

# Biosignalverarbeitung

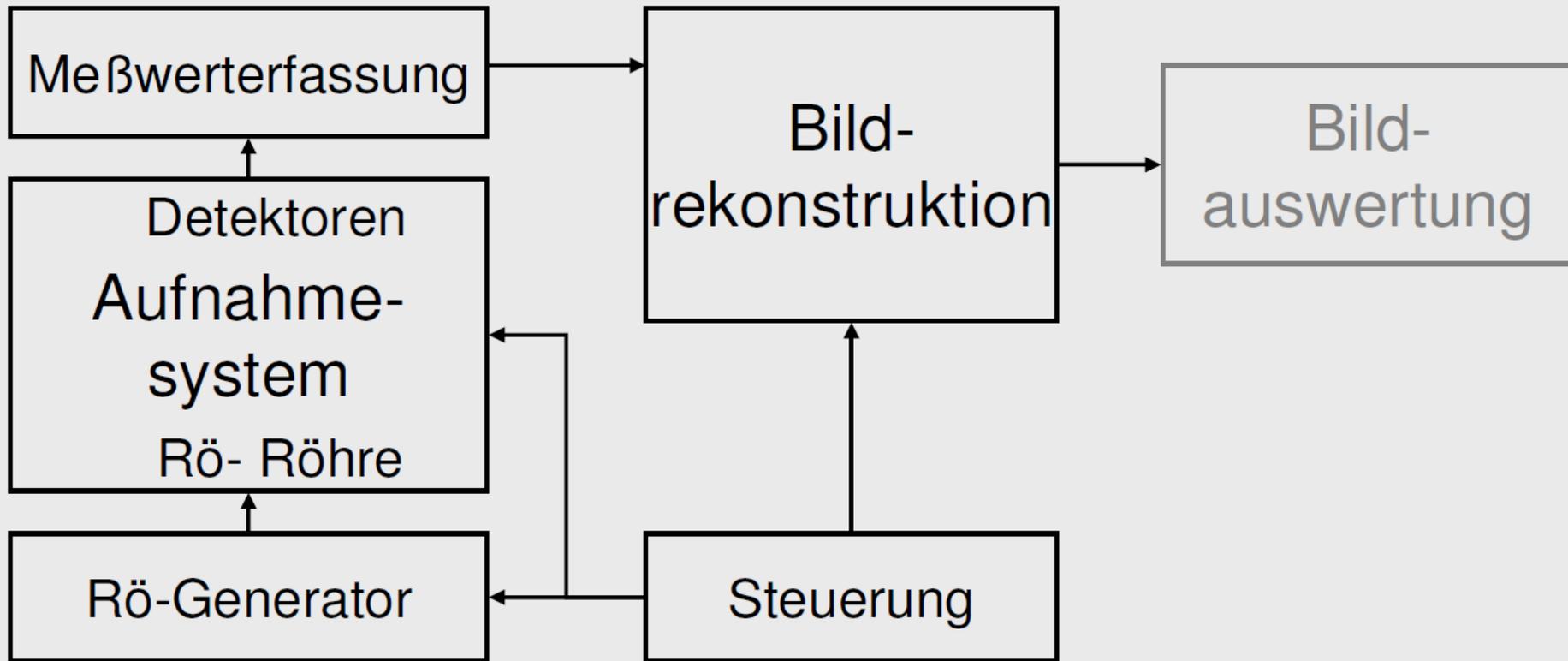
## Teil 3

Dr. med. Dr. rer. nat. R. Rödel

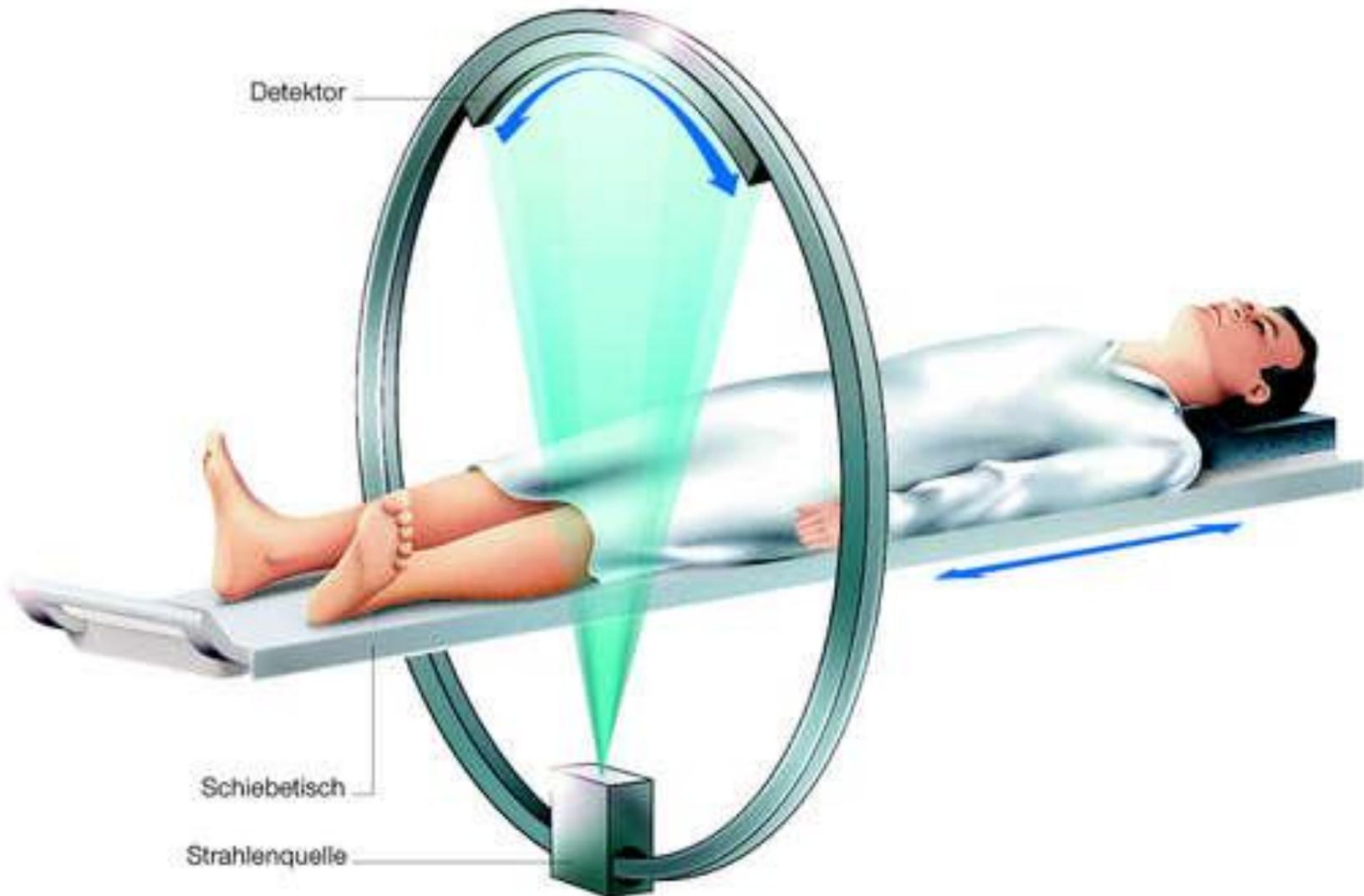
Klinik und Poliklinik für Nuklearmedizin Universitätsklinikum Bonn

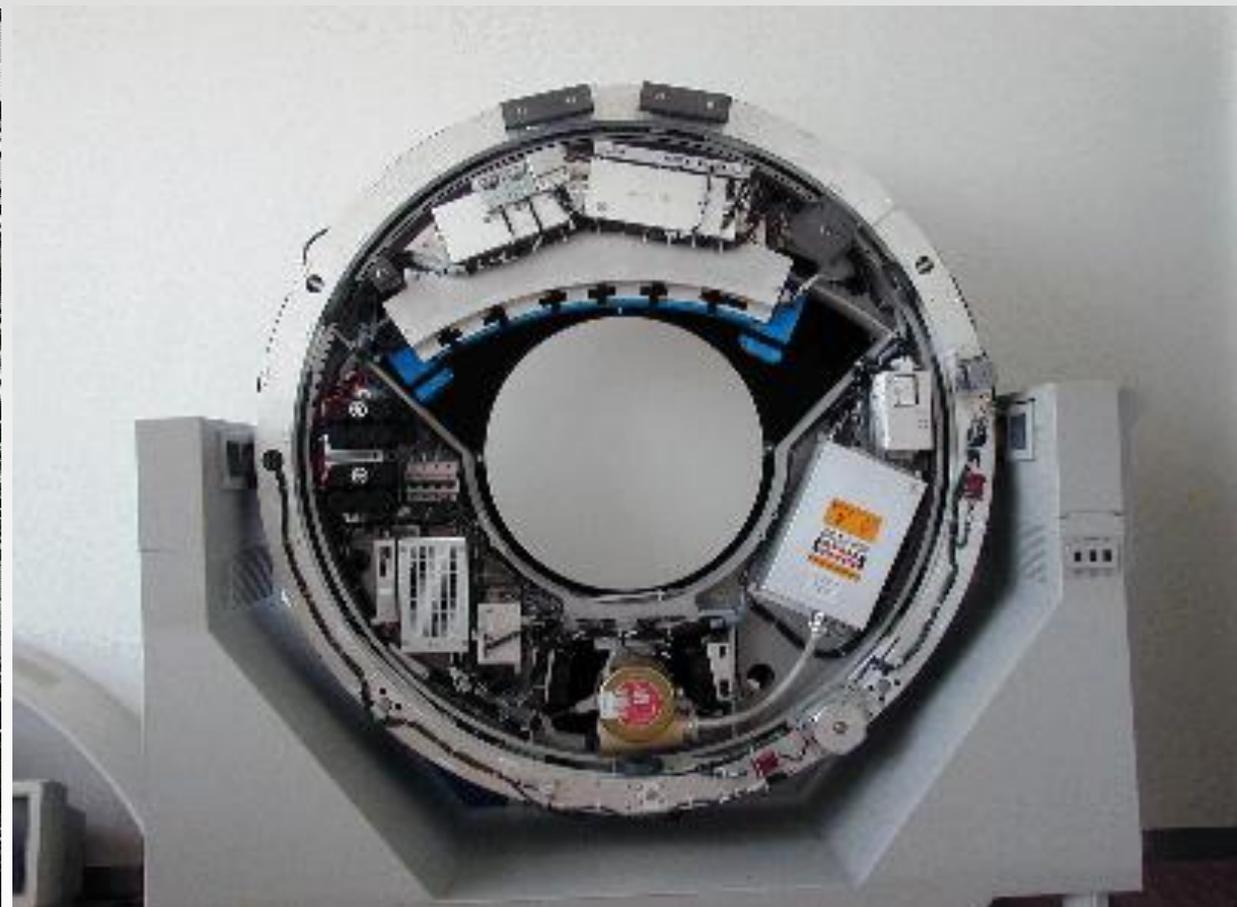
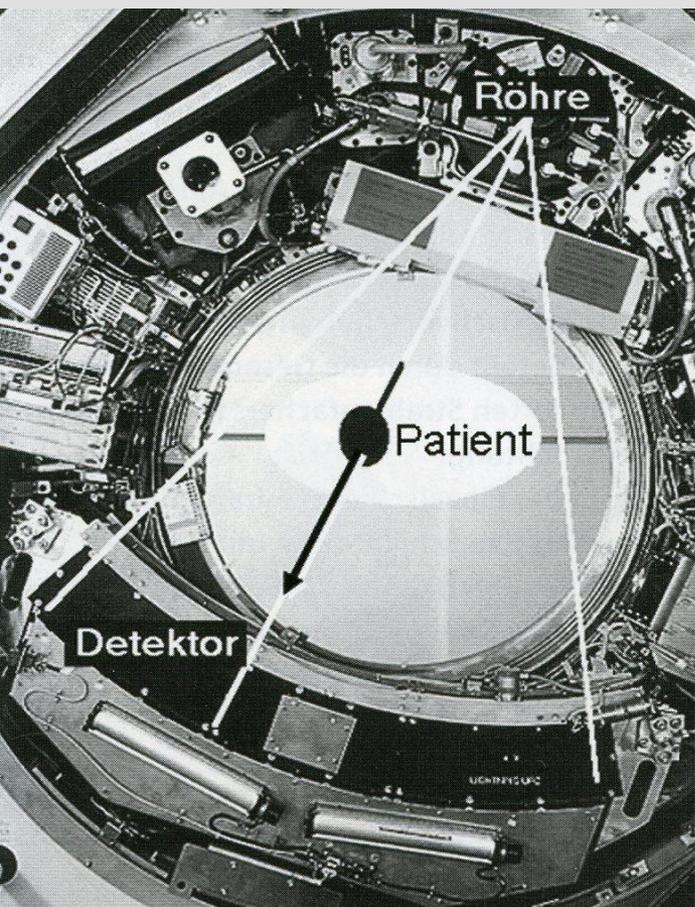
# Beispiel

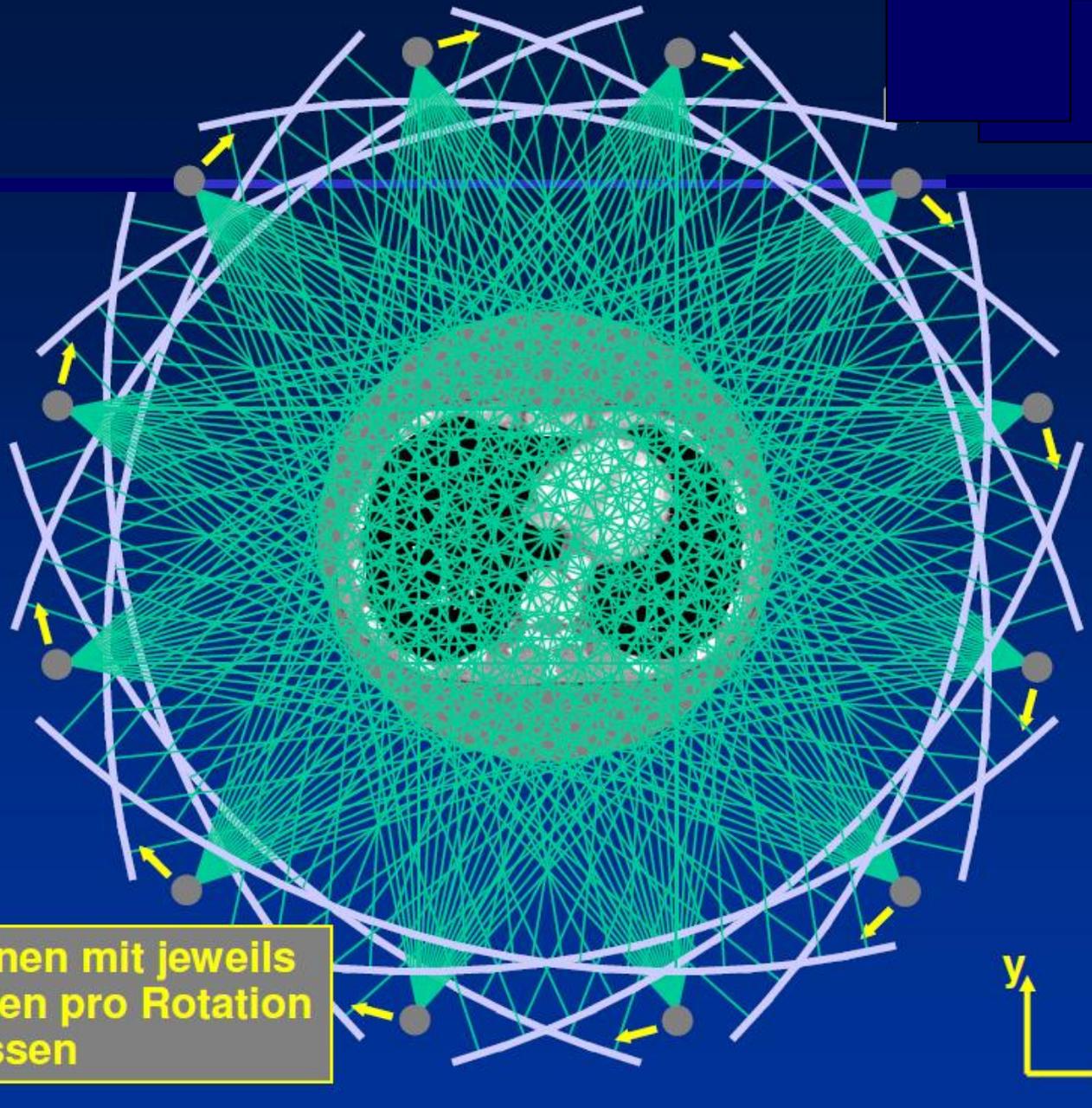
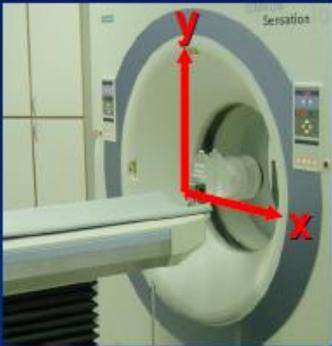
## Computertomografie (CT)



Dünner Röntgenstrahl durchläuft Patienten aus verschiedenen Richtungen, durchdringende Strahlung wird von Detektoren erfasst



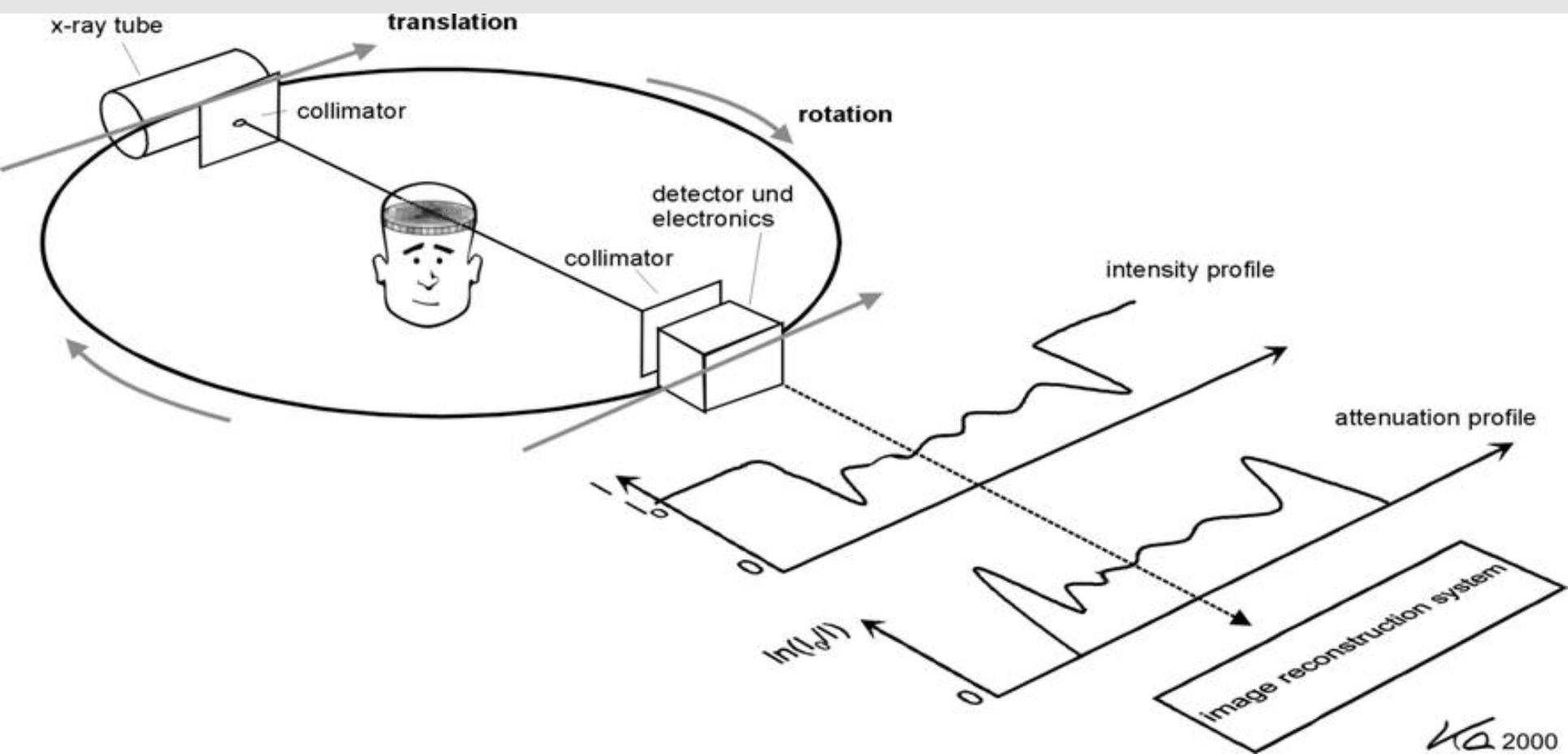




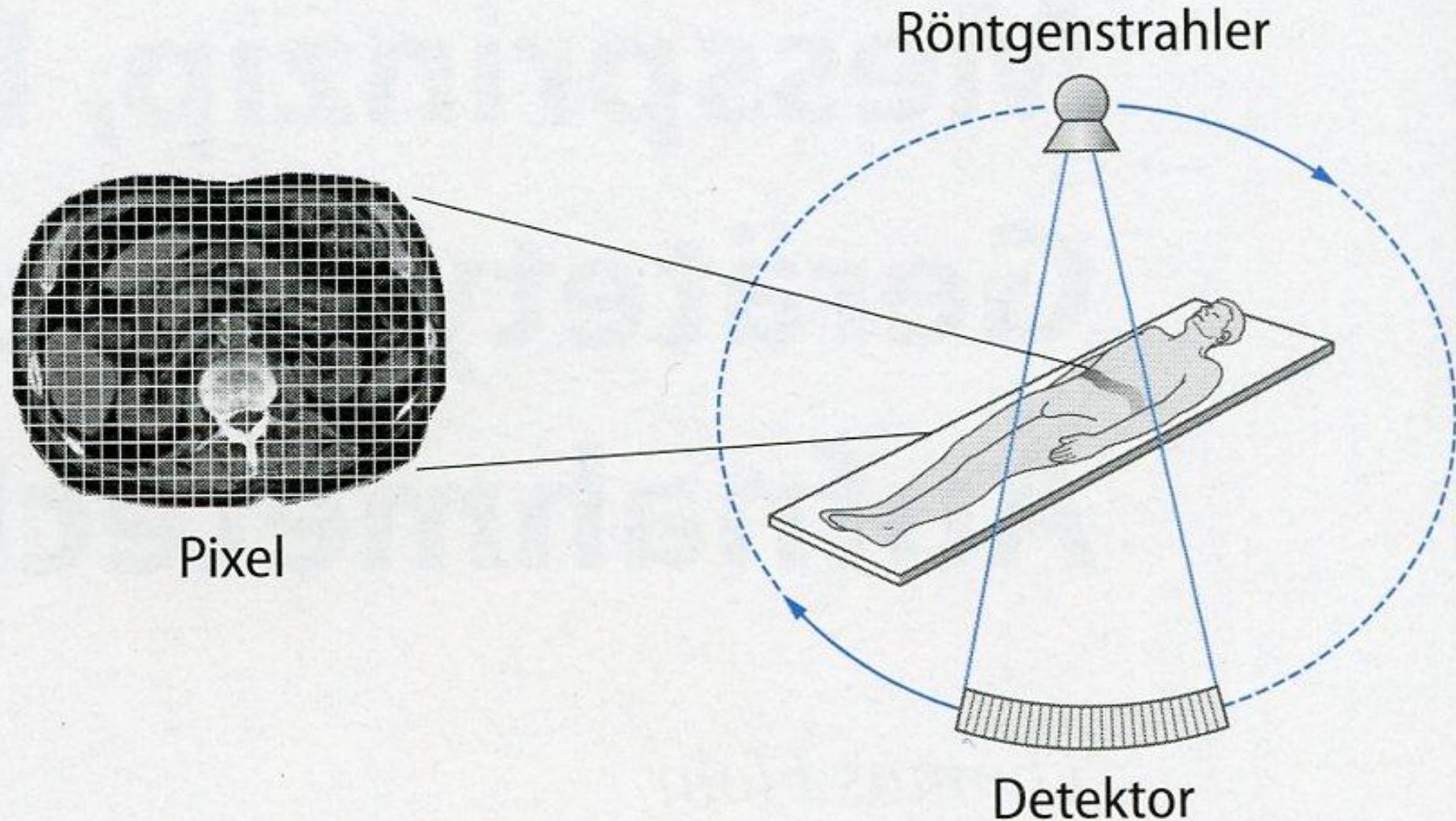
Ca. 1000 Projektionen mit jeweils 1000 Kanälen werden pro Rotation und Schicht gemessen

die für jede Richtung gemessene Schwächung der Röntgenstrahlung wird mathematisch transformiert (Radon-Transformation bzw. gefilterte Rückprojektion)

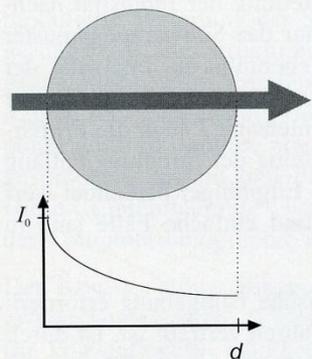
Ergebnis der Transformation: lokale Röntgenschwächung an jedem Punkt der Untersuchungsschicht



Umrechnung der lokalen Röntgenschwächungswerte in CT-Werte,  
Kodierung in Graustufen, Darstellung als Bild



Fall 1: homogenes Objekt, monochromatische Strahlung

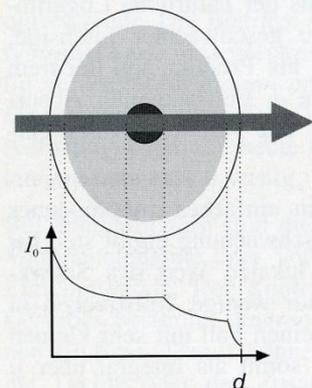


$$I = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot d}$$

$$P = \ln \frac{I_0}{I} = \mu \cdot d$$

$$\mu = \frac{1}{d} \cdot \ln \frac{I_0}{I}$$

Fall 2: inhomogenes Objekt, monochromatische Strahlung



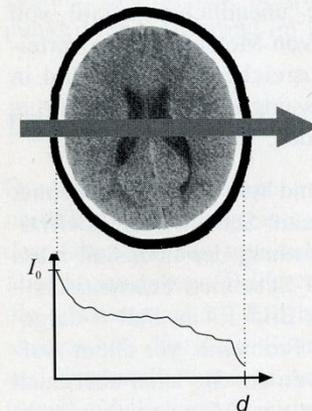
$$I = I_0 \cdot e^{-\mu_1 \cdot d_1 - \mu_2 \cdot d_2 - \mu_3 \cdot d_3 - \dots}$$

$$= I_0 \cdot e^{-\left[\sum_{i=1}^n \mu_i d_i\right]} = I_0 \cdot e^{-\int_0^d \mu ds}$$

$$P = \ln \frac{I_0}{I} = \sum \mu_i d_i$$

$$\mu_i = ?$$

Fall 3: inhomogenes Objekt, polychromatische Strahlung



$$I = \int_0^{E_{\max}} I_0(E) \cdot e^{-\int_0^d \mu(E) ds} dE$$

$$P = \ln \frac{I_0}{I}$$

$$\mu(x, y) = ?$$

CT-Wert =  $1000 (\mu - \mu(\text{H}_2\text{O})) / \mu(\text{H}_2\text{O})$  [HE]

HE: -1024 bis +1024

H<sub>2</sub>O: HE = 0

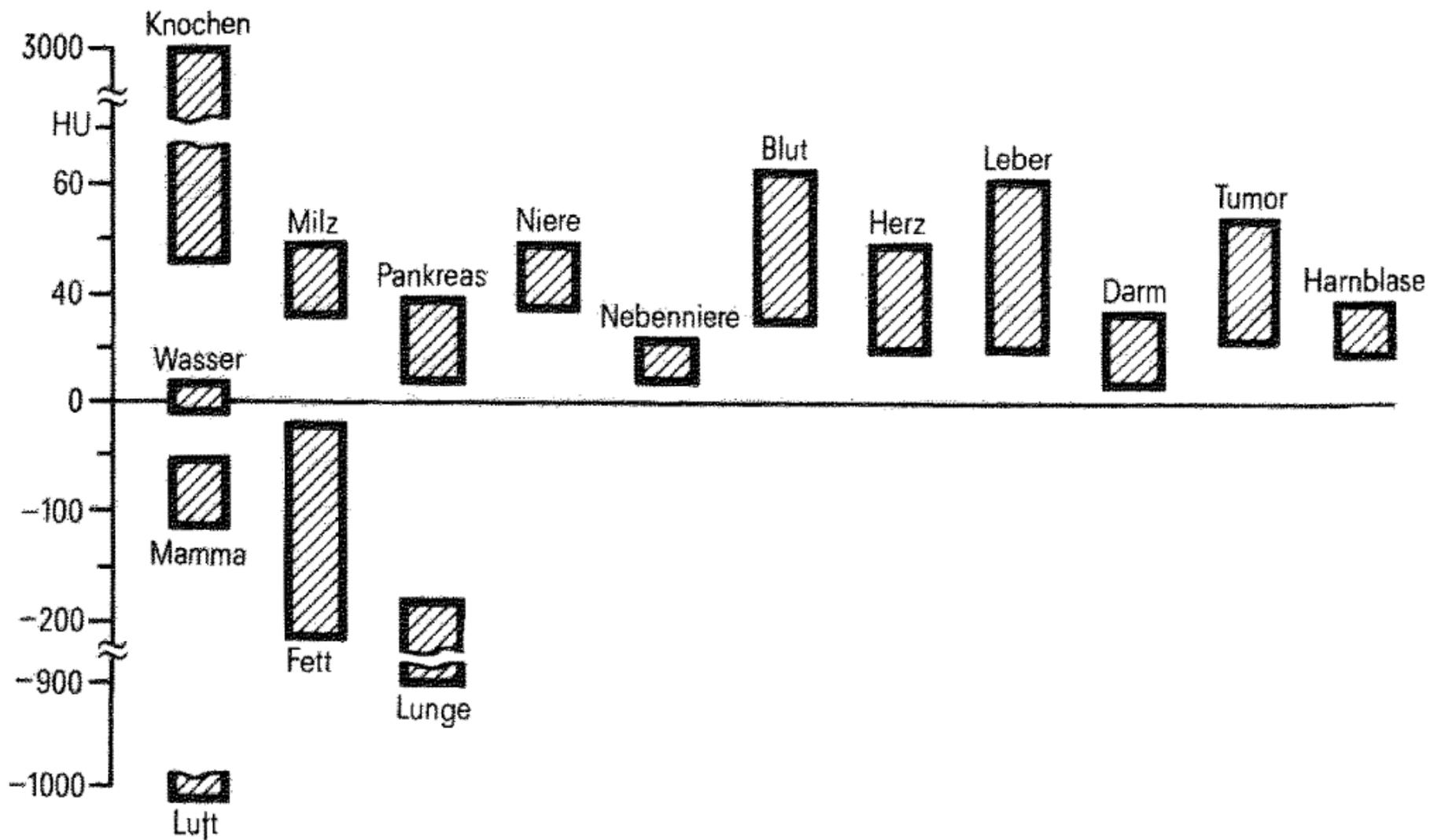
Luft: HE = -1000

Lunge: -700 bis -950 HE

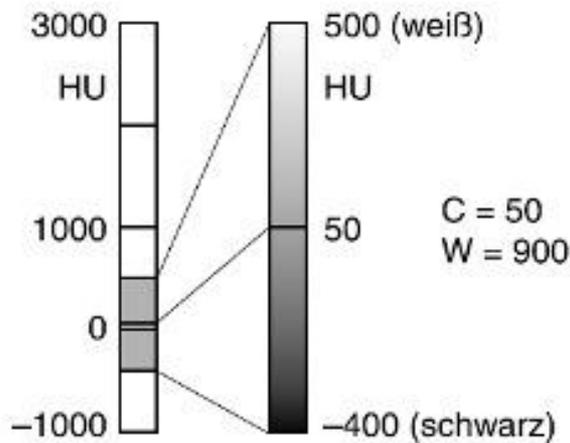
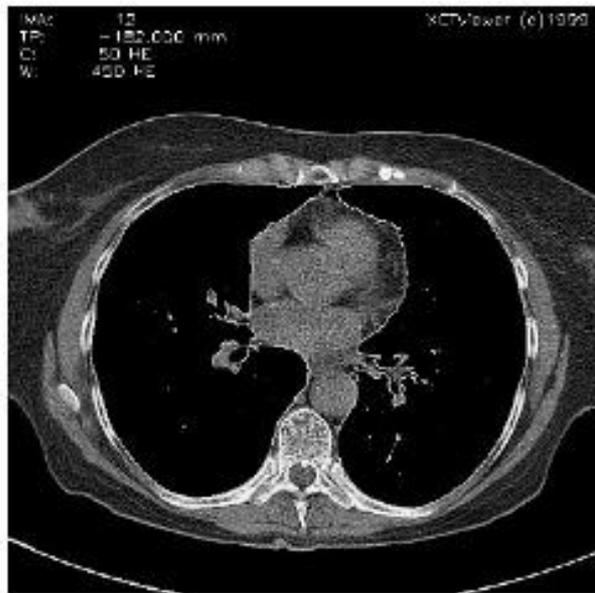
Fett: -100 HE

Muskulatur: 50 HE

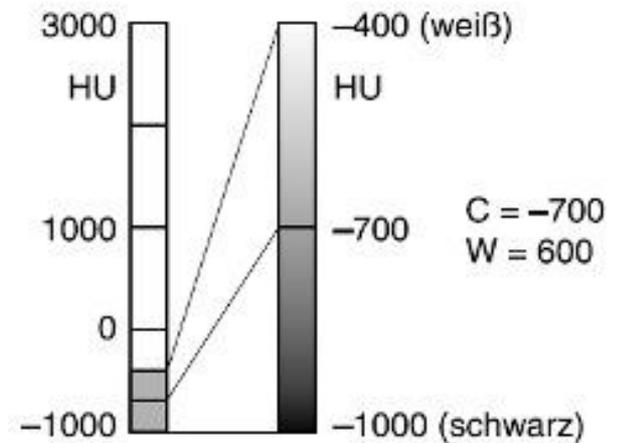
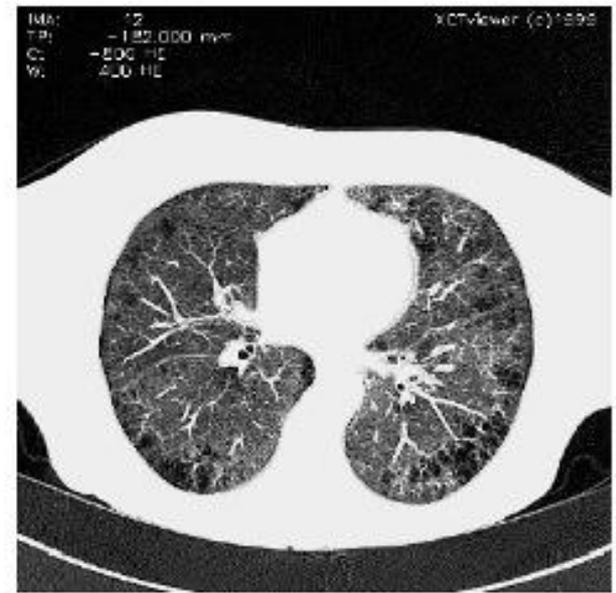
Knochen: bis 2000 HE



- Auflösungsvermögen der Röntgendiagnostik: 12 bit (entspricht 4096 Graustufen)
- Auflösungsvermögen des menschlichen Auges: 35 bis ca. 100 Graustufen (je nach Bedingungen)
- Abhilfe: nur relevanten Bereich aus dem Spektrum der Hounsfield-Einheiten (-1000 bis +3000 HU) darstellen



„Weichteilfenster“  
Herz ist differenziert,  
Lunge ist schwarz



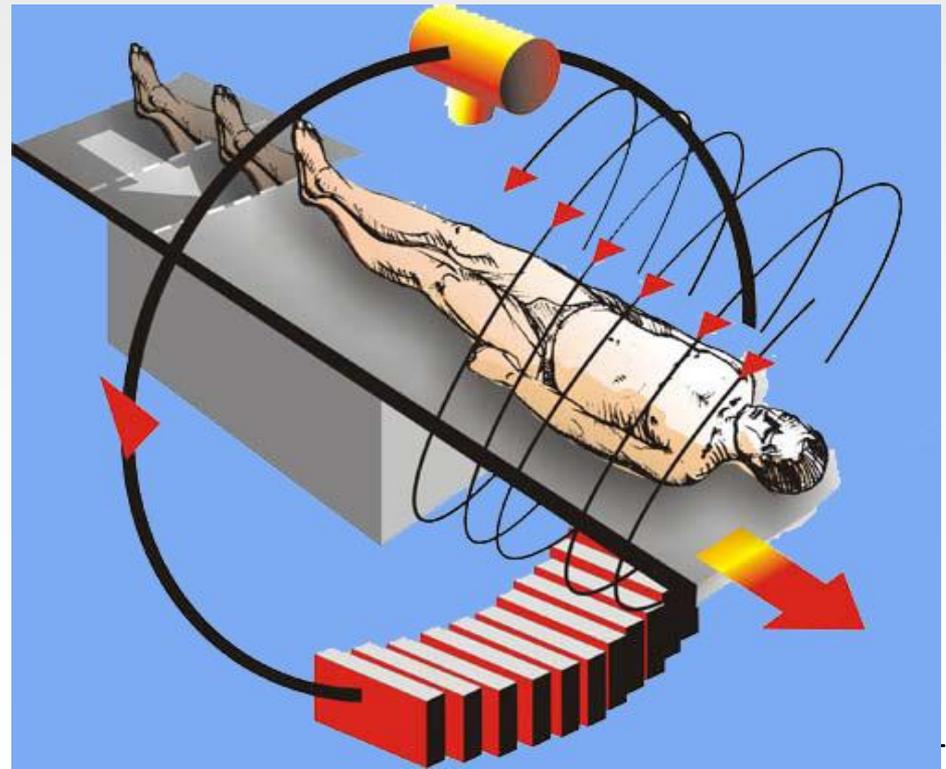
„Lungenfenster“  
Lungenstruktur ist dar-  
gestellt, Herz ist weiß

# 320 Zeilen-Detektor (Toshiba)



# Spiral-CT

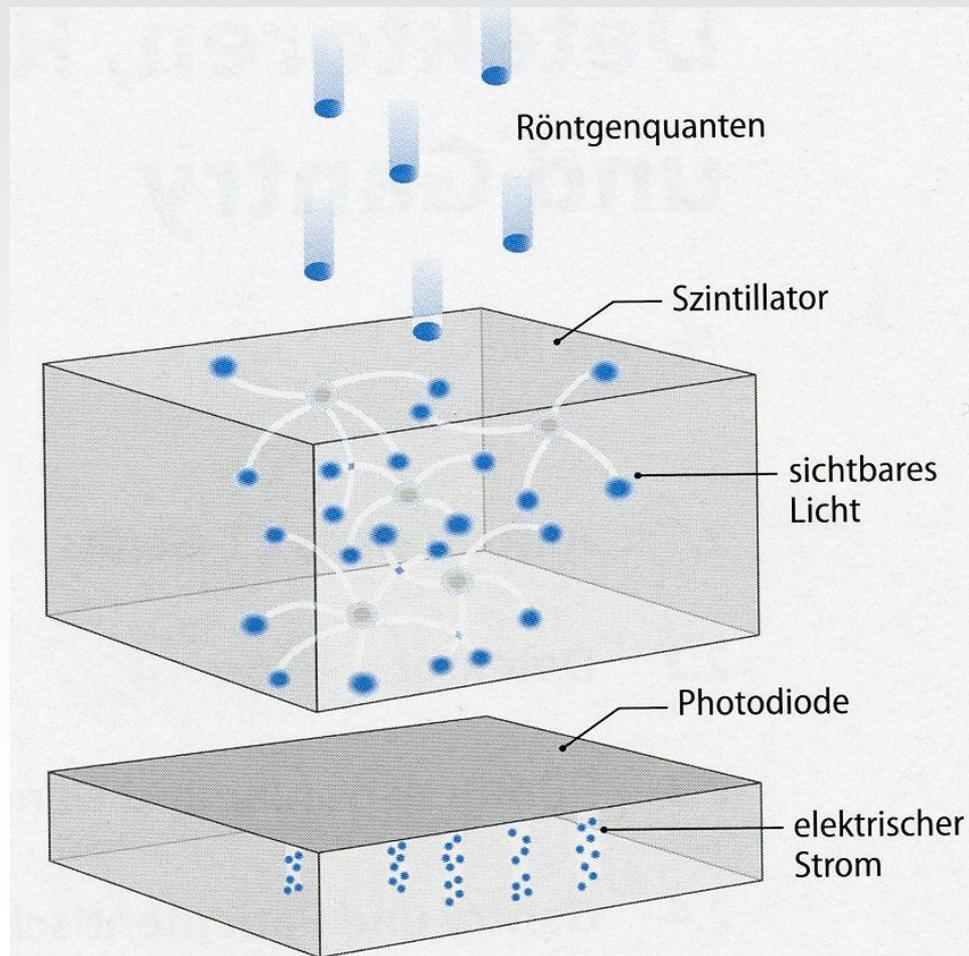
- Röhre rotiert konstant um den Patienten, der auf der Untersuchungsliege (Tisch) durch die Gantry gefahren wird
- Der eng gebündelte Röntgenstrahl beschreibt eine Spirale um den Patienten.
- Bei jeder Röhrenposition wird von den Detektoren die vom Patienten geschwächte Röntgenstrahlung gemessen. Es entsteht ein Volumendatensatz, aus welchem beliebige Einzelbilder, aber auch 3-D-Bilder rekonstruiert werden können.



# Detektortechnologie

# Festkörper-Szintillationsdetektoren

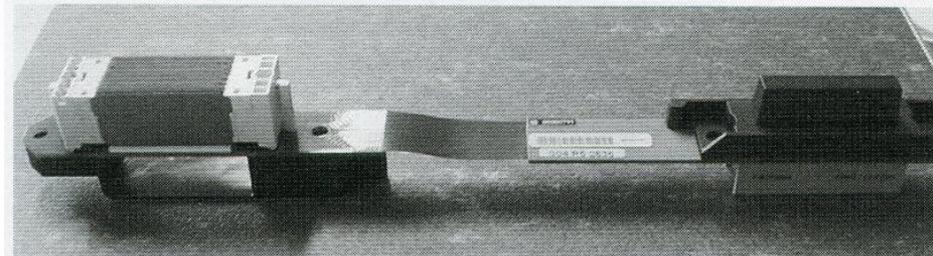
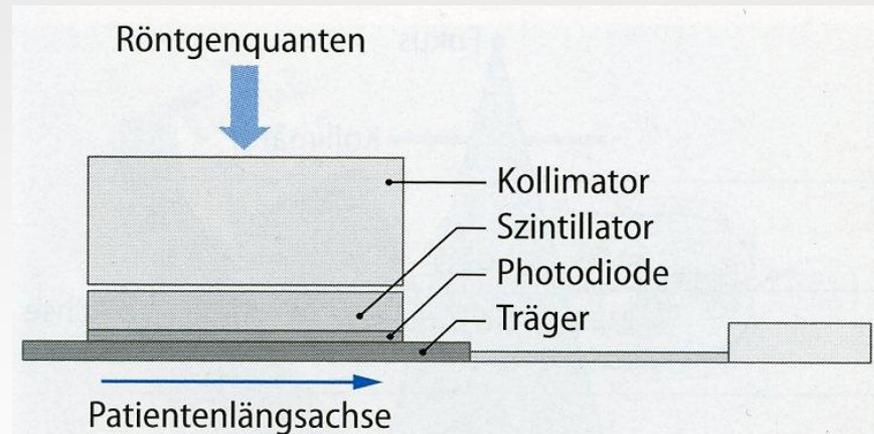
Auftreffende Röntgenstrahlung werden in Lichtblitze umgewandelt  
Lichtblitze werden auf Fotodioden gelenkt  
und in Spannungspulse umgewandelt



# Festkörper-Szintillationsdetektoren

Anforderungen:

- hohe Quanteneffizienz ( $\rightarrow$  hohe Ordnungszahl)
- kurze Abklingzeit
- 1000 Projektionen (artefaktfrei) pro Umlauf
- maximale Abtastfrequenz 5 kHz
- Messdauer 1 Projektion: 200  $\mu$ s
- 5000 Projektionen / s



# Festkörper-Szintillationsdetektoren

Anforderungen:

- hohe Quanteneffizienz (→ hohe Ordnungszahl)
- kurze Abklingzeit
- 1000 Projektionen (artefaktfrei) pro Umlauf
- maximale Abtastfrequenz 5 kHz
- Messdauer 1 Projektion: 200  $\mu$ s
- 5000 Projektionen / s
- hoher Dynamikbereich < 16 bit
- elektr. Signal linear zur Röntgenintensität
- geringe Drift
- wenig Rauschen (besonders bei dicken Patienten wichtig)

# Rekonstruktionsparameter

## Rekonstruktionsinkrement RI

- ist Schichtabstand der Einzelbilder
- definiert Überlappungsgrad
- Spiral-CT: frei wählbar
- Überlappung bei Sequentieller CT: Tischvorschub zwischen 2 Aufnahmen kleiner als Kollimation  
→ erhöhte Strahlenexposition wg. überlappender Daten

# Rekonstruktionsparameter

## Rekonstruktionsalgorithmen

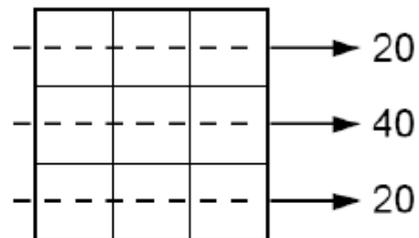
- gefilterte Rückprojektion
- iterative Rekonstruktion

# Grundprinzip der Tomographie

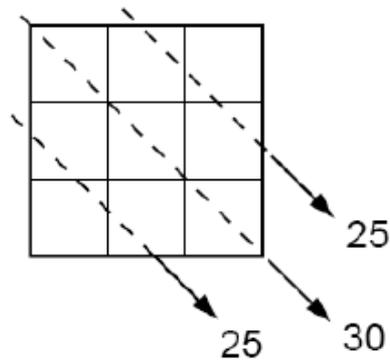
zu messende Schicht

5	10	5
10	20	10
5	10	5

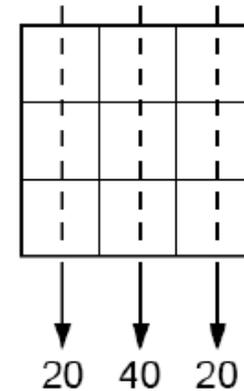
0°-Projektion



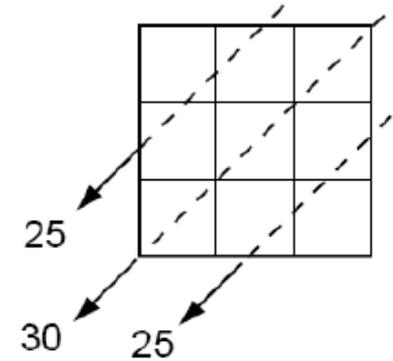
45°-Projektion



90°-Projektion



135°-Projektion



# Grundprinzip der Tomographie

- Summe der Projektionen:

20	20	20
40	40	40
20	20	20

 + 

30	25	25
25	30	25
25	25	30

 + 

20	40	20
20	40	20
20	40	20

 + 

25	25	30
25	30	25
30	25	25

 = 

95	110	95
110	140	110
95	110	95

- Skalierung: Division durch Anzahl der durchquerten Voxel,  $n = 12$ )

95	110	95
110	140	110
95	110	95

7,9	9,1	7,9
9,1	11,7	9,1
7,9	9,1	7,9

5	10	5
10	20	10
5	10	5

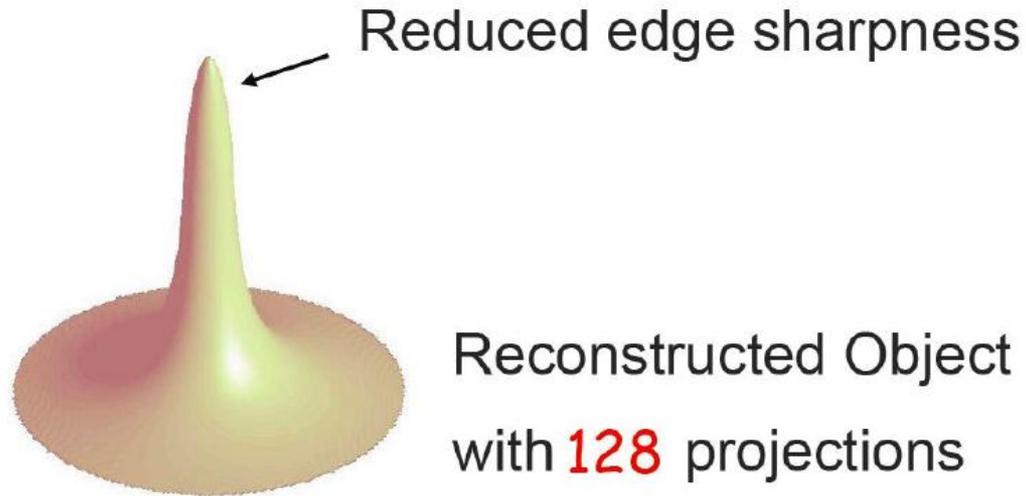
## gefilterte Rückprojektion

- Schwächungsprofil aus jeder Richtung wird in den Bildspeicher addiert
- die Ränder des Objektes werden unscharf durch wiederholte Addition langreichweitiger Beiträge
- Unschärfe wird durch einen „Hochpassfilter“ korrigiert (Faltung: Multiplikation mit einem Faltungskern )
- Faltungskern beeinflusst Bildqualität

## Ungefilterete Rückprojektion



Object

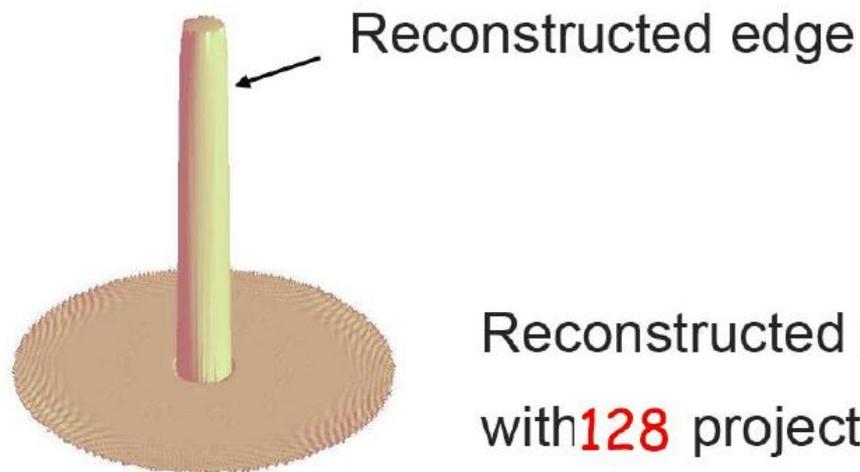


Reconstructed Object  
with **128** projections

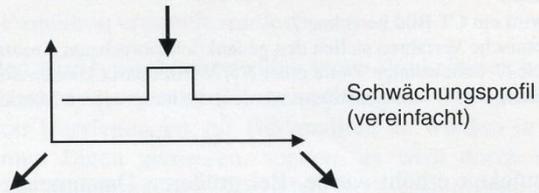
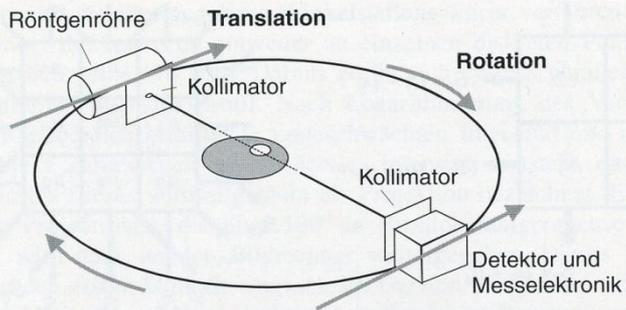
## Gefilterte Rückprojektion



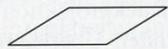
Object



Reconstructed object  
with **128** projections

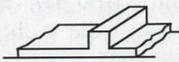
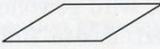


ohne Faltung

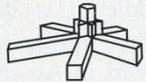
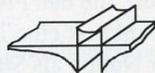


0 Projektionen

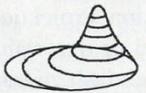
mit Faltung



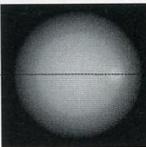
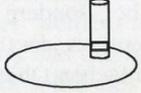
1 Projektion



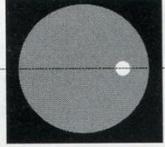
3 Projektionen



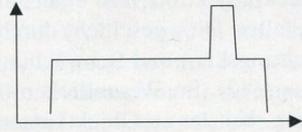
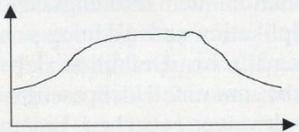
$N_p$  Projektionen



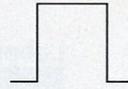
$N_p$  Projektionen



Profilschnitt

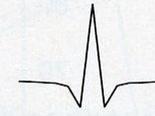


Originalprofil



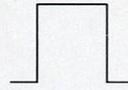
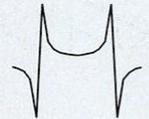
\*

Faltungskern



Standard

=



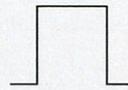
\*



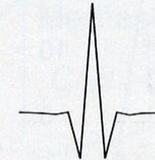
glättend

weich

=



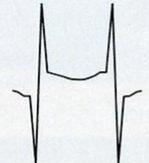
\*



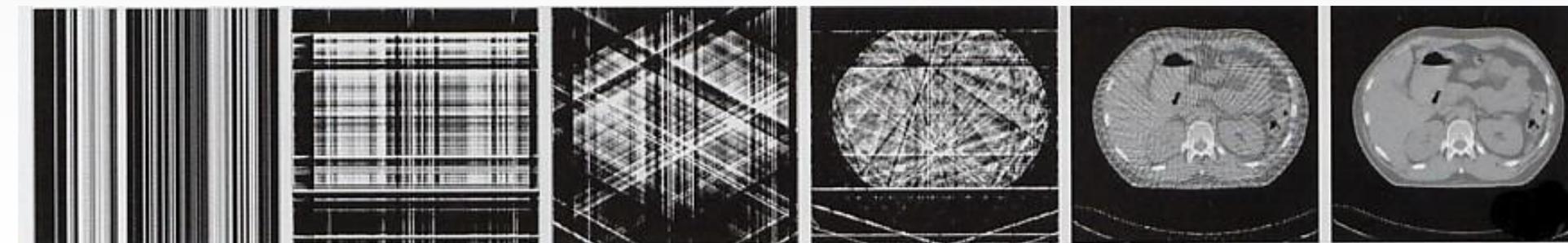
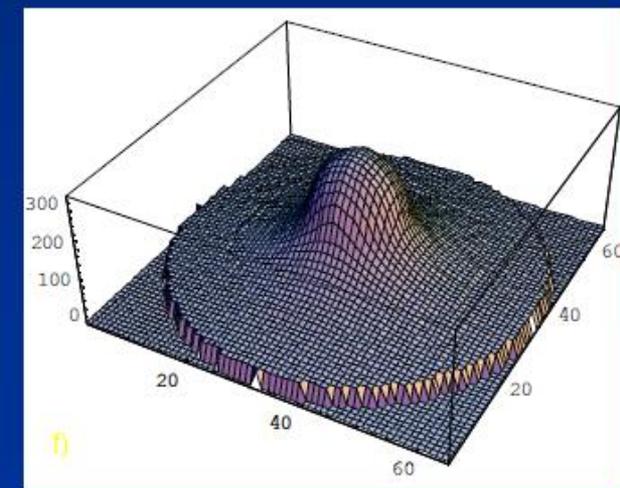
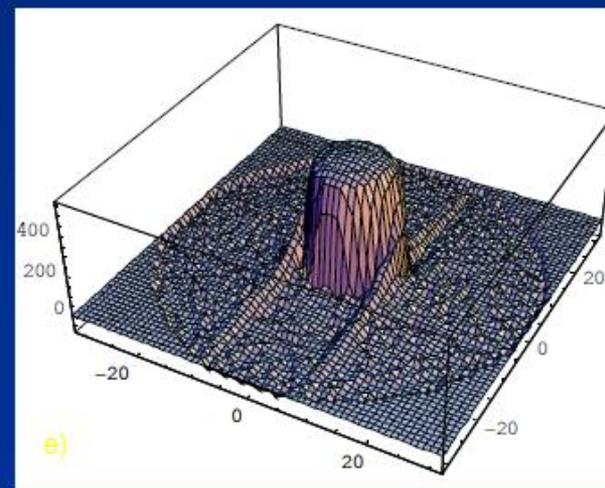
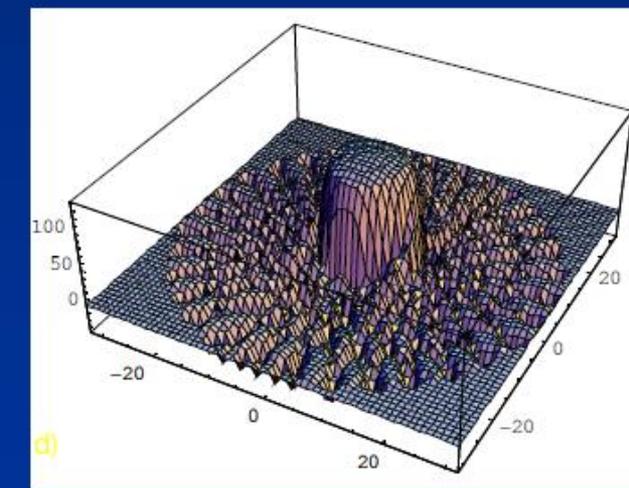
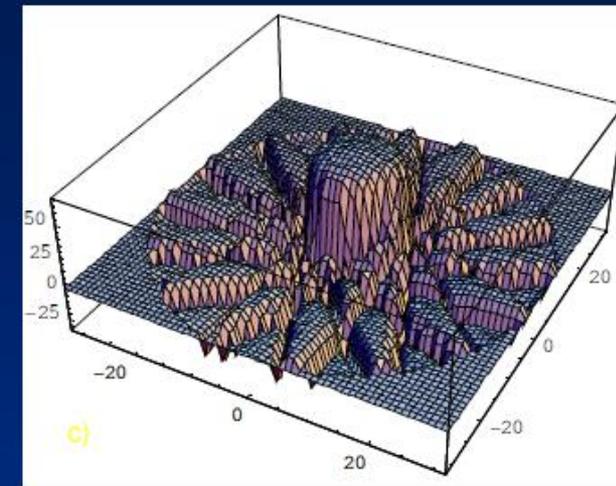
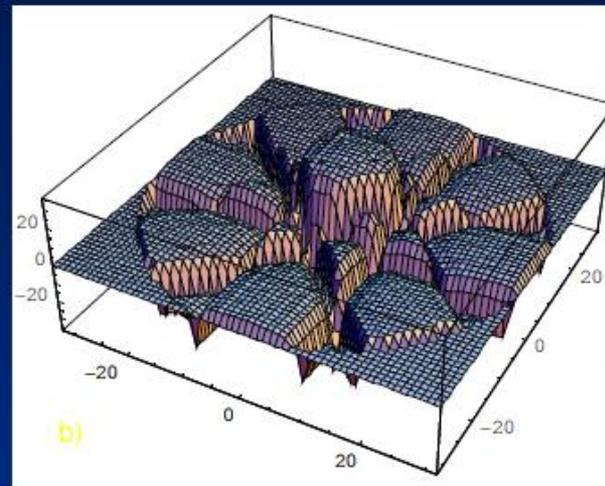
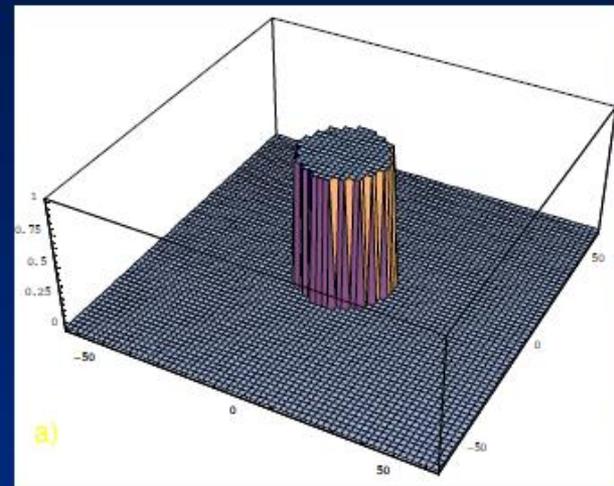
kantenbetonend

hart

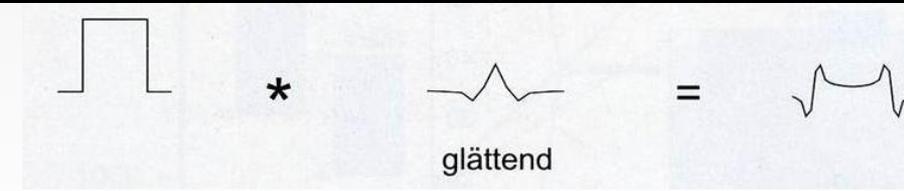
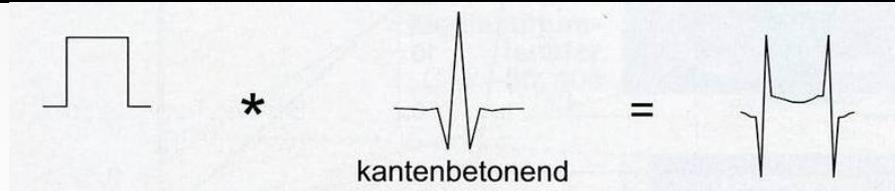
=



Der Faltungskern hat Einfluss auf die Bildqualität



Gefilterte Rückprojektion nach 1, 2, 3, 10, 45 und 180 Projektionen



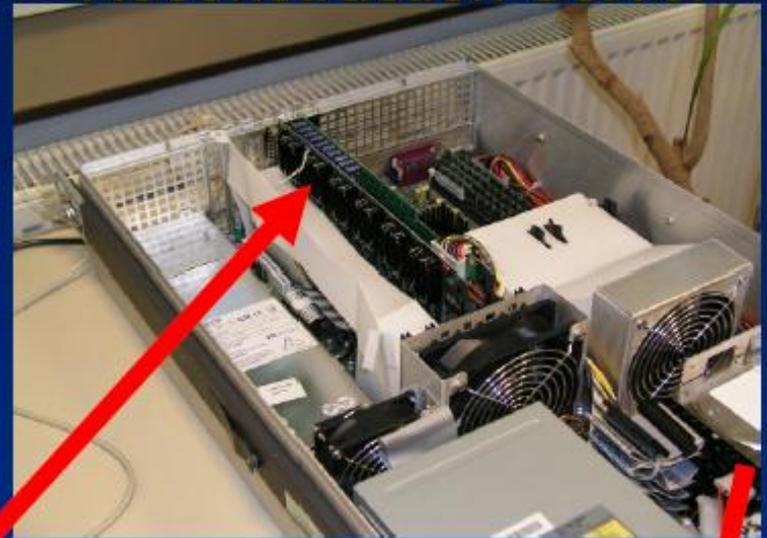
Harter Faltungskern:  
Ortsauflösung hoch, Rauschen groß

Weicher Faltungskern:  
Ortsauflösung gering, Rauschen klein

# High Performance Processor



# Reconstruction Server



# Board Level Accelerator



# Reconstruction System

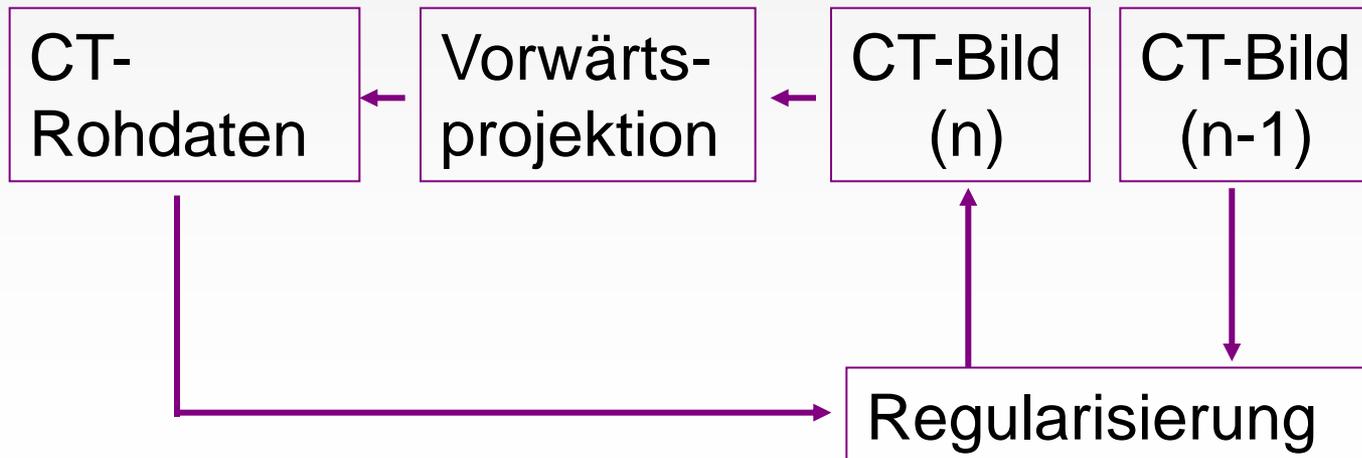


# Iterative Rekonstruktion

- ständiges Vergleichen von Messwerten mit Modelldaten
- proprietäre Hardware erforderlich

## Algorithmus:

- rekonstruiere ein erstes Bild
- ggf. „regularisiere“ das Bild
- passt das Bild zu den gemessenen Rohdaten?
- solange nein, berechne ein Korrekturbild



# iterative Rekonstruktion

## Regularisierung:

- Modellierung des (lokalen) Rauschens im CT-Bild
- Separation von Information und Rauschen auf Basis der statistischen Signifikanz (Kontrast zu Rauschen)
- Subtraktion des ermittelten Rauschanteils
- Bildauflösung und Rauschen sind entkoppelt
- hängt ab von Anzahl der Wiederholungen
- ist der entscheidende Mechanismus zur Rausch- bzw. Dosisreduktion!



gefilterte Rückprojektion



iterative Rekonstruktion  
(5 Iterationen)



Gefilterte Rückprojektion:  
Dosis 100 %



Iterative Rekonstruktion  
Dosis 40%

## Limitationen von gefilterter Rückprojektion:

- Kompromiss von Schärfe gegen Rauschen
- Strahlungs-dosis kann nicht beliebig reduziert werden
- Moderne iterative Verfahren gewinnen immer mehr an Bedeutung, basieren auf der Nutzung von Vorwissen, das sowohl im Bild- als auch im Rohdatenraum eingebracht werden kann.
- alle Hersteller bieten mittlerweile iterative Rekonstruktion an
- Dosisreduktionen um mehr als 50% werden angegeben, teils mit gleichzeitig verbesserter Ortsauflösung



A stage with red curtains and a glowing musical staff. The scene is viewed through a semi-circular opening, possibly a stage arch. The curtains are a deep red color, and the musical staff is illuminated with a warm, golden light. The text "Lo spettacolo è finito..." is overlaid on the image in a white, italicized font.

***Lo spettacolo è finito...***