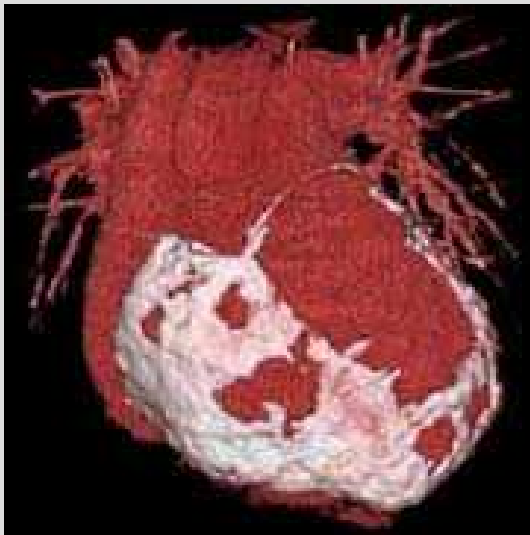


Vortrag Computertomographie

Alexander Kohlheyer
Seminar Bildverarbeitung in der Medizin

Universität Koblenz



COMPUTERVISUALISTIK

Inhalt

1. Historie

2. Aufbau und grobe Funktionsweise eines CT

3. Physik der Röntgenstrahlung

- 4.1 Erzeugung von Röntgenstrahlung
- 4.2 Schwächung von Röntgenstrahlung
- 4.3 Hounsfieldskala / Absorptionswerte
- 4.4 Auswirkungen auf den menschlichen Körper

4. Bildrekonstruktion / Radontransformation

5. Die Rückprojektion

6. Aktuelle Computertomographen

7. Nachteile / Alternativen



1.Historie

- Tomographie (griech. „tomos“==Schicht und „graphin“==schreiben)
- Die CT ist die rechnergestützte Auswertung einer Vielzahl aus verschiedenen Richtungen aufgenommener Röntgenaufnahmen eines Objekts, um ein 2D/3D - Bild zu erzeugen
- bildgebendes Verfahren (alle apparativen Verfahren, mit denen z.B. medizinische Befunde bzw. physikalische / chemische Phänomene visualisiert werden)
- basiert auf einem mathematischen Verfahren des Mathematikers Radon ==> Radontransformation
- Nach Vorarbeiten des Physikers Allan M.Cormack realisierte der Elektrotechniker Godfrey Hounsfield mehrere Prototypen.
- Die erste CT-Aufnahme wurde 1971 an einem Menschen vorgenommen.



2.Aufbau und grobe Funktionsweise eines CT



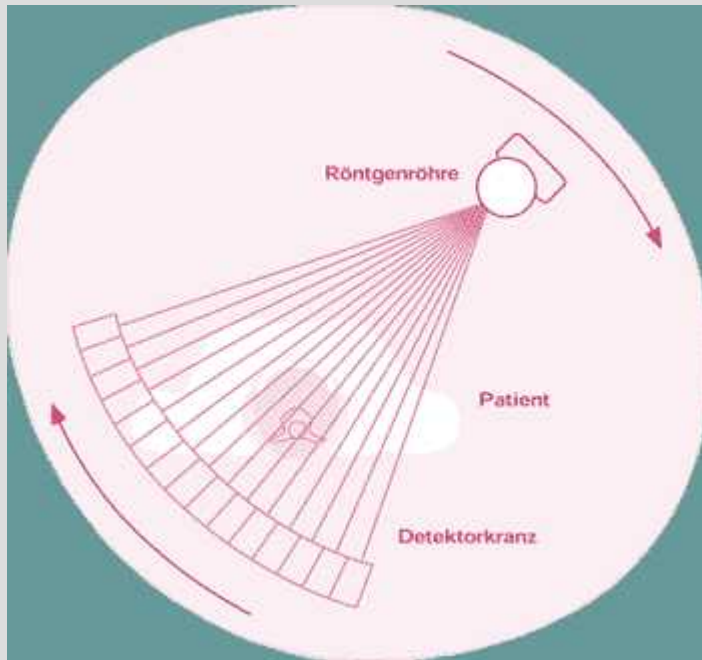
Im Wesentlichen besteht ein CT aus einem Liegetisch, einem Bedienpult mit Auswerteeinheit, Rechner, Bildwiedergabeeinrichtungen, Archivspeicher und der Gantry (=“Faßöffnung“)

Die Gantry enthält die Röntgenröhre, die Detektoren das Lichtvisier und evtl. einen Hochspannungsgenerator.



COMPUTERVISUALISTIK

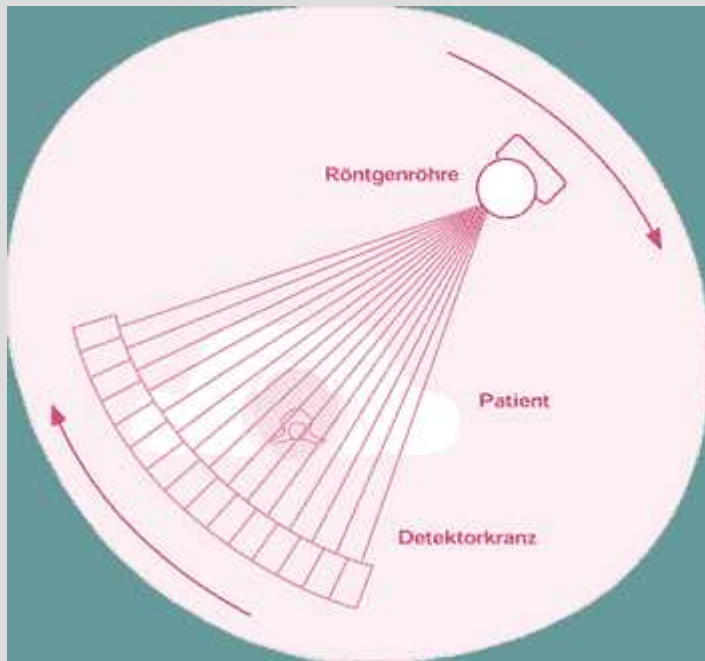
2.Aufbau und grobe Funktionsweise eines CT



- Mit Hilfe von Blenden wird aus der von einer Röntgenröhre erzeugten Strahlung zunächst ein einzelner Strahl ausgeblendet
- Der Strahl wird nun auf seinem Weg durch den Körper mehr oder weniger geschwächt
- Hinter der Körperschicht trifft der so geschwächte Strahl auf einen sogenannten Detektor. Mit dessen Hilfe wird die Intensität des Strahls in ein elektrisches Signal verwandelt, welches vom Computer weiterverarbeitet werden kann



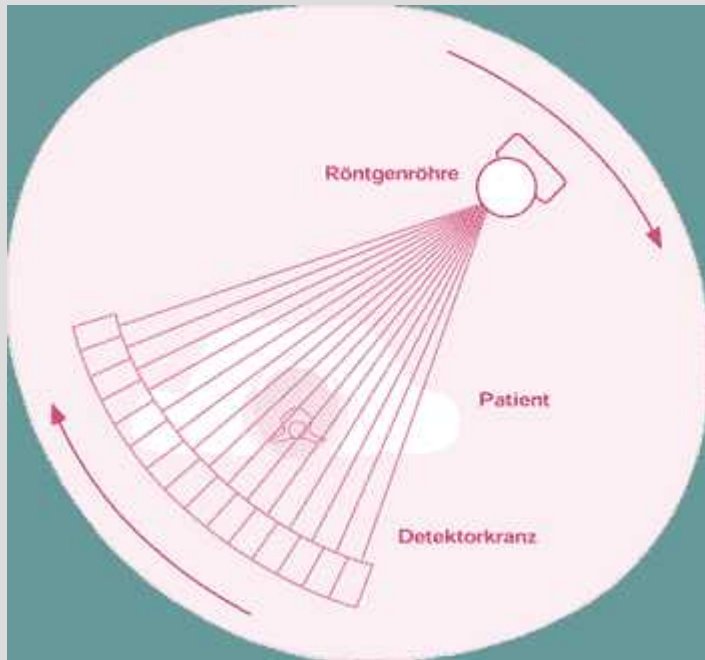
2. Aufbau und grobe Funktionsweise eines CT



- Um die ganze Schicht zu erfassen, wird die Einheit aus Röntgenröhre und Detektor entlang der Pfeile senkrecht zum Strahl verschoben und laufen die Intensität mit Hilfe eines Detektors gemessen
- Ist die gesamte Schicht auf diese Weise abgetastet worden, liegt dem Computer zunächst nicht mehr Informationen über diese Schicht vor, als bei der Aufnahme eines herkömmlichen Röntgenbildes auch!



Idee der CT

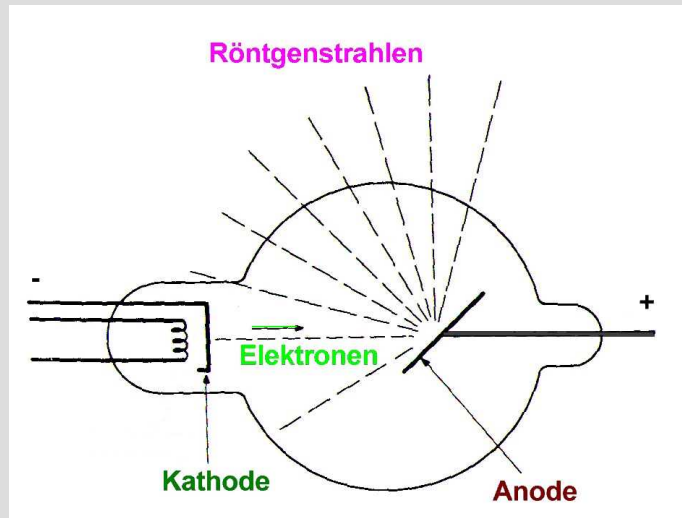


- Drehe das System aus Röntgenröhre und Detektor um einen kleinen Winkel in Richtung des gekrümmten Pfeils
- Nach dieser Drehung beginnt die Durchstrahlung von neuem, bis die Apparatur den Körper einmal umkreist hat
- Dieser Querschnitt kann nun vom Computer rekonstruiert und auf dem Monitor dargestellt werden



3. Physik der Röntgenstrahlung

3.1 Erzeugung von Röntgenstrahlung

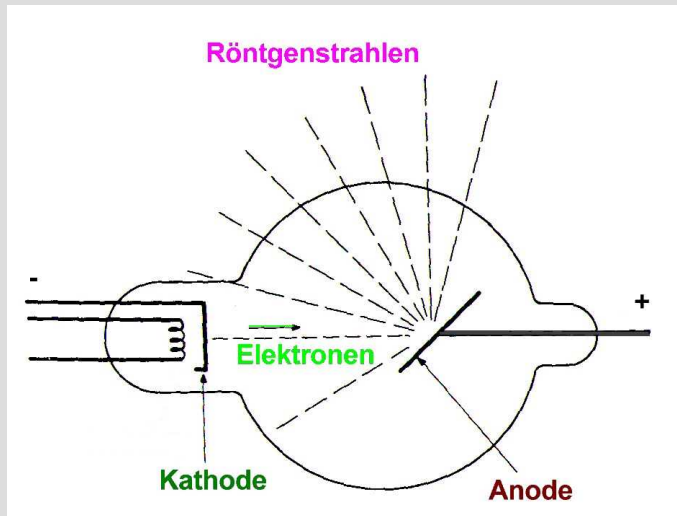


- In einer Glühkathode bewegen sich Elektronen so schnell, dass sie diesen verlassen können
- Diese freien Elektronen werden mit Hilfe einer Hochspannung in einem starken elektrischen Feld beschleunigt und prallen auf eine Anode aus Metall
- Jede Geschwindigkeits- und Richtungsänderung ist mit dem Aussenden von Röntgenstrahlung verbunden



3. Physik der Röntgenstrahlung

3.1 Erzeugung von Röntgenstrahlung



- Treffen nun schnelle Elektronen auf ein Metall, so entsteht auf zwei Arten Strahlung:
- Wegen der Ablenkung im elek. Feld strahlen die Elektronen die „Bremsstrahlung“ aus
- Beim Abbremsen in der Anode wird Strahlung unterschiedlicher Wellenlänge erzeugt. Es entsteht zudem Strahlung mit für das Metall charakteristischen Energien



3. Physik der Röntgenstrahlung

3.2 Schwächung von Röntgenstrahlung

- Unter bestimmten Bedingungen verhält sich Röntgenstrahlung wie Wellen, unter anderen Bedingungen aber wie Teilchen (Quantentheorie)
- Wir stellen uns vor: der Röntgenstrahl besteht aus einer großen Anzahl gleicher Energiepakete (Photonen)
- Außerdem gilt: Je intensiver der Strahl, desto mehr Photonen sind enthalten



3. Physik der Röntgenstrahlung

3.2 Schwächung von Röntgenstrahlung

➤ Für die Schwächung von Röntgenstrahlen im menschlichen Körper gibt es zwei Mechanismen:

- den Photoeffekt
- den Compton-Effekt

➤ Unterschied kurz erklärt:

Beim Photoeffekt stößt das Röntgenphoton ein Elektron aus dem Atom. Das Photon wird dabei vernichtet und das Elektron entfernt sich mit sehr hoher Energie.

Ist es nach dem Stoß noch vorhanden, spricht man vom Compton-Effekt. Das Photon verliert hier nur an Energie



3. Physik der Röntgenstrahlung

3.2 Schwächung von Röntgenstrahlung

Wie stark diese beiden Effekte den Röntgenstrahl schwächen, hängt im Wesentlichen von zwei Faktoren ab:

1. Von der Energie der Strahlung

Je größer die Energie der Photonen, desto geringer die Schwächung des Strahls. Deshalb werden in der CT die Anteile des Röntgenspektrums mit kleiner Energie durch geeignete Absorber herausgefiltert, da diese den Detektor praktisch nicht erreichen und nur zur Strahlenbelastung des Körpers beitragen.

2. Von der Dichte der durchstrahlten Substanz

Genau das liefert den Kontrast zwischen den unterschiedlichen Organen.



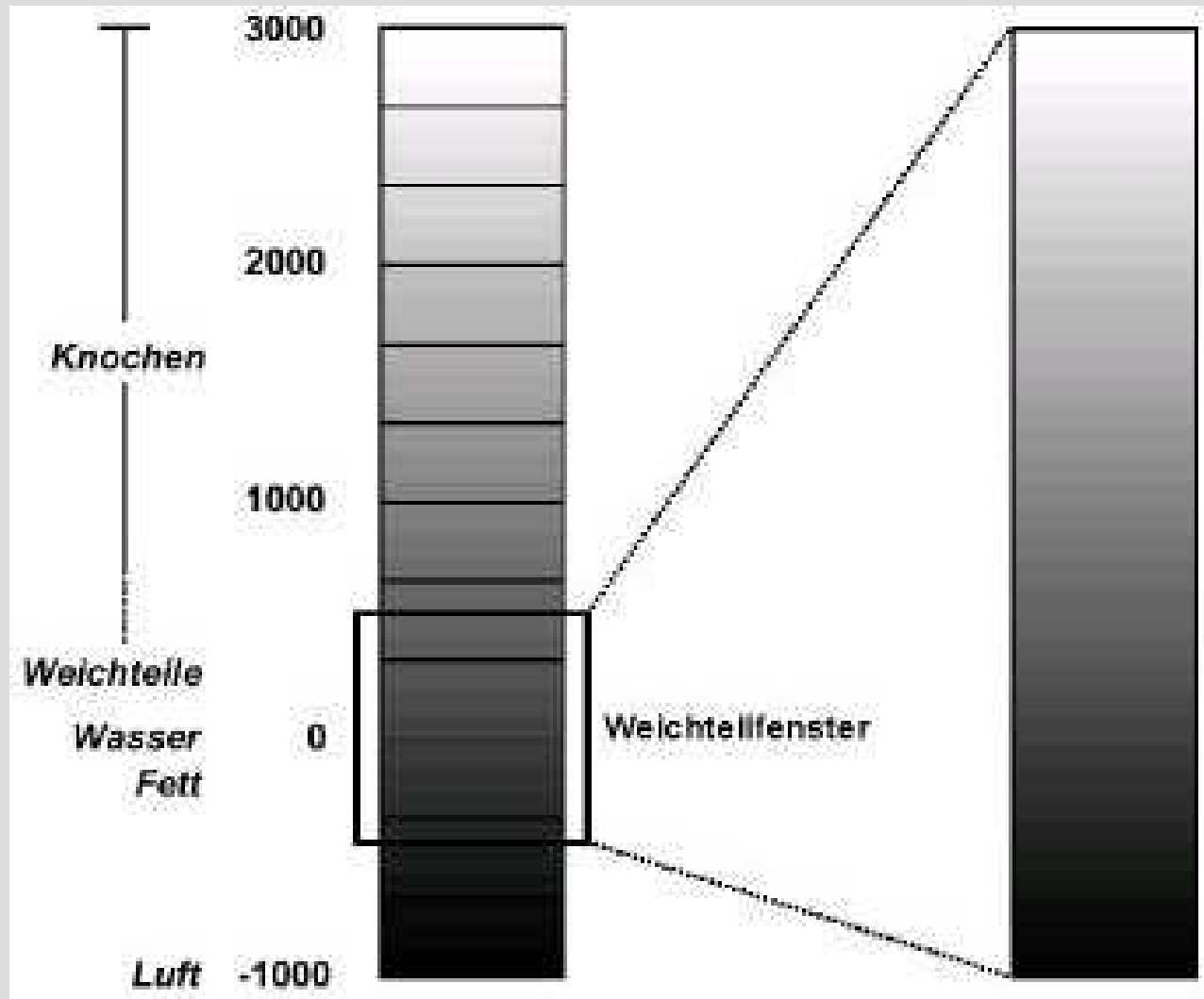
3. Physik der Röntgenstrahlung

3.3 Hounsfieldskala / Absorptionswerte

- Die vom Computer aufgenommenen Daten lassen sich nun vielfältig bearbeiten. Beispielsweise kann man Details der Lunge („Lungenfenster“) oder anderer Organe hervorheben. Dieses Prinzip der Fenstertechnik soll folgend beschrieben werden
- Die Absorptionsfähigkeit der verschiedenen Substanzen wird auf einer Skala dargestellt, die nach dem Nobelpreisträger „Hounsfield-Skala“ genannt wird. Die Skala gibt den relativen Absorptionsunterschied der jeweiligen Substanz im Vergleich zu Wasser in Promille an
- Ihre Einheit ist 1 HU (Hounsfield Unit)
- Ein Wert von -1000HU entspricht der Absorptionsstärke von Luft (bzw. Vakuum) und 0HU der von Wasser. Nach oben hin ist die Skala offen. Knochen liegt ungefähr bei 500-3000HU



3. Physik der Röntgenstrahlung



3. Physik der Röntgenstrahlung

3.3 Hounsfieldskala / Absorptionswerte

Problem: Das Auge kann nur ca. 30 Graustufen unterscheiden. Verteilt man diese 30 Stufen gleichmäßig auf einen Bereich von mehreren tausend HU, so erscheinen Bereiche mit leicht unterschiedlichem Schwächungsvermögen in derselben Graustufe auf dem Monitor

Stellt man nur einen kleinen Teil der Schwächungsskala, zB. 0 - 100HU in 10 Graustufen dar, so werden zB die beiden Hirnsubstanzen in verschiedenen Graustufen wiedergegeben.

Dies beschreibt die Fenstertechnik



3. Physik der Röntgenstrahlung

3.3 Hounsfieldskala / Absorptionswerte

Je stärker eine Substanz die Strahlung schwächt, desto heller wird sie dargestellt

So erscheinen Knochen weiß und Luft in der Lunge schwarz.

Der Vergleich zwischen ausgesandter und gemessener Strahlungsintensität gibt Aufschluss über die Abschwächung der Strahlung durch das zu untersuchende Gewebe



3. Physik der Röntgenstrahlung

3.4 Auswirkungen auf den menschlichen Körper

Die Strahlungsaufnahme bei einer CT-Aufnahme hängt stark von der untersuchten Region, der Anzahl und der Dicke der aufgenommenen Schichten ab

Außerdem spielt die Beschleunigungsspannung der Röntgenröhre, die Strahlungsintensität und die Geometrie des CT-Geräts eine große Rolle

Die Strahlenbelastung durch eine CT ist im Vergleich zu den meisten anderen medizinischen Diagnoseverfahren relativ hoch, da in der Regel 10 bis 20 Schichten abgebildet werden



3. Physik der Röntgenstrahlung

3.4 Auswirkungen auf den menschlichen Körper

Die Folgen von Röntgenstrahlung kann man grob in drei Phasen unterteilen, die sich durch ihre unterschiedlichen Zeitskalen unterscheiden:

- 1) Physikalische Phase
- 2) Physikalisch-Chemische Phase
- 3) Biologische Phase



3. Physik der Röntgenstrahlung

3.4 Auswirkungen auf den menschlichen Körper

Die Physikalisch Phase

Hier werden Atome in großer Anzahl ionisiert (ein oder mehrere Elektronen werden herausgestoßen). Da der Körper zu 80% aus Wasser besteht, entstehen beim Durchgang der Strahlung sog. Wasserradikale (Bruchstücke von Wassermolekülen)

Die Physikalisch-Chemische Phase

Hier breiten sich die Radikale in der Körperzelle aus und lagern sich an Wasser an oder reagieren mit anderen Molekülen der Zelle, die dadurch ihre chemische Struktur verändern und nun ihrerseits Radikale bilden können.



3. Physik der Röntgenstrahlung

3.4 Auswirkungen auf den menschlichen Körper

Die Physikalisch-Chemische Phase

Radikale können zB der DNS Wasserstoffatome aus Wasserstoffbrücken entziehen. Besonders kritisch sind dabei Schäden an den Basen (Quersprossen des DNS-Doppelstranges), da in der Basenreihenfolge die genetische Information kodiert ist.

Eine Schädigung ist allerdings sehr unwahrscheinlich, da das Volumen der DNS im Vergleich zum gesamten Zellvolumen sehr klein ist

Die Biologische Phase

Ist ein Schaden am DNS Strang aufgetreten und kann nicht mehr repariert werden, kann dies zur Zellteilungshemmung oder gar zum Zelltod führen. Auch die Entstehung von Mutationen sind möglich, woraus sich dann ein Tumor bilden kann



4. Bildrekonstruktion / Radontransformation

Ziel der Computertomographie ist es, den Körper in einzelne Schichtbilder zu „zerschneiden“.

Betrachten wir einen dünnen Röntgenstrahl, der den Körper durchdringt. Das gemessene Signal ist die Restintensität J bezogen auf die Ursprungsintensität $b(x)$

Die Länge des Weges die der Strahl durch den Körper zurücklegt sei l . $\mu(l)$ ist eine Funktion, die den Röntgenschwächungskoeffizienten in Abhängigkeit des zurückgelegten Weges beschreibt.

Die übertragene Intensität ergibt sich dann aus dem Verlauf der Schwächungskoeffizienten längs des Strahls



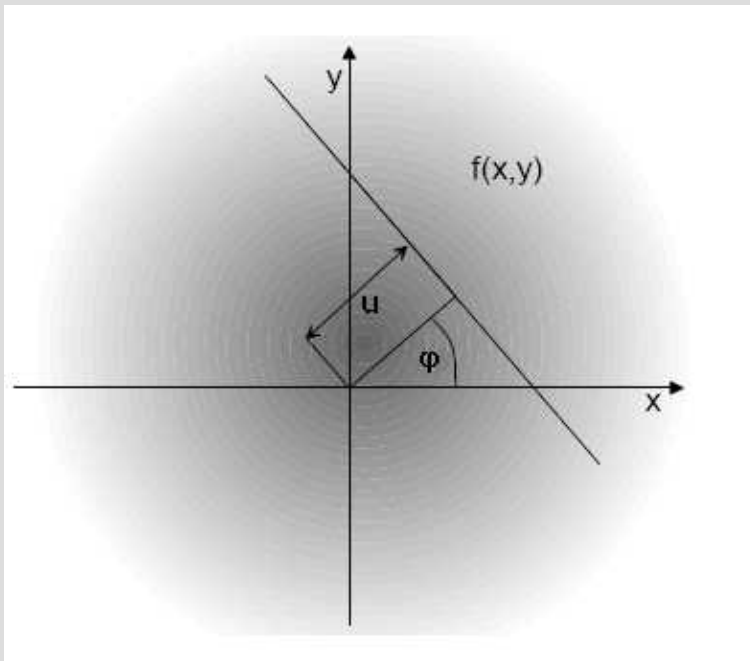
4. Bildrekonstruktion / Radontransformation

Bei der CT wird die Funktion $\mu(x,y)$ gesucht. Sie beschreibt den Röntgenschwächungskoeffizienten in Abhängigkeit des Ortes in einer Körperscheibe.

Die Radontransformation ermöglicht es nun, eine beliebige integrierbare Funktion $f(x,y)$ durch alle gerade Linienintegrale über das Definitionsgebiet zu beschreiben.



4. Bildrekonstruktion / Radontransformation



Eine Linie in der Radontransformation mit konstantem Winkel und variablem Abstand nennt man Projektion

Man misst nun alle Linienintegrale zu einem festen Winkel mit laufendem Parameter u und erhält somit eine Projektion. Dies wird für Winkel 0° - 180° wiederholt

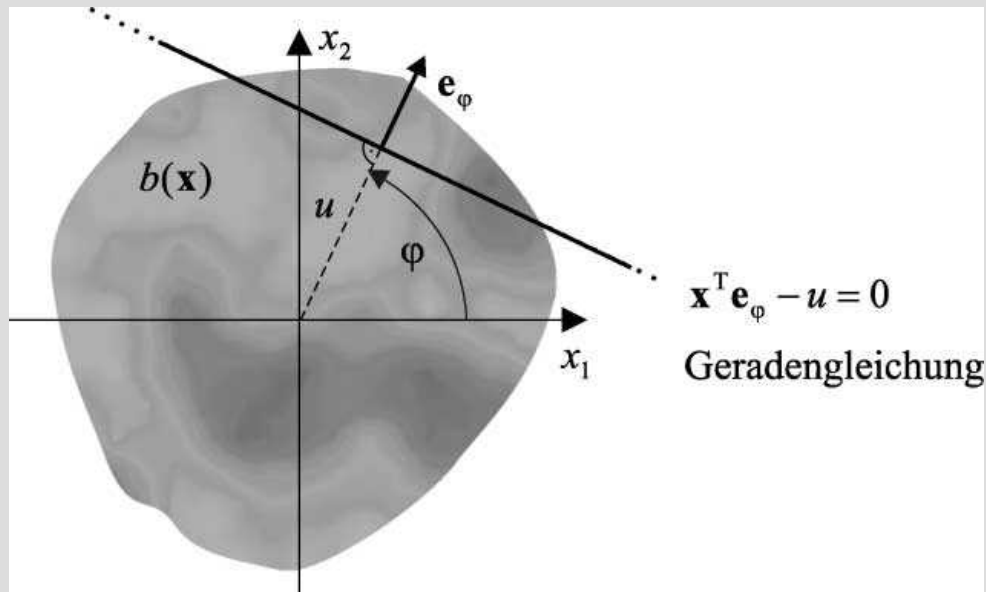
Werden alle Winkel ϕ von 0° bis 180° und alle Werte von $u(\min)$ bis $u(\max)$ der Reihe nach gewählt, so erhält man alle Linienintegrale über die Funktion $f(x,y)$

Die Radontransformierte der gesuchten Funktion $\mu(x,y)$ ist nun bekannt



4. Bildrekonstruktion / Radontransformation

$$r(u, \varphi) = \mathcal{R}\{b(\mathbf{x})\} := \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} b(\mathbf{x}) \delta(\mathbf{x}^T \mathbf{e}_\varphi - u) d\mathbf{x}$$



$r(u, \varphi) = \mathcal{R}\{b(\mathbf{x})\}$ Radontransformierte

$b(\mathbf{x}) = b(x_1, x_2)$ Signal

$\mathbf{x} = (x_1, x_2)^T$ Ort

$\varphi \in [0^\circ, 180^\circ)$ Winkel

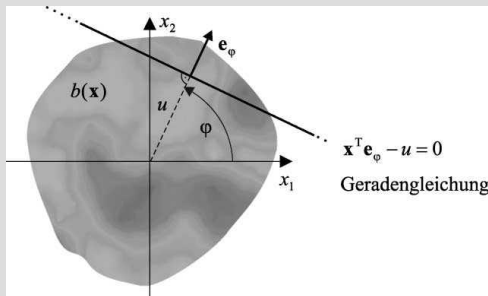
$\mathbf{e}_\varphi = \begin{pmatrix} \cos \varphi \\ \sin \varphi \end{pmatrix}$ Einheitsvektor

u Abstand vom Ursprung



4. Bildrekonstruktion / Radontransformation

$$r(u, \varphi) = \mathcal{R}\{b(\mathbf{x})\} := \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} b(\mathbf{x}) \delta(\mathbf{x}^T \mathbf{e}_{\varphi} - u) d\mathbf{x}$$



$$\delta(\mathbf{x}^T \mathbf{e}_{\varphi} - u) \text{ „}=\text{“ } \begin{cases} 0 & \text{für } \mathbf{x}^T \mathbf{e}_{\varphi} - u \neq 0 \\ \infty & \text{für } \mathbf{x}^T \mathbf{e}_{\varphi} - u = 0 \end{cases}$$

Eine Gerade

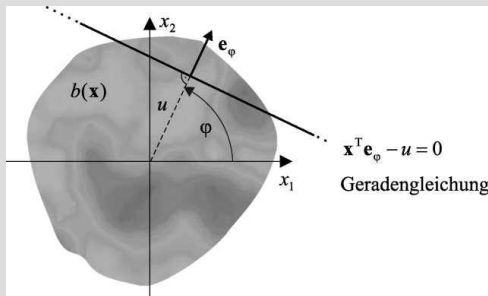
Dieser Transformationskern sorgt dafür, dass die Werte des Signals $b(\mathbf{x})$ längs der Geraden mit den Parametern u und φ aufsummiert werden.

Für einen festen Winkel ist somit die Radontransformierte gleich der Parallelprojektion des Signales in Richtung dieses Winkels.



4. Bildrekonstruktion / Radontransformation

$$r(u, \varphi) = \mathcal{R}\{b(\mathbf{x})\} := \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} b(\mathbf{x}) \delta(\mathbf{x}^T \mathbf{e}_\varphi - u) d\mathbf{x}$$



Die Radonrücktransformation lautet:

$$\begin{aligned} b(\mathbf{x}) &= \mathcal{R}^{-1}\{r(u, \varphi)\} \\ &= \frac{1}{2\pi^2} \int_0^\pi \int_{-\infty}^{\infty} \frac{1}{(\mathbf{x}^T \mathbf{e}_\varphi - u)} \frac{\partial r(u, \varphi)}{\partial u} du d\varphi \end{aligned}$$

Sie liefert das Signal $b(\mathbf{x})$ bei gegebenen Projektionsdaten $r(u, \varphi)$ und wird zur Bildrekonstruktion verwendet



5. Die Rückprojektion

Für die Bildberechnung teilt der Computer den abzubildenden Schicht - querschnitt in Pixel auf.

Im nächsten Schritt müssen den einzelnen Pixeln Grauwerte zugeordnet werden, dass sie der Schwächungsfähigkeit der jeweiligen Substanz entsprechen.

Hierfür wird häufig die Methode der Rückprojektion verwendet

Dabei wird nach jeder einzelnen Messung die vom Detektor registrierte Strahlenintensität gleichmäßig auf alle Pixel entlang des Strahlenweges verteilt.

Nun kann man aber aus der Messung eines Strahlenweges noch nicht schließen, an welchen Orten dieses Strahls die Intensität geschwächt wurde. Die Rückprojektion wird nun also für alle Richtungen wiederholt



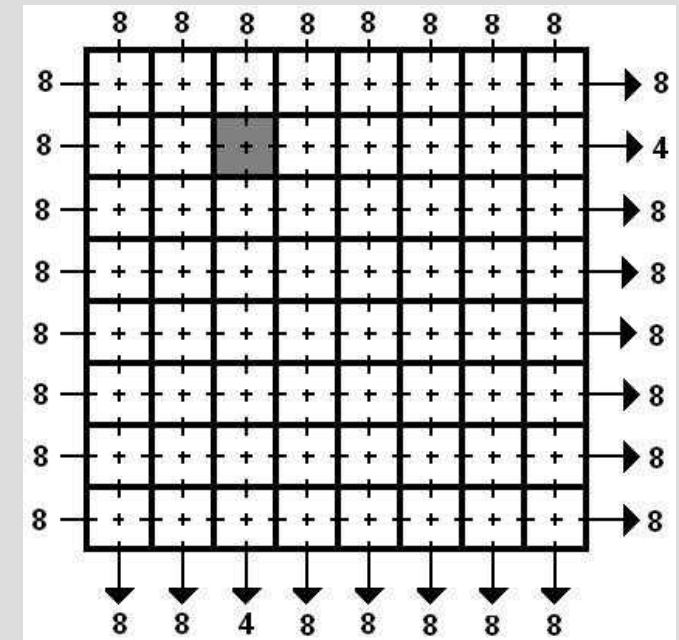
5. Die Rückprojektion

Beispiel in 2D

Hier ein Ausschnitt von 8x8 Pixeln. An der Stelle des dunklen Pixels liegt eine Absorption des Strahls vor. Die Position dieses Pixels lässt sich nun wie folgt ermitteln:

Jede der eingezeichneten acht Durchstrahlungen erfolgt mit einem „Kugelstrahl“.

Dieser besteht aus 8 Kugeln und repräsentiert den ungeschwächten Röntgenstrahl.



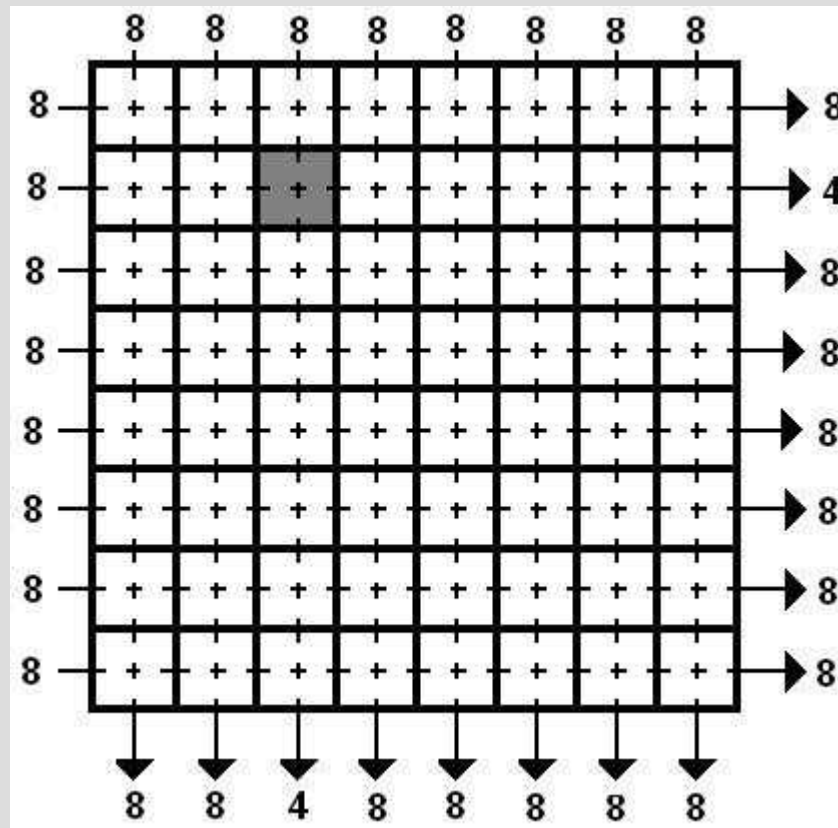
Für jede der Durchstrahlungen werden folgende Regeln aufgestellt:

1. Trifft der Kugelstrahl auf den schwächenden Stoff, verschwindet die Hälfte der Kugeln aus dem Strahl. Dies simuliert die Stahlschwächung.

2. Die Kugeln, die die Schicht durchquert haben, werden gleichmäßig auf alle Pixel entlang des Strahlenweges verteilt. Dies simuliert die Rückprojektion



5. Die Rückprojektion



5. Die Rückprojektion

1	1	1	1	1	0.5	1	1	1	1	1	1	1	1	1
0.5	1	0.5	1	0.5	0.5	0.5	1	0.5	1	0.5	1	0.5	1	0.5
1	1	1	1	1	0.5	1	1	1	1	1	1	1	1	1
1	1	1	1	1	0.5	1	1	1	1	1	1	1	1	1
1	1	1	1	1	0.5	1	1	1	1	1	1	1	1	1
1	1	1	1	1	0.5	1	1	1	1	1	1	1	1	1
1	1	1	1	1	0.5	1	1	1	1	1	1	1	1	1
1	1	1	1	1	0.5	1	1	1	1	1	1	1	1	1



5. Die Rückprojektion

2								
1 1	1 1	1 0.5	1 1	1 1	1 1	1 1	1 1	1 1
0.5 1	0.5 1	0.5 0.5	0.5 1	0.5 1	0.5 1	0.5 1	0.5 1	0.5 1
1 1	1 1	1 0.5	1 1	1 1	1 1	1 1	1 1	1 1
1 1	1 1	1 0.5	1 1	1 1	1 1	1 1	1 1	1 1
1 1	1 1	1 0.5	1 1	1 1	1 1	1 1	1 1	1 1
1 1	1 1	1 0.5	1 1	1 1	1 1	1 1	1 1	1 1
1 1	1 1	1 0.5	1 1	1 1	1 1	1 1	1 1	1 1
1 1	1 1	1 0.5	1 1	1 1	1 1	1 1	1 1	1 1



5. Die Rückprojektion

2	2	1.5						
1 1	1 1	1 0.5	1 1	1 1	1 1	1 1	1 1	1 1
0.5 1	0.5 1	0.5 0.5	0.5 1	0.5 1	0.5 1	0.5 1	0.5 1	0.5 1
1 1	1 1	1 0.5	1 1	1 1	1 1	1 1	1 1	1 1
1 1	1 1	1 0.5	1 1	1 1	1 1	1 1	1 1	1 1
1 1	1 1	1 0.5	1 1	1 1	1 1	1 1	1 1	1 1
1 1	1 1	1 0.5	1 1	1 1	1 1	1 1	1 1	1 1
1 1	1 1	1 0.5	1 1	1 1	1 1	1 1	1 1	1 1
1 1	1 1	1 0.5	1 1	1 1	1 1	1 1	1 1	1 1



5. Die Rückprojektion

2	2	1.5	2	2	2	2	2
1 1	1 1	1 0.5	1 1	1 1	1 1	1 1	1 1
1.5	1.5	1					
0.5 1	0.5 1	0.5 0.5	0.5 1	0.5 1	0.5 1	0.5 1	0.5 1
1 1	1 1	1 0.5	1 1	1 1	1 1	1 1	1 1
1 1	1 1	1 0.5	1 1	1 1	1 1	1 1	1 1
1 1	1 1	1 0.5	1 1	1 1	1 1	1 1	1 1
1 1	1 1	1 0.5	1 1	1 1	1 1	1 1	1 1
1 1	1 1	1 0.5	1 1	1 1	1 1	1 1	1 1



5. Die Rückprojektion

2	2	1.5	2	2	2	2	2
1 1	1 1	1 0.5	1 1	1 1	1 1	1 1	1 1
1.5	1.5	1	1.5	1.5	1.5	1.5	1.5
0.5 1	0.5 1	0.5 0.5	0.5 1	0.5 1	0.5 1	0.5 1	0.5 1
1 1	1 1	1 0.5	1 1	1 1	1 1	1 1	1 1
1 1	1 1	1 0.5	1 1	1 1	1 1	1 1	1 1
1 1	1 1	1 0.5	1 1	1 1	1 1	1 1	1 1
1 1	1 1	1 0.5	1 1	1 1	1 1	1 1	1 1
1 1	1 1	1 0.5	1 1	1 1	1 1	1 1	1 1
1 1	1 1	1 0.5	1 1	1 1	1 1	1 1	1 1

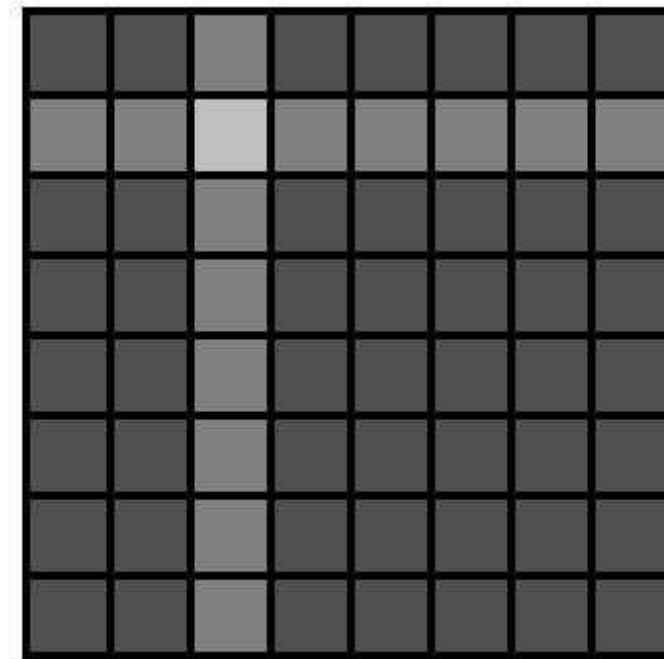


5. Die Rückprojektion

2	2	1.5	2	2	2	2	2
1 1	1 1	1 0.5	1 1	1 1	1 1	1 1	1 1
1.5	1.5	1	1.5	1.5	1.5	1.5	1.5
0.5 1	0.5 1	0.5 0.5	0.5 1	0.5 1	0.5 1	0.5 1	0.5 1
2	2	1.5	2	2	2	2	2
1 1	1 1	1 0.5	1 1	1 1	1 1	1 1	1 1
2	2	1.5	2	2	2	2	2
1 1	1 1	1 0.5	1 1	1 1	1 1	1 1	1 1
2	2	1.5	2	2	2	2	2
1 1	1 1	1 0.5	1 1	1 1	1 1	1 1	1 1
2	2	1.5	2	2	2	2	2
1 1	1 1	1 0.5	1 1	1 1	1 1	1 1	1 1
2	2	1.5	2	2	2	2	2
1 1	1 1	1 0.5	1 1	1 1	1 1	1 1	1 1



5. Die Rückprojektion



5. Die Rückprojektion

Problem bei dieser 2D-Sicht:

Der Unterschied des hellen Pixels zu den anderen Pixeln ist nicht sehr deutlich, das Bild ist kontrastarm

Man begegnet diesem Problem auf 3 Arten:

- 1) Die Schicht wird aus sehr vielen Richtungen durchstrahlt
- 2) Die Daten werden vor der Rückprojektion noch bearbeitet (Filter)
- 3) Standardmethoden der BV, die eine Kontrasterhöhung nach der Rückprojektion ermöglichen



6. Aktuelle Computertomographen

Typische Daten eines aktuellen Tomographen sind

- Rekonstruktion einer 512x512-Matrix
- 0.33 Sekunden pro Rotation
- 64 Schichten-Scanning
- Ganzkörper-Scan

Besondere Relevanz findet die CT-Bildgebung heute zB bei Untersuchungen am Kopf (zB Blutungen, Basisfrakturen, Tumore), Knochen, Lunge, Leber, Lymphknoten, Magen, Darm und Gefäße (akute Blutungen, Aneurysmen)



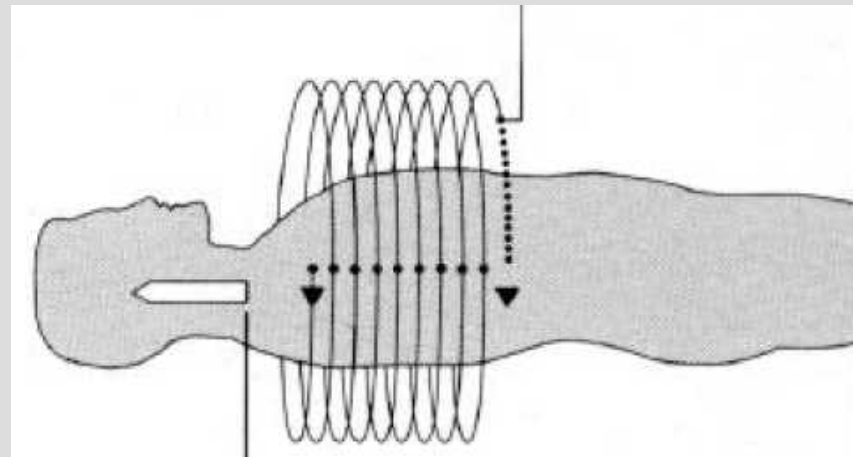
6. Aktuelle Computertomographen



6. Aktuelle Computertomographen

Moderne Geräte arbeiten im Spiralverfahren, bei dem der Patient mit konstanter Geschwindigkeit entlang seiner Längsachse durch die Strahlenebene bewegt wird, während die Strahlenquellendetektoreinheit konstant rotiert.

Je nach Gerät können auch mehrere Axialebenen (4 bis maximal 64, Stand 2004) gleichzeitig eingelesen werden (Multislice-Verfahren).

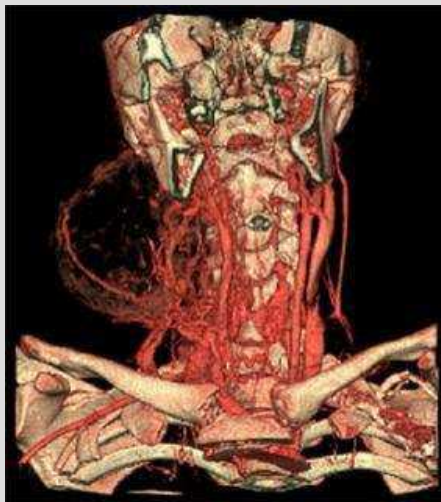


6. Aktuelle Computertomographen

Dreidimensionale Computertomographie

Bei allen modernen CT-Geräten wird nicht mehr nur eine Schicht abgetastet. Durch Verschieben des Patientenliegetisches während der Rotation des Röntgenstrahls um den Körper entsteht eine spiralförmige Aufnahmelinie.

Durch dieses Verfahren lassen sich nun mehrere Querschnitte gleichzeitig gewinnen. Ausserdem eröffnet sich dadurch die Möglichkeit, dreidimensionale Bilder zu gewinnen (Volumenrendering)



6. Aktuelle Computertomographen

Fahrt durch die Bronchien

6. Aktuelle Computertomographen

Dreidimensionale Computertomographie

Vorteile dieser Methode:

Lückenlose Volumendarstellung. Es lassen sich für jede Patientenebene durch überlappende Schichten 2D und 3D-Rekonstruktionen durchführen, mit minimalen Bewegungsartefakten

Verkürzte Untersuchungszeit



6. Aktuelle Computertomographen

Der Elektronenstrahl-Computertomograph

Da bei CT-Geräten die Einheit aus Röntgenröhre und Detektorsystem gedreht werden muss, sind die Aufnahmezeiten relativ lang.

Bewegungen von Patienten, die zB aufgrund von Schmerzen nicht ruhig liegen können, führen zu Bildfehlern.

Die jüngste Generation von CT-Geräten kommt ohne mechanisch bewegte Teile aus. Ein Elektronenstrahl wird mit Hilfe von Ablenkspulen auf einen Detektorring aus Metall gelenkt.

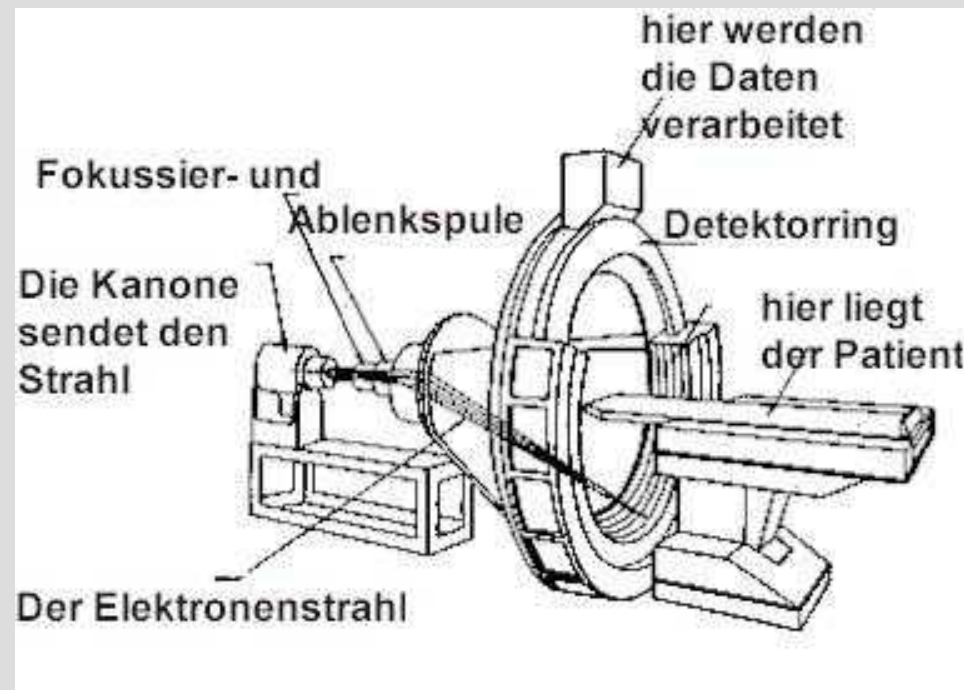
Beim Auftreffen entsteht die benötigte Röntgenstrahlung.

Durch dieses Verfahren sind Aufnahmezeiten von 0.1 Sekunden möglich. Dadurch kann zB auch die Bewegung des Herzens verfolgt werden. Solche kurzen Aufnahmezeiten sind in der Kernspintomographie aus physikalischen Gründen undenkbar.



6. Aktuelle Computertomographen

Der Elektronenstrahl-Computertomograph



7. Nachteile / Alternativen

Ein Nachteil der Computertomographie ist die Strahlenexposition. Das damit verbundene Risiko muss bei der Indikationsstellung berücksichtigt werden. Die hohe Aussagekraft rechtfertigt jedoch oft die Durchführung.

Eine Alternative stellt die Magnetresonanztomographie (MRT) dar, die auch als Kernspintomographie bezeichnet wird. Die beiden Hauptvorteile dieses Verfahrens gegenüber der CT sind die Freiheit von Röntgenstrahlung und die Möglichkeit, Organe und Gewebe auch ohne Kontrastmittel mit hohem Weichteilkontrast abzubilden.

Nachteile sind unter anderem der höhere Anschaffungspreis der MRT-Geräte und längere Untersuchungszeiten

Ein weiteres Verfahren ist die Positronen-Emissions-Tomographie. Hier wird die Struktur, aber vor allem biochemische und physiologische Vorgänge abgebildet. Nachteil ist hier die Verwendung von radioaktiven Substanzen.

