

CT-Technik

Prof. Dr. Marc Kachelrieß

Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ)

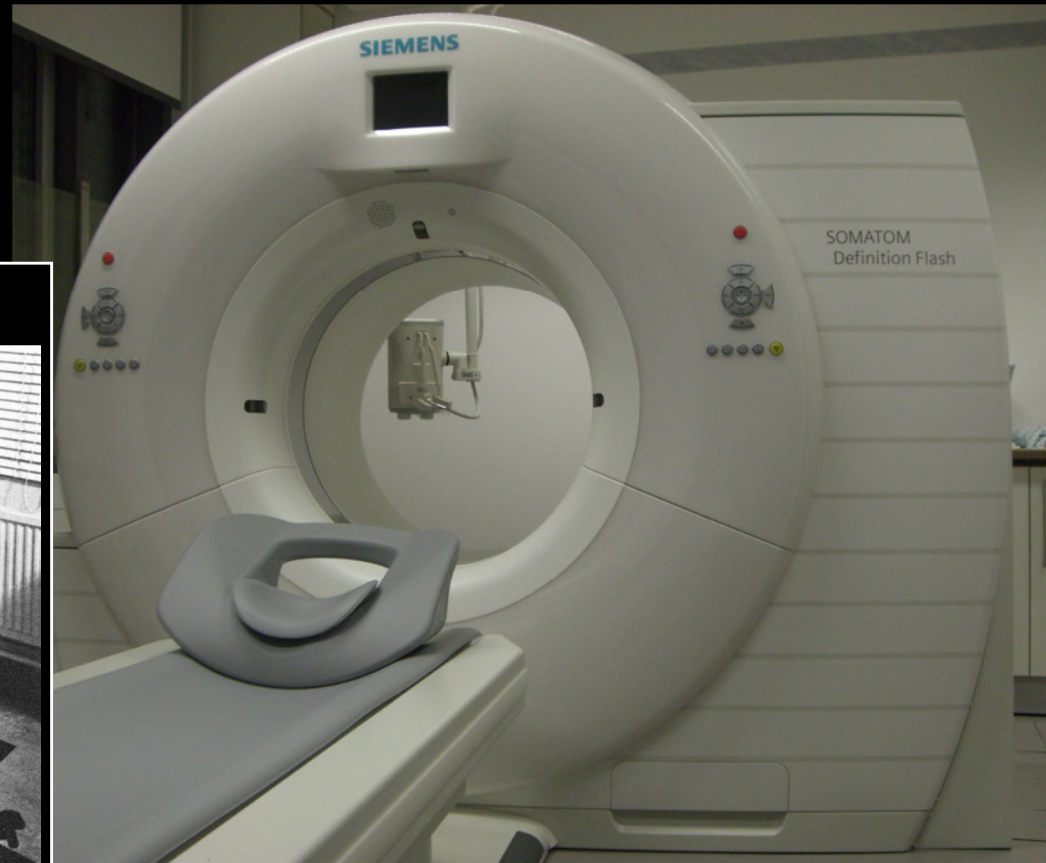
Heidelberg

www.dkfz.de/ct



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

GE Revolution CT



Philips IQon Spectral CT



Siemens Somatom Force



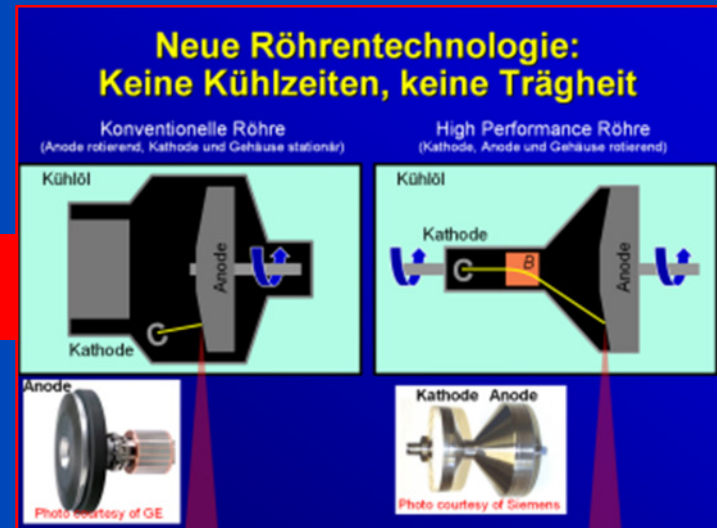
Toshiba Aquilion ONE Vision



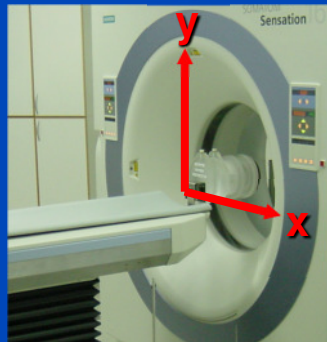
MSCT

Grundlagen und Besonderheiten

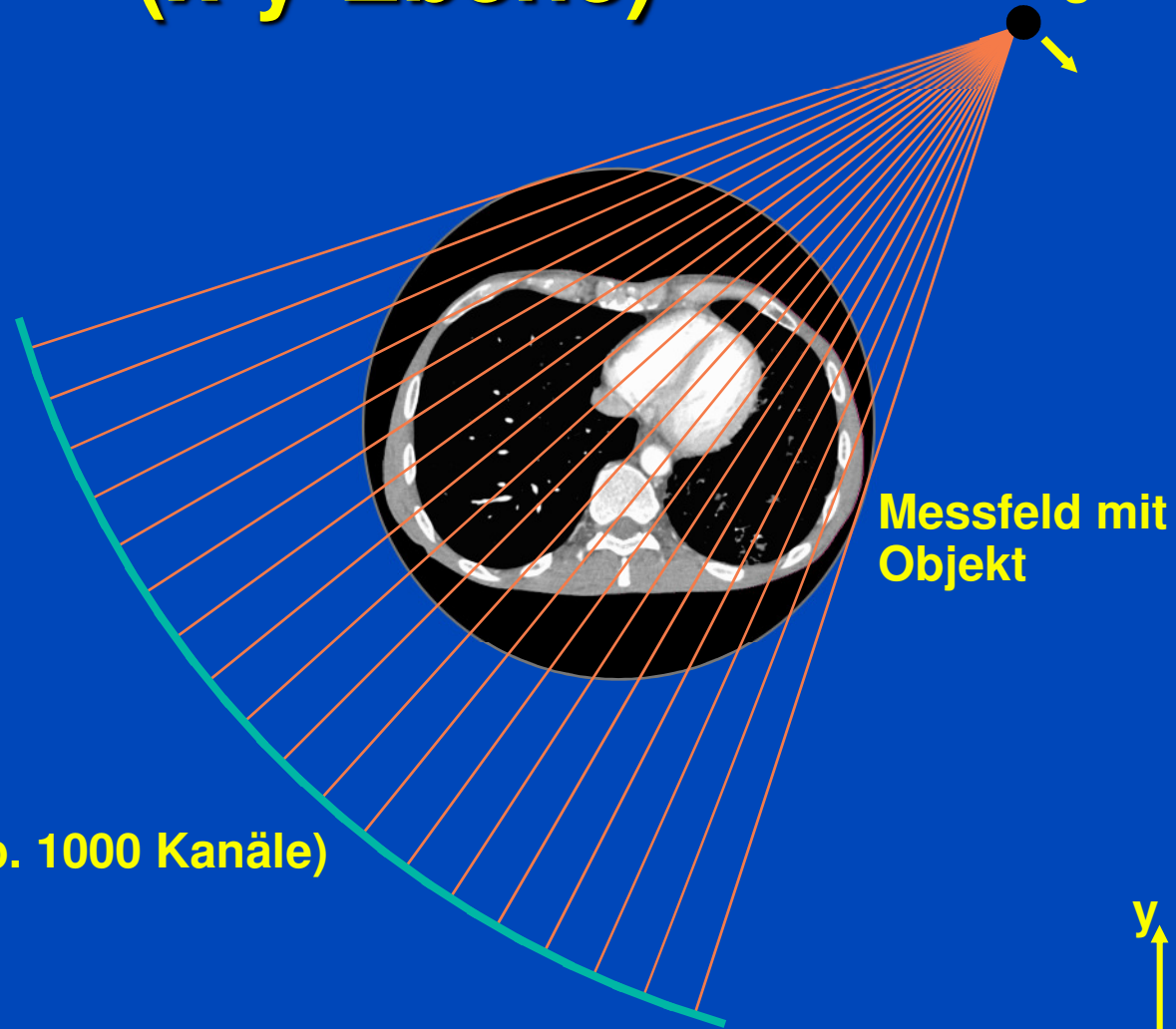
- **Technik**
 - Scan
 - Grundlegende Parameter
 - Detektorkonzepte
- **Algorithmen**
 - Gefilterte Rückprojektion
 - Spiral z-Interpolation
 - ASSR Kegelstrahlrekonstruktion
 - Cardio-CT
- **Bildqualität**
 - Ortsauflösung
 - Rauschen und Dosis
 - Abtastung



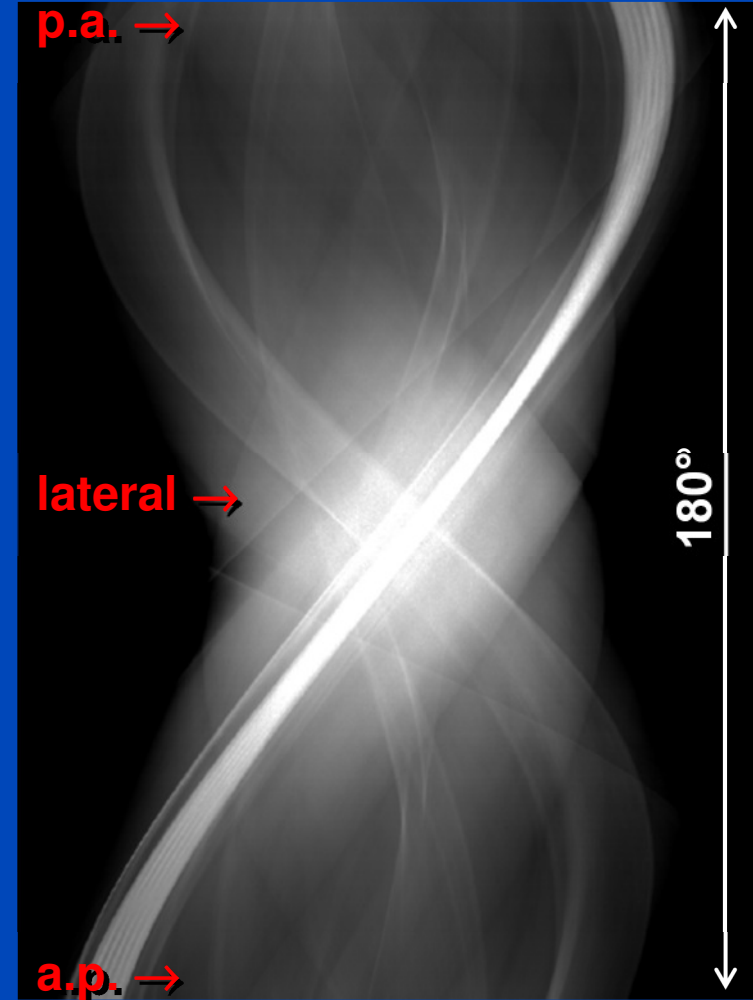
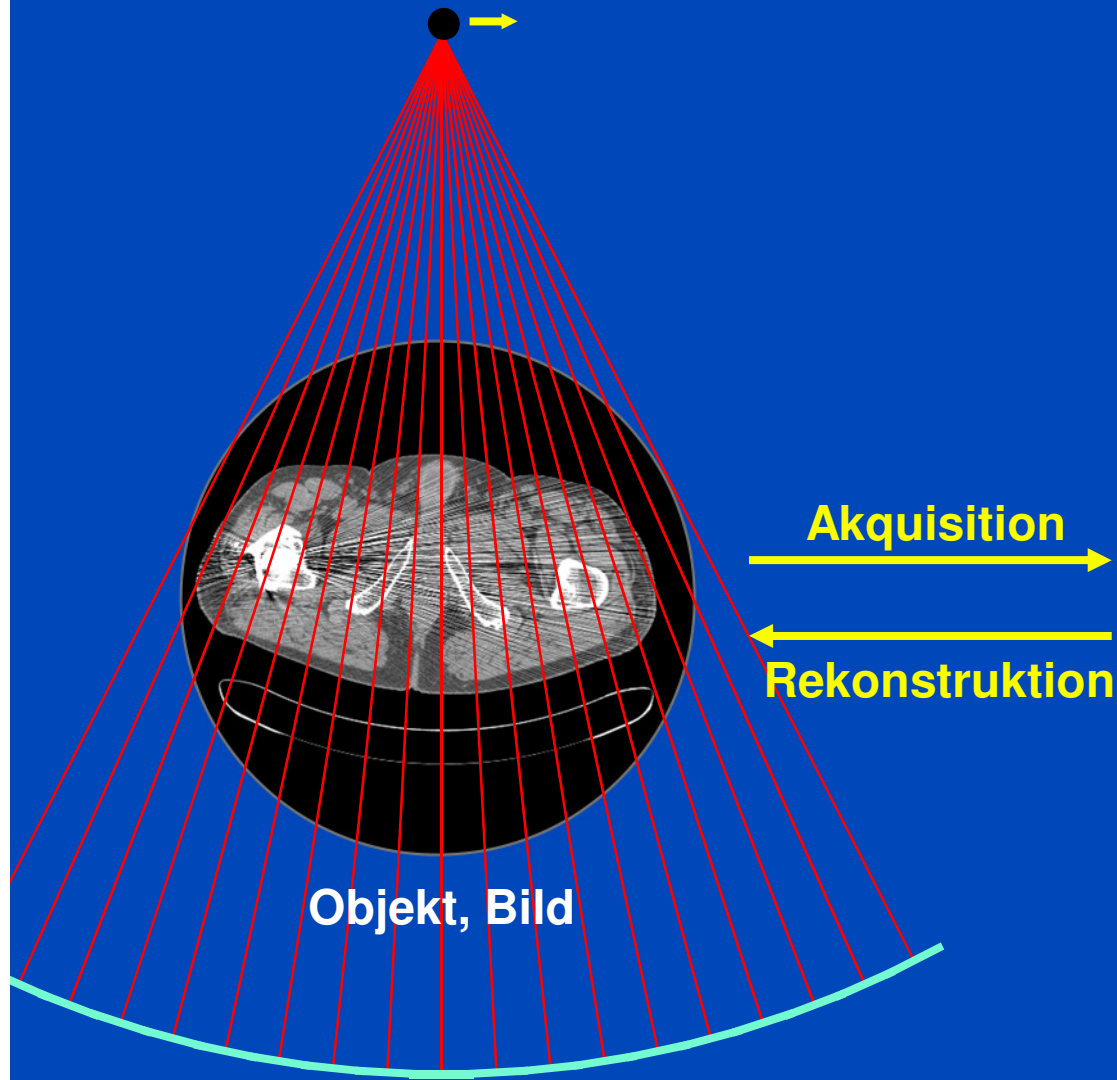
Fächerstrahlgeometrie (x-y-Ebene)



Röntgenröhre



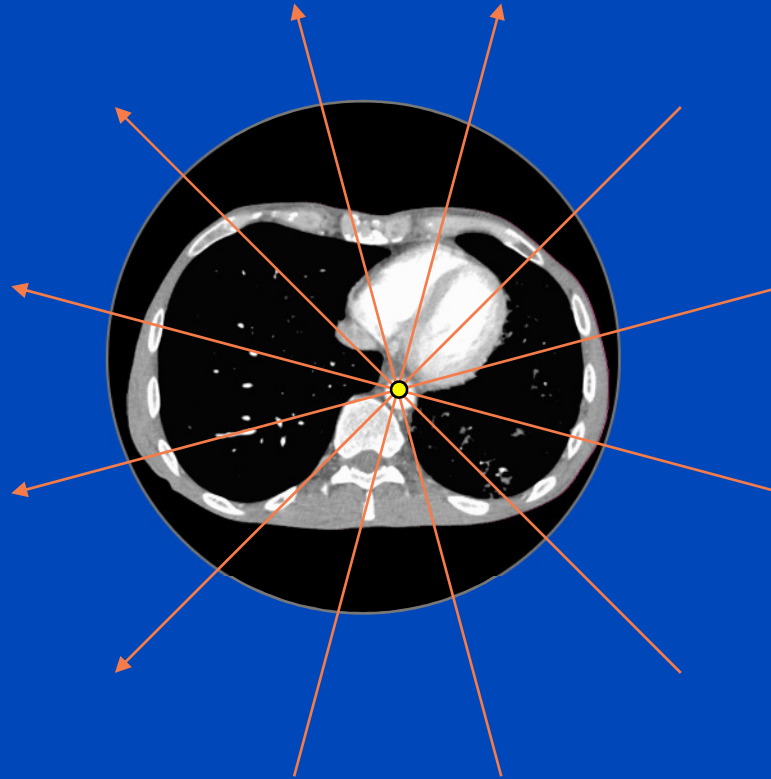
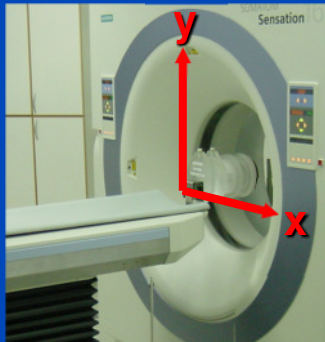
Detektor (typ. 1000 Kanäle)



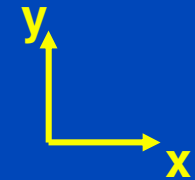
Sinogramm, Rohdaten

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

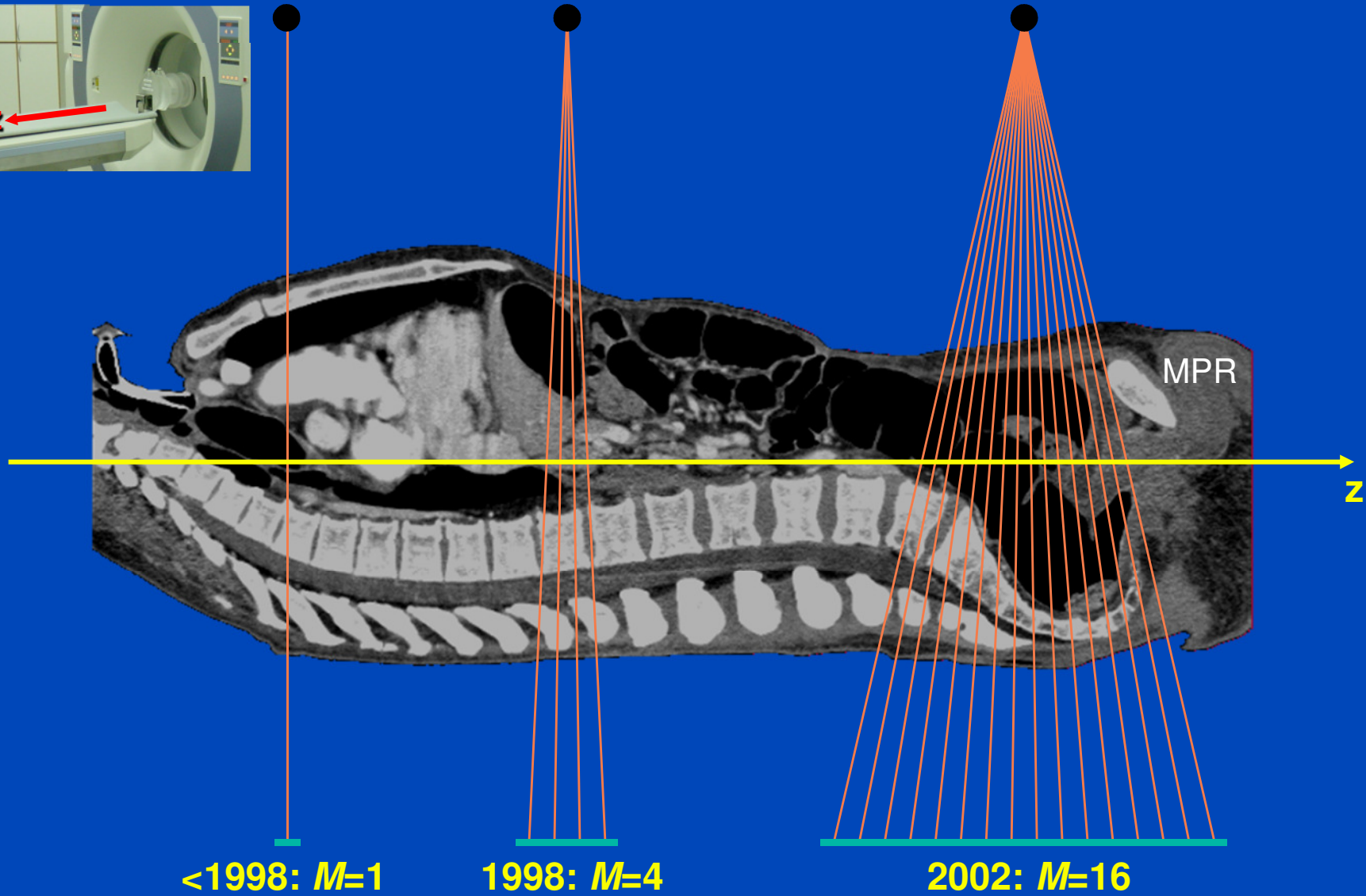
Vollständigkeit (x-y-Ebene)



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



Axiale Geometrie (z-Richtung)



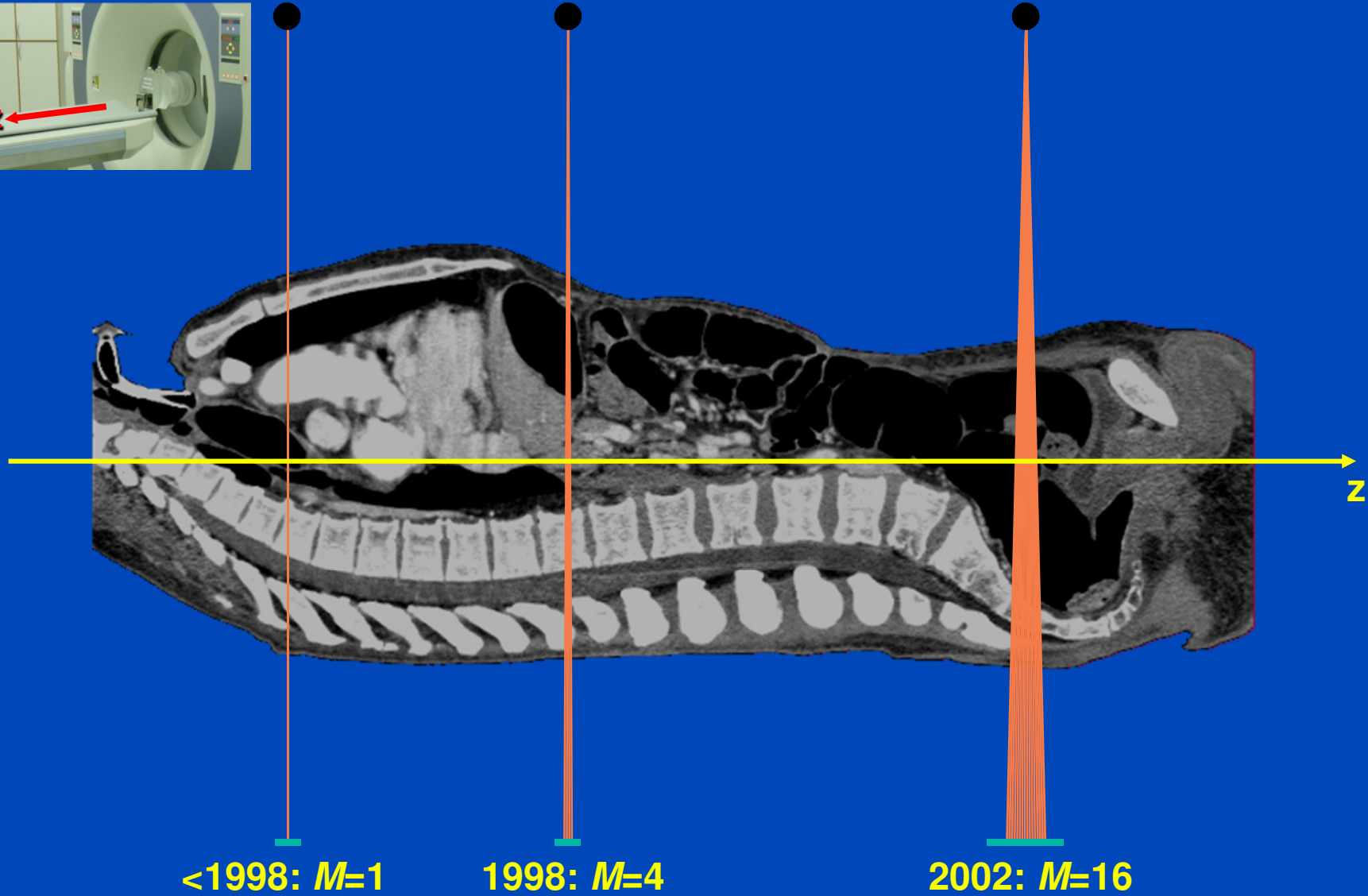
<1998: $M=1$

1998: $M=4$

2002: $M=16$

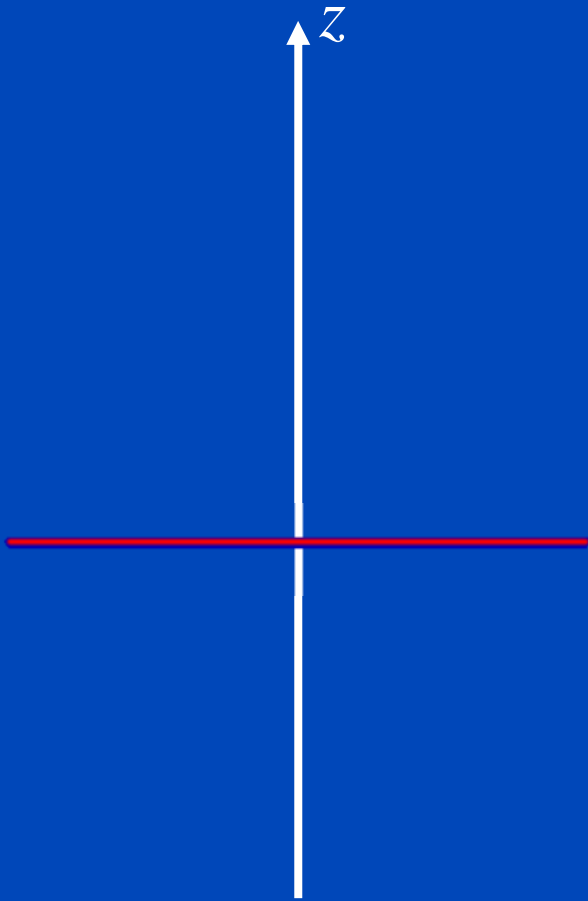
(gestreckte Darstellung)

Axiale Geometrie (z-Richtung)



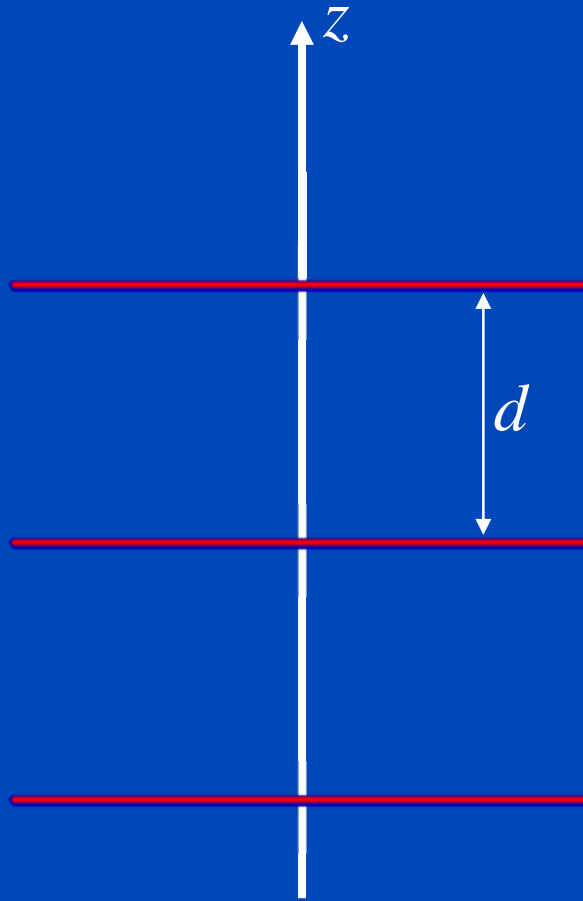
(realistischer Maßstab)

Kreis



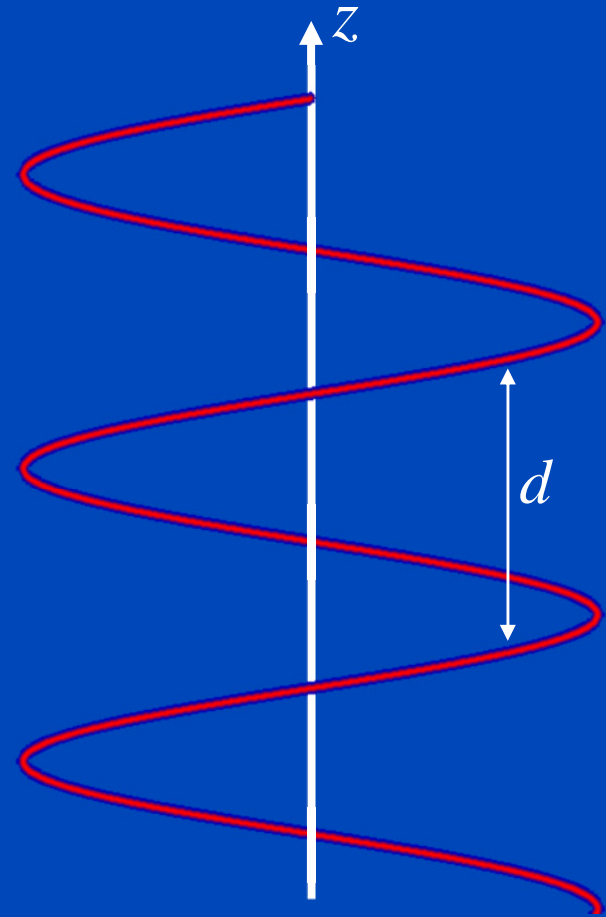
$$p = \frac{1}{N_{\text{rot}}}$$

Sequence



$$p = \frac{d}{M \cdot S} \leq 0.9$$

Spiral

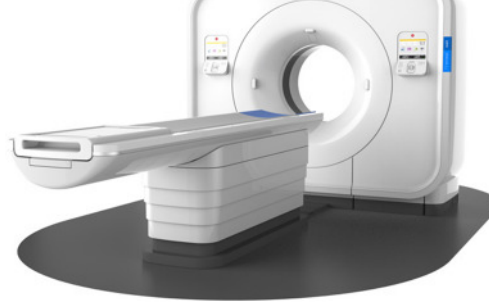


$$p = \frac{d}{M \cdot S} \leq 1.5$$

GE Revolution CT



Philips IQon Spectral CT



Siemens Somatom Force



Toshiba Aquilion ONE Vision



In-plane Auflösung: 0,4 ... 0,7 mm

Nominelle Schichtdicke: $S = 0,5 \dots 1,5$ mm

Röhre (Maximalwerte): 120 kW, 150 kV, 1300 mA

Effektiver Röhrenstrom: $mAs_{\text{eff}} = 10 \text{ mAs} \dots 1000 \text{ mAs}$

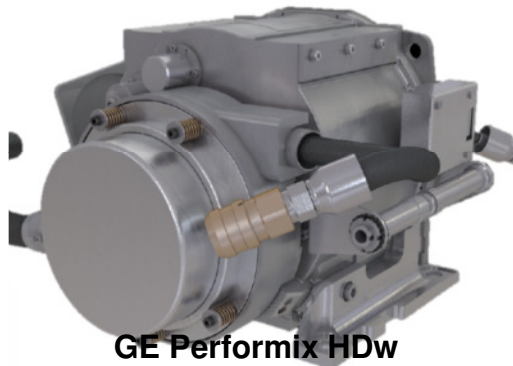
Rotationszeit: $t_{\text{rot}} = 0,25 \dots 0,5$ s

Simultan akquirierbare Schichten: $M = 16 \dots 320$

Tischvorschub pro Rotation: $d = 1 \dots 183$ mm

Scangeschwindigkeit: bis zu 73 cm/s

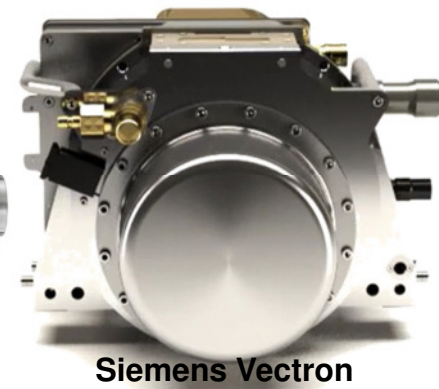
Zeitliche Auflösung: 50 ... 250 ms



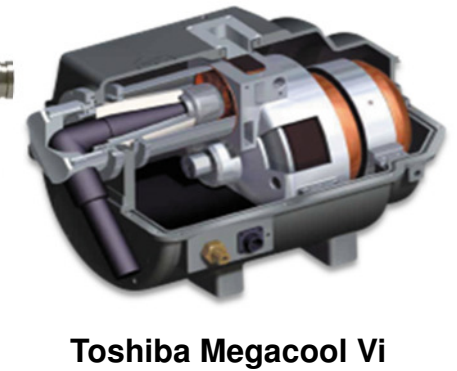
GE Performix HDw



Philips iMRC



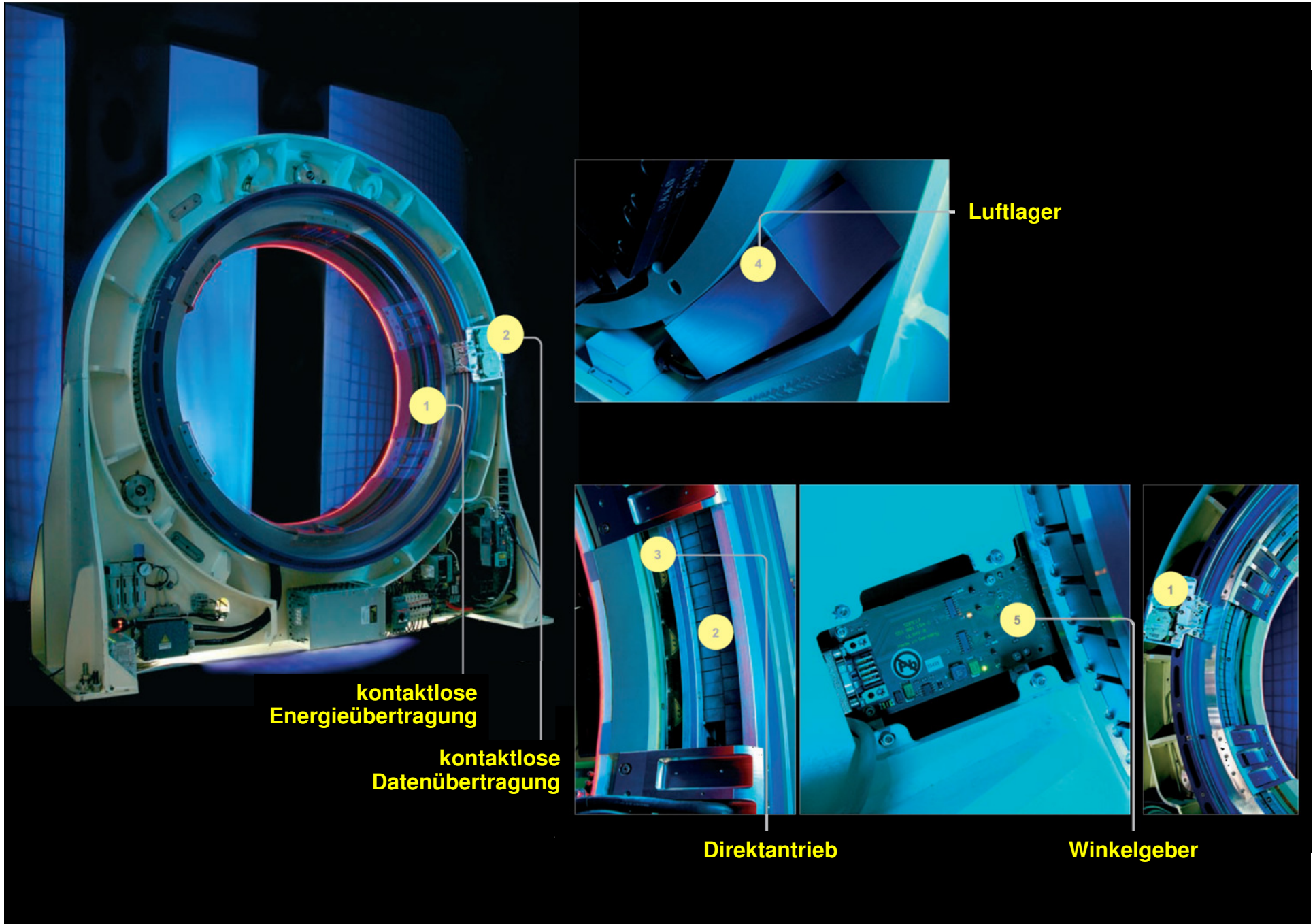
Siemens Vectron



Toshiba Megacool Vi

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

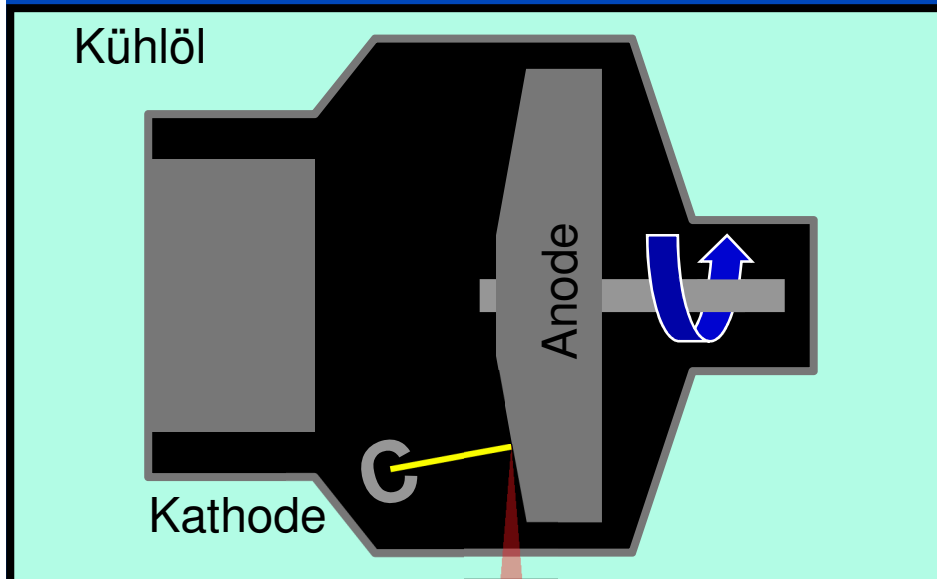


Anforderungen Röntgenquelle

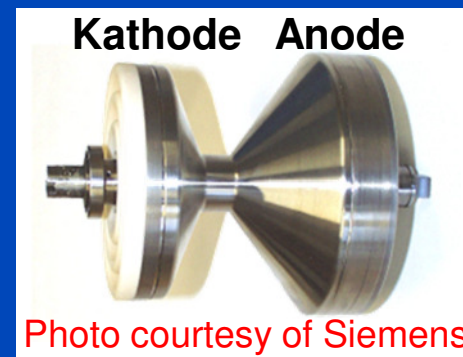
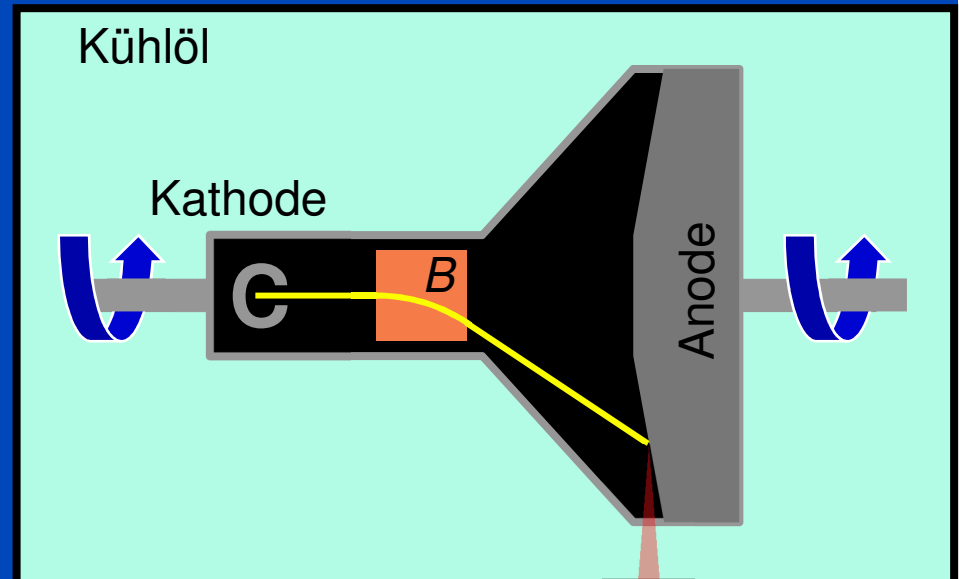
- Spannungswerte zwischen 70 und 150 kV
- Augenblicksbelastung (typ. 50 bis 120 kW)
- Dauerbelastung (typ. > 5 kW)
- Kühlraten (typ. >1 MHU pro Minute)
- Schnell regelbarer Röhrenstrom (niedrige Trägheit)
- Muss den Zentrifugalkräften standhalten
- Kompaktes und robustes Design

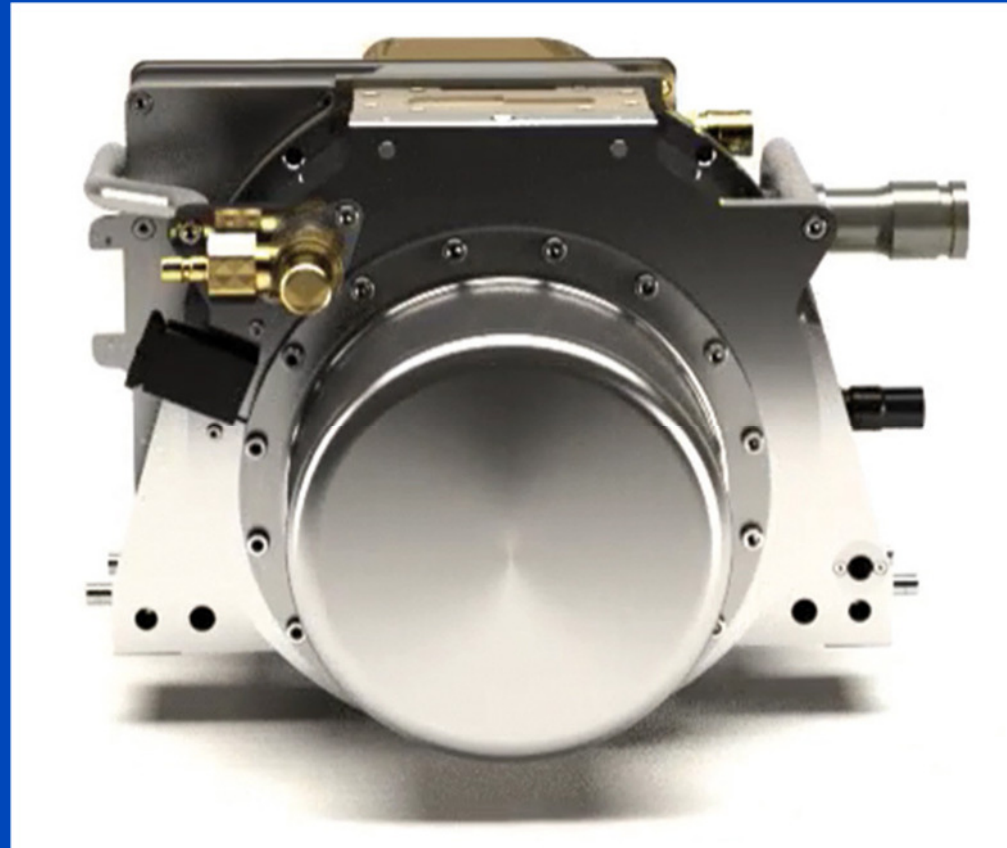
Neue Röhrentechnologie: Keine Kühlzeiten

Konventionelle Röhre
(Anode rotierend, Kathode und Gehäuse stationär)



High Performance Röhre
(Kathode, Anode und Gehäuse rotierend)





Direktgekühlte Röhre mit hoher Leistung auch bei niedrigen kV: Siemens Vectron

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

Detektortechnologie

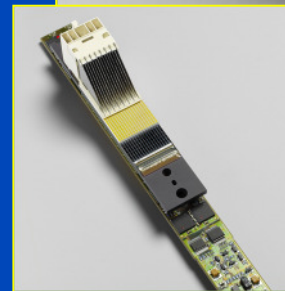
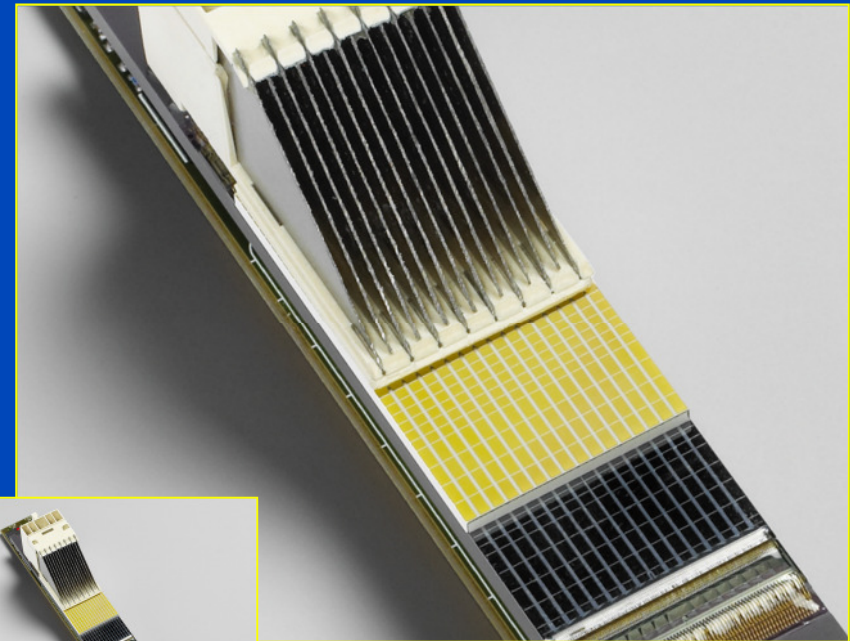
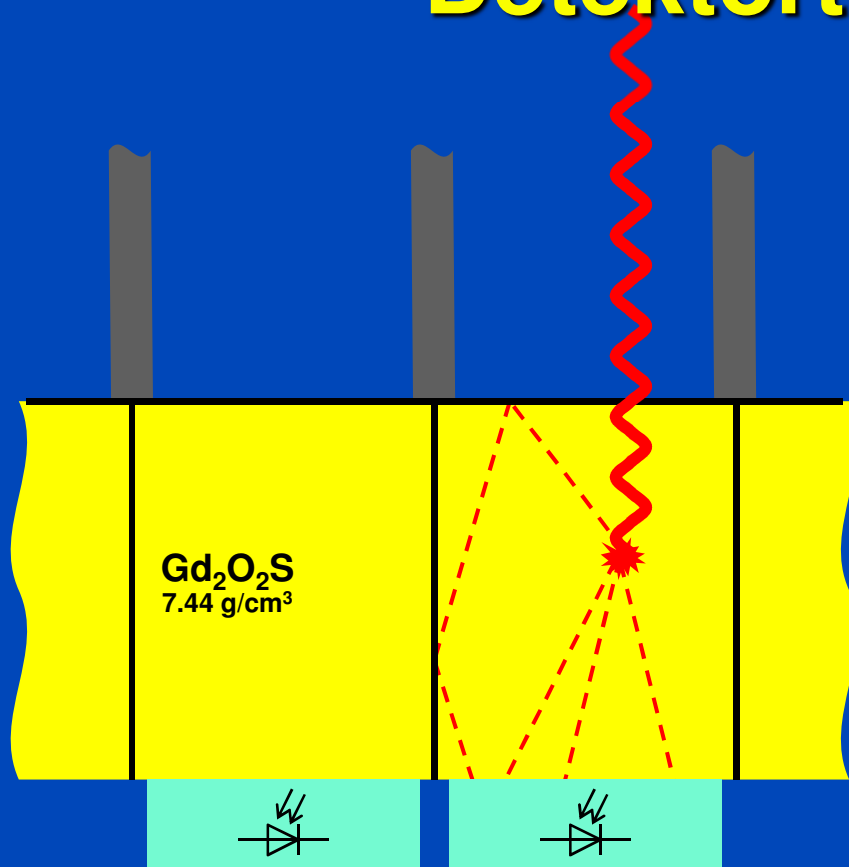


Photo courtesy of Siemens Healthcare, Forchheim, Germany

Premiumsysteme 2014/2015

CT-System	Firma	Konfiguration	Kollimation	Kegel	Rotation	Max. Leistung
Revolution CT	GE	256 × 0,625 mm GemStone Clarity	160 mm	15°	0,28 s	103 kW Performix HDw
Brilliance ICT	Philips	2 · 128 × 0,625 mm NanoPanel II ^{3D}	80 mm	7,7°	0,27 s	120 kW iMRC
IQon	Philips	2 · 64 × 0,625 mm NanoPanel Prism	40 mm	3,9°	0,27 s	120 kW iMRC
Definition Edge	Siemens	2 · 64 × 0,6 mm Stellar	38,4 mm	3,7°	0,28 s	100 kW Straton
Definition Flash	Siemens	2 · 2 · 64 × 0,6 mm Stellar	38,4 mm	3,7°	0,28 s	2 · 100 kW Straton
Somatom Force	Siemens	2 · 2 · 96 × 0,6 mm Stellar	57,6 mm	5,5°	0,25 s	2 · 120 kW Vectron
Aquilion ONE Vision	Toshiba	320 × 0,5 mm Quantum	160 mm	15°	0,275 s	100 kW MegaCool Vi

MSCT

Grundlagen und Besonderheiten

- **Technik**

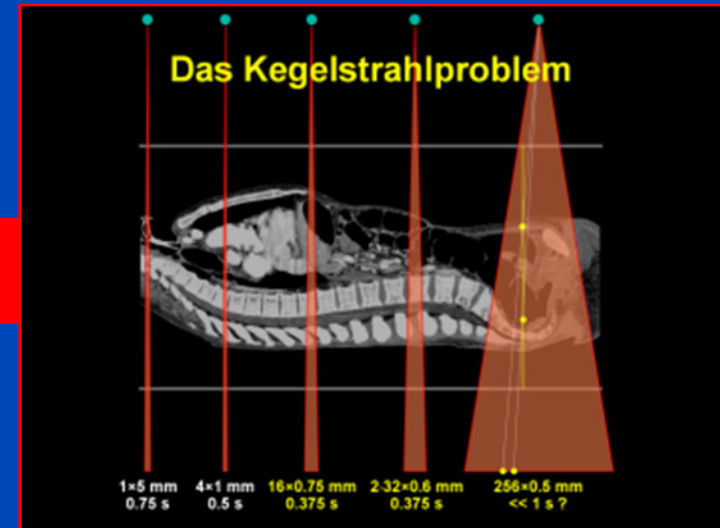
- Scan
- Grundlegende Parameter
- Detektorkonzepte

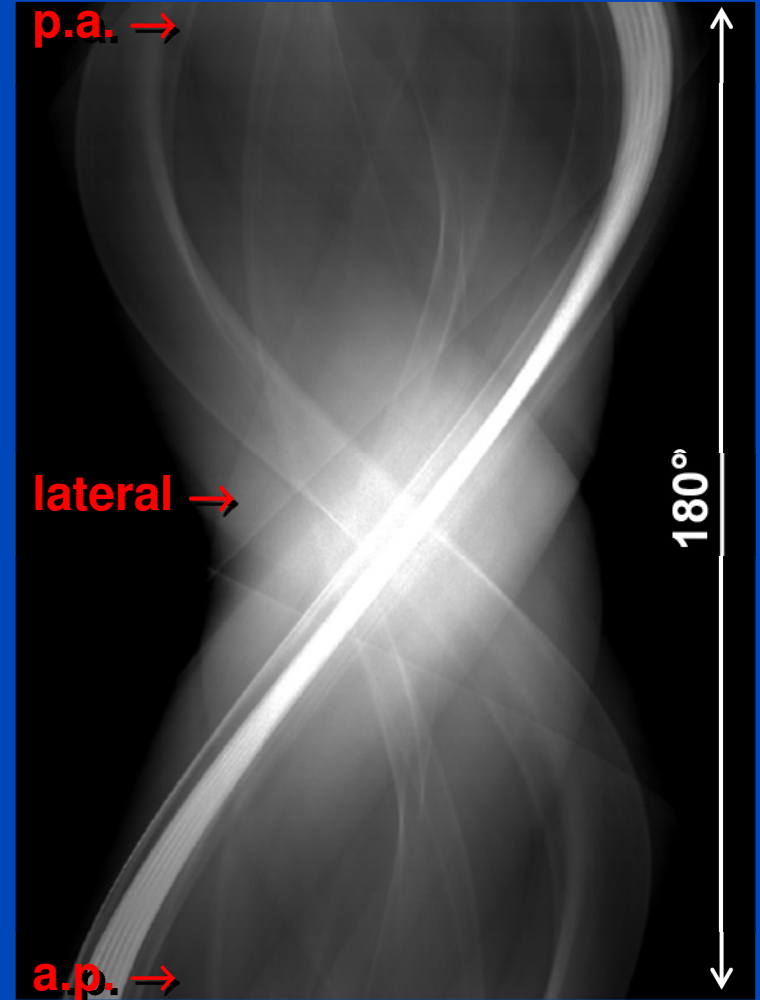
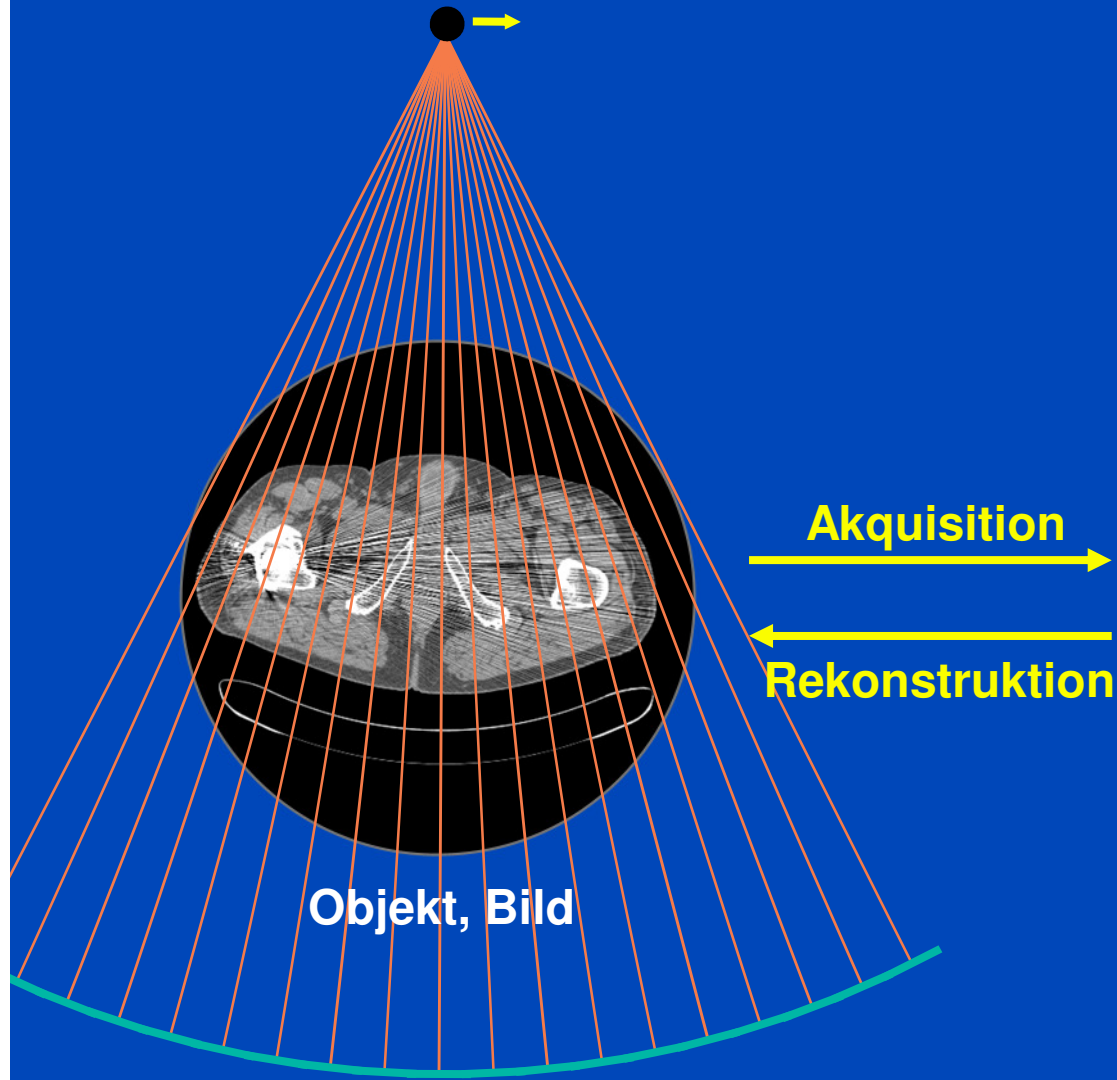
- **Algorithmen**

- Gefilterte Rückprojektion
- Spiral z-Interpolation
- ASSR Kegelstrahlrekonstruktion
- Cardio-CT

- **Bildqualität**

- Ortsauflösung
- Rauschen und Dosis
- Abtastung

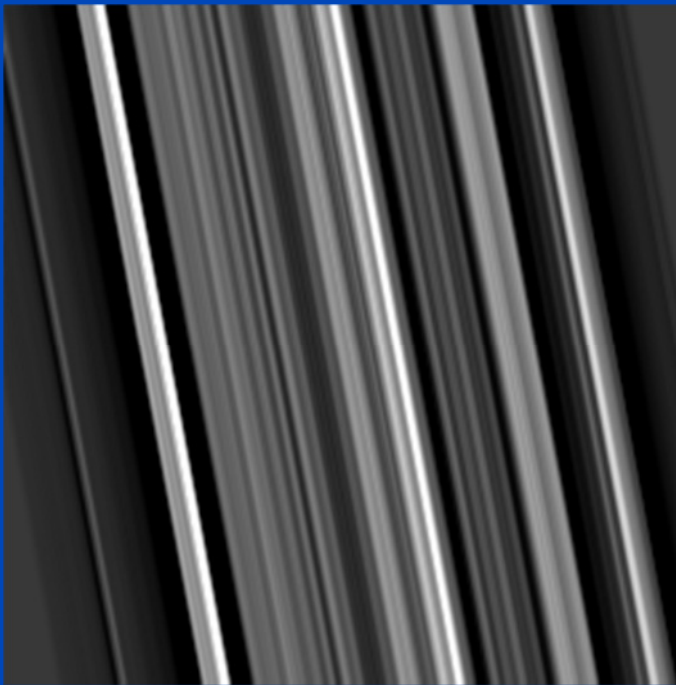




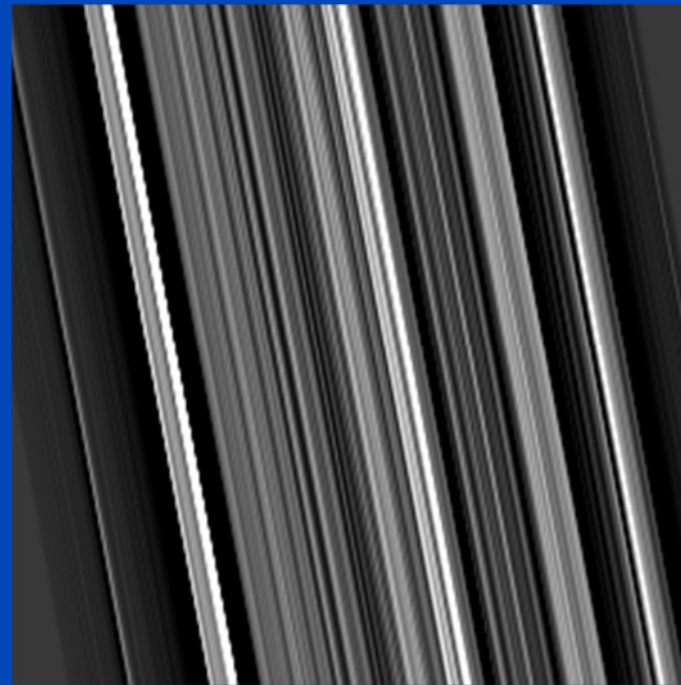
Sinogramm, Rohdaten

Gefilterte Rückprojektion (FBP)

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

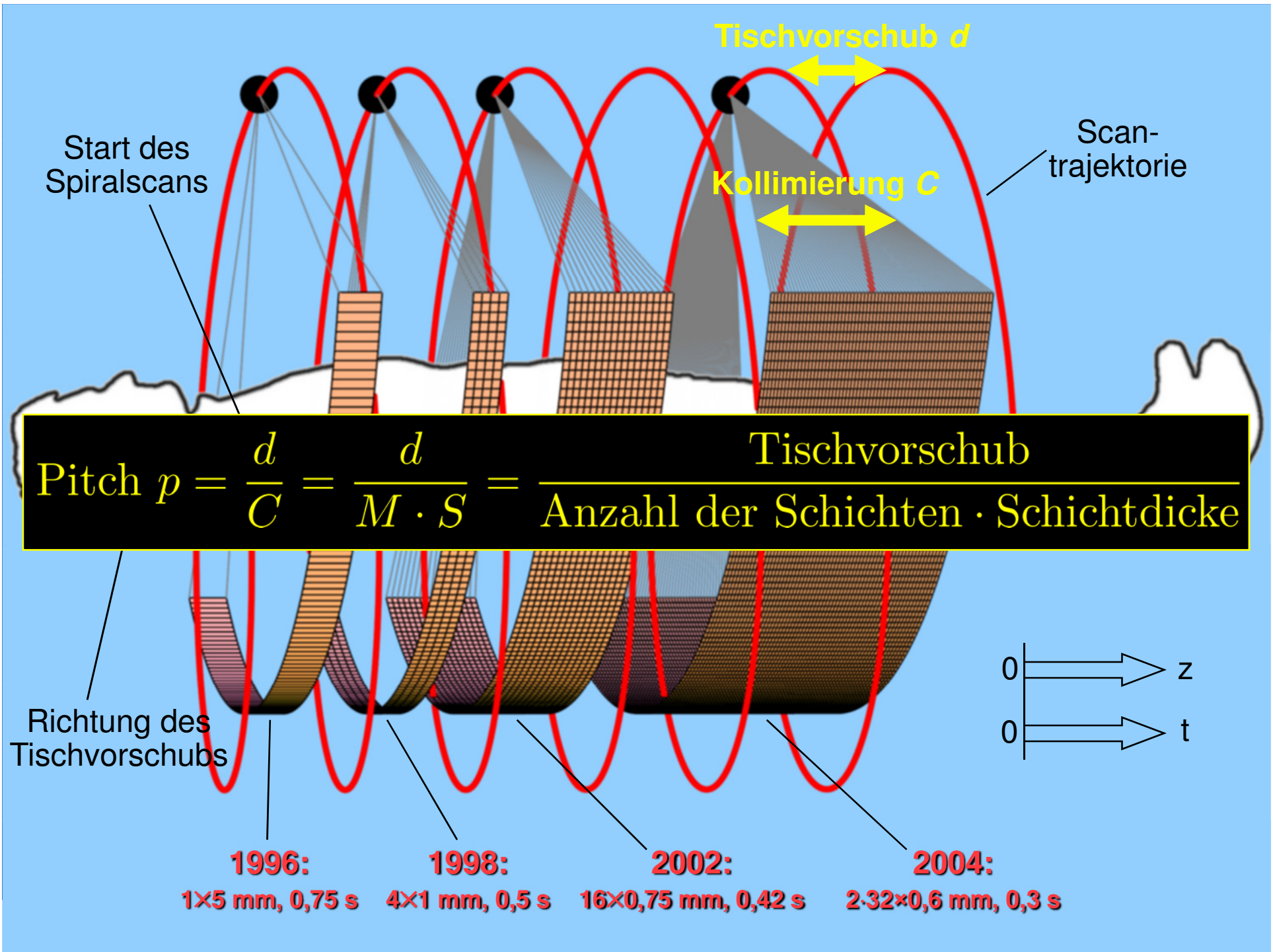


Weicher Kern



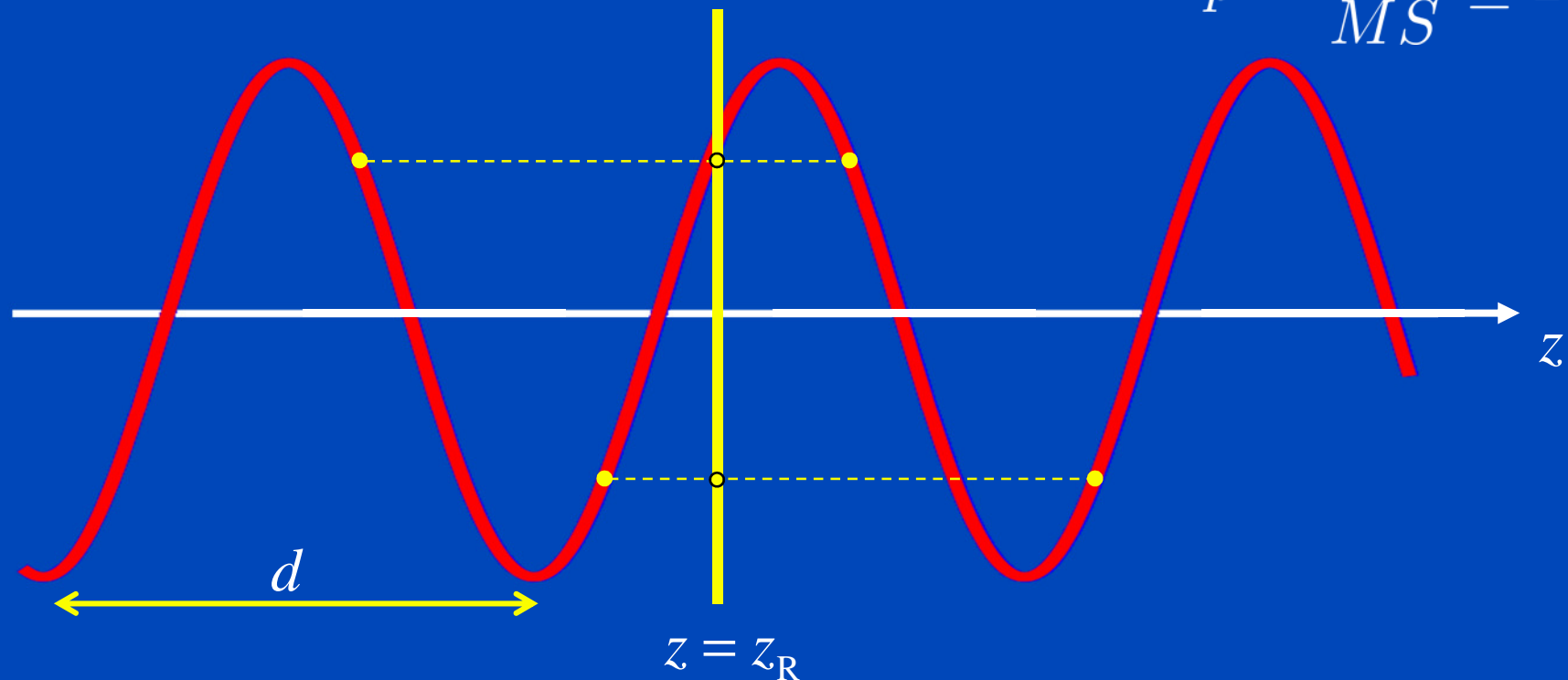
Standardkern

Bildrauschen und Ortsauflösung werden durch Wahl des Rekonstruktionskerns beeinflusst.



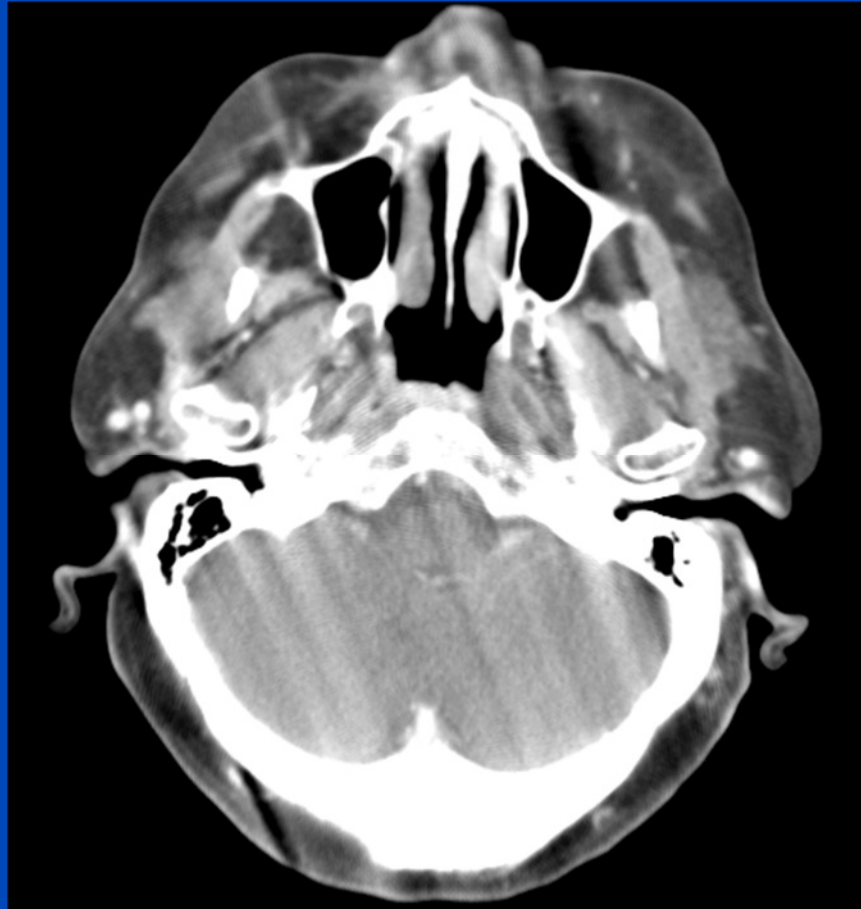
360°LI z-Interpolation bei Einschicht-CT $M = 1$

$$p = \frac{d}{MS} \leq 2$$

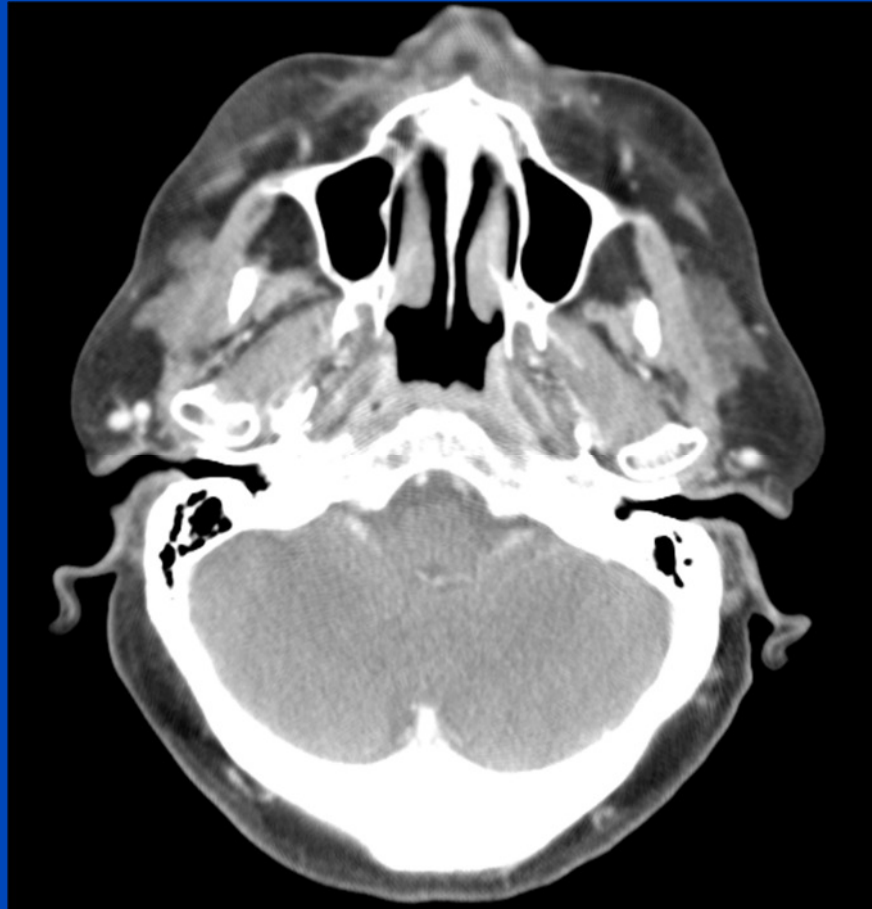


Lineare Interpolation von Daten beiderseits der Rekonstruktions-
ebene, um einen virtuellen Kreisscan zu synthetisieren.

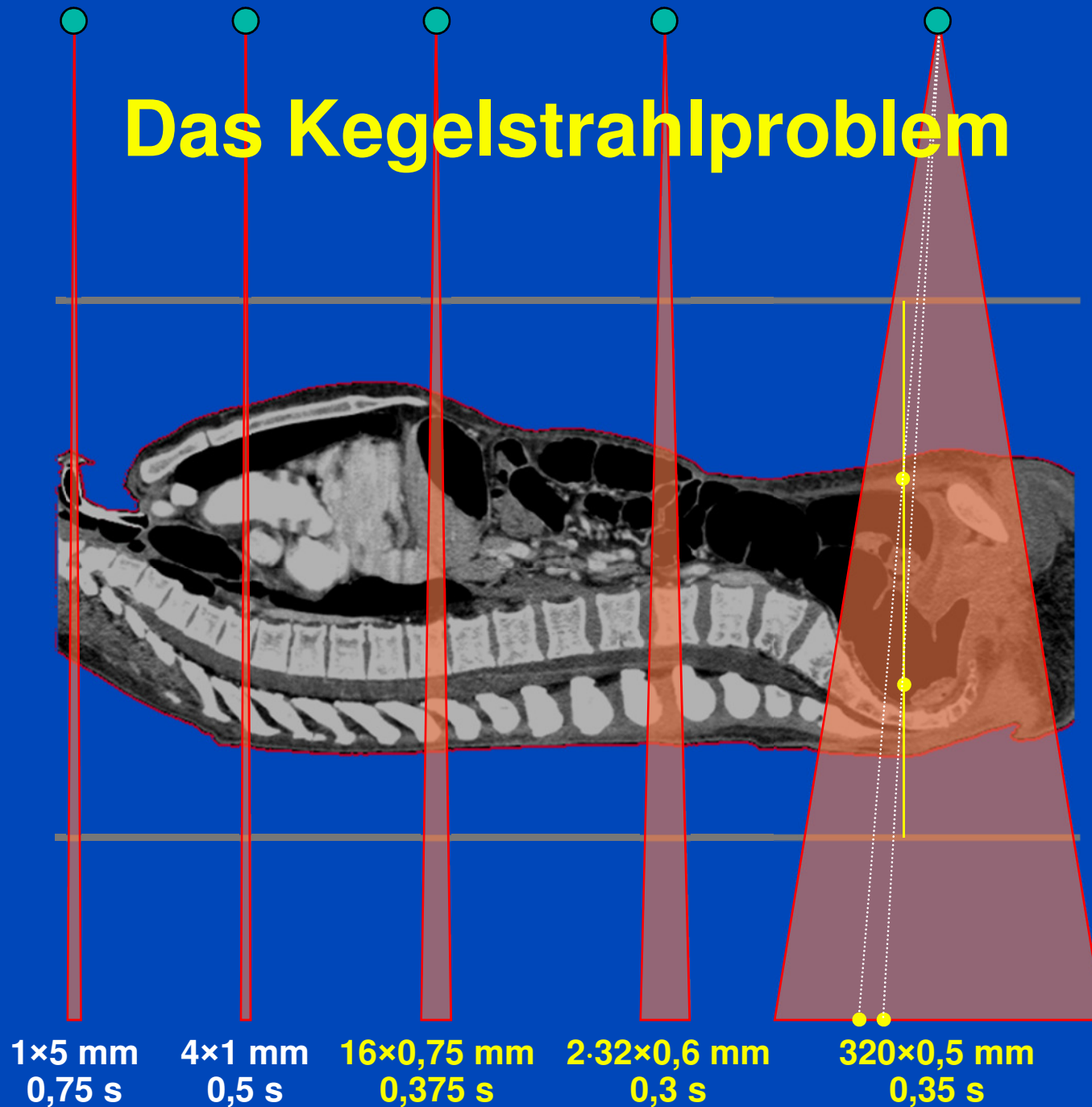
Ohne z-Interpolation



Mit z-Interpolation



Das Kegelstrahlproblem



Advanced Single-Slice Rebinning

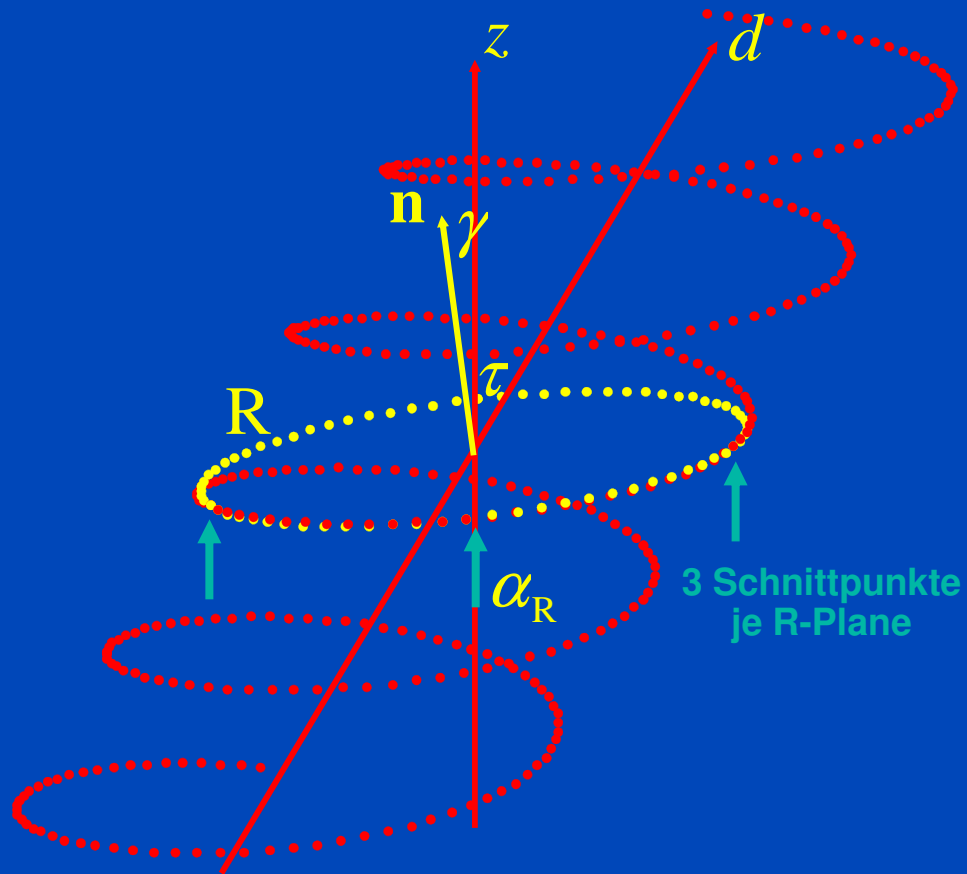
3D und 4D Bildrekonstruktion für kleine Kegelwinkel

ASSR*

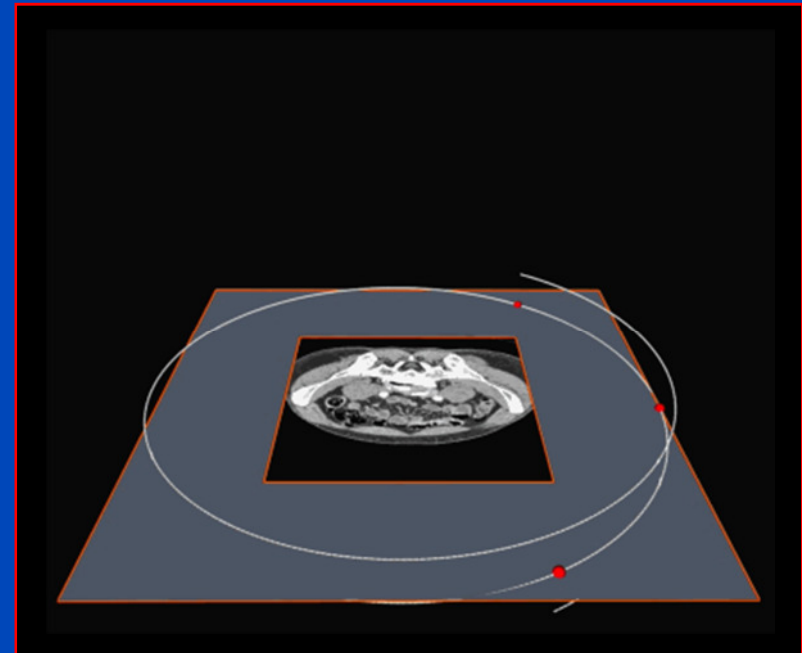
- ist der erste praktikable Rekonstruktionsalgorithmus für klinische Kegelstrahl-CT
- reduziert 3D Kegelstrahl-CT-Daten auf gekippte 2D Schichten
- ist in 16- bis 64-Schicht-Scannern implementiert

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

ASSR Prinzip



$$p = \frac{d}{MS} \leq 1,5$$

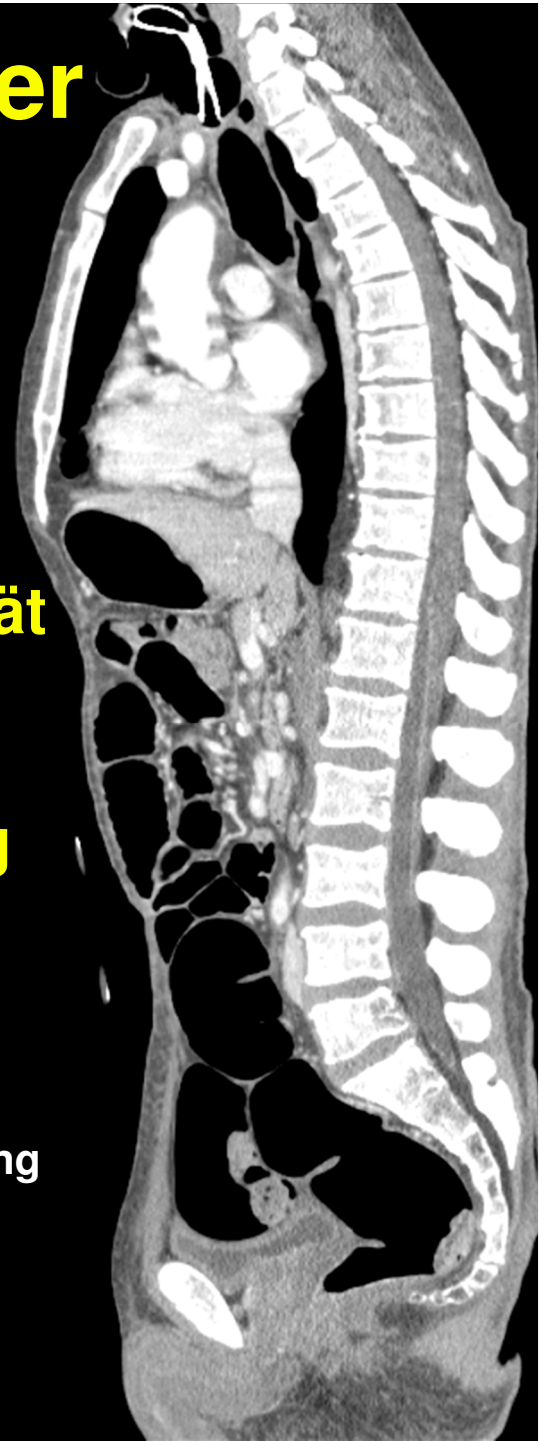


Mittlere Abweichung bei R_F : $\Delta_{\text{mean}} \approx 0,014 d$
bei R_M : $\Delta'_{\text{mean}} \approx 0,007 d$

Patientenbilder mit ASSR

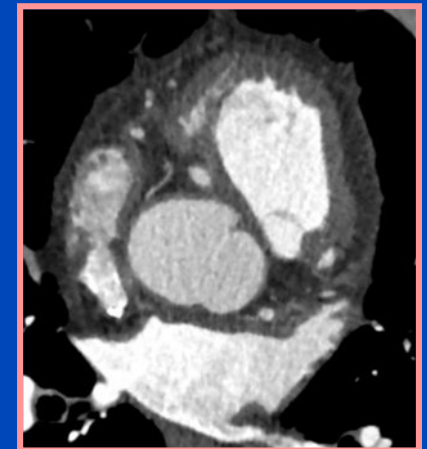
- Beste Performance
- Optimale Bildqualität
- 2D Hardware ausreichend
- 100% Dosisnutzung
- Pitch beliebig

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



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 nein, berechne ein Korrekturbild.
- Iterative Rekonstruktion wird in SPECT und PET seit vielen Jahren eingesetzt.
- CT Produktimplementierungen
 - AIDR 3D (adaptive iterative dose reduction, Toshiba)
 - ASIR (adaptive statistical iterative reconstruction, GE)
 - iDose (Philips)
 - IMR (iterative model reconstruction, Philips)
 - IRIS (image reconstruction in image space, Siemens)
 - VEO, MBIR (model-based iterative reconstruction, GE)
 - SAFIRE, ADMIRE (advanced model-based iterative reconstruction, Siemens)



$$x^2 = y$$

Modell

$$x = \sqrt{y}$$

Lösung

Gefilterte Rückprojektion¹ (FBP)

Modell

Messung:

$$p(\vartheta, \xi) = \int dx dy f(x, y) \delta(x \cos \vartheta + y \sin \vartheta - \xi)$$

Fouriertransformation:

$$\int d\xi p(\vartheta, \xi) e^{-2\pi i \xi u} = \int dx dy f(x, y) e^{-2\pi i u (x \cos \vartheta + y \sin \vartheta)}$$

Zentralschnitttheorem:

$$P(\vartheta, u) = F(u \cos \vartheta, u \sin \vartheta)$$

Inversion:

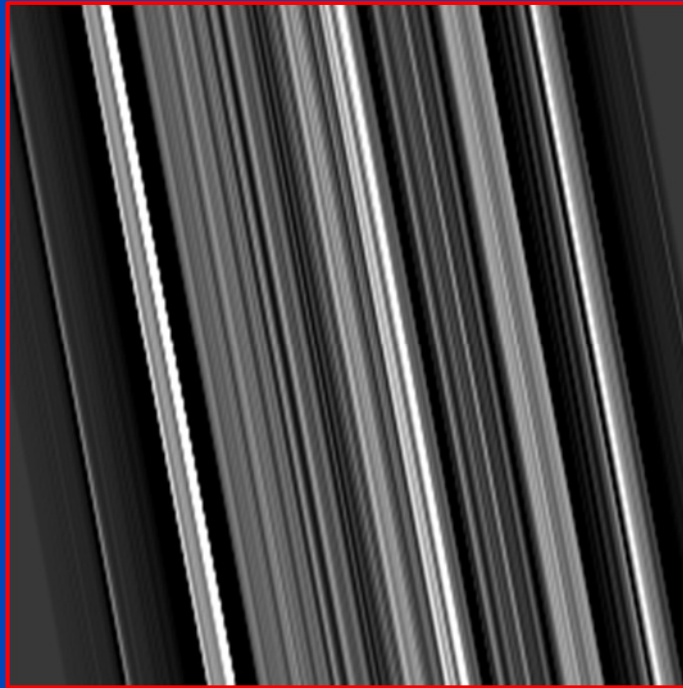
$$f(x, y) = \int_0^\pi d\vartheta \int_{-\infty}^{\infty} du |u| P(\vartheta, u) e^{2\pi i u (x \cos \vartheta + y \sin \vartheta)}$$

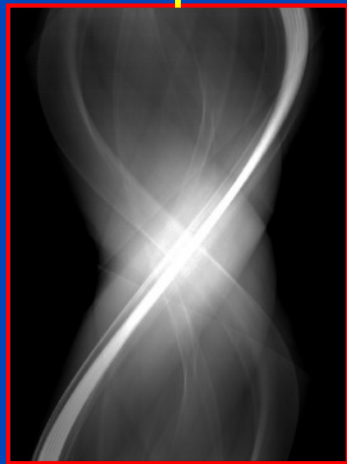
Lösung

$$= \int_0^\pi d\vartheta p(\vartheta, \xi) * k(\xi) \Big|_{\xi = x \cos \vartheta + y \sin \vartheta}$$

¹Ramachandran and Lakshminarayanan. Proc. Nat. Acad. Sci. USA, 1971.

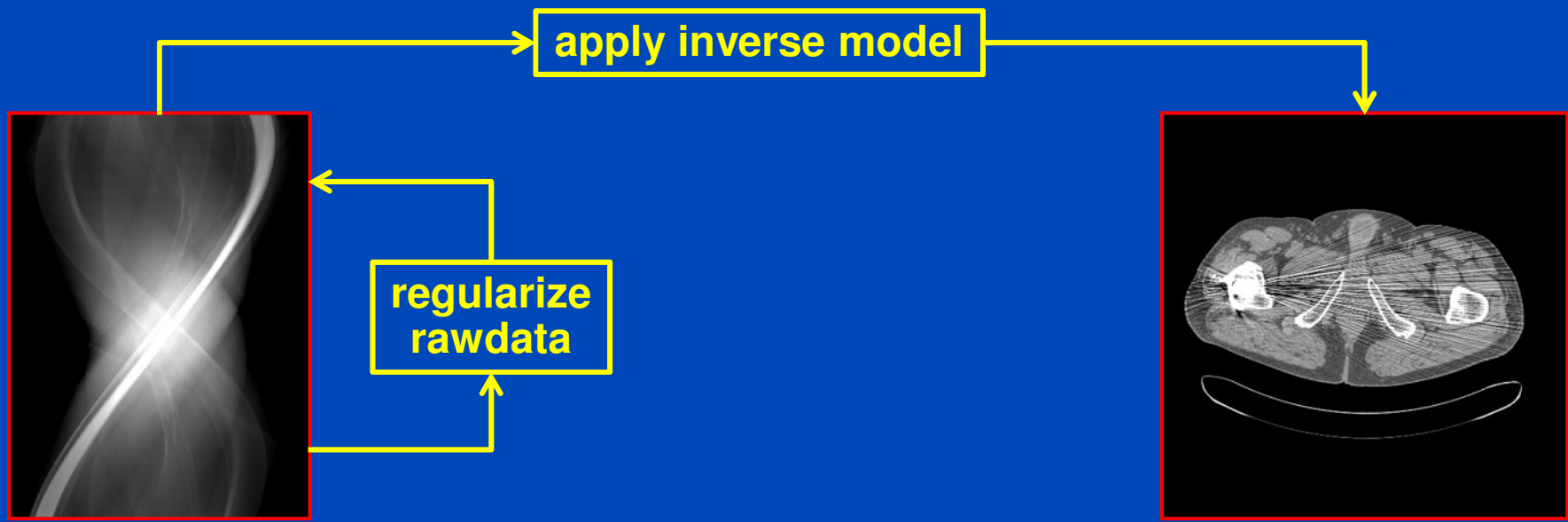
Gefilterte Rückprojektion (FBP)





→ apply inverse model





$$x^2 = y$$

~~$$x = \sqrt{y}$$~~

Modell

$$(x_n + \Delta x_n)^2 = y$$

~~$$x_n^2 + 2x_n\Delta x_n + \Delta x_n^2 = y$$~~

$$x_n^2 + 2x_n\Delta x_n \approx y$$

$$\Delta x_n = \frac{1}{2}(y - x_n^2)/x_n$$

$$x_{n+1} = x_n + \Delta x_n$$

**Update-
gleichung**

Numerisches Beispiel

$$\underline{0.5 (3 - x_n^2) / x_n}$$

$$x_0 = 1.$$

$$x_1 = 2.$$

$$x_2 = 1.75$$

$$x_3 = 1.73214$$

$$x_4 = 1.73205$$

$$x_5 = 1.73205$$

$$x_6 = 1.73205$$

$$x_7 = 1.73205$$

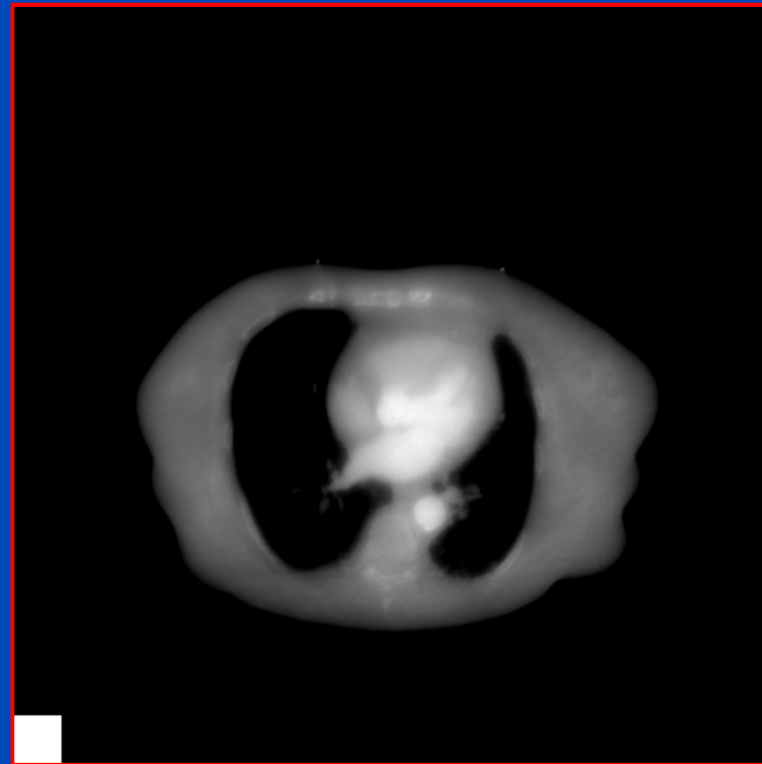
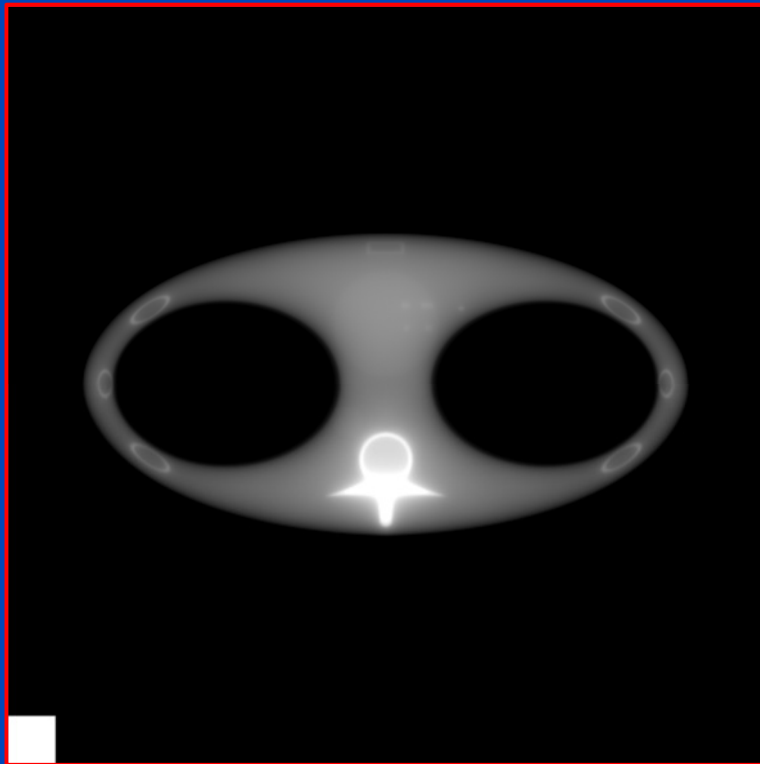
$$x_8 = 1.73205$$

$$x^2 = 3, \quad x_0 = 1, \quad x_{n+1} = x_n + \Delta x_n$$

Varianten der iterativen Rekonstruktion

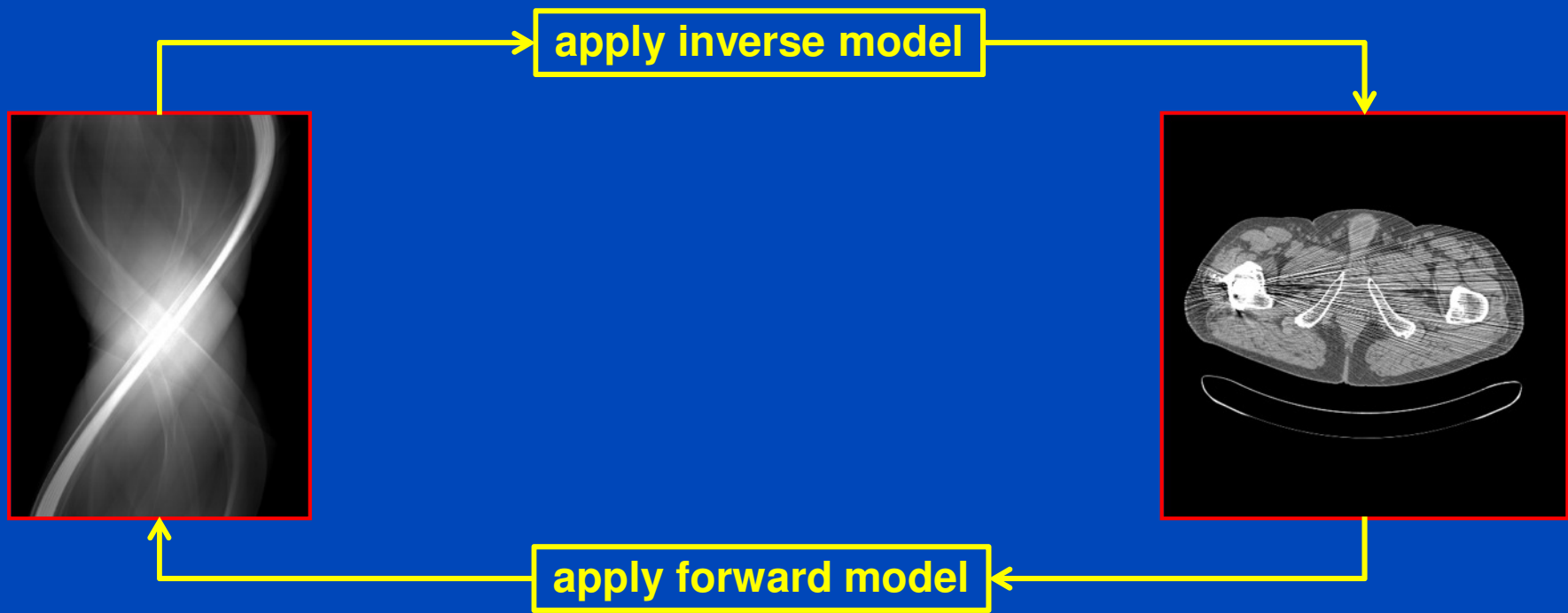
- ART
$$f_{\nu+1} = f_{\nu} + R^T \cdot \frac{p - R \cdot f_{\nu}}{R^2 \cdot 1}$$
- SART
$$f_{\nu+1} = f_{\nu} + \frac{1}{R^T \cdot 1} R^T \cdot \frac{p - R \cdot f_{\nu}}{R \cdot 1}$$
- MLEM
$$f_{\nu+1} = f_{\nu} \frac{R^T \cdot (e^{-R \cdot f_{\nu}})}{R^T \cdot (e^{-p})}$$
- OSC
$$f_{\nu+1} = f_{\nu} + f_{\nu} \frac{R^T \cdot (e^{-R \cdot f_{\nu}} - e^{-p})}{R^T \cdot (e^{-R \cdot f_{\nu}} R \cdot f_{\nu})}$$
- und hunderte mehr ...

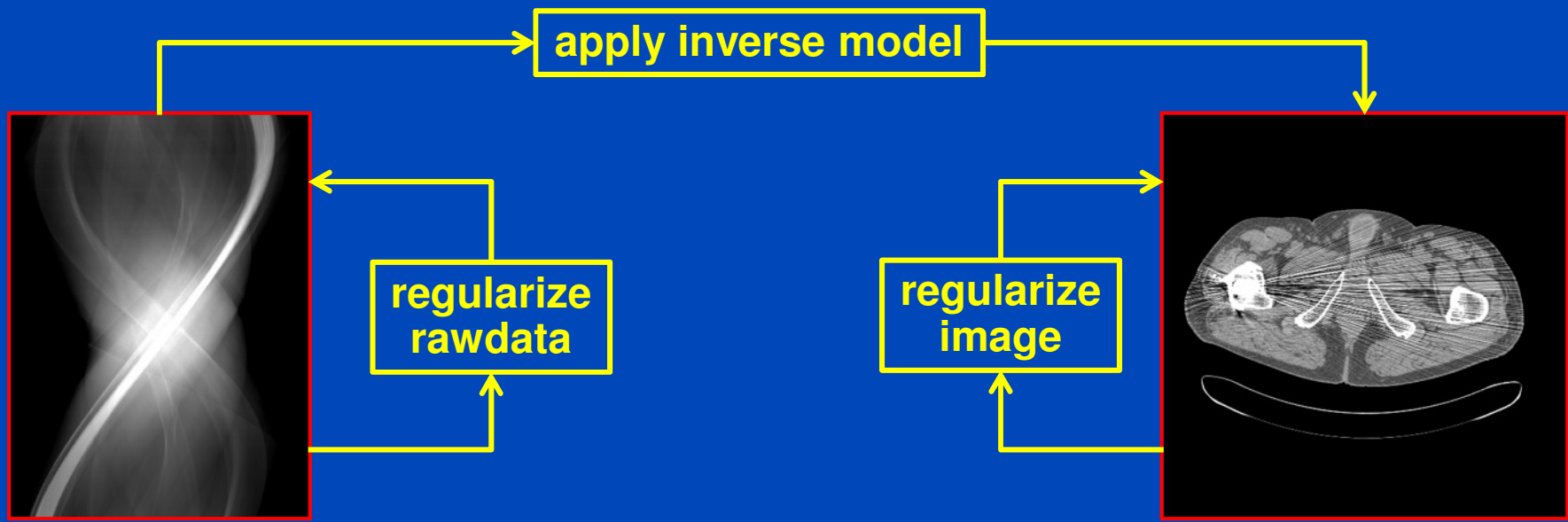
Iterative Rekonstruktion

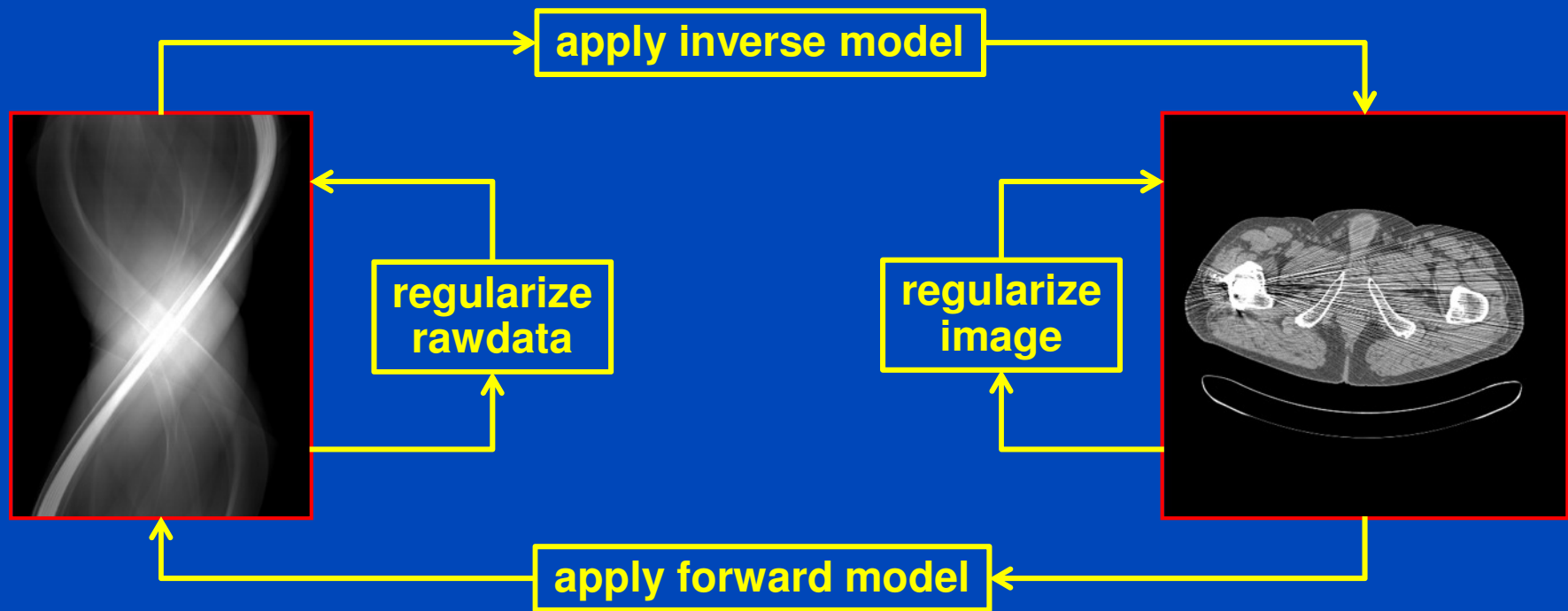


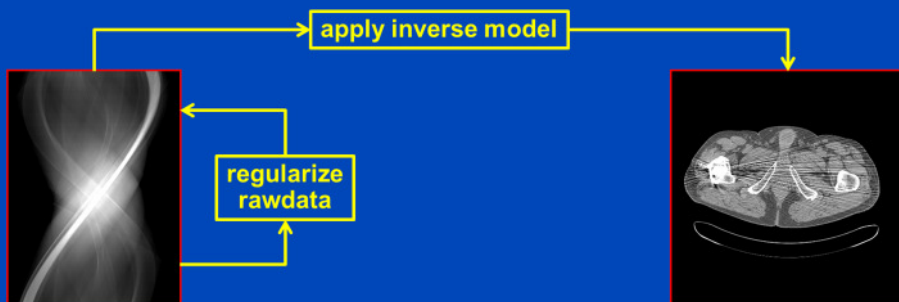
16 Iterationen
(mit ordered Subsets)

$C = 0$ HU, $W = 1000$ HU

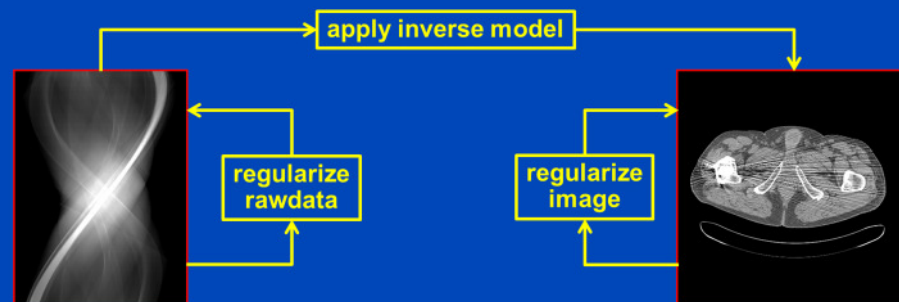




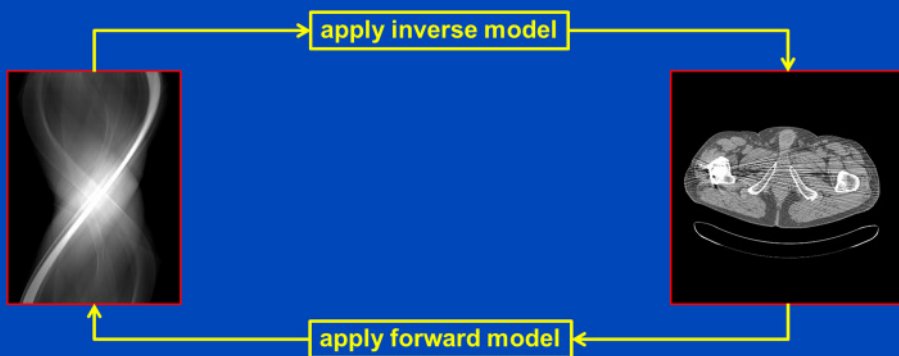




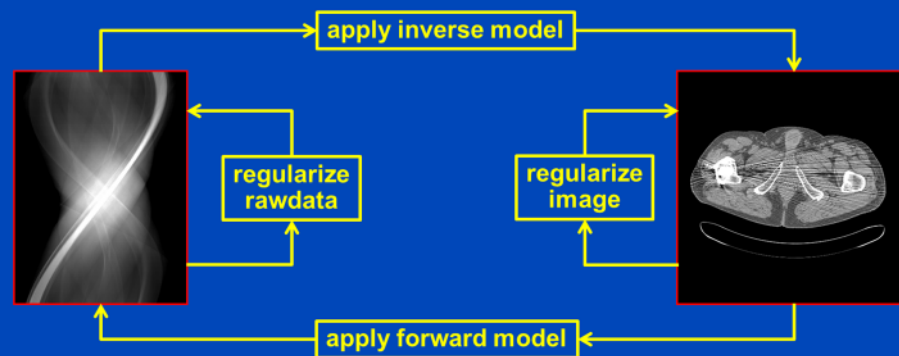
Conventional FBP with rawdata denoising (all vendors)



ASIR (Ge), ADR3D (Toshiba), IRIS (Siemens), iDose (Philips)
SnapShot Freeze (GE), iTRIM (Siemens)



Veo/MBIR (Ge)



SAFIRE, ADMIRE (Siemens)

Plain FBP



$\sigma = 26.8$ HU

Siemens Standard



$\sigma = 17.6$ HU

IRIS VA34

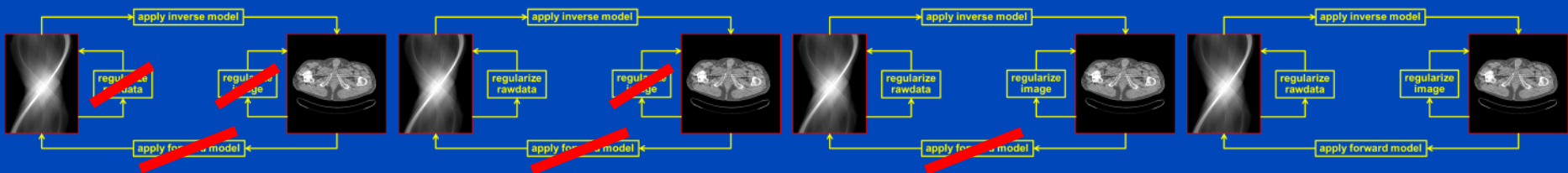


$\sigma = 12.3$ HU

SAFIRE VA40



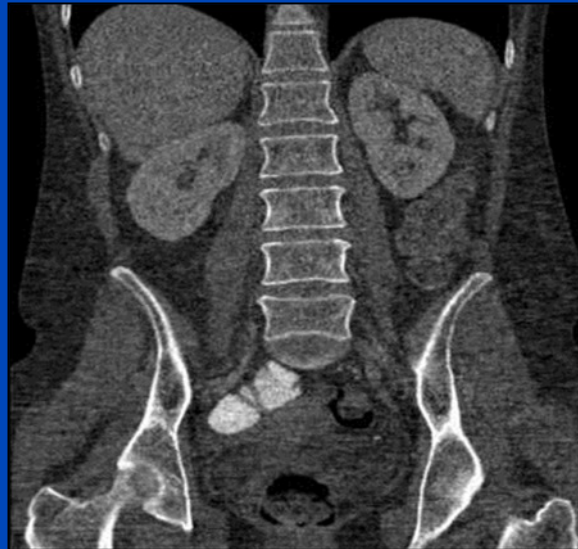
$\sigma = 7.8$ HU



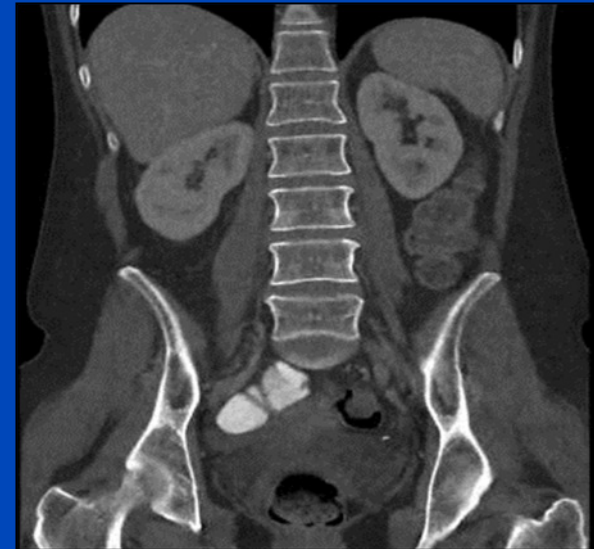
FBP



ASIR

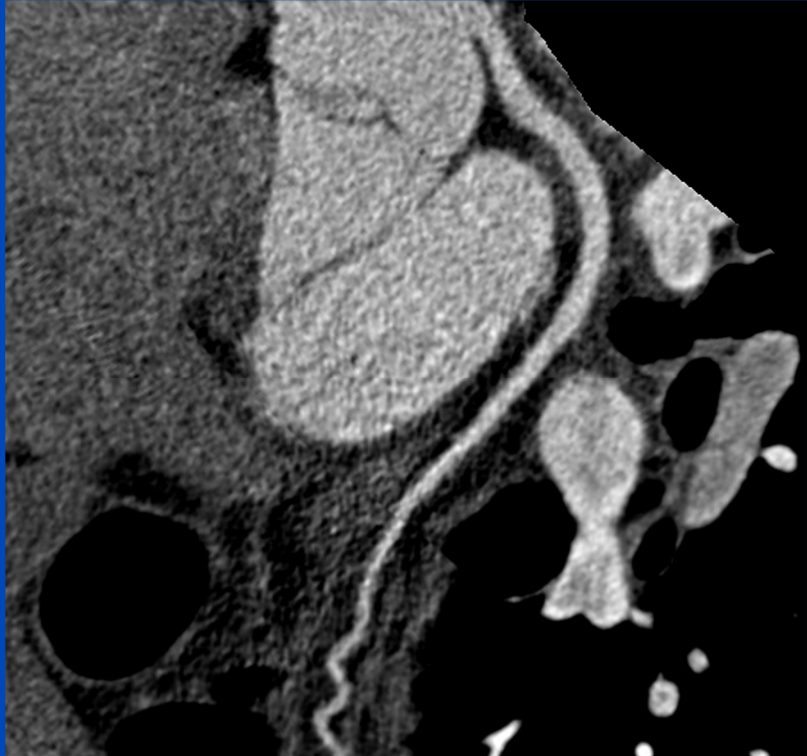


Veo

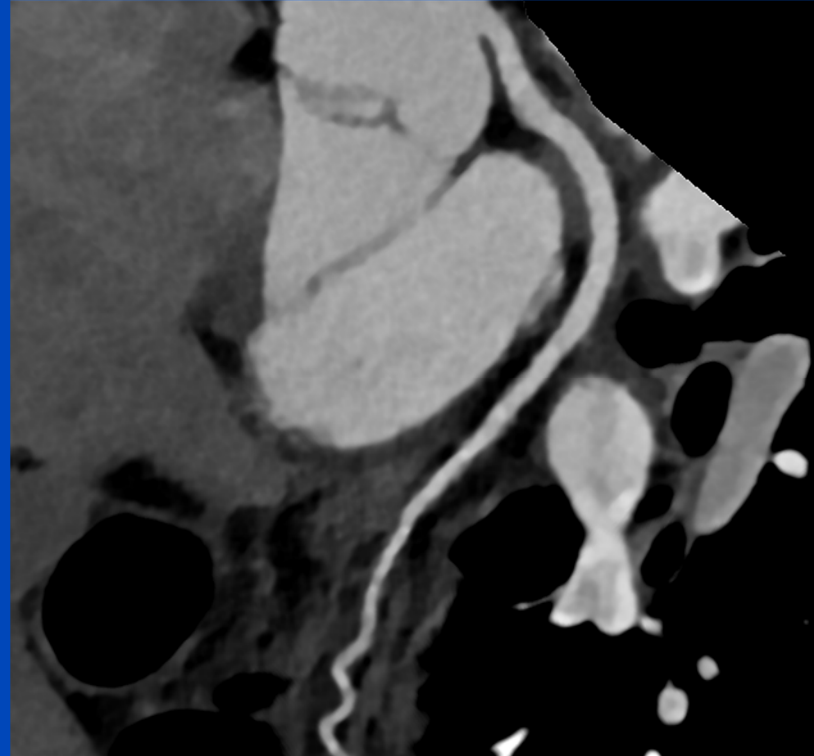


Courtesy of Dr. Jiang Hsieh, GE Healthcare Technologies, WI, USA.

FBP

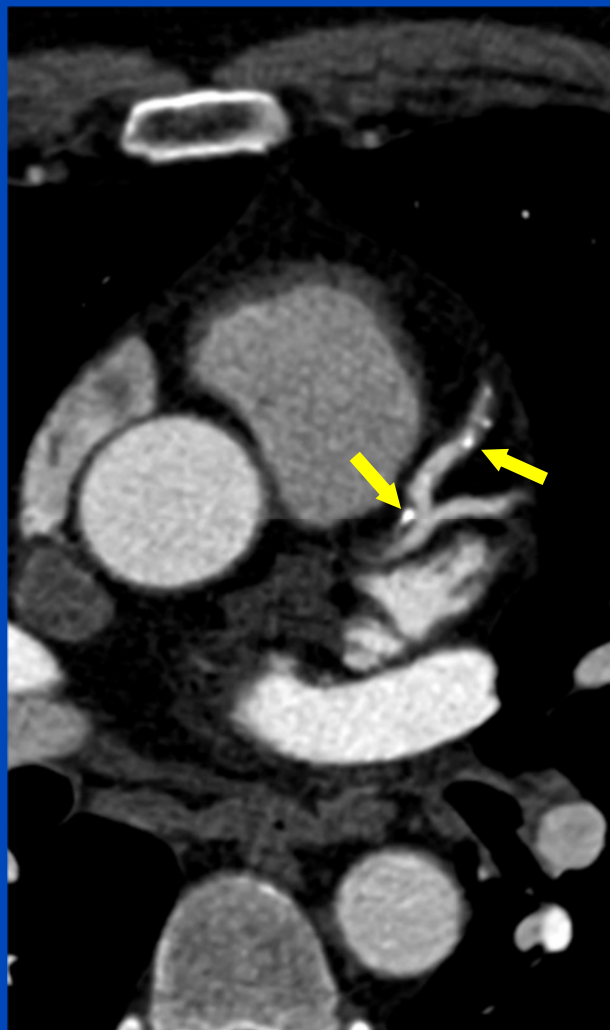


IMR



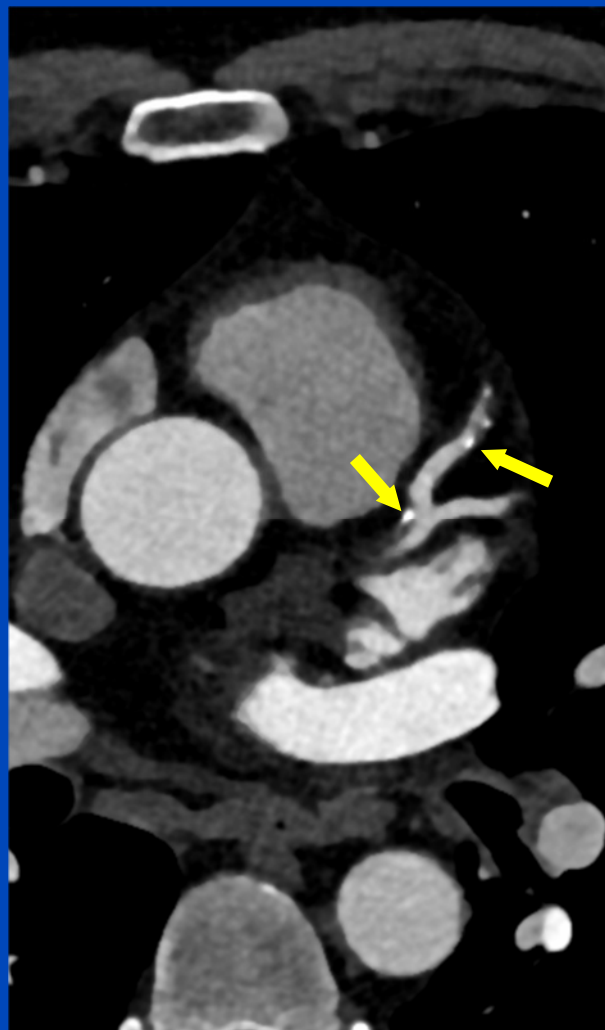
Courtesy of Dr. Thomas Köhler, Philips, Germany.

Filtered Backprojection



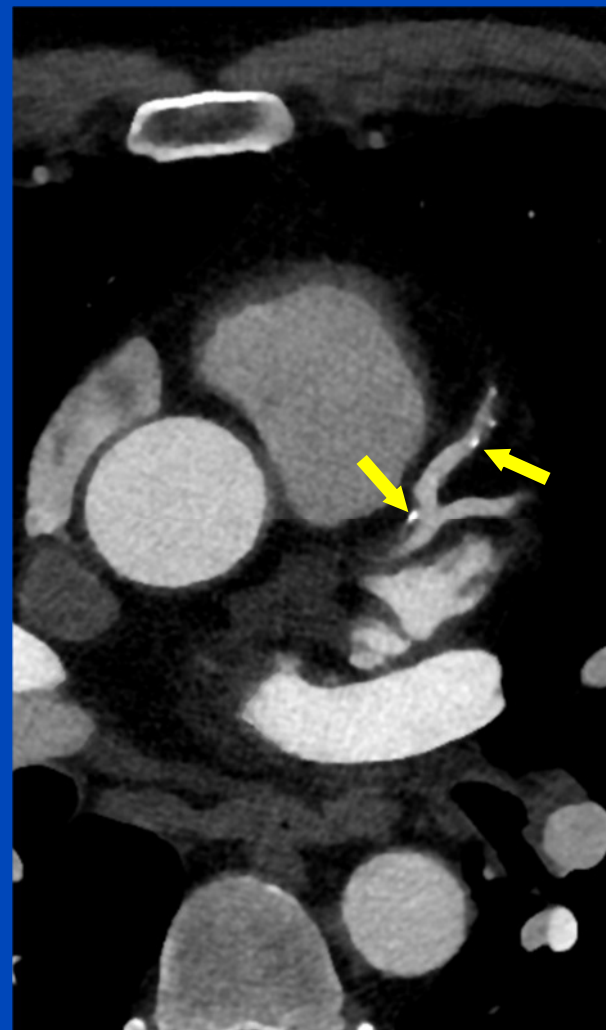
B26f

SAFIRE



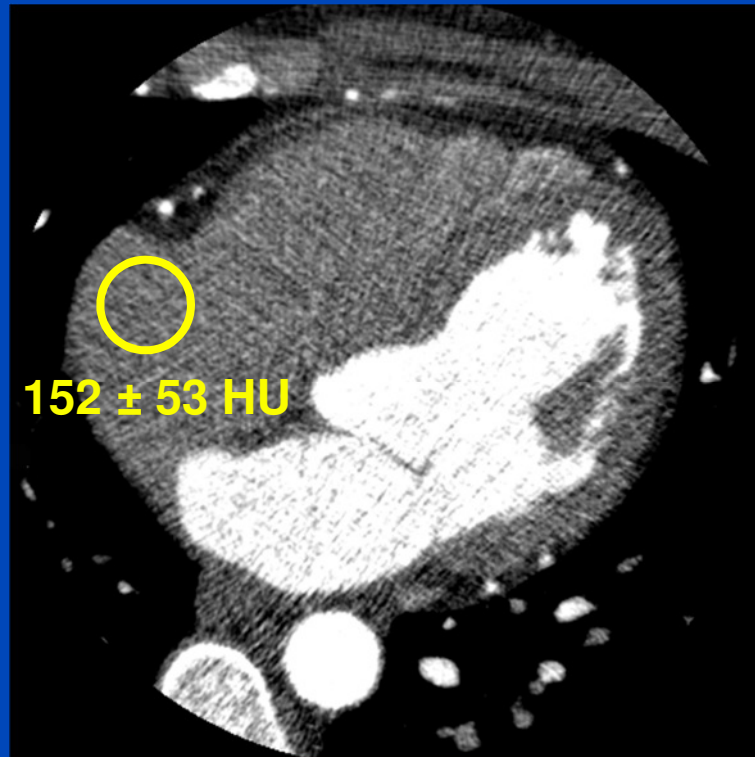
I26f strength 4

SAFIRE

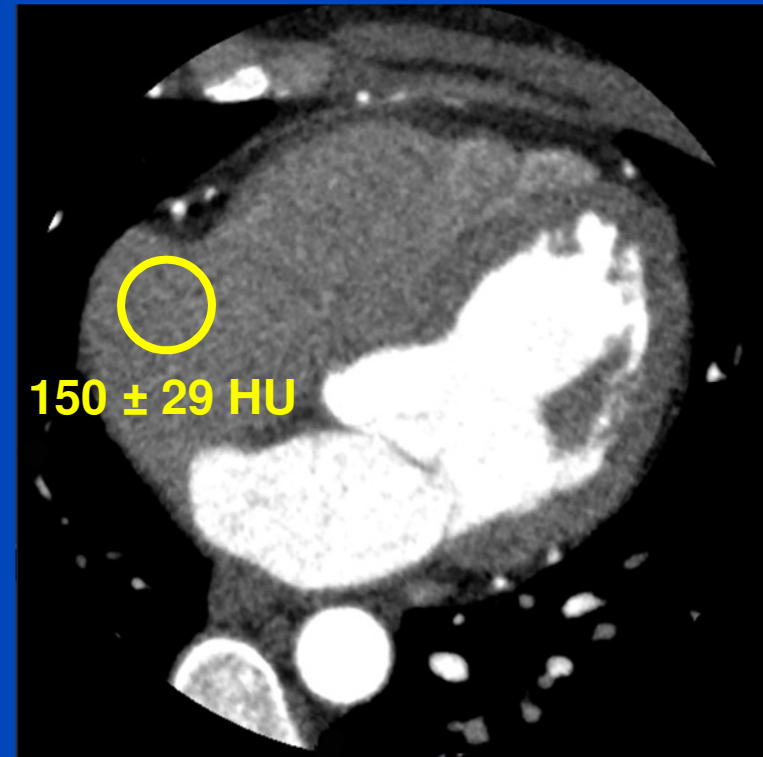


I36f strength 4

Filtered Backprojection



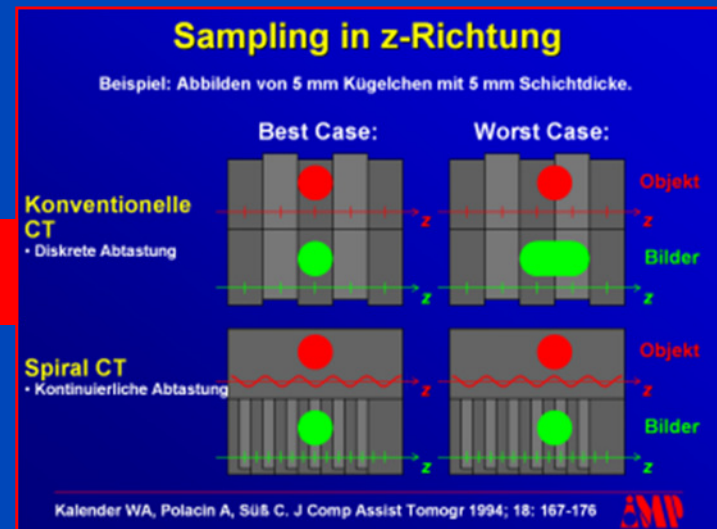
AIDR3D

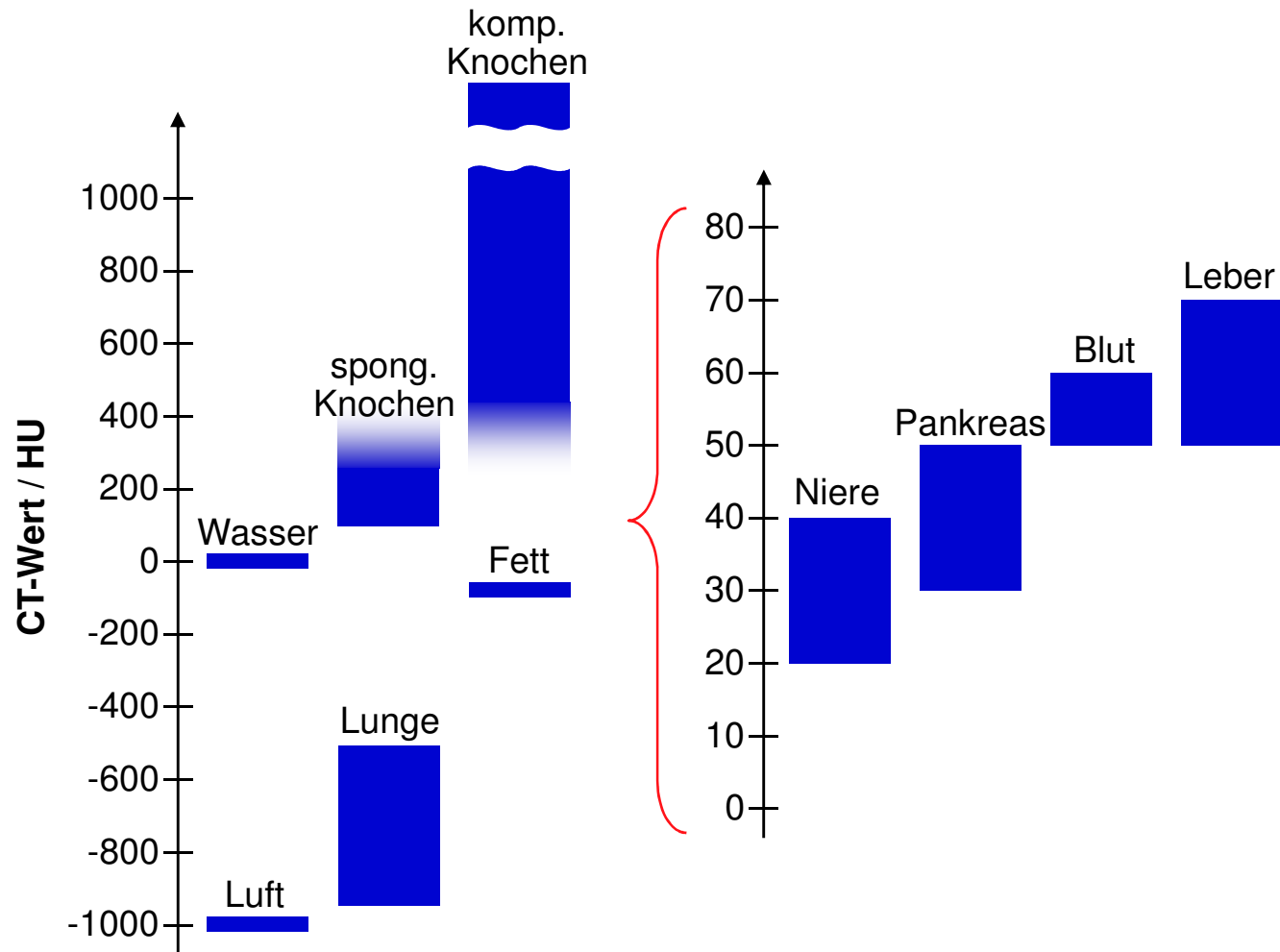


MSCT

Grundlagen und Besonderheiten

- **Technik**
 - Scan
 - Grundlegende Parameter
 - Detektorkonzepte
- **Algorithmen**
 - Gefilterte Rückprojektion
 - Spiral z-Interpolation
 - ASSR Kegelstrahlrekonstruktion
 - Cardio-CT
- **Bildqualität**
 - Ortsauflösung
 - Rauschen und Dosis
 - Abtastung



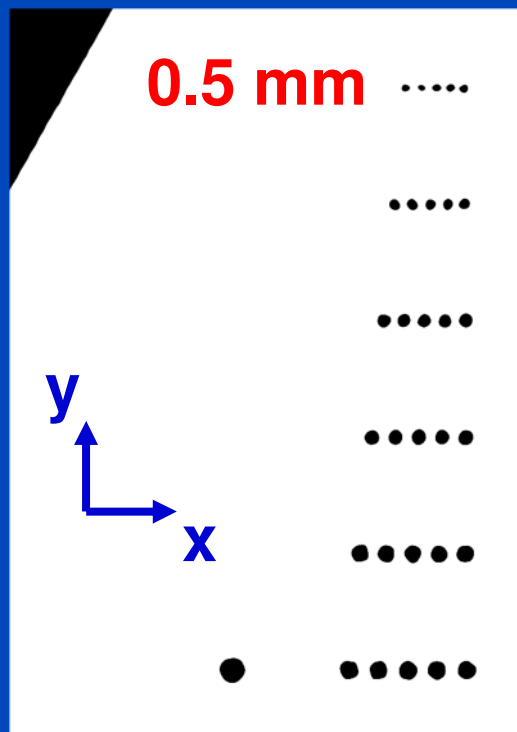


$$CT(\mathbf{r}) = \frac{\mu(\mathbf{r}) - \mu_{\text{Wasser}}}{\mu_{\text{Wasser}}} \cdot 1000 \text{ HU}$$

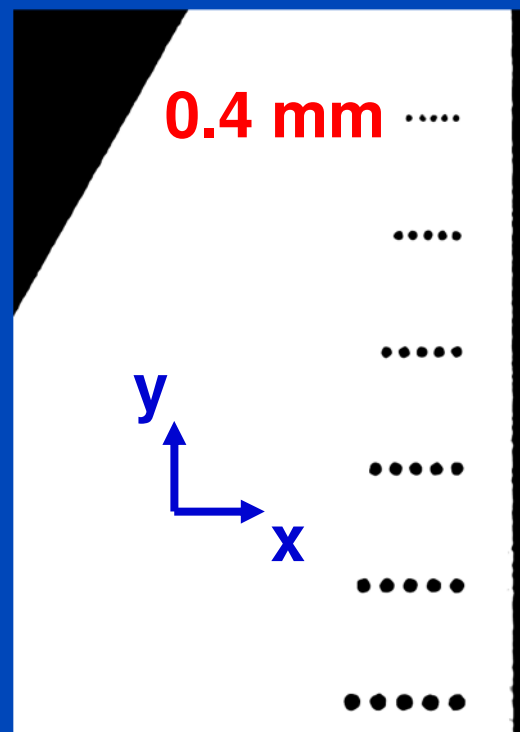
Ortsauflösung 1



In-plane Auflösung

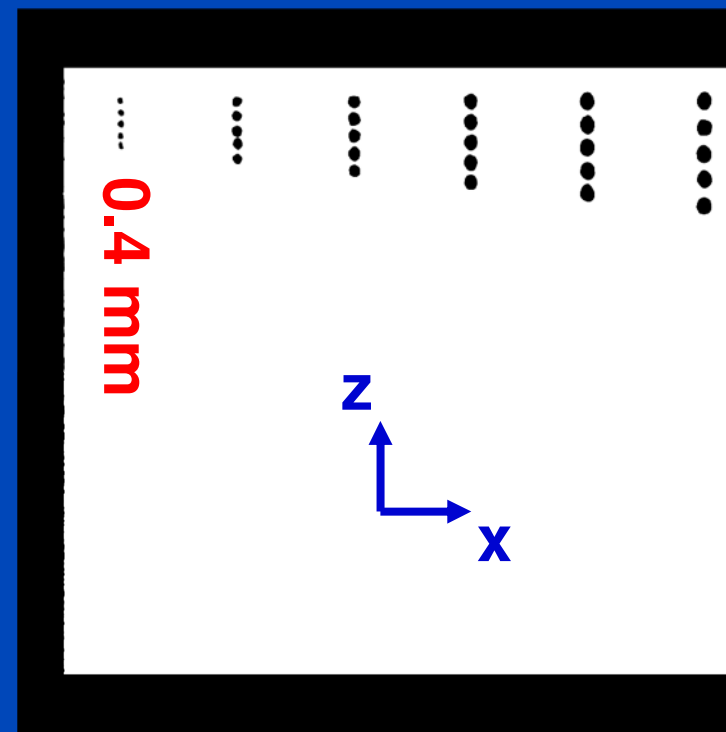


Standardscan, x/y



UHR-Scan, x/y

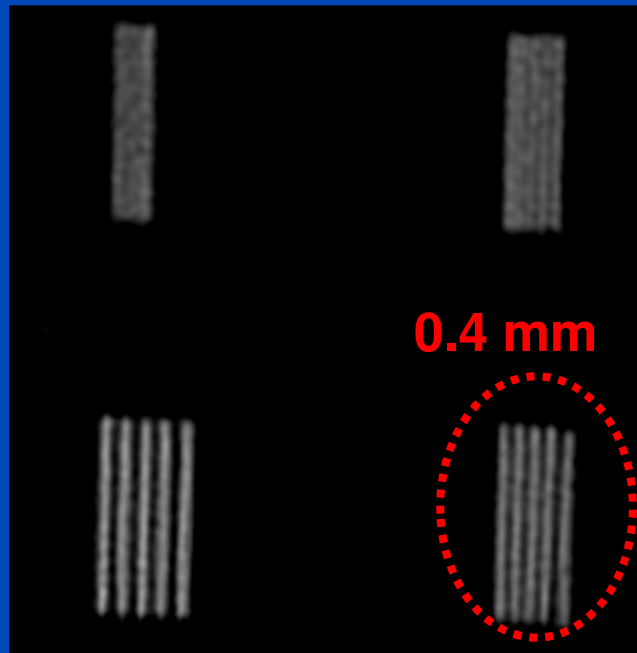
z-Auflösung



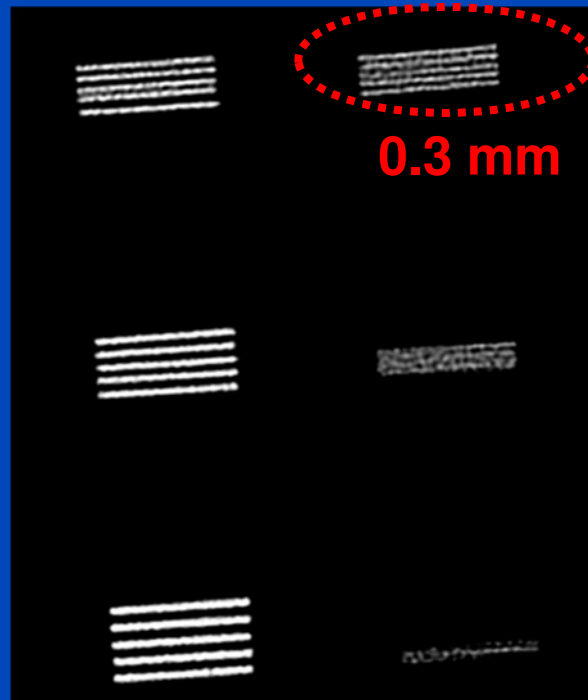
Standard oder UHR, x/z

Ortsauflösung 2

In-plane Auflösung

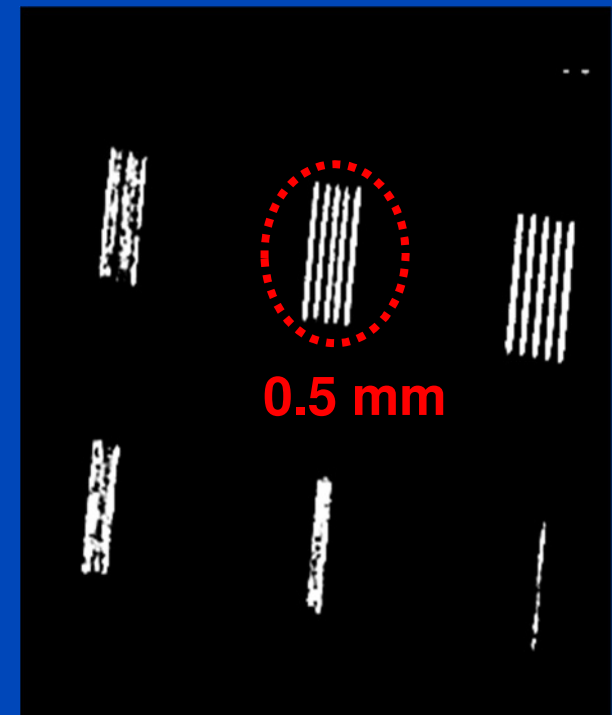


Standardscan, x/y



UHR-Scan, x/y

z-Auflösung

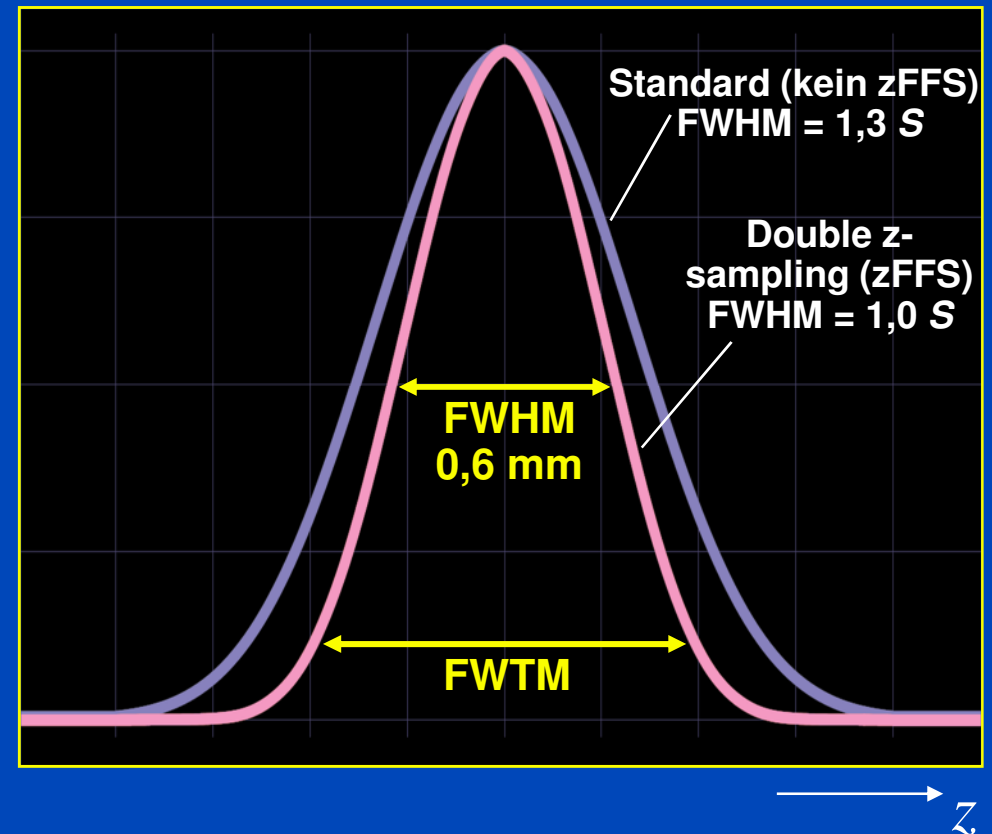
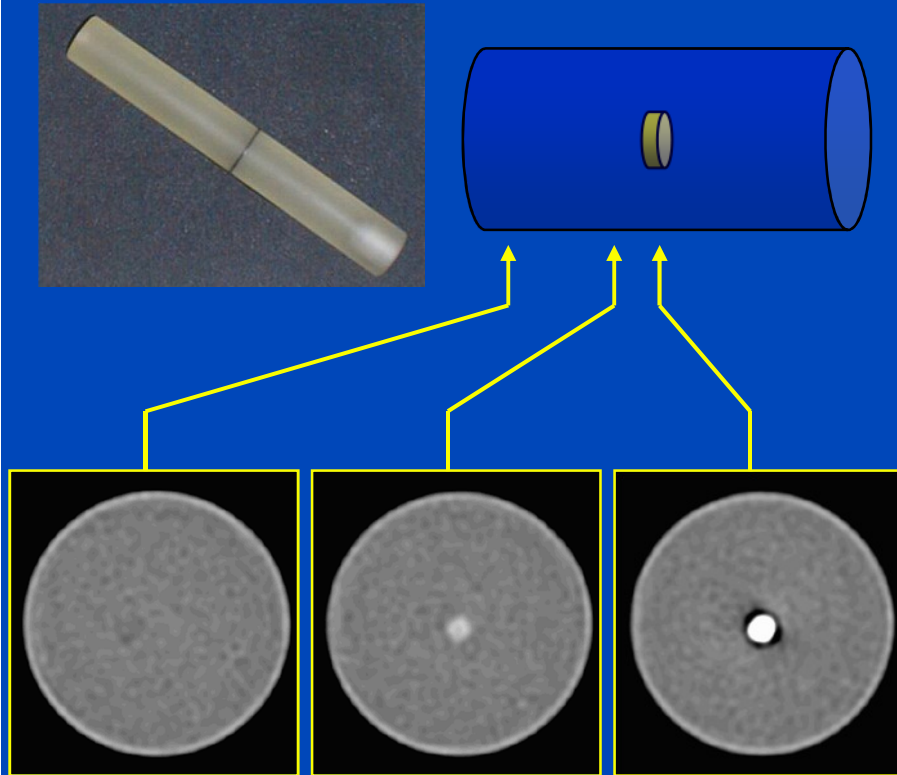


Standard oder UHR, x/z

Ortsauflösung 3

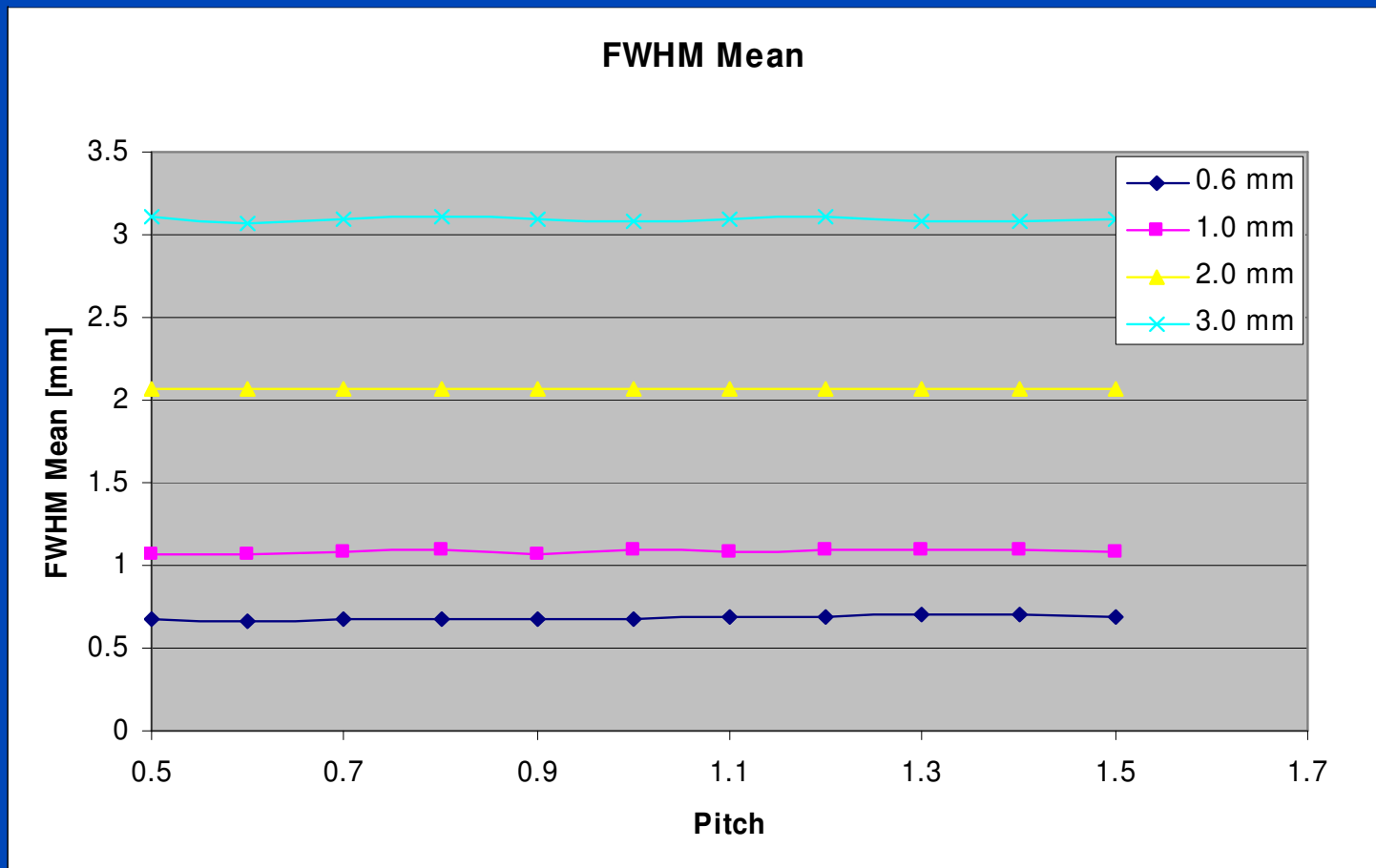
Point Spread Function (PSF), Slice Sensitivity Profile (SSP)

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



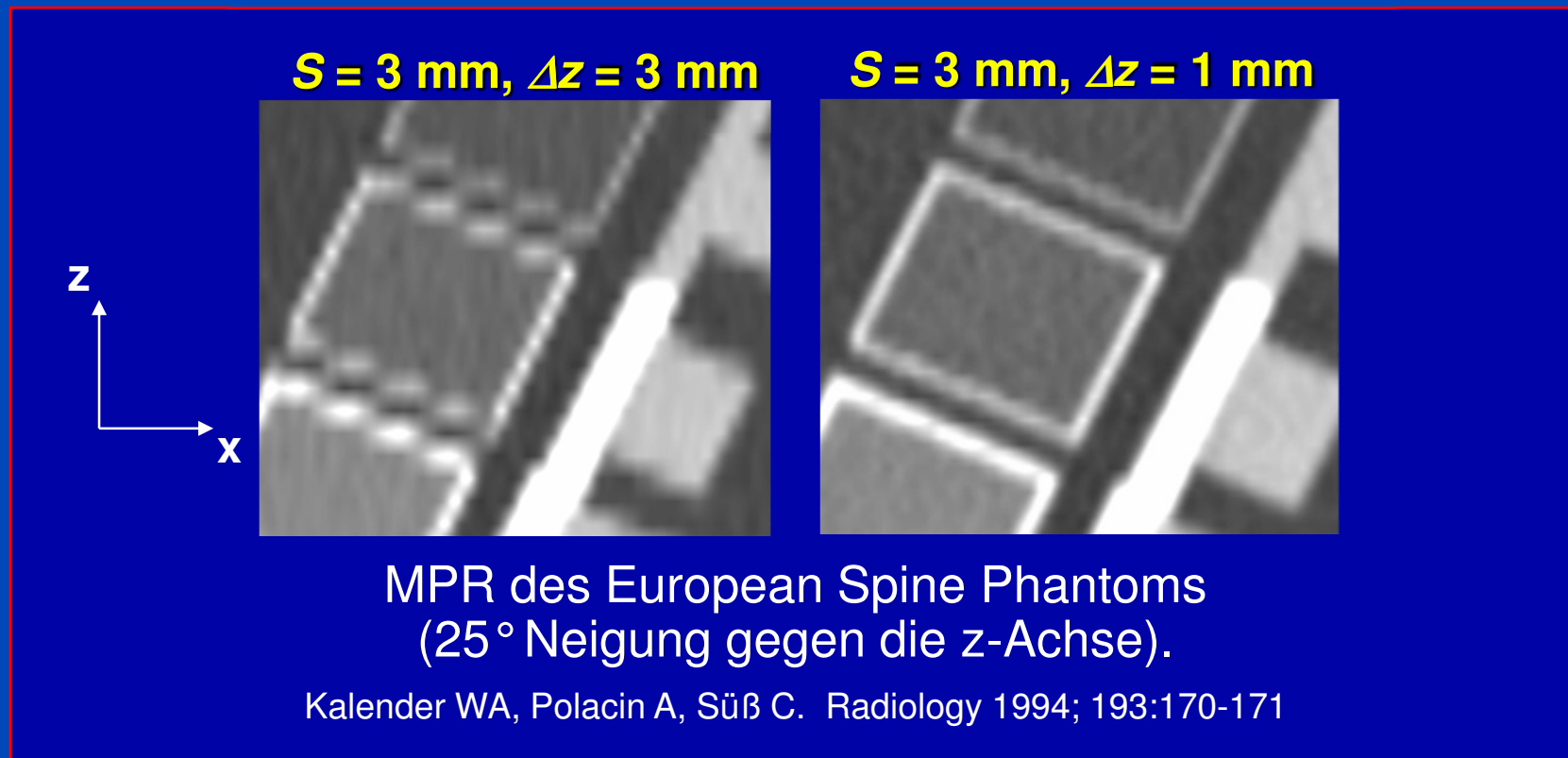
FWHM = S_{eff} = effektive Schichtdicke = frei wählbarer Rekonstruktionsparameter.

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

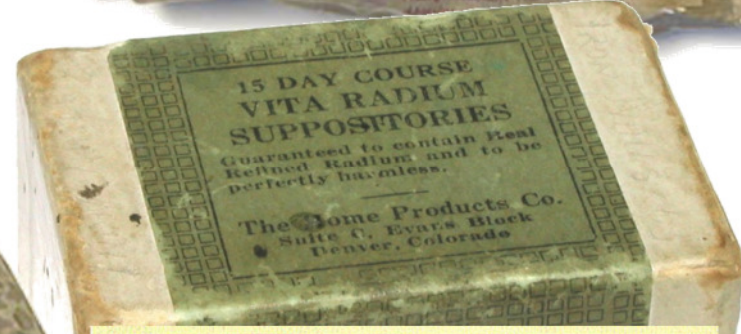
Samplingeffekte bei der Bildrekonstruktion



Es sind mindestens 2 Schichten pro rekonstruierter Schichtdicke zu rekonstruieren.

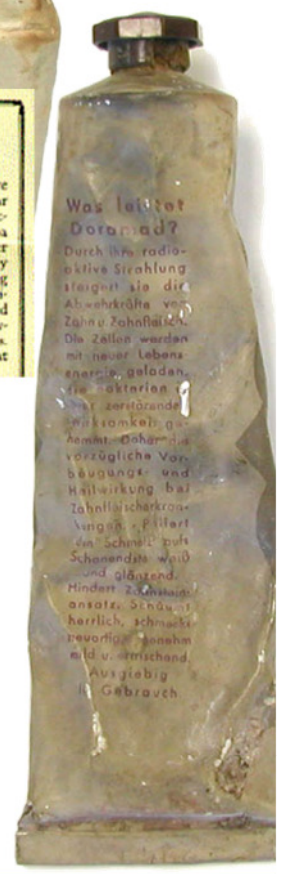


Image courtesy by
Marc Kachelrieß,
Heidelberg, Germany



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, leaving
its durably H... eliminated
entirely harm...
ever, should us...
Also splendid...
must realize...



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

**RADIUM-
WASSER-
ZWIEBACK**

Großbäckerei
Hippmann-Bloch
St. Joachimstal

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

CRÈME... POUDRE
THO-RADIA
EMBELLISSANTES PARCE QUE CURATIVES
à base de thorium et de radium selon la formule du
DOCTEUR ALFRED CURIE
TRADE-MARK...
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



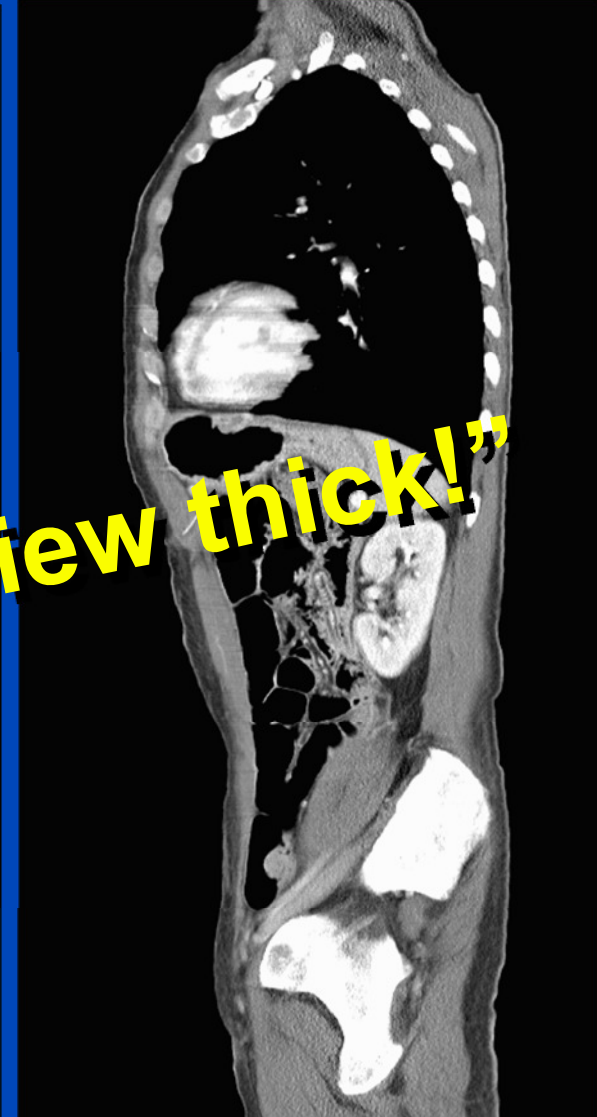
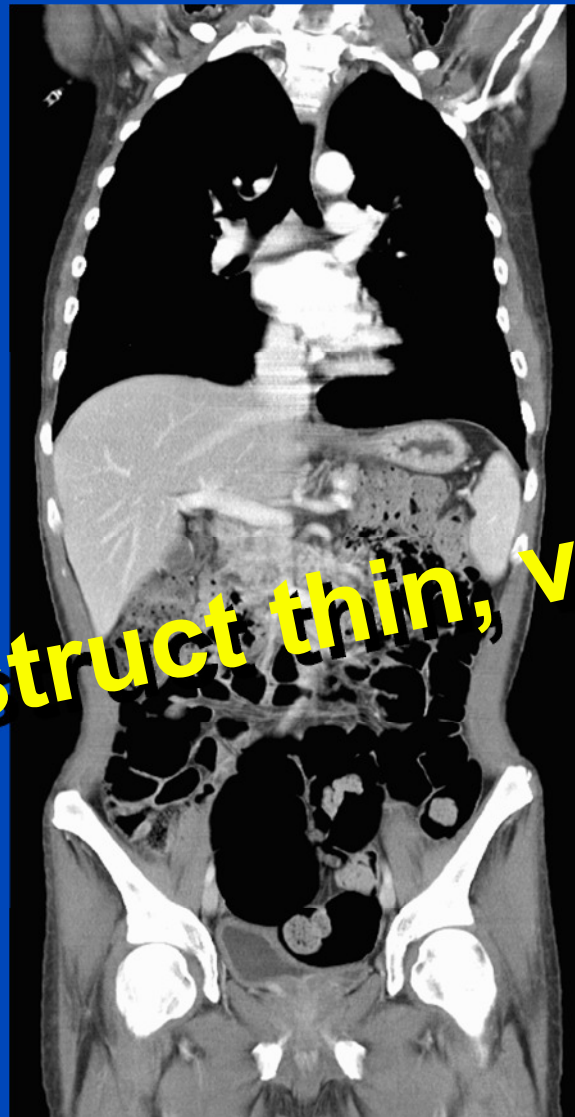
$0,5 \times 0,5 \times 0,5 \text{ mm}^3$
C = 50 HU, W = 400 HU



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:

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

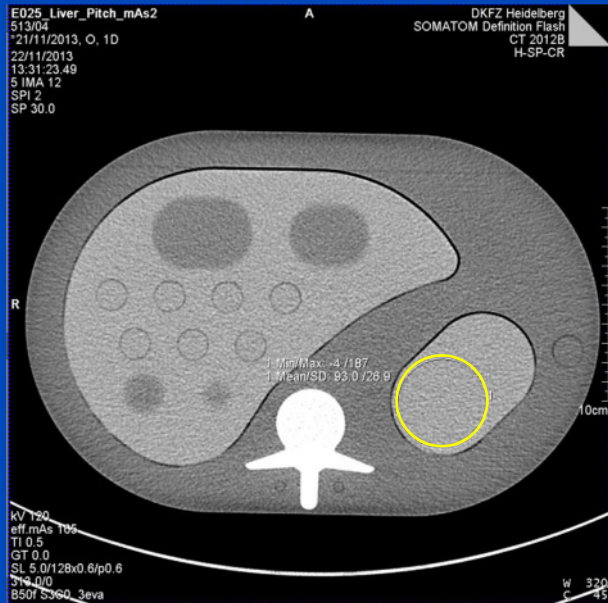
- Die Dosis skaliert mit dem effektiven mAs-Wert:

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

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

Leberphantom bei 165 mAs_{eff}

**Scan 1
Pitch 0,6**



165 mAs_{eff} ergeben:
198 mA, $\sigma = 26,9$ HU

**Scan 2
Pitch 1,0**



165 mAs_{eff} ergeben:
330 mA, $\sigma = 26,0$ HU

**Scan 3
Pitch 1,4**



165 mAs_{eff} ergeben:
462 mA, $\sigma = 26,0$ HU

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

Vielen Dank



The 4th International Conference on
Image Formation in X-Ray Computed Tomography

July 18 – July 22, 2016, Bamberg, Germany
www.ct-meeting.org



© Archiv des Bamberg Tourismus & Kongress Service

Conference Chair

Marc Kachelrieß, German Cancer Research Center (DKFZ), Heidelberg, Germany

Dieser Vortrag steht in Kürze unter www.dkfz.de/ct bereit.