

CT-Technik

Prof. Dr. Marc Kachelrieß

Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ)

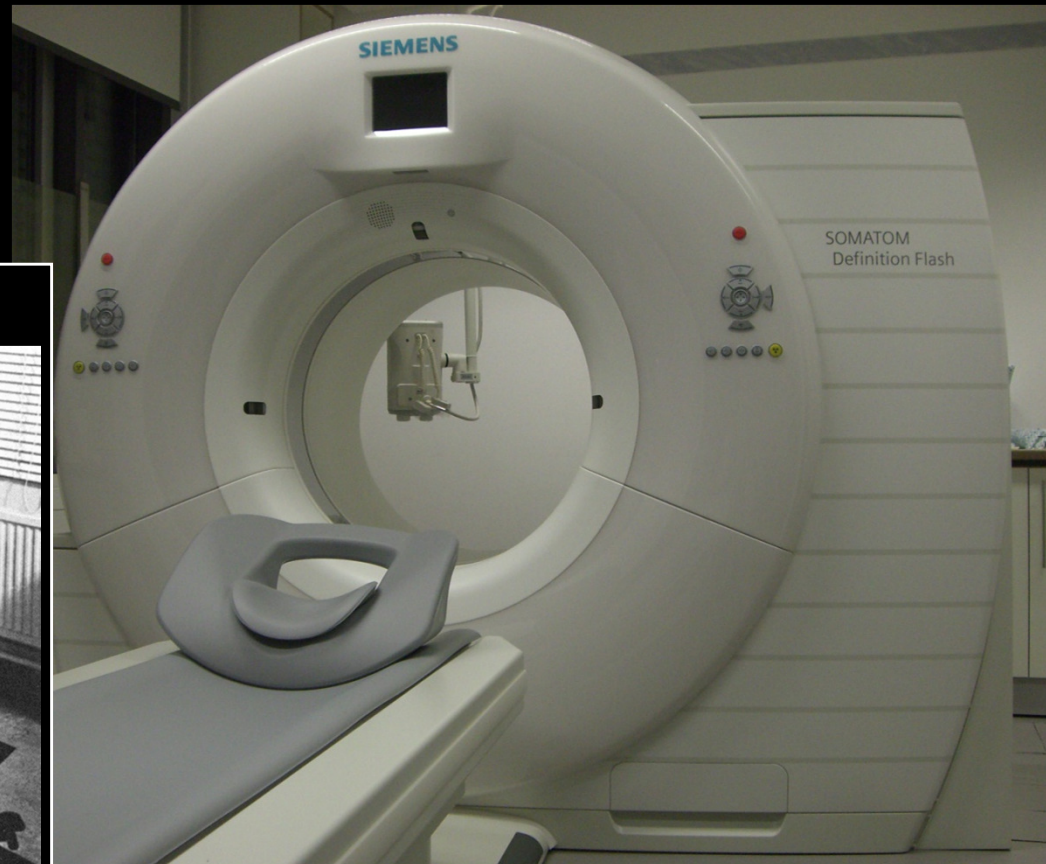
Heidelberg, Germany

www.dkfz.de



DEUTSCHES
KREBSFORSCHUNGSZENTRUM
IN DER HELMHOLTZ-GEMEINSCHAFT

Siemens 2·2·64=256-Schicht Dual-Source Kegelestrahl-Spiral-CT (2008)



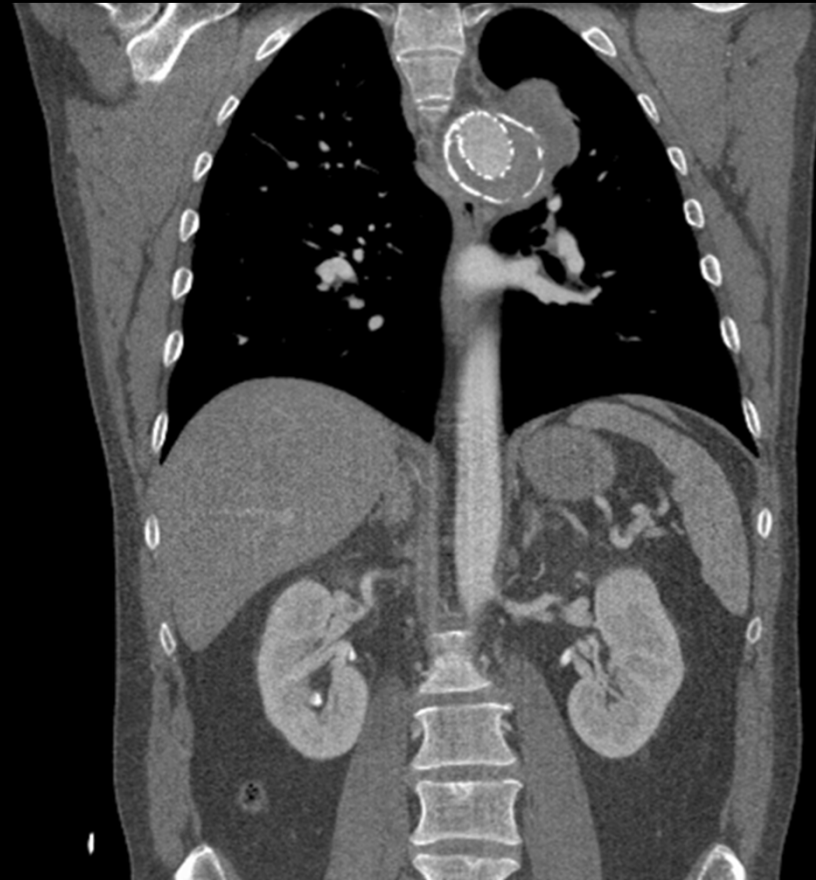
EMI Parallelstrahlscanner (1972)



180 Projektionen in 300 s
2×160 Positionen pro View
384 B/s Datentransferrate
113 kB Datengröße

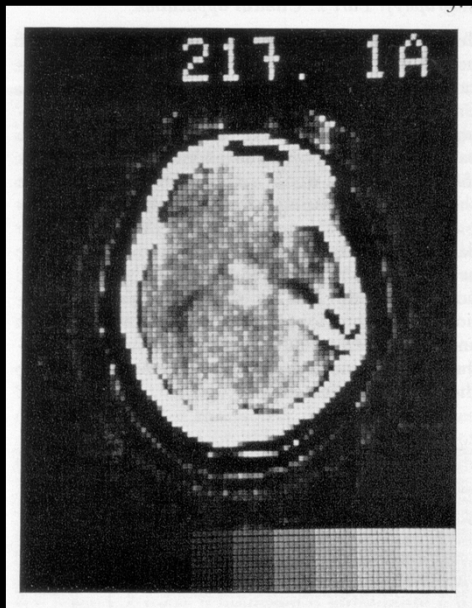
1152 Projektionen in 0,28 s
2·64×(736+480) 2-Byte Kanäle je Projektion
0,6 GB/s Datentransferrate
typischerweise 5 GB Datengröße

Siemens 2·2·64=256-Schicht
Dual-Source Kegelstrahl-Spiral-CT (2008)



1152 Projektionen in 0,28 s
2·64×(736+480) 2-Byte Kanäle je Projektion
0,6 GB/s Datentransferrate
typischerweise 5 GB Datengröße

EMI Parallelstrahlscanner (1972)



180 Projektionen in 300 s
2×160 Positionen pro View
384 B/s Datentransferrate
113 kB Datengröße

GE LightSpeed



Toshiba Aquilion ONE



Philips Brilliance iCT



**Siemens Definition
(Duo, AS, AS+, Flash)**



Was wird gemessen?

- Polychromatische Radontransformation:

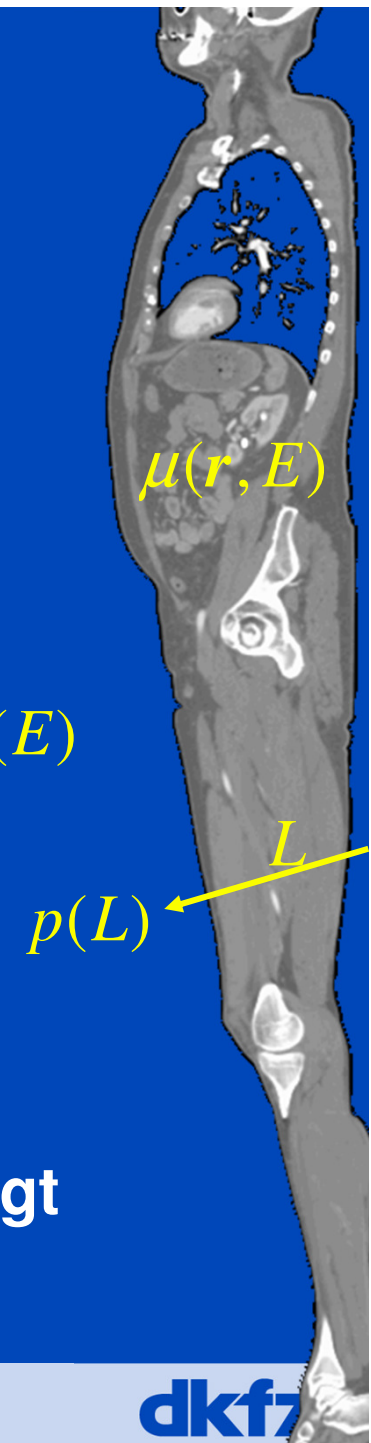
$$p(L) = -\ln \int dE w(E) e^{-\int dL \mu(r, E)}$$

mit normiertem Detected Spectrum: $1 = \int dE w(E)$

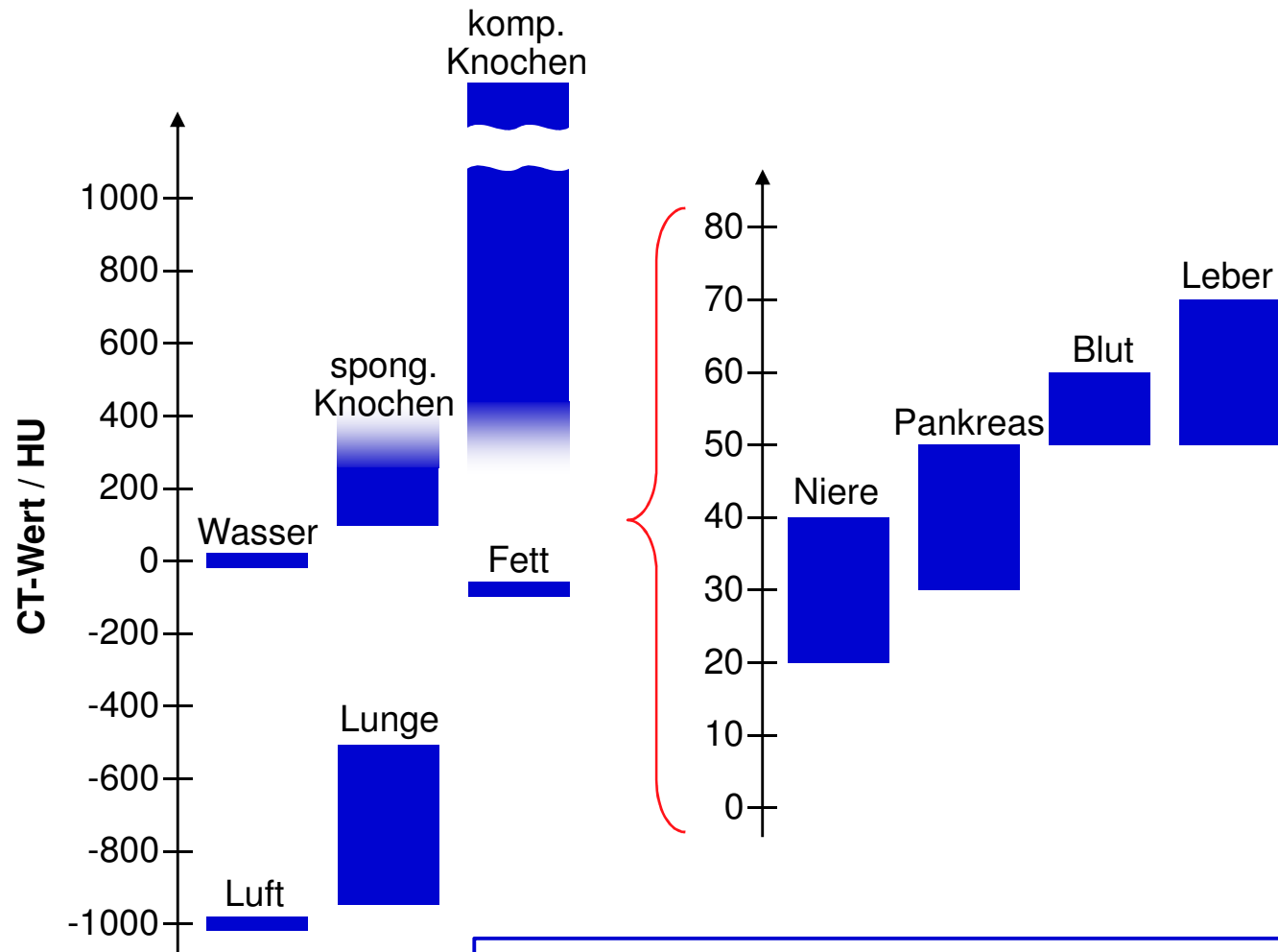
- Monochromatische Näherung:

$$p(L) \approx \int dL \mu(r, E_{\text{eff}})$$

wobei die effektive Energie etwa 70 keV beträgt

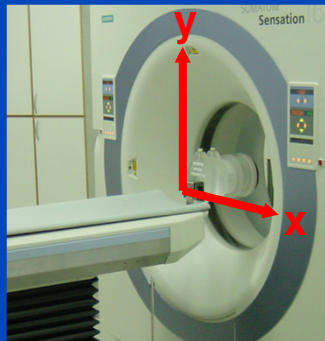


Was wird dargestellt?

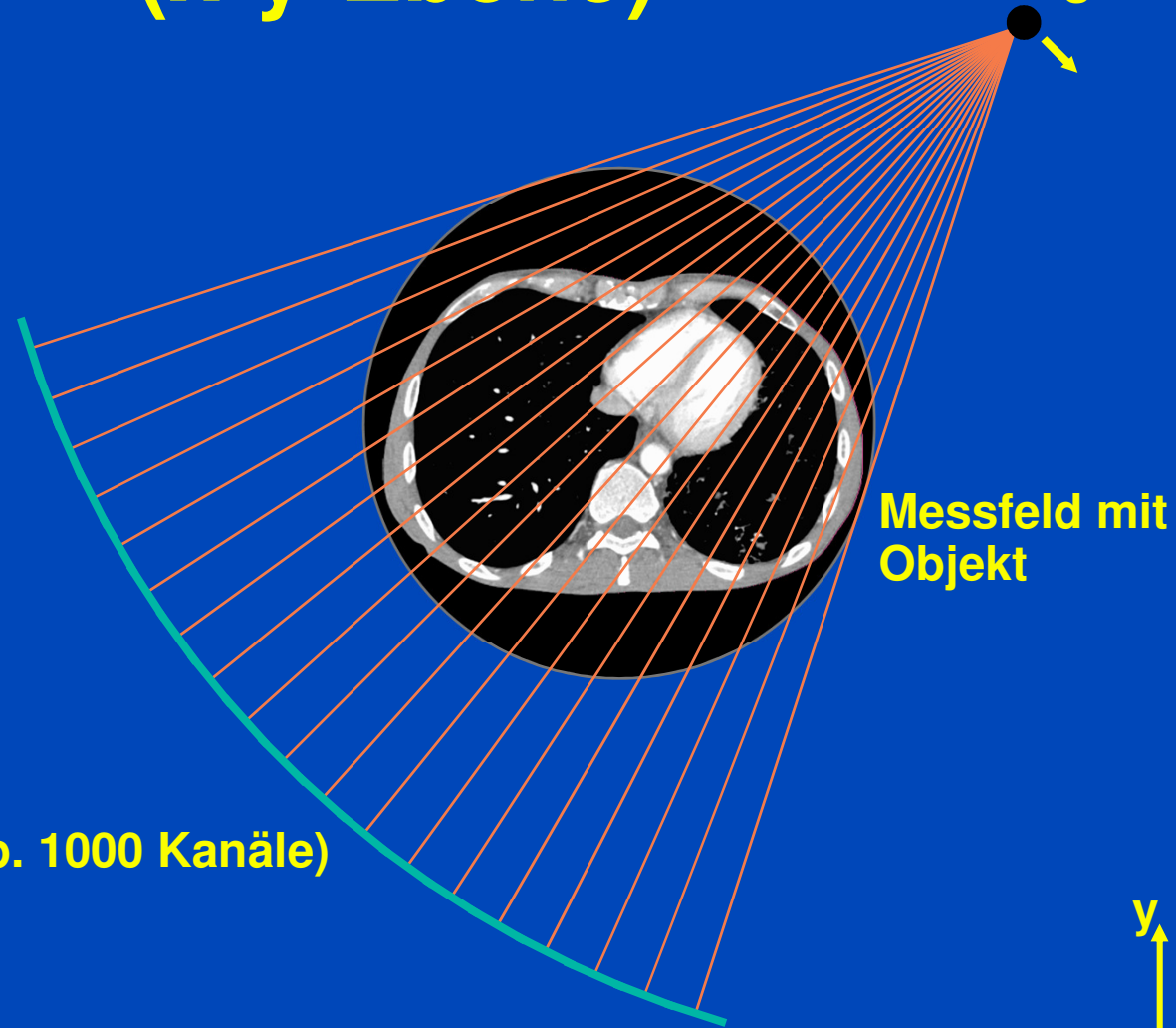


$$CT(\mathbf{r}) = \frac{\mu(\mathbf{r}) - \mu_{\text{Wasser}}}{\mu_{\text{Wasser}}} \cdot 1000 \text{ HU}$$

Fächerstrahlgeometrie (x-y-Ebene)

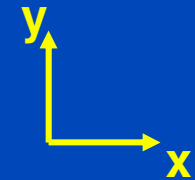


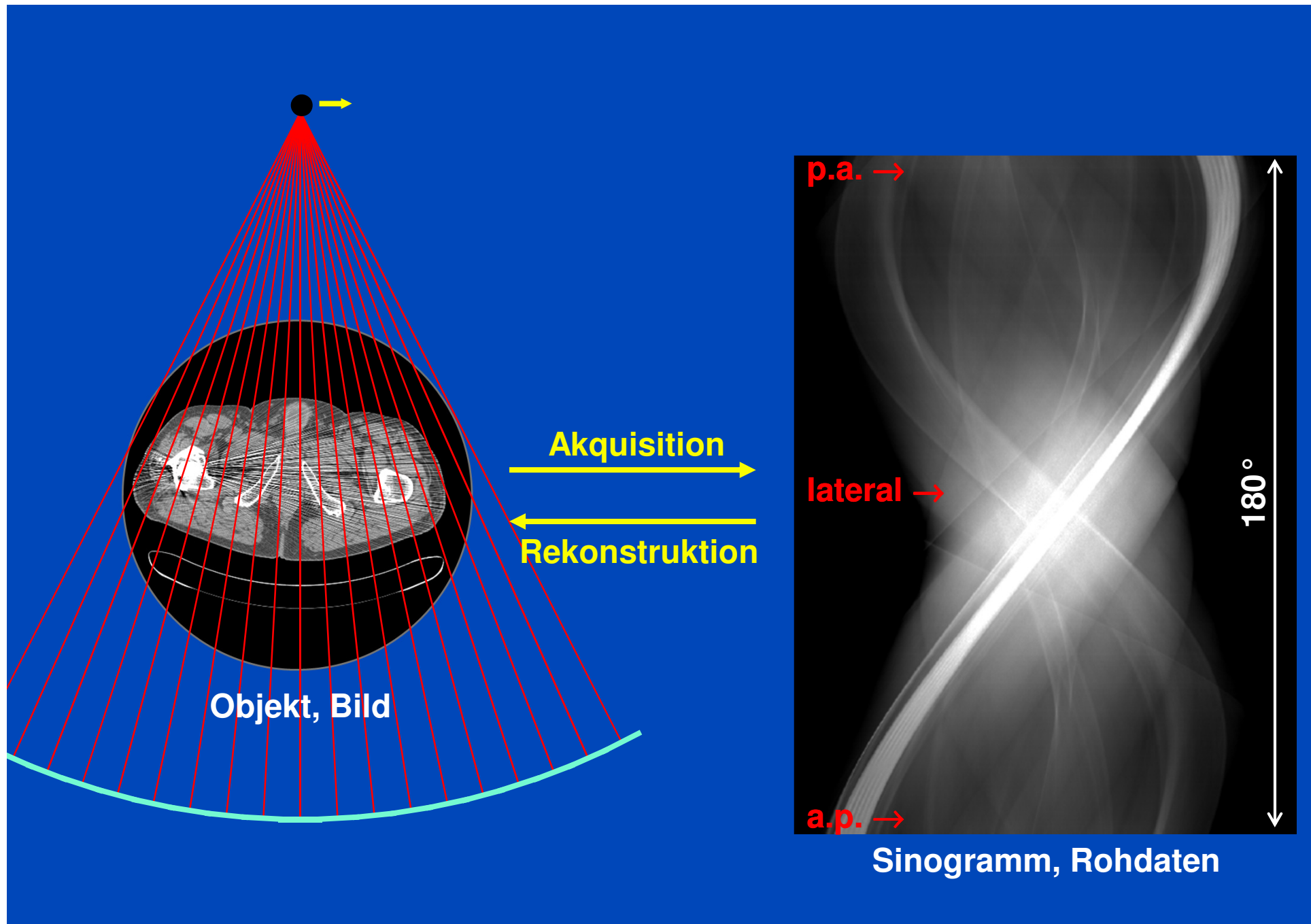
Röntgenröhre

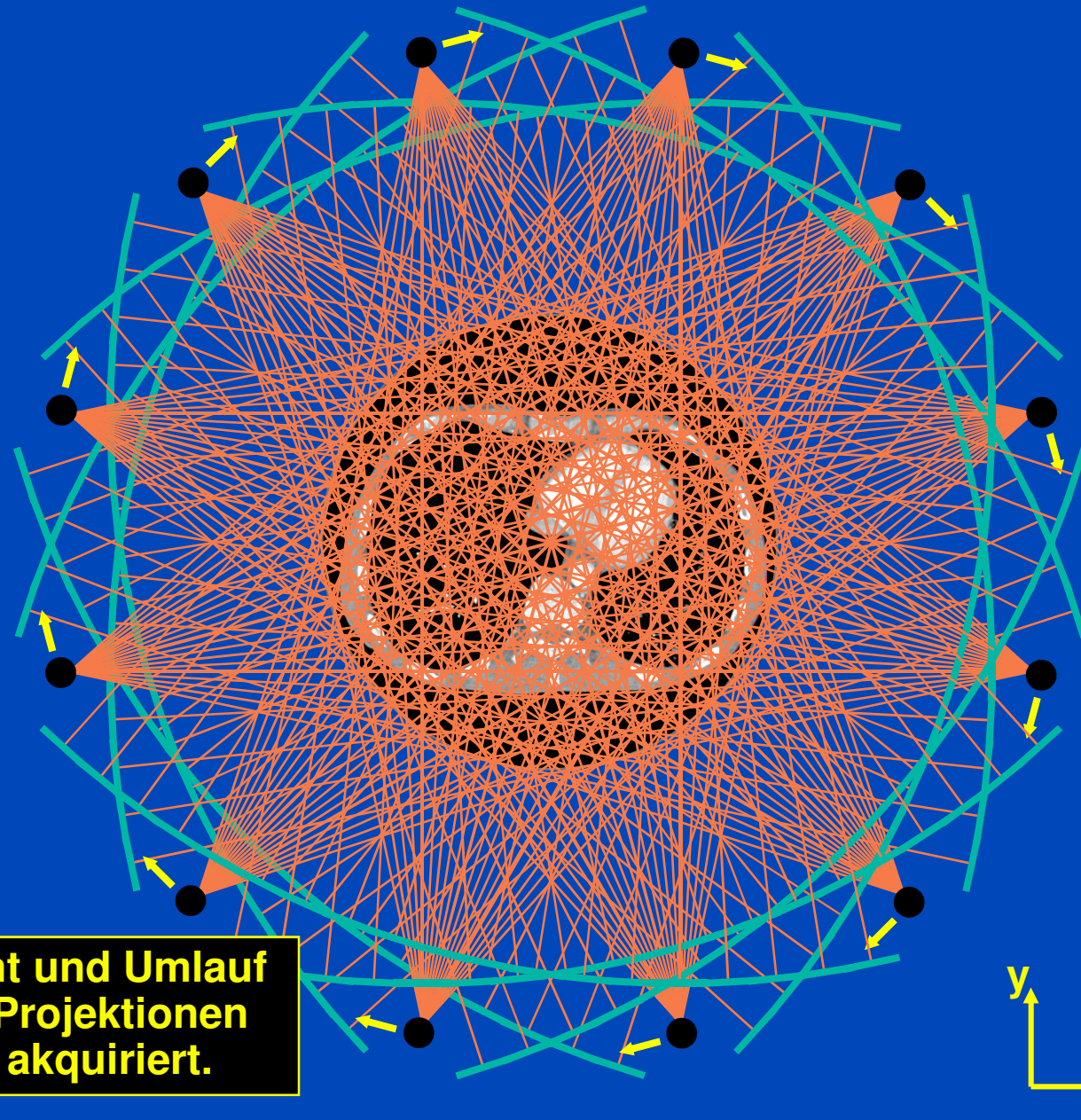
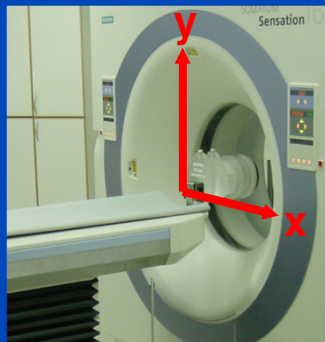


Messfeld mit
Objekt

Detektor (typ. 1000 Kanäle)

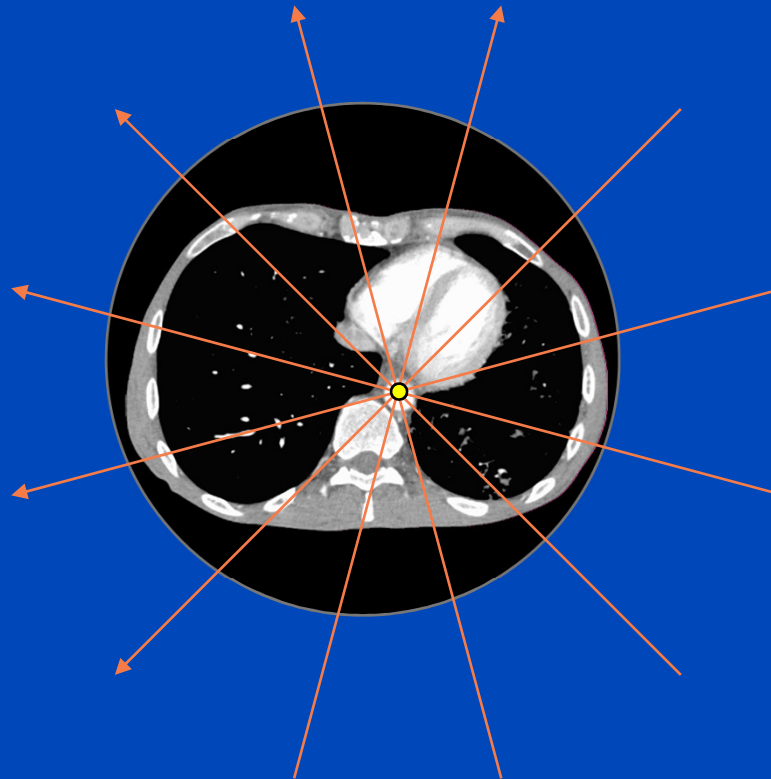
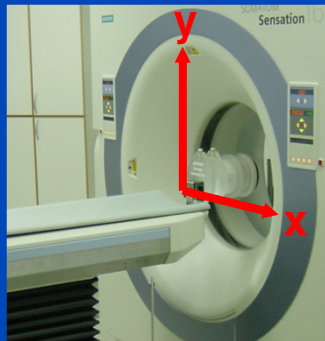




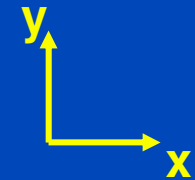


**Pro Detektorschicht und Umlauf
werden etwa 1000 Projektionen
zu je 1000 Kanälen akquiriert.**

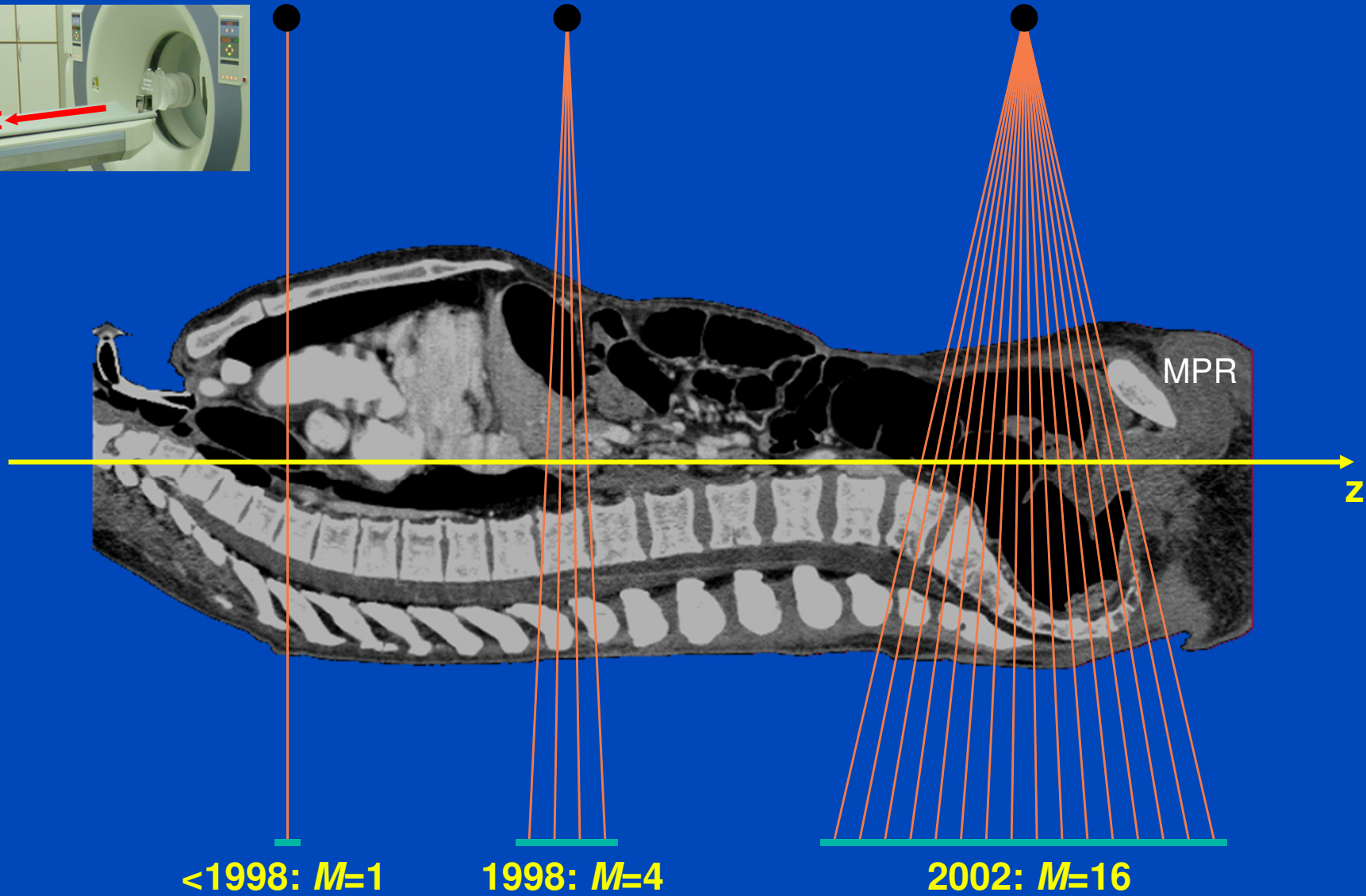
Vollständigkeit (x-y-Ebene)



Jeder Punkt des Objekts muss aus einem Winkelintervall der Länge 180° oder mehr gemessen werden.



Axiale Geometrie (z-Richtung)



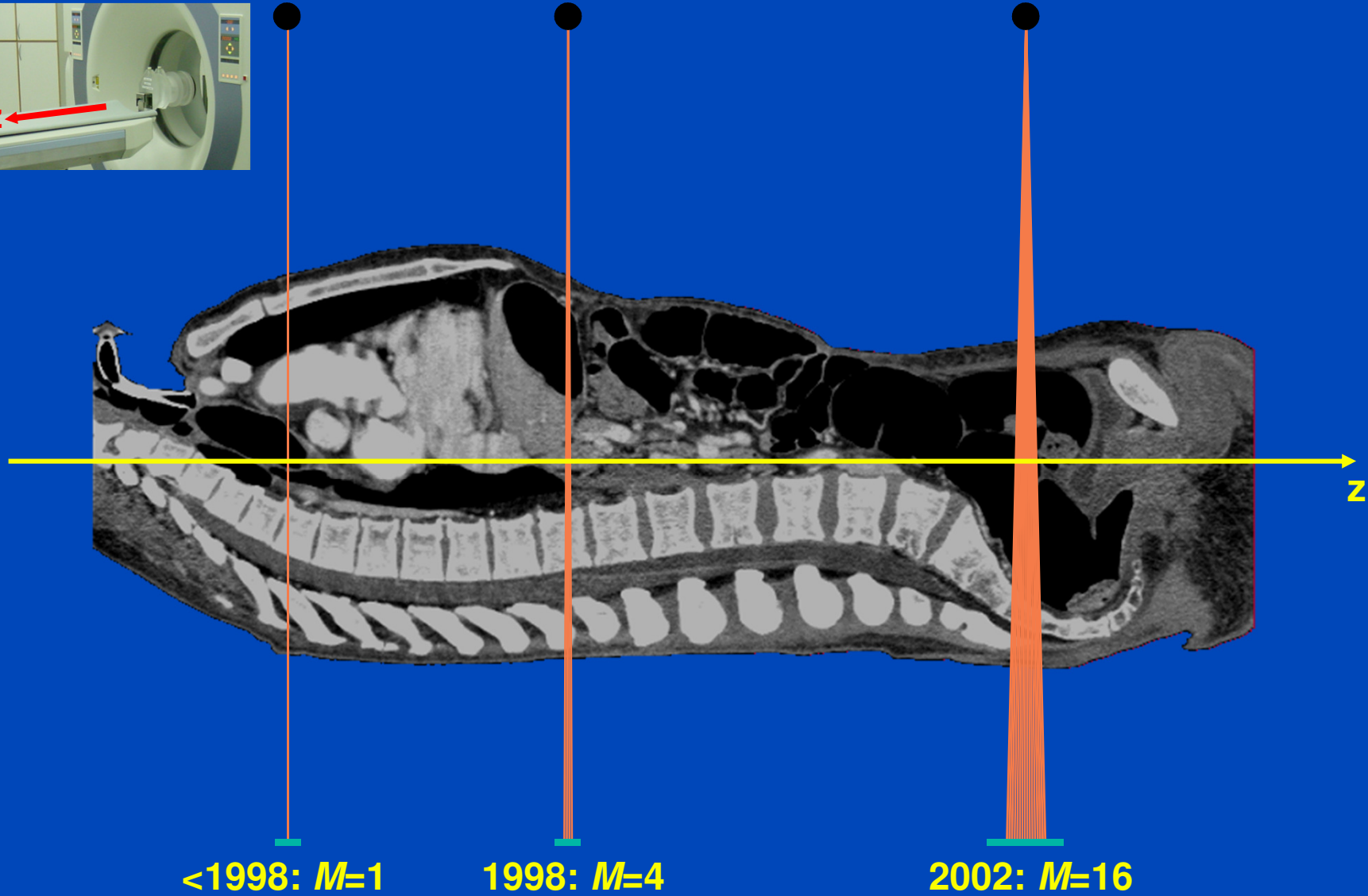
<1998: $M=1$

1998: $M=4$

2002: $M=16$

(gestreckte Darstellung)

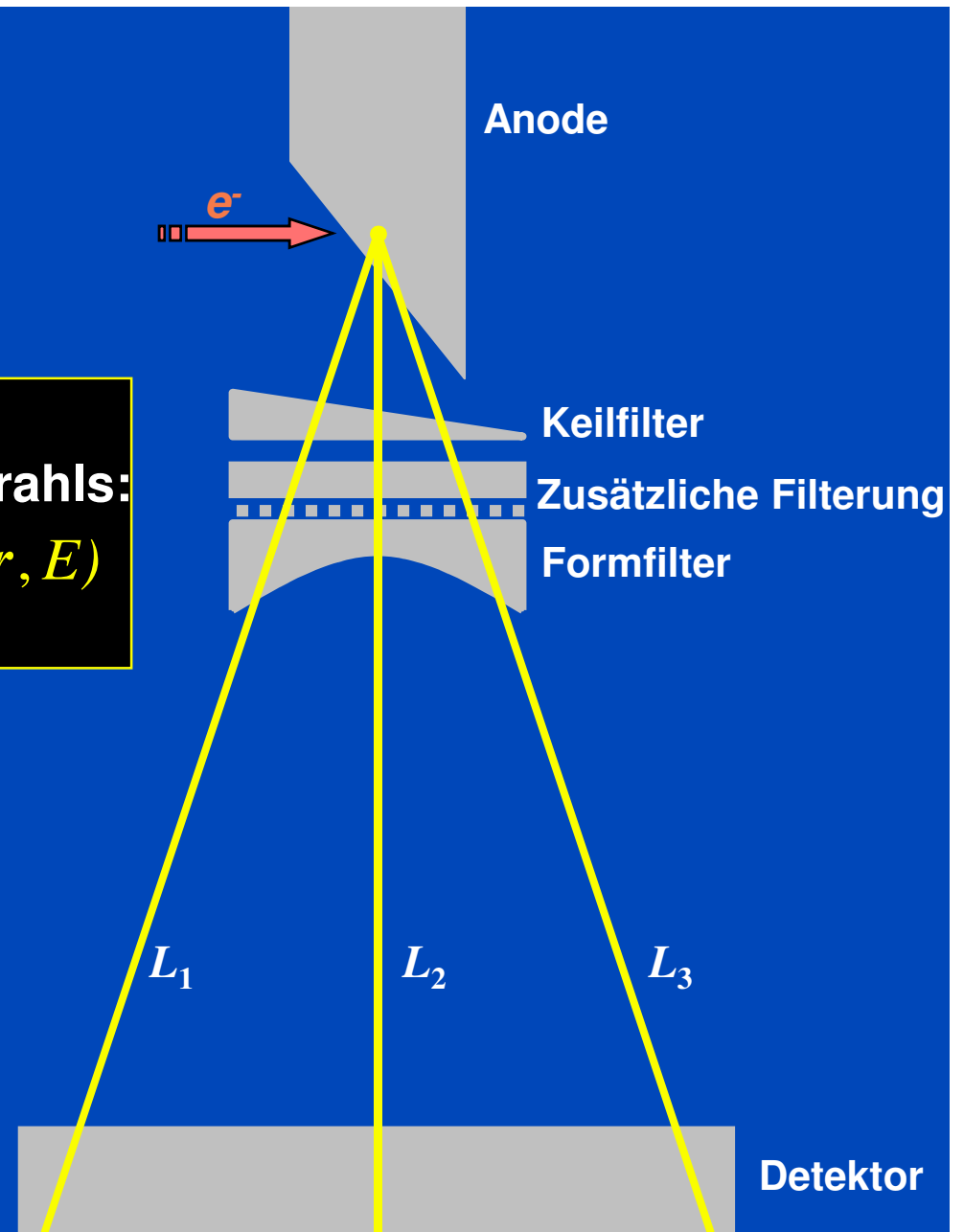
Axiale Geometrie (z-Richtung)



(realistischer Maßstab)

Das detektierte Spektrum ist eine Funktion der Lage L des Röntgenstrahls:

$$q(L) = -\ln \int dE w(L, E) e^{-\int dL \mu(r, E)}$$



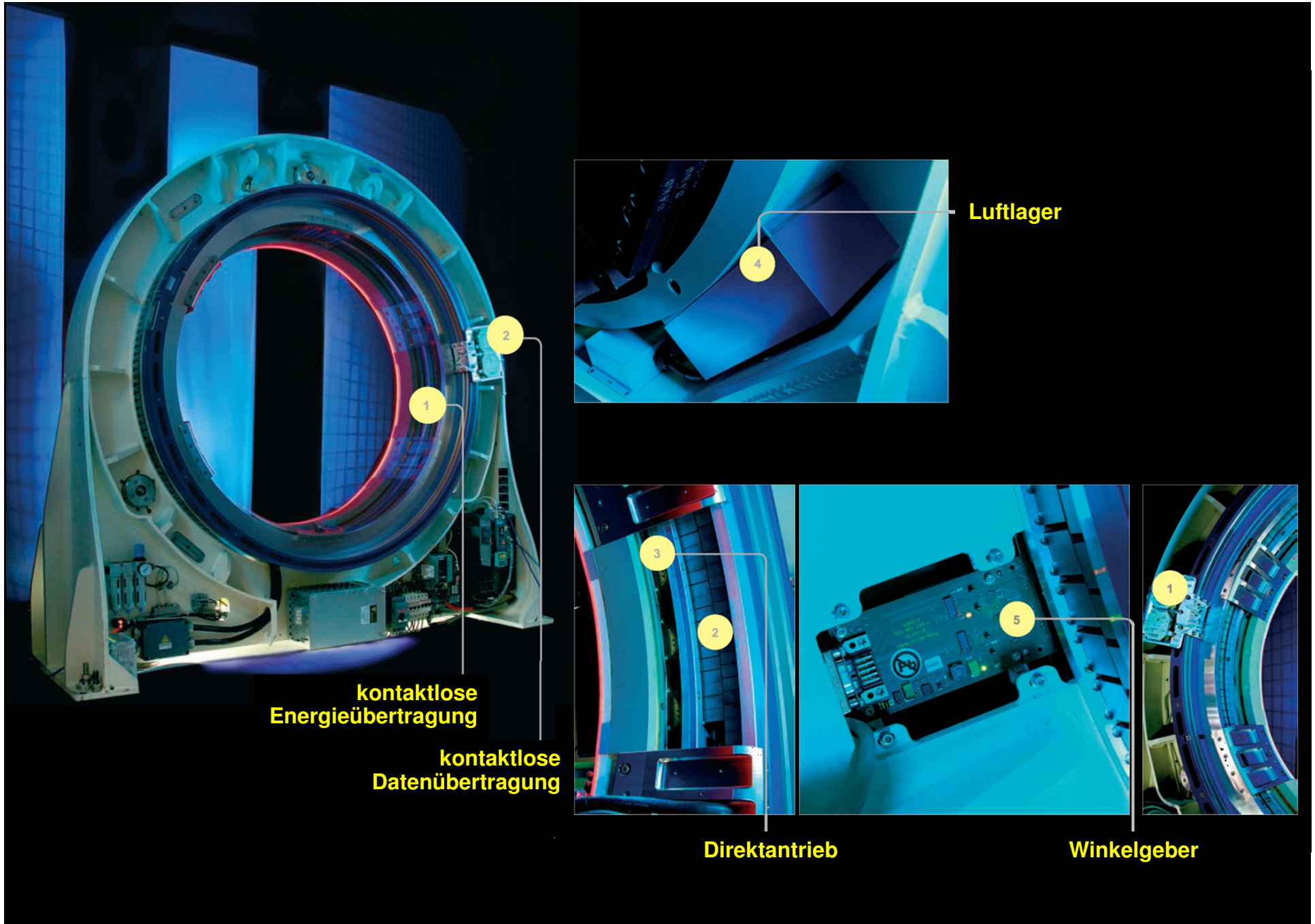
Grundlegende Parameter

(typische Werte moderner CT-Geräte)

- In-plane Auflösung: 0,4 ... 0,7 mm
- Nominelle Schichtdicke: $S = 0,5 \dots 1,5$ mm
- Effektive Schichtdicke: $S_{\text{eff}} = 0,5 \dots 10$ mm
- Röhre (Maximalwerte): 100 kW, 140 kV, 800 mA
- Effektiver Röhrenstrom: $\text{mAs}_{\text{eff}} = 10 \text{ mAs} \dots 1000 \text{ mAs}$
- Rotationszeit: $t_{\text{rot}} = 0,27 \dots 0,5$ s
- Simultan akquirierbare Schichten: $M = 16 \dots 320$
- Tischvorschub pro Rotation: $d = 1 \dots 150$ mm
- Pitchwert: $p = 0,3 \dots 1,5$ (bis zu 3.4 bei DECT)
- Scangeschwindigkeit: bis zu 43 cm/s
- Zeitliche Auflösung: 50 ... 250 ms

Anforderungen Mechanik

- Kontinuierliche Datenaufnahme (Spiral, Fluoro, dynamische CT, ...)
- Schnelle Rotationszeiten
 - Beschleunigung bei 550 mm mit 0,5 s: $a = 9\text{ g}$
 - mit 0,4 s: $a = 14\text{ g}$
 - mit 0,3 s: $a = 25\text{ g}$
 - mit 0,2 s: $a = 55\text{ g}$
- Mechanische Genauigkeit besser als 0,1 mm
- Kompaktes Design, niedrige Kosten, problemlose Installation und lange Serviceintervalle



**kontaktlose
Energieübertragung**

**kontaktlose
Datenübertragung**

Luftlager

Direktantrieb

Winkelgeber

Data courtesy of Schleifring GmbH, Fürstenfeldbruck, Germany
and of rsna2011.rsna.org/exbData/1678/docs/Gantry_Subsystem.pdf

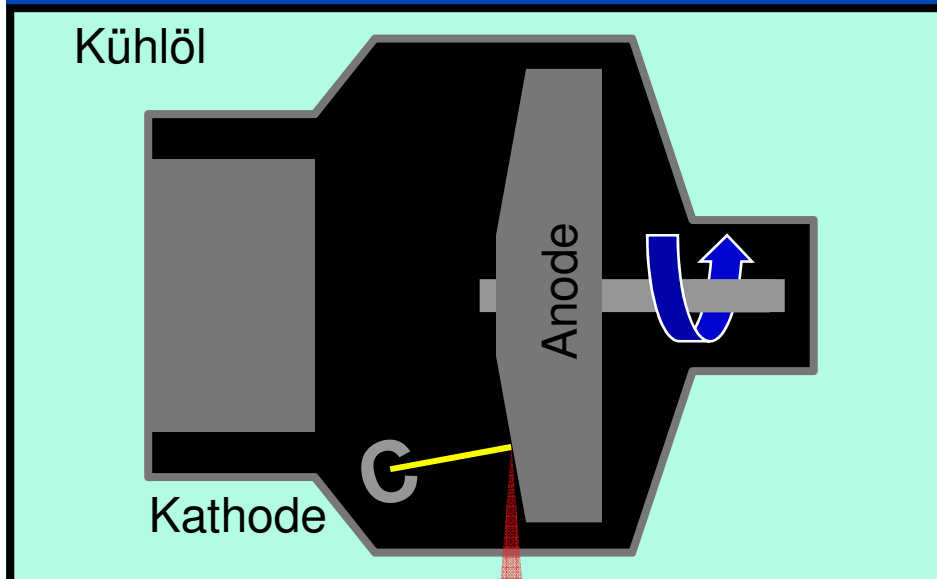


Anforderungen Röntgenquelle

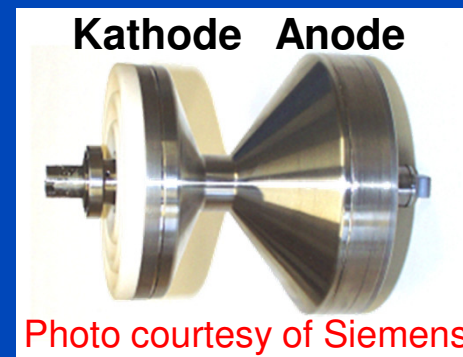
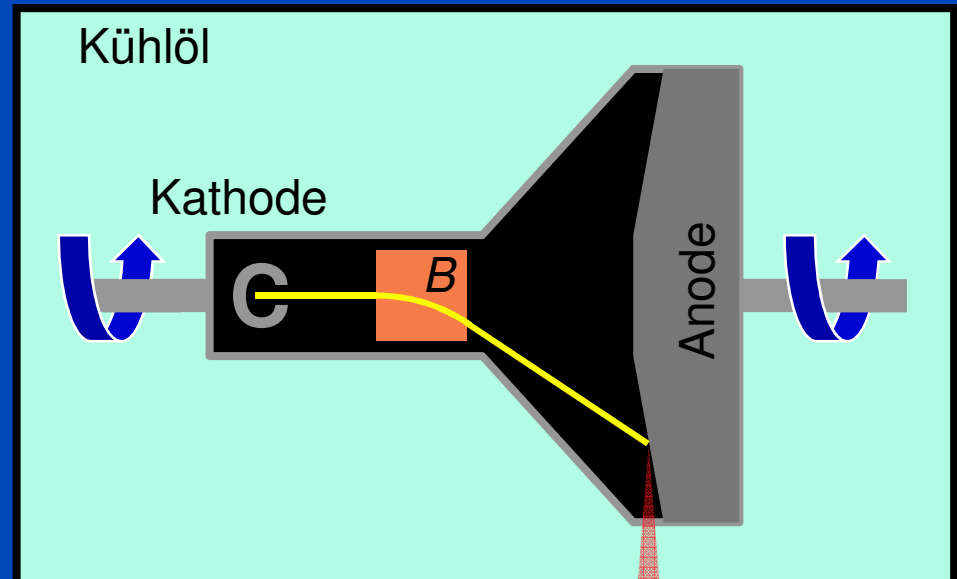
- Spannungswerte zwischen 70 und 140 kV
- Augenblicksbelastung (typ. 50-100 kW)
- Dauerbelastung (typ. >5 kW)
- Kühlraten (typ. >1 MHU pro Minute)
- Schnell regelbarer Röhrenstrom (niedrige Trägheit)
- Muss den Zentrifugalkräften standhalten
- Kompaktes und robustes Design

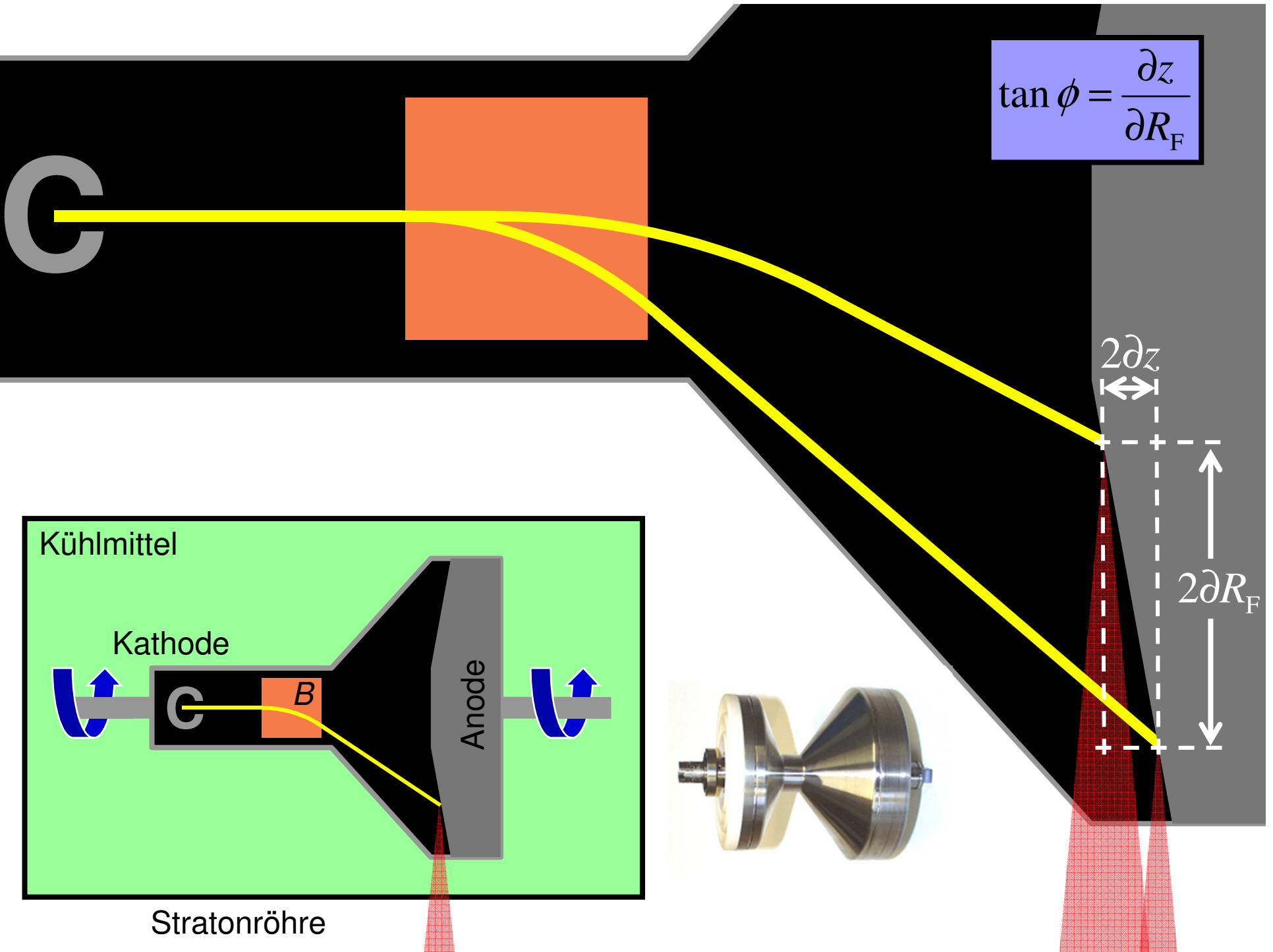
Neue Röhrentechnologie: Keine Kühlzeiten

Konventionelle Röhre
(Anode rotierend, Kathode und Gehäuse stationär)



High Performance Röhre
(Kathode, Anode und Gehäuse rotierend)







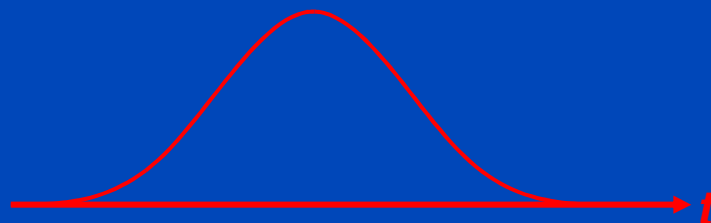
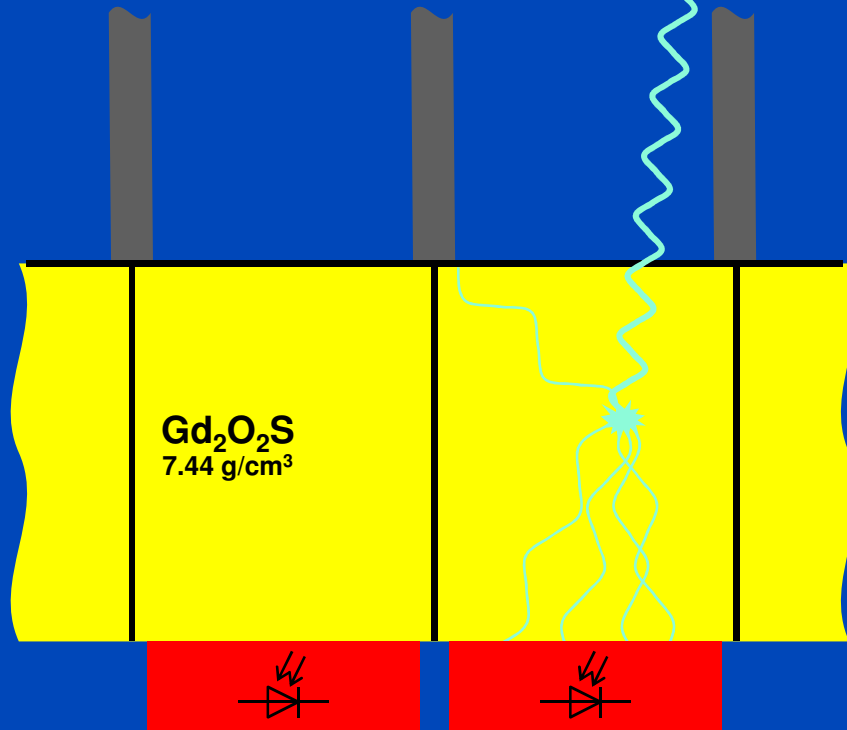
Direktgekühlte Röhre
(Photo courtesy by Philips)

Anforderungen Detektor

- Mehrzeilendetektor
- Mehrschichtakquisition
- Samplingrate (typ. 300 μs)
- Abklingzeit ($< 10 \mu\text{s}$)
- Absorption
- Geometrische Effizienz
- Zählrate (bis zu 10^9 cps^*)
- Dynamikbereich ($\geq 20 \text{ bit}$)

* bis zu 10^5 Photonen pro Reading und 10^4 Readings pro Sekunde

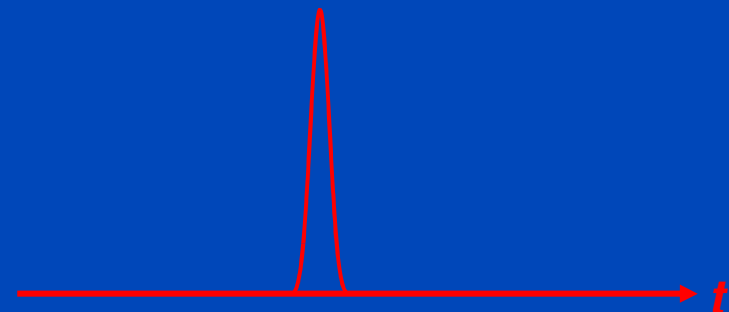
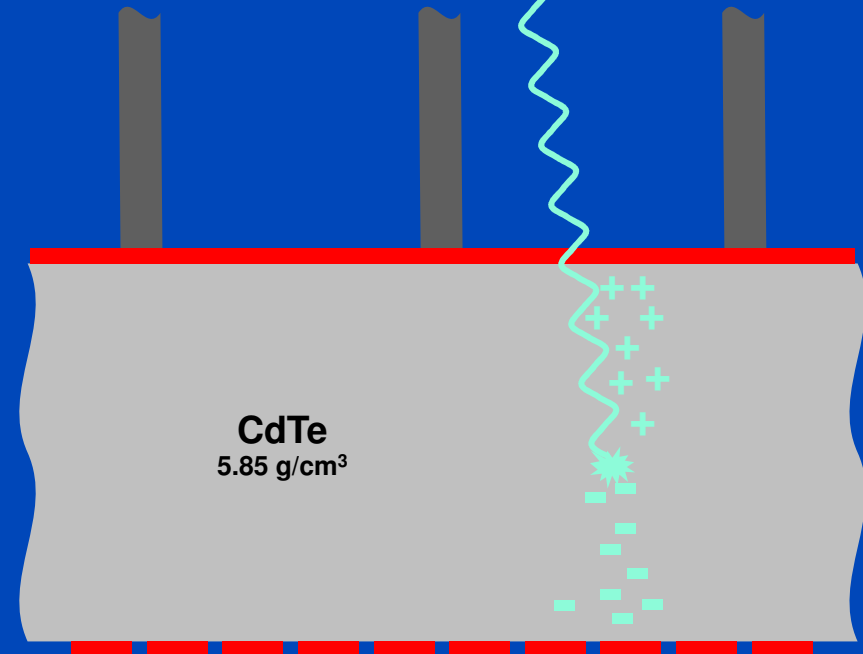
indirekt konvertierend



2500 ns FWHM

d.h. max $O(40 \cdot 10^3)$ cps

direkt konvertierend

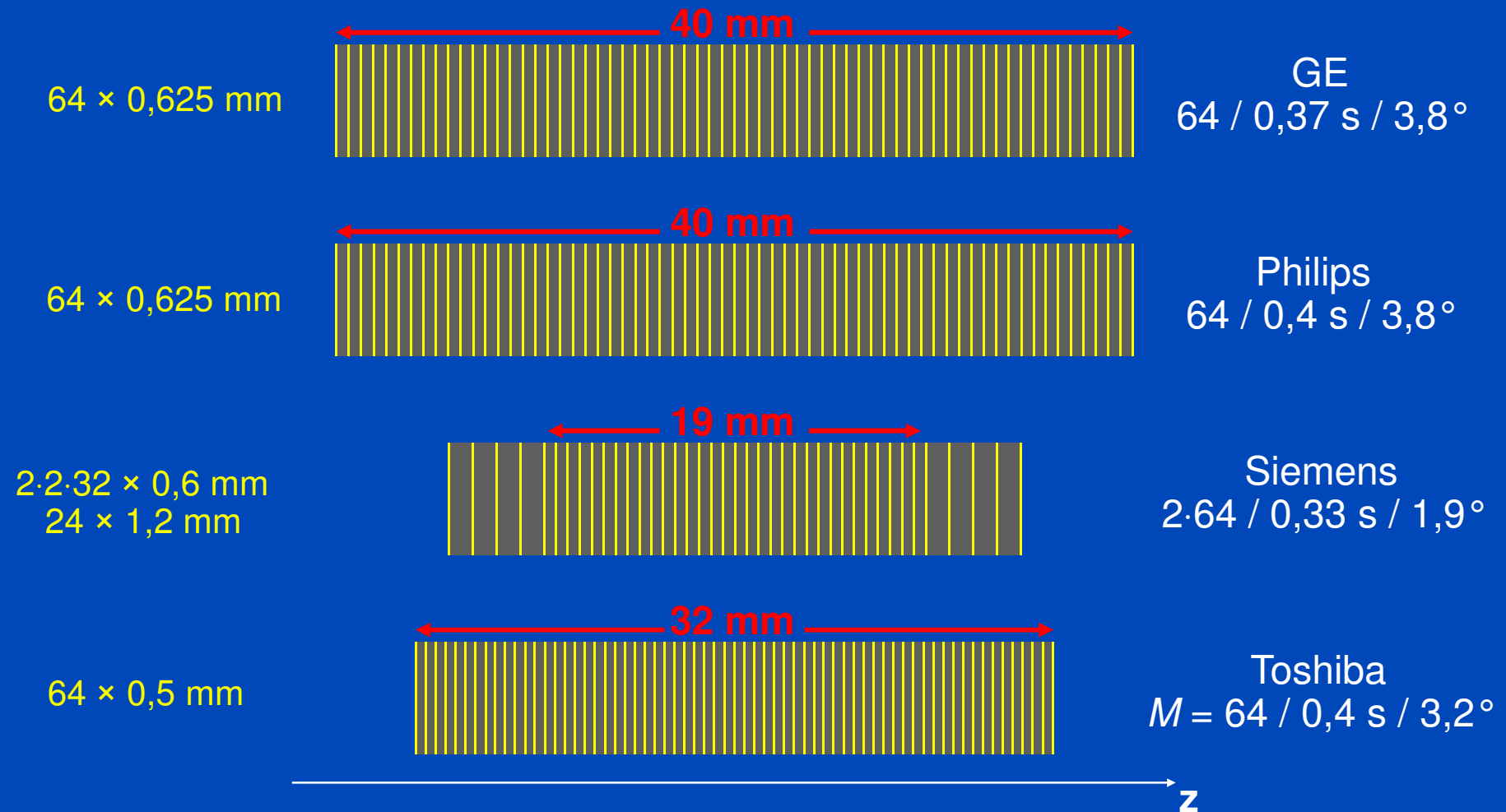


25 ns FWHM

d.h. max $O(40 \cdot 10^6)$ cps

Anforderungen der CT: bis zu 10^9 Röntgenphotonen pro Sekunde pro mm^2 .
Bei diesen Raten lassen sich Photonen nur mit Direktkonvertern zählen.

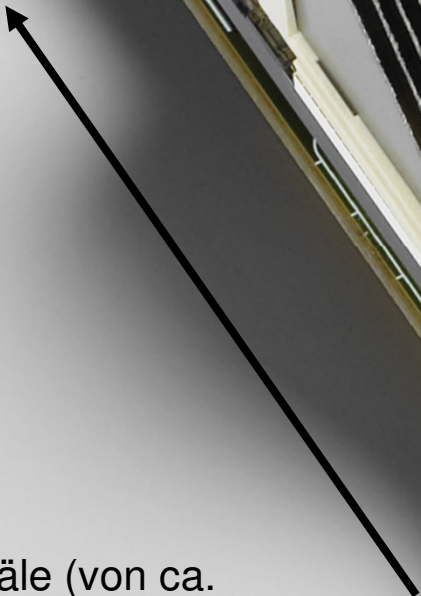
Mehrzeilendetektoren für Mehrschicht-CT 2006



Anzahl simultan akquirierter Schichten / Rotationszeit / Kegelwinkel

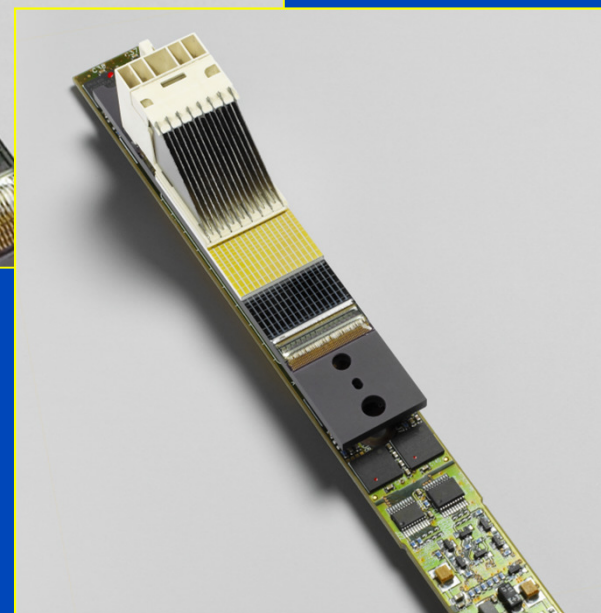
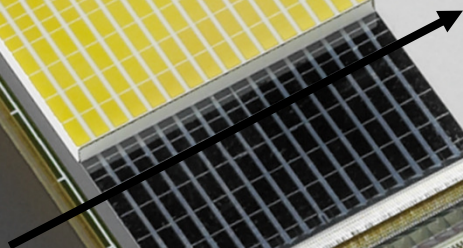
Adaptive Array Technologie

z



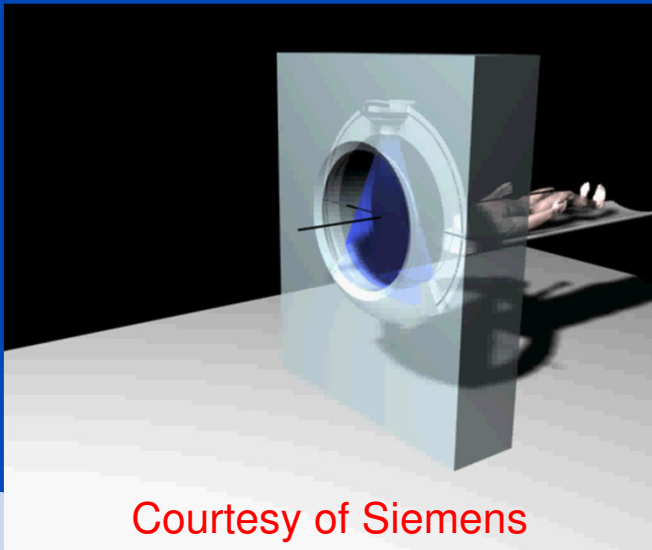
16 Kanäle (von ca.
 10^3) abgebildet

β

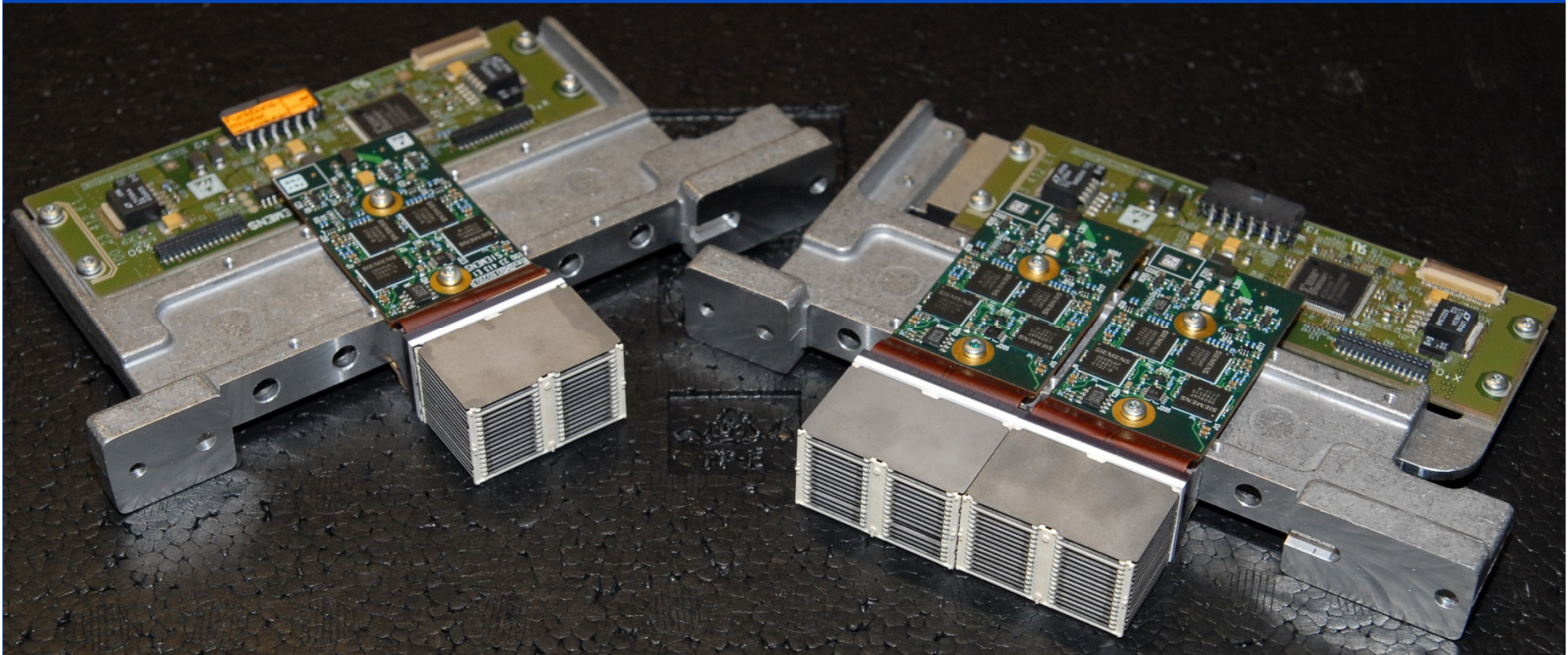


Mehrzeilendetektoren für Mehrschicht-CT 2009 bis 2012

- GE $64 \times 0,625 \text{ mm} = 40 \text{ mm}$ 0,35 s
- Philips $2 \cdot 128 \times 0,625 \text{ mm} = 80 \text{ mm}$ 0,27 s
- Siemens $2 \cdot 2 \cdot 64 \times 0,6 \text{ mm} = 38 \text{ mm}$ 0,28 s
- Toshiba $320 \times 0,5 \text{ mm} = 160 \text{ mm}$ 0,35 s



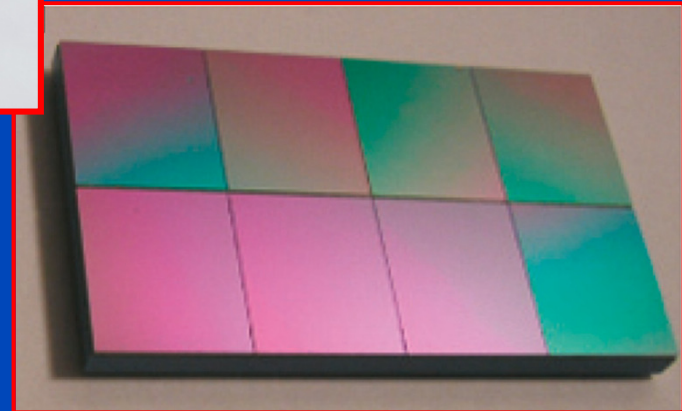
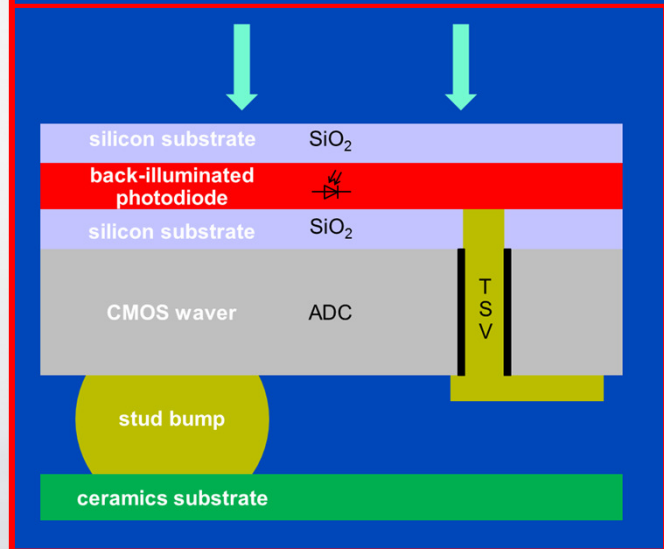
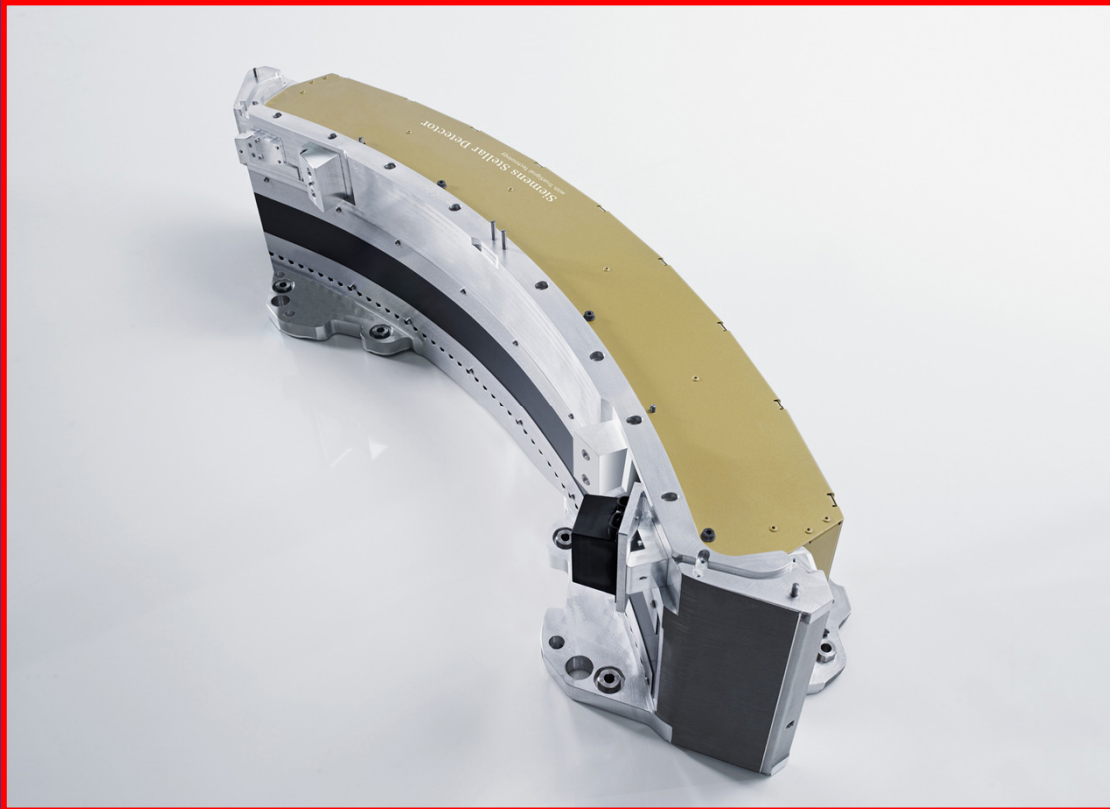
Courtesy of Siemens



**modular and 2D tileable, 1D anti-scatter grid,
modules arranged on the surface of a cylinder segment
(Photo courtesy by Siemens)**

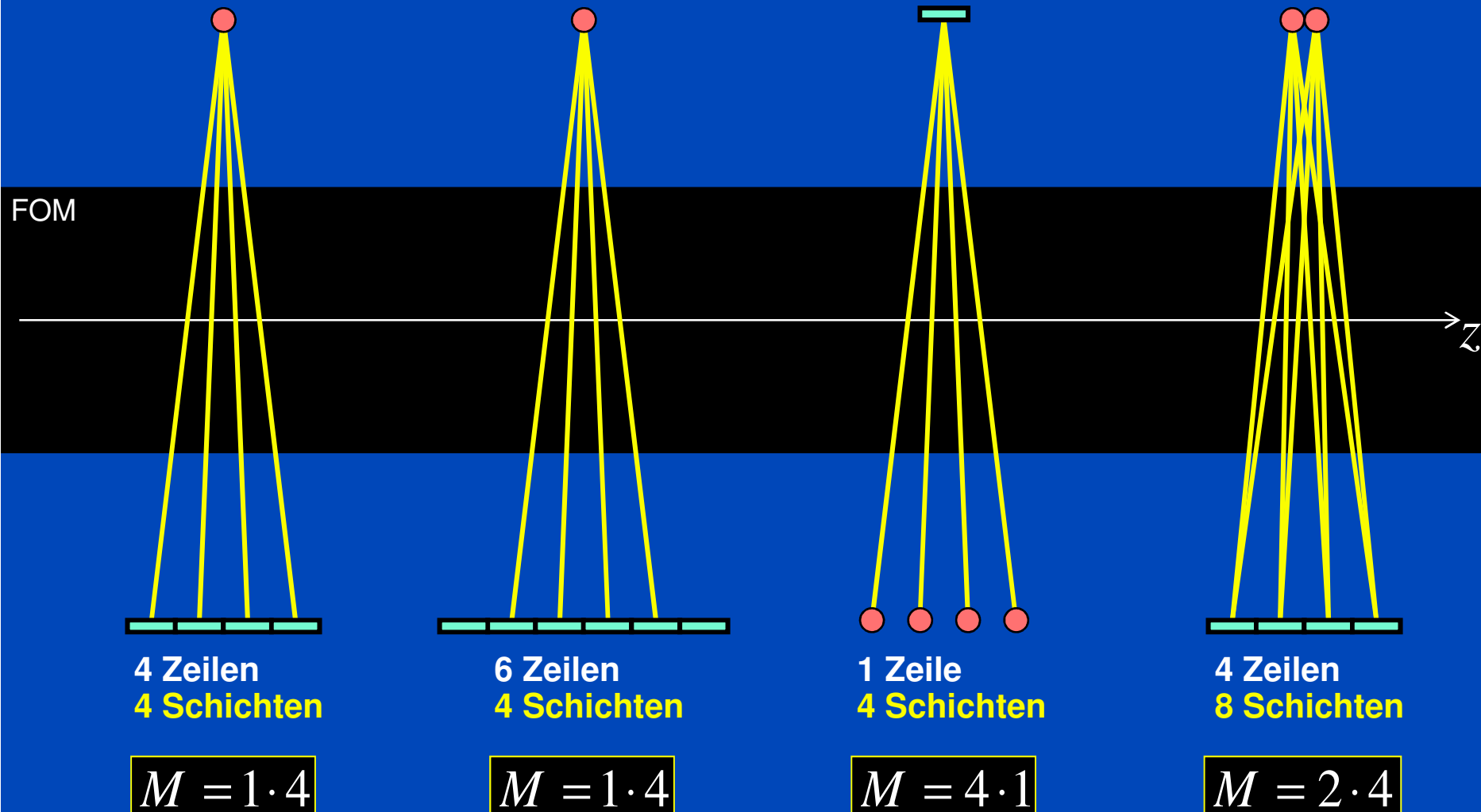


„Nanopanel-Detektoren“, modular und 2D kachelbar, vollfokussiertes 2D Streustrahlraster, Anordnung auf Kugeloberflächensegment
(Photo courtesy by Philips)

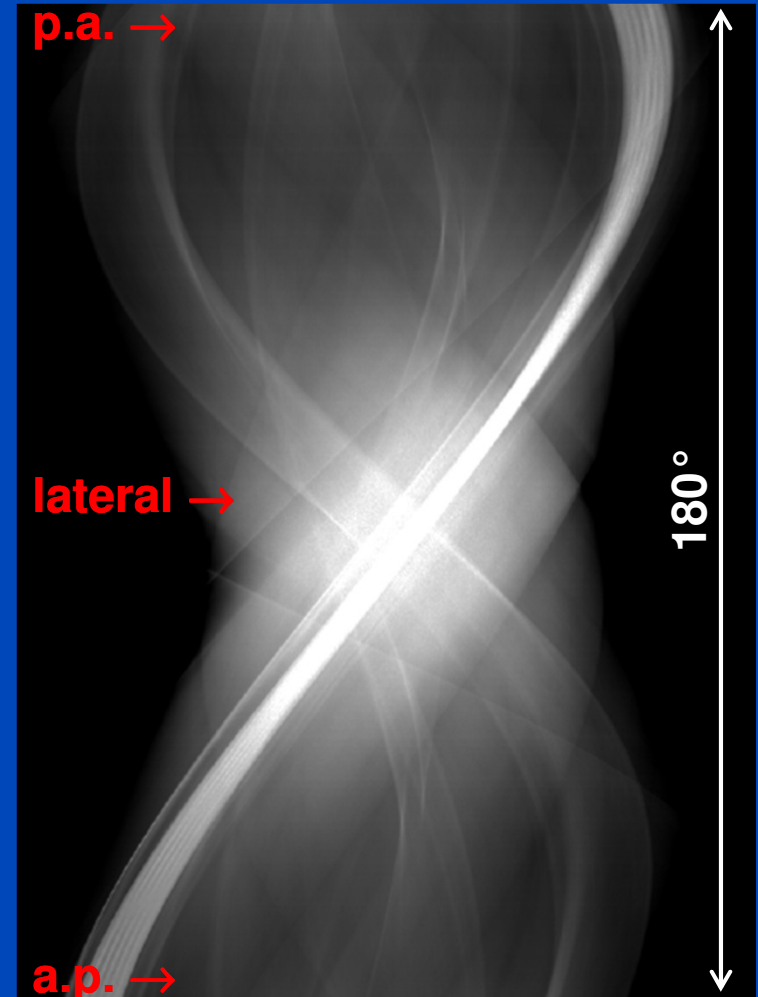
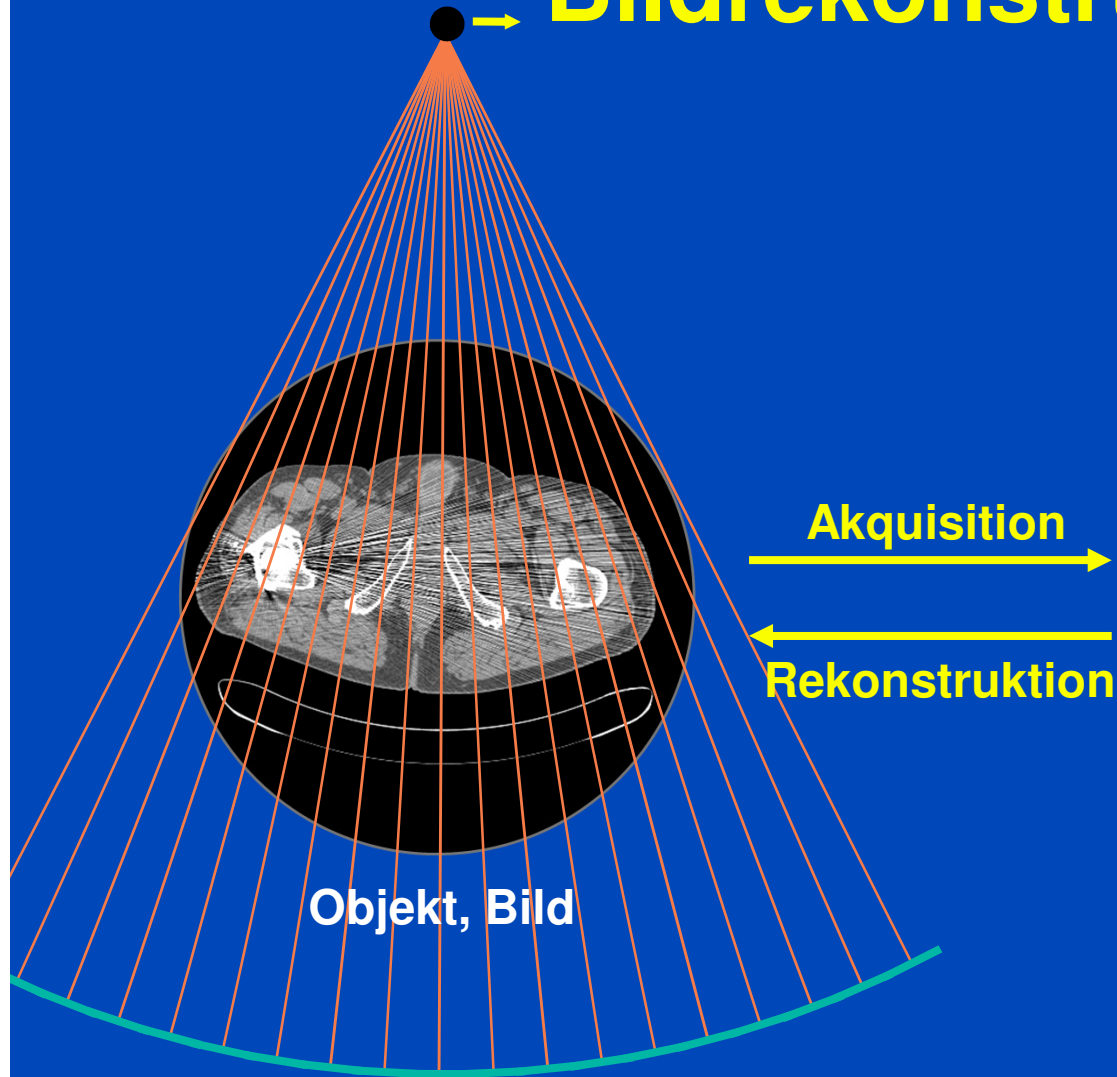


“Stellar Detektor”, modular und 2D kachelbar, 1D Streustrahlraster
(Photo courtesy by Siemens)

Zeilen vs. Schichten



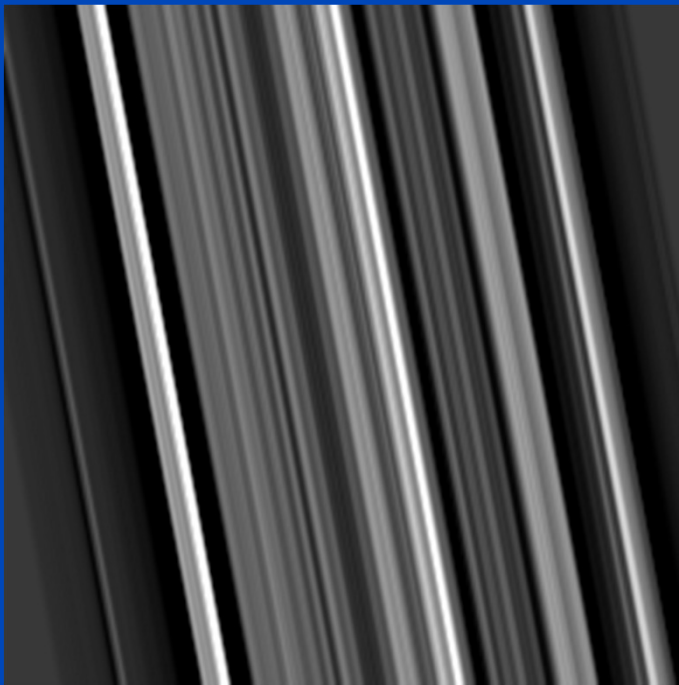
Bildrekonstruktion



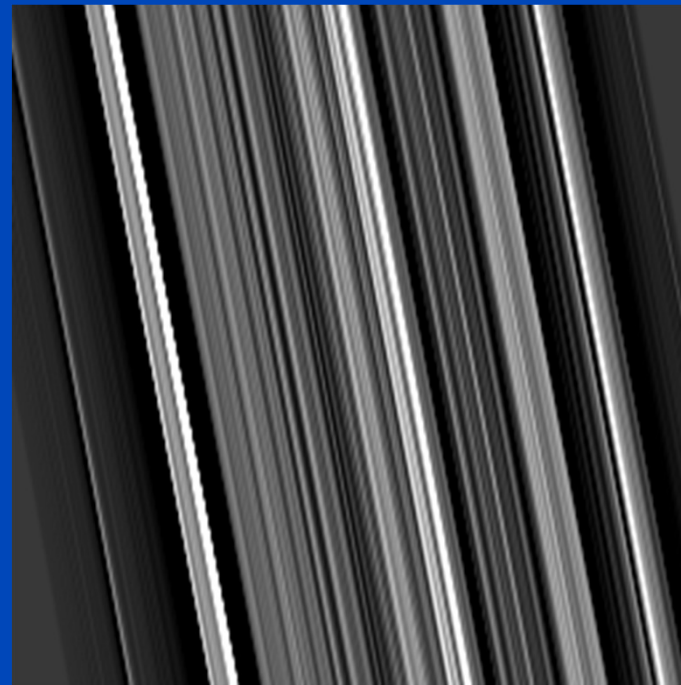
Sinogramm, Rohdaten

Gefilterte Rückprojektion (FBP)

1. Faltung der Projektionen mit dem Faltungskern.
2. Rückprojektion der Daten in das Bild:

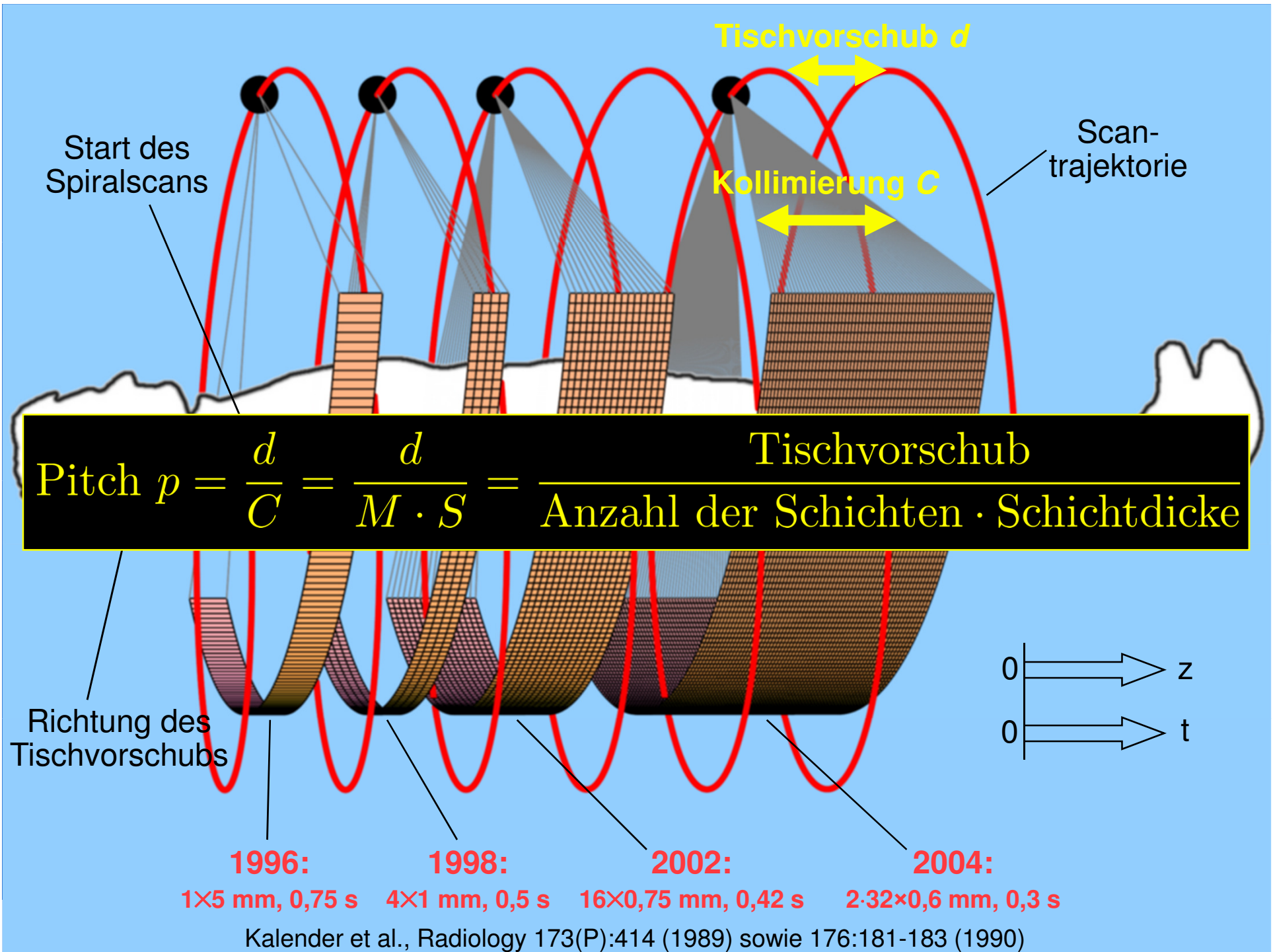


Weicher Kern



Standardkern

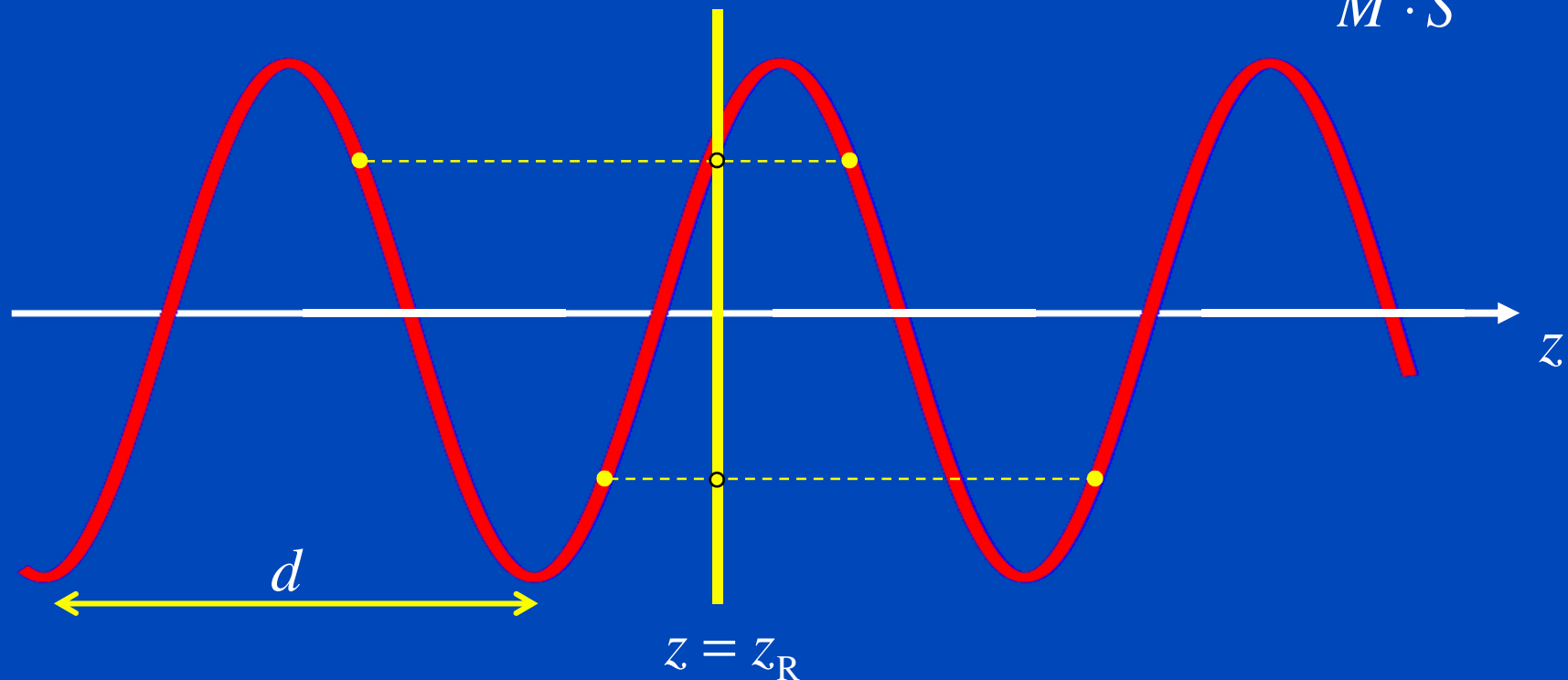
Bildrauschen und Ortsauflösung werden durch Wahl des Rekonstruktionskerns beeinflusst.



360°LI z-Interpolation bei Einschicht-CT

$$M = 1$$

$$p = \frac{d}{M \cdot S} \leq 2$$

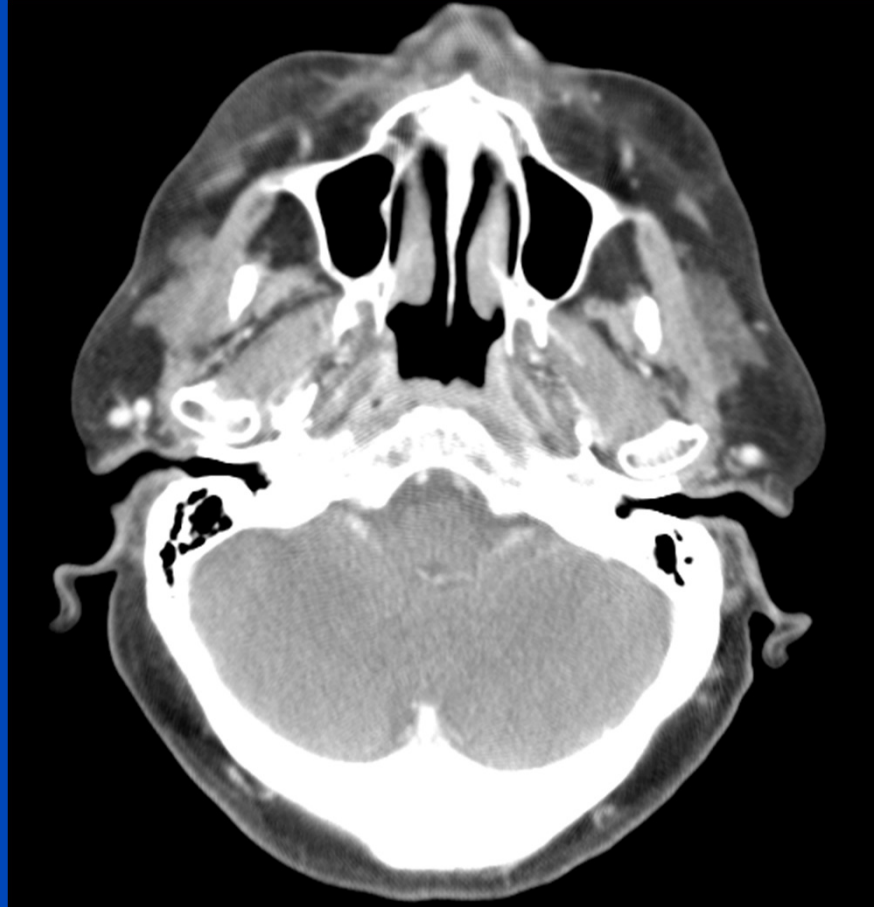


Lineare Interpolation von Daten beiderseits der Rekonstruktions-
ebene, um einen virtuellen Kreisscan zu synthetisieren.

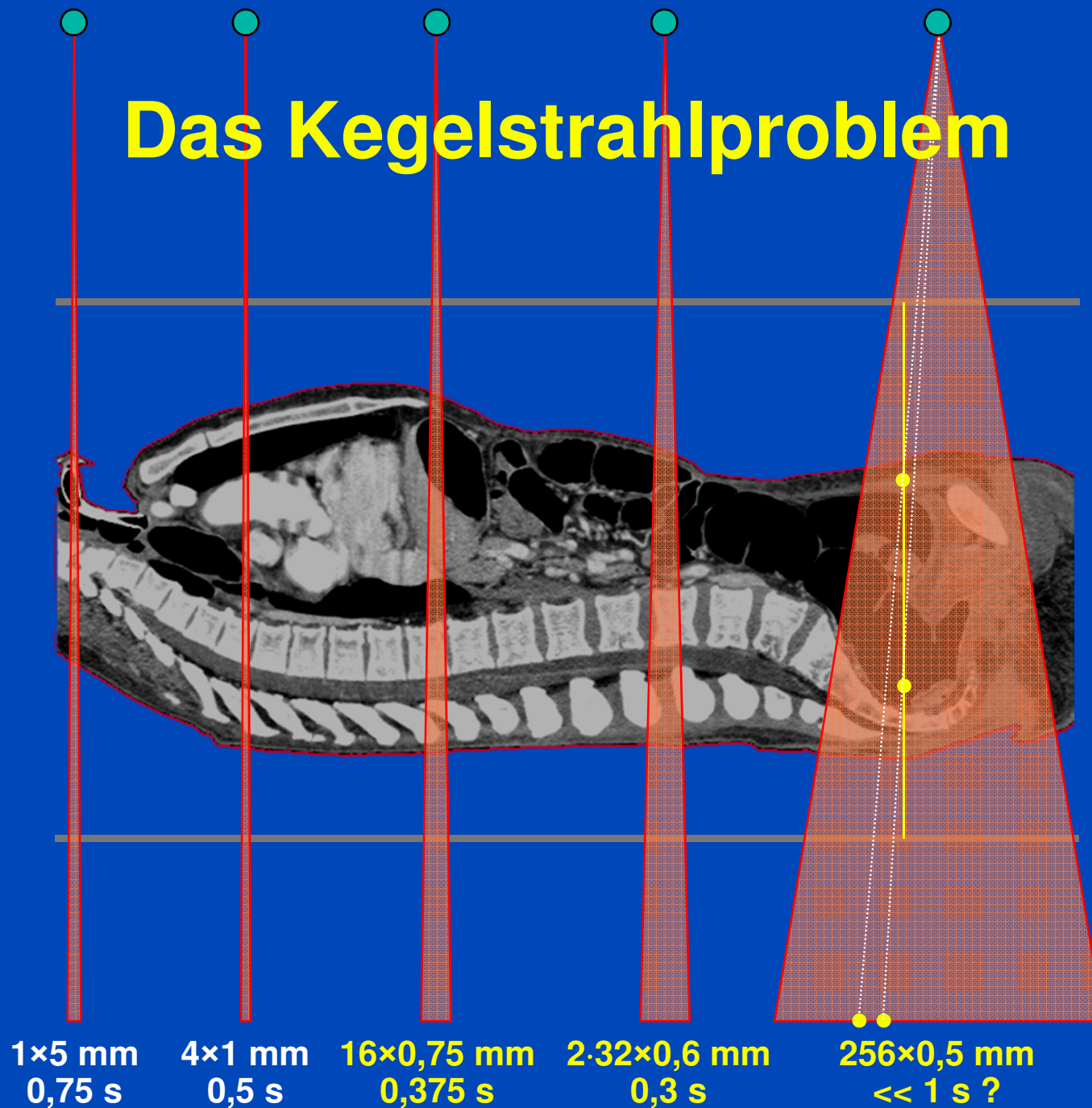
Ohne z-Interpolation



Mit z-Interpolation



Das Kegelstrahlproblem



Advanced Single-Slice Rebinning

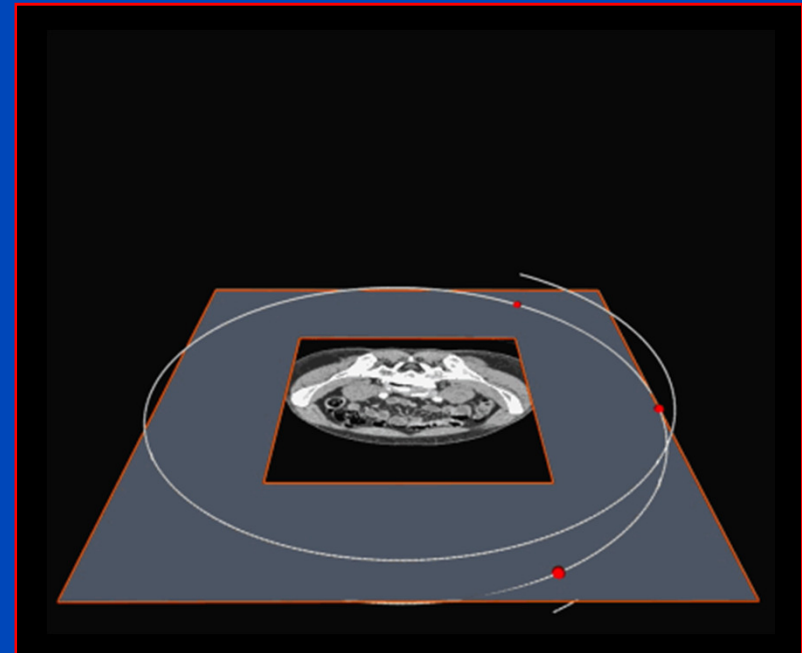
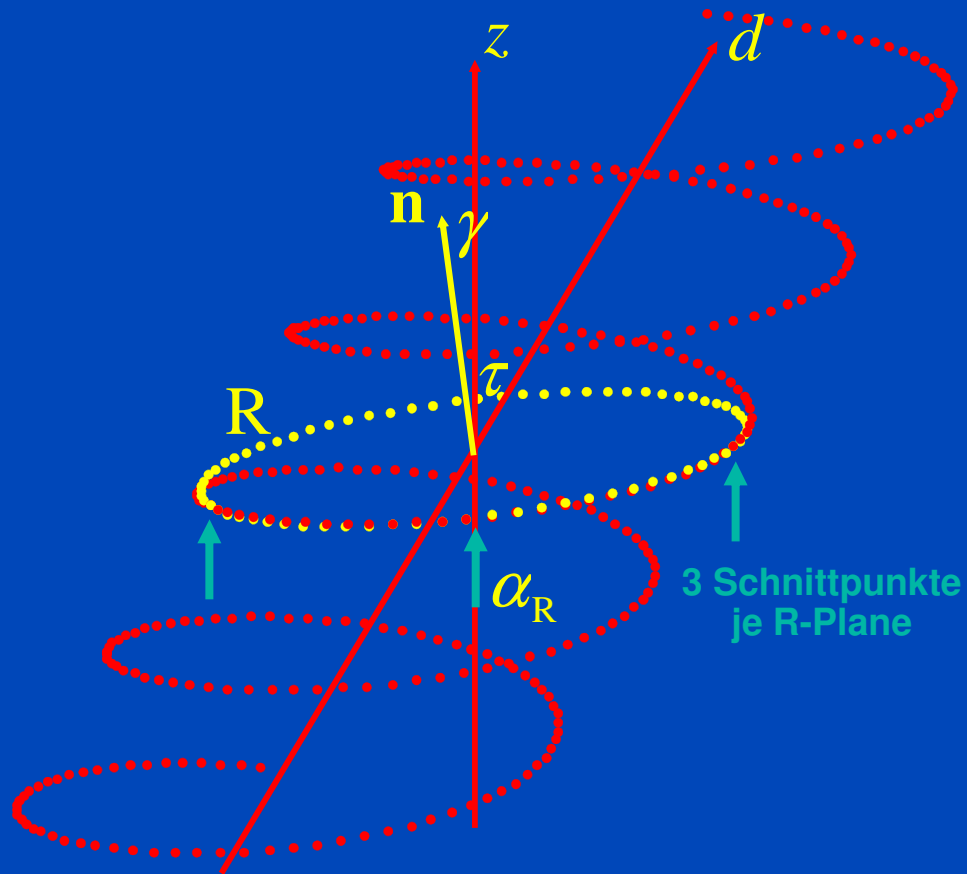
3D und 4D Bildrekonstruktion für kleine Kegelwinkel

ASSR*

- ist der erste praktikable Rekonstruktionsalgorithmus für klinische Kegelstrahl-CT
- reduziert 3D Kegelstrahl-CT-Daten auf gekippte 2D Schichten
- ist in 16- und 64-Schicht Scannern implementiert

***Nicht zu verwechseln mit dem
PET-Algorithmus SSRB!***

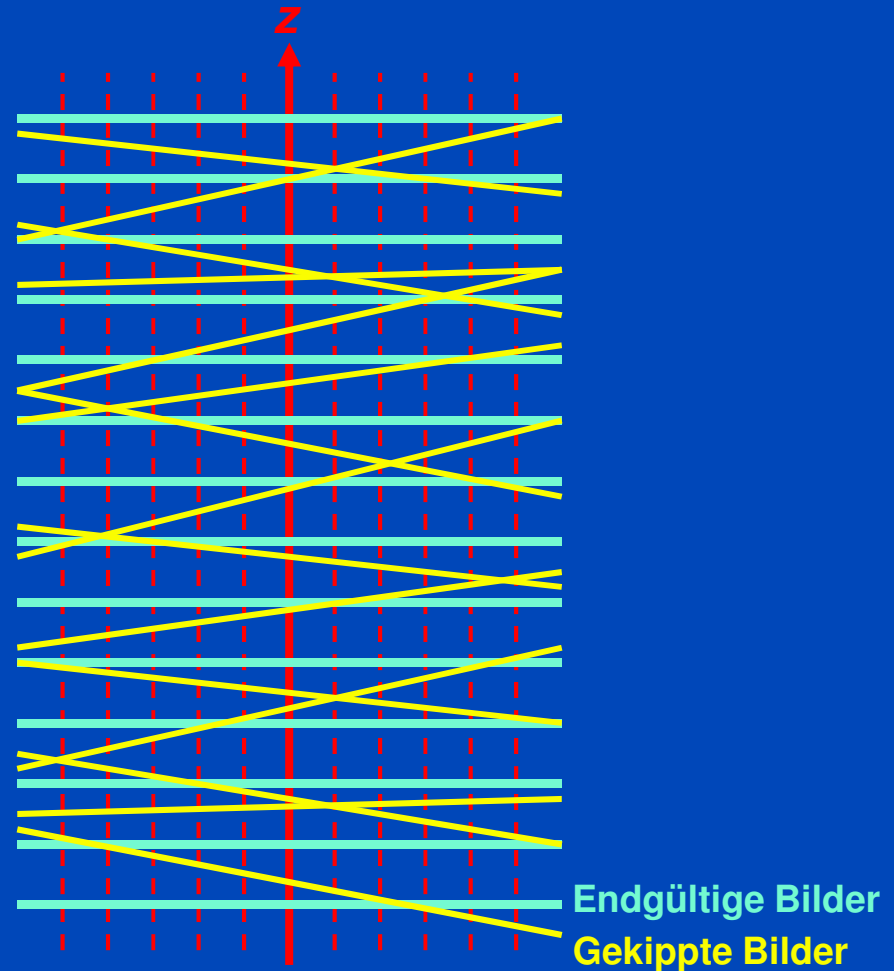
ASSR Prinzip



Mittlere Abweichung bei R_F : $\Delta_{\text{mean}} \approx 0,014 d$
bei R_M : $\Delta'_{\text{mean}} \approx 0,007 d$

ASSR Prinzip II: Volumeninterpolation

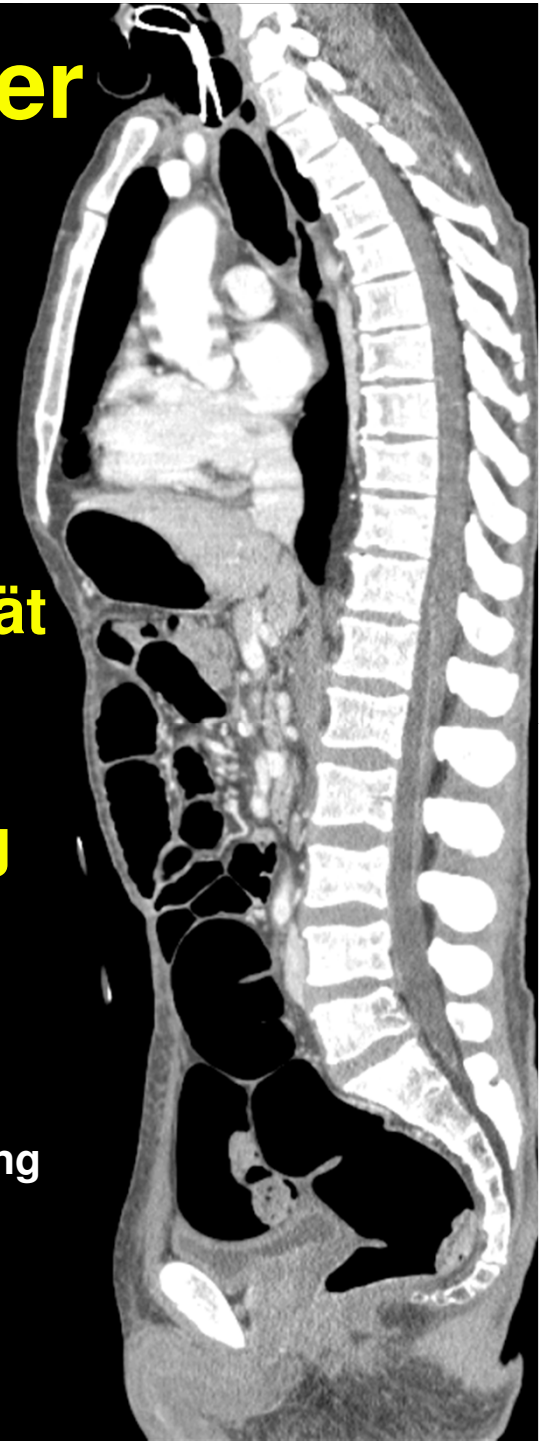
Umrechnen der geneigten
Bilder in parallele,
transaxiale Bilder durch z-
Interpolation



Patientenbilder mit ASSR

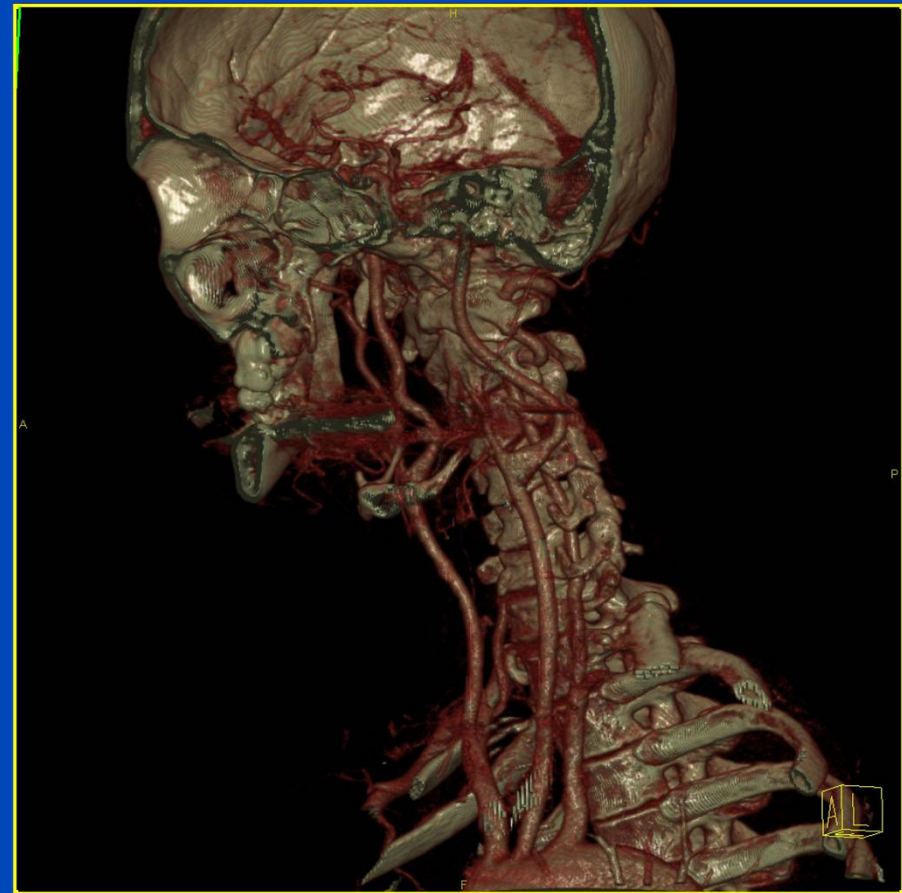
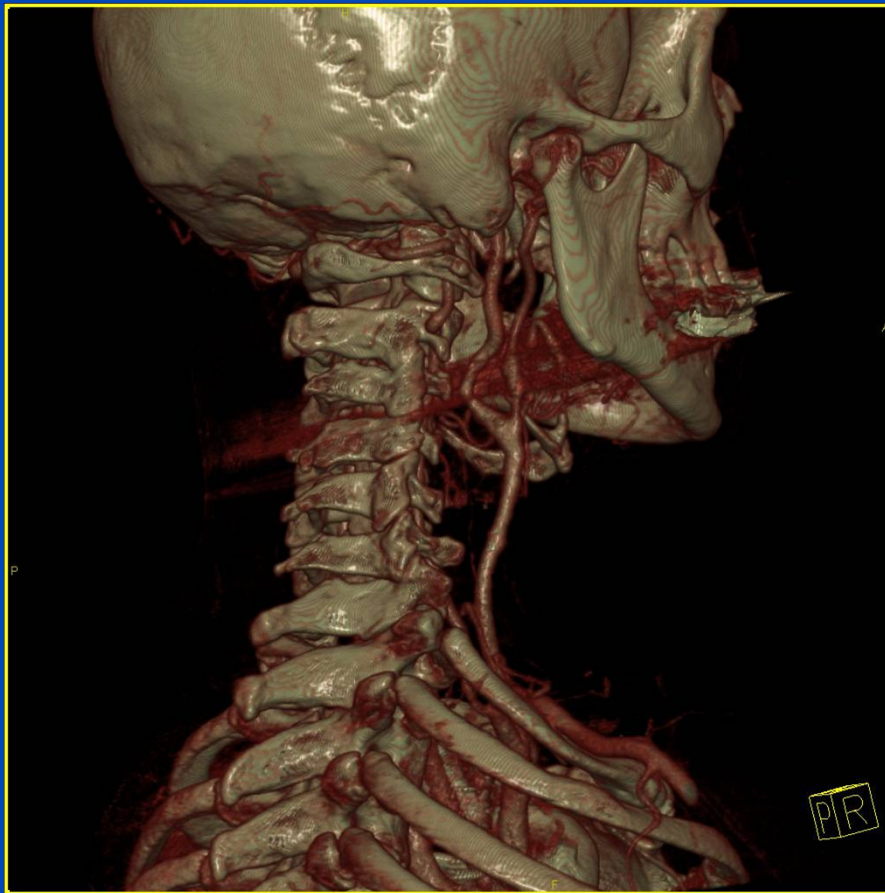
- Beste Performance
- Optimale Bildqualität
- 2D Hardware ausreichend
- 100% Dosisnutzung
- Pitch beliebig

- Sensation 16
- 0,5 s Rotation
- 16x0,75 mm Kollimierung
- Pitch 1,0
- 70 cm in 29 s
- 1,4 GB Rohdaten
- 1400 Bilder



CT-Angiographie

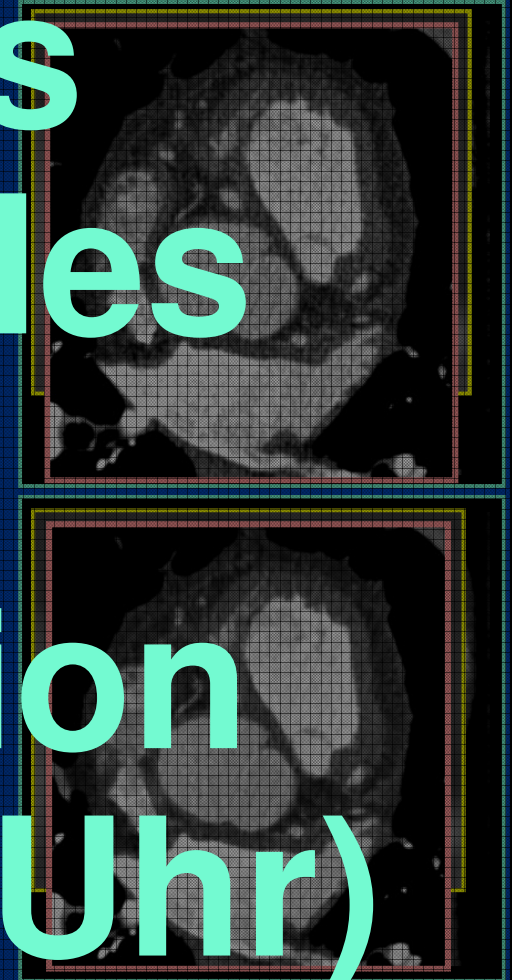
Sensation 64 Spiralscan mit $2.32 \times 0,6$ mm und 0,375 s



Iterative Bildrekonstruktion

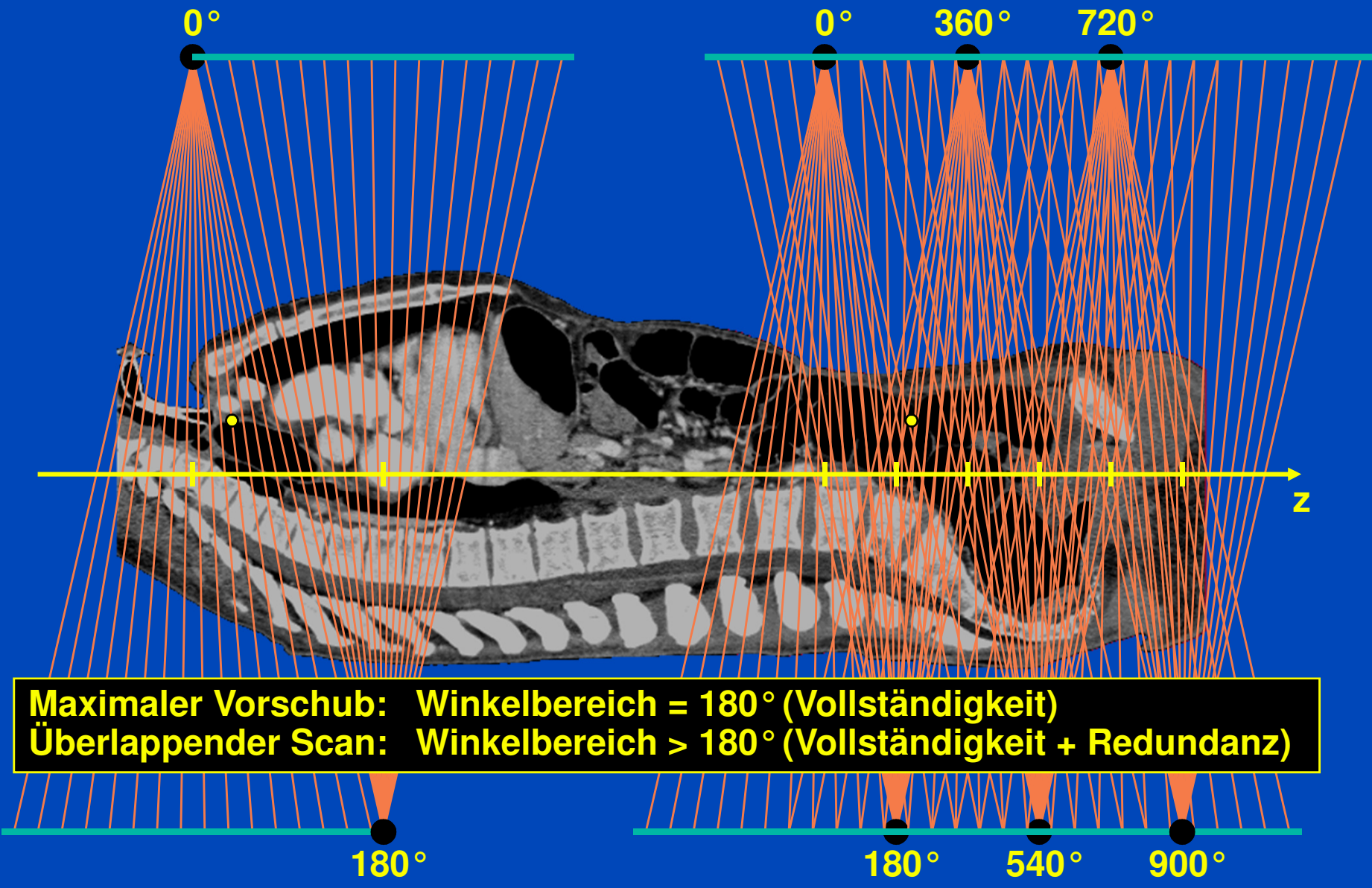
- Ziel: weniger Artefakte, weniger Rauschen, weniger Dosis
- Ablauf einer iterativen Rekonstruktion
 - Rekonstruiere ein erstes Bild.
 - Passt das Bild zu den gemessenen Rohdaten?
 - Solange nicht, korriere ein Korrekturbild.
- Iterative Rekonstruktion wird in SPECT und PET seit vielen Jahren eingesetzt.
- In der CT verhindert der Rechenaufwand den routinemäßigen Einsatz bisher.
- Erste CT-Produktanforderungen
 - ASIR (adaptive statistical iterative reconstruction, GE)
 - VEO, MBIR (model-based iterative reconstruction, GE)
 - A-IRIS (adaptive iterative reconstruction, Toshiba)
 - IRIS (image reconstruction in image space, Siemens)
 - SAFIRE (sinogram-affirmed iterative reconstruction, Siemens)

Morgen, als
zweiter Teil des
Vortrags
Dosisreduktion
(8:15 bis 9:00 Uhr)



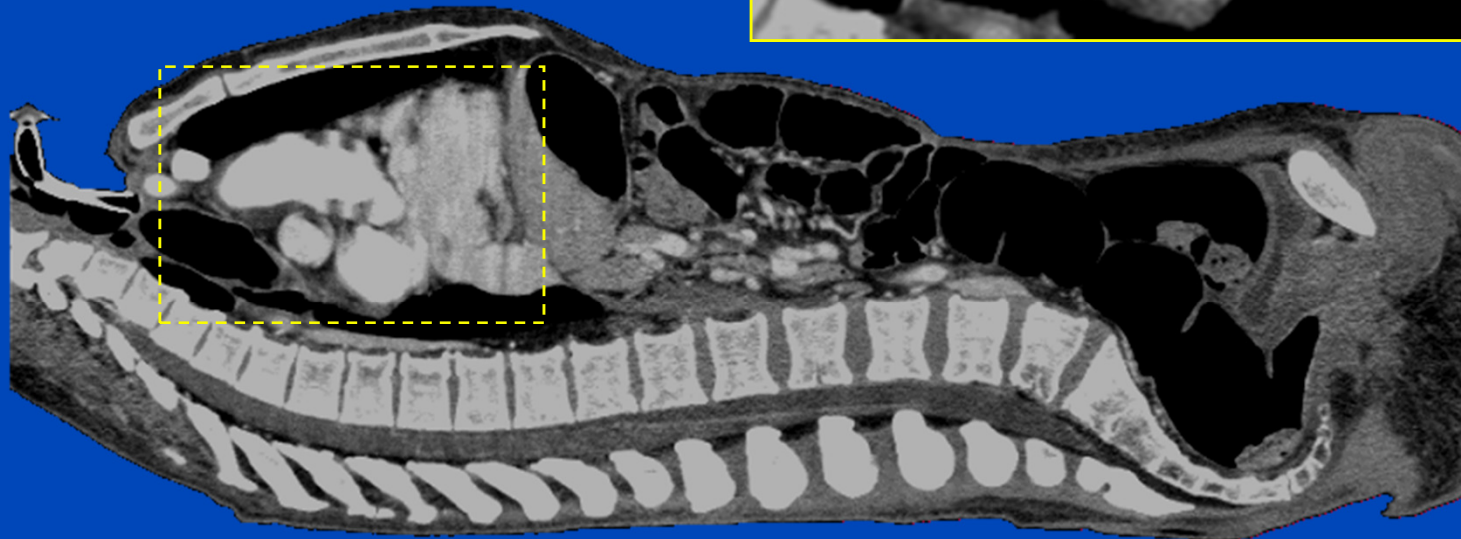
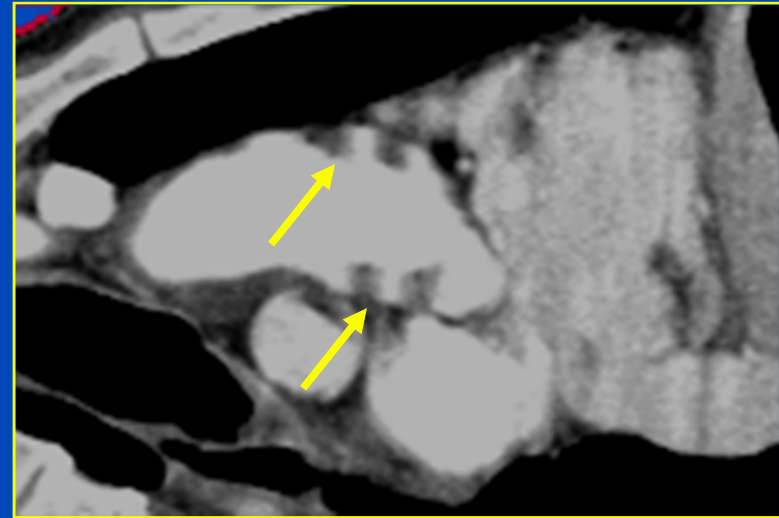
maximaler Tischvorschub:

überlappende Datenaufnahme:



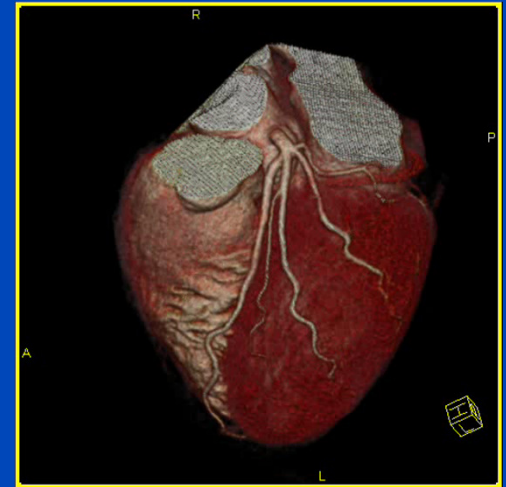
Maximaler Vorschub: Winkelbereich = 180° (Vollständigkeit)
Überlappender Scan: Winkelbereich > 180° (Vollständigkeit + Redundanz)

Bewegungsartefakte des Herzens

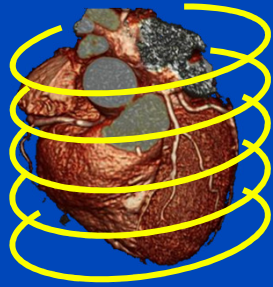


Herz bildgebung mit CT

(Cardio-CT = phasenkorrelierte CT)



- Periodische Bewegung
- Synchronisation (EKG, Kymogramm, ...)
- Phasenkorrelierte Scans = Prospektives Gating
 - Geringer Erfolg in den 80er und 90er Jahren
 - Vielversprechend bei heutigen Scannern mit großen Kegelwinkeln
- Phasenkorrelierte Rekonstruktion = Retrospektives Gating
 - Einsegment-Verfahren, z.B. 180°MCD (Kachelrieß et al.)
 - Zweisegment-Rekonstruktion, z.B. ACV (Flohr et al.)
 - Mehrsegment-Rekonstruktion, z.B. 180°MCI (Kachelrieß et al., Goldstandard)
 - Generationen
 - » Einschicht-Spiral-CT: 180°CD, 180°CI (seit 1996¹)
 - » Mehrschicht-Spiral-CT: 180°MCD, 180°MCI (seit 1998²)
 - » Kegelstrahl-Spiral-CT: ASSR CD, ASSR CI (seit 2000³)
 - » Kegelstrahl-Spiral-CT mit großen Winkeln: EPBP (seit 2002⁴)
 - » Multi-Source Kegelstrahl-Spiral-CT: EPBP (seit 2005⁵)



Retrospektives Gating

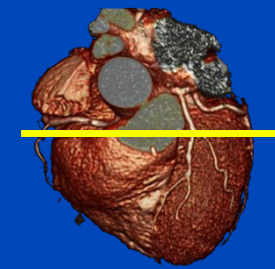
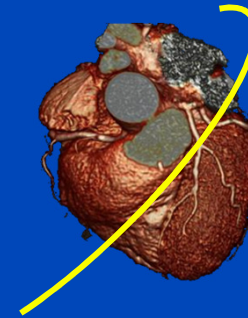
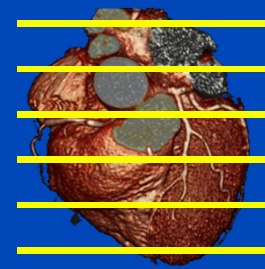
=

Standardscan + EKG-korrelierte Rekon

Standard Spiralscan mit geringem

Pitchwert ($p \leq f_H \cdot t_{rot}$)

Phasenkorrelierte Rekonstruktion



Prospektives Gating

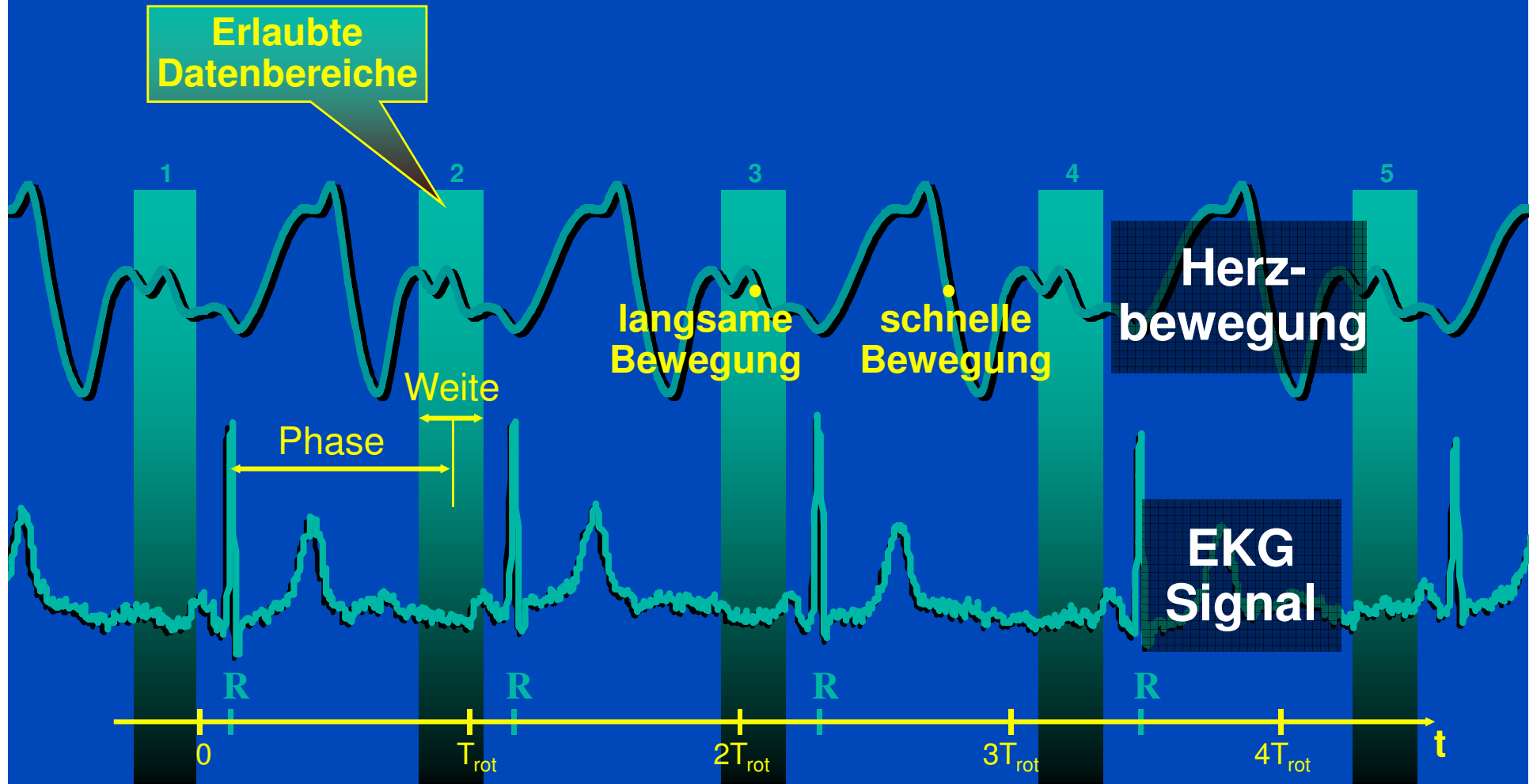
=

EKG-getriggter Scan + Standardrekon

EKG-getriggter Sequencescan,
Spiralscan (hoher Pitch) oder Kreisscan

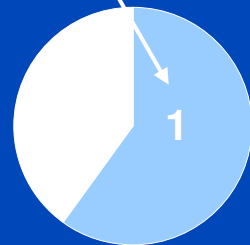
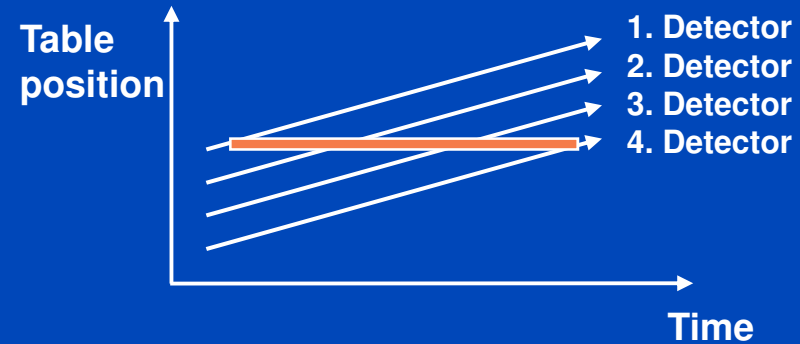
Standardrekonstruktion

Synchronisation



Partial Scan Reconstruction

Use one segment
of $180^\circ + \delta$ data
of phase-coherent data
for a selected heart phase



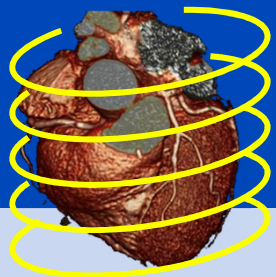
Partial scan data
($180^\circ + \text{fan angle}$)

Effective scan time

$$t_{\text{eff}} \geq t_{\text{rot}}/2$$

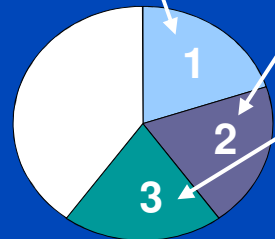
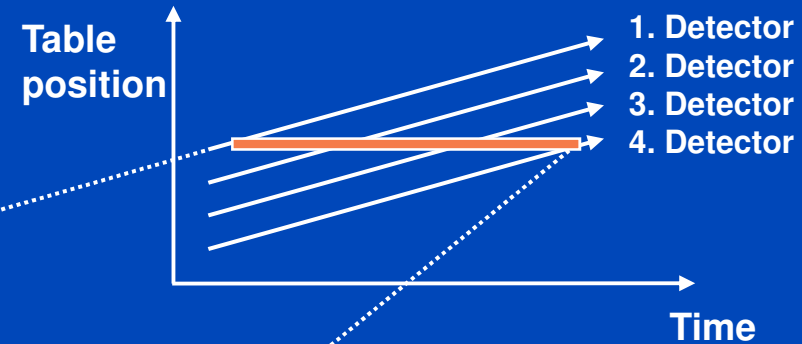
$$t_{\text{eff}} \geq 200 \text{ ms}$$

$$\text{at } t_{\text{rot}} = 0.4 \text{ s}$$



Multi-Segment Reconstruction

Combine n segments
to obtain $180^\circ + \delta$
of phase-coherent data
for a selected heart phase



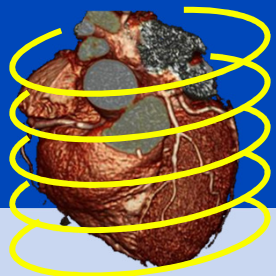
Partial scan data
($180^\circ + \text{fan angle}$)

Effective scan time

$$t_{\text{eff}} \geq 48 \text{ ms}$$

typ. 75-150 ms

at $t_{\text{rot}} = 0.4 \text{ s}$

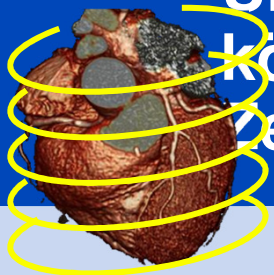


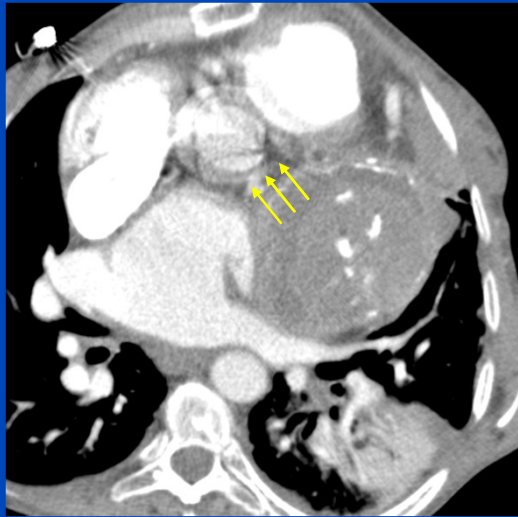
Maximaler Pitchwert bei voller Phasenselektivität

- Jeder Voxel muss mindestens genau so lange durchstrahlt werden wie ein Bewegungszyklus dauert
- Der Tischvorschub pro Bewegungszyklus darf nicht größer sein als die Kollimierung

$$p \leq f_H t_{\text{rot}}$$

- Beispielsweise folgt aus $t_{\text{rot}} = 0,5 \text{ s}$ und $f_H = 60 \text{ bpm}$, dass $p < 0,5$ gewählt werden muss.
- Um so kleiner der Pitchwert, desto mehr Segmente können kombiniert werden und desto höher wird die Zeitauflösung

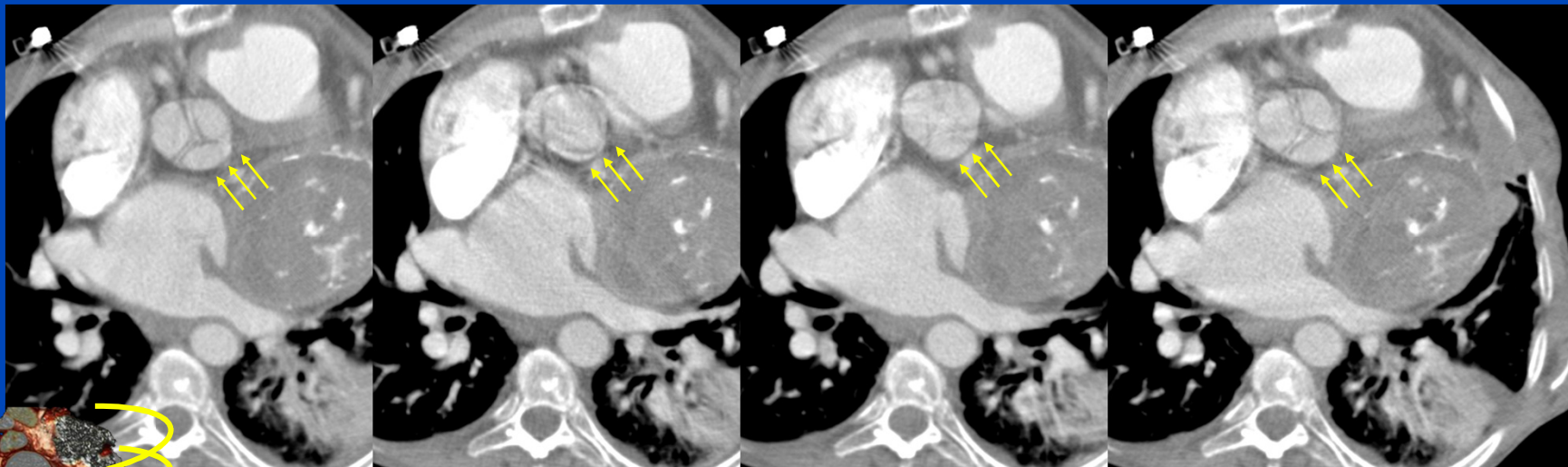




180 °MLI

Cardio-Algorithmen sind phasenselektiv

Herzrate: 90 bpm

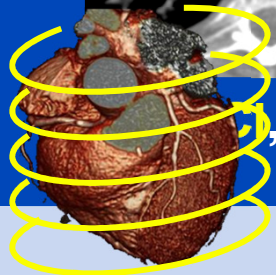


0%R-R

25%R-R

50%R-R

75%R-R

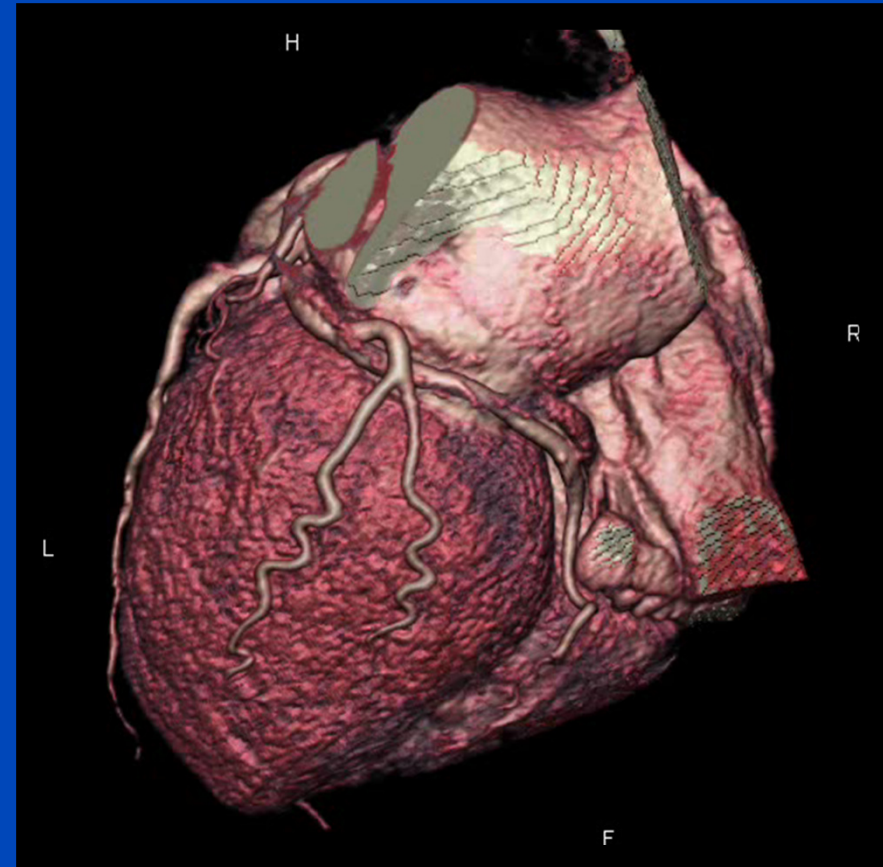
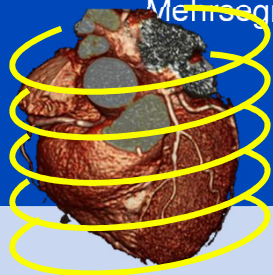


Cardio-CT



Volume Zoom, $4 \times 2,5$ mm, 0,5 s, 1998

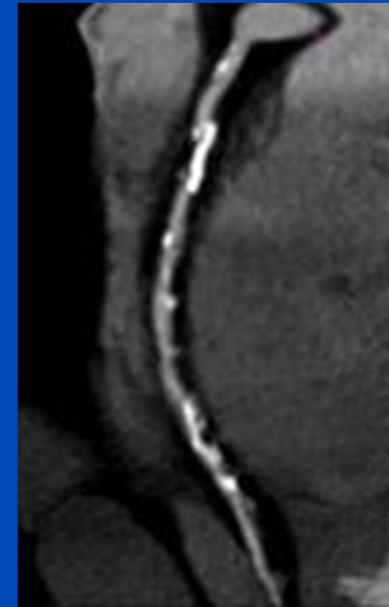
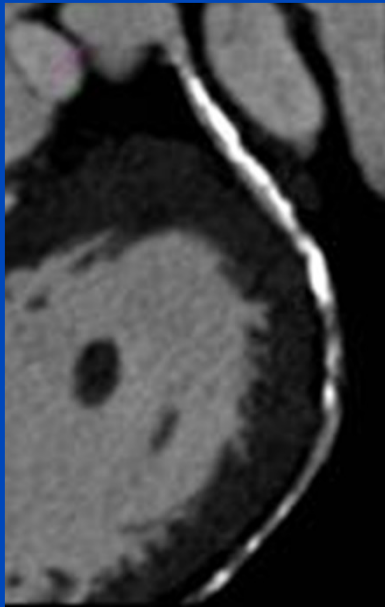
Mehrsegmentrekonstruktion 180°MCI, 90 bpm



Sensation 64, $2,32 \times 0,6$ mm, 0,33 s, 2004

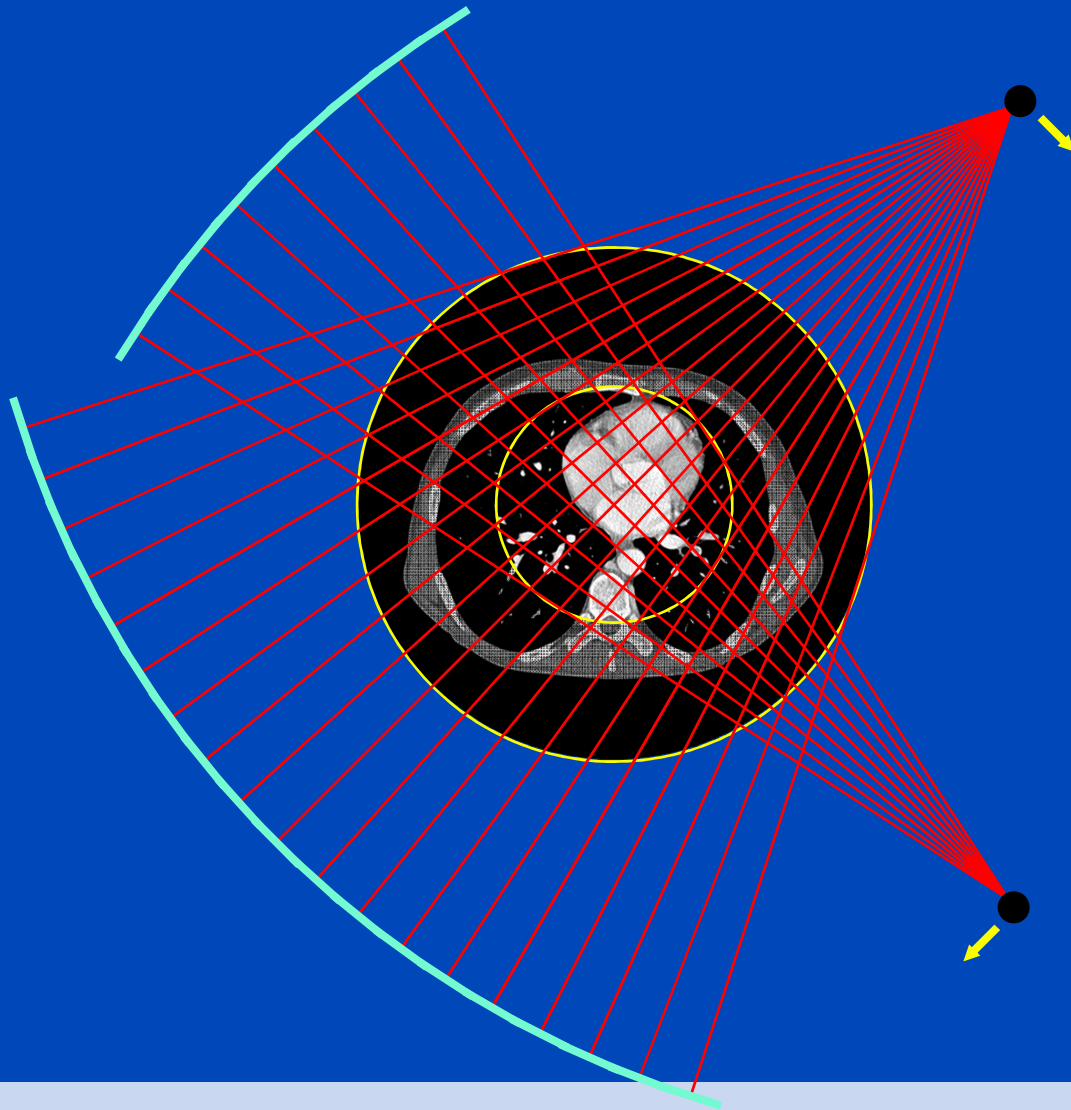
Data courtesy of Stephan Achenbach

2.64×0.6 mm, 300 ms rotation, partial scan recon, 150 ms temporal resolution



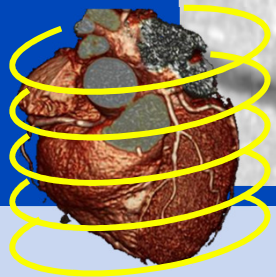
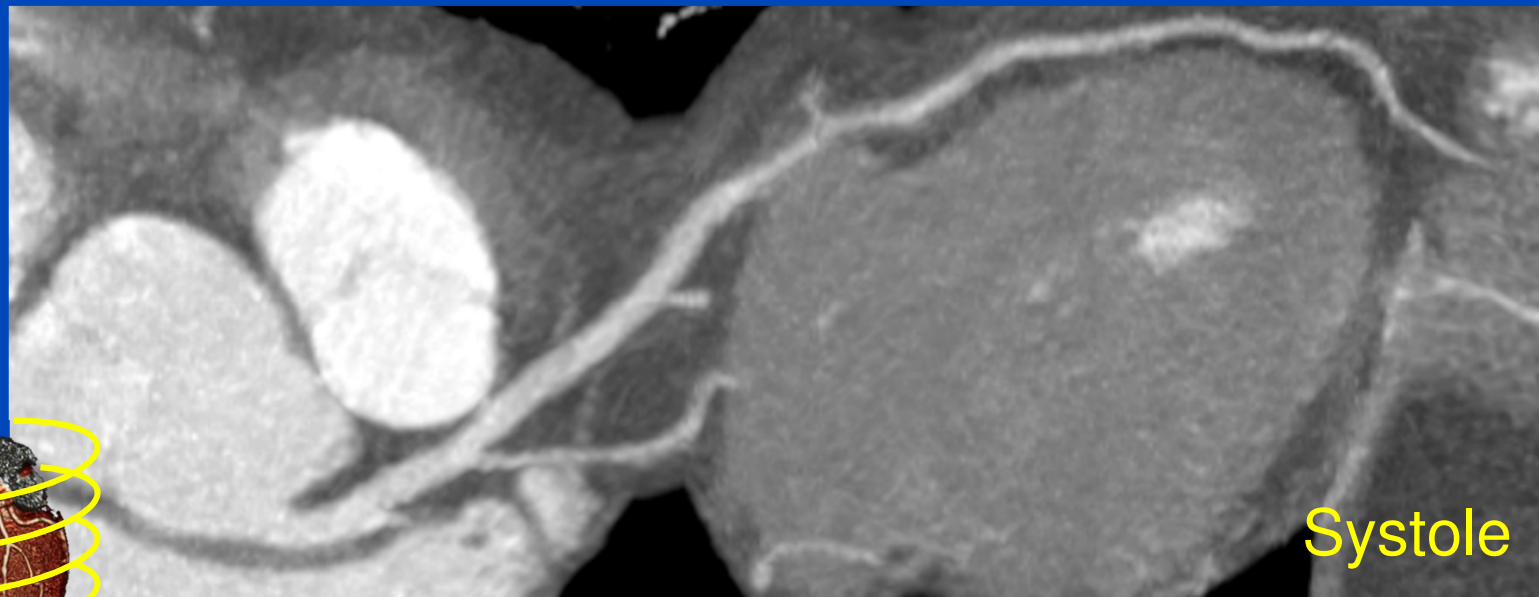
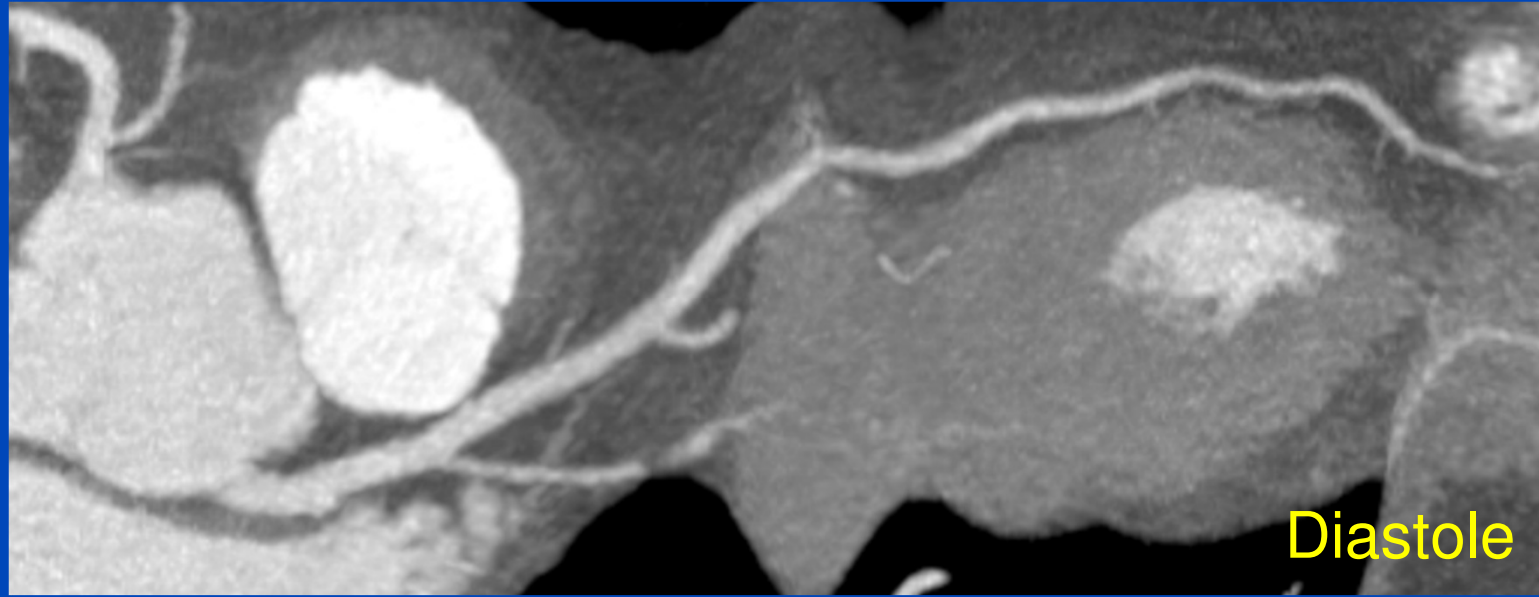
Data courtesy of Dr. Michael Lell, Erlangen, Germany

Mehrgängige Scanner, Dual-Source-CT



Siemens SOMATOM Definition Flash
Dual Source Kegelstrahl-Spiral-CT-Scanner

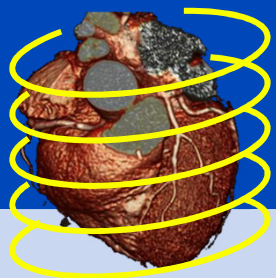
Dual-Source-CT, 330 ms Rotation, Teilscanrekonstruktion, 83 ms Zeitauflösung



Data courtesy of Stephan Achenbach

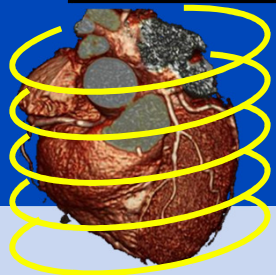
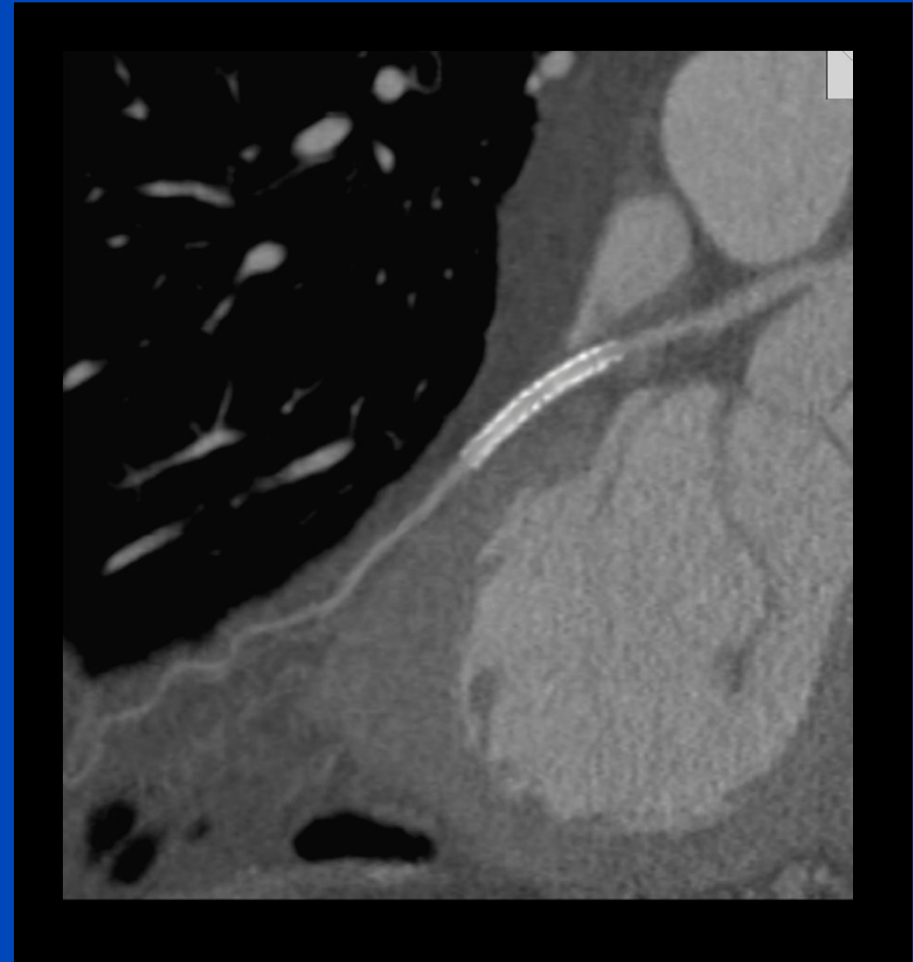
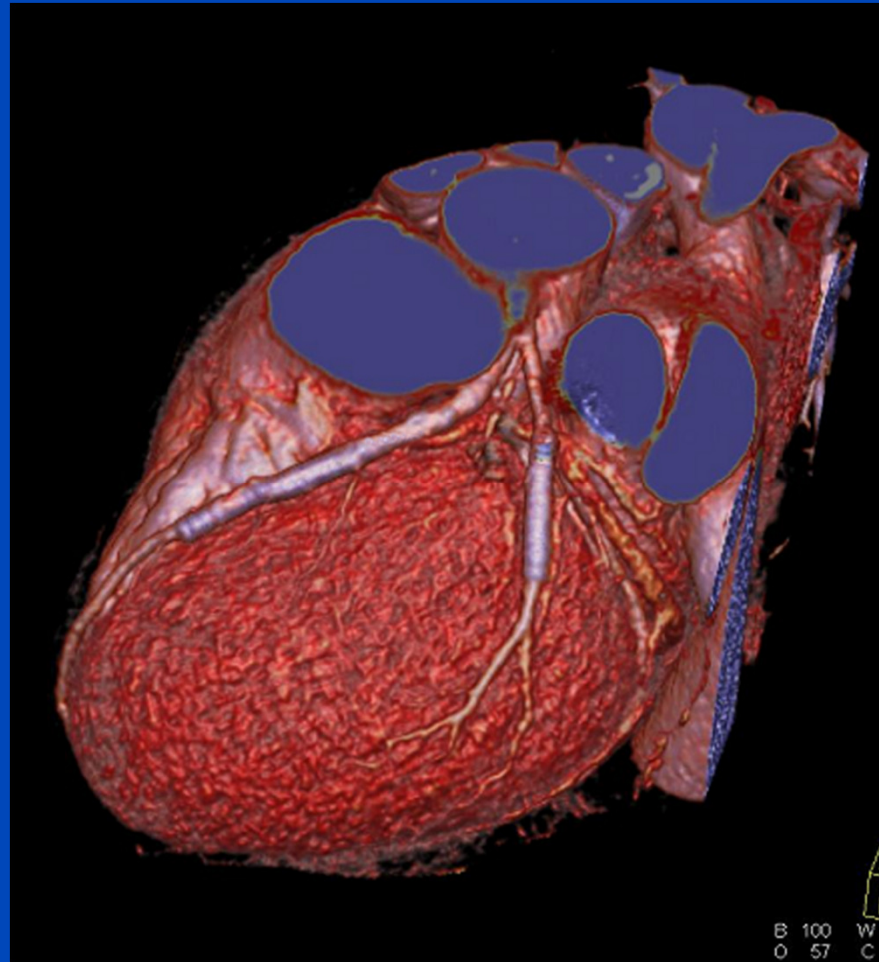
dkfz.

Dual-Source-CT, 330 ms Rotation, Teilscanrekonstruktion, 83 ms Zeitauflösung



Data courtesy of Stephan Achenbach

Dual-Source-CT, 330 ms Rotation, Teilscanrekonstruktion, 83 ms Zeitauflösung



Data courtesy of Stephan Achenbach

Dual-Source-CT

Flash Mode

280 ms Rotation

Teilscanrekonstruktion

70 ms Zeitauflösung

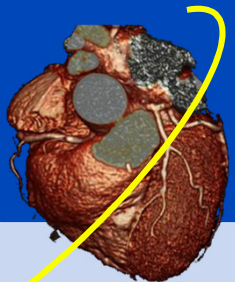
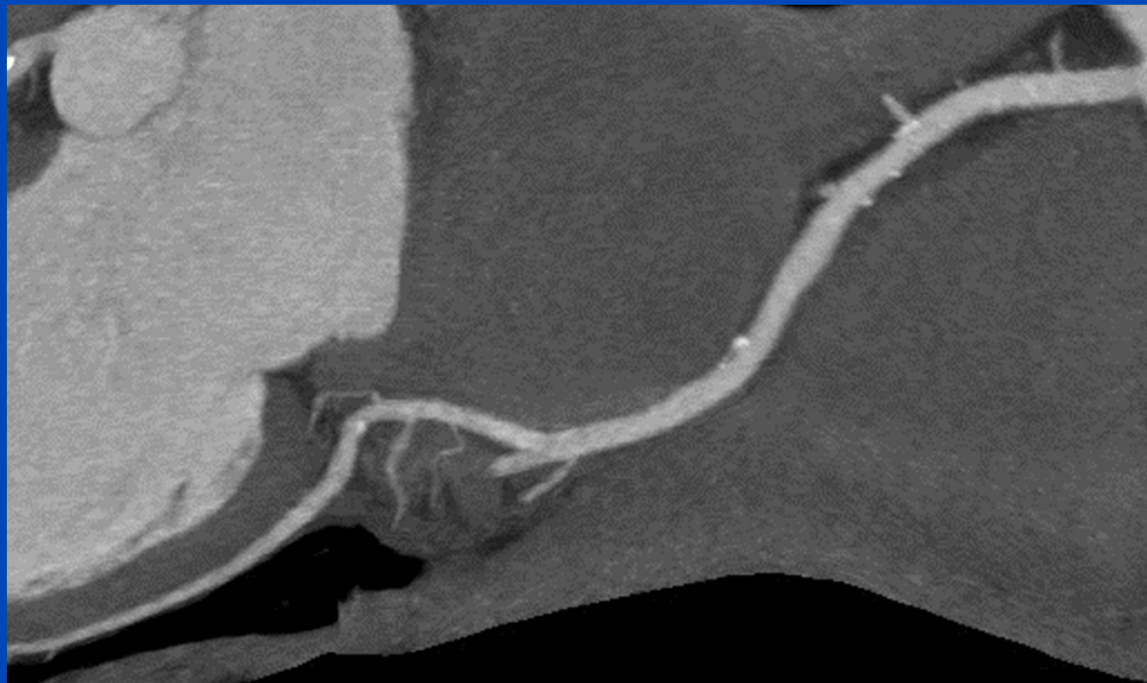
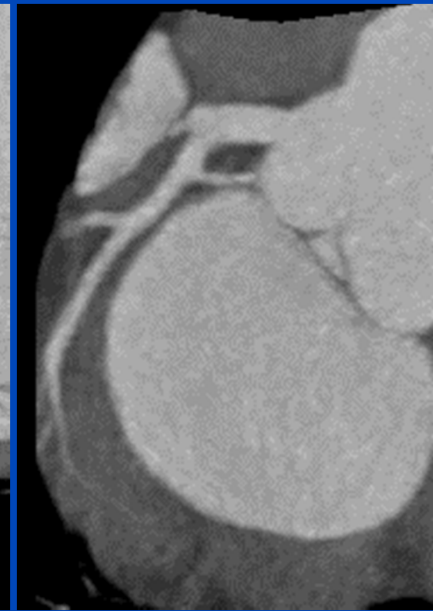
Pitch = 3,2 (43 cm/s)

320 mAs, 100 kV

10,6 cm Scanrange

DLP = 64 mGy·cm

$D_{\text{eff}} = 0,89 \text{ mSv}$



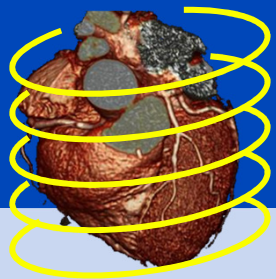
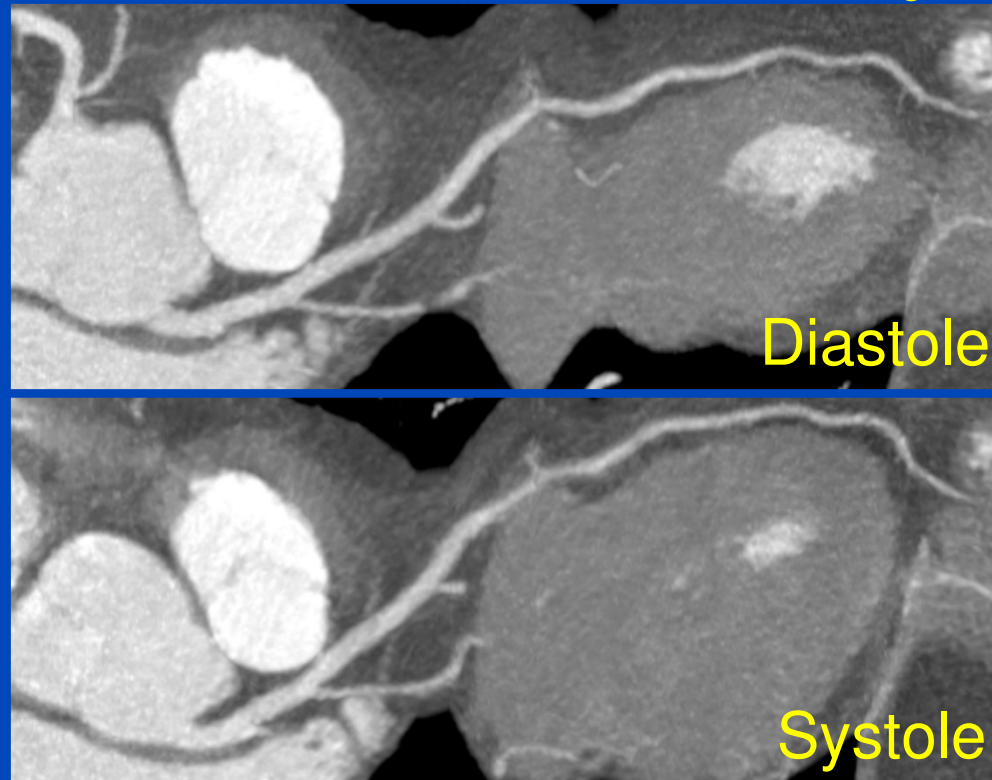
Data courtesy of Stephan Achenbach

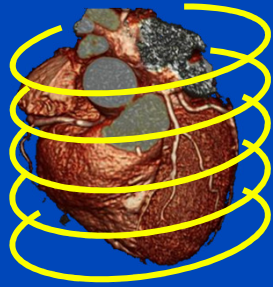
dkfz.

Dual Source CT = Bestmögliche Cardio-CT

- Extrem hohe Zeitauflösung
- Kaum Bewegungsartefakte

Dual-Source-CT, 330 ms Rotation,
Teilscanrekonstruktion, 83 ms Zeitauflösung





Retrospektives Gating

=

Standardscan + EKG-korrelierte Rekon

Standard Spiralscan mit geringem

Pitchwert ($p \leq f_H \cdot t_{\text{rot}}$)

Phasenkorrelierte Rekonstruktion

$p \cdot T_{\text{rot}} / 2 \leq \text{Zeitauflösung} \leq T_{\text{rot}} / 2$

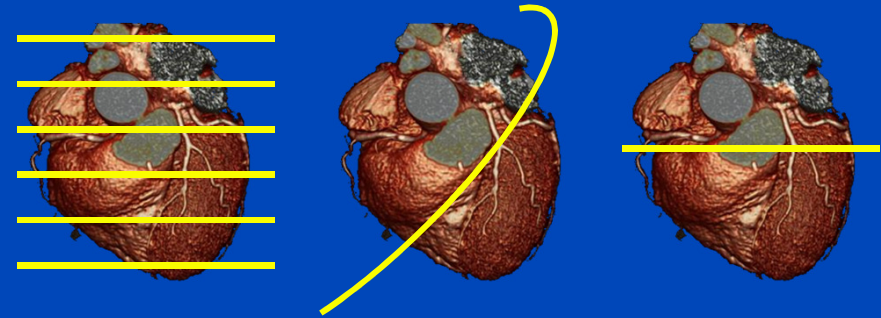
Funktioniert auch bei hohen Herzraten

Dosismanagement: EKG-basierte TCM

Volle Phasenselektivität

Sehr robust (Arrhythmien)

Gute Dosisnutzung



Prospektives Gating

=

EKG-getriggter Scan + Standardrekon

EKG-getriggter Sequencescan,
Spiralscan (hoher Pitch) oder Kreisscan

Standardrekonstruktion

Zeitauflösung = $T_{\text{rot}} / 2$

Gut bei geringen Herzraten

Dosismanagement: inhärent

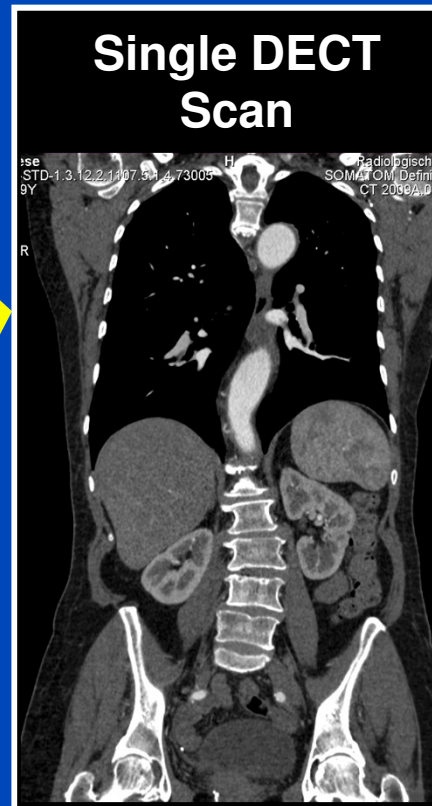
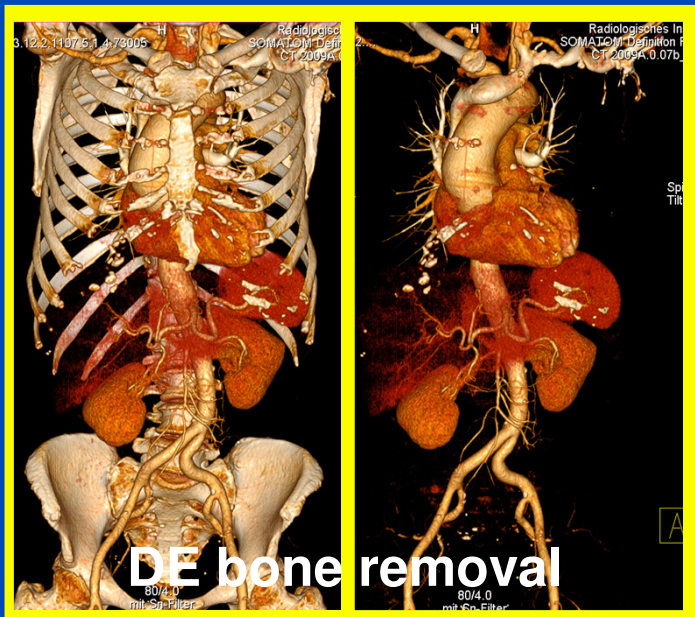
Keine Phasenselektivität

Ausreichend robust (Arrhythmien)

Sehr gute Dosisnutzung

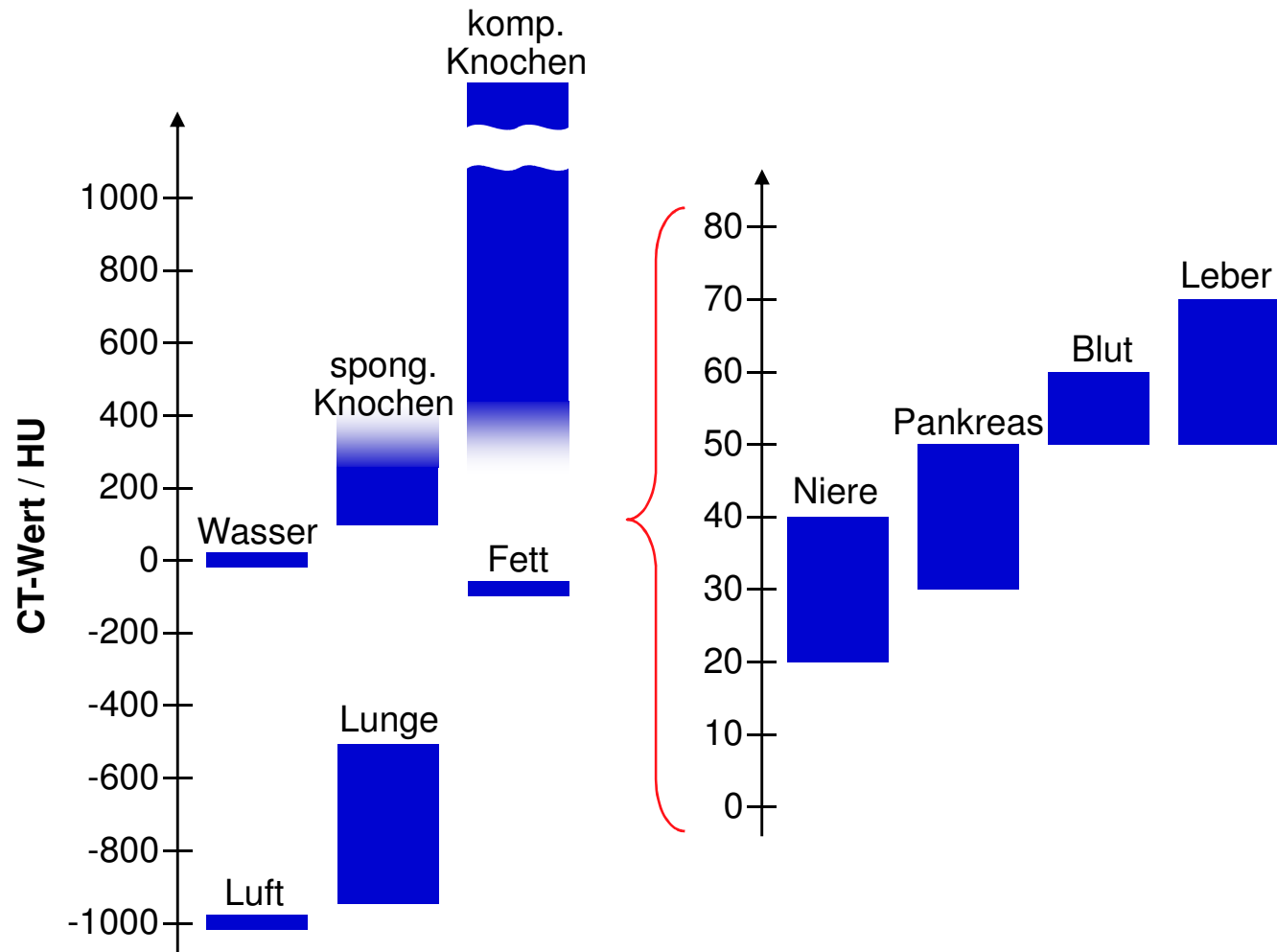
Dual Source CT = Bestmögliche Zweispektren-CT

- Unabhängig wählbare Röhrenströme
- Unabhängig wählbare Vorfilter
- Optimales Sampling



Dual Energy whole body CTA: 100/140 Sn kV @ 0.6mm

Bildqualität

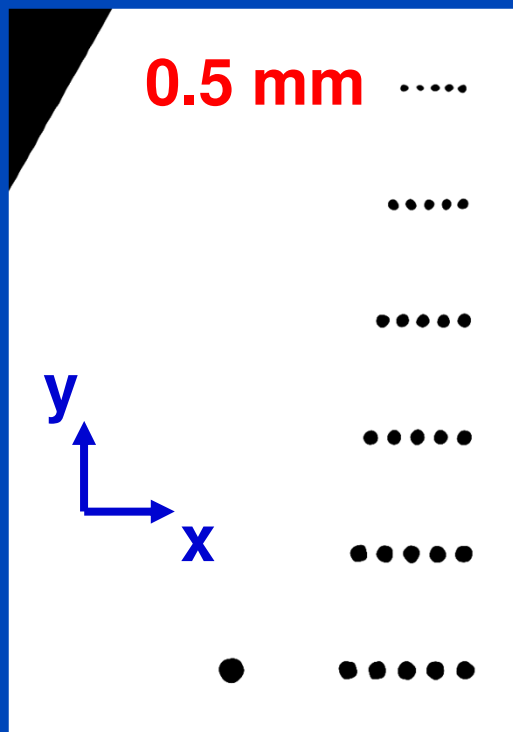


$$CT(\mathbf{r}) = \frac{\mu(\mathbf{r}) - \mu_{\text{Wasser}}}{\mu_{\text{Wasser}}} \cdot 1000 \text{ HU}$$

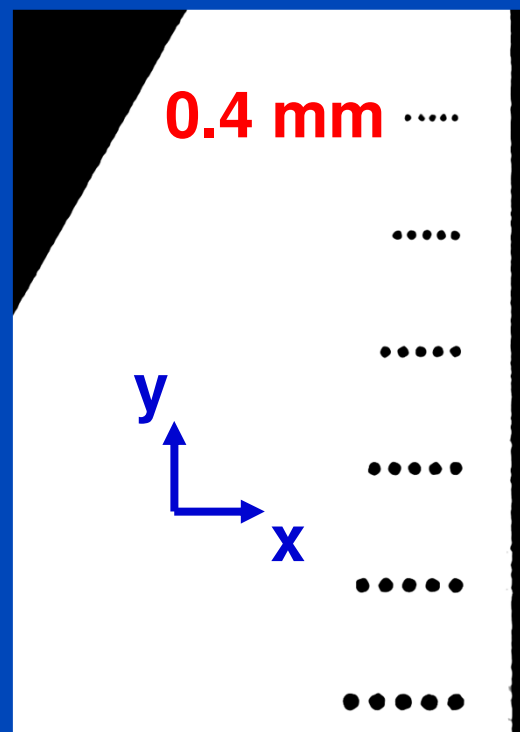
Ortsauflösung 1



In-plane Auflösung

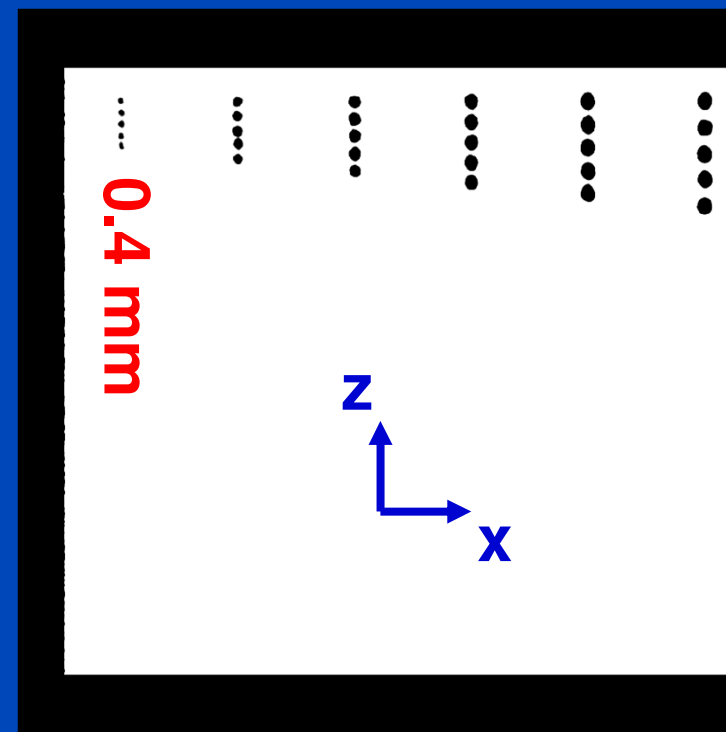


Standardscan, x/y



UHR-Scan, x/y

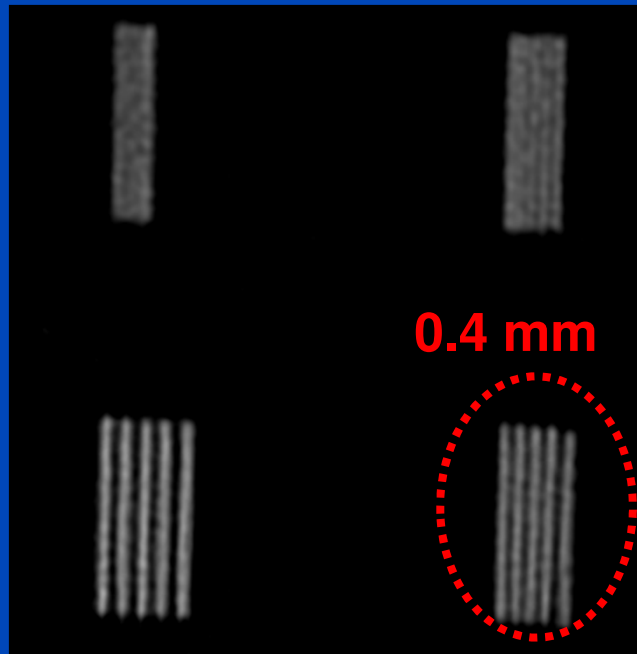
z-Auflösung



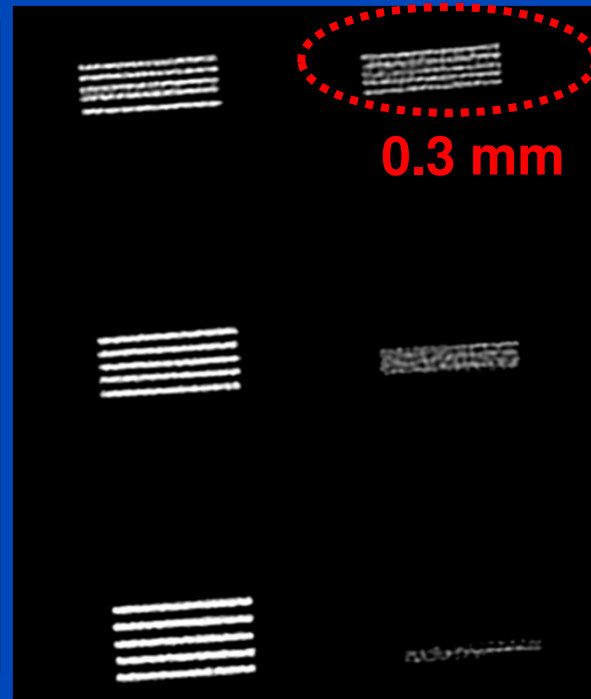
Standard oder UHR, x/z

Ortsauflösung 2

In-plane Auflösung

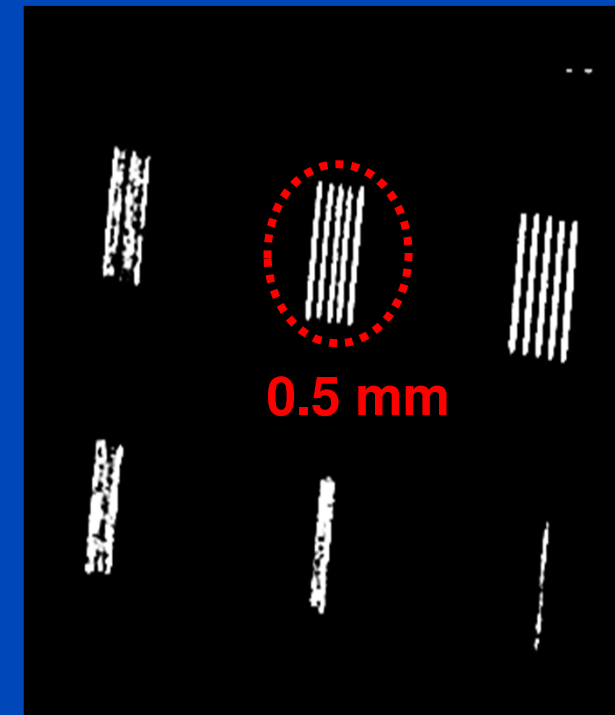


Standardscan, x/y



UHR-Scan, x/y

z-Auflösung

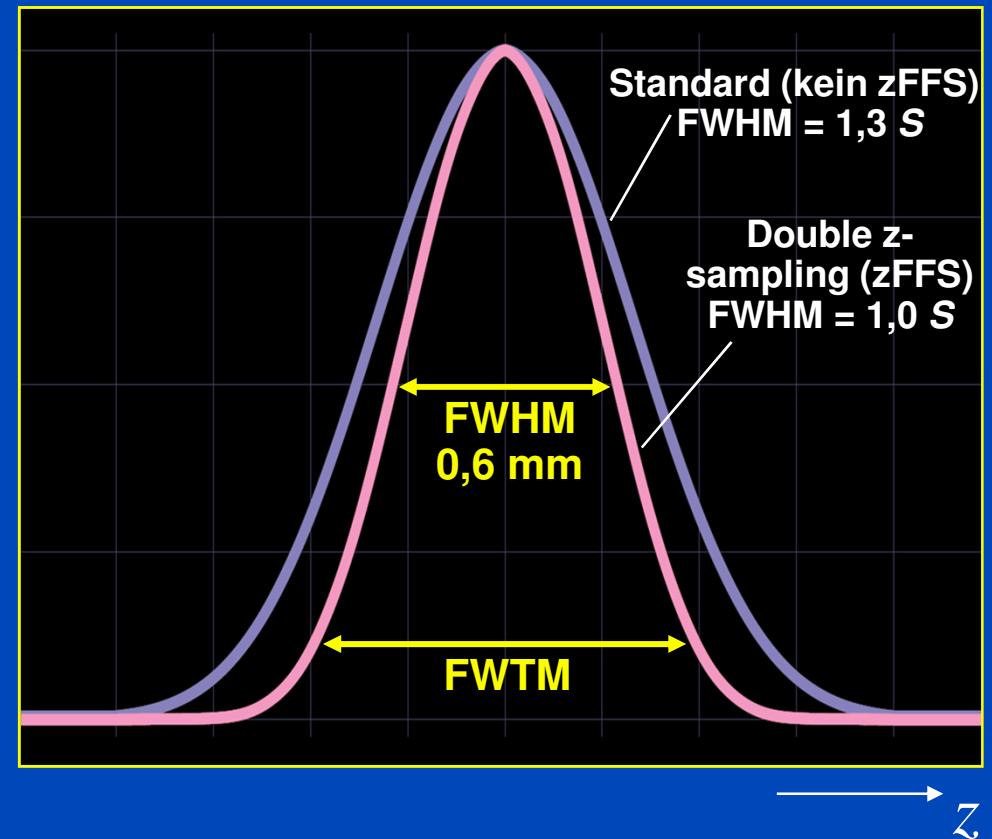
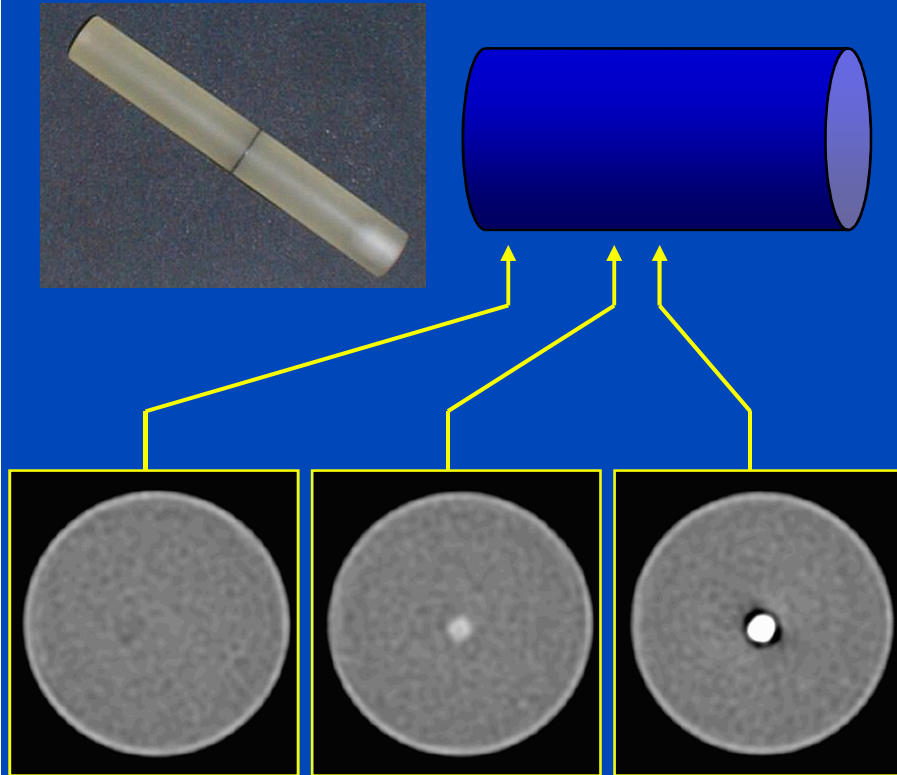


Standard oder UHR, x/z

Ortsauflösung 3

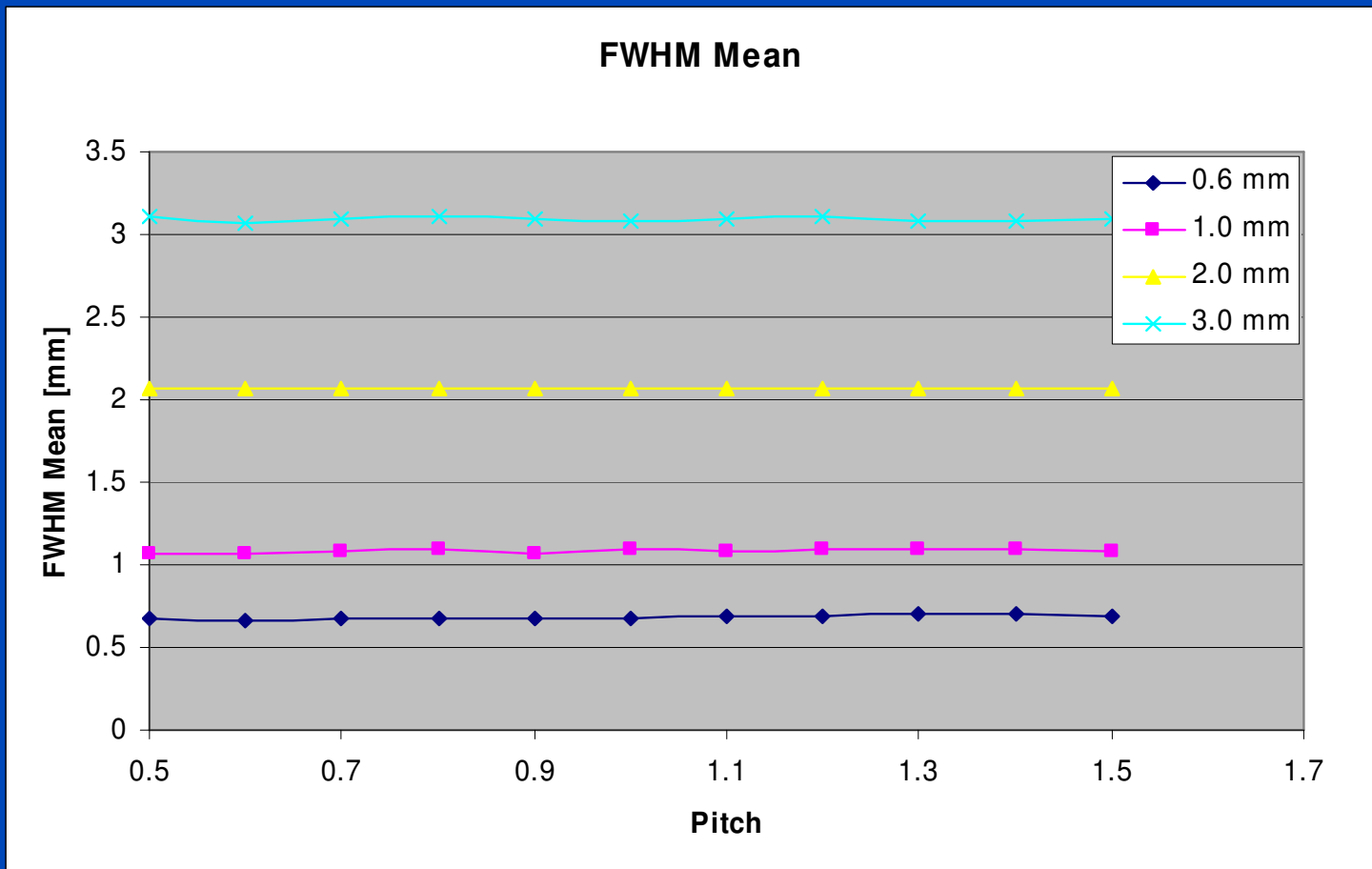
Point Spread Function (PSF), Slice Sensitivity Profile (SSP)

Spiralscan eines Goldplättchens ($h = 25 \mu\text{m}$, $D = 1 \text{ mm}$)
Aufzeichnen der Dichte des Goldplättchens als Funktion der z-Position



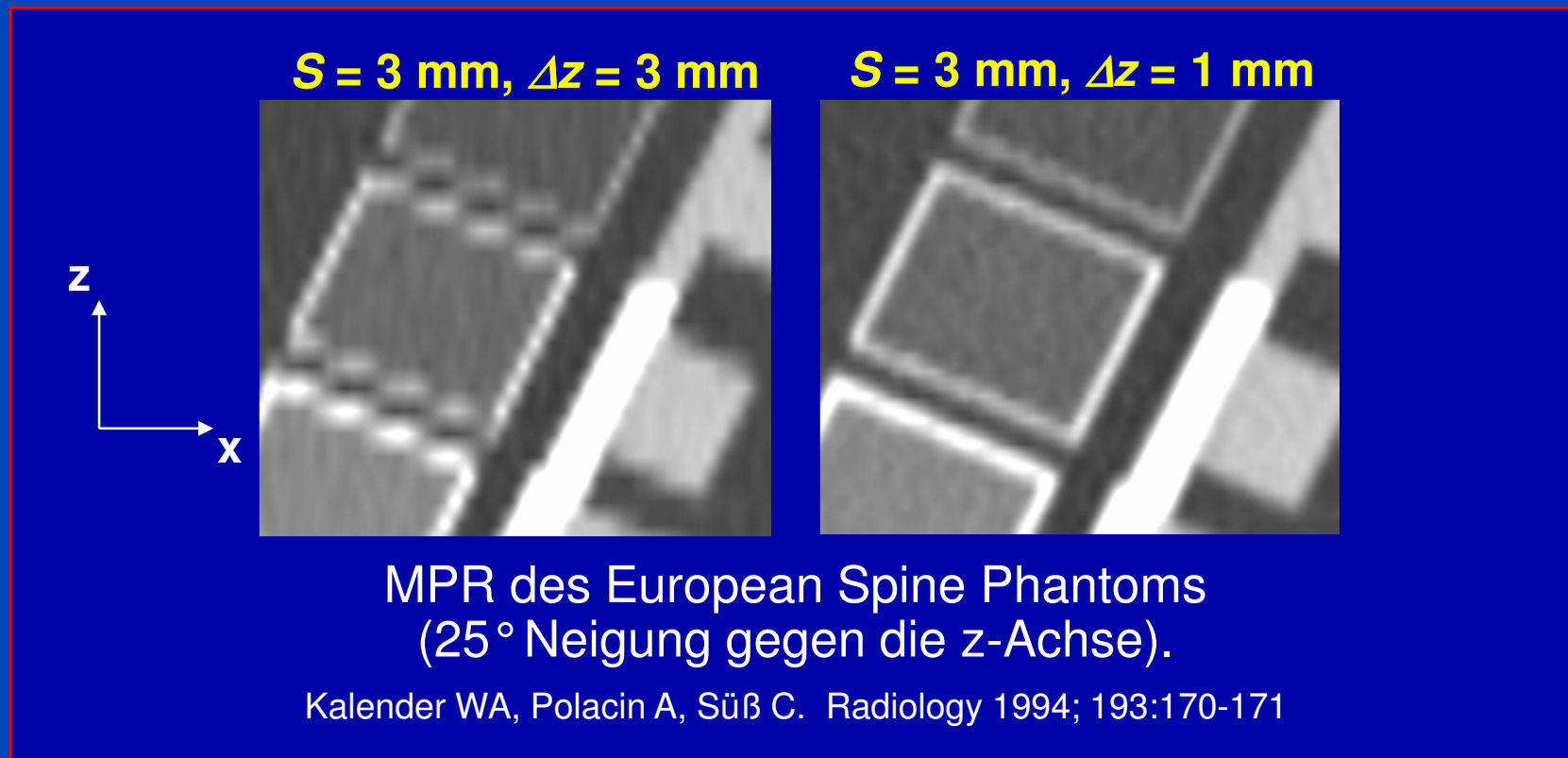
FWHM = S_{eff} = effektive Schichtdicke = frei wählbarer Rekonstruktionsparameter.

z-Auflösung als Funktion des Pitchwerts

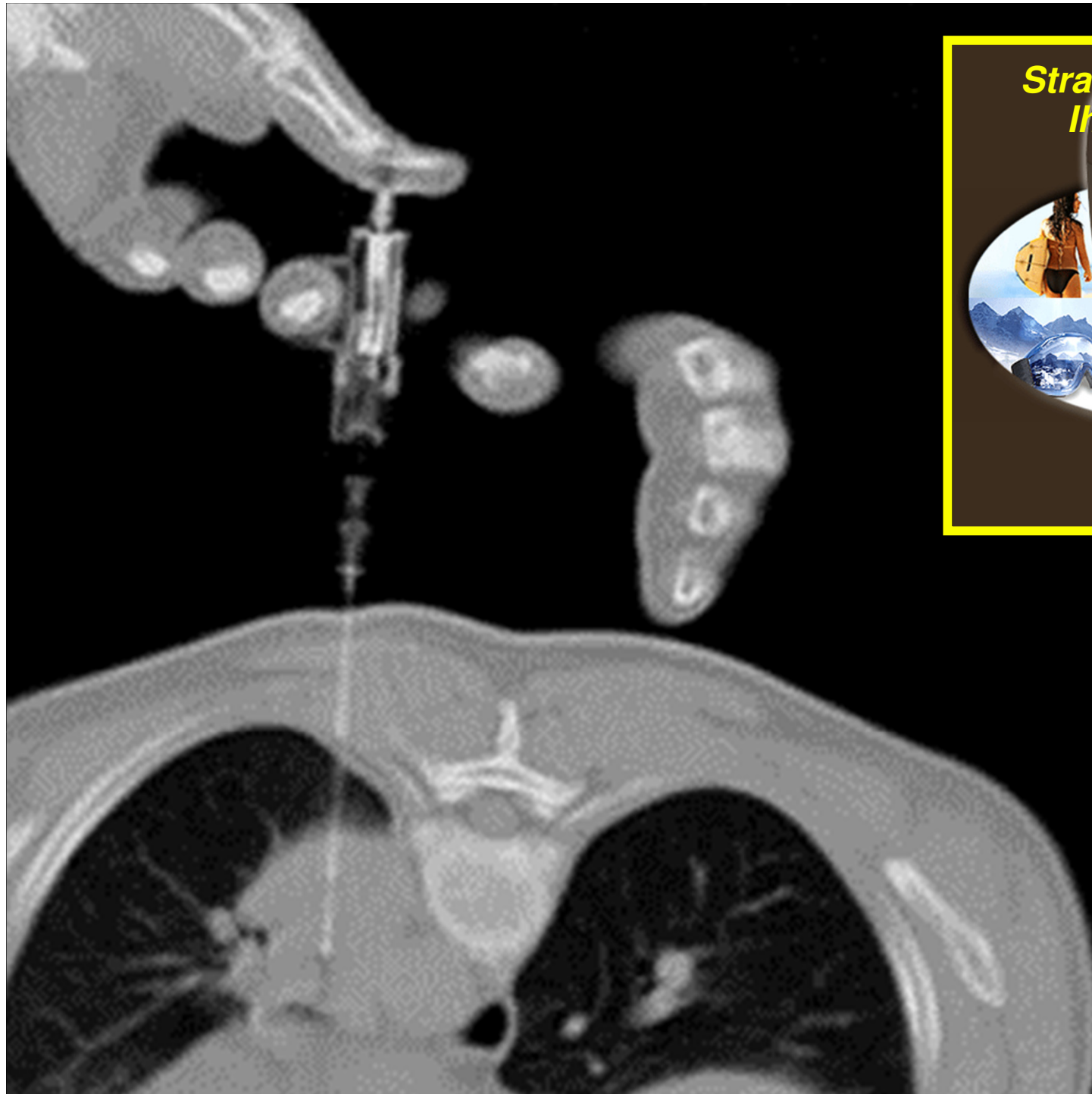


120 kV, 200 mAs_{eff}, z-FFS, t_{rot} = 1,0 s, Head Routine, H50, 64×0,6 mm

Samplingeffekte bei der Bildrekonstruktion



Es sind mindestens 2 Schichten pro rekonstruierter Schichtdicke zu rekonstruieren.



**Strahlenschutz aus
Ihrer Drogerie**



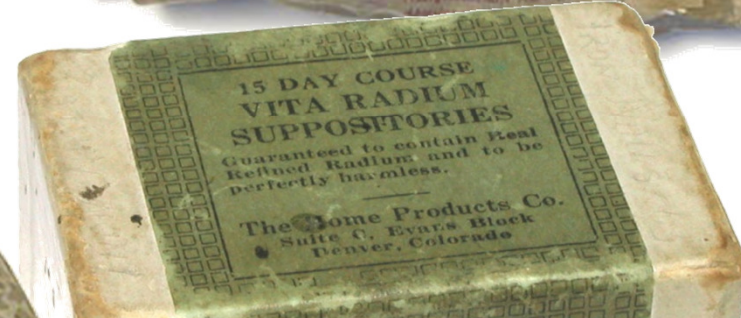
**Evaluation of patient and
staff doses during various CT
fluoroscopy guided interven-
tions**

*Nico Buls, Jessica Pagés, Jo-
han de Mey, and Michel
Osteaux*

Health Physics, 85(2):165-173,
August 2003, Cover Image



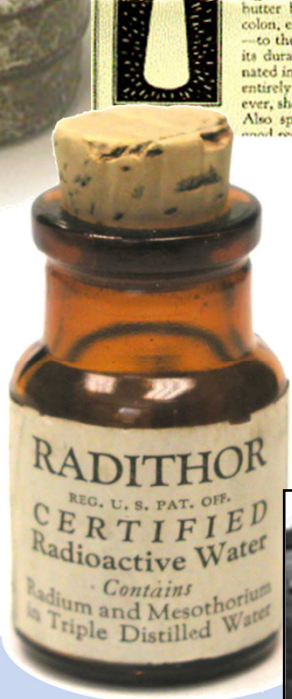
Image courtesy by Marc Kachelrieß, Heidelberg, Germany



VITA RADIUM SUPPOSITORIES
 FOR RESTORING SEX POWER

VITA RADIUM SUPPOSITORIES, for rectal use by men, are tone restorers of sex and energizers for the entire nervous, glandular and circulatory systems. These Suppositories contain a result-producing amount of highly refined soluble RADIUM, carried in a cocoa butter base. The radium is absorbed thru the walls of the lower colon, enters the blood stream, and acts on the entire body —to the weaker parts of the body, and to the stronger parts, leaving its durably HARMLESS effect. It is entirely HARMLESS, and is entirely HARMLESS, and is entirely HARMLESS. Also, splendid results are obtained.

Was leidet Doramad?
 Durch ihre radioaktive Strahlung steigert sie die Abwehrkräfte von Zahn- und Zahnhäuten. Die Zellen werden mit neuer Lebensenergie geladen, die Bakterien zerstört, die Krankheiten gekämpft. Daher die vorzügliche Vorbeugungs- und Heilwirkung bei Zahnlaischkrankungen. Füllert ein Schmelzputz. Schönendste wird und glänzend. Hindert Zahnansatz. Schmeckt herrlich, schmeckt notwendig. Nehmen mild v. reichlich. Ausgiebig Gebrauch.



Diät-Speisehaus
 für vegetarische Kost und Rohkost
 Reichenberg
 Wienerstrasse 14, im Unionhaus.

RADIUM-
WASSER-ZWIEBACK

Großbäckerei
 Hippmann-Blach
 St. Joachimstal

Unter Zusatz von St. Joachimstaler Radiumwasser.
 Prämiert mit der goldenen Ausstellungsmedaille.

CRÈME THO-RADIA POUDRE
THO-RADIA
 EMBELLISSANTES PARCE QUE CURATIVES
 à base de thorium et de radium selon la formule du
 DOCTEUR ALFRED CURIE
 FACILITANT L'ACTION DES PHARMACONS

PRODUIT GRATUIT SUR DEMANDE A THO-RADIA, 20, RUE DES CAPUCINES, PARIS



Abhängigkeit: Bildqualität und Dosis

- Die Bildqualität wird durch Ortsauflösung und Kontrastauflösung (oder Bildpunktrauschen) beschrieben
- Das Bildpunktrauschen σ fällt mit der Wurzel aus der Dosis D

$$\sigma^2 = \text{Rauschen}^2 \propto \frac{1}{\text{Dosis}} \propto \frac{1}{\text{mAs}_{\text{eff}}}$$

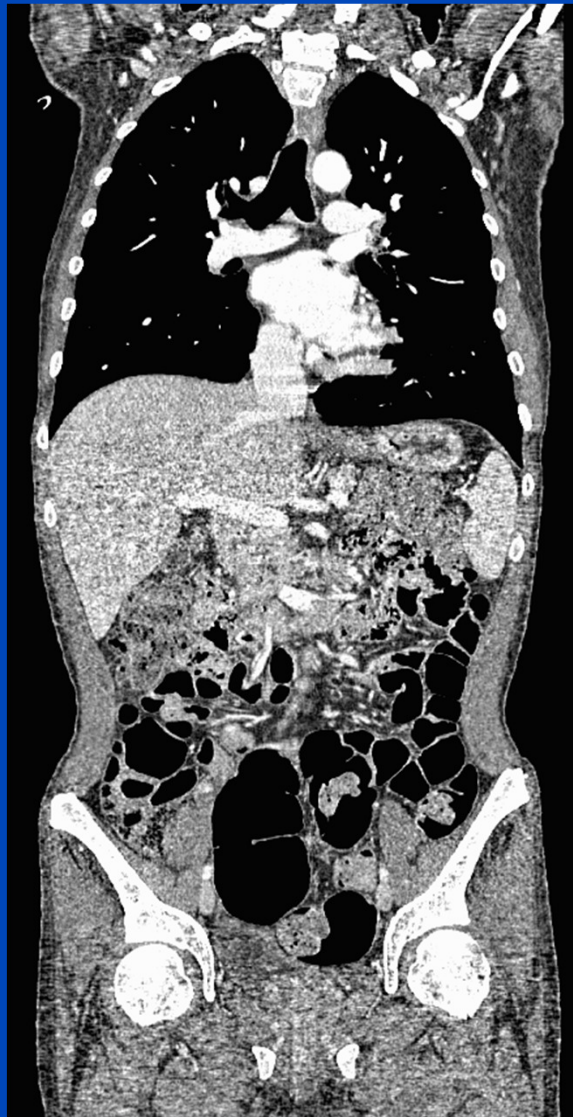
Die Dosis steigt mit der vierten Potenz der Ortsauflösung bei gegebenem Objekt und gegebenem Bildpunktrauschen

$$\sigma^2 \propto \frac{1}{\Delta x^4}$$

Dünne Schichten dünn dargestellt



$0,5 \times 0,5 \times 0,5 \text{ mm}^3$
C = 50 HU, W = 400 HU

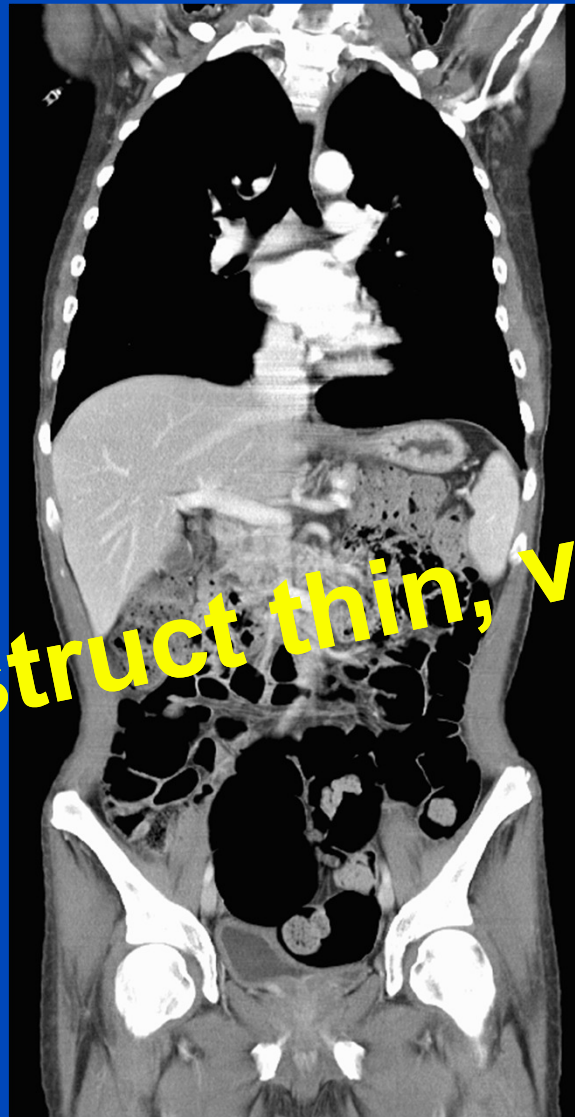


Dünne Schichten dick dargestellt



0,5×0,5×10 mm³
C = 50 HU, W = 400 HU

“Reconstruct thin, view thick!”



Der effektive mAs-Wert: Ein Dosismaß

- Das effektive Strom-Zeit-Produkt mAs_{eff} ist ein Maß für die Anzahl der Quanten die zu einer z-Position beitragen:

$$mA = \frac{mAs_{\text{eff}} \cdot \text{Pitch}}{\text{Rotationszeit}}$$

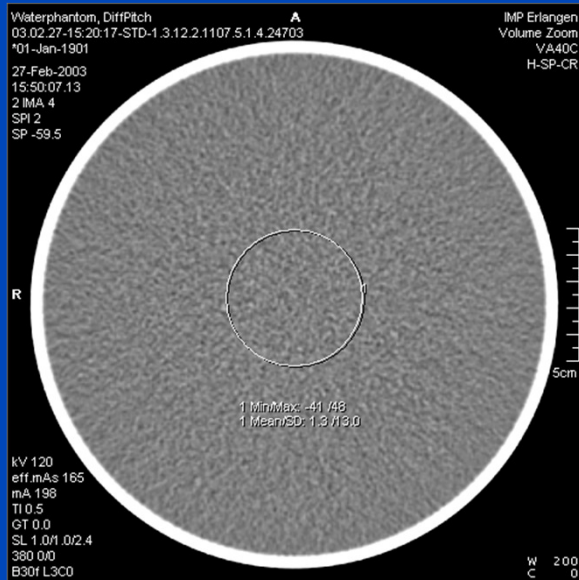
- Die Dosis skaliert mit dem effektiven mAs-Wert:

$$\text{Dose} \propto mAs_{\text{eff}}$$

- Anmerkung: Das Inverse des Pitchwerts ist gleich der Anzahl der Umläufe, die zu einer z-Position beitragen.

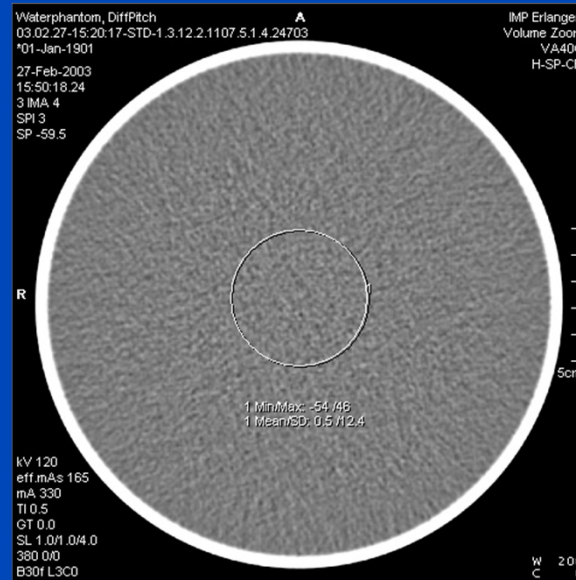
Wasserphantom bei 165 mAs_{eff}

Scan 1
Pitch 0,6



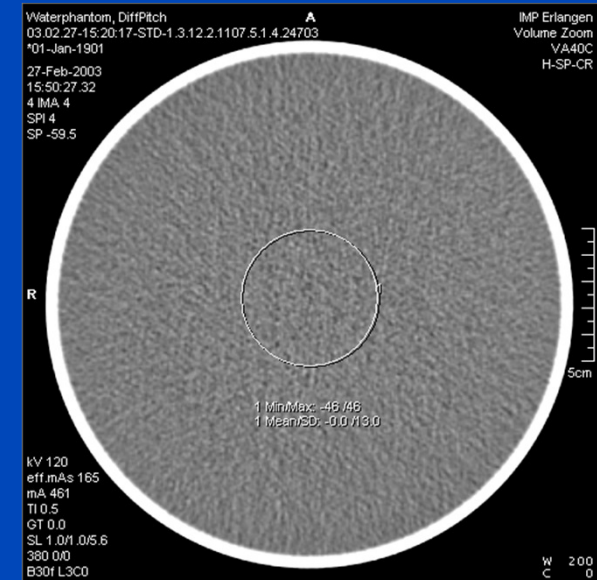
165 mAs_{eff} ergeben:
198 mA, $\sigma=13,0$ HU

Scan 2
Pitch 1,0



165 mAs_{eff} ergeben :
330 mA, $\sigma= 12,4$ HU

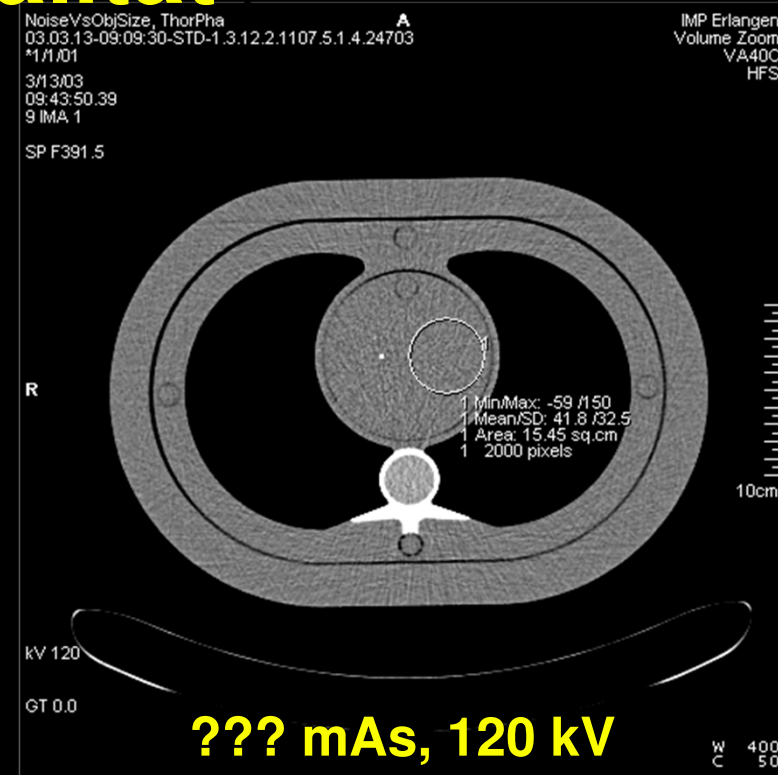
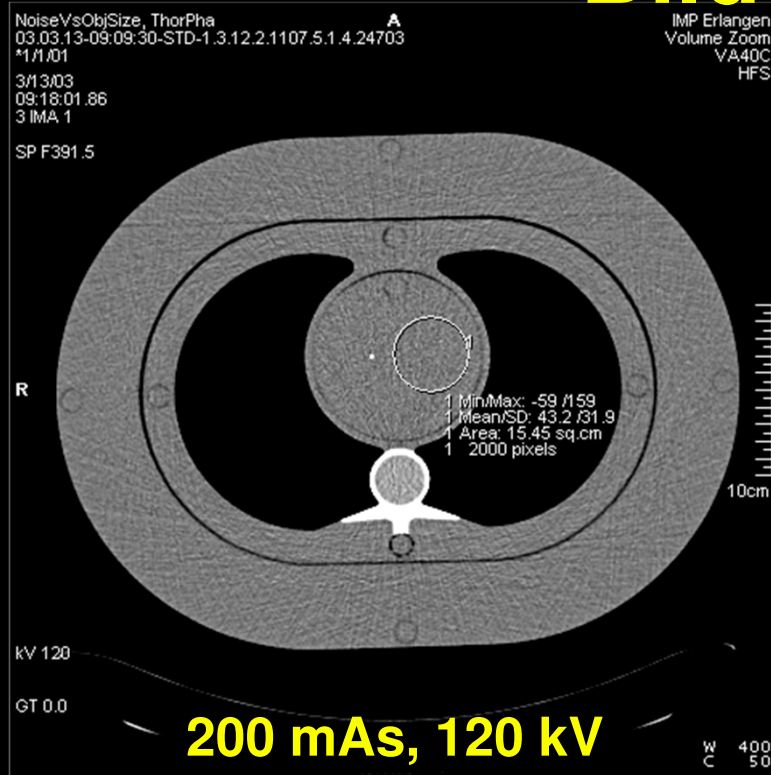
Scan 3
Pitch 1,4



165 mAs_{eff} ergeben :
461 mA, $\sigma= 13,0$ HU

⇒ Rauschen, Bildqualität und Dosis gleichbleibend bei MSCT. Unabhängig vom Pitchwert!

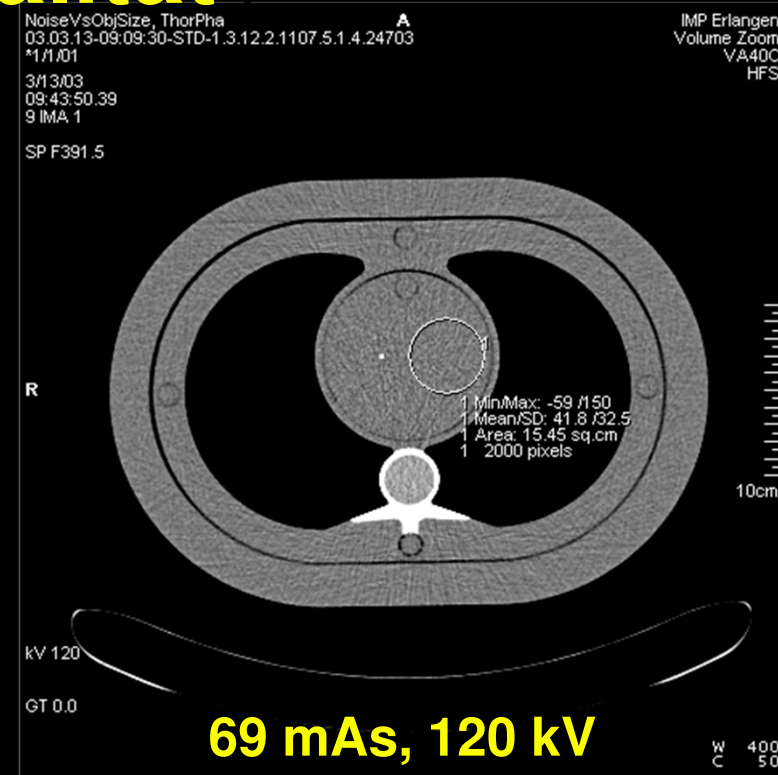
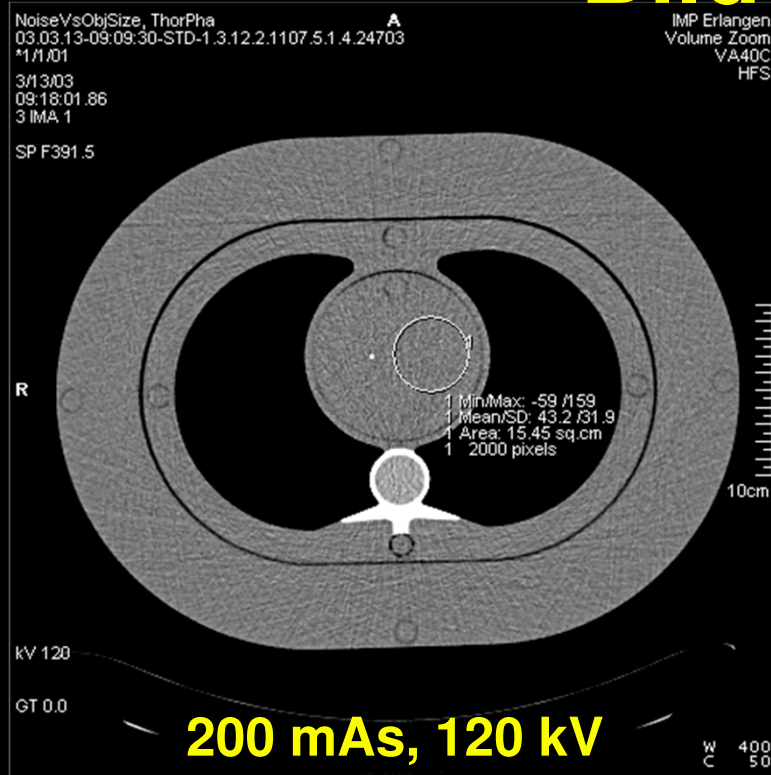
Patientengröße vs. mAs bei konstanter Bildqualität



Auf welchen mAs-Wert würden Sie reduzieren wenn der Patient 5 cm weniger Durchmesser hat?

- a) auf 130 mAs b) auf 100 mAs c) auf 70 mAs

Patientengröße vs. mAs bei konstanter Bildqualität



	40 cm × 30 cm	35 cm × 25 cm	HVL _{eff}
80 kV	957 mAs	287 mAs	2,9 cm
120 kV	200 mAs	69 mAs	3,3 cm
140 kV	142 mAs	51 mAs	3,4 cm

HVL_{eff} ist die effektive Halbwertsdicke (bezogen auf das Objekt)



Vielen Dank

marc.kachelriess@dkfz.de

Diese Präsentation ist in Kürze unter www.dkfz.de/ct abrufbar.