

Computertomographie

Prof. Dr. Hatem Alkadhi

Institut für Diagnostische und Interventionelle Radiologie

UniversitätsSpital Zürich

Lernziele

- **Kurzer historischer Rückblick**
- Technisches Grundprinzip der CT
- typische Anwendungen
- Strahlendosis und Strahlenschutzmassnahmen

CT-Entwicklung: *Der Erfinder*

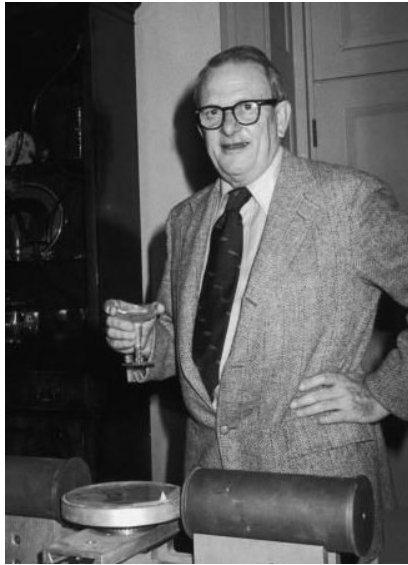


1917... *Die „Radontransformation“*

Der österreichische Mathematiker beschreibt ein Verfahren um eine ableitbare Funktion aus Schwächungsintegralen über mehrere Winkel eine Projektion zu berechnen.

Die Berechnung der Radontransformation ist das Grundprinzip der CT zur Bilddarstellung und die Hauptaufgabe des Computers bei der „Computer“tomographie.

CT-Entwicklung: 1964 – *Das Prinzip*

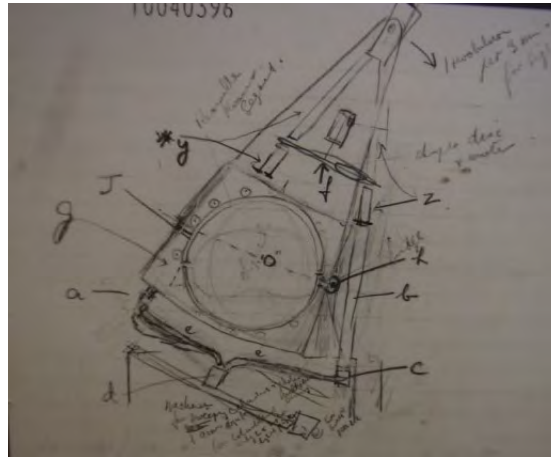


1964... *Eine vorerst kaum beachtete Publikation.*

Der südafrikanische Physiker Allen M. Cormack veröffentlicht eine Arbeit, in der er die Dichte einzelner Punkte in einem Volumen ermittelt, in dem er die Röntgenröhre um sein Objekt rotieren lässt und alle 7.5° ein Bild anfertigt.

Cormack arbeitet in der Strahlentherapie und möchte Bestrahlungen genauer planen.

CT-Entwicklung: 1968 – *Der Konstrukteur*



1968... *Der Prototyp.*

Der englische Ingenieur Godfrey N. Hounsfield (geb. 1919) entwickelt den ersten mit Röntgenstrahlung arbeitenden Experimental-Scanner. Vorerst können nur anatomische Präparate vermessen werden.

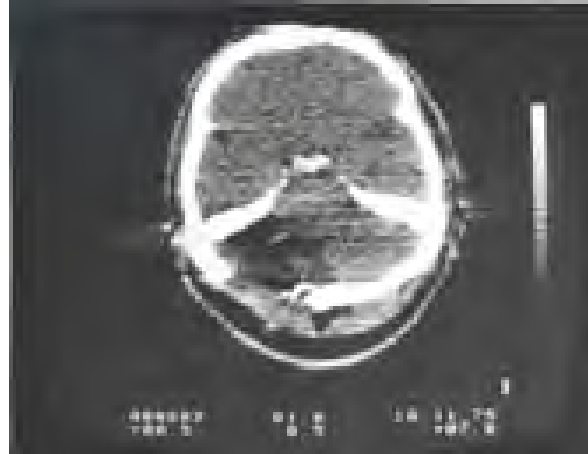
Die Messung dauert bis zu 9 Stunden, die Bildrekonstruktion 2 ½ Stunden. Auf dem Bild ist partiell eine Unterscheidung zwischen grauer und weißer Hirnsubstanz möglich.

CT-Entwicklung: 1971 – *EMI-Scanner*



- 1971... Hounsfield entwickelt den ersten Computertomographen. Er arbeitet weder an einer Universität noch bei einem renommierten Gerätehersteller, sondern bei der britischen Firma EMI (Schallplattenhersteller).
- 1972... Kopf-Scanner EMI Mark I. Diese erste Geräte-Generation hat nur einen einzelnen Detektor, welcher genau gegenüber der Strahlenquelle liegt und mit dieser um den Patientenkopf rotiert. Die Akquisition einer einzelnen Schicht dauert mehr als 5 Minuten. Das erste Gerät wird im Atkinson Morley's Hospital in London aufgestellt

CT-Entwicklung: 1974 – *SIRETOM*



1974... Erster Siemens Kopfschanner SIRETOM.

Die Entwicklung bescherte der kleinen Firma EMI für knapp zwei Jahre eine Monopolstellung, erst 1974 konnte Siemens als erster traditioneller Röntgengerätehersteller mit dem SIRETOM nachziehen.

1974... Zahlreiche klinische Diagnosen lassen sich aus den Bildern ableiten. Ein Bild aus dem SIRETOM mit einer Bildmatrix von 80 x 80 Bildpunkten, für die Akquisition einer Schicht wurden etwa 10 Minuten benötigt.

CT-Entwicklung: 1974 – 3. Generation



1974... 3. Gerätegeneration.

Zum ersten Mal kann die Röhre kontinuierlich rotieren. Die zeitliche Auflösung der bisherigen Geräte wurde durch das Trägheitsmoment von Röhre und Detektor, welche immer wieder beschleunigt und abgebremst werden mussten, limitiert. In der 3. Scannergeneration haben die Geräte jetzt zwischen 256 und 1200 Detektoren, welche einen Winkel von 30° bis 60° des Scanners abdecken. Die Aufnahmezeit wird hierdurch weiter verkürzt, der Detektor muss aber unverändert zeitgleich mit der Röntgenröhre rotieren.

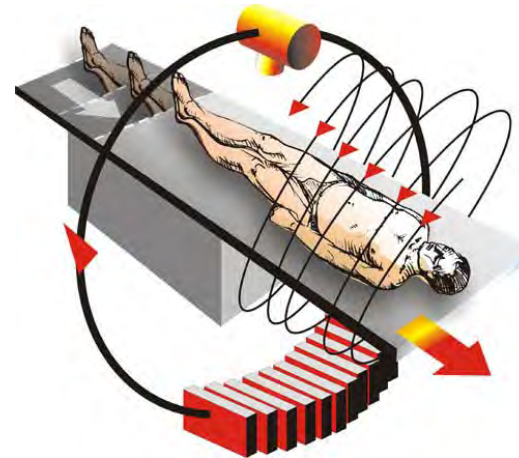
CT-Entwicklung: 1979 – *Nobelpreis*



1979... *Medizin-Nobelpreis für G. Hounsfield und A. Cormack.*

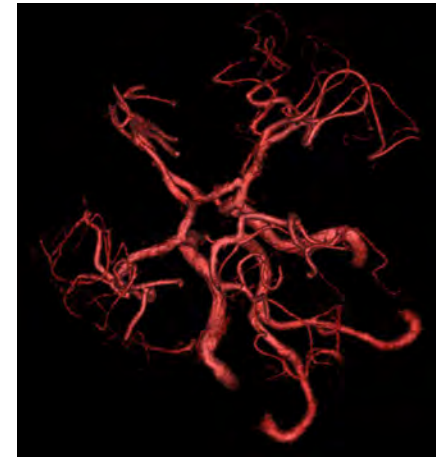
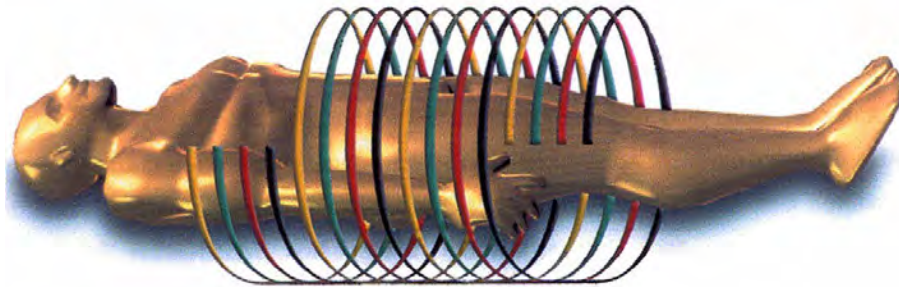
Für die Pionierarbeiten an der Computertomographie erhalten die beiden Erfinder der Technik Sir G. Hounsfield und A. Cormack, welche vollkommen unabhängig voneinander gearbeitet haben, gemeinsam den Nobelpreis für Medizin.

CT-Entwicklung: 1989 – *Spiral-CT*



1989... *Der Durchbruch zur Volumenbildgebung: „Von der Scheibe zur Kugel“*
Entwicklung und erste klinische Untersuchungen mit der **Spiral-CT**.
Äußerlich nahezu unverändert, dreht sich die Untersuchungs-
liege kontinuierlich, und es wird ein spiralförmiger Datensatz
gewonnen, aus dem erst durch mathematische Umrechnungen die
klassischen Schichtbilder erzeugt werden.

CT-Entwicklung: 1998 – *MDCT*



1998... Einführung der Mehrzeilen-Technik (MDCT)

Erstes kommerziell erhältliches 4-Zeilen Gerät. Mit der neuen Technik werden vier parallele „Spiralen“ gleichzeitig aufgenommen. Somit wird die Untersuchungszeit drastisch reduziert, was insbesondere in der Diagnostik bewegter Organe, z.B. dem Herzen deutliche Vorteile bringt. Die neue Technik kann aber auch zur Verbesserung der räumlichen Auflösung durch Anfertigung dünnerer Schichten verwendet werden.

CT-Entwicklung: 1998-... = *Mehr Zeilen*

Fortsetzung der CT-Entwicklung

2001... 16-Zeilen CT



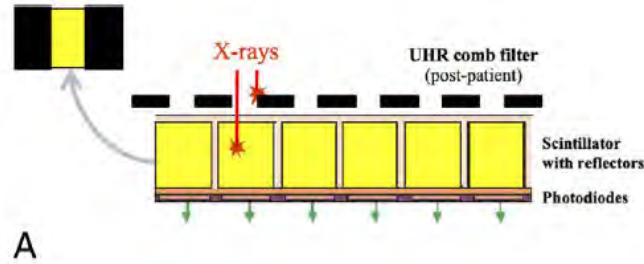
2004... 64-Zeilen CT



2007... 128- bis 320-Zeilen CT



CT-Entwicklung: 2022 – *Photon Counting Detektor*



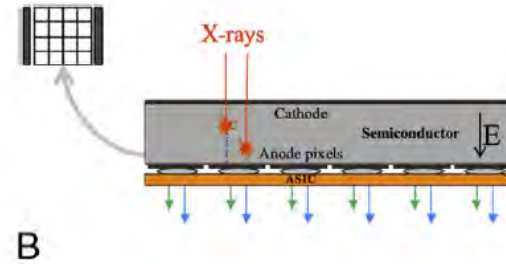
X-rays

light

electrical signal

konventioneller
Energie-integrierender
Detektor

indirect
conversion process



X-rays

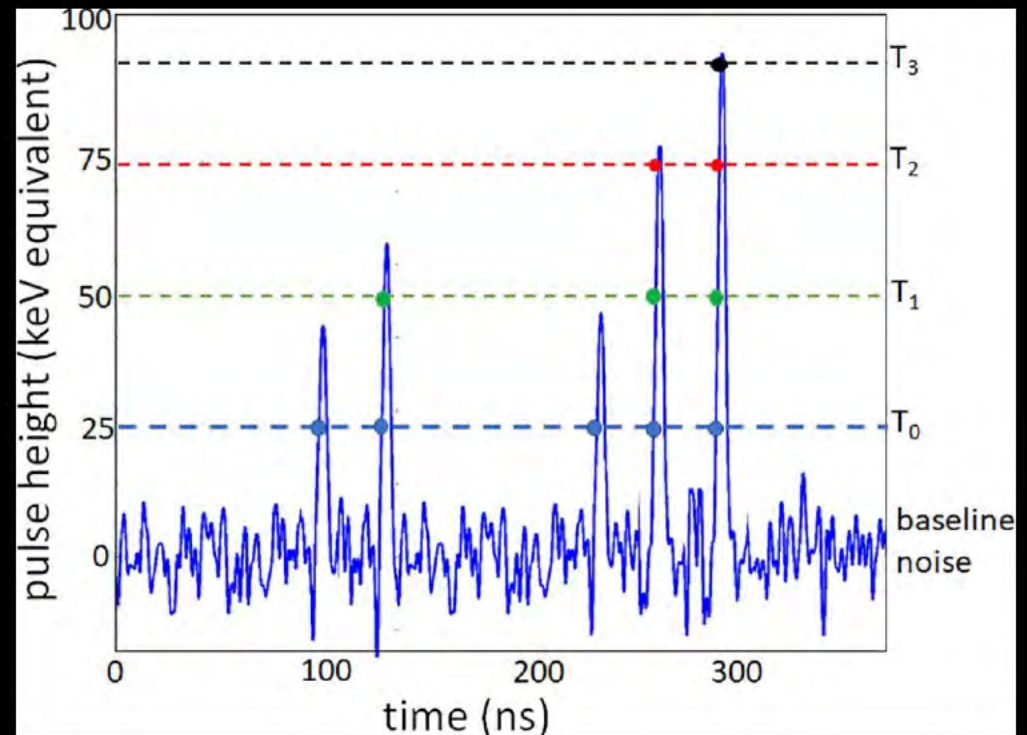
electrical signal

Photon-counting
Detektor

direct conversion
process, followed by
counters

Energy bins

- Electrons which are produced via absorbed X-rays induce a signal at the anode
- Height of the signal is proportional to the energy of the X-rays
- Pulses are counted once a certain threshold is reached
- Simultaneous read-out of the pulses with different threshold energies (*here: 4*) yield spectrally separated detector signals



CT-Entwicklung

Entwicklung der Bildqualität:

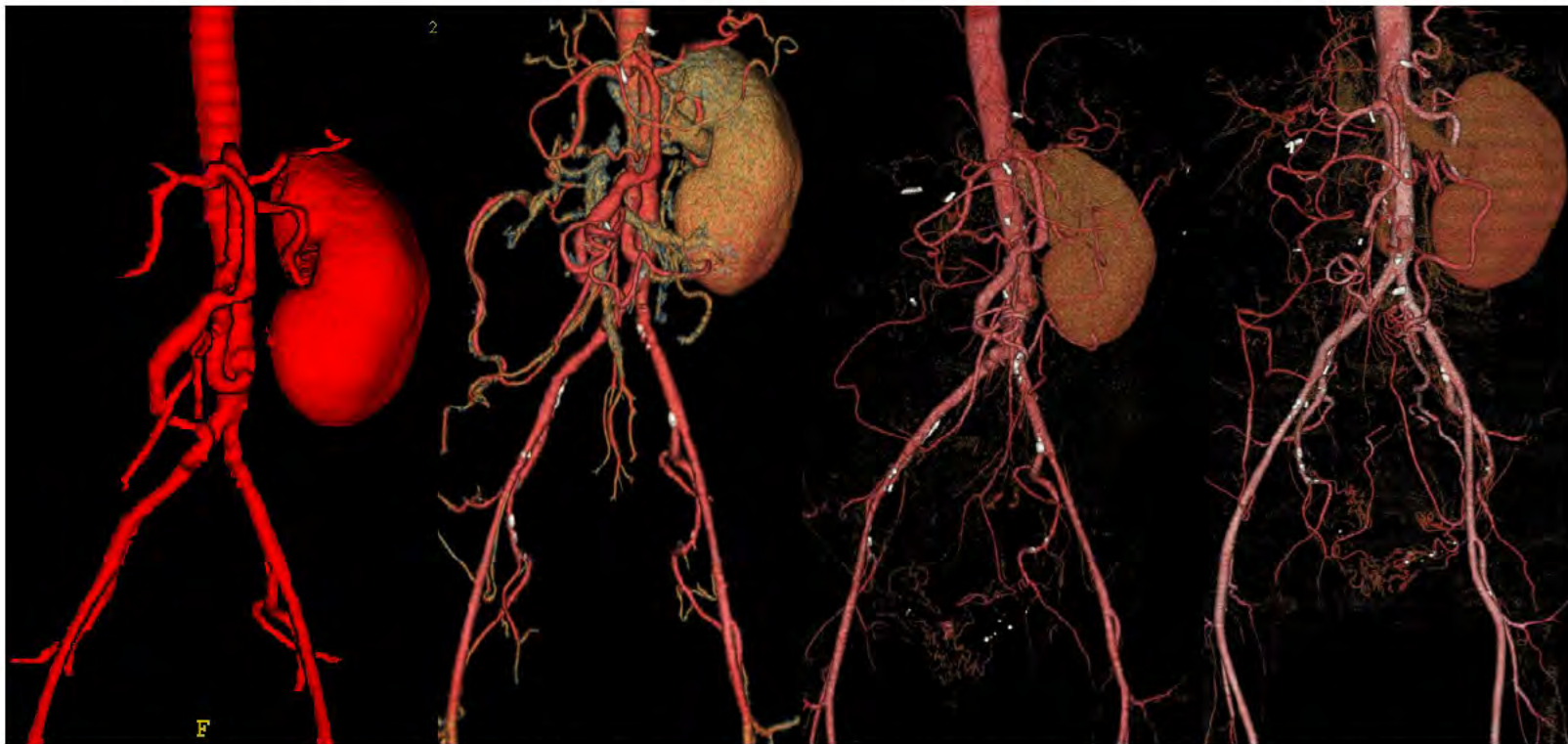
Follow-up einer Patientin mit fibromuskulärer Dysplasie

Aug. 1999

Aug. 2001

Aug. 2003

Okt. 2004



Ein-Zeilen-CT

4-Zeilen-CT

16-Zeilen-CT

64-Zeilen-CT

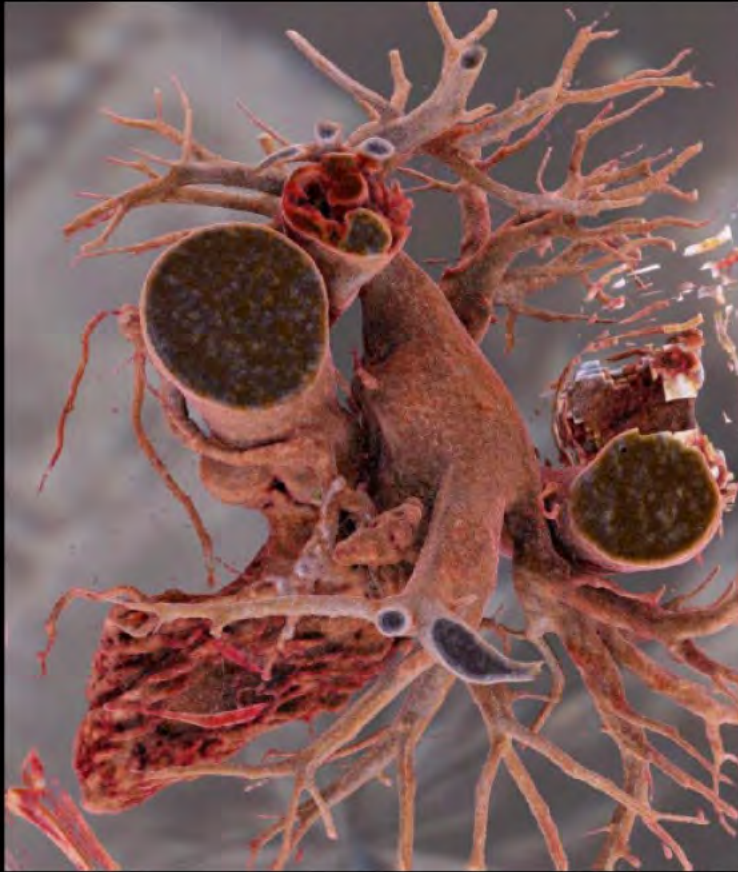
Rekonzeit: 12h

1h

20min.

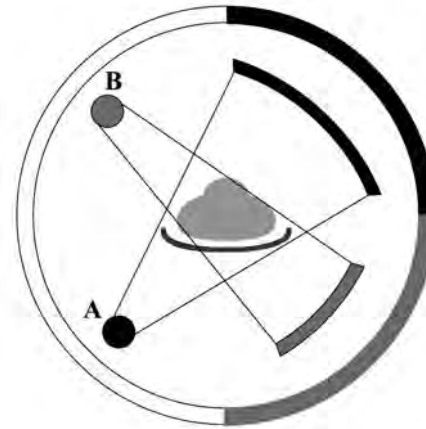
3min.

CT heute: modernes 3D post-processing



Cinematic rendering: von Pixar™ ("Monster Uni" oder "Toy Story") abgeleitet

CT-Entwicklung: 2006 – *Dual Source CT*

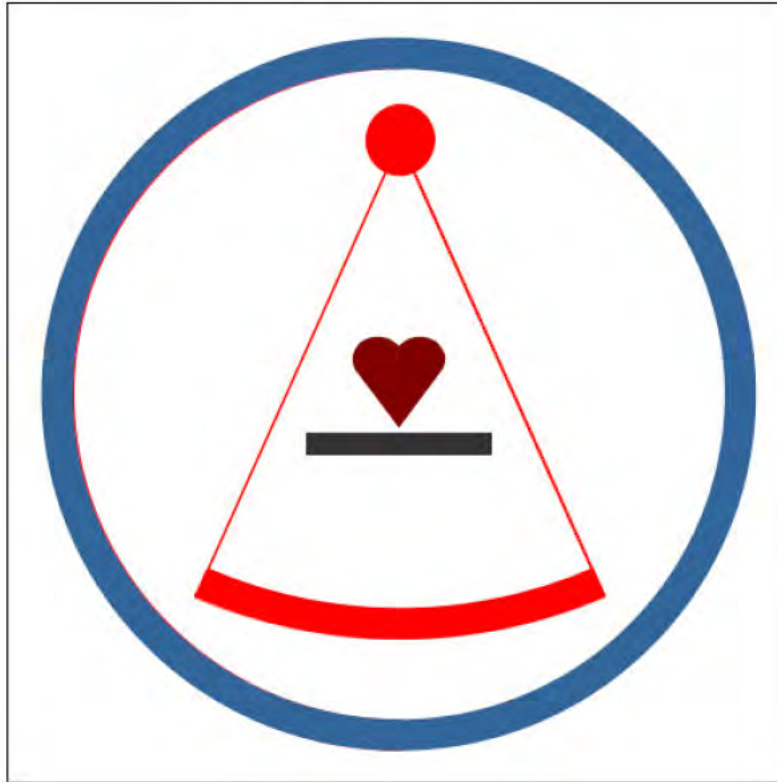


2006... **Dual- oder Multisource-CT:**

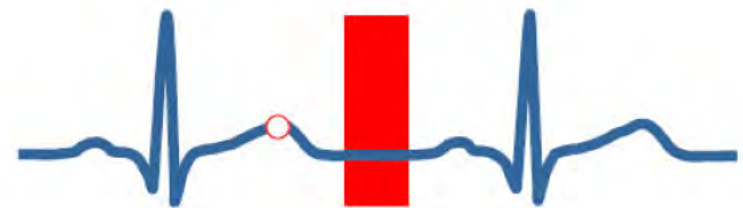
- Die Verwendung von mehr als einer Röntgenröhre verbessert die Scangeschwindigkeit und die zeitliche Auflösung.
- Die Applikation von unterschiedlichen Röhrenspannungen (dual- oder multi-energy) erlaubt eine verbesserte Gewebedifferenzierung.

CT-Entwicklung – zeitliche Auflösung

single-source CT

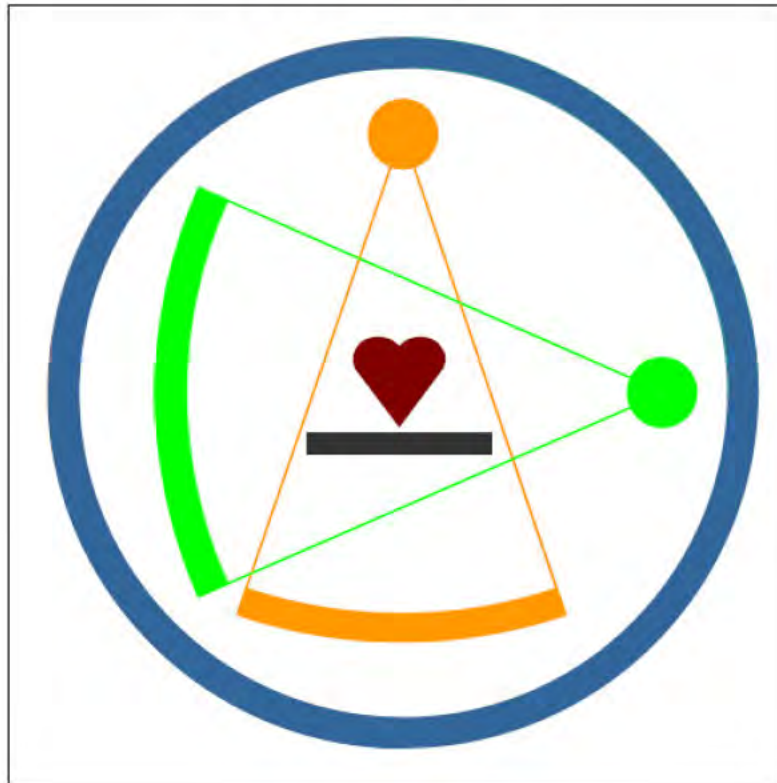


$$\text{zeitliche Auflösung} = \frac{\text{Rotationszeit (250ms)}}{2} = 125 \text{ ms}$$

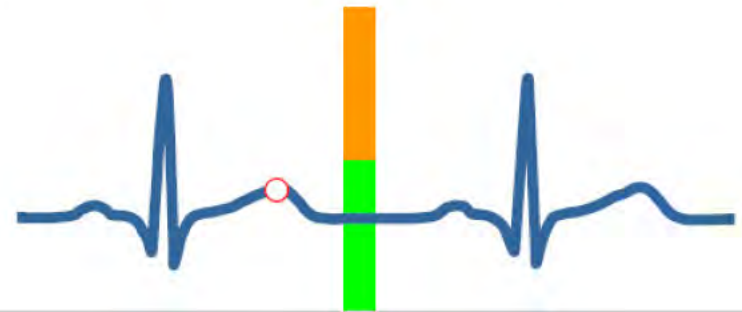


CT-Entwicklung – zeitliche Auflösung

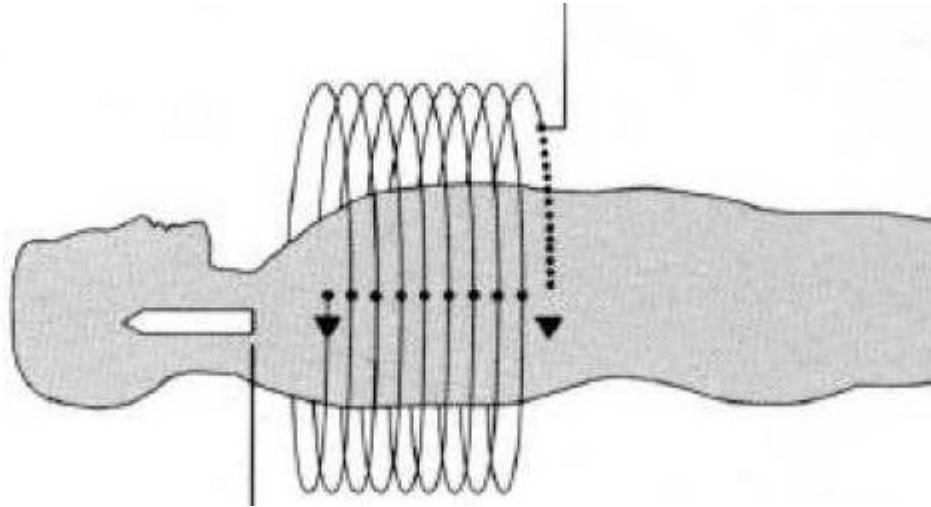
dual-source CT



$$\frac{\text{zeitliche Auflösung} = \text{Rotationszeit (250ms)}}{4} = 63 \text{ ms}$$



Konventionelle vs. Spiral-CT



Prinzip der konventionellen CT:

Der Patient wird schichtweise abgetastet, mit nachfolgendem Tischvorschub.

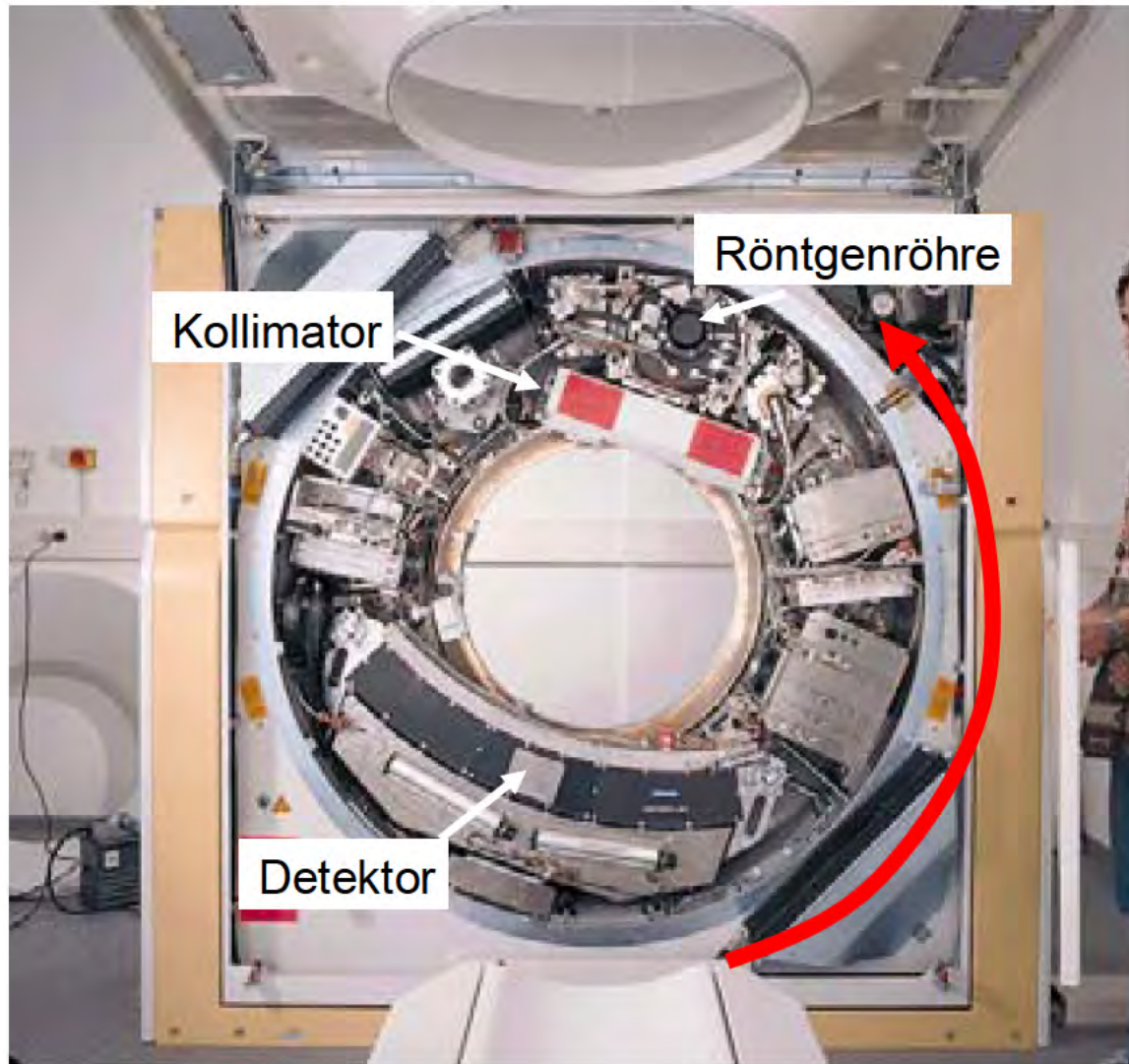
Prinzip der Spiral-CT (Helikal-CT):

Der Patient wird mit gleichmässigem Tischvorschub durch die Gantry bewegt; es resultiert eine helikale (spiralförmige) Abtastbewegung

Lernziele

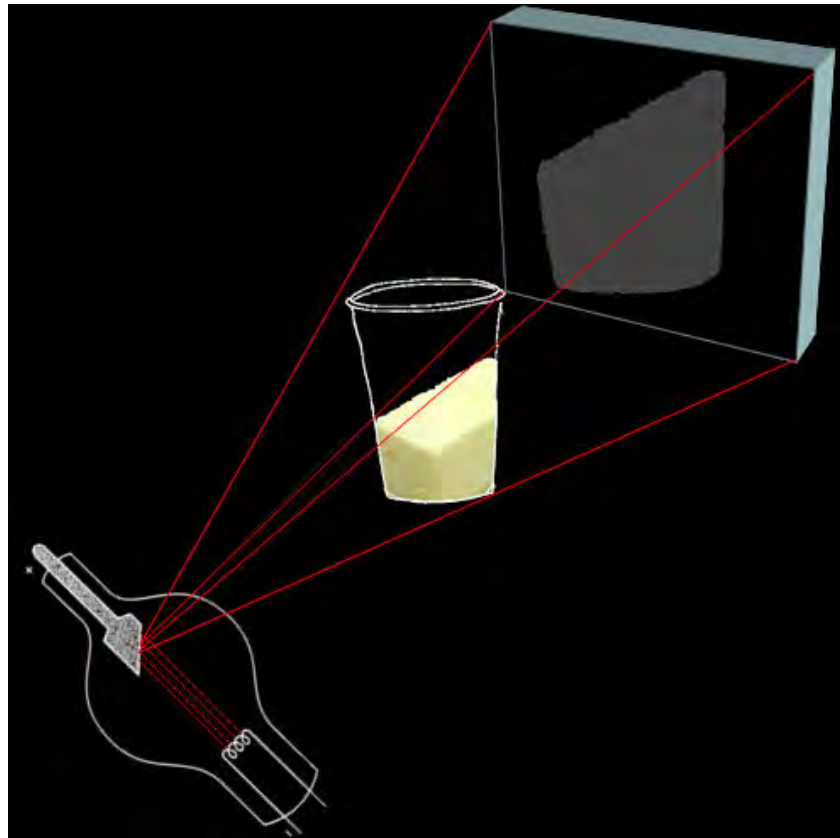
- Kurzer historischer Rückblick
- **Technisches Grundprinzip der CT**
- typische Anwendungen
- Strahlendosis und Strahlenschutzmassnahmen

Aufbau des Computertomographen

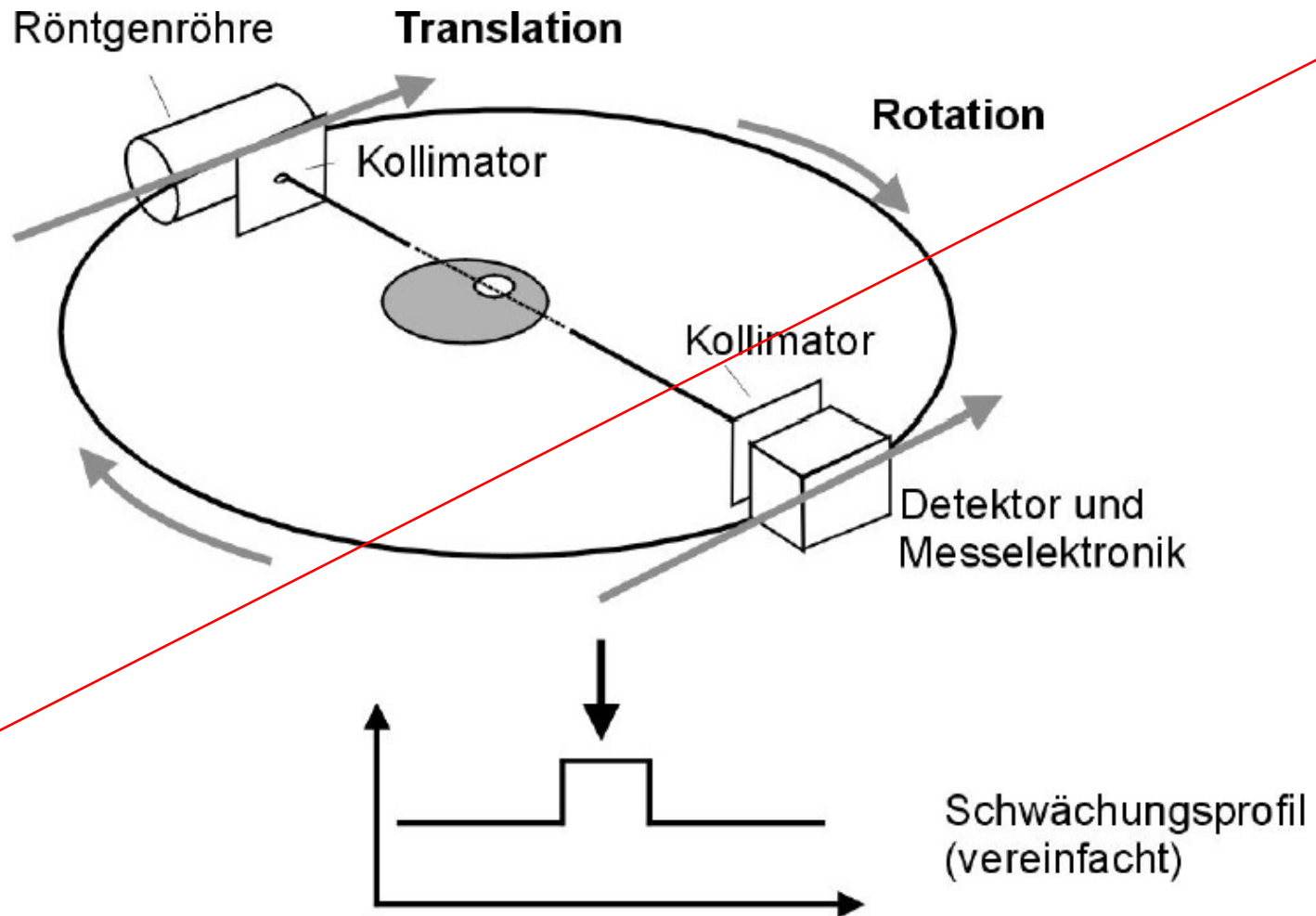


Abtastprinzip

Grundprinzip identisch wie bei der Projektionsradiographie
= **Schwächung von Röntgenstrahlen**

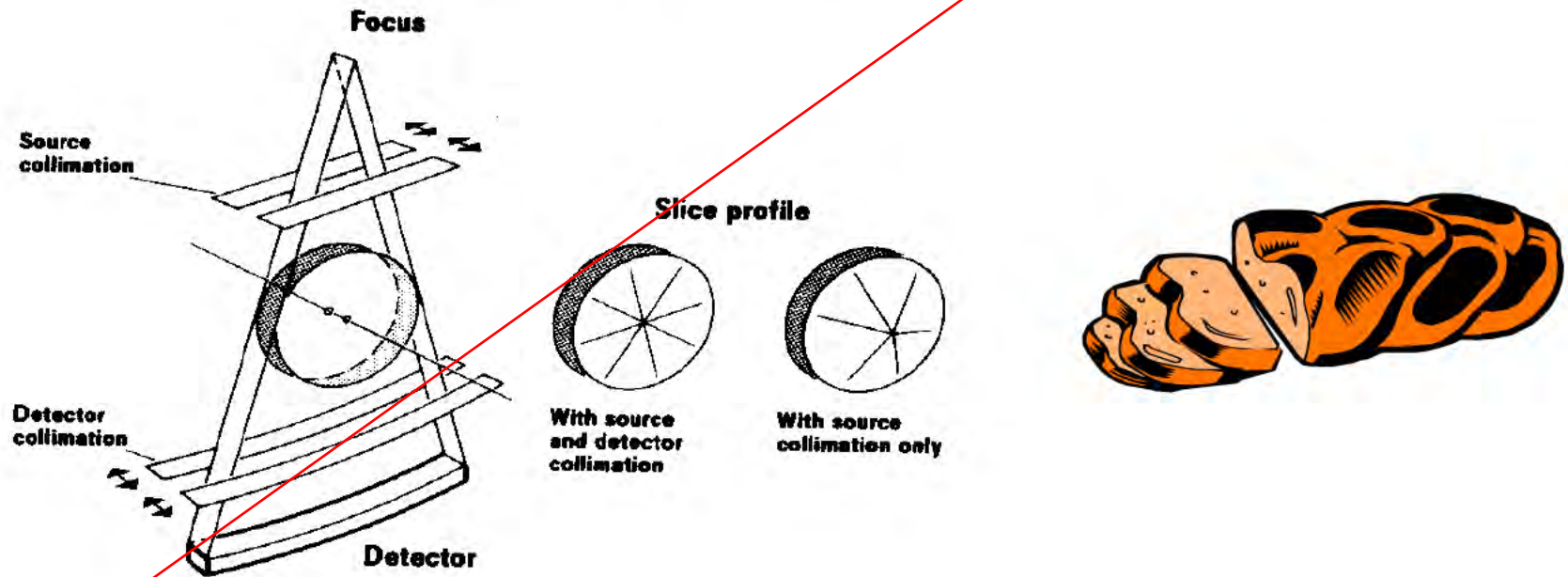


Rekonstruktionsalgorithmen



CT-Bilderzeugung: Die *Schicht*

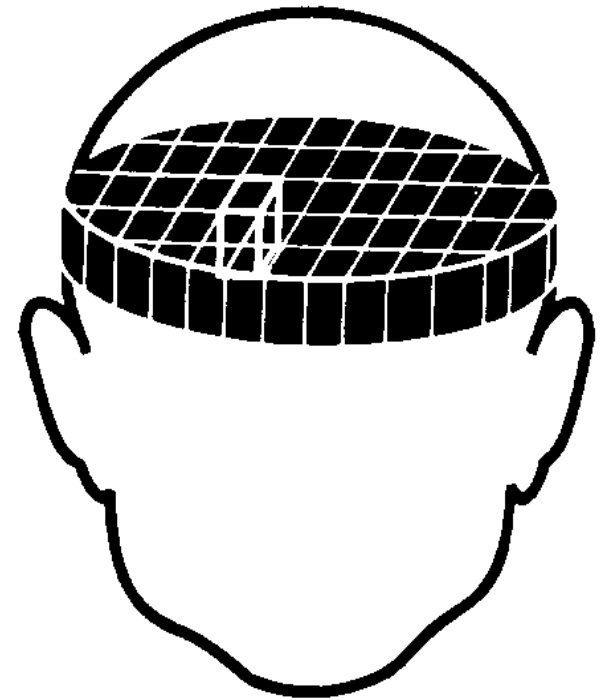
Röntgenstrahlen, begrenzt durch einen Kollimator,
durchstrahlen nur eine axiale Scheibe des Körpers:
eine "Schicht"



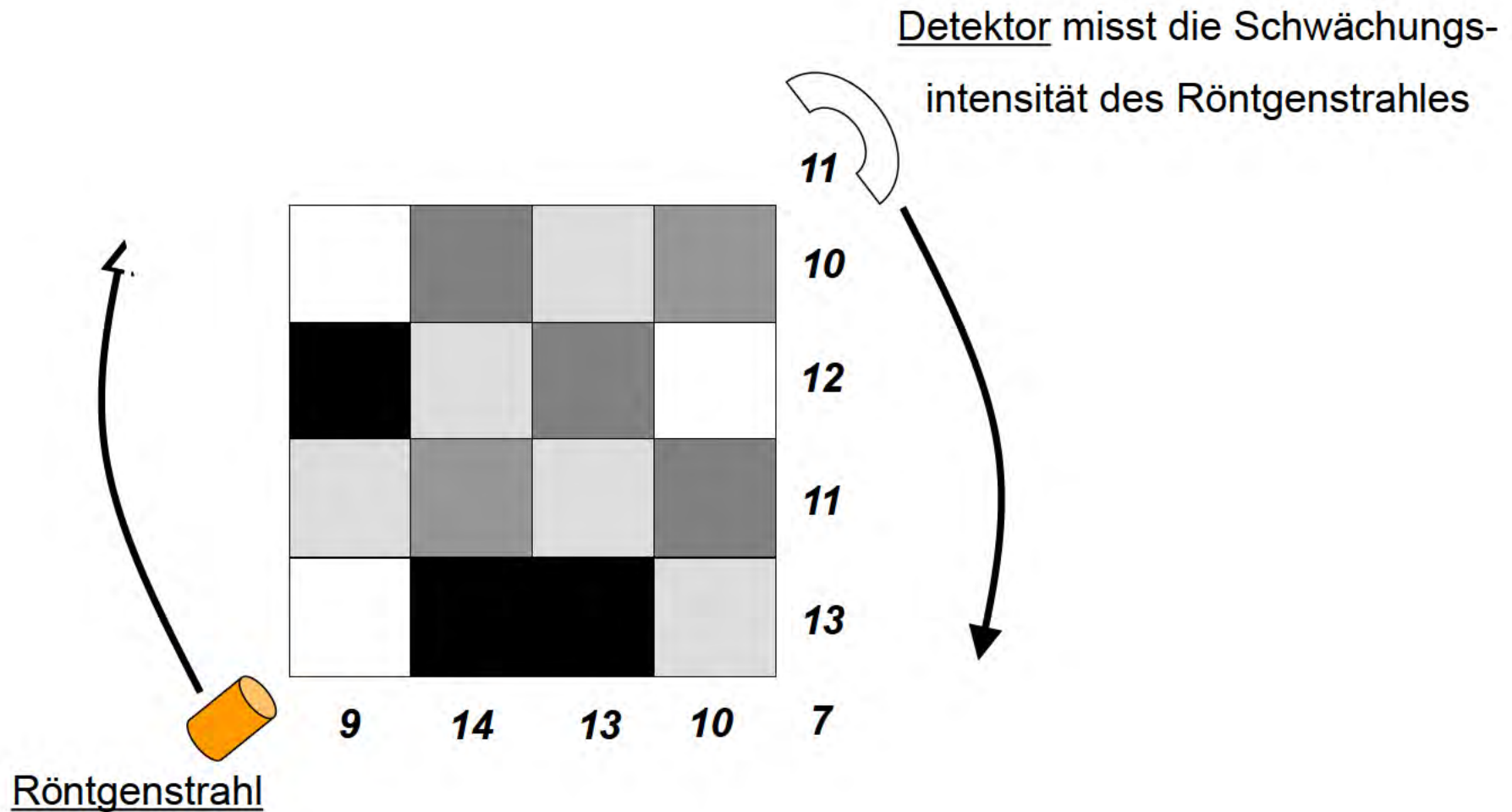
CT-Bilderzeugung: Das „Voxel“

Die Schicht wird rechnerisch in kleine Volumenelemente unterteilt, sog. **“Voxel”**. In ihnen wird die Strahlenschwächung als konstanter Wert gemessen.

In der Ebene heißen die Bildelemente **“Pixel”**.



Strahlungsschwächung = CT-Bild



Strahlungsschwächung = CT-Bild

*Je feiner die Matrix desto höhere
Auflösung hat das Bild*

Detektor misst die Schwächungs-
intensität des Röntgenstrahles

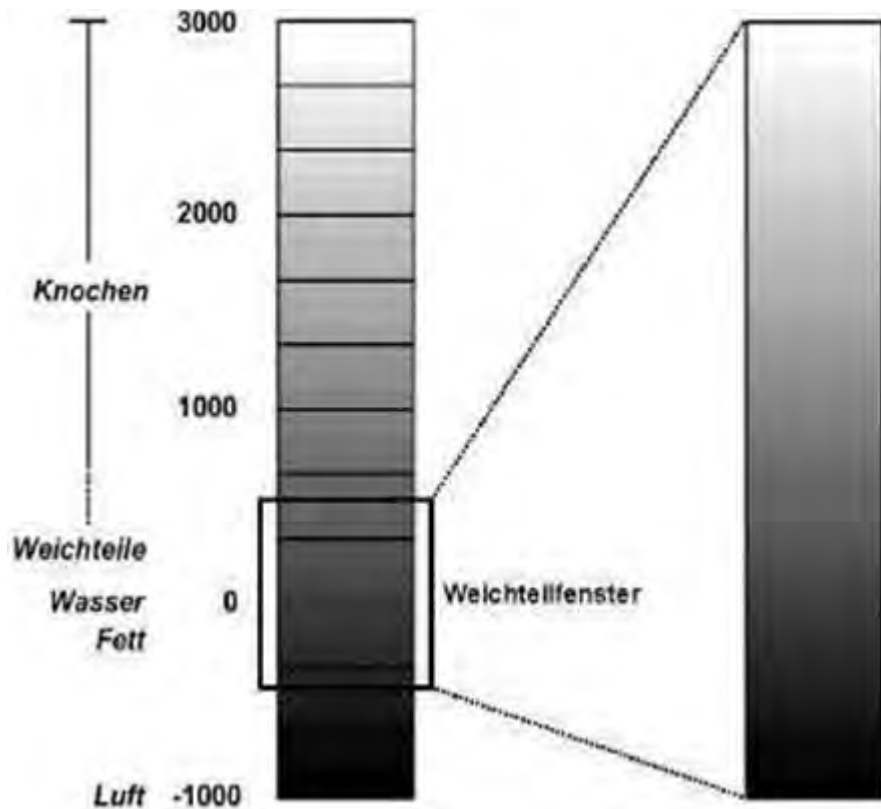


Röntgenstrahl

Hounsfield-Skala

- Die Absorptionsfähigkeit der verschiedenen Substanzen wird auf einer Skala dargestellt („Hounsfield-Skala“). 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 -1000 HU entspricht der Absorptionsstärke von Luft und 0 HU der von Wasser. Nach oben hin ist die Skala offen.

Hounsfield-Skala



Problem:

Das Auge kann nur ca. 30 Graustufen unterscheiden.

Verteilt man diese 30 Stufen auf einen Bereich von mehreren tausend HU, so erscheinen Bereiche mit leicht unterschiedlichem Schwächungsvermögen in derselben Graustufe auf dem Monitor.

Fensterung

- Der im CT-Bild dargestellte Bereich der Hounsfieldskala wird als „Fenster“ angegeben:
 1. Wert = Mitte des Fensters innerhalb der Hounsfieldskala (in HU)
 2. Wert = Weite des Fensters in HU
- Beispiel: Mediastinumfenster von C 50 / W 400 bedeutet:
 - dargestellt sind alle Strukturen mit einer CT-Dichte von $(50 - 400/2) = -150$ HU bis $(50 + 400/2) = +250$ HU
 - alle Strukturen mit einer CT-Dichte < -150 HU sind schwarz
 - alle Strukturen mit einer CT-Dichte $> +250$ HU sind weiss

Fensterung

Metall
(+2000 HU)
= weiss

Fettgewebe
(-180 HU)
= schwarz

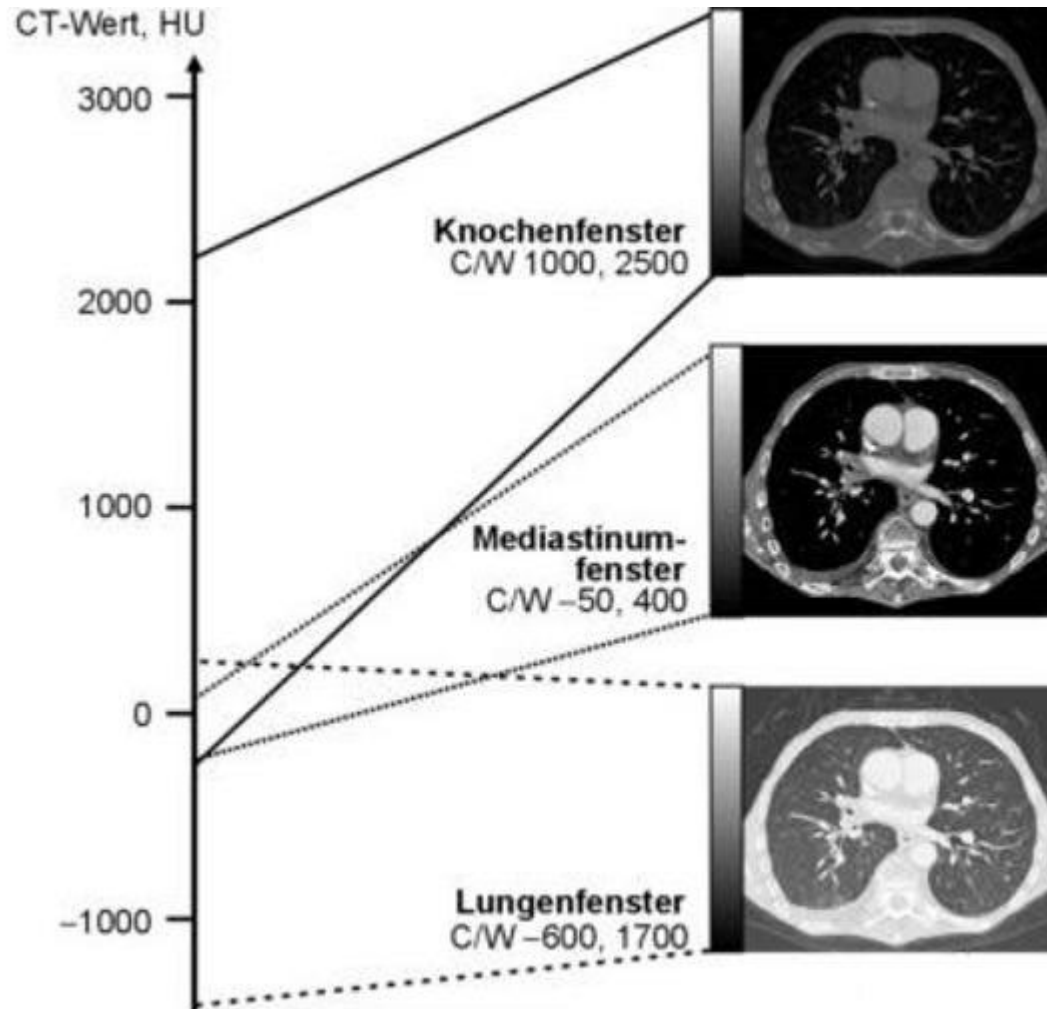
Knochen
(+1000 HU)
= weiss

Luft
(-1000 HU)
= schwarz

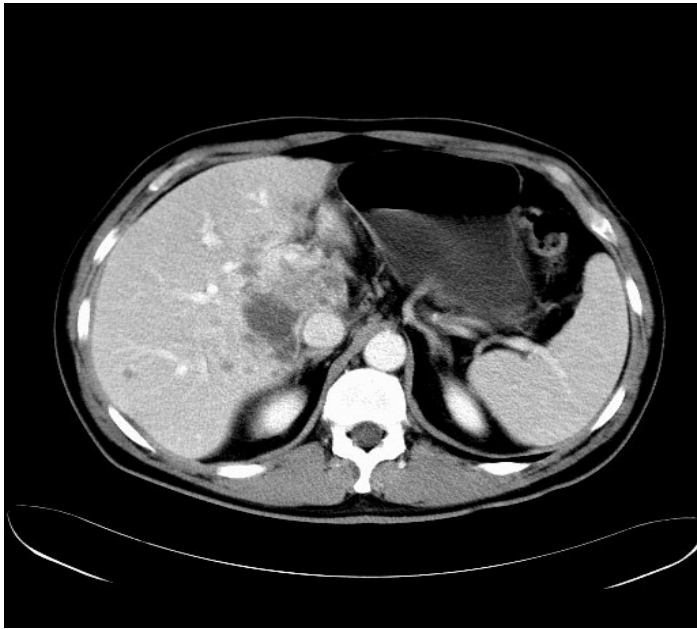


Mediastinumfenster (C50 / W400)

Fensterung

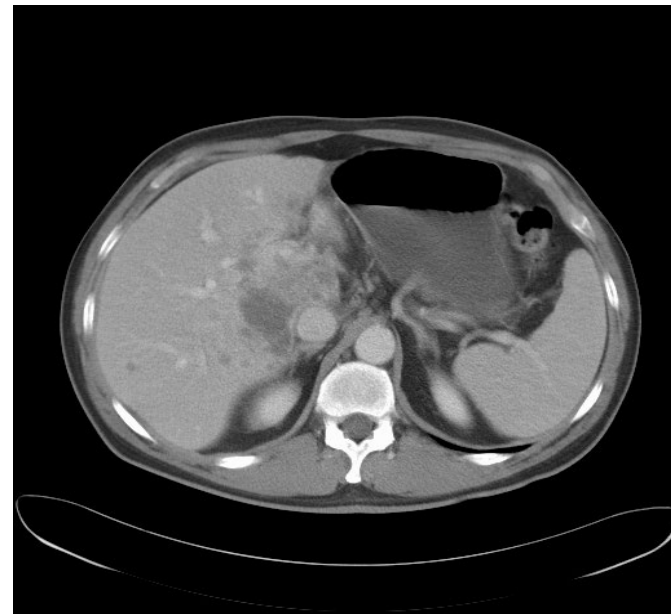


Fensterweite



Kleine Fensterweite:

Hoher Bildkontrast, aber Dichteunterschiede ausserhalb des Fensters werden nicht dargestellt.



Breite Fensterweite:

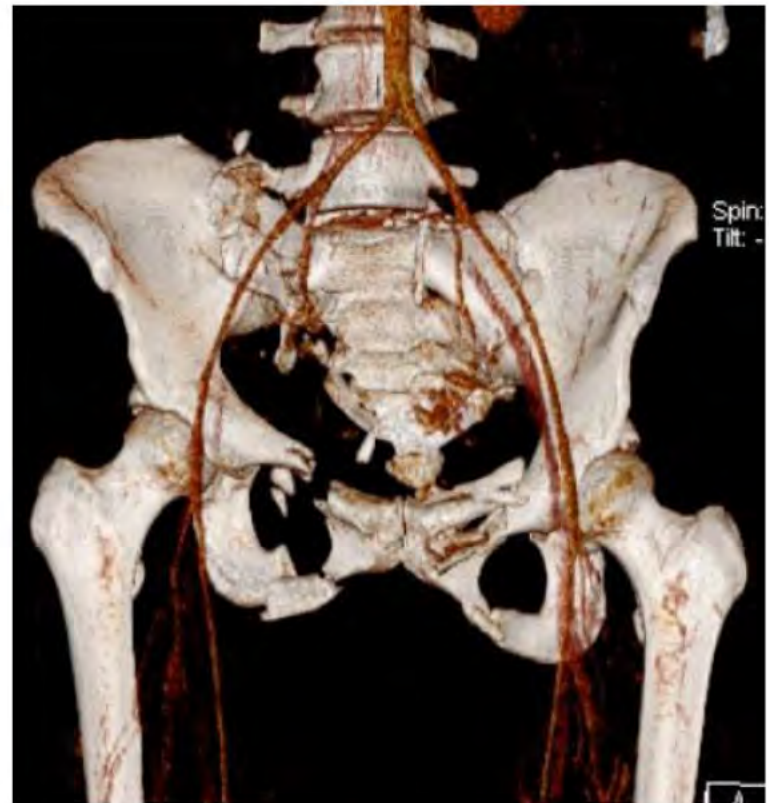
Kleine Dichteunterschiede erscheinen homogen und können übersehen werden.

Lernziele

- Kurzer historischer Rückblick
- Technisches Grundprinzip der CT
- **typische Anwendungen**
- Strahlendosis und Strahlenschutzmassnahmen

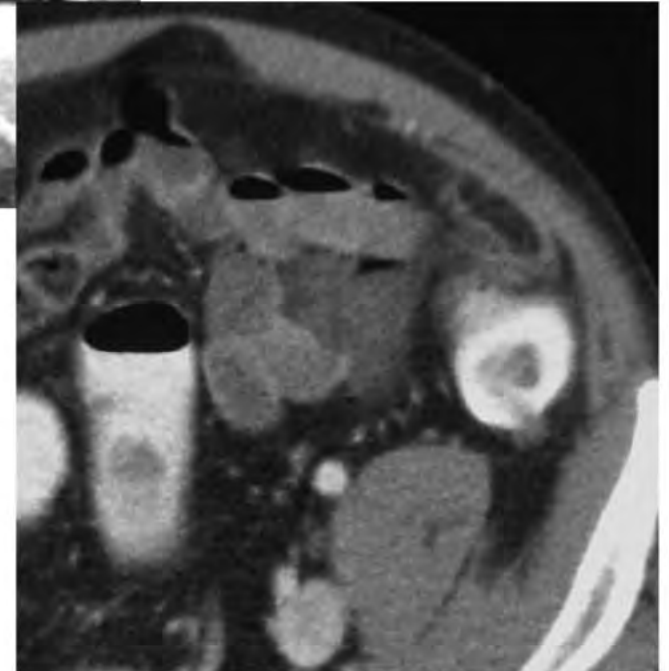
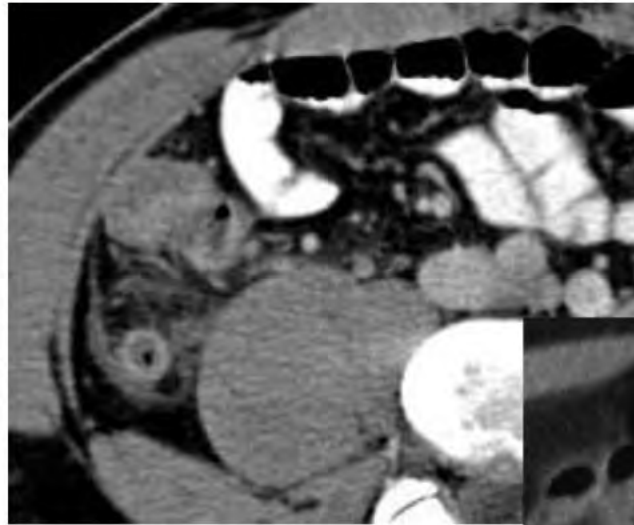
typische Anwendungen

- Notfall - Trauma



typische Anwendungen

- Notfall - nicht-traumatisch



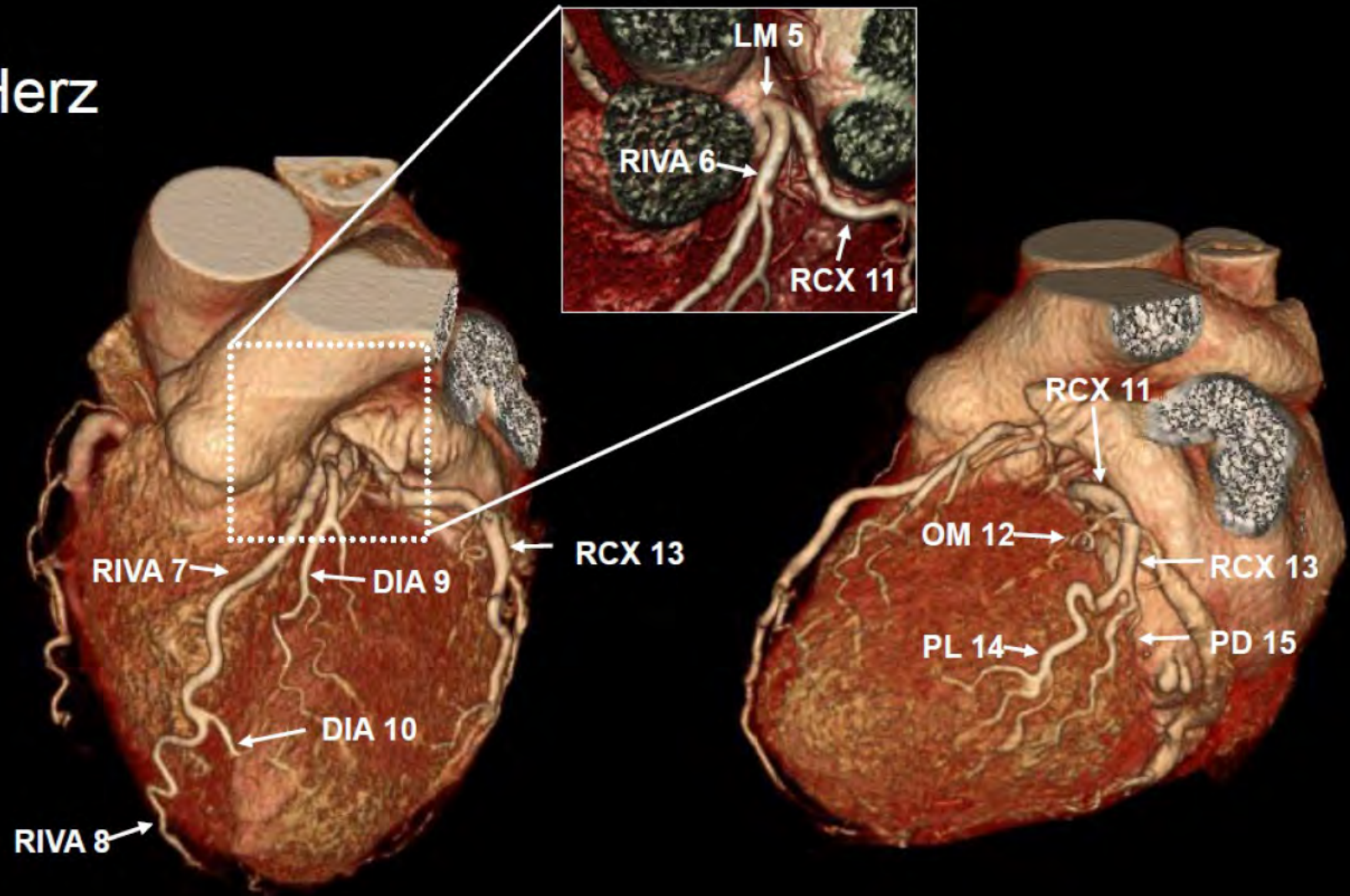
typische Anwendungen

- Gefäße



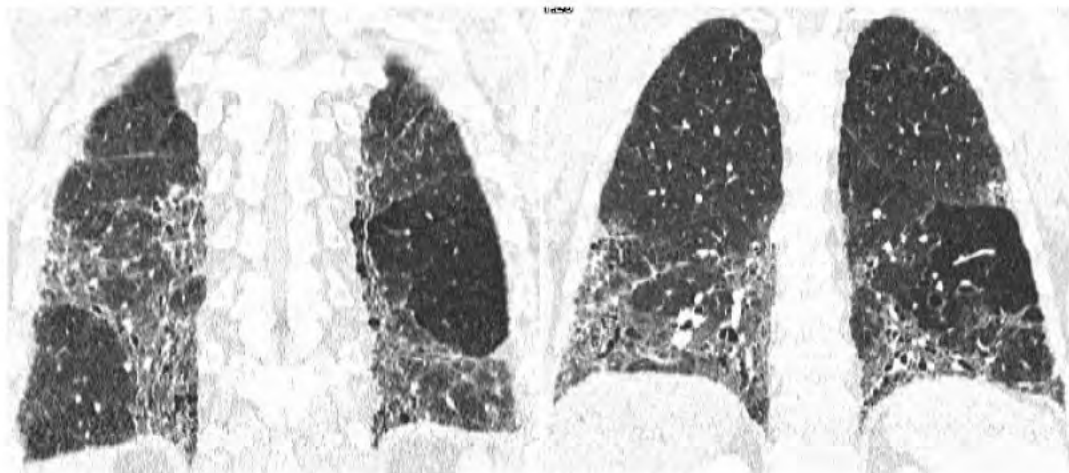
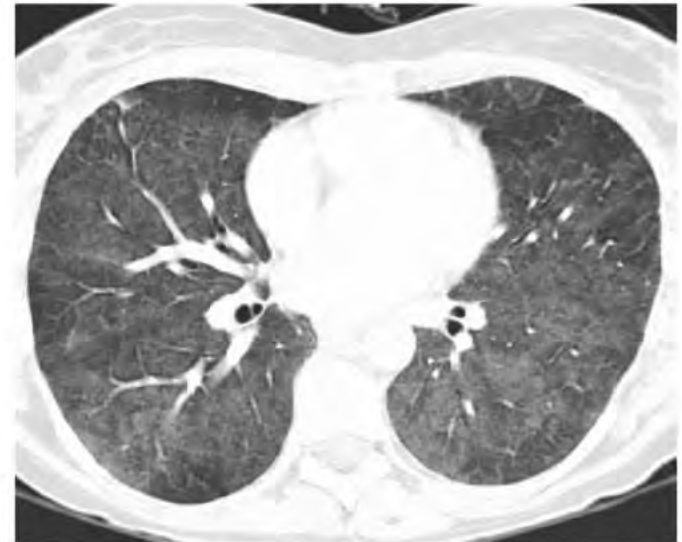
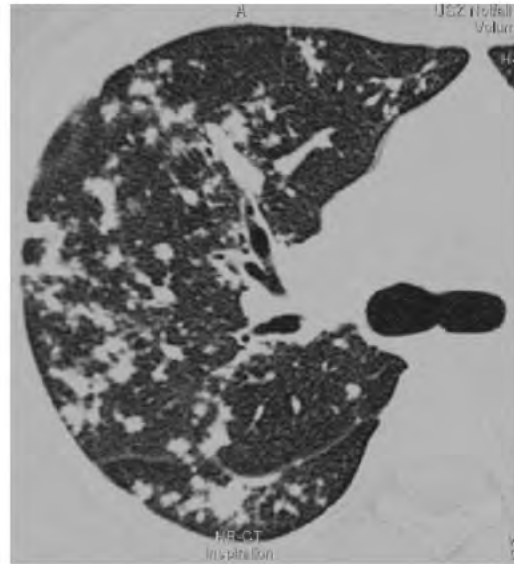
typische Anwendungen

■ Herz



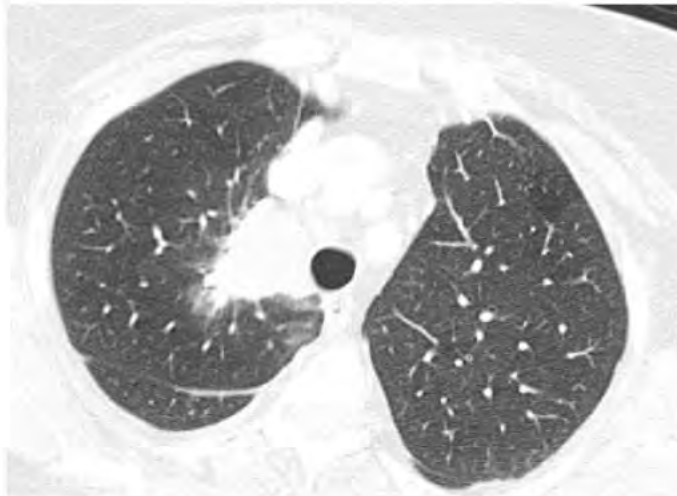
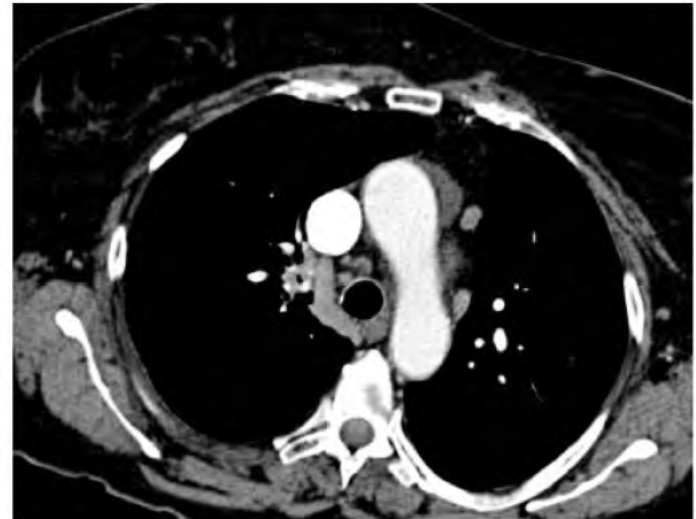
typische Anwendungen

- Lunge



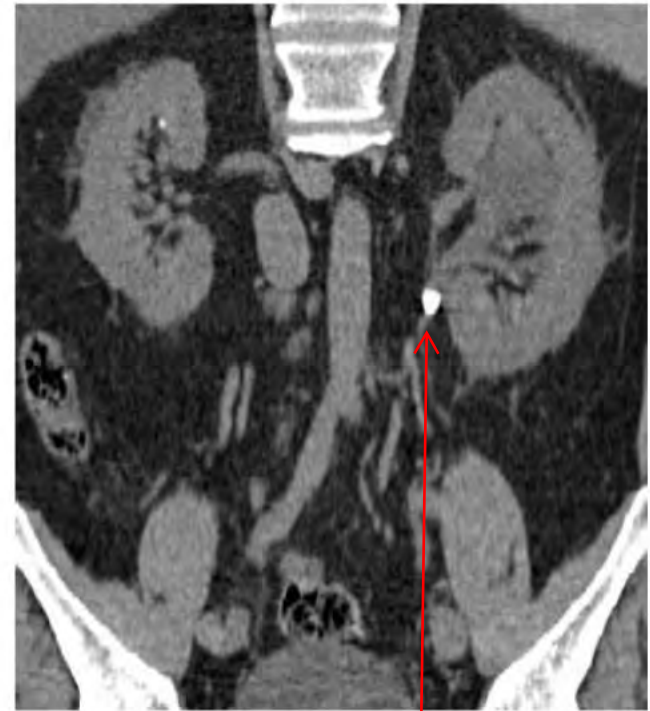
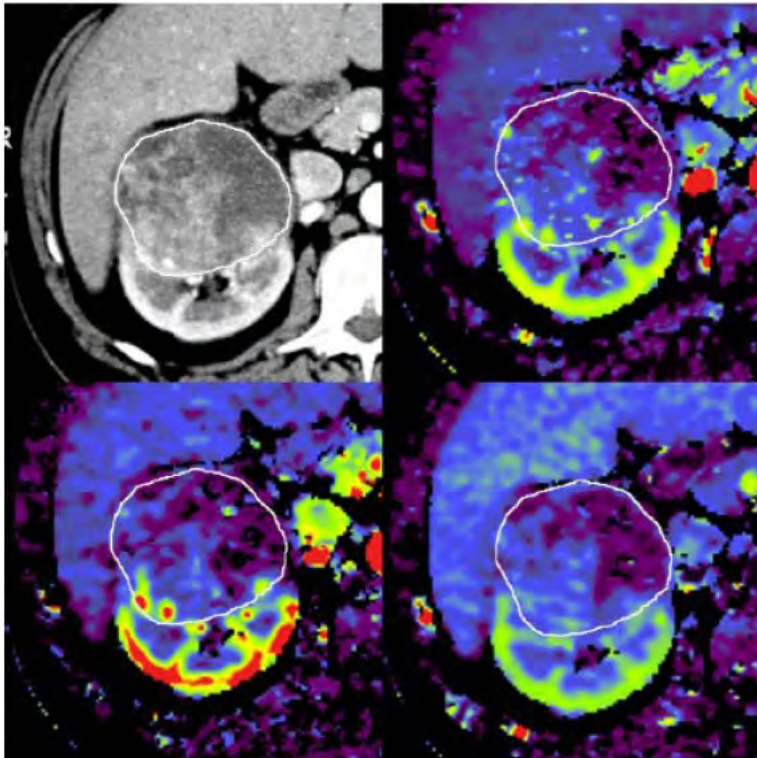
typische Anwendungen

- Onkologie



typische Anwendungen

■ Urologie



Stein

Lernziele

- Kurzer historischer Rückblick
- Technisches Grundprinzip der CT
- Primäre Datenrekonstruktion
- **Strahlendosis und Strahlenschutzmassnahmen**

Strahlendosen in der Radiologie

| | effektive Dosis (mSv) |
|--------------------|-----------------------|
| Thorax a.p. | 0.07 |
| LWS lat. | 0.5-1.8 |
| Becken a.p. | 0.2-1.2 |
| Thorax p.a. & lat. | 0.05-0.24 |

Strahlendosen in der Radiologie

| | effektive Dosis (mSv) |
|----------------------------|-----------------------|
| Schädel CT | 1-2 |
| Thorax CT | 0.01-5 |
| Abdomen inkl. Becken CT | 1.5-5 |
| Ganzkörper-CT (Polytrauma) | 10-15 |
| Herz-CT | 0.5-3 |

Strahlendosis: Vergleich andere Risiken

Table 1. Approximate mean doses relevant to societal low-dose radiation exposures and to low-dose radiation risk estimation

| | Approximate mean individual dose, mSv* |
|--|--|
| Some societally relevant exposures | |
| Round-trip flight, New York to London | 0.1 |
| Single screening mammogram (breast dose) | 3 |
| Background dose due to natural radiation exposure | 3/yr |
| Dose (over a 70-year period) to 0.5 million individuals in rural Ukraine in the vicinity of the Chernobyl accident | 14 |
| Dose range over 20-block radius from hypothetical nuclear terrorism incident [FASEB scenario 1: medical gauge containing cesium (6)] | 3–30 |
| Pediatric CT scan (stomach dose from abdominal scan) | 25 |
| Radiation worker exposure limit (1) | 20/yr |
| Exposure on international space station | 170/yr |
| Some low-dose epidemiological studies | |
| A-bomb survivors [mean dose in LSS cohort (2)] | 200 |
| Medical x-rays [breast dose in scoliosis study (4)] | 100 |
| Nuclear workers [mean dose from major studies (5)] | 20 |
| Individuals diagnostically exposed <i>in utero</i> (3) | 10 |

Strahlendosis & Risiko: was ist erwiesen?

- Primäre Quelle: Überlebende der Atombombenexpositionen

Hiroshima und Nagasaki

150000 - 222000

direkte Bombenwirkung

120321

Überlebende nachuntersucht

86573

Zuordnung Strahlendosis

62 %

< 20 mSv

32 %

20 - 500 mSv

6%

> 500 mSv

1950 bis 1997

insgesamt 9 335 Krebssterbefälle
440 mehr als in einer unbestrahlten
Population zu erwarten waren.

1950 bis 1990:

249 Leukämiesterbefälle,
87 mehr als erwartet.

für die rund 37 500 Personen mit Strahlendosen unterhalb 5 mSv
gar keine erhöhte Krebssterblichkeit

Quelle: Koelzer W. Biologische Wirkungen ionisierender Strahlung und die Befunde von Hiroshima und Nagasaki.
<http://www.energie-fakten.de/PDF/hiroshima-nagasaki.pdf>

Strahlendosis & Risiko: was ist erwiesen?

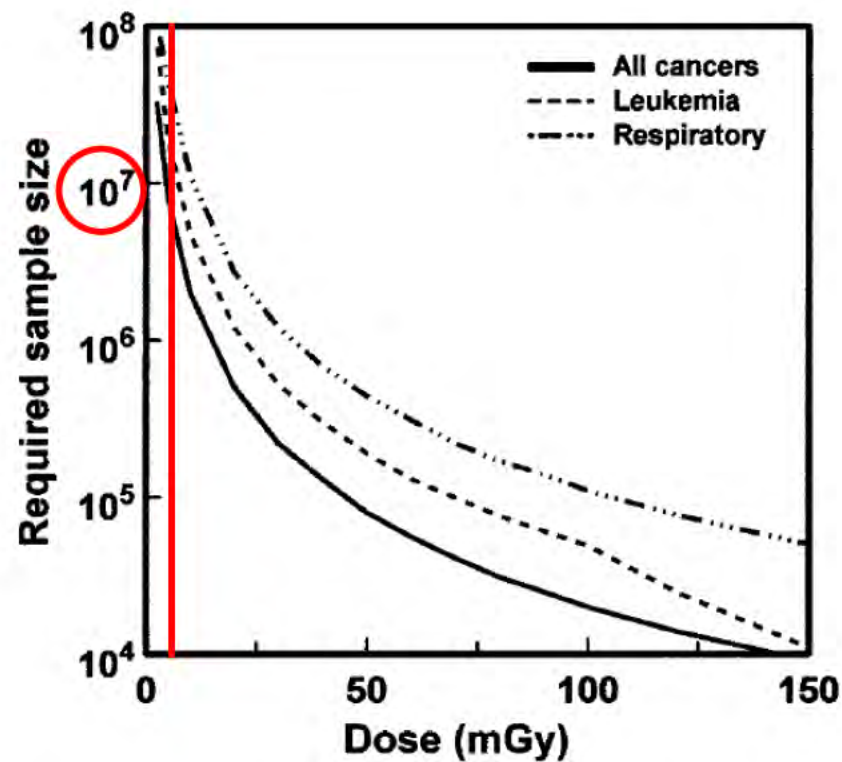
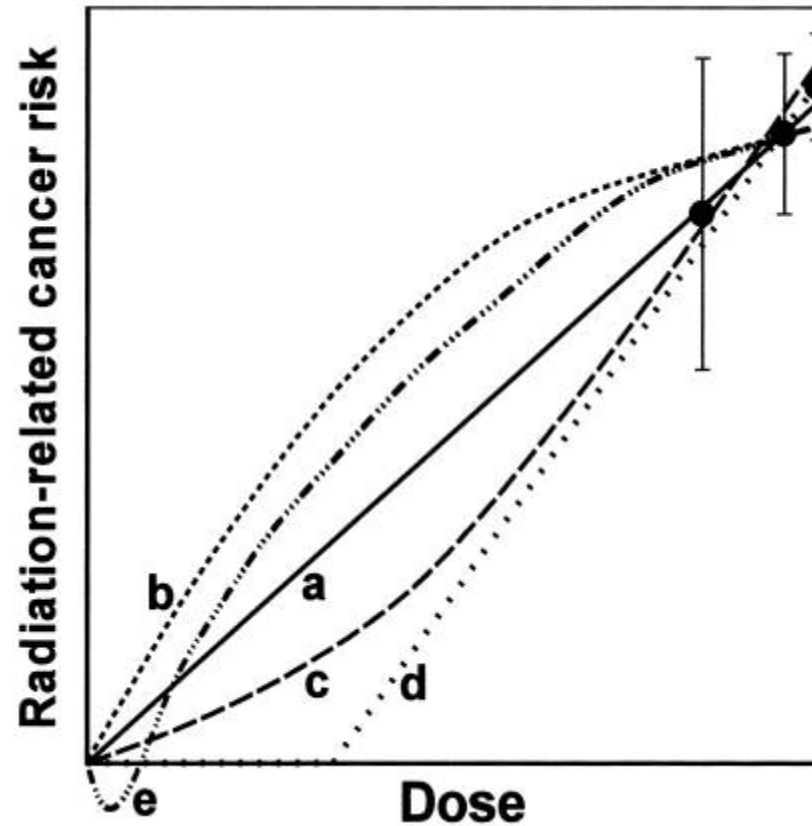


Fig. 1. Size of a cohort exposed to different radiation doses, which would be required to detect a significant increase in cancer mortality in that cohort, assuming lifetime follow-up (9).

daher: unklar ob Risiko tatsächlich existiert oder nicht

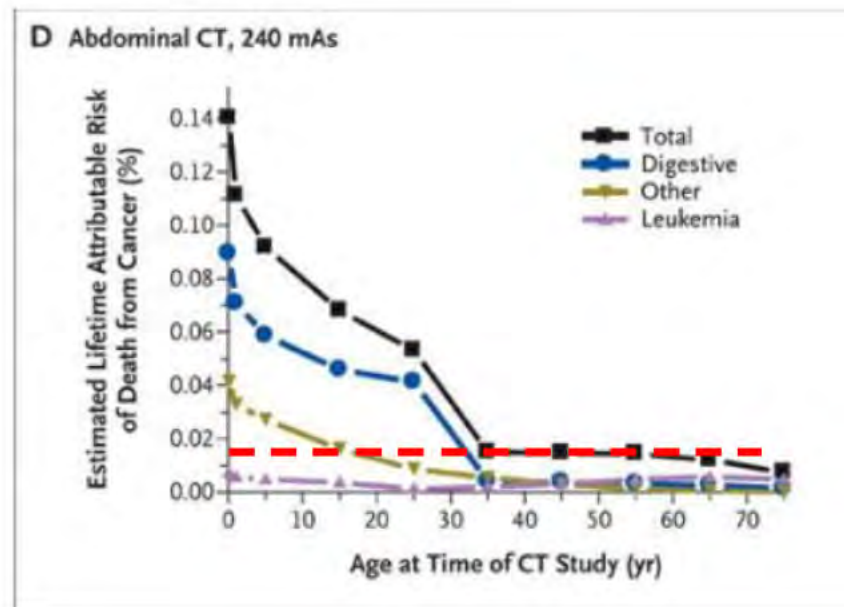
aber: Modelle, Annahmen und Extrapolationen von Zell- und Tierexperimenten auf Menschen deuten auf gewissen Zusammenhang hin

Strahlendosis & Risiko: die Hypothesen



a: linear no threshold hypothesis

Strahlendosis & Risiko



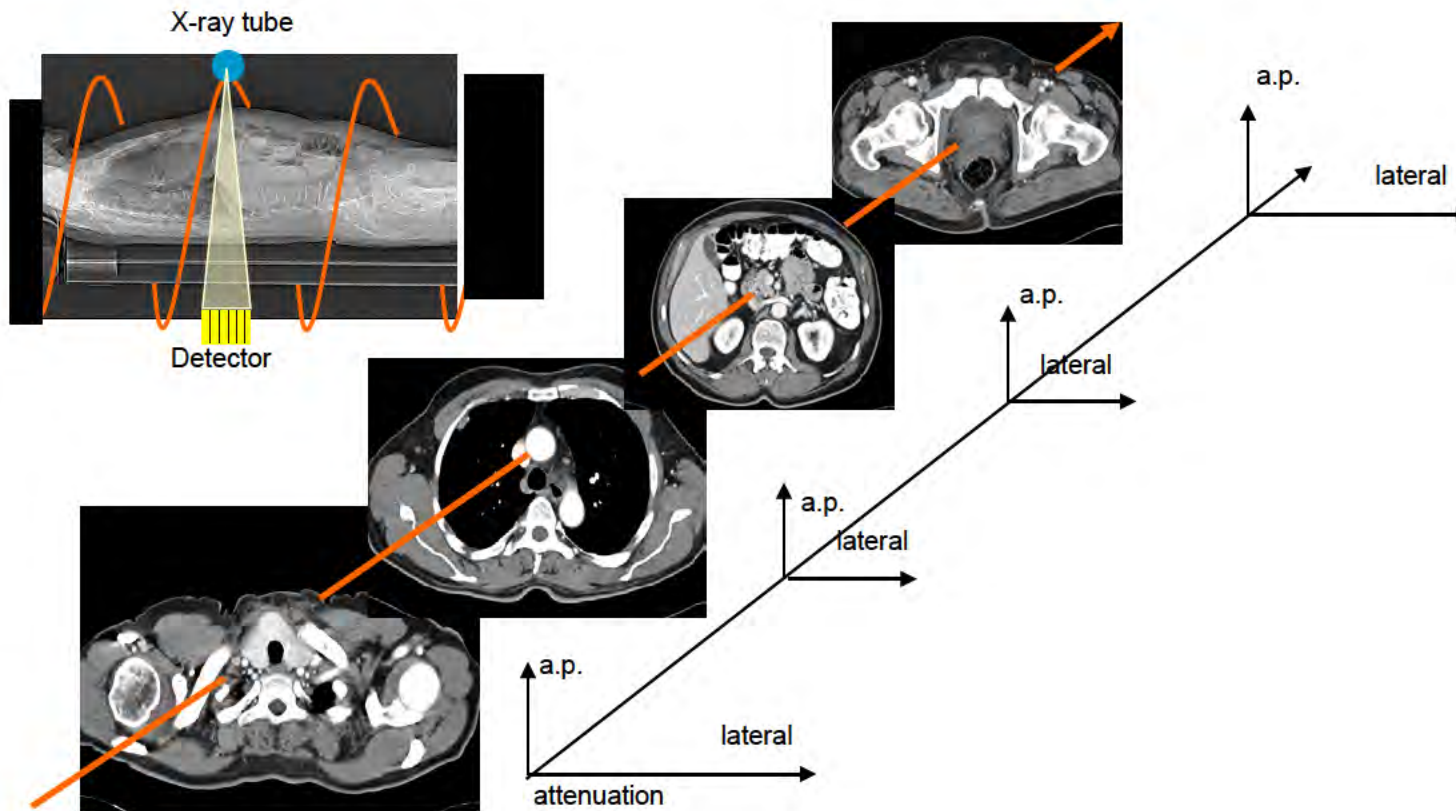
z.B.: der durchschnittliche Traumapatient: ca. 40 Jahre
Annahme: Erhöhung des Krebsrisikos des Patienten um
geschätzt ca. 0.015%

Strahlenschutzmassnahmen in der CT

- Indikation für die CT immer kritisch prüfen
- Protokolle optimieren

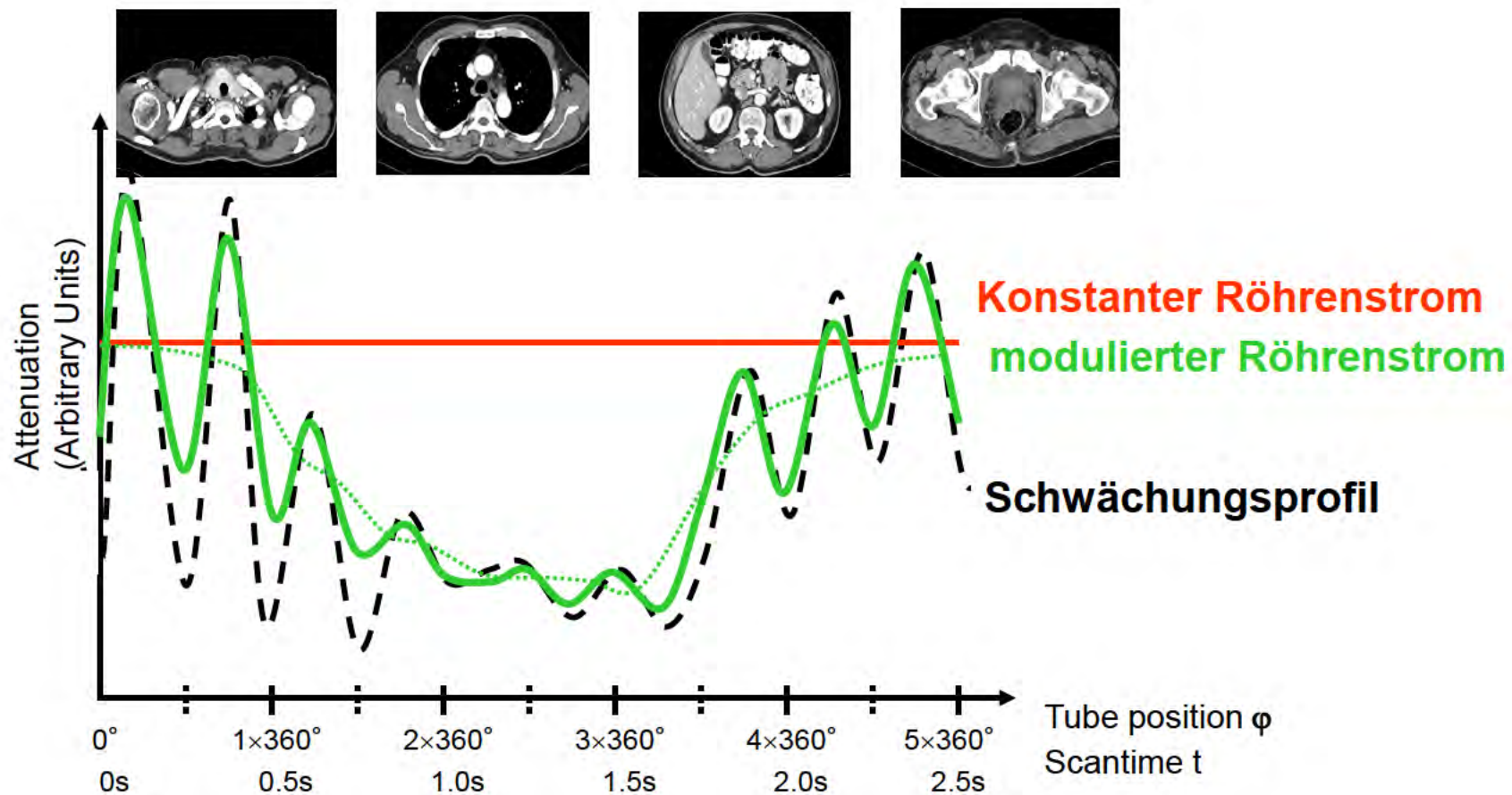
Röhrenstrommodulation

Problem: Unterschiedliche Schwächungsprofile je nach Körperregion

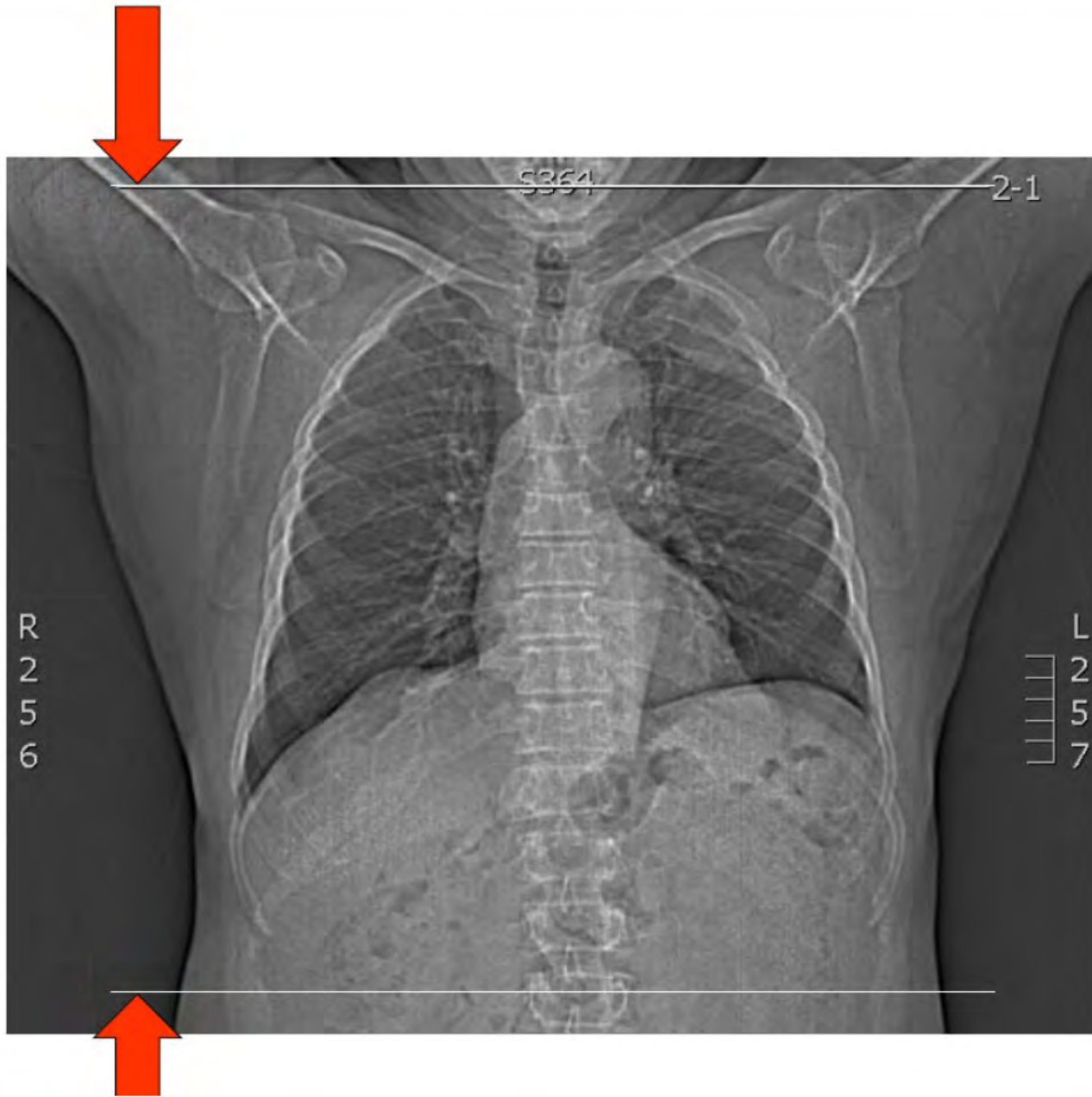


Röhrenstrommodulation

Lösung: Modulation des Röhrenstroms anhand der Schwächung der,
basierend auf dem Topogramm



Optimierung des Scanbereichs



Zusammenfassung

- CT = kontinuierlich sich entwickelnde Modalität mit Ausweitung der Indikationen (Kardio, funktionelle Onkologie, ...)
- Schichtbilder basieren auf Schwächung von Rx-Strahlen
- Thema Strahlendosis und Strahlenschutz in der [Kein Titel] Radiologie und insb. in der Computertomographie relevant
- Strahlendosis in der modernen Radiologie gering, Belastung für die Patienten nicht messbar/nicht existent