF bei $u = 0$ ist immer 1 unabhängig von Qualität des Systems.

Frage 5.

Die Korrelation ist ein wichtiges Hilfsmittel für die digitale Bildanalyse.

- a) Wie ist die Korrelation zweier 1D-Funktionen definiert? Wie lautet das Korrelationstheorem? (2 Punkte)
- b) Welche Information kann man aus der Korrelation von zwei Bildern erzeugen? (2 Punkte)
- c) Geben Sie die Definition der Autokorrelation. Wofür wird diese Funktion angewendet? (2 Punkte)

Antwort 5.

- a) Im eindimensionalen Fall ist die Korrelation zweier Funktionen definiert als

$$f(x) \otimes g(x) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x') \cdot g(x + x') dx'.$$

Das Korrelationstheorem besagt, dass die Fouriertransformierte zweier korrelierter Funktionen gleich dem Produkt aus der konjugiert komplexen Fouriertransformierten der ersten Einzelfunktion und der Fouriertransformierten der zweiten Funktion ist:

$$f(x) \otimes g(x) \longmapsto F^*(u) \cdot G(u).$$

- b) Aus der Korrelation zweier Bilder kann man ablesen, wie man Bild A gegenüber Bild B verschieben muss, damit die Bildmuster möglichst gut aufeinander passen.
- c) Die Autokorrelationsfunktion $f(x) \otimes f(x)$ zeigt, ob in einem Bild an verschiedenen Stellen ähnliche Muster existieren.

Frage 6.

Um ein stark verrauschtes Bild automatisch segmentieren zu können, muss man die Grenzen von Organen hervorheben.

- a) Welcher Filter ist dafür am besten geeignet? Wie sieht seine Maske aus? (4 Punkte)
- b) Wie erreicht man eine richtungsunabhängige Kantendetektion? (2 Punkte)

Antwort 6.

a) Um die Grenzen von Organen in einem stark verrauschten Bild hervorzuheben, muss man die Sobel-Filter benutzen:

$$S_x = \frac{1}{8} \begin{array}{|c|c|c|} \hline 1 & 0 & -1 \\ \hline 2 & 0 & -2 \\ \hline 1 & 0 & -1 \\ \hline \end{array} \quad S_y = \frac{1}{8} \begin{array}{|c|c|c|} \hline 1 & 2 & 1 \\ \hline 0 & 0 & 0 \\ \hline -1 & -2 & -1 \\ \hline \end{array}$$

Es handelt sich um eine Kombination aus "Glätten" und "Differenzieren".

b) Eine richtungsunabhängige Kantendetektion erreicht man, indem man die beiden Bilder, die nach Anwendung von S_x und S_y entstehen, pixelweise addiert:

$$|D| = |D_x| + |D_y|$$

oder pixelweise folgende Rechnung ausführt:

$$|D| = \sqrt{D_x^2 + D_y^2}.$$

Frage 7.

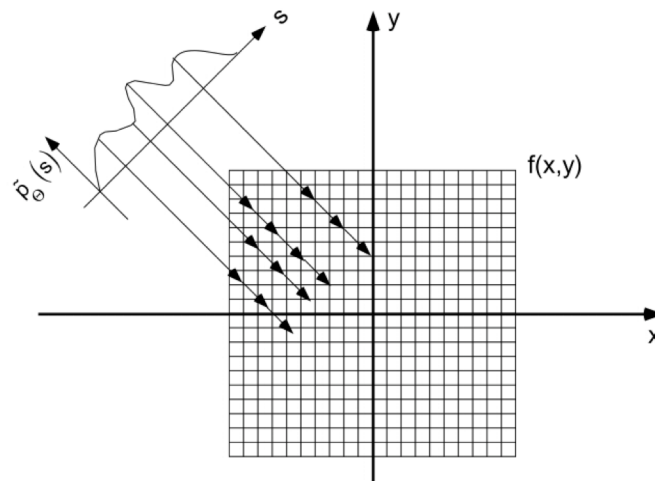
Die am häufigsten eingesetzte Methode zur Rekonstruktion der Bilder aus den Messdaten in der CT ist die gefilterte Rückprojektion.

- Beschreiben Sie diese Methode (von den Messdaten bis zum Bild). (6 Punkte)
- Skizzieren Sie den mathematisch exakten Filter und zwei praktische Filter. Vergleichen Sie die Qualität der rekonstruierten Bilder. (6 Punkte)
- Von welchen Größen hängt das Rauschen der Bildpunkte ab? (4 Punkte)

Antwort 7.

a) Die Methode der gefilterten Rückprojektion besteht aus folgenden Schritten:

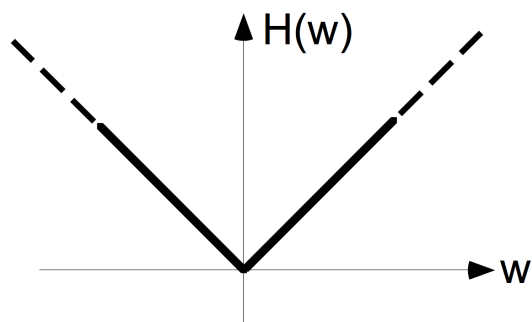
- Messung vieler Projektionen $p_\theta(s)$
- Filterung der Projektionen durch Faltung im Ortsraum oder Multiplikation im Frequenzraum (ergibt $\tilde{p}_\theta(s)$)
- Rückprojektion der gefilterten Projektion $\tilde{p}_\theta(s)$ in die Bildmatrix:



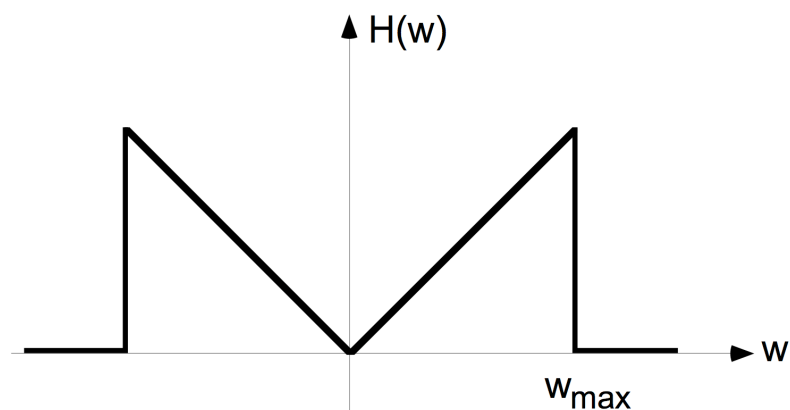
Rückprojektion heißt, die Werte der gefilterten Projektion auf die “getroffenen” Pixel aufaddieren (siehe Bild). Hierbei ist geeignet zu interpolieren.

b) CT-Filterfunktionen

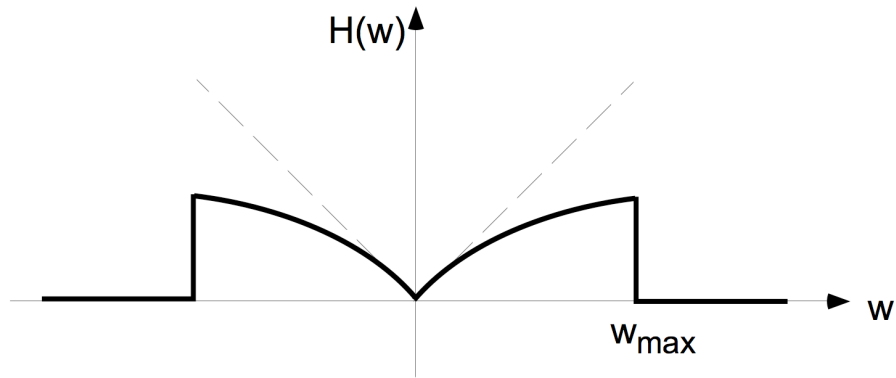
Mathematisch exakter Filter:



Ramachandran-Lakshminarayanan Filter:



Shepp-Logan Filter:



Die Filterfunktion von Shepp-Logan bedämpft hohe Frequenzen. Dadurch wird die räumliche Auflösung schlechter und das hochfrequente Rauschen wird unterdrückt.

c) Pixel-Rauschen bei der CT:

$$\sigma_{pixel}^2 = \frac{\pi^2 \cdot \Delta s}{M} \cdot \frac{1}{\bar{N}} \cdot \int_{-w_{max}}^{+w_{max}} |H(w)|^2 dw$$

mit

Δs = Detektorabstand

M = Zahl der Projektionen

$\bar{N}$ = Mittlere Zählrate bei der Messung

$H(w)$ = Filterfunktion für die gefilterte Rückprojektion.

(Zur Beantwortung genügt es, die Abhängigkeit von den o.g. Größen richtig darzustellen.)

Frage 8.

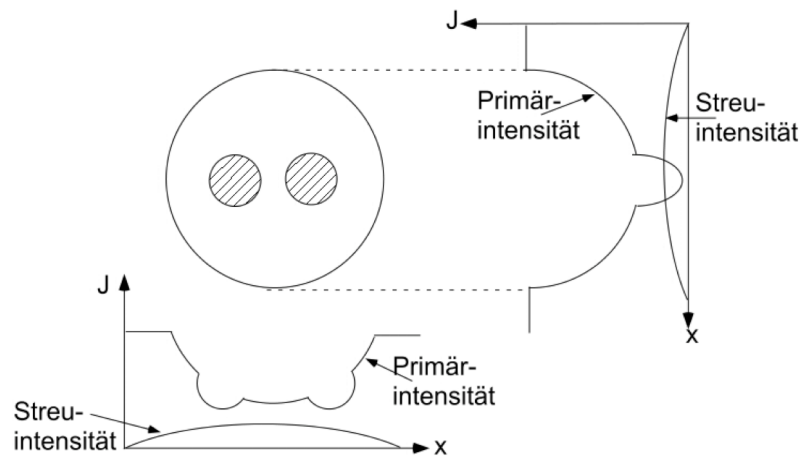
Die Artefakte durch Streustrahlung verzerren das Bild bei der CT-Bildgebung.

a) Wie entstehen die Artefakte durch Streustrahlung? (2 Punkte)

b) Wie kann man diese Artefakte unterdrücken? (2 Punkte)

Antwort 8.

a) Streustrahlung führt zu einem gleichmäßigen Anheben der Strahlungsleistung in den Detektoren und damit zu einem inkonsistenten Datensatz. Das merkt man, wenn zwei starke Absorber unter einer Projektion nebeneinander und unter einer anderen Projektion hintereinander stehen.



Stehen die Absorber hintereinander, wird die hinter den Absorbern nachgewiesene Röntgenleistung von der Streustrahlung dominiert. Das liefert falsche Daten für die Rückprojektion.

b) Bei Scannern der 3. Generation ist es möglich, Raster vor den Detektoren anzubringen, damit die Röntgenstrahlung nur aus einem kleinen Winkelbereich hindurchgelassen wird. Bei Scannern der 4. Generation werden zusätzliche Röntgendetektoren oberhalb bzw. unterhalb der durchleuchteten Scheibe angebracht, die die Streustrahlung detektieren. Sie kann dann vom Messsignal subtrahiert werden.

Frage 9.

Energiedosis, Ionendosis und Äquivalentdosis gehören zu Grundgrößen der Dosimetrie.

a) Wie sind diese Größen definiert? (3 Punkte)

b) In welchen Einheiten (SI) werden sie gemessen? (3 Punkte)

Antwort 9.

a), b) Energiedosis:

$$D = \frac{\text{absorbierte Energie}}{\text{Masse}} = \frac{dW}{dm}$$

Einheit ist Gray: $1\text{Gy} = 1\text{J} / \text{kg}$.

Ionendosis:

$$J = \frac{\text{gebildete Ladungsmenge}}{\text{Masse}} = \frac{dQ}{dm}$$

Einheit ist C/kg = A*s/kg.

Äquivalentdosis: $H = q \cdot D$, q = strahlenabhängiger Bewertungsfaktor.

Einheit ist Sievert: $1\text{Sv} = 1\text{J} / \text{kg}$.

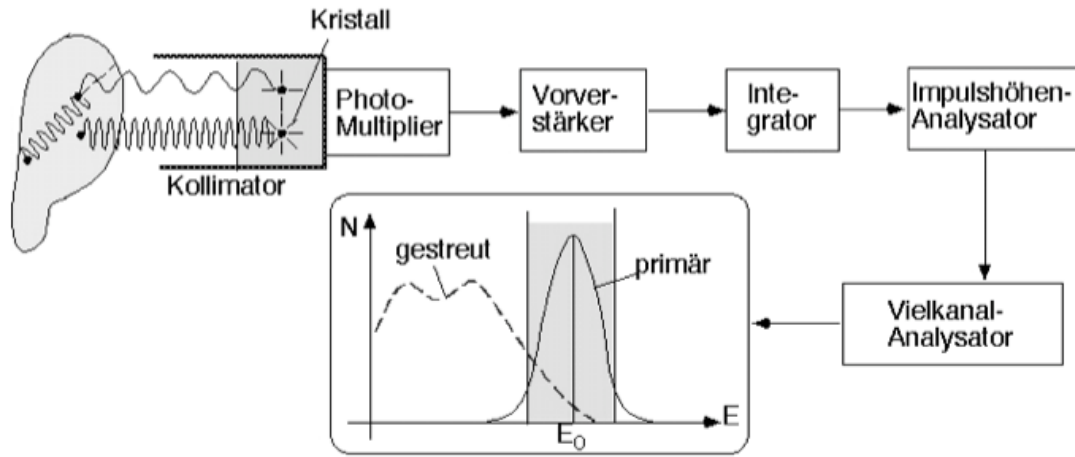
Frage 10.

Ein Szintillationsdetektor wird meistens mit einem Impulshöhenanalysator verknüpft.

- a) Skizzieren Sie die Blockschaltung eines Detektors mit Impulshöhenanalysator. (4 Punkte)
b) Wozu dient der Impulshöhenanalysator? (2 Punkte)

Antwort 10.

- a) Die Blockschaltung eines Detektors mit Impulshöhenanalysator:



- b) Ein gestreutes Gamma-Quant, das durch Compton-Streuung entsteht, hat meistens eine kleinere Energie als ein primäres Quant, welches auf direktem Wege vom radioaktiven Isotop in den Detektor gelangt ist. Damit erzeugt das gestreute Gamma-Quant weniger Photonen im Szintillator und kleinere Impulse im Photomultiplier. Solche Impulse können vom Impulshöhenanalysator unterdrückt werden, damit sie nicht das Bild verzerren.

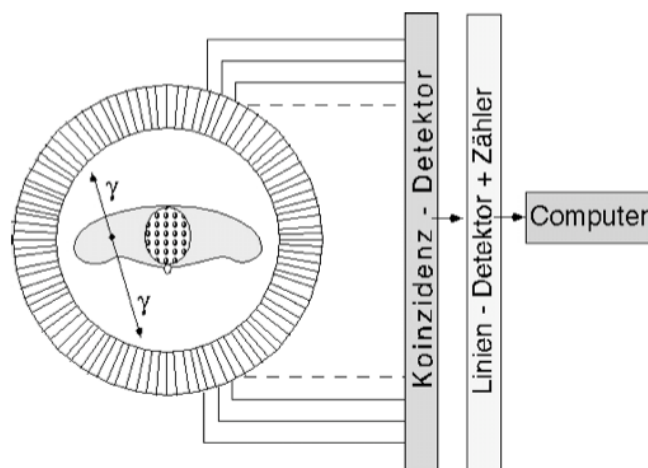
Frage 11.

PET wird heute oft in der klinischen Diagnostik eingesetzt.

- a) Skizzieren Sie ein PET-System und beschriften Sie alle Komponenten. (3 Punkte)
b) Welche räumliche Auflösung wird heute bei PET technisch erreicht? Von welchen 3 Größen ist die Auflösung abhängig? (3 Punkte)
c) Nennen Sie 4 Phänomene, die bei der PET-Bildgebung zu Abbildungsfehlern führen. (4 Punkte)

Antwort 11.

- a) Ein PET-System:



b) Die räumliche Auflösung der PET-Methode wird durch folgende Größen bestimmt:

- die mittlere freie Weglänge der Positronen (einige mm),
- die Halbwertsbreite der Winkelverteilung um 180° (typisch $0,3^\circ$),
- die Genauigkeit, mit der ein Gamma-Quant im Detektorring lokalisiert werden kann (einige mm).

Die heutzutage technisch erreichbare räumliche Auflösung beträgt ca. 5 mm.

c) Folgende Phänomene führen bei der PET-Bildgebung zu Abbildungsfehlern:

- Die Linienintegrale werden bei Ereignissen, die nicht durchs Zentrum gehen, immer breiter (schräger Einfall in den Detektorring).
- Die Gamma-Quanten können auf ihrem Weg zum Detektor im Körper absorbiert werden.
- Es können zufällige Koinzidenzen auftreten, wenn die Zählrate zu hoch ist.
- Es können gestreute Quanten nachgewiesen werden, so dass die Verbindungslinie zwischen beiden Detektoren nicht durch den Ort der Quelle geht.

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	Gesamt
16	4	12	4	6	6	16	4	6	6	10	90