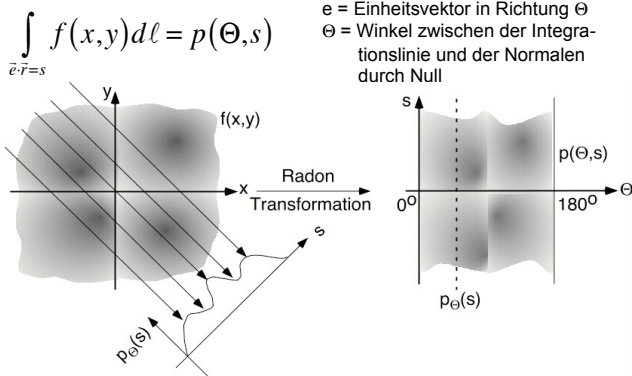
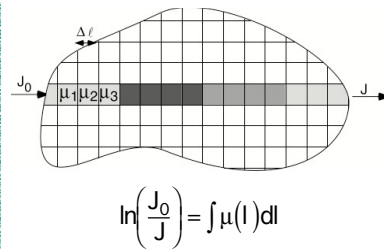


Bildgebende Verfahren in der Medizin - Computertomographie (Teil 1) -

Radon-Transformation



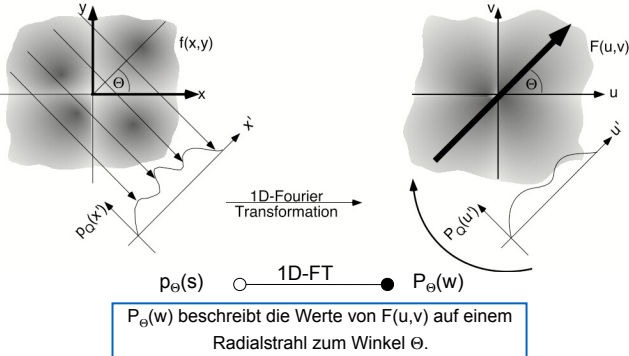
Nadelförmiger Röntgenstrahl durch Körper



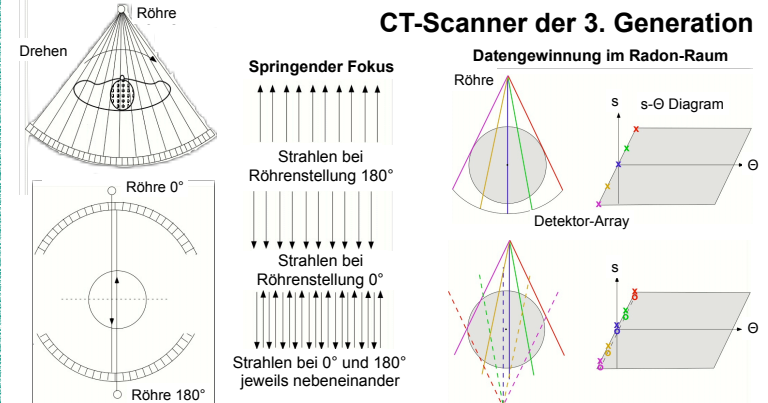
Fourier-Rekonstruktion bei der CT:

- Messe möglichst viele Projektionen $p(\Theta, s)$ = $\ln(J_0/J)$
- berechne alle 1D Fouriertransformierten $P_\Theta(w)$
- trage die Werte unter dem Winkel Θ in die Matrix $F(u, v)$ ein
- berechne die inverse Fouriertransformierte von $F(u, v)$

Fourier-Scheiben Theorem für beliebige Winkel Θ



CT-Scanner der 3. Generation



Iterative Rekonstruktion

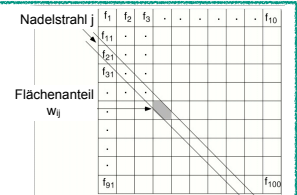
$$p_1 = w_{11}f_1 + w_{12}f_2 + \dots + w_{1N}f_N$$

$$p_2 = w_{21}f_1 + w_{22}f_2 + \dots + w_{2N}f_N$$

$$\vdots$$

$$p_M = w_{M1}f_1 + w_{M2}f_2 + \dots + w_{MN}f_N$$

Gesucht wird das Array f . Gemessen werden die Linienintegrale p .



$$\tilde{f}^{(k)} = \tilde{f}^{(k-1)} - \frac{(\tilde{f}^{(k-1)} \cdot \tilde{w}_k) - p_k}{(\tilde{w}_k^T \cdot \tilde{w}_k)} \cdot \tilde{w}_k$$

$\tilde{f}^{(k)} = (f_1^{(k)}, \dots, f_N^{(k)})^T$ Lösungsvektor nach der k -ten Iteration

$\tilde{w}_j = (w_{j1}, \dots, w_{jN})^T$ Gewichtungsfaktoren zum Nadelstrahl j

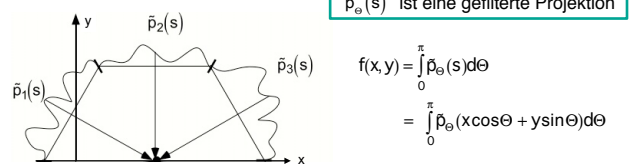
p_j = Messwert zum Nadelstrahl j

Gefilterte Rückprojektion

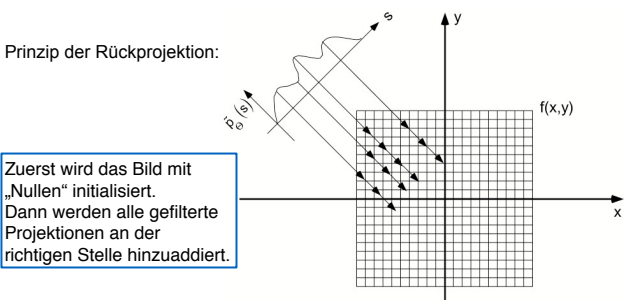
$$f(x, y) = \int_0^{\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} P_\Theta(w) \cdot |w| \cdot e^{j2\pi \cdot w \cdot s} dw d\Theta$$

Aufsummieren aller gefilterten Rückprojektionen:

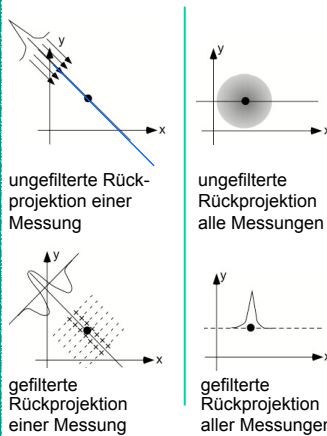
$\tilde{p}_\Theta(s)$ ist eine gefilterte Projektion



Prinzip der Rückprojektion:



Vergleich ungefilterte und gefilterte Rückprojektion

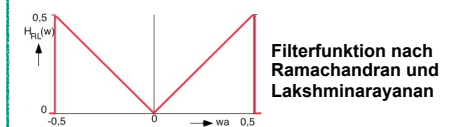
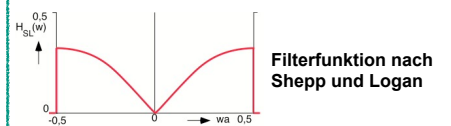


Filterfunktion

Problem: $|w|$ wird zu großen w immer größer! außerdem: durch das digitale Abtasten sind Raumfrequenzen oberhalb von $1/(2\Delta s)$ nicht bekannt!

Lösung: Ersetze $H(w)=|w|$ durch eine andere Filterfunktion $H_{SL}(w)$ oder $H_{RL}(w)$

$$\tilde{p}_\Theta(s) = \int P_\Theta(w) \cdot H(w) \cdot e^{j2\pi \cdot w \cdot s} dw$$

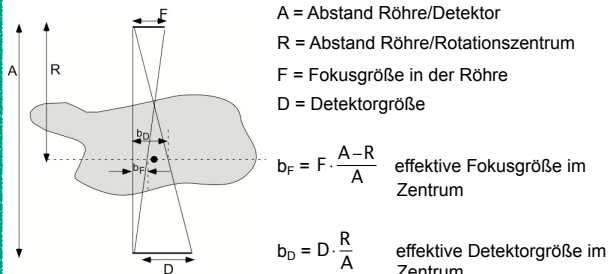


Verständnisfragen

- Erklären Sie das Fourierscheiben-Theorem.
- Welche Größe wird bei der CT in einer Projektion $p(\Theta, s)$ gemessen?
- Beschreiben Sie die Methode der gefilterten Rückprojektion.
- Argumentieren Sie Vor- und Nachteile der in der CT verwendeten Filter von Shepp & Logan bzw. von Ramachandran und Lakshminarayanan für die gefilterte Rückprojektion.
- Erklären Sie kurz die wichtigsten Schritte der iterativen Rekonstruktion von CT-Aufnahmen.

Bildgebende Verfahren in der Medizin - Computertomographie (Teil 2) -

Verlauf der Röntgenstrahlen im CT-Scanner



MTF und Rauschen bei der CT

$$MTF_{CT}(w) = \frac{\left| \sin(\pi b_F w) \right|}{\pi b_F w} \cdot \frac{\left| \sin(\pi b_D w) \right|}{\pi b_D w} \cdot \frac{\left| \sin(\pi \Delta s w) \right|^2}{\pi \Delta s w} \cdot \frac{|H(w)|}{|w|}$$

- Die MTF der CT ist ein Produkt aus
 - einer sinc Funktion mit der effektiven Fokusgröße als Argument,
 - einer sinc Funktion mit der effektiven Detektorgröße als Argument,
 - einer sinc² Funktion mit dem Abtastabstand als Argument,
 - dem Quotienten aus der Filterfunktion H(w) und |w|.

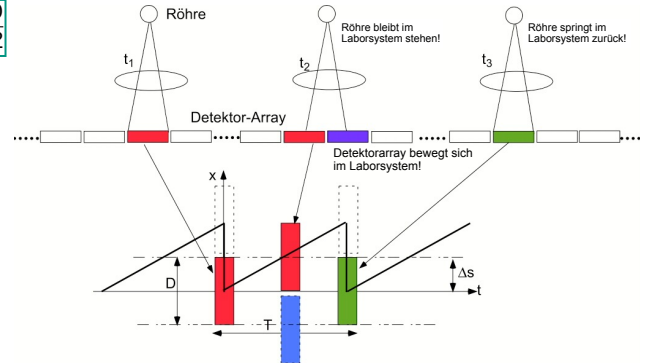
$$\sigma_{Pixel}^2 = \frac{\pi^2 \cdot \Delta s}{M} \cdot \frac{1}{N} \int_{-w_{max}}^{+w_{max}} |H(w)|^2 dw$$

- Das Rauschen bei der CT steigt linear mit
 - dem Abtastabstand Δs
 - der Fläche unter der Filterfunktion H(w)
- Das Rauschen bei der CT fällt mit 1/x
 - mit der Zahl der gemessenen Projektionen M
 - mit der mittleren Zahl der Röntgenquanten pro Bildpunkt N.

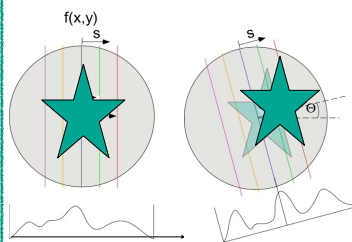
„Springender Fokus“

nach Abtasttheorem wird gefordert:

$$\Delta s \leq \frac{1}{2w_{max}} = \frac{D}{2}$$



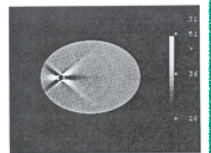
Bewegungsartefakte



Aufgrund der Patientenbewegung während der Aufnahme von 180° Projektionen entstehen „Stars“ und „stripes“ über das ganze Bild.

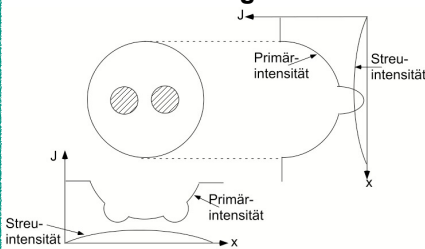
Artefakt durch stark absorbierende Objekte

- stark absorbierende Objekte sind z.B.
 - eine künstliche Hüfte oder Knie,
 - Zahnfüllungen.

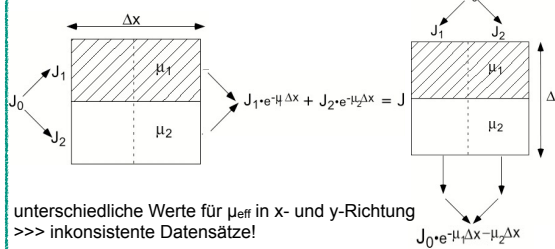


- Problem: „Null ist Null“ (dynamic range, least significant bit) —> „stars“ und „stripes“
- eine Chance, diese Artefakte zu korrigieren:
 - finde Sinuswellen mit kleiner Intensität im Radon-Raum,
 - ersetze die Null-Werte im Radonraum durch den Mittelwert (oder Median) der Nachbarn.

Streustrahlungsartefakte

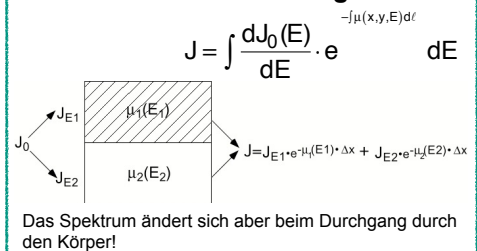


Teilvolumenartefakte



unterschiedliche Werte für μ_{eff} in x- und y-Richtung
->>> inkonsistente Datensätze!

Strahlauflöschung

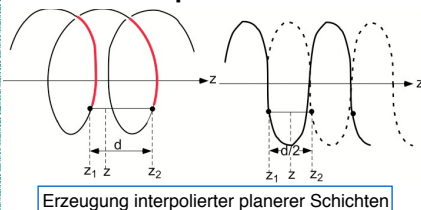


Das Spektrum ändert sich aber beim Durchgang durch den Körper!

Hounsfield-Einheit

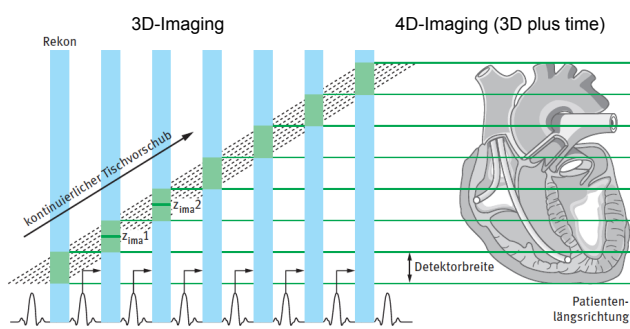
$$CT - \text{Zahl} = \frac{\mu - \mu_{Wasser}}{\mu_{Wasser}} \cdot 1000 \text{ [HU]}$$

Spiral-CT

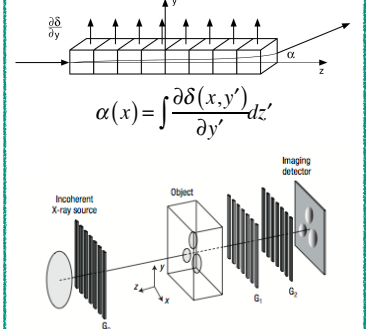


Erzeugung interpolierter planarer Schichten

CT vom schlagenden Herzen



Phasenkontrast CT



Verständnisfragen

- Beschreiben Sie vier wichtige Artefakte bei der CT. Welche Gegenmaßnahmen sind möglich?
- Von welchen Größen hängt das Rauschen bei der CT-Aufnahme ab?
- Erläutern Sie die CT Aufnahme mit einem „Springenden Fokus“.
- 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?
- Erklären Sie kurz das Prinzip der Phasenkontrast CT.