


Vorlesung

„Bildgebende Verfahren in der Medizin“

Computertomographie

Jürgen Braun – Institut für Medizinische Informatik
 CHARITÉ CAMPUS BENJAMIN FRANKLIN

Röntgen-Computertomographie - Fragestellungen

- I. Wie haben sich die Leistungsmerkmale der Röntgen-CT in den letzten Jahren entwickelt?
- II. Wie erfolgen Aufnahme und Bildrekonstruktion?
- III. Was sind charakteristische Komponenten einer Röntgen-CT Anlage?
- IV. Wie ist das Auflösungsvermögen eines CT-Gerätes?
- V. Welche Bildartefakte gibt es in der Röntgen-CT?

I. Computertomographie

Problem: die planare Bildgebung, wie beispielsweise die klassische Radiographie, besitzt als wesentliche Einschränkung einen geringen Bildkontrast. Gründe dafür sind:

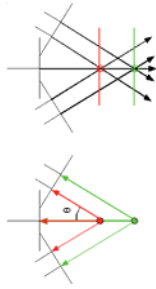
- Überlagerung anatomischer Strukturen
- Auflösung variiert mit Röhren- Detektorabstand
- Abschwächung im Objekt
- Streuung
- Rauschen

Beispiel: planare, aus unterschiedlichen Blickwinkeln aufgenommene Röntgenbilder eines Gehirns:



I. CT - Schichtaufnahmen

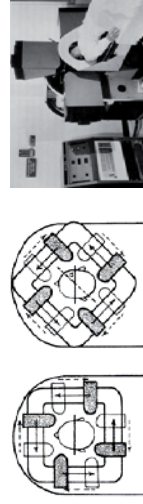
Aufgrund des schlechten Kontrastes und mangelnder räumlicher Auflösung ist es wünschenswert Schichtbilder zu erzeugen. Dies kann durch die Aufnahme des Objekts aus unterschiedlichen Raumrichtungen in Kombination mit geeigneten Bildrekonstruktionstechniken erfolgen.



Werden die Bilder in ein Aufnahmevolumen zurückprojiziert, lassen sich Schichtbilder (Tomogramme) rekonstruieren.

I. CT - Rückprojektion

In den späten 60' er Jahren entwickelten Kuhl und Edwards einen Apparat, dessen Aufbau bereits dem eines CT-Scanners der 1. Generation entsprach. Er ermöglichte Schichtaufnahmen eines Objektes um Winkel von 360°.



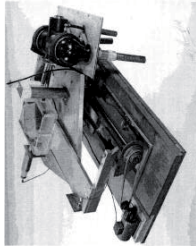
I. CT - Rückprojektion

Der Apparat von Kuhl und Edward wurde vor der Entwicklung der spezieller CT-Rekonstruktionsalgorithmen gebaut.

Es wurde der einfache Rückprojektionsalgorithmus zur Rekonstruktion der axialen Schnittbilder eingesetzt



I. Röntgen-CT Rückblick



CT-Scanner der 1. Generation

Hounsfield 1969
(für Phantommessungen / Patente)

Verfahren: pencil beam (ein einzelner Nadelstrahl)

Prinzip: Translations-Rotation der Röntgenröhre

Anzahl Detektoren: 1

Strahlenquelle: ^{57}Co

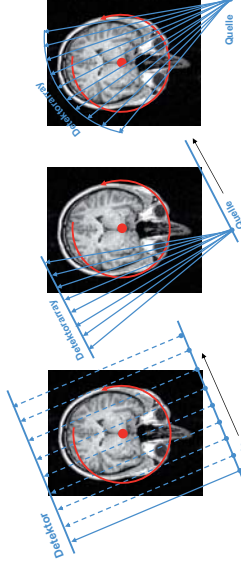
Aufnahmedauer: 9 Tage

Bildrekonstruktion: 150 min, Rechenzentrum Großrechner

7

Computertomographie

I. CT – Gerätegeneration und Bildaufnahmetechnik



1. Generation

2. Generation

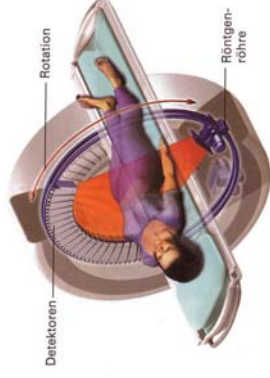
3. Generation

Vorteile der Geräte 3. Generation: keine Translation notwendig

8

Computertomographie

I. CT – Aufbau von Geräten der 3. Generation

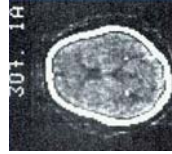


Röntgenquelle produziert Fächerstrahl und kreist mit den Detektoren um den Patienten

9

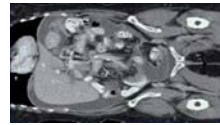
Computertomographie

I. CT - Entwicklung der Bildqualität



CT-Aufnahme 1972:

- Rotation in 4 min
- Schichtdicke 8-13 mm
- Vorschub: ~3 mm / min



CT-Aufnahme 2001:

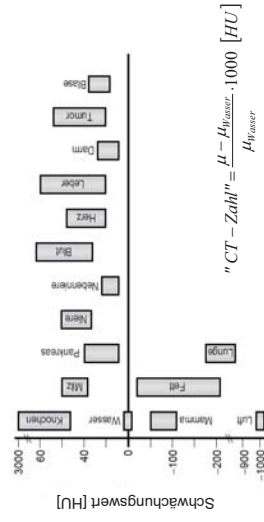
- Rotation in 0,5 s
- Schichtdicke 1 mm
- Vorschub: ~1 m / min

10

Computertomographie

I. Quantifizierbarkeit – Hounsfield-Skala

Die Schwächungskoeffizienten μ werden in Hounsfield-Einheiten angegeben. Es handelt sich dabei um eine quantitative Größe über die sich Bilder von beliebigen Scannern vergleichen lassen.



$$CT - Zahl'' = \frac{\mu - \mu_{Wasser}}{\mu_{Wasser}} \cdot 1000 [HU]$$

11

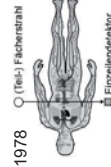
Computertomographie

II. CT - Bildaufnahme

Bei den ersten CT-Geräten erfolgte die Aufnahme durch:
Messen – Verschieben – Messen – Verschieben –



1970



1978

Nachteile dieses aufnahmemechanischen Vorgehens:

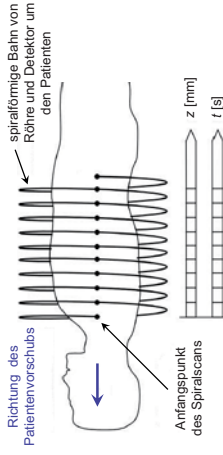
- Untersuchungsdauer
- Strahlendosis
- ausgedehnte Strukturen können nicht untersucht werden
- Artefakte

12

Computertomographie

II. Bildaufnahme mit Spiral-CT

Idee: kontinuierliche, langsame Verschiebung des Patienten während der Datenakquisition.



Computertomographie

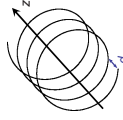
13

II. Datenaufnahme mit Spiral-CT

Zentrales Problem der Spiral-CT: Bildrekonstruktion
Die aus unterschiedlichen Richtungen aufgenommenen Projektionen passen nicht zusammen.

Lösungsansatz:

- Zu jeder Raumrichtung gehören mehrere Datensätze, die jeweils um den Patientenvorschub d versetzt sind.
- Ohne Vorschub sind die Projektionen 180° < θ < 360° redundant.
- Mit Vorschub liefern Projektionen 180° < θ < 360° Information aus unterschiedlichen Ebenen.
- Diese Projektionen werden zur Interpolation genutzt.

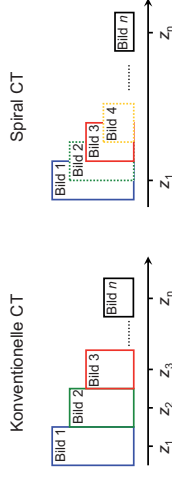


Computertomographie

14

II. Datengewinnung mit Spiral-CT

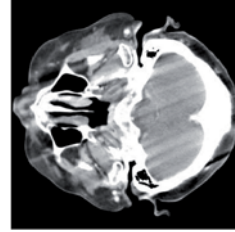
Effektiv werden zur Interpolation Zwischenebenen für $\theta = 180^\circ$ (d/2) eingesetzt.



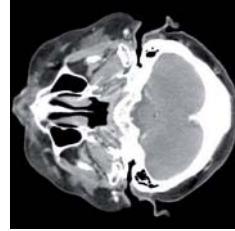
Computertomographie

15

II. Datenakquisition mit Spiral-CT



ohne Interpolation



mit Interpolation

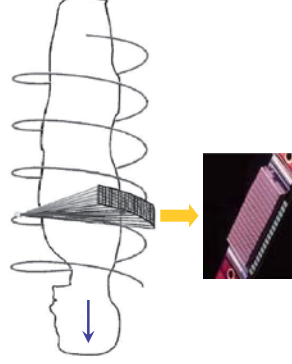
Computertomographie

16

II. Datenakquisition mit Mehrzeilen Spiral-CT

Zur Zeitersparnis werden mehrere Bildzeilen gleichzeitig ausgelesen.

- 4-Zeiler
- 8-Zeiler
- 16-Zeiler



Computertomographie

17

II. CT - Entwicklung der Leistungsmerkmale

	1972	1980	1990	2000
min. Aufnahmezeit	300 s	5 - 10 s	1 - 2 s	0,3 - 1 s
Daten / 360° Scan	57,6 kB	1 MB	2 MB	4 x 2 MB
Daten / Spiralscan	-	-	24 - 48 MB	200 - 500 MB
Bildmatrix	80 x 80	256 x 256	512 x 512	512 x 512
Leistung	2 kW	10 kW	40 kW	60 kW
Schichtdicke	13 mm	2 - 10 mm	1 - 10 mm	0,5 - 5 mm
Ortsauflösung	3 Lp/cm	8 - 12 Lp/cm	10 - 15 Lp/cm	12 - 25 Lp/cm
Kontrastauflösung	5 mm (50 mGy)	3 mm (30 mGy)	3 mm (30 mGy)	3 mm (30 mGy)

Lp/cm: Linienpaare cm⁻¹

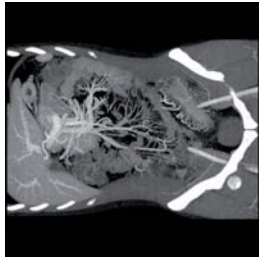
Computertomographie

18

II. Bildqualität mit aktuellem Stand der Technik

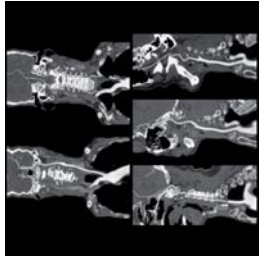


Thorax



Angiographie Bauchraum

II. Bildqualität mit aktuellem Stand der Technik

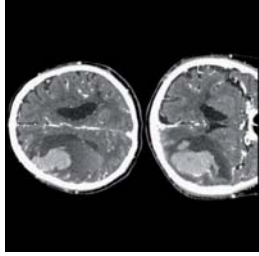


Angiographie der Carotiden

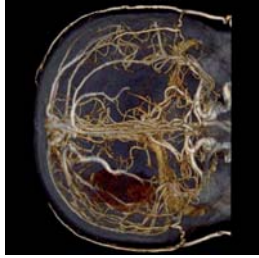


3D- Visualisierung

II. Bildqualität mit aktuellem Stand der Technik

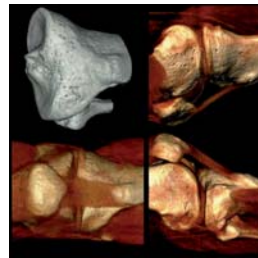


Angiographie Schädel



3D- Visualisierung

II. Bildqualität mit aktuellem Stand der Technik



CT Kniegelenk / 3D-Darstellung



3D-Modell Kniegelenk

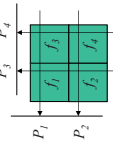
II. CT – Bildrekonstruktion mittels Rückprojektion

Beispielproblem:
2 x 2 Bildmatrix (f)
2 Projektionsebenen (P_{1/2} und P_{3/4})

$$\begin{aligned} P_1 &= f_1 + f_3 \\ P_2 &= f_2 + f_4 \\ P_3 &= f_1 + f_2 \\ P_4 &= f_3 + f_4 \end{aligned} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 1 \\ 1 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} f_1 \\ f_2 \\ f_3 \\ f_4 \end{bmatrix}$$

Determinante = 0

keine linear unabhängigen Gleichungen!
Inversor zur Lösung des Gleichungssystems ist nicht möglich!



$$\begin{bmatrix} 1 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 1 \\ 1 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} f_1 \\ f_2 \\ f_3 \\ f_4 \end{bmatrix}$$

→ Rückführung der Projektionen P auf f ist nicht trivial!

II. Einschub: Fouriertransformation (FT)

$$FT: F(k_x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^{\infty} f(x) e^{-ik_x x} dx$$

Abtastung einer beliebigen Funktion f(x) mit einer harmonischen Schwingung variabler Wellenzahl



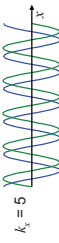
Jean-Baptiste Fourier (1768-1830)

Komplexe harmonische Wellen: $e^{-ik_x x}$

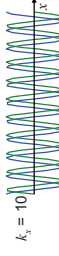
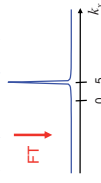


k_x = 2

Bellebige Funktion f(x):

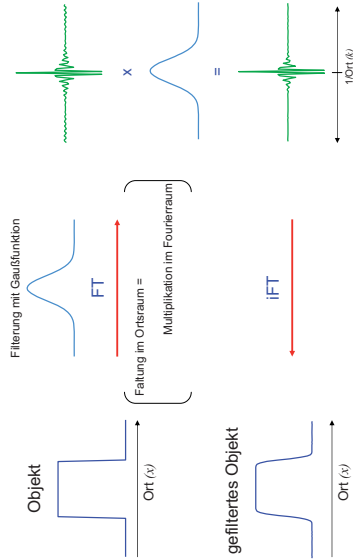


k_x = 5



k_x = 10

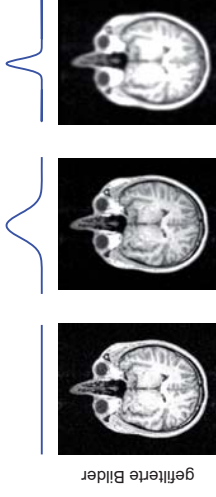
II. Bildfilterung mit Fouriertransformation



II. Glättung von Bildern mit der FT

$$2D\ FT: F(k_x, k_y) = \frac{1}{2\pi} \iint_{-\infty}^{\infty} f(x, y) e^{-i(k_x x + k_y y)} dx dy$$

Beispielfilter (entlang einer Achse):



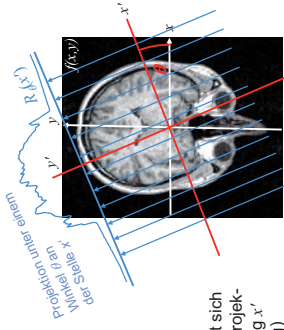
II. 1D-Projektionen von Bildern: Radontransformation



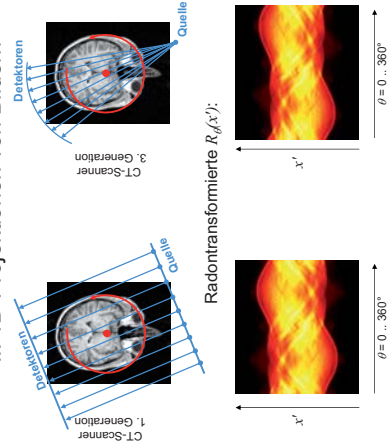
Johann Radon
(1887 - 1956)

$$R_{\theta}(x') = \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) dy'$$

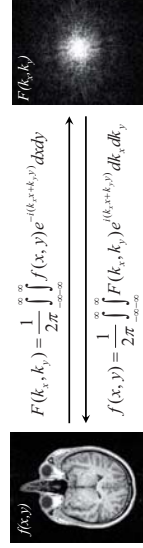
Die Radontransformierte läßt sich als Linienintegral über alle Projektionen eines Objektes entlang x' (CT: Schwächungsverteilung) verstehen



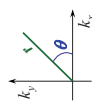
II. 1D-Projektionen von Bildern



II. Einschub: 2D-FT in Polarkoordinaten

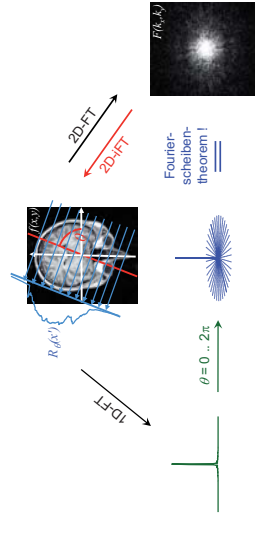


In Polarkoordinaten:



II. Zusammenhang FT und Radontransformation

Die 1D-Fouriertransformierte der Radontransformierte (also der gemessenen Projektionsdaten) unter einem bestimmten Winkel θ entspricht den den Werten der 2D-Fouriertransformierten der Projektionsdaten auf einer Ursprungsgeraden mit dem Winkel θ .



II. i-Radontransformation mit Fourierscheibentheorem

Projektion: $R_\theta(x', y) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x' \cos \theta - y' \sin \theta, x' \sin \theta + y' \cos \theta) dy'$

1D-FT: $P_\theta(k_x) = \int_{-\infty}^{\infty} R_\theta(x') e^{-ik_x x'} dx'$

2D-IFT: $f(x, y) = \frac{1}{2\pi} \int_0^{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} P_\theta(k_x) e^{ik_x x'} |k_x| dk_x d\theta$ Filter: $|k_x|$

Gefilterte Rückprojektion: $\tilde{P}_\theta(x')$

II. CT - Bildrekonstruktion mit gefilterter Rückprojektion

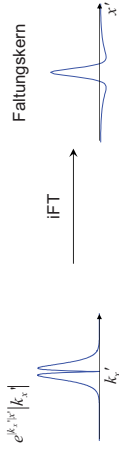
$$\tilde{P}_\theta(x') = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^{\infty} P_\theta(k_x) e^{ik_x x'} |k_x| dk_x'$$

$$= \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^{\infty} \left(\int_{-\infty}^{\infty} R_\theta(x') e^{-ik_x x'} dx' \right) e^{ik_x x'} |k_x| dk_x'$$

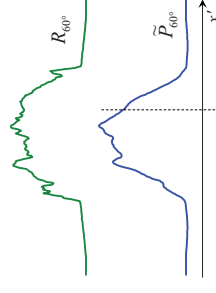
, das bedeutet

$\tilde{P}_\theta(x') = R_\theta(x')$ gefiltert mit $e^{ik_x x'} |k_x|$

Filterform (für beliebiges x'):

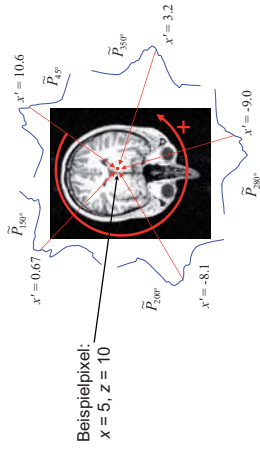


II. Filtereinfluss auf das Abschwächungsprofil



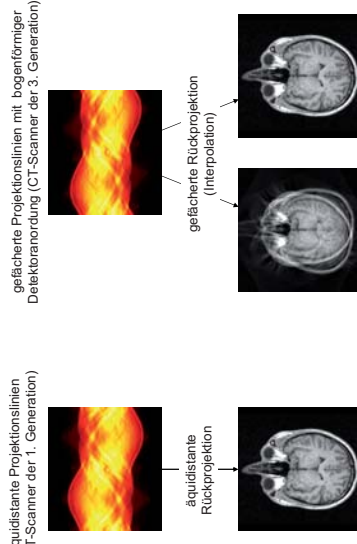
Beispiel: $x = 5, y = 10, (\theta = 60^\circ) \rightarrow x' = 11.16$

II. CT - Bildrekonstruktion mit gefilterter Rückprojektion



$$f(x, y) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_0^{2\pi} \tilde{P}_\theta(x') d\theta$$

II. CT - Bildrekonstruktion mit gefilterter Rückprojektion



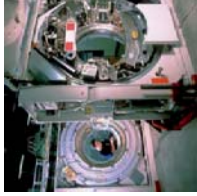
III. CT - Anlage



Siemens SOMATOM Sensation 16

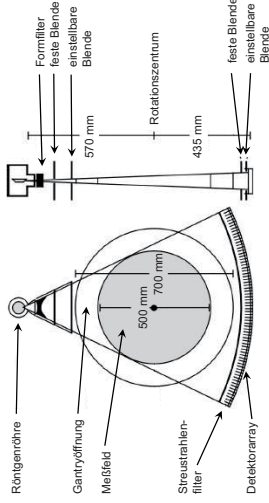
III. CT - Gantry

- Gesamtgewicht: 400 – 1000 kg
- Gewicht Röntgenstrahler: ~100 kg
- Rotationsgeschwindigkeit: 1 – 2 s⁻¹
- Abstand Röhre – Detektor: ~1,2 m



Durch das enorme Gewicht und die hohe Rotationsgeschwindigkeit wirken Fliehkräfte von ~10000 N an der Aufhängung.

III. CT - Gantry



III. CT - Röhren, Filter, Kollimatoren

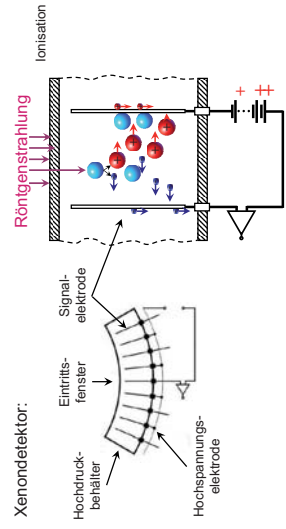
- Röntgenröhren:
- Leistung: 20 – 60 kW
 - Spannung: 80 – 140 kV
 - Fokusgröße: 0.5 – 2 mm

Filter, Blenden, Streustrahlfilter:

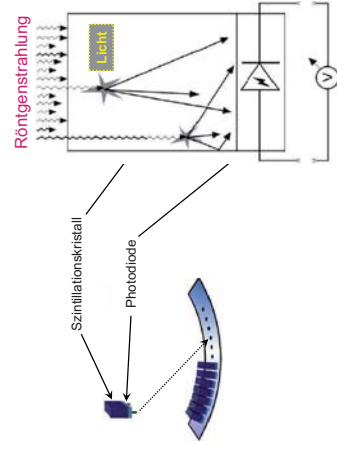
- Filterung des Röntgenspektrums
- Festlegung des Strahlungsquerschnitts
- Strahlenschutz
- Eliminierung von Streustrahlung

III. CT - Xenon-Ionisations-Detektoren

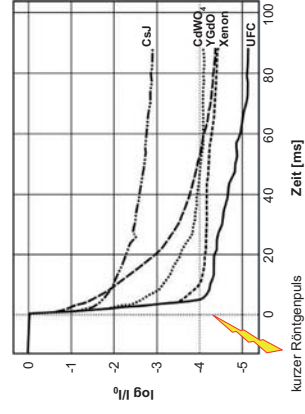
Detektion mit Xenon-Hochdruck-Ionisationskammern:



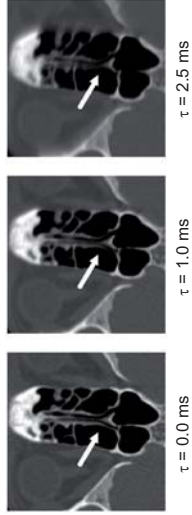
III. CT - Szintillationsdetektor



III. CT - Abklingverhalten von Detektoren



III. CT - Abklingverhalten von Detektoren



Zu langes Nachleuchten (τ) kann Ortsauflösung und Bildqualität verschlechtern.

IV. CT - Auflösungsvermögen

Vergleich des Auflösungsvermögens mit der analogen Radiographie:

CT bis zu 1,2 Linienpaare/mm (~ 0.50 mm)
Röntgenbildverstärker bis zu 5 Linienpaare/mm (~ 0.10 mm)
Röntgenfilm bis zu 10 Linienpaare/mm (~ 0.05 mm)

CT Nachteil: schlechtere Auflösung als andere Röntgenverfahren
CT Vorteil: Schichtbilder mit besserem Bildkontrast

IV. CT - Bildrauschen

Das Rauschen in den Bilddaten ist minimal wenn folgende Bedingungen eingehalten werden:

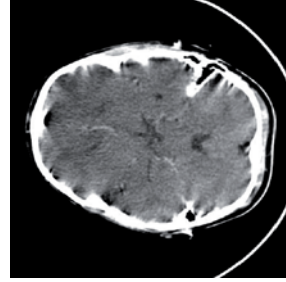
- Detektorabstand Δs klein
- hohe Anzahl von Projektionen
- hohe Signalintensität pro Meßpunkt
- Fläche unter den quadrierten Filterfunktionen klein

V. CT - Bildartefakte

Typische Bildartefakte bei der CT sind:

- Bewegungen des Patienten
- Probleme mit der Meßelektronik
- Metallimplantate
- Meßfeldüberschreitung
- Partialvolumenartefakte
- Artefakte durch Strahlauflührung

V. CT - Bildartefakte



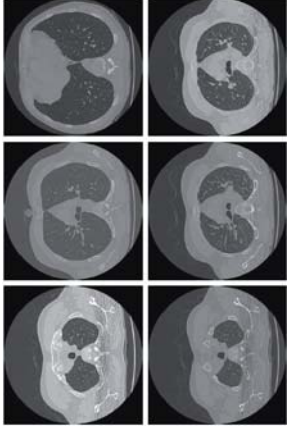
Bewegung des Patienten

V. CT - Bildartefakte



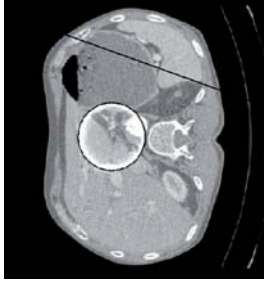
Interferenzstruktur aufgrund von Bewegung innerhalb eines statischen Objektes

V. CT - Bildartefakte



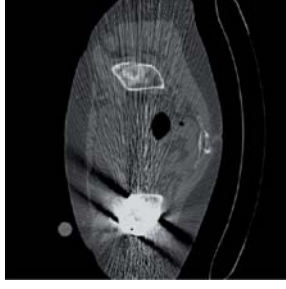
Atembewegung

V. CT - Bildartefakte



Ausfall der Mesßelektronik

V. CT - Bildartefakte

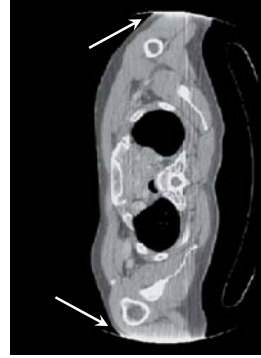


Metallimplantate



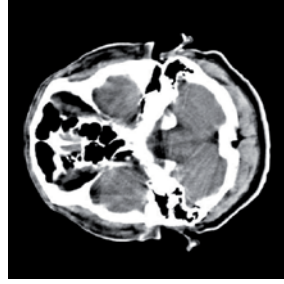
Goldplombe

V. CT - Bildartefakte



Messfeldüberschreitung

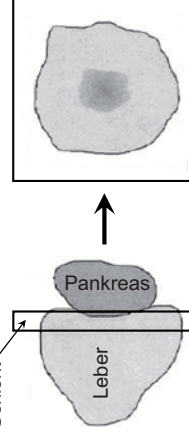
V. CT - Bildartefakte



Partialvolumeneffekt

V. CT - Bildartefakte

Partialvolumeneffekt:
aufgenommene
Schicht



V. CT - Bildartefakte



Strahlhärtingung

Computertomographie

55

V. CT - Bildartefakte

- Strahlhärtingung (Hounsfield-Balken):
- Röntgenröhren liefern ein breites Energiespektrum.
 - Absorptionskoeffizient ist abhängig von der Energie der Röntgenstrahlung.
 - Bei der Absorption wird niederenergetische Strahlung relativ stark absorbiert.
 - „Harte“, hochenergetische Strahlung bleibt übrig.

Computertomographie

56

V. Aquilion ONE - 320 Zeilen CT

320 Zeilen zu je 0.5 mm erlauben einen Untersuchungsbereich von 16 cm je Rotation (ohne dass die Liege vorgefahren werden muß).



3.2 cm Detektorbreite (Aquilion ONE)

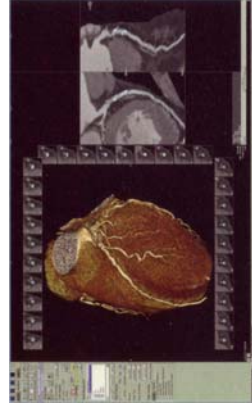


16 cm Detektorbreite (Aquilion ONE)

In Abhängigkeit des notwendigen Untersuchungsbereichs kann die Breite des Röntgenstrahls und des Detektors reduziert werden.

V. Aquilion ONE - 320 Zeilen CT

Spiral CT: Herzrhythmusstörungen und Herzratenänderungen sind problematisch
Volumen CT des ganzen Herzens: keine überlappende Akquisition
Reduktion der Strahlenexposition um 80%
Belichtungszeit nur 35 ms



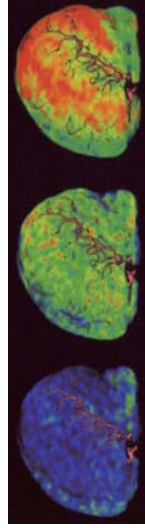
Herzratenänderungen, Extrasystolen, Arrhythmien: keine Ausschlusskriterien

V. Aquilion ONE - 320 Zeilen CT

Dynamische Erfassung der Gefäßdurchblutung des gesamten Gehirns möglich



Abbildung der Organdurchblutung: Perfusionsbildgebung (dynamischer Prozess)
Erfassung einer einheitlichen Perfusionsphase: Volumenscanner
Aufnahme von bis zu 20 Perfusionsserien in Niedrigdosis-technik möglich



Überlagerung der Gefäßmorphologie mit der Ganzhirnperfusion (Volumen-Rending)