

# CT-Technik

Prof. Dr. Marc Kachelrieß

Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ)

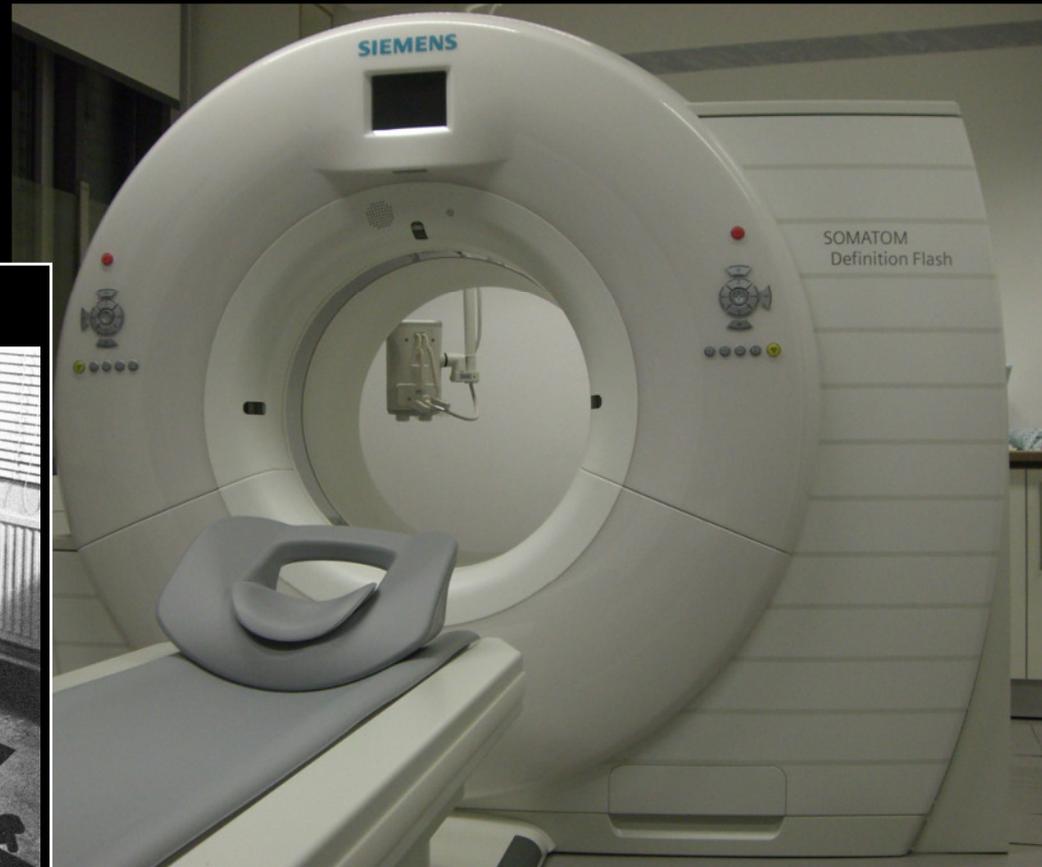
Heidelberg

[www.dkfz.de/ct](http://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**



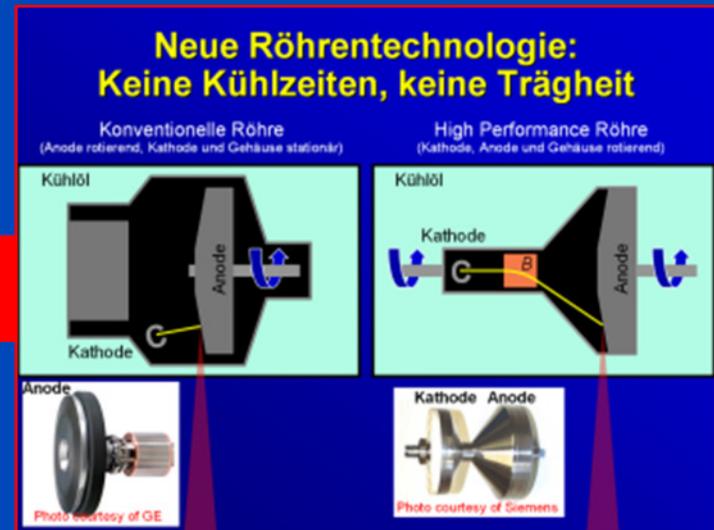
**Toshiba Aquilion ONE Vision**



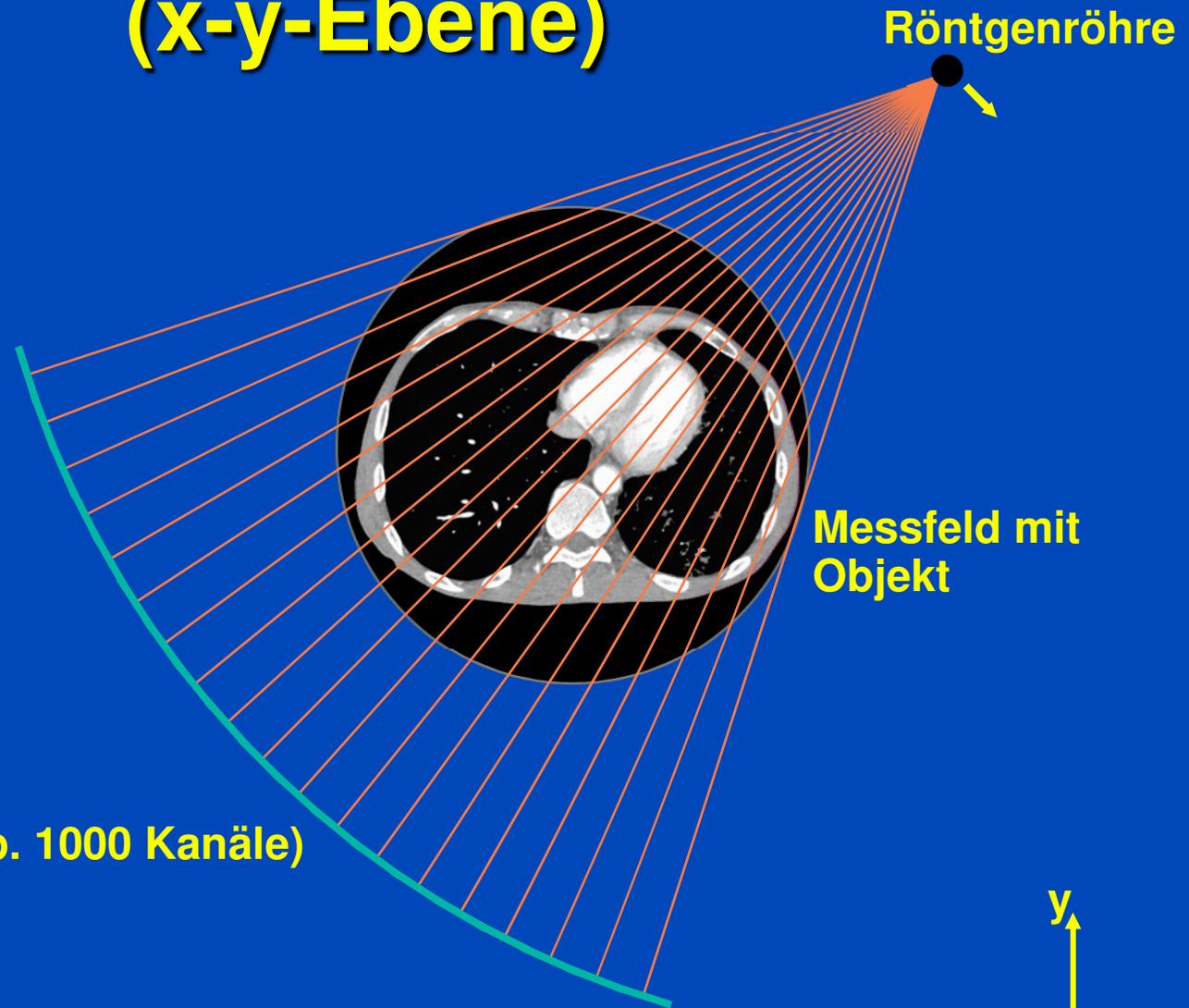
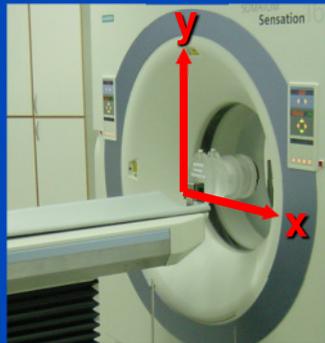
# MSCT

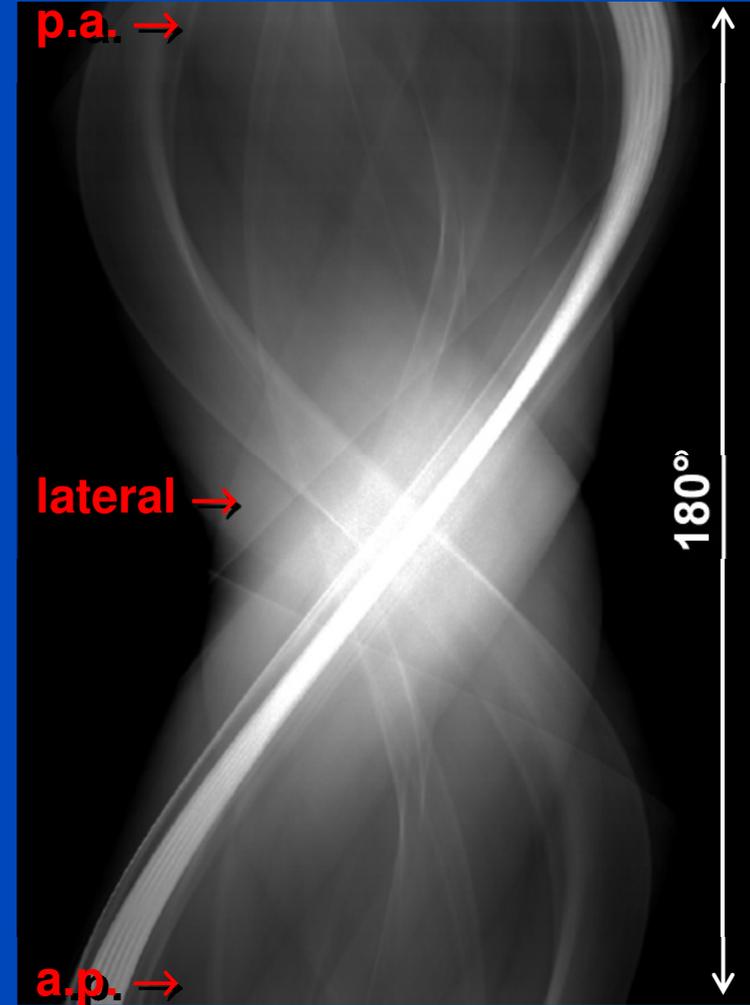
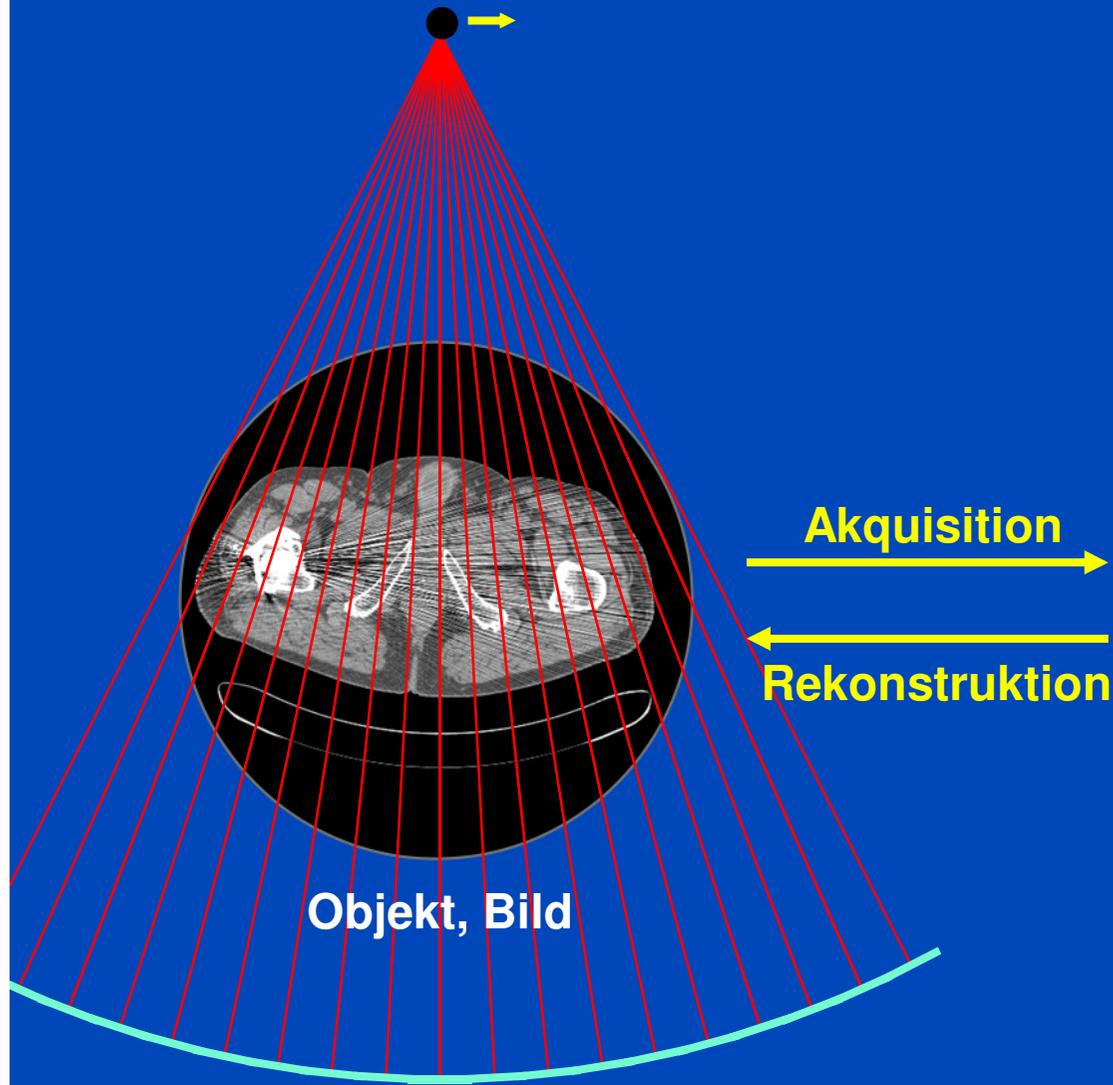
## Grundlagen und Besonderheiten

- **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)

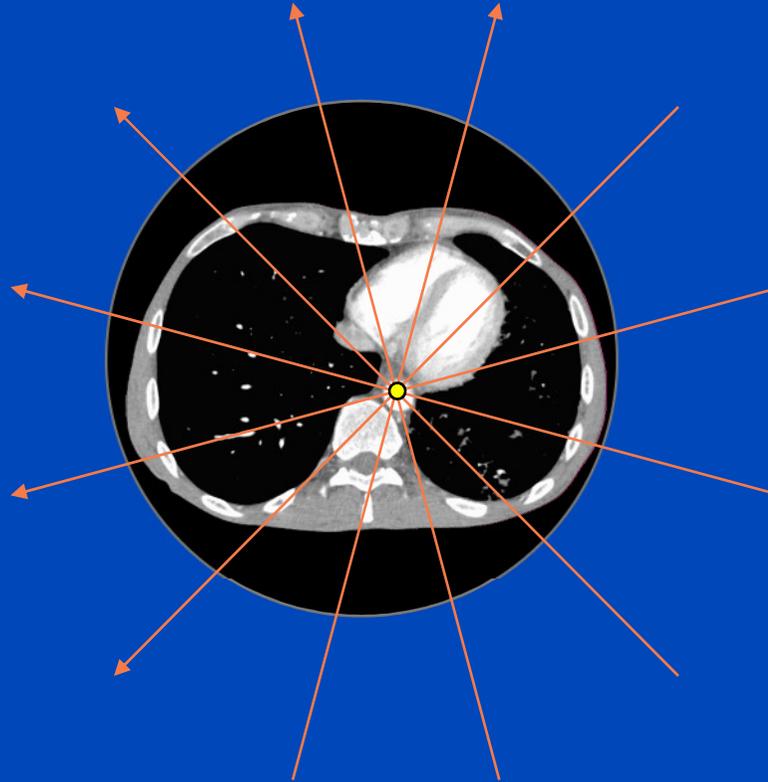
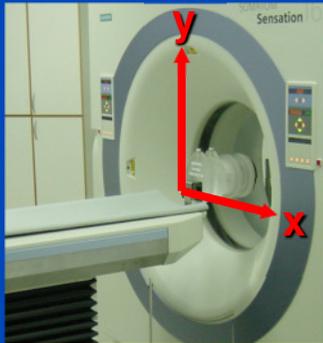




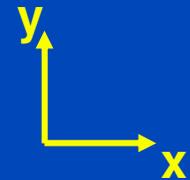
Sinogramm, Rohdaten

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

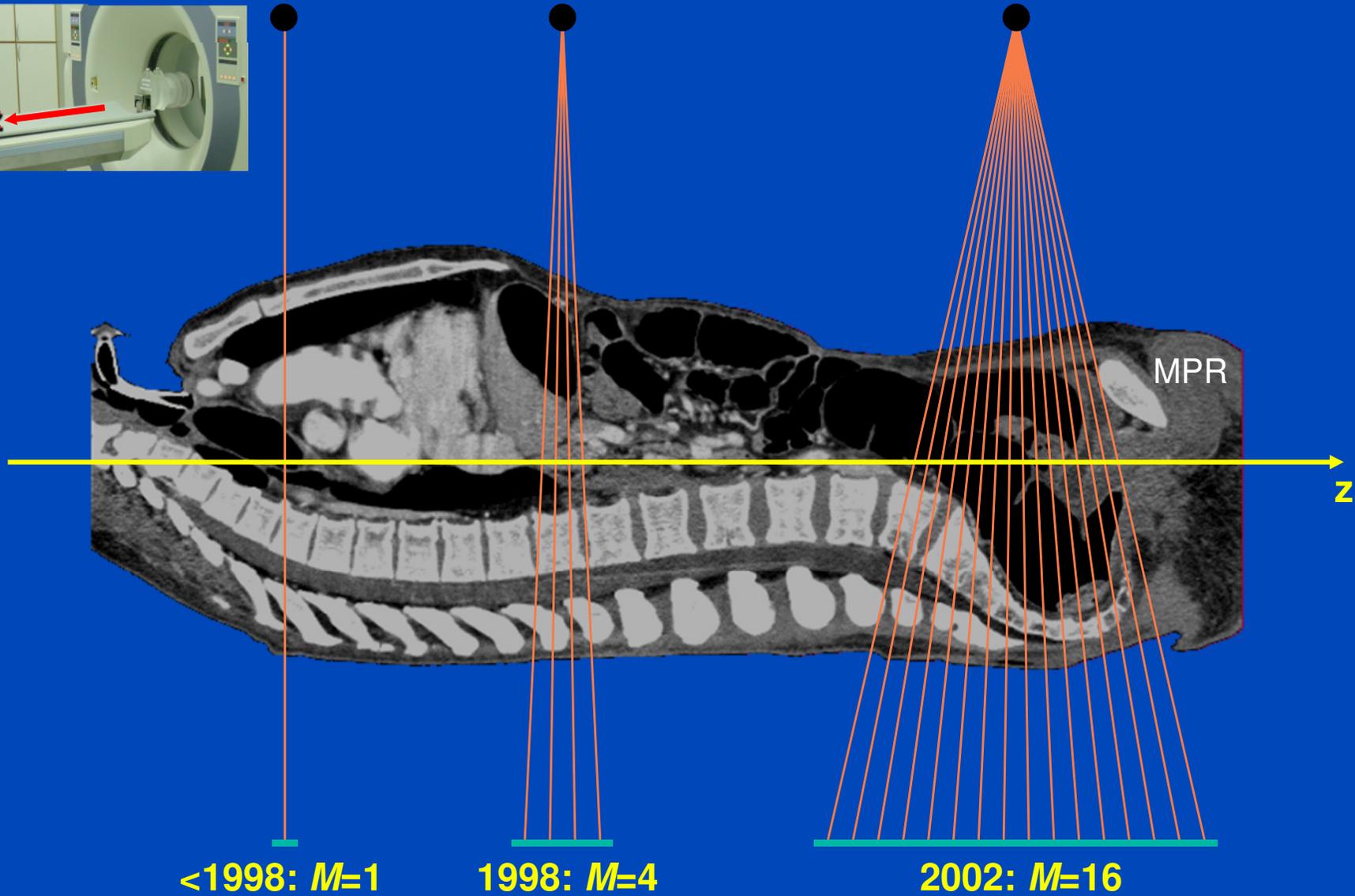
# Vollständigkeit (x-y-Ebene)



**Jeder Punkt des Objekts muss aus einem Winkelintervall der Länge  $180^\circ$  oder mehr gemessen werden.**



# Axiale Geometrie (z-Richtung)



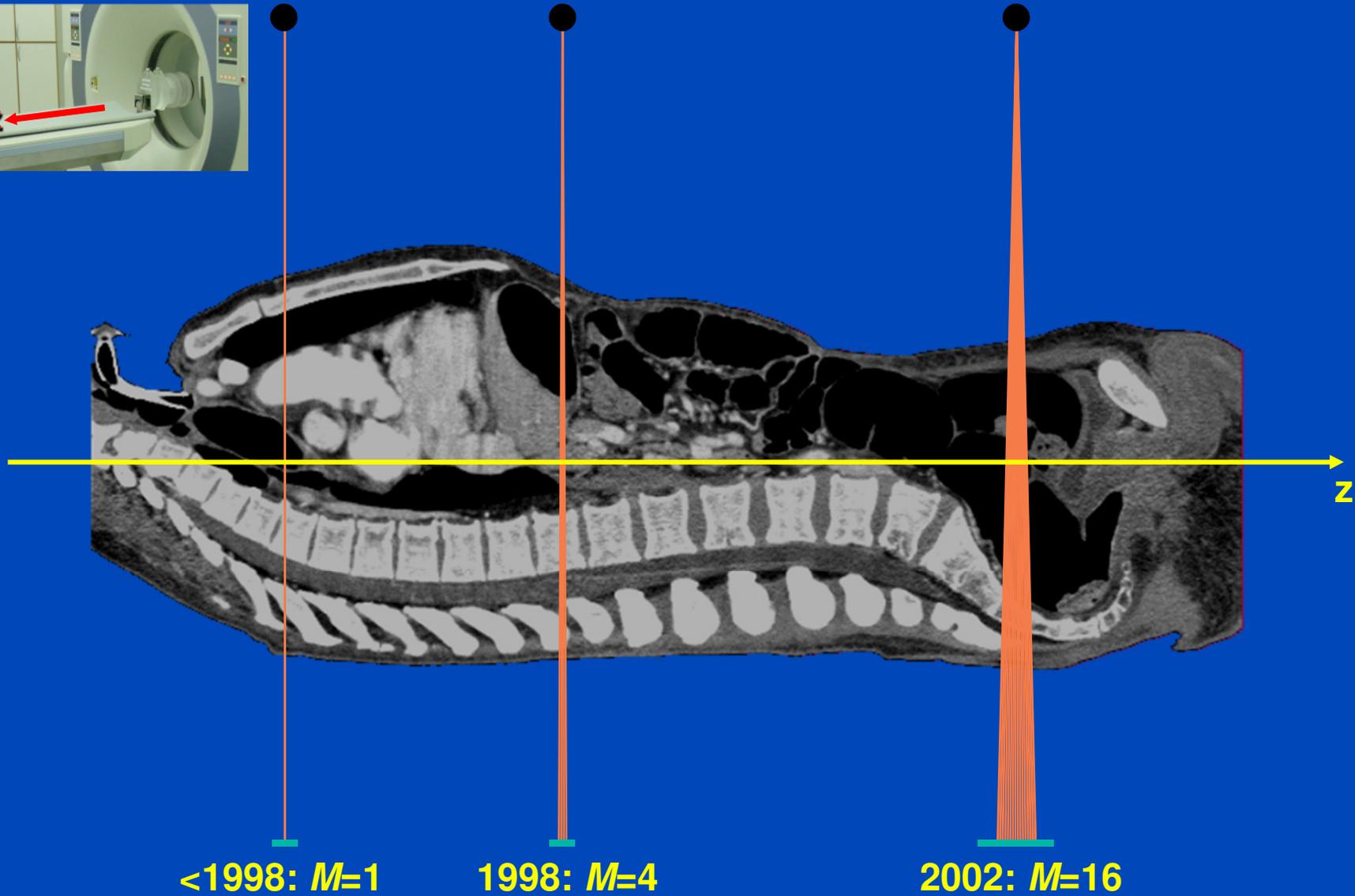
<1998:  $M=1$

1998:  $M=4$

2002:  $M=16$

(gestreckte Darstellung)

# Axiale Geometrie (z-Richtung)



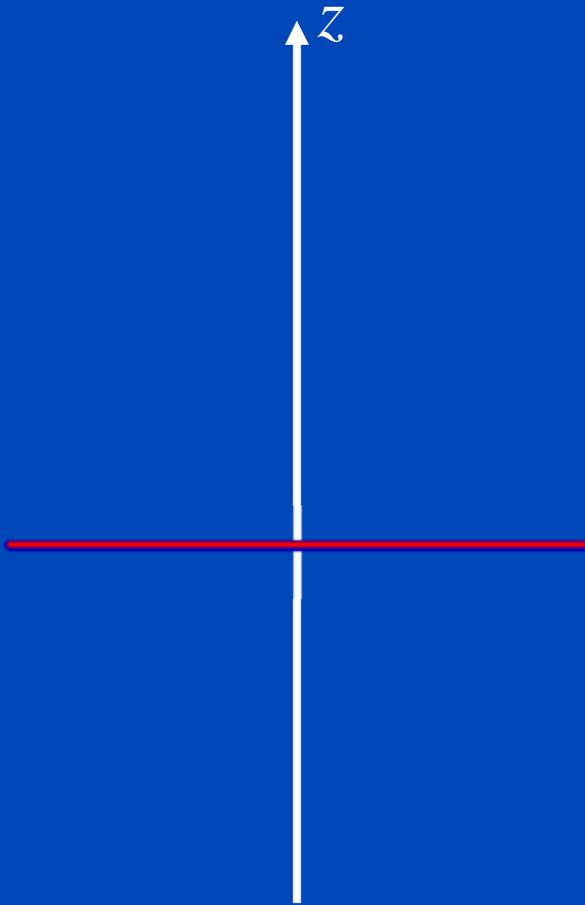
<1998:  $M=1$

1998:  $M=4$

2002:  $M=16$

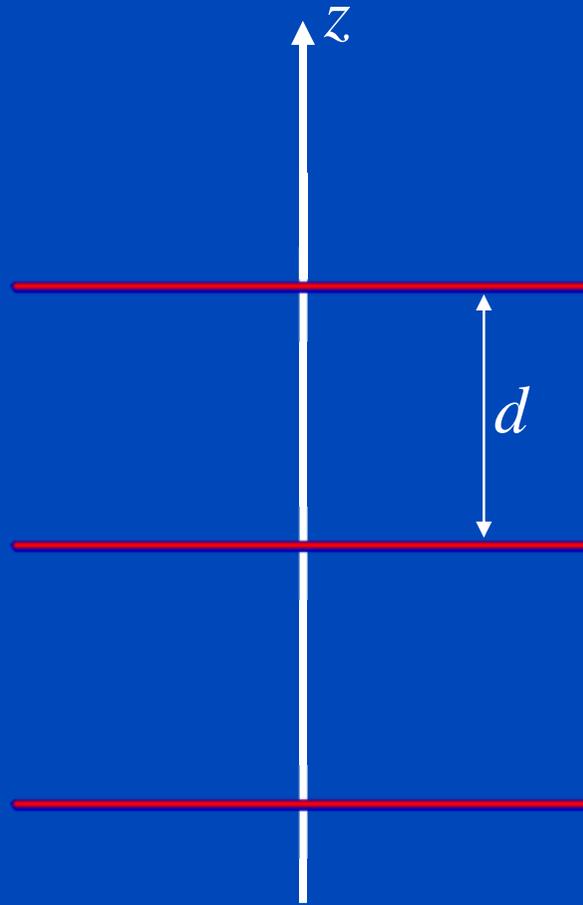
(realistischer Maßstab)

# Kreis



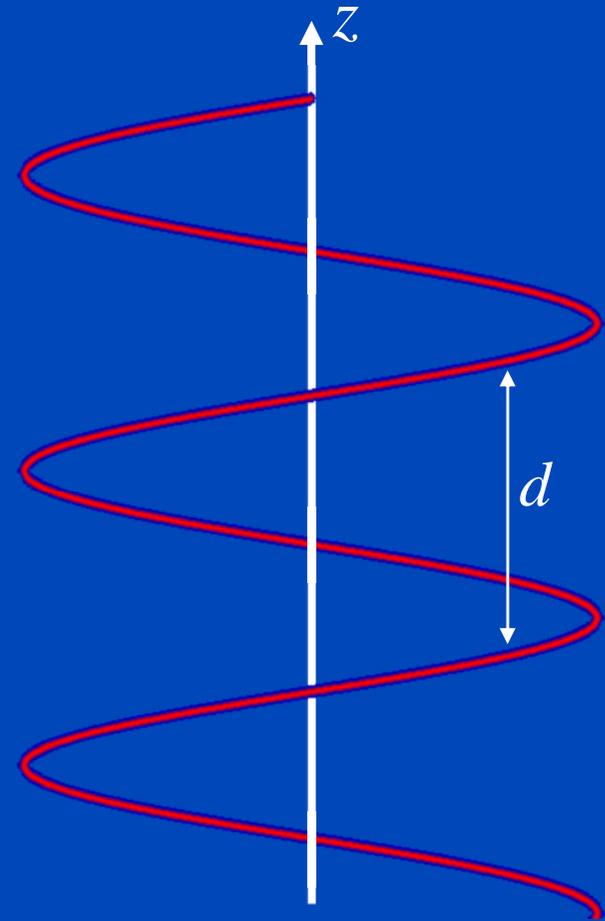
$$p = \frac{1}{N_{\text{rot}}}$$

# 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



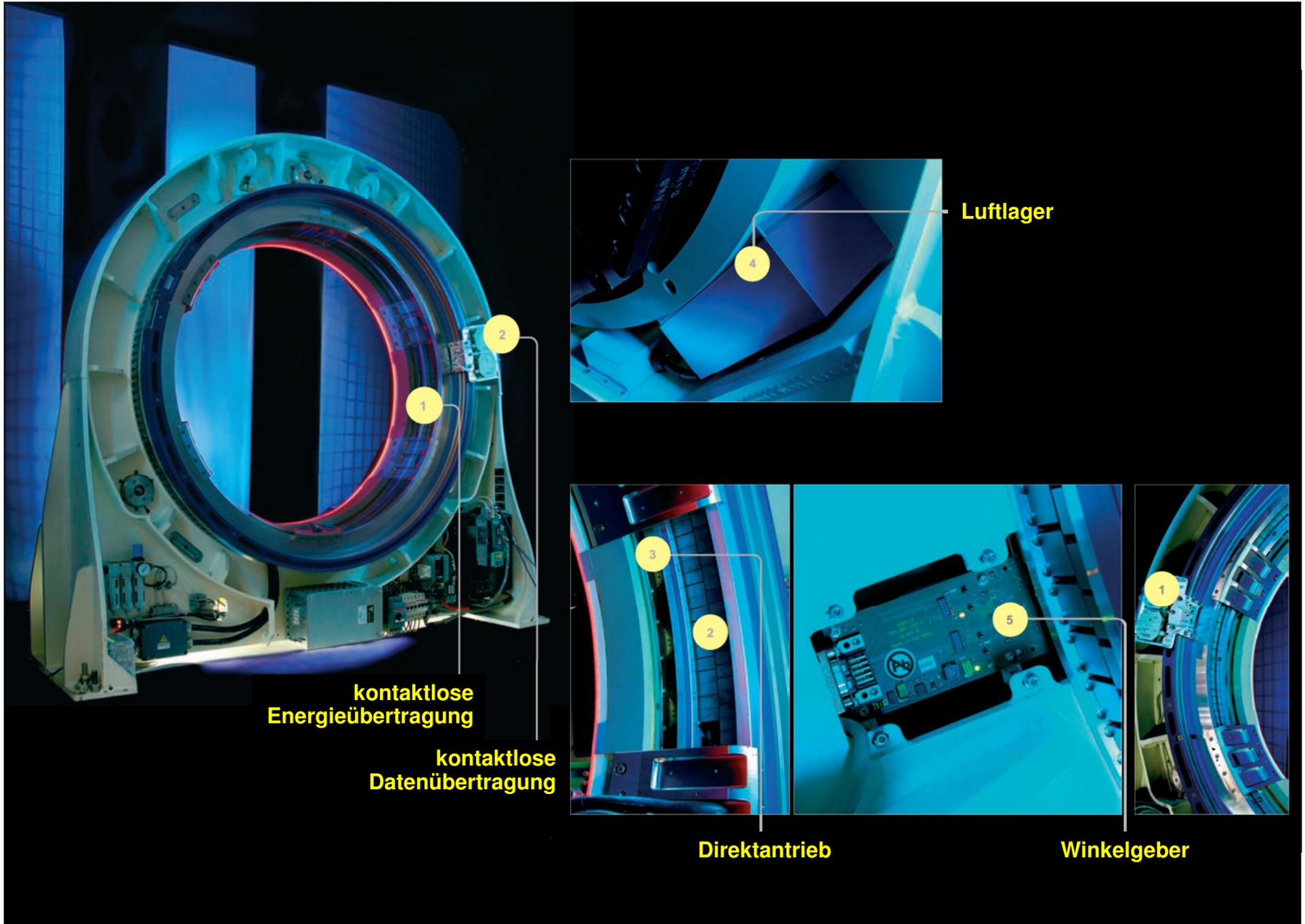
Siemens Vectron



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](http://rsna2011.rsna.org/exbData/1678/docs/Gantry_Subsystem.pdf)



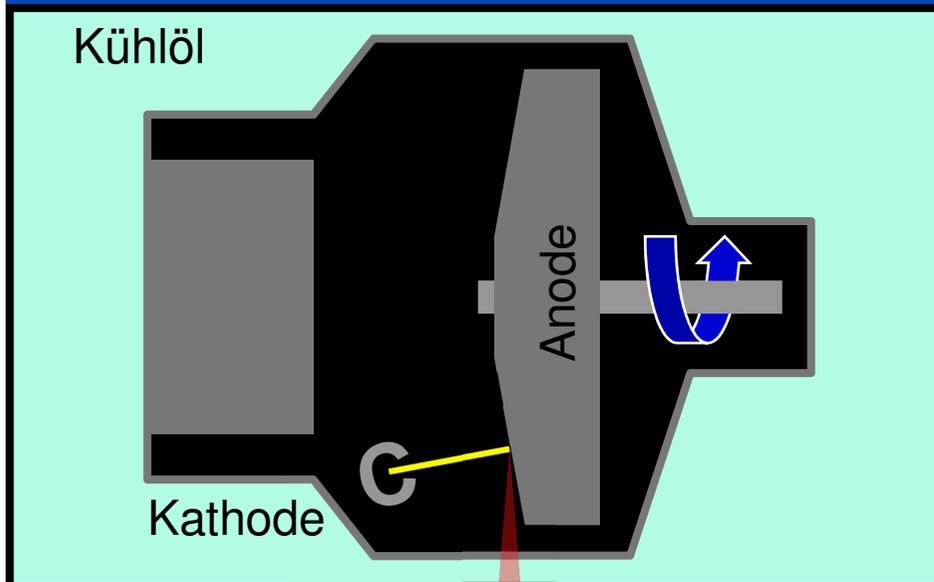
# Anforderungen Röntgenquelle

- 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

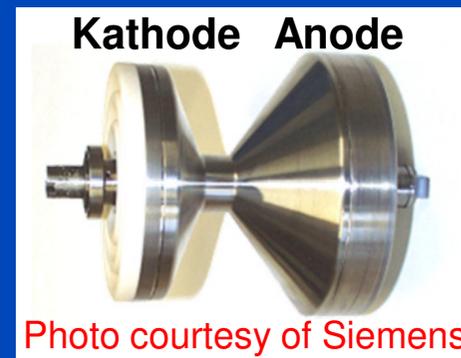
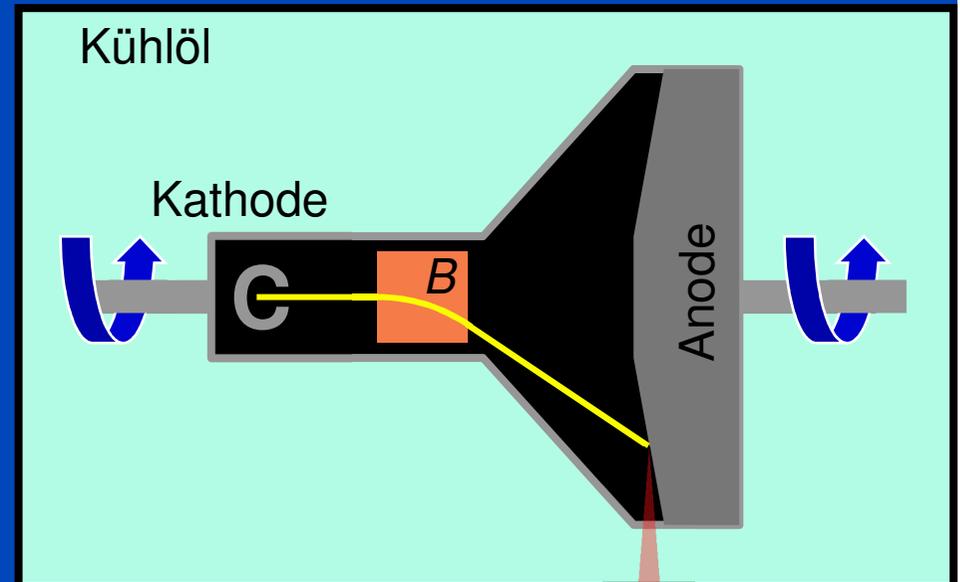
## Konventionelle Röhre

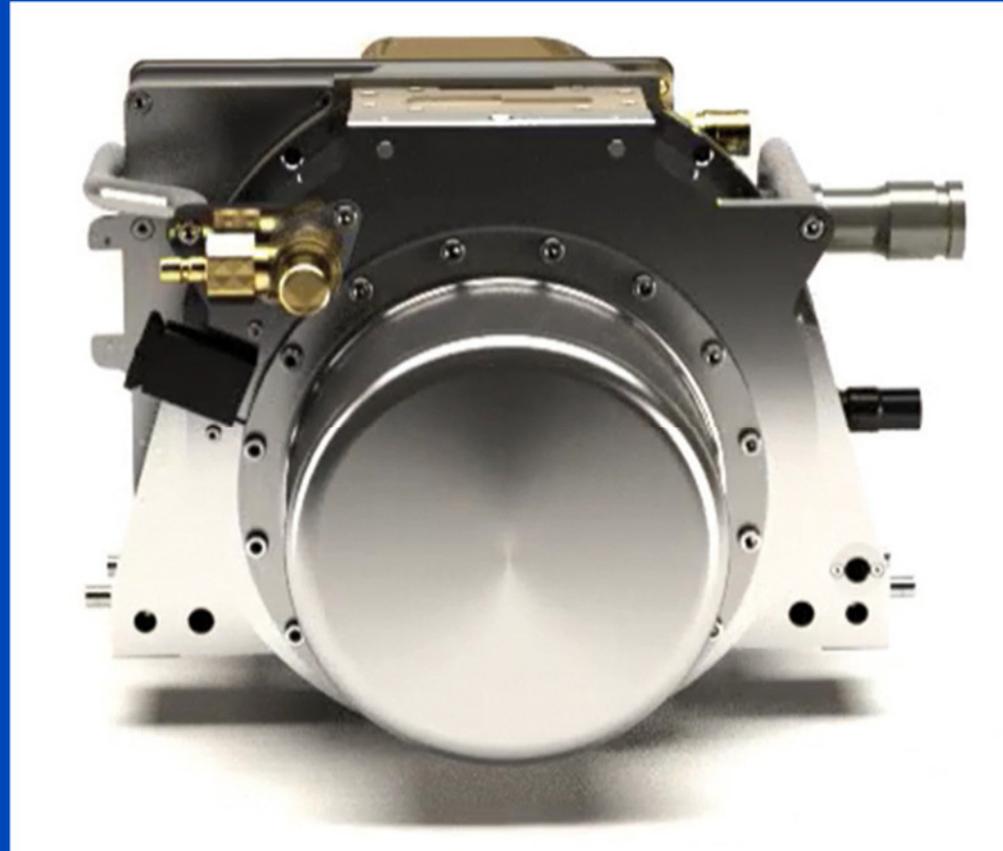
(Anode rotierend, Kathode und Gehäuse stationär)



## 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  $\mu\text{s}$ )
- Abklingzeit ( $< 10 \mu\text{s}$ )
- Absorption
- Geometrische Effizienz
- Zählrate (bis zu  $10^9 \text{ cps}^*$ )
- Dynamikbereich ( $\geq 20 \text{ bit}$ )

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

# Detektortechnologie

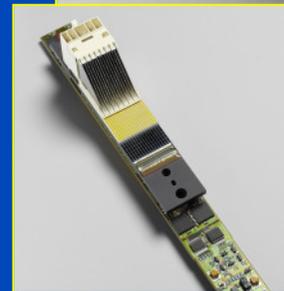
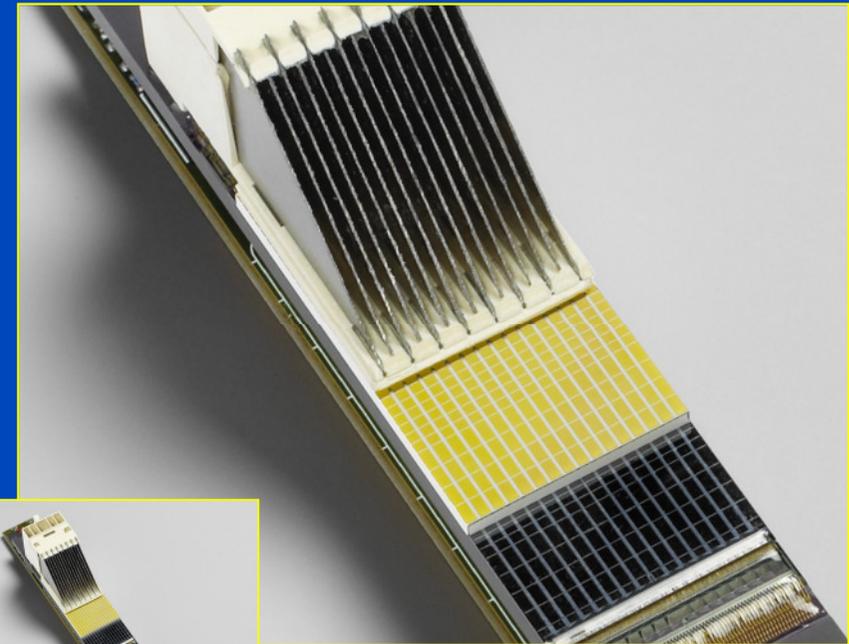
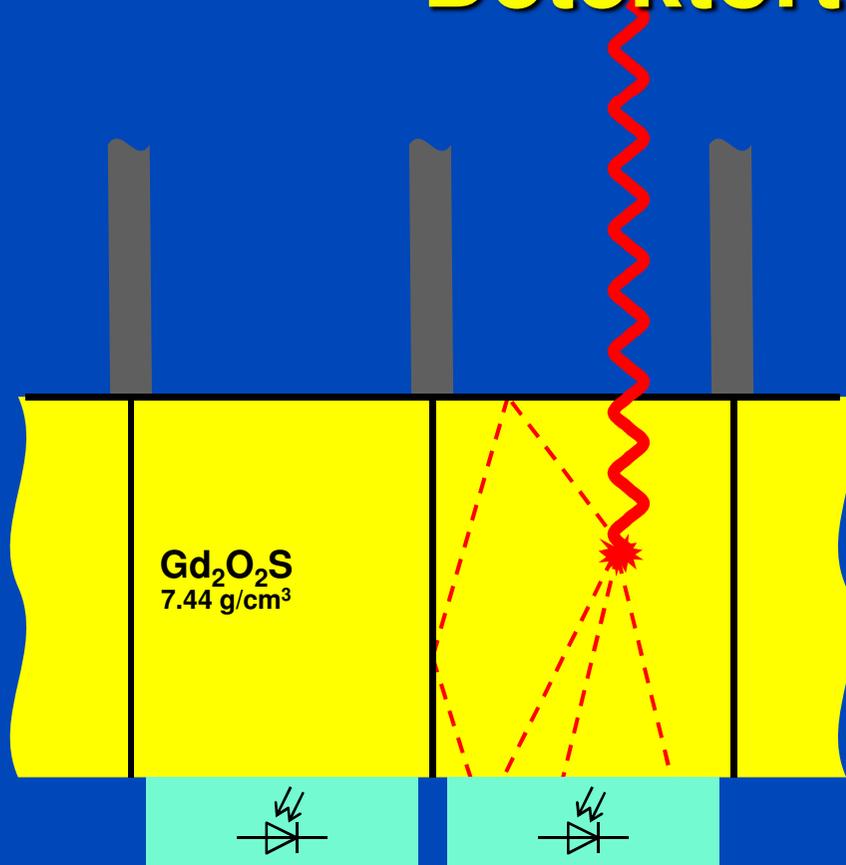


Photo courtesy of Siemens Healthcare, Forchheim, Germany

# 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 <sup>3D</sup>	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

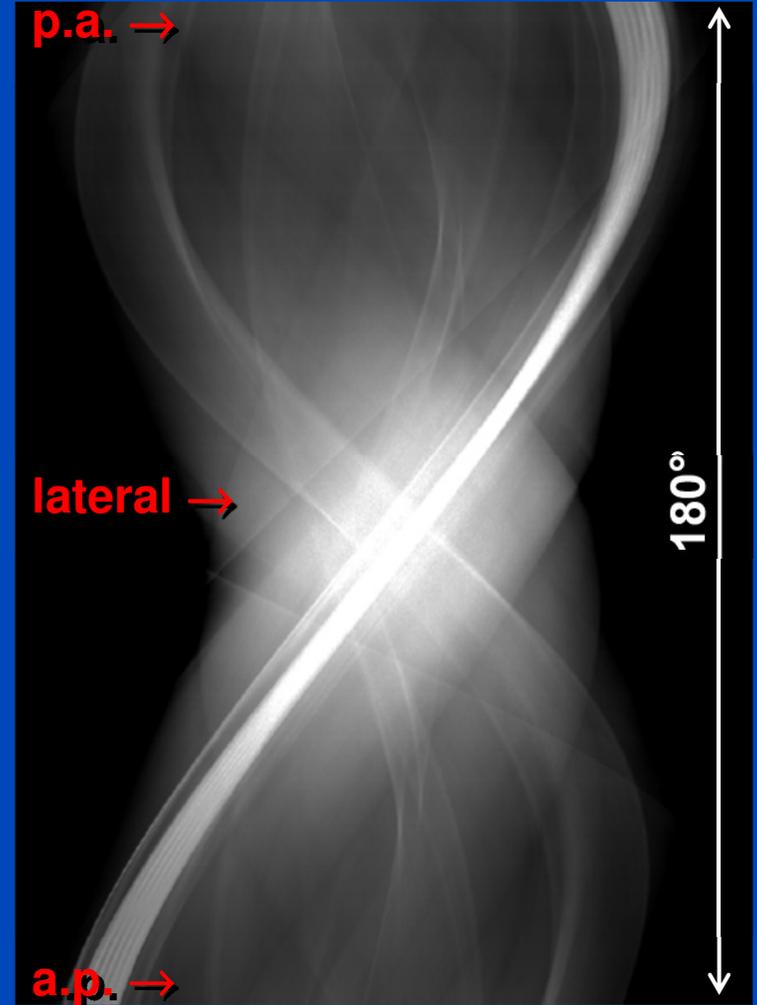
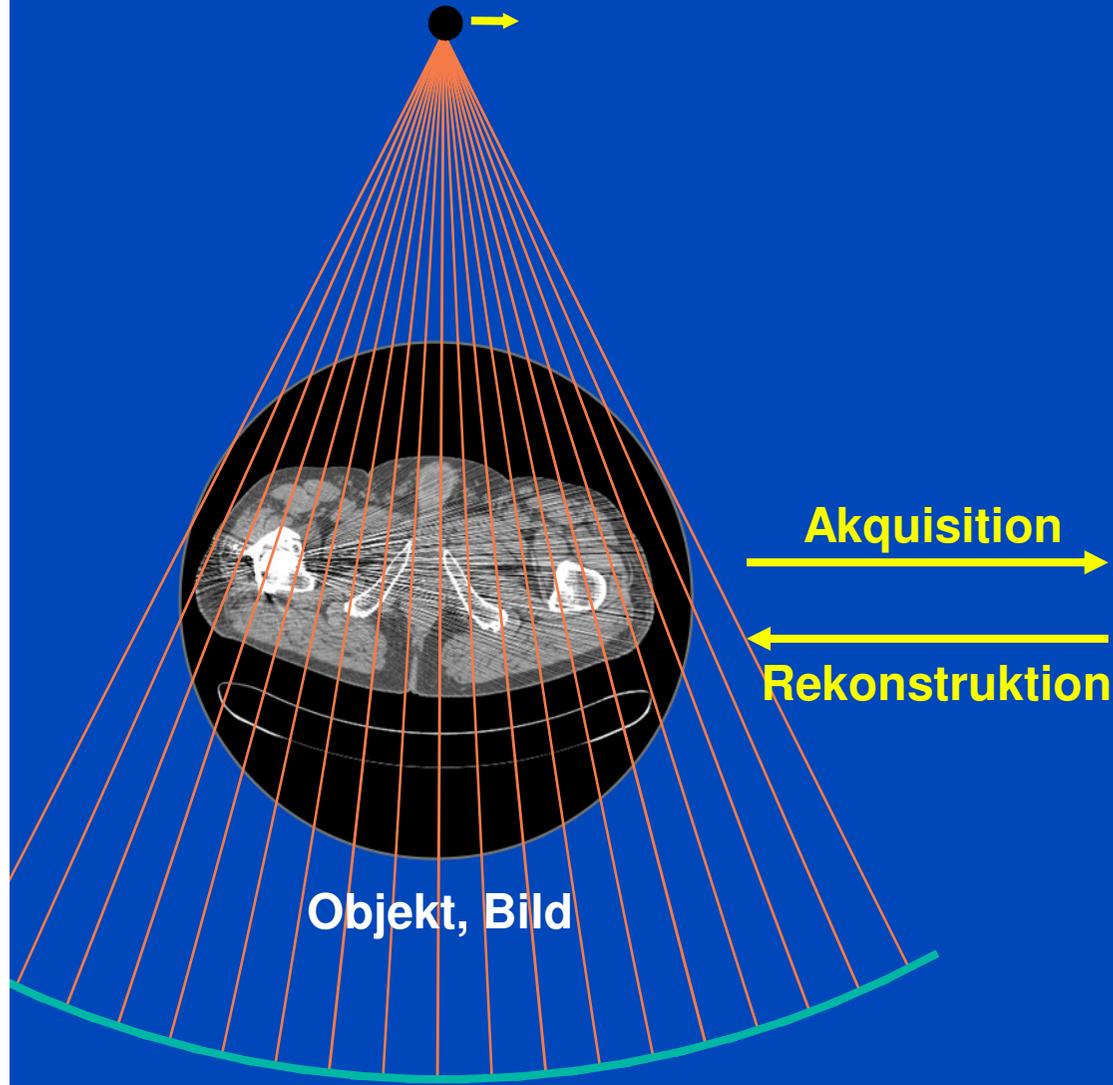
- **Algorithmen**

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

- **Bildqualität**

- Ortsauflösung
- Rauschen und Dosis
- Abtastung

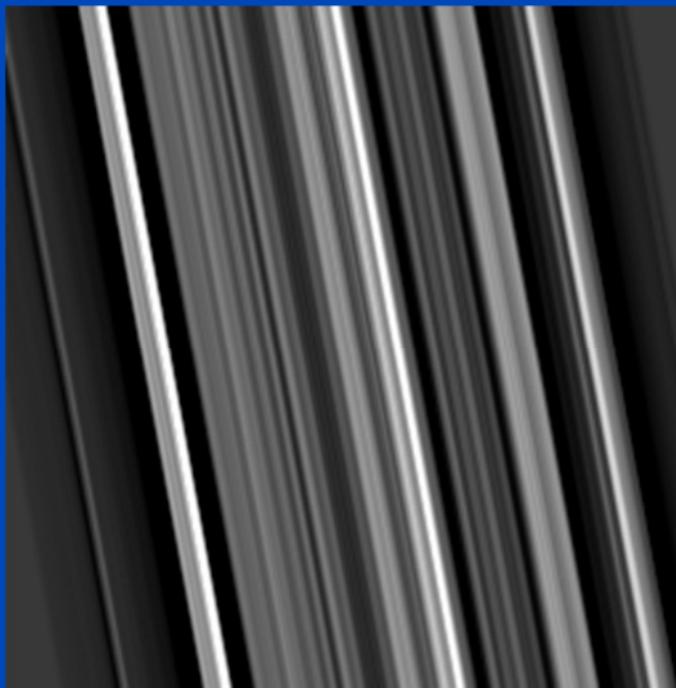




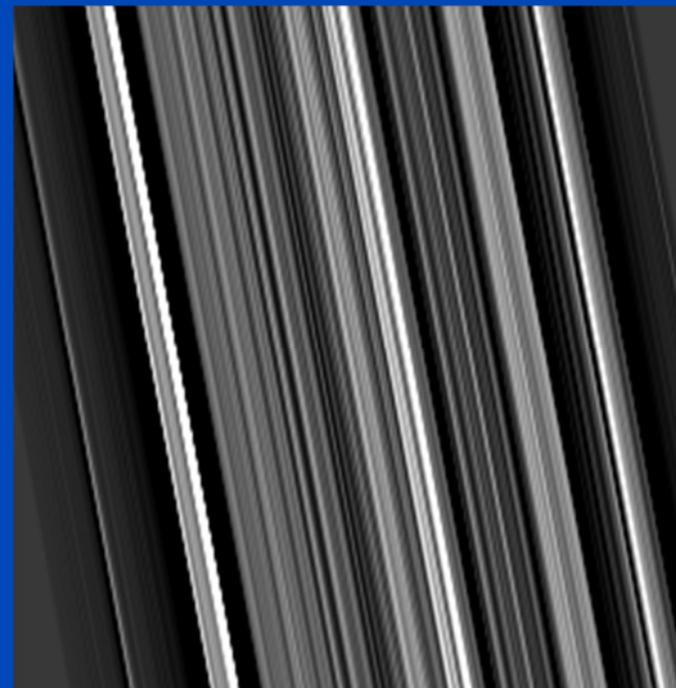
Sinogramm, Rohdaten

# Gefilterte Rückprojektion (FBP)

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

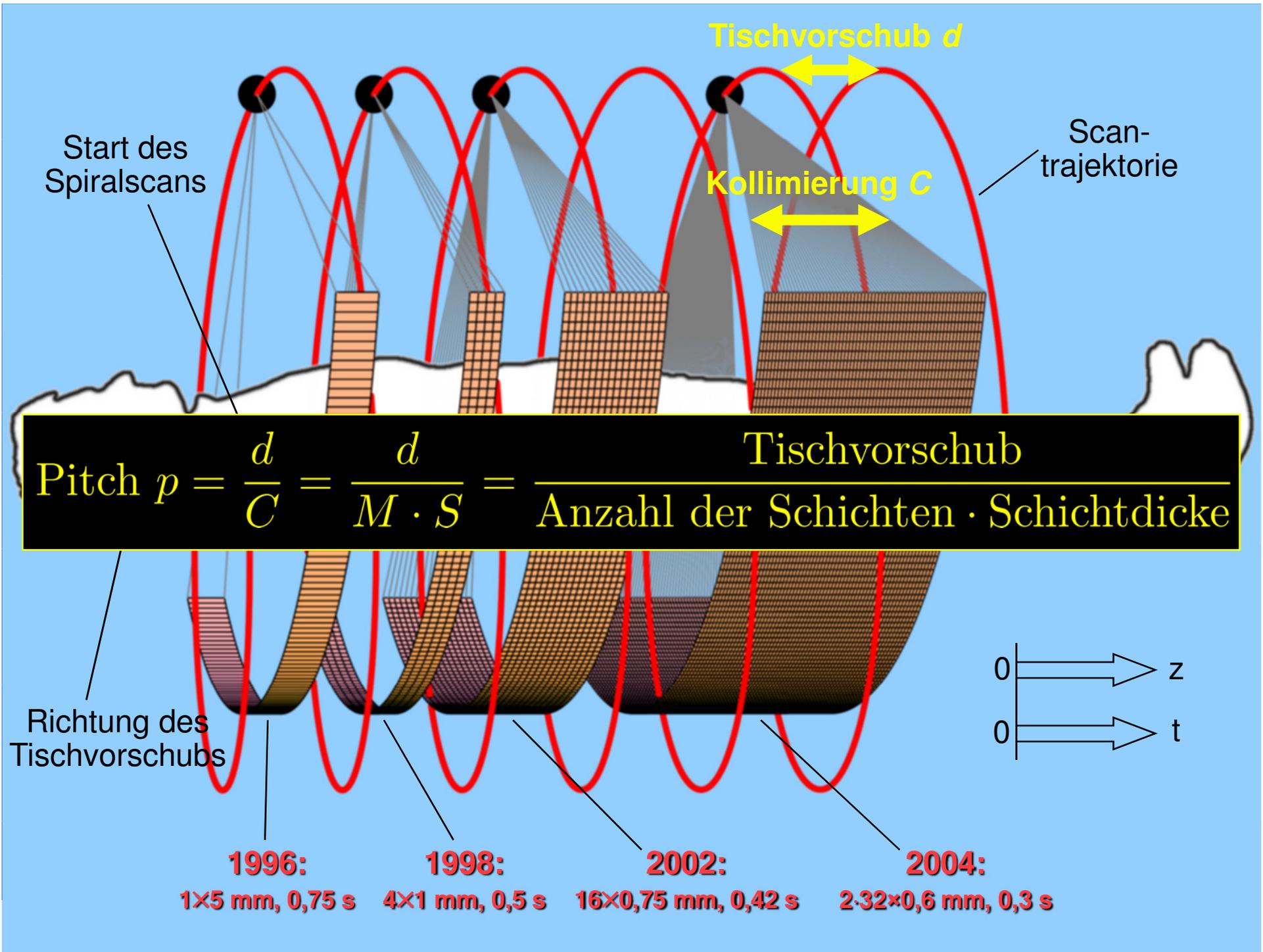


Weicher Kern



Standardkern

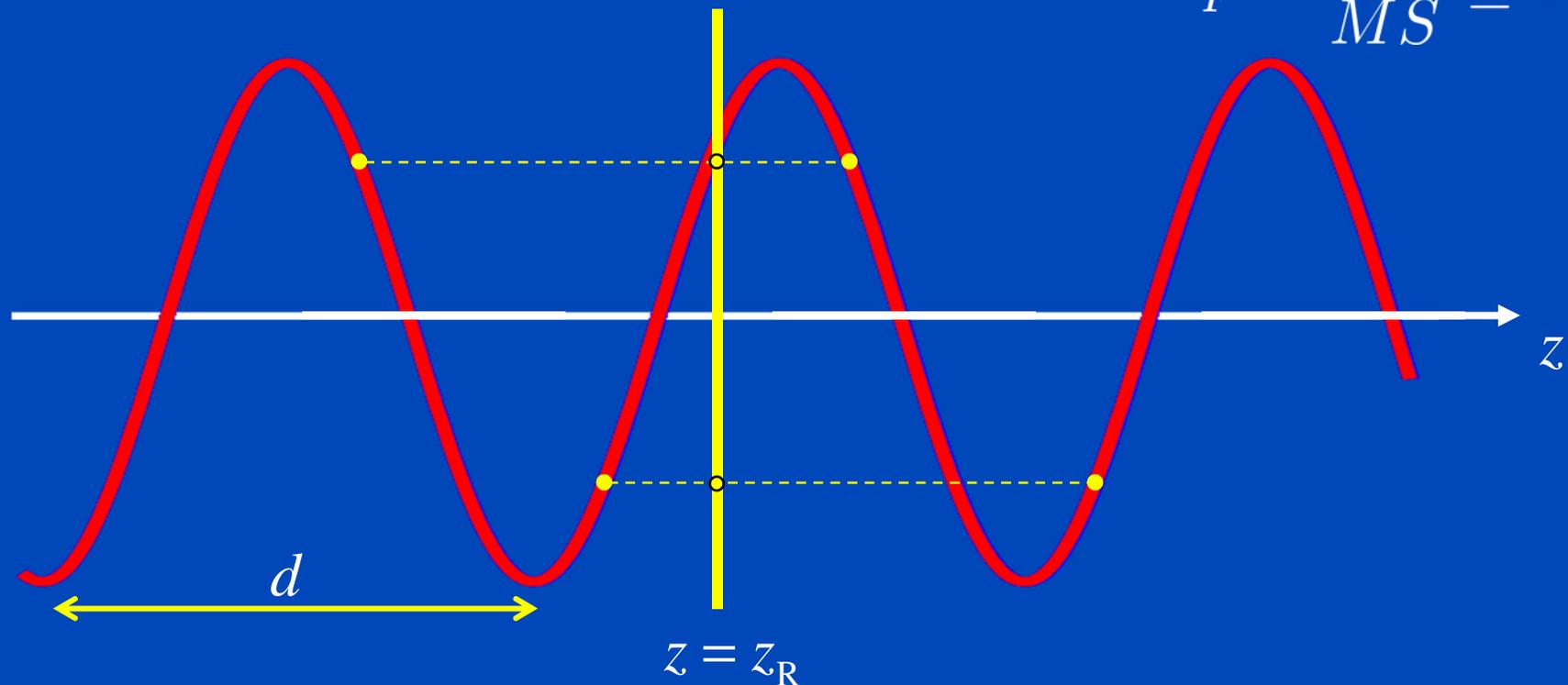
Bildrauschen und Ortsauflösung werden durch Wahl des Rekonstruktionskerns beeinflusst.



# 360°LI z-Interpolation bei Einschicht-CT

## $M = 1$

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

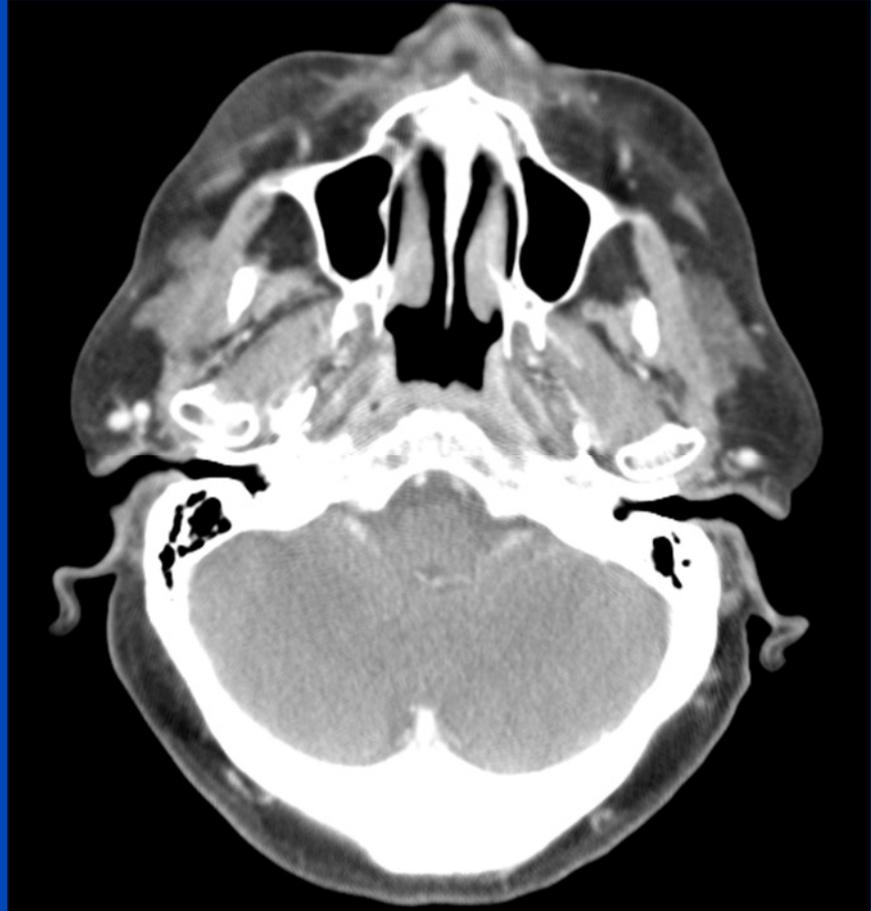


Lineare Interpolation von Daten beiderseits der Rekonstruktions-  
ebene, um einen virtuellen Kreisscan zu synthetisieren.

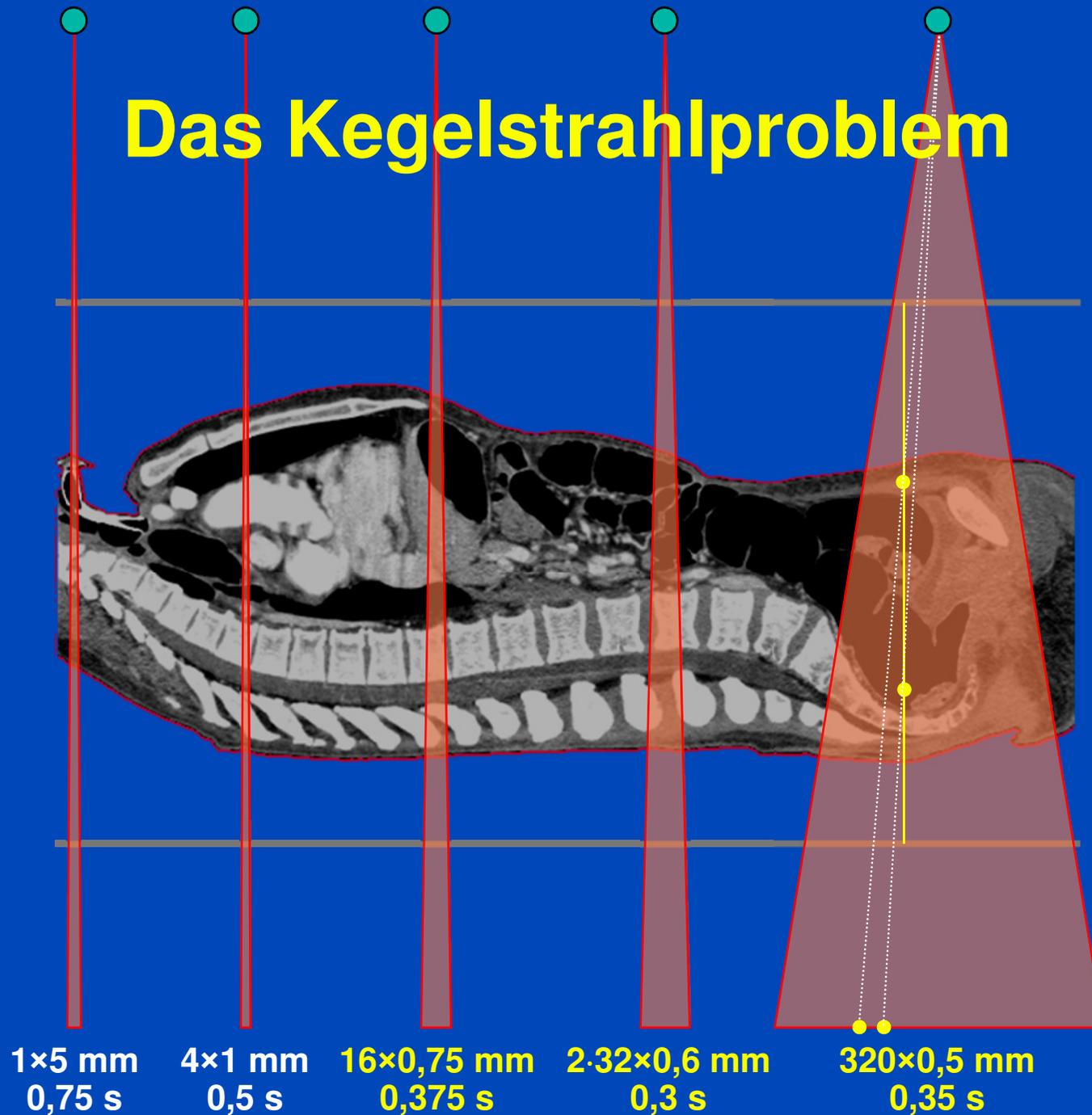
**Ohne z-Interpolation**



**Mit z-Interpolation**



# Das Kegelstrahlproblem



# Advanced Single-Slice Rebinning

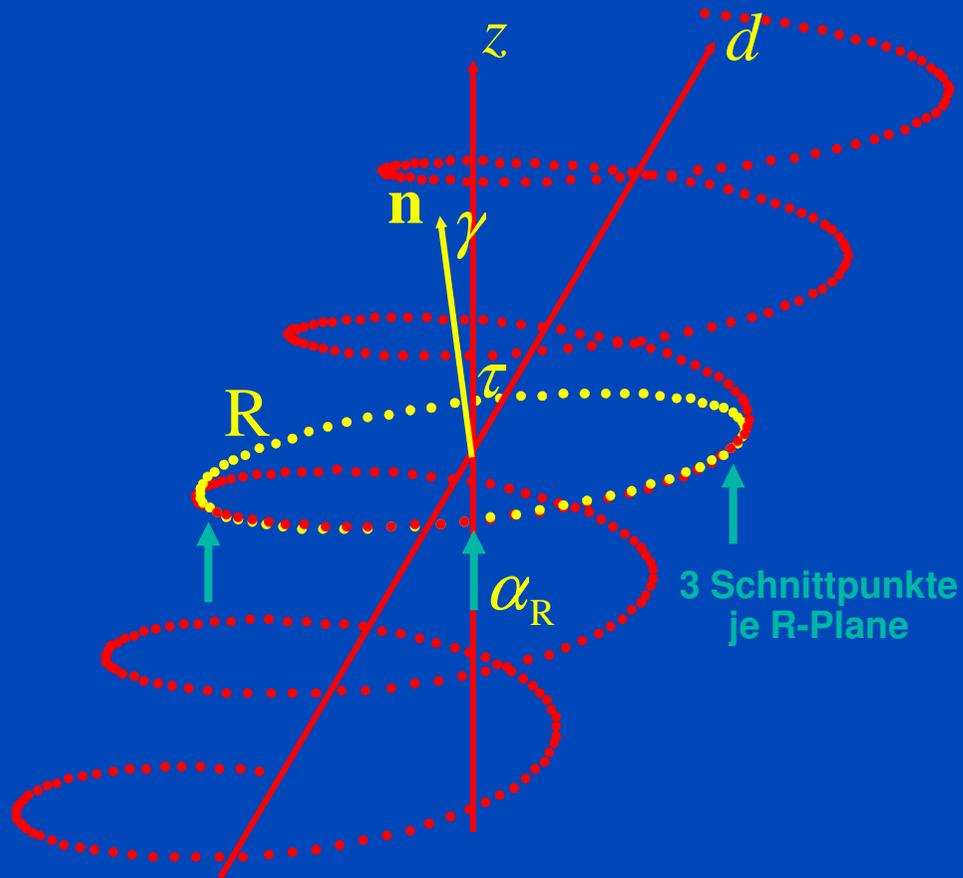
## 3D und 4D Bildrekonstruktion für kleine Kegelwinkel

### ASSR\*

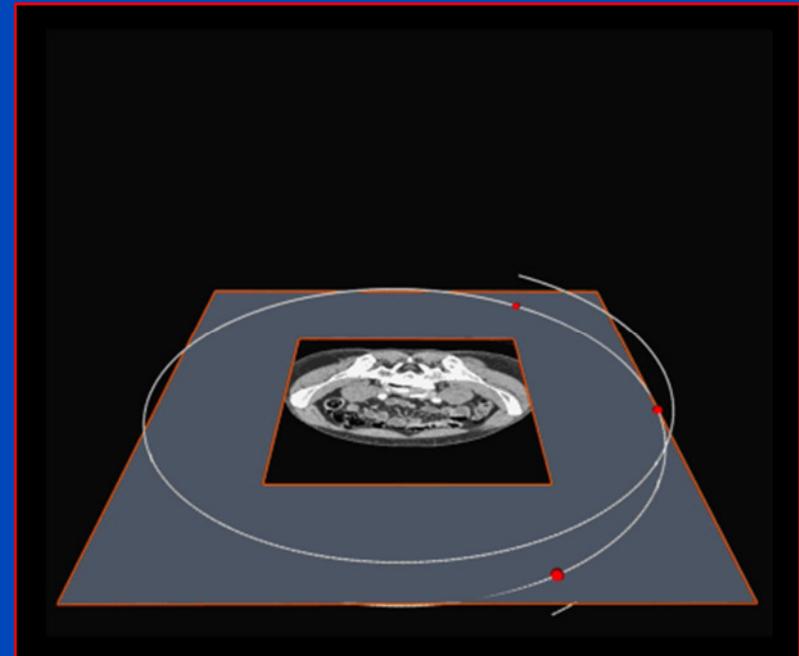
- ist der erste praktikable Rekonstruktionsalgorithmus für klinische Kegelstrahl-CT
- reduziert 3D Kegelstrahl-CT-Daten auf gekippte 2D Schichten
- ist in 16- bis 64-Schicht-Scannern implementiert

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

# ASSR Prinzip



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

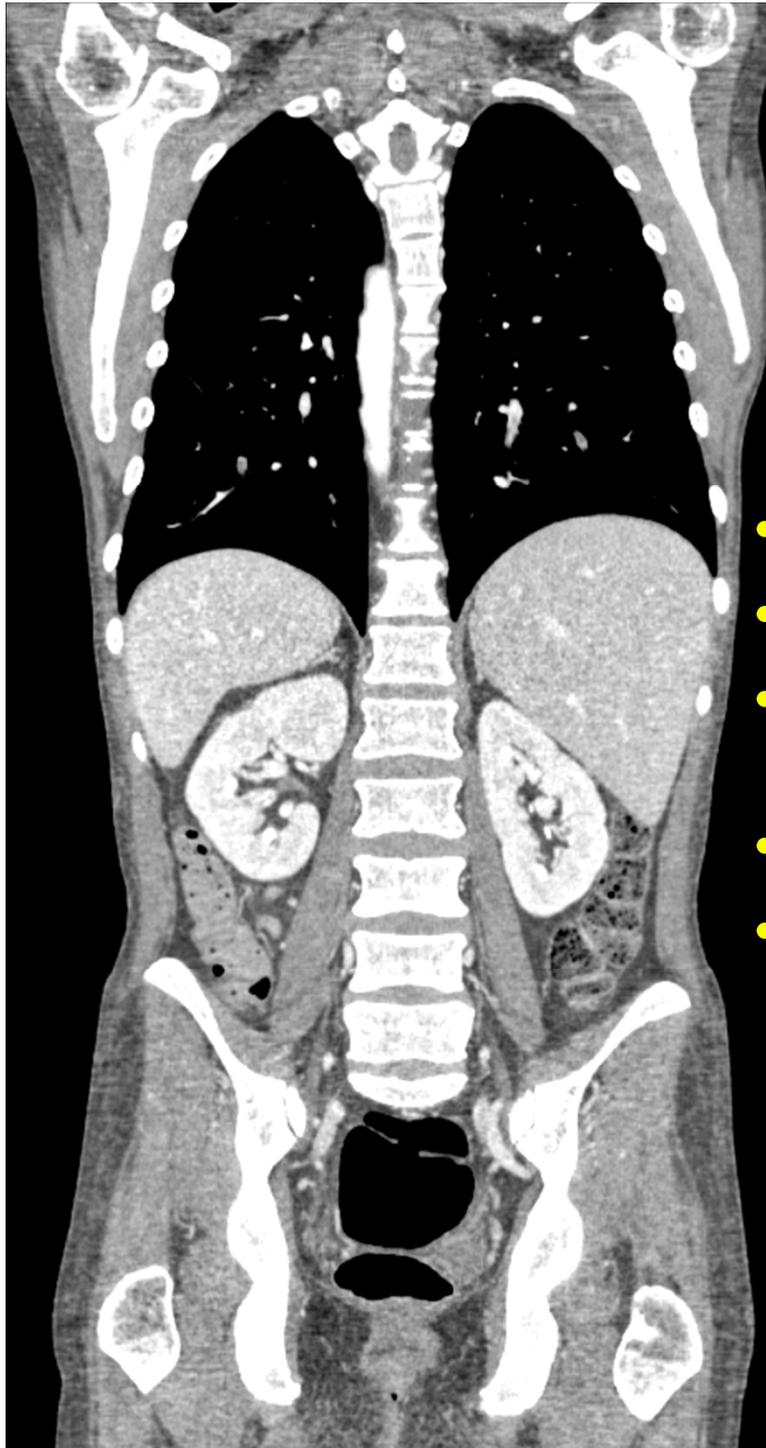


**Mittlere Abweichung bei  $R_F$  :**  $\Delta_{\text{mean}} \approx 0,014 d$   
**bei  $R_M$  :**  $\Delta'_{\text{mean}} \approx 0,007 d$

# Patientenbilder mit ASSR

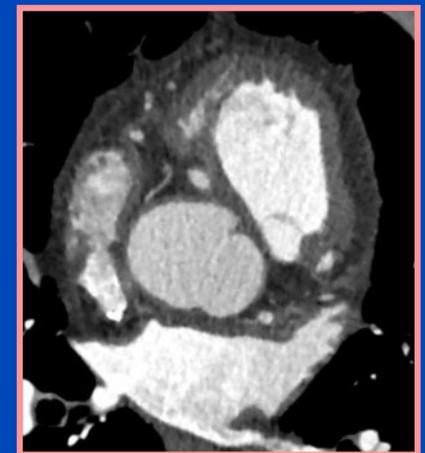
- Beste Performance
- Optimale Bildqualität
- 2D Hardware ausreichend
- 100% Dosisnutzung
- Pitch beliebig

- 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 Rückprojektion<sup>1</sup> (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:

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

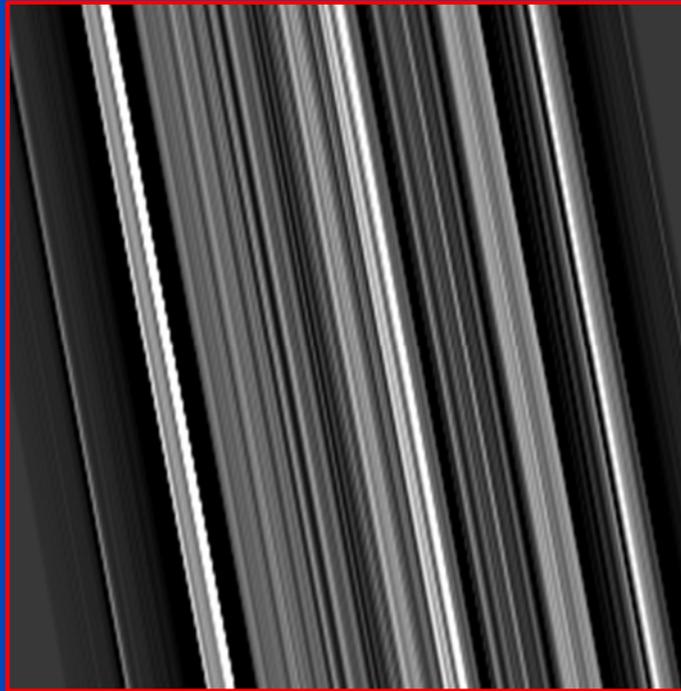
Inversion: 
$$f(x, y) = \int_0^\pi d\vartheta \int_{-\infty}^{\infty} du |u| P(\vartheta, u) e^{2\pi i u (x \cos \vartheta + y \sin \vartheta)}$$

Lösung

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

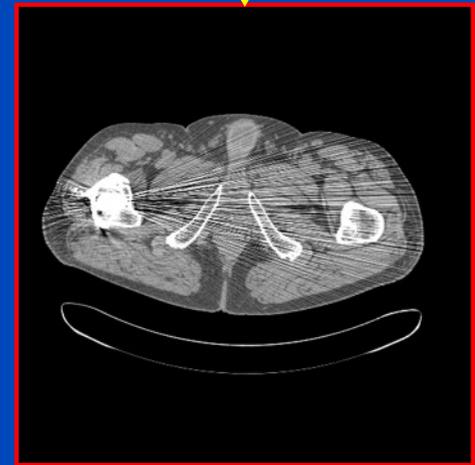
<sup>1</sup>Ramachandran and Lakshminarayanan. Proc. Nat. Acad. Sci. USA, 1971.

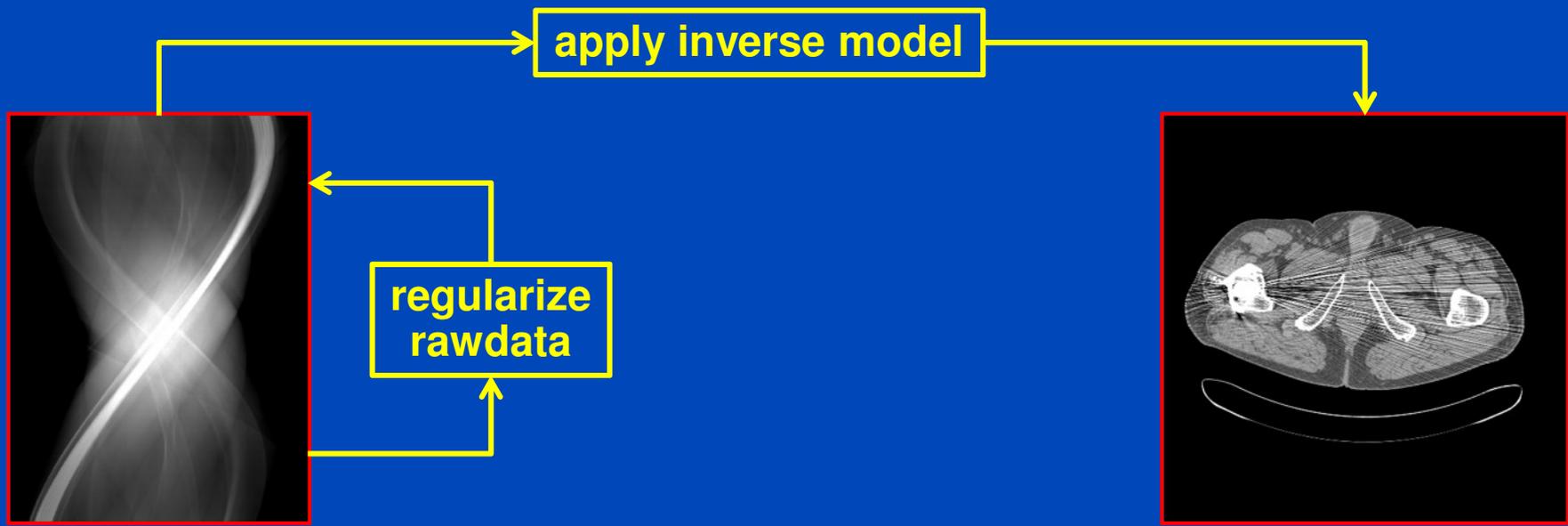
# Gefilterte Rückprojektion (FBP)





→ 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

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

$$x_0 = 1.$$

$$x_1 = 2.$$

$$x_2 = 1.75$$

$$x_3 = 1.73214$$

$$x_4 = 1.73205$$

$$x_5 = 1.73205$$

$$x_6 = 1.73205$$

$$x_7 = 1.73205$$

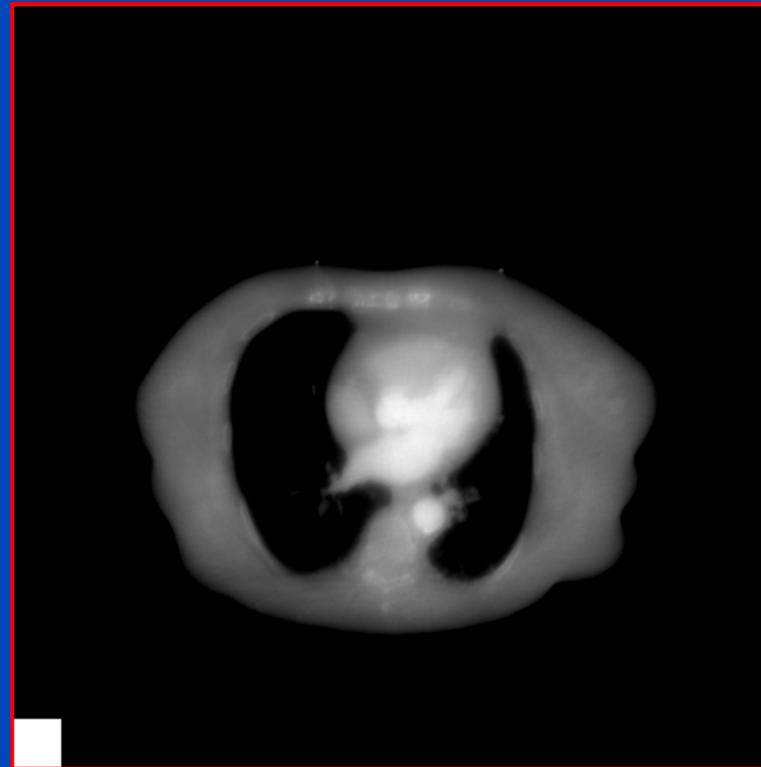
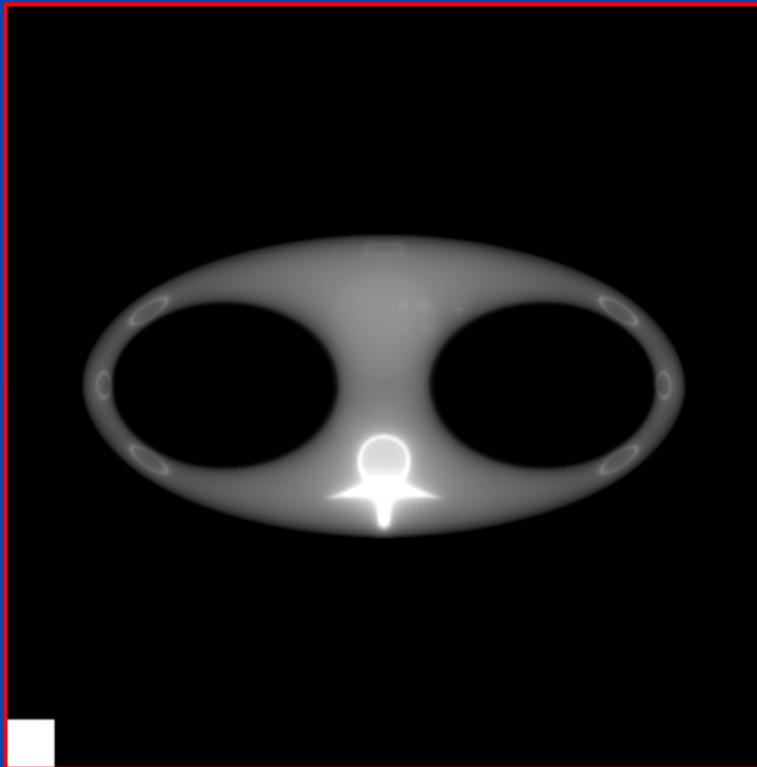
$$x_8 = 1.73205$$

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

# Varianten der iterativen Rekonstruktion

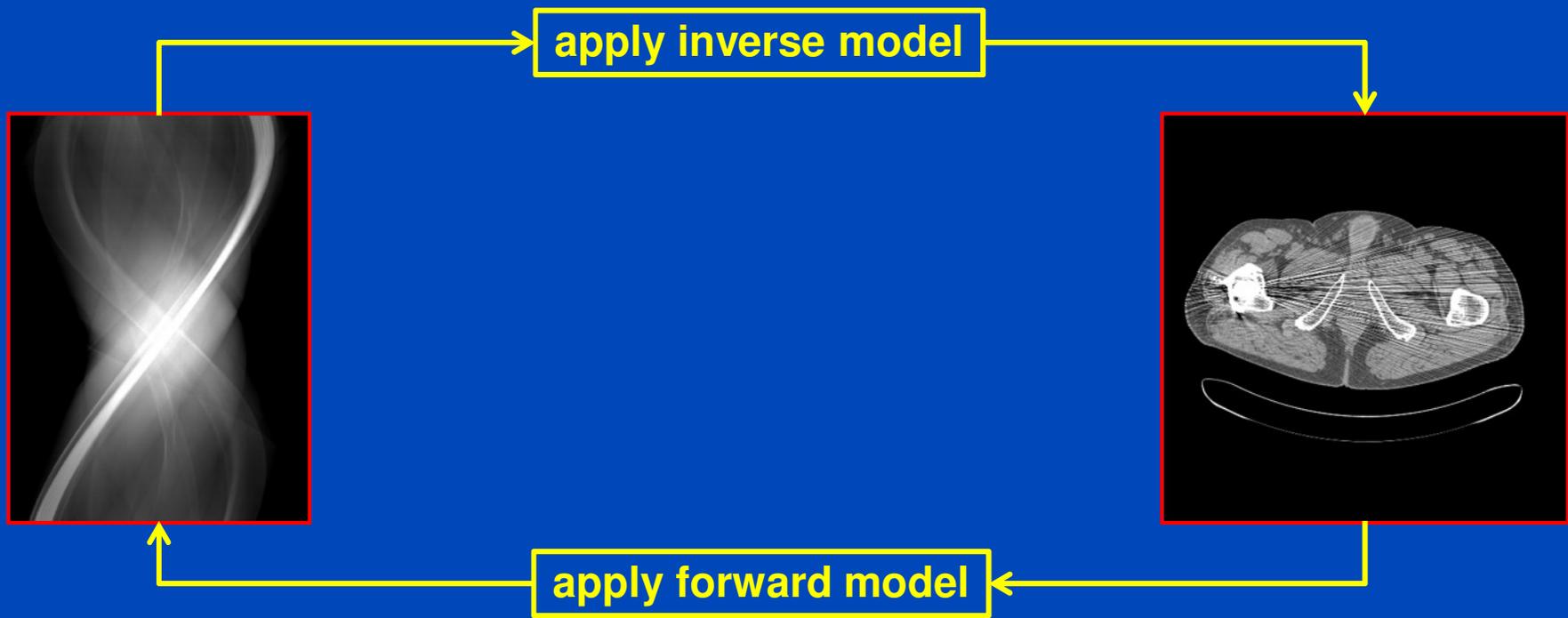
- ART 
$$f_{\nu+1} = f_{\nu} + R^T \cdot \frac{p - R \cdot f_{\nu}}{R^2 \cdot 1}$$
- SART 
$$f_{\nu+1} = f_{\nu} + \frac{1}{R^T \cdot 1} R^T \cdot \frac{p - R \cdot f_{\nu}}{R \cdot 1}$$
- MLEM 
$$f_{\nu+1} = f_{\nu} \frac{R^T \cdot (e^{-R \cdot f_{\nu}})}{R^T \cdot (e^{-p})}$$
- OSC 
$$f_{\nu+1} = f_{\nu}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

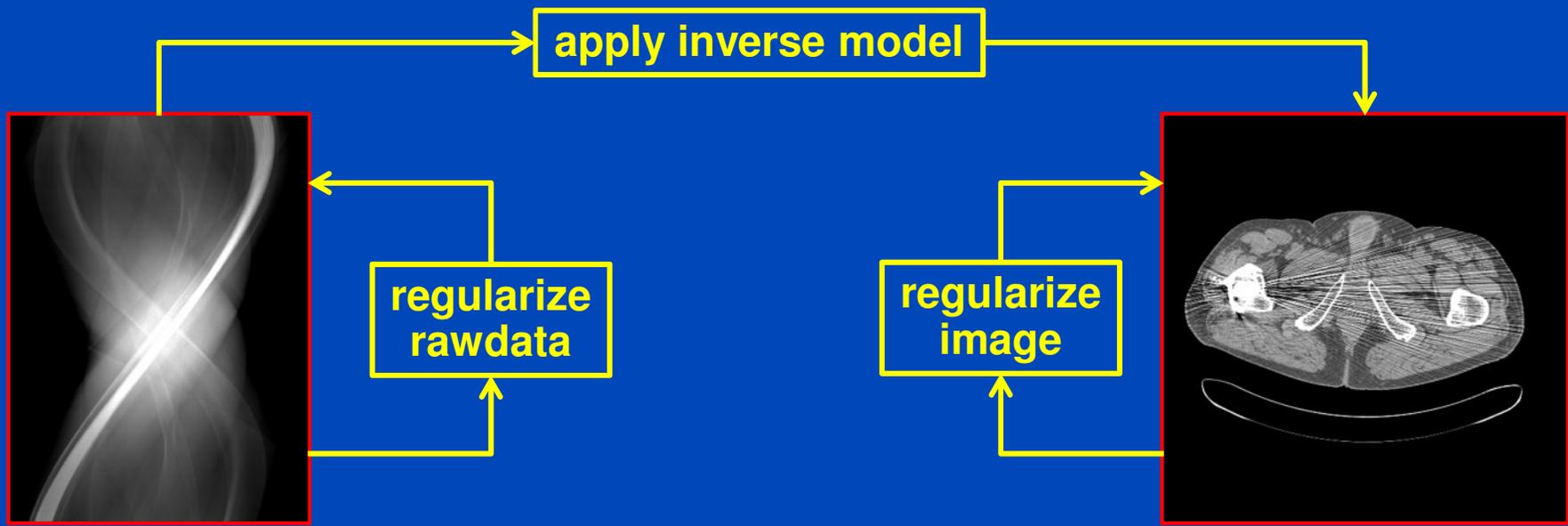
# Iterative Rekonstruktion

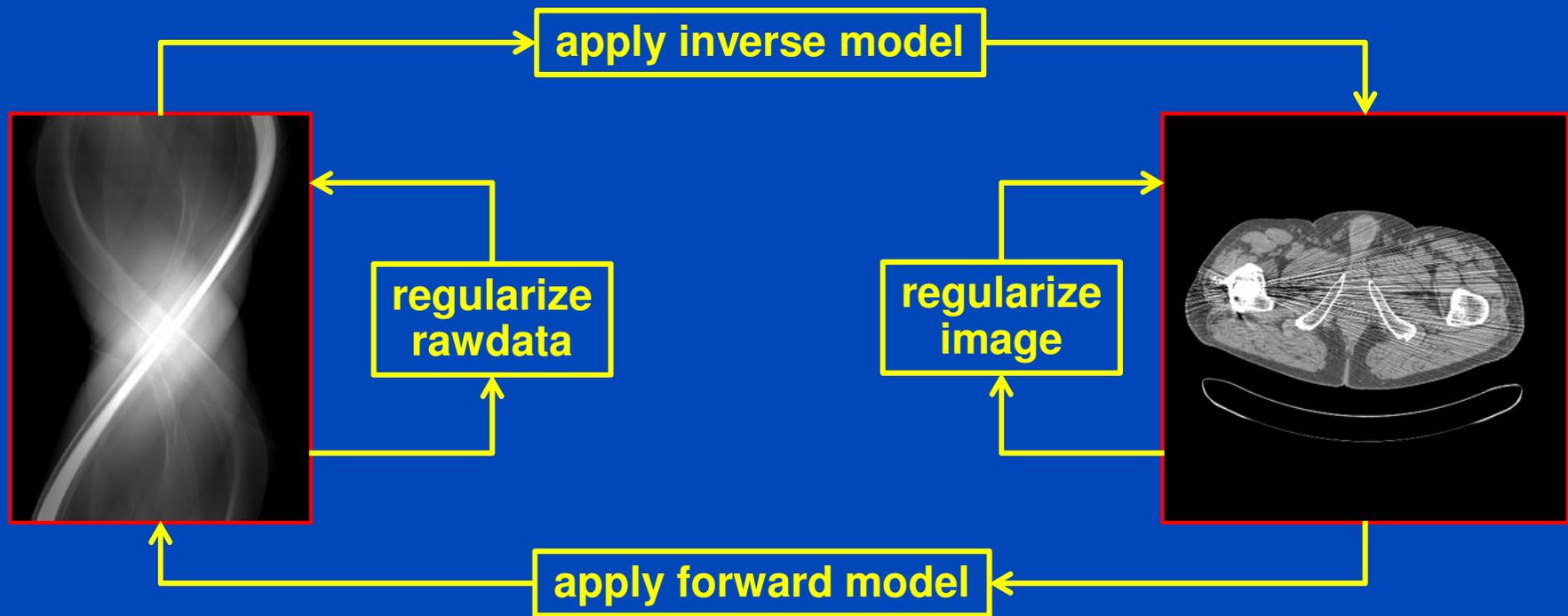


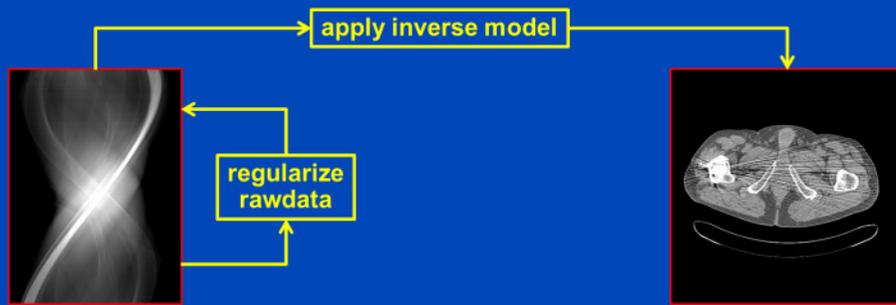
16 Iterationen  
(mit ordered Subsets)

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

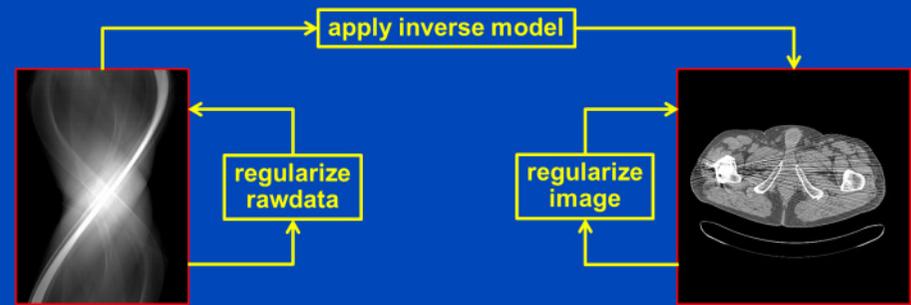




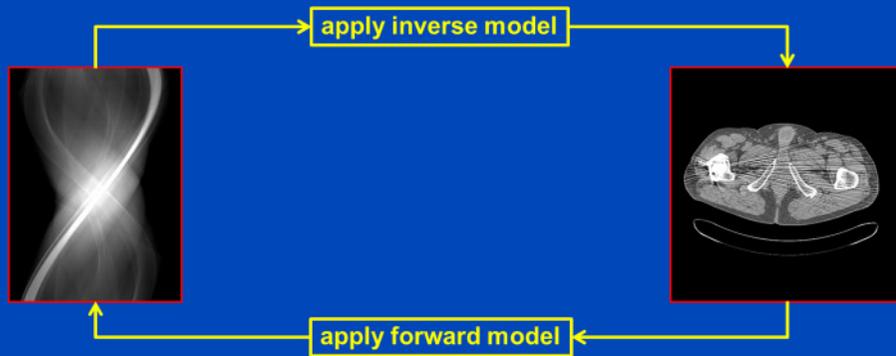




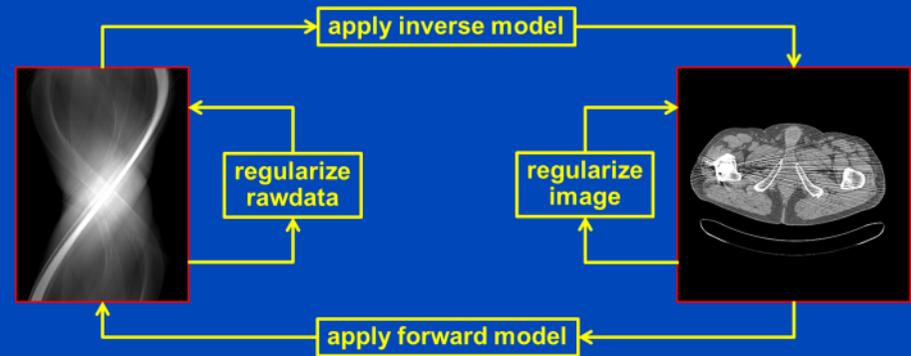
Conventional FBP with rawdata denoising (all vendors)



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

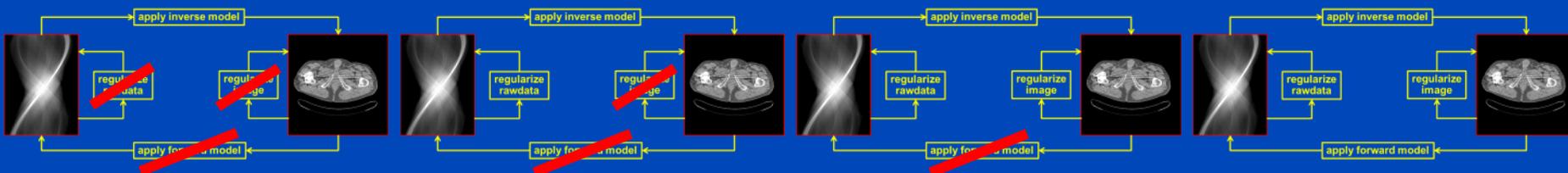


$\sigma = 12.3$  HU

SAFIRE VA40



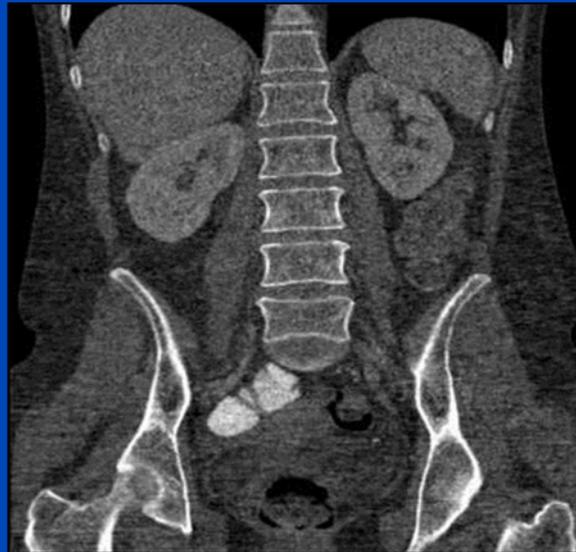
$\sigma = 7.8$  HU



FBP



ASIR

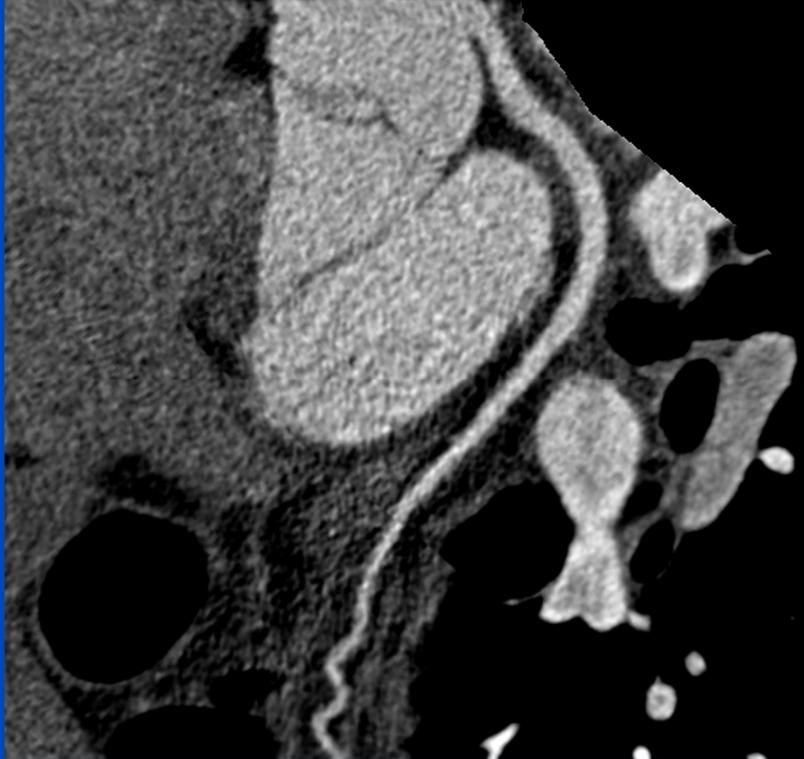


Veo

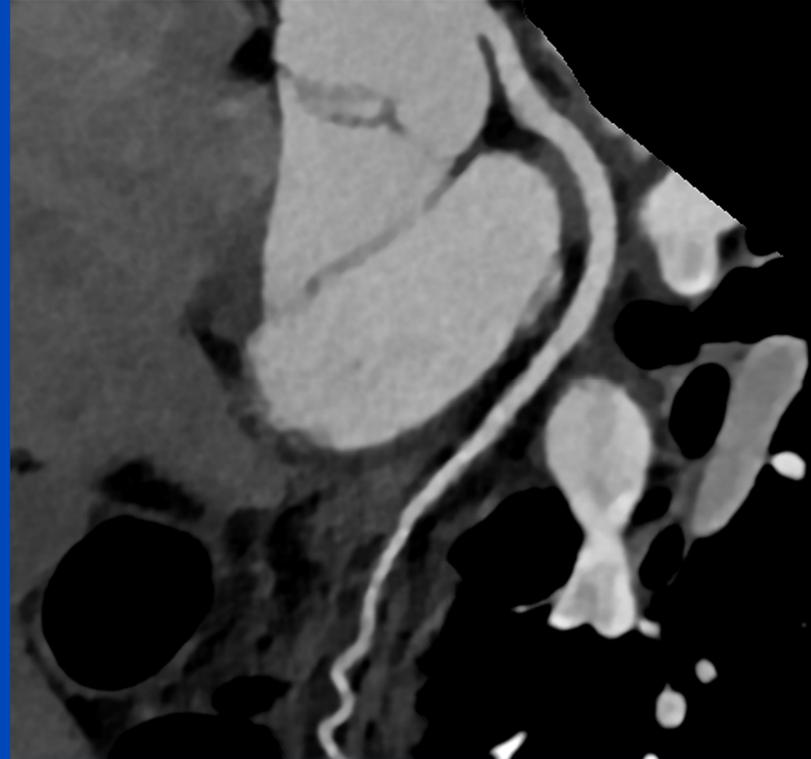


Courtesy of Dr. Jiang Hsieh, GE Healthcare Technologies, WI, USA.

**FBP**

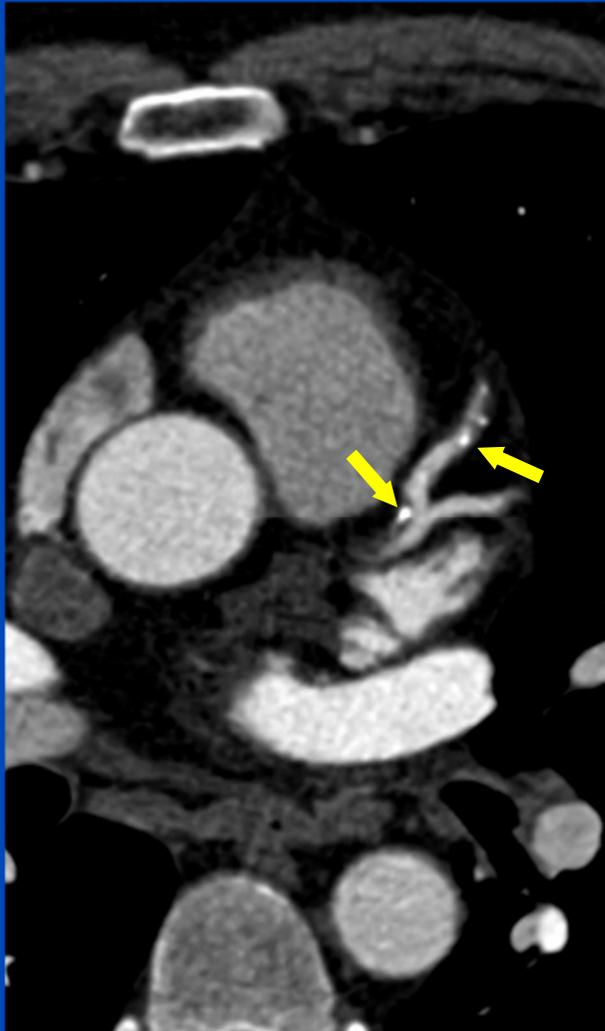


**IMR**



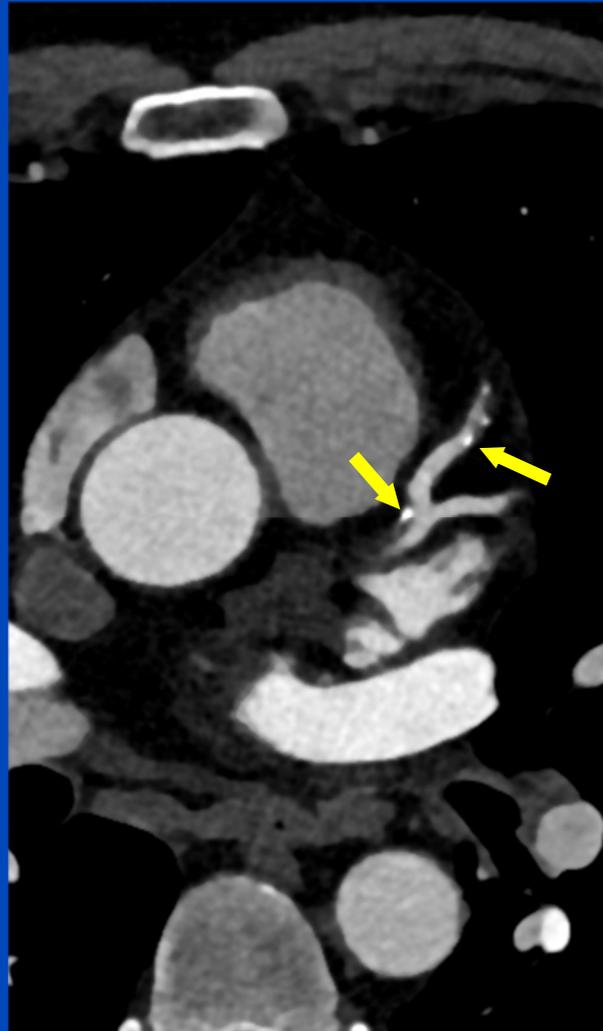
Courtesy of Dr. Thomas Köhler, Philips, Germany.

Filtered Backprojection



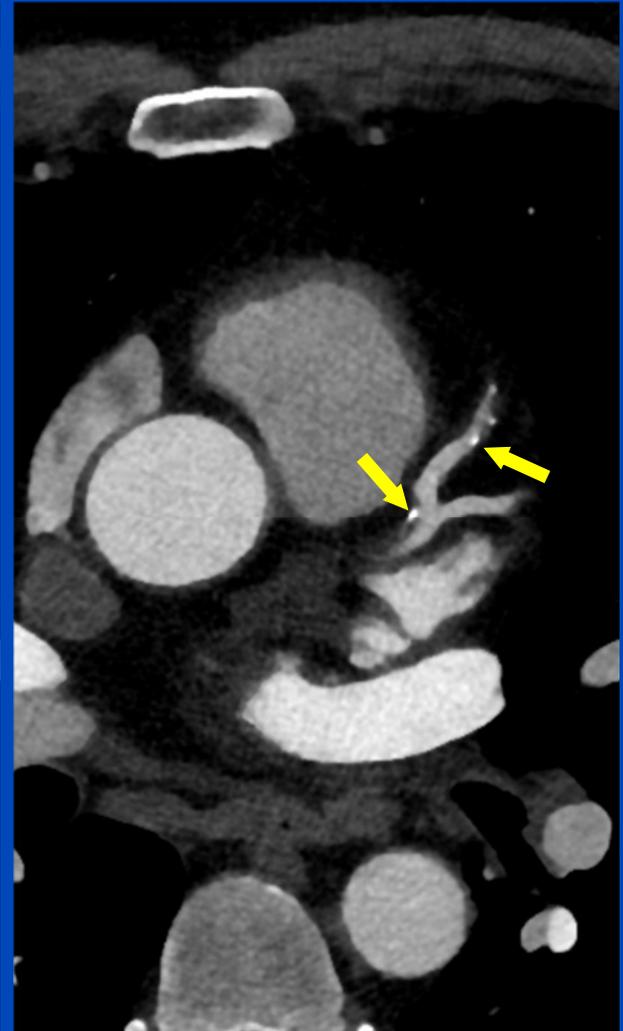
B26f

SAFIRE



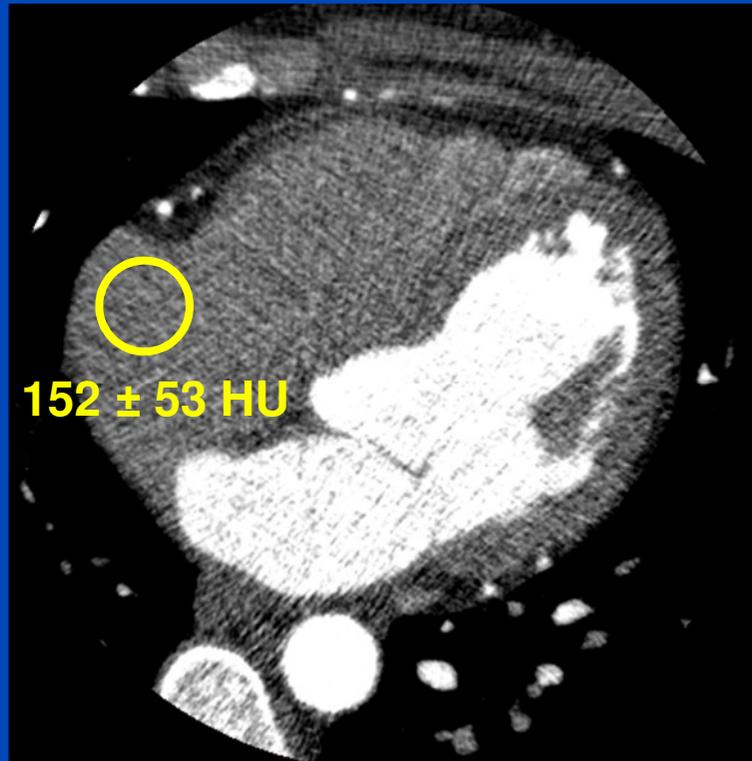
I26f strength 4

SAFIRE

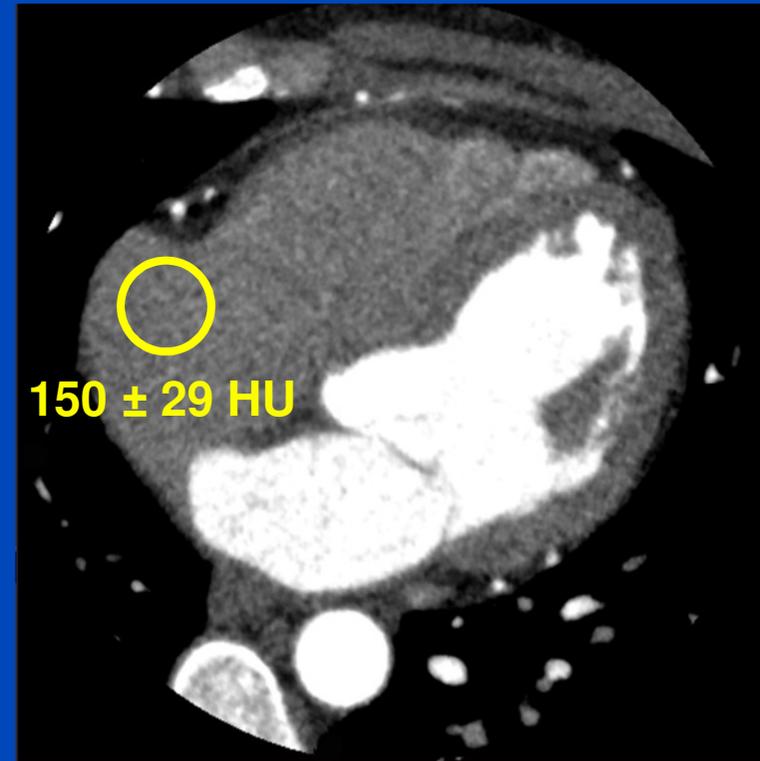


I36f strength 4

Filtered Backprojection



AIDR3D



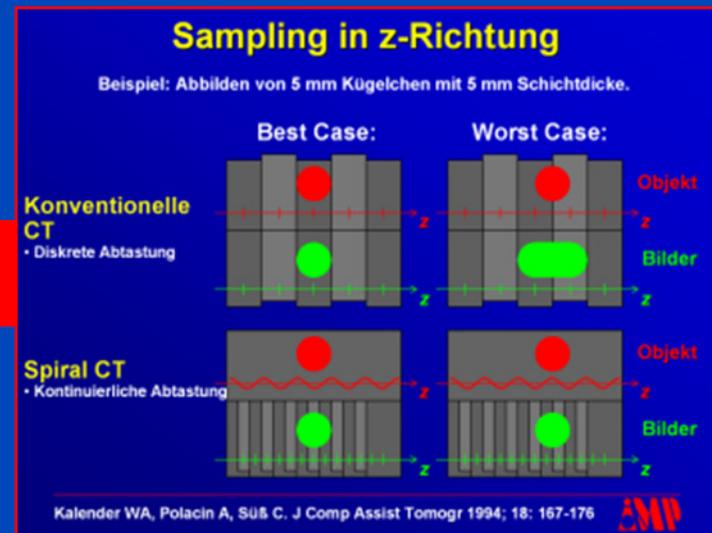
# MSCT

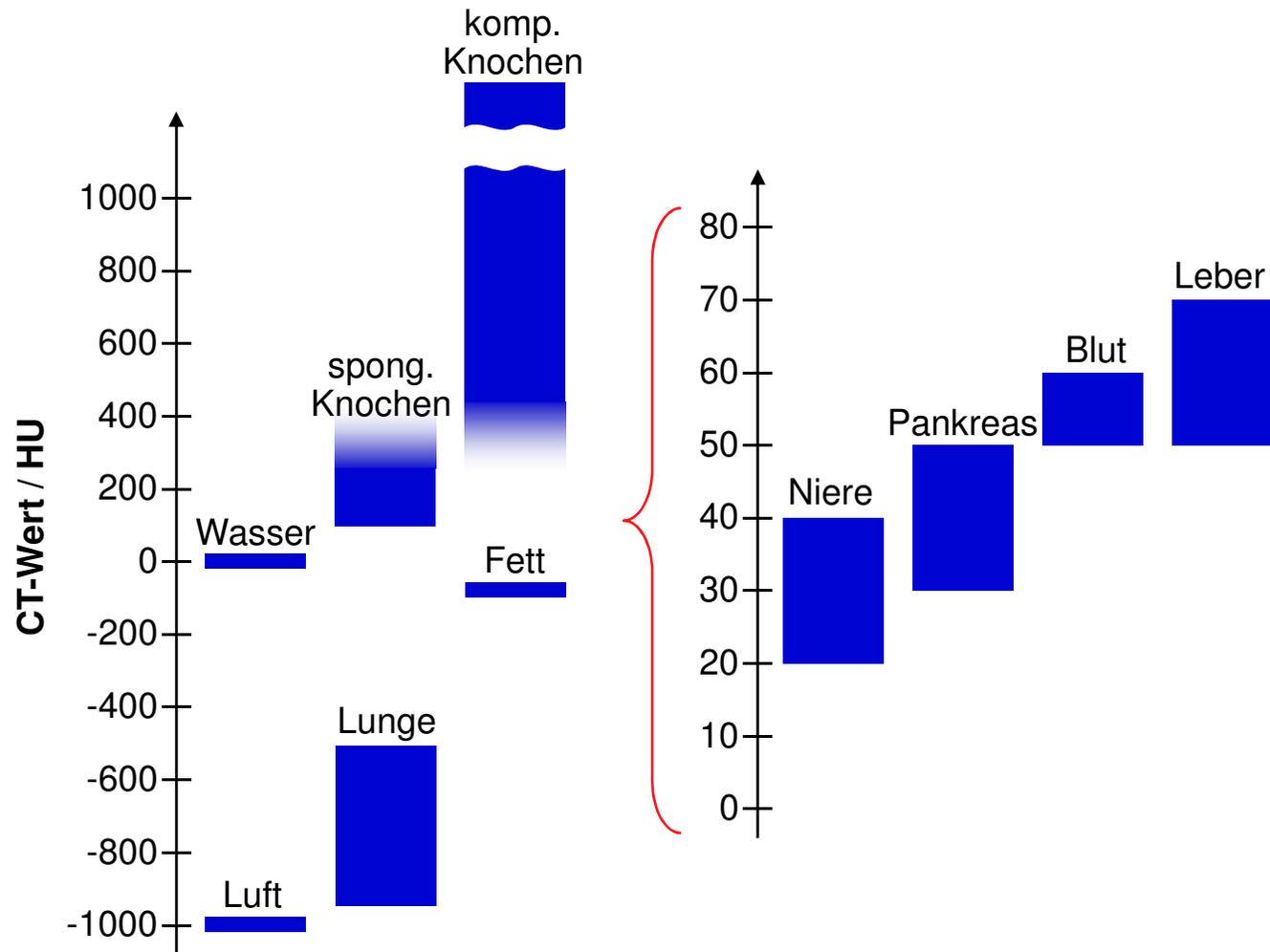
## Grundlagen und Besonderheiten

- **Technik**
  - Scan
  - Grundlegende Parameter
  - Detektorkonzepte
- **Algorithmen**
  - Gefilterte Rückprojektion
  - Spiral z-Interpolation
  - ASSR Kegelstrahlrekonstruktion
  - Cardio-CT

- **Bildqualität**

- Ortsauflösung
- Rauschen und Dosis
- Abtastung



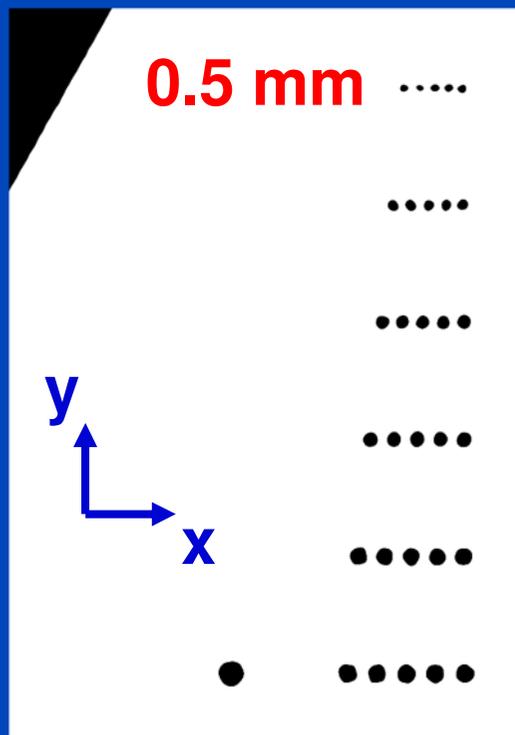


$$CT(\mathbf{r}) = \frac{\mu(\mathbf{r}) - \mu_{\text{Wasser}}}{\mu_{\text{Wasser}}} \cdot 1000 \text{ HU}$$

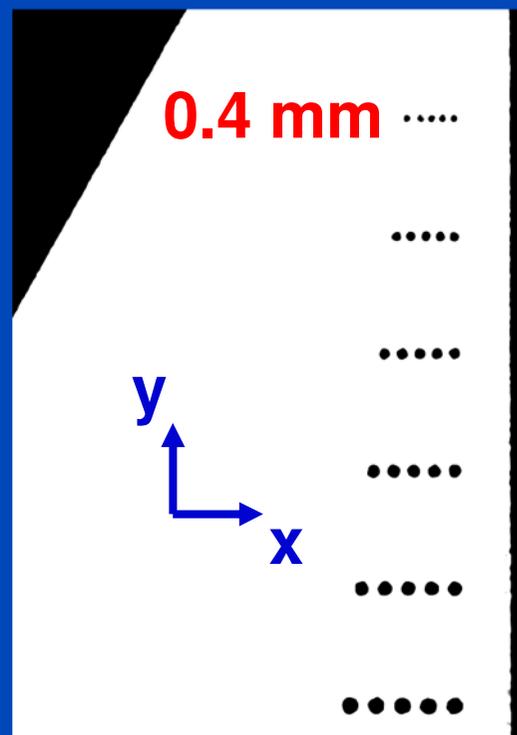
# Ortsauflösung 1



## In-plane Auflösung

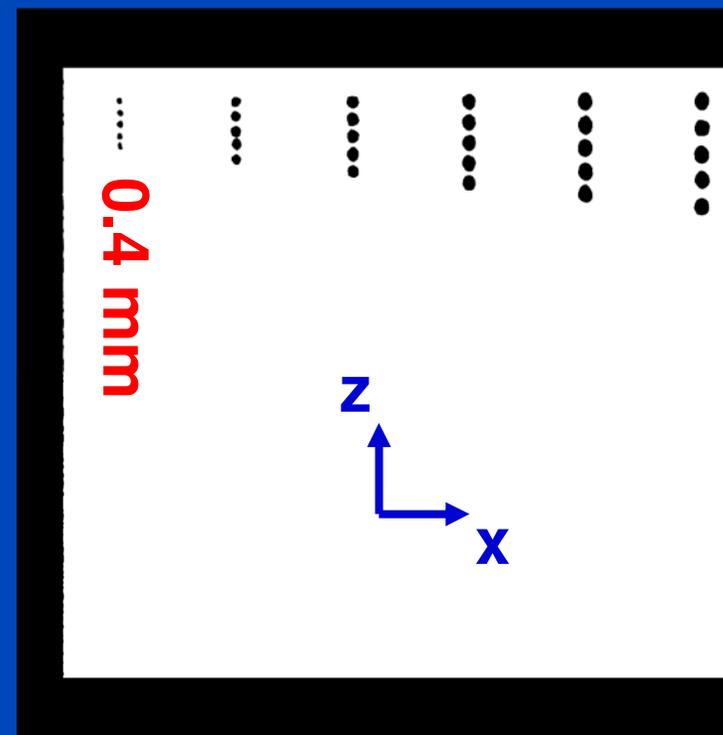


Standardscan, x/y



UHR-Scan, x/y

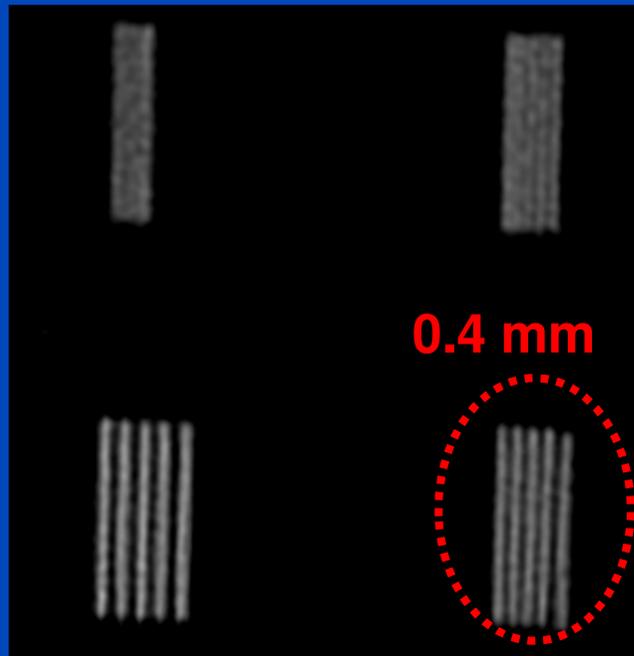
## z-Auflösung



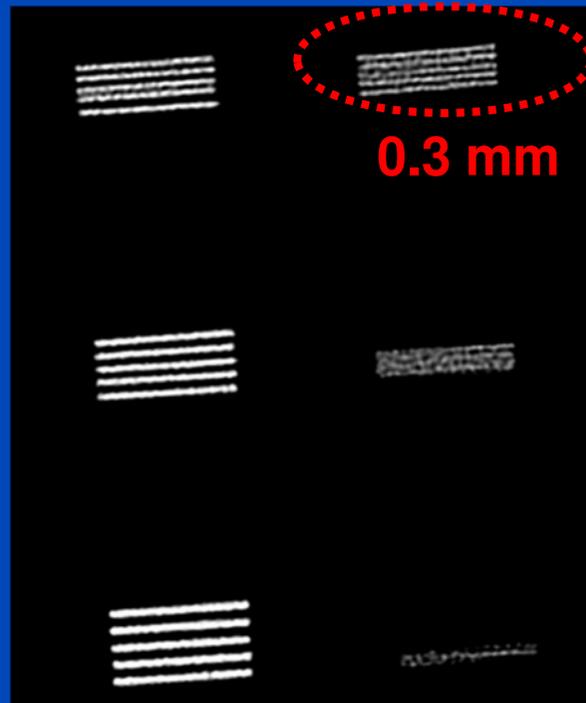
Standard oder UHR, x/z

# Ortsauflösung 2

## In-plane Auflösung

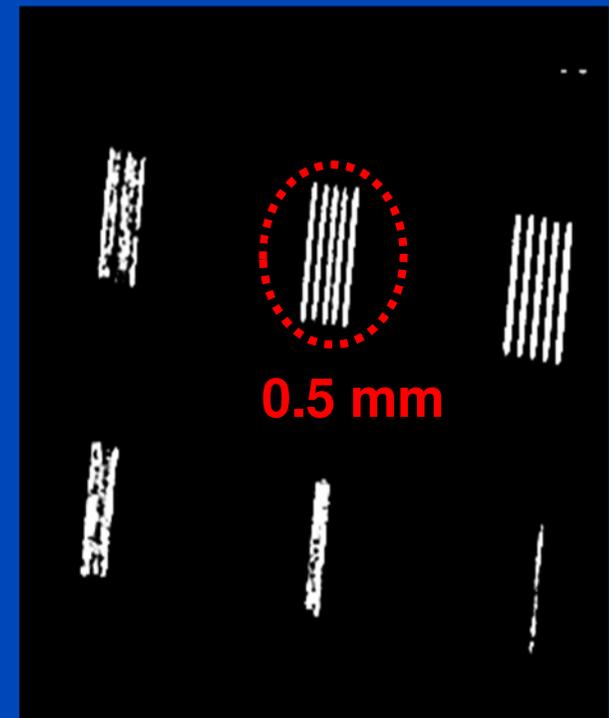


Standardscan, x/y



UHR-Scan, x/y

## z-Auflösung

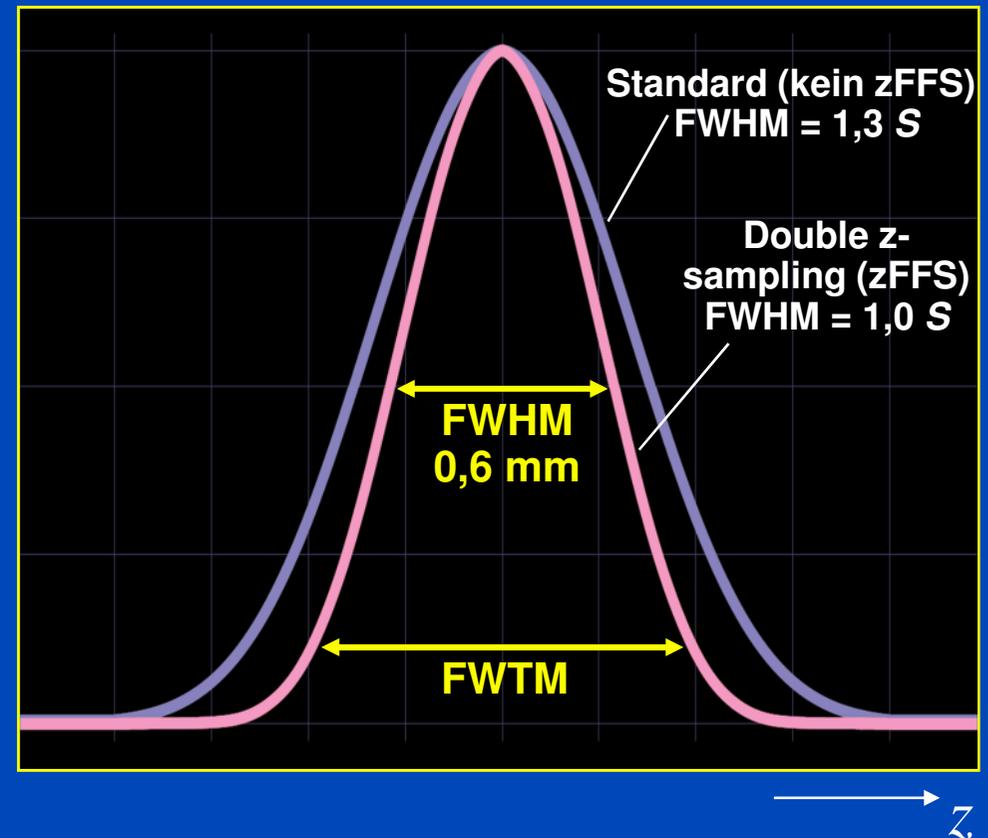
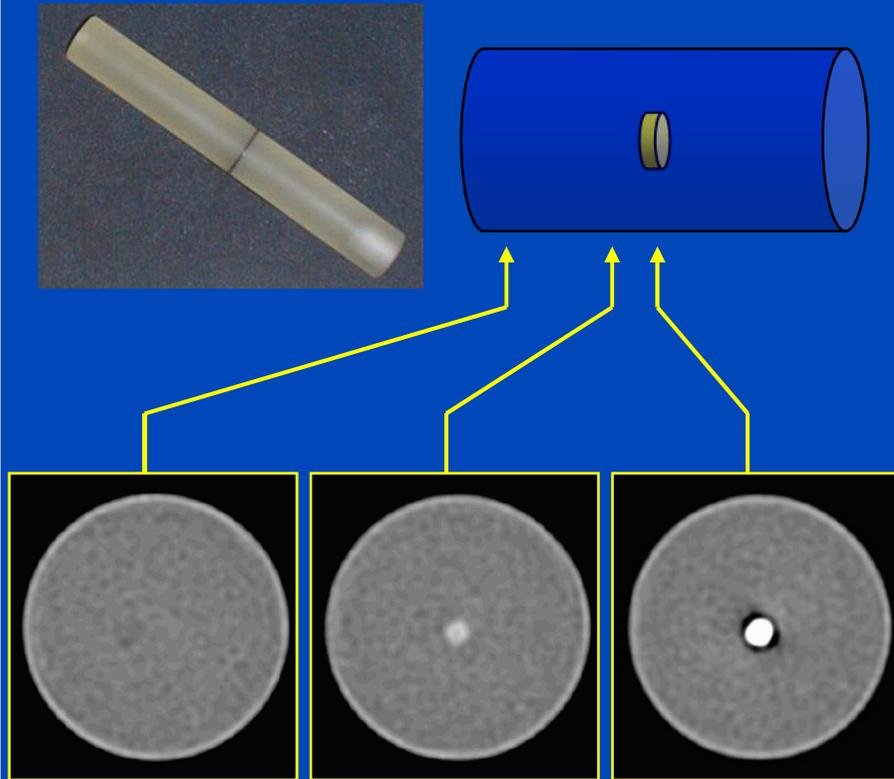


Standard oder UHR, x/z

# Ortsauflösung 3

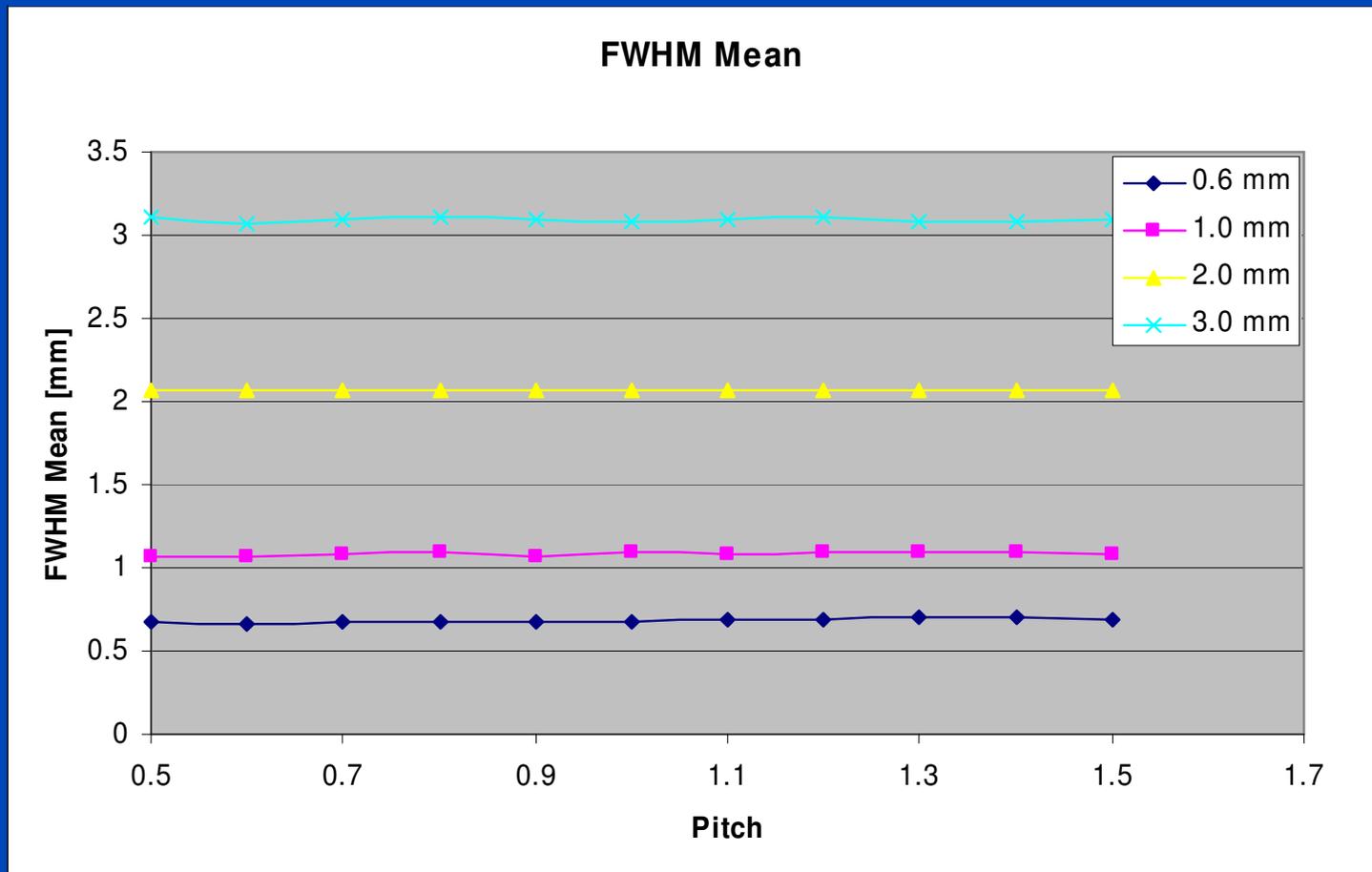
## Point Spread Function (PSF), Slice Sensitivity Profile (SSP)

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



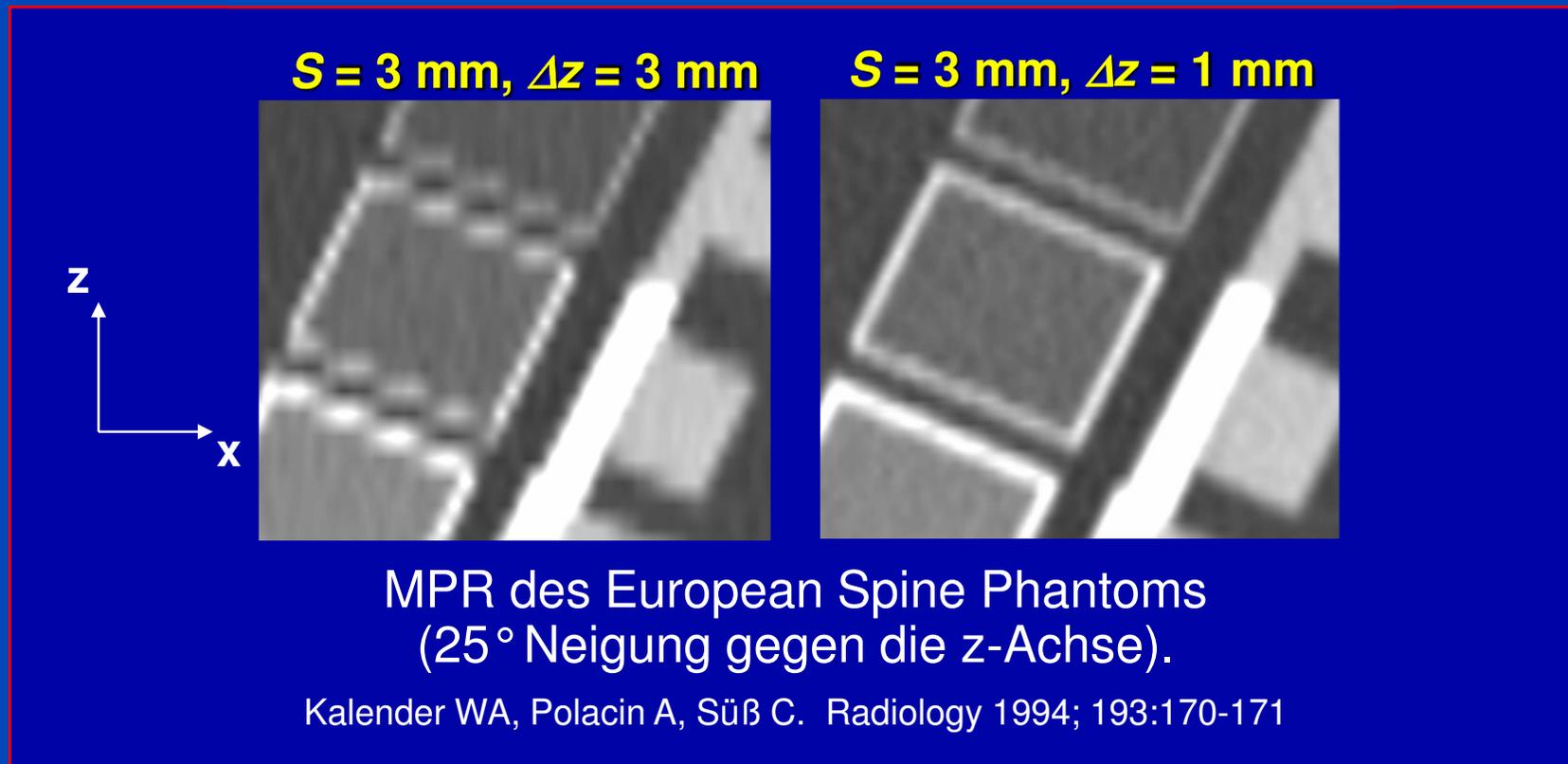
**FWHM =  $S_{\text{eff}}$  = effektive Schichtdicke = frei wählbarer Rekonstruktionsparameter.**

# z-Auflösung als Funktion des Pitchwerts



120 kV, 200 mAs<sub>eff</sub>, z-FFS, t<sub>rot</sub> = 1,0 s, Head Routine, H50, 64×0,6 mm

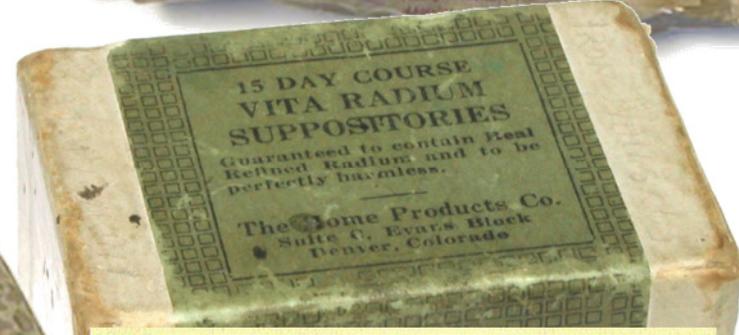
# Samplingeffekte bei der Bildrekonstruktion



**Es sind mindestens 2 Schichten pro rekonstruierter Schichtdicke zu rekonstruieren.**

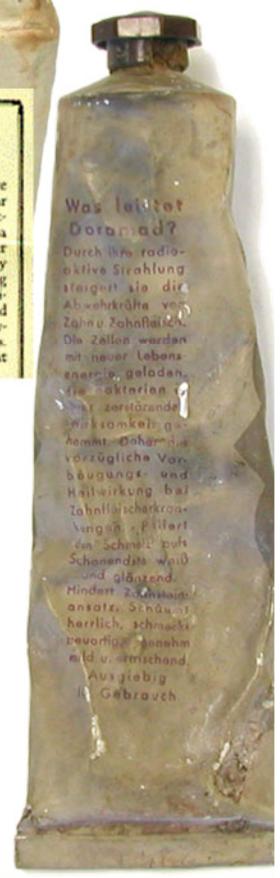


Image courtesy by  
Marc Kachelrieß,  
Heidelberg, Germany



**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 no harmful residue. Its durably H... nated in about... entirely harm... ever, should us... Also splendid... must realize...



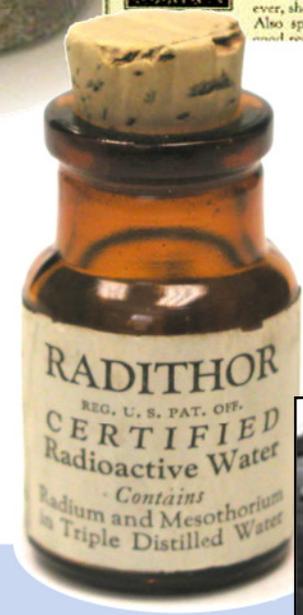
**Diät-Speisehaus**  
für vegetarische Kost und Rohkost  
Reichenberg  
Wienerstrasse 14, im Unionhaus.

**RADIUM-  
WASSER-ZWIEBACK**

Großbäckerei  
Hippmann-Blach  
St. Joachimstal

Unter Zusatz von St. Joachimstaler Radiumwasser.  
Präpariert 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  $\sigma$  fällt mit der Wurzel aus der Dosis  $D$

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

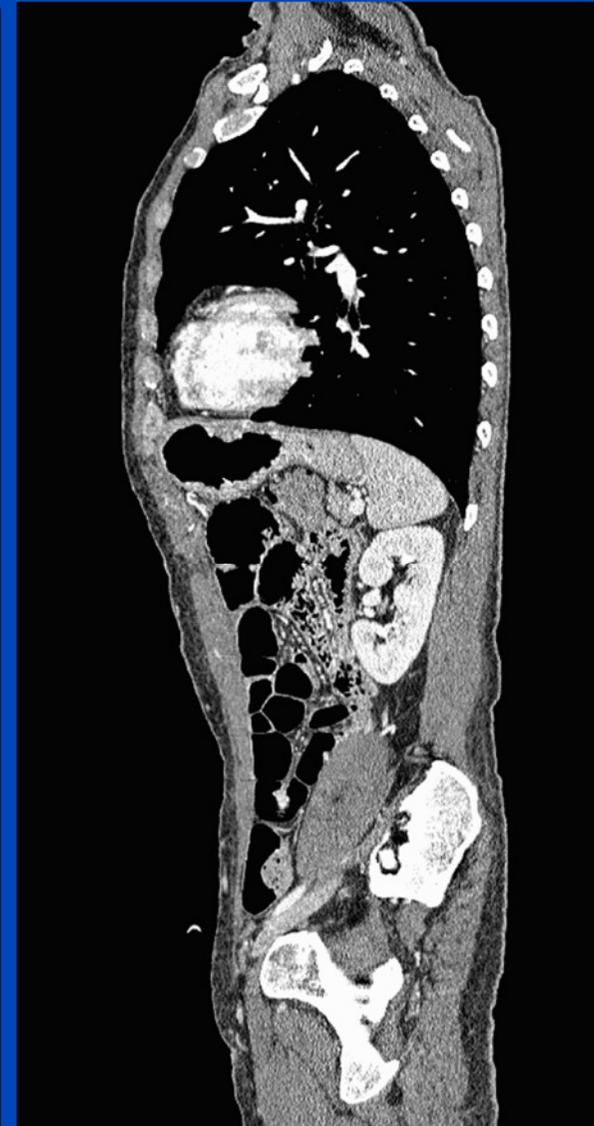
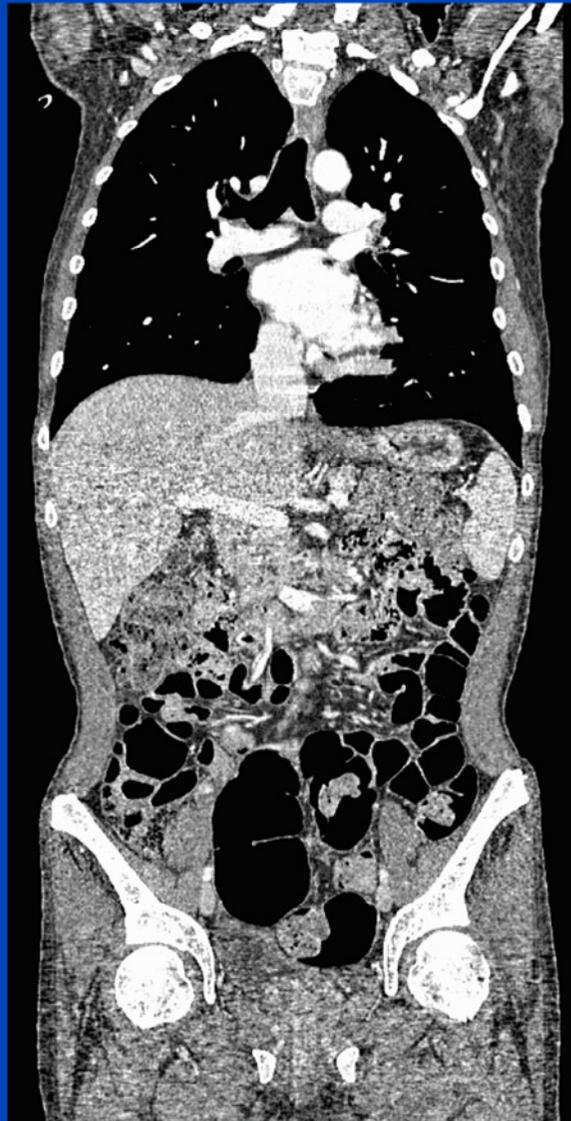
Die Dosis steigt mit der vierten Potenz der Ortsauflösung bei gegebenem Objekt und gegebenem Bildpunktrauschen

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

# Dünne Schichten dünn dargestellt



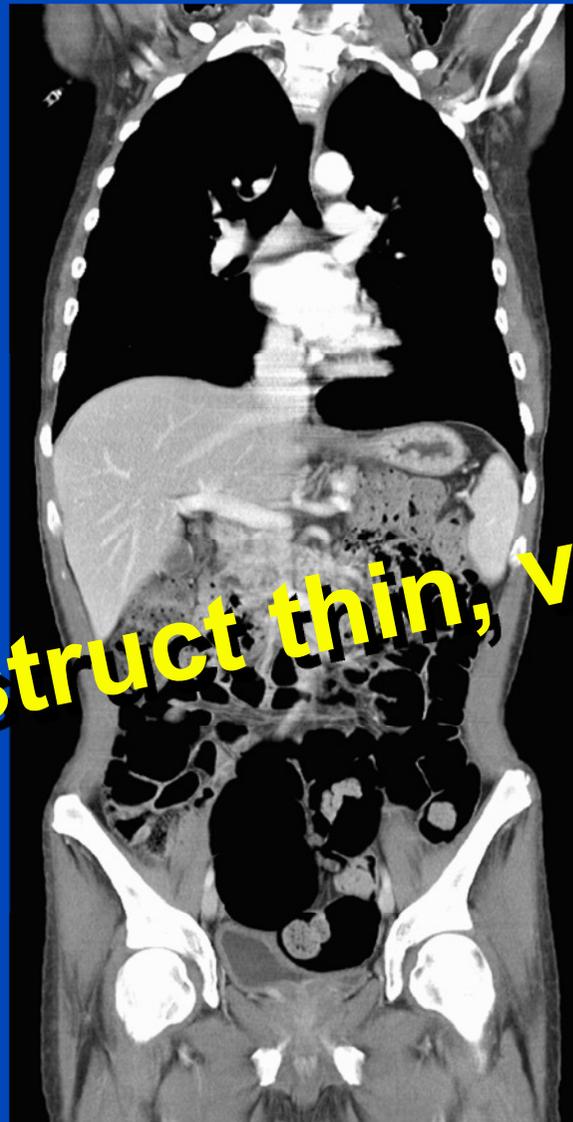
$0,5 \times 0,5 \times 0,5 \text{ mm}^3$   
C = 50 HU, W = 400 HU



# Dünne Schichten dick dargestellt



0,5×0,5×10 mm<sup>3</sup>  
C = 50 HU, W = 400 HU



“Reconstruct thin, view thick!”

# Der effektive mAs-Wert: Ein Dosismaß

- Das effektive Strom-Zeit-Produkt  $mAs_{\text{eff}}$  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<sub>eff</sub>

Scan 1  
Pitch 0,6



165 mAs<sub>eff</sub> ergeben:  
198 mA,  $\sigma = 26,9$  HU

Scan 2  
Pitch 1,0



165 mAs<sub>eff</sub> ergeben:  
330 mA,  $\sigma = 26,0$  HU

Scan 3  
Pitch 1,4



165 mAs<sub>eff</sub> ergeben:  
462 mA,  $\sigma = 26,0$  HU

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

# Vielen Dank



The 4<sup>th</sup> International Conference on  
**Image Formation in X-Ray Computed Tomography**

July 18 – July 22, 2016, Bamberg, Germany  
[www.ct-meeting.org](http://www.ct-meeting.org)



Conference Chair

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

**Dieser Vortrag steht in Kürze unter [www.dkfz.de/ct](http://www.dkfz.de/ct) bereit.**