CT-Technik

Prof. Dr. Marc Kachelrieß[1,2]

[1]Friedrich-Alexander-Universität (FAU), Erlangen
[2]Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ), Heidelberg
www.dkfz.de/ct

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 Discovery

Toshiba Aquilion ONE Vision

Philips Brilliance iCT

Siemens Definition Flash

Wieviele Schichten akquiriert der von Ihnen genutzte CT-Scanner?

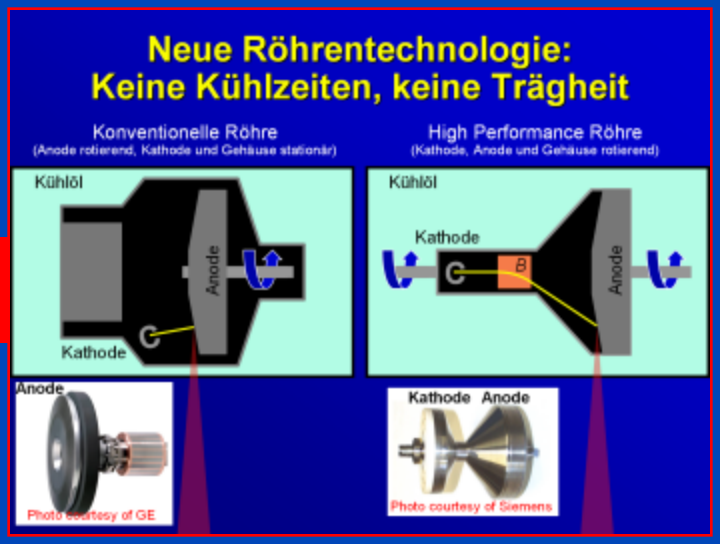
1. Bis zu 4 Schichten
2. Bis zu 16 Schichten
3. Bis zu 64 Schichten
4. Bis zu 128 Schichten
5. Mehr als 128 Schichten

TED

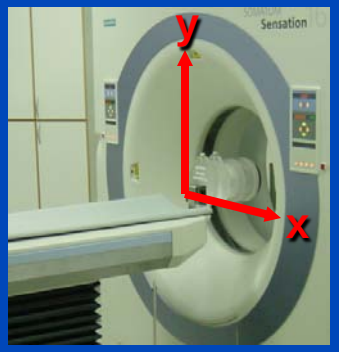
MSCT

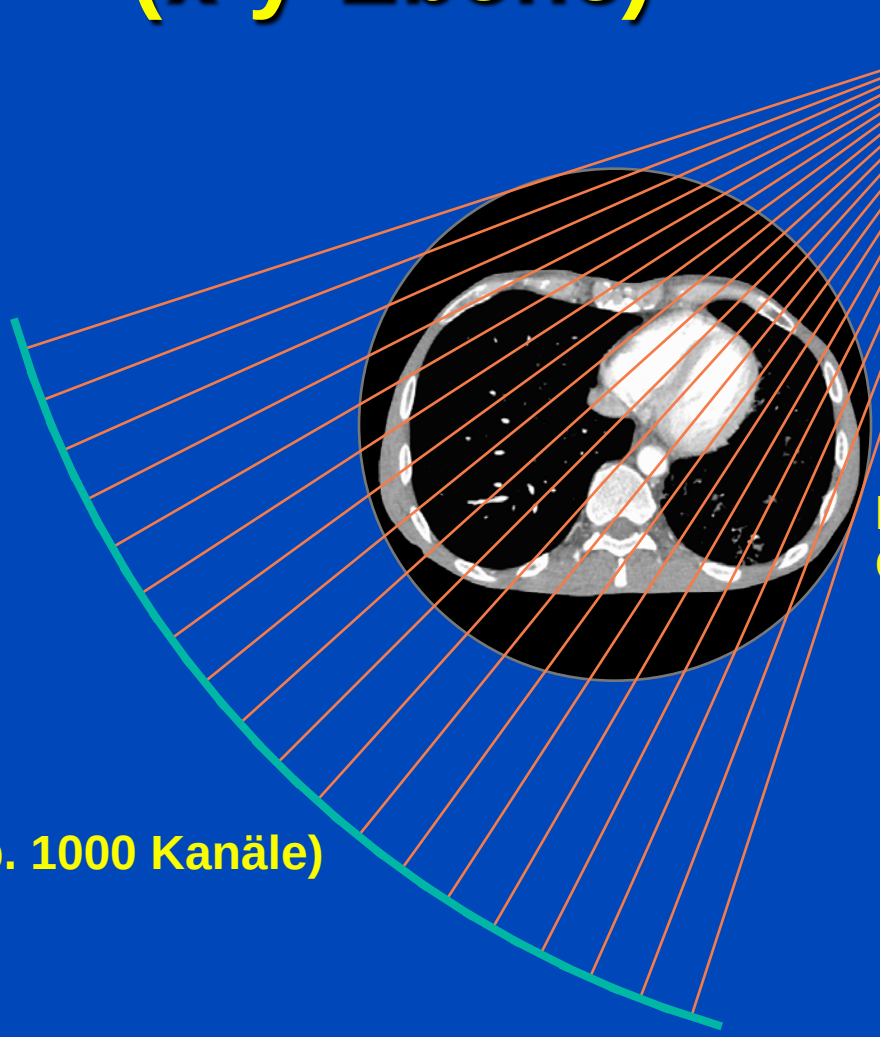
Grundlagen und Besonderheiten

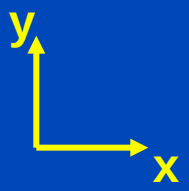
- **Technik**
  - Scan
  - Grundlegende Parameter
  - Detektorkonzepte
- **Algorithmen**
  - Gefilterte Rückprojektion
  - Spiral z-Interpolation
  - ASSR Kegelstrahlrekonstruktion
  - Cardio-CT
- **Bildqualität**
  - Ortsauflösung
  - Rauschen und Dosis
  - Abtastung

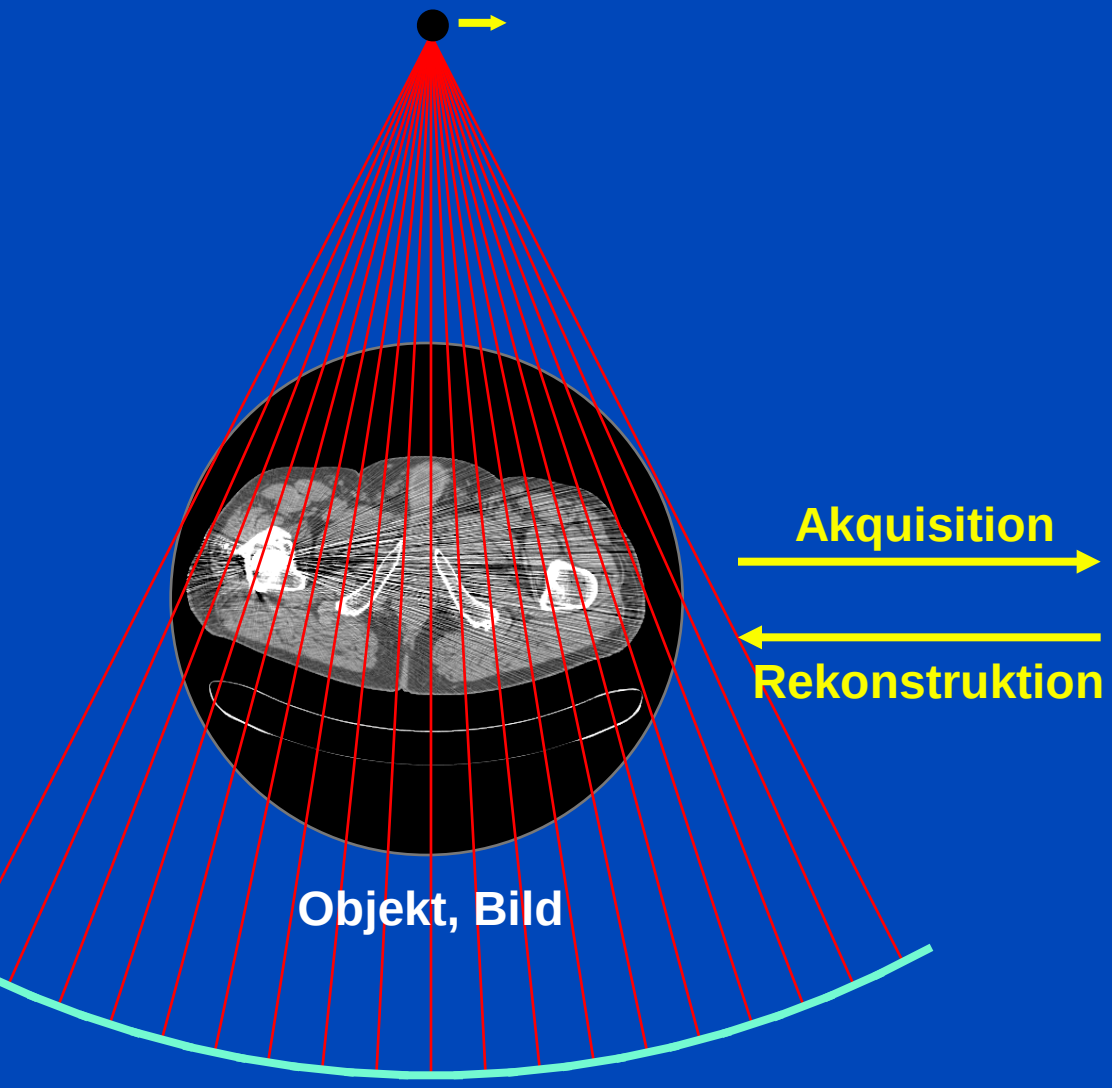


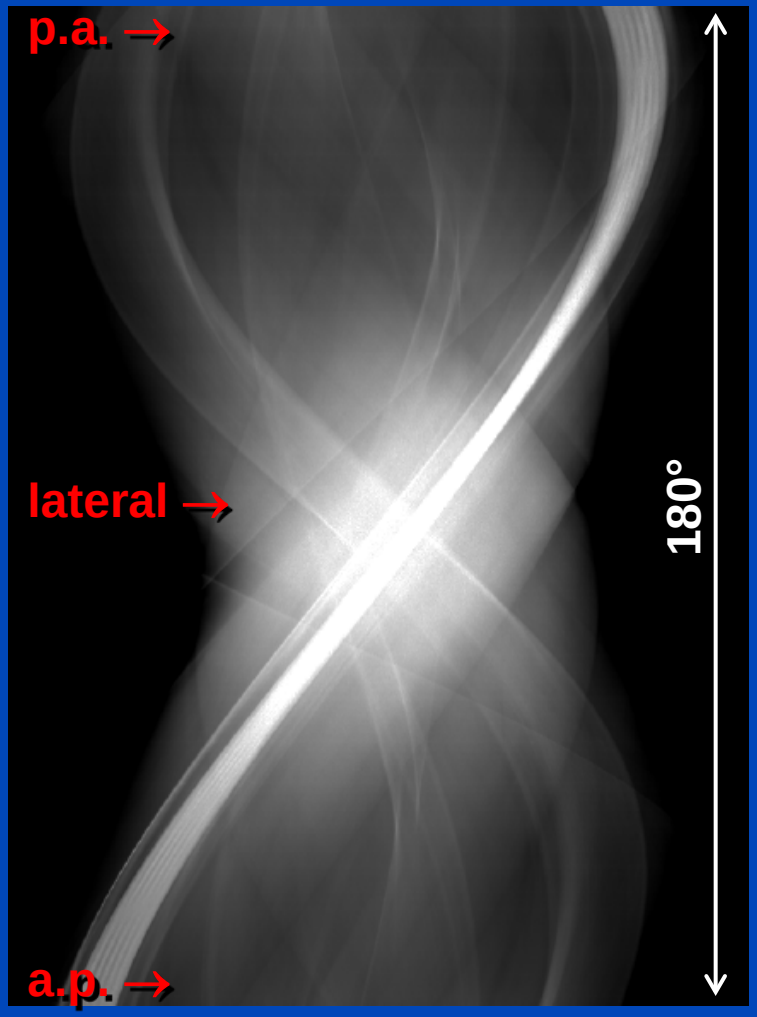
Fächerstrahlgeometrie (x-y-Ebene)







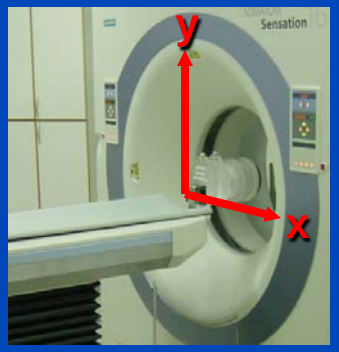


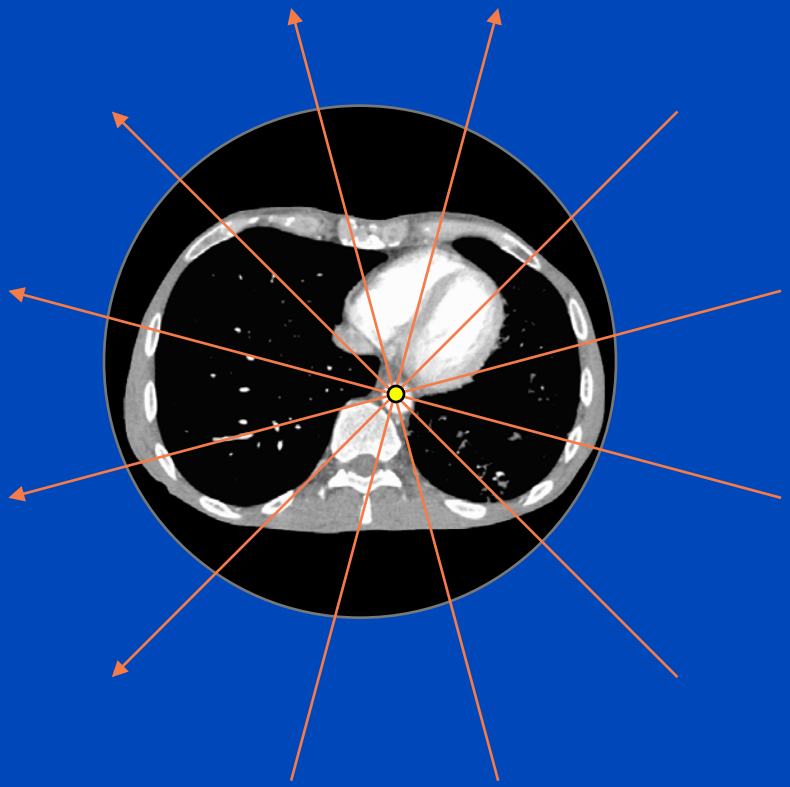


Sinogramm, Rohdaten

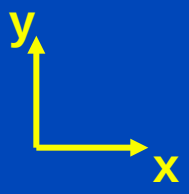
Pro Detektorschicht und Umlauf werden etwa 1000 Projektionen zu je 1000 Kanälen akquiriert.

Vollständigkeit (x-y-Ebene)





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



Axiale Geometrie (z-Richtung)

MPR

z

<1998: *M*=1

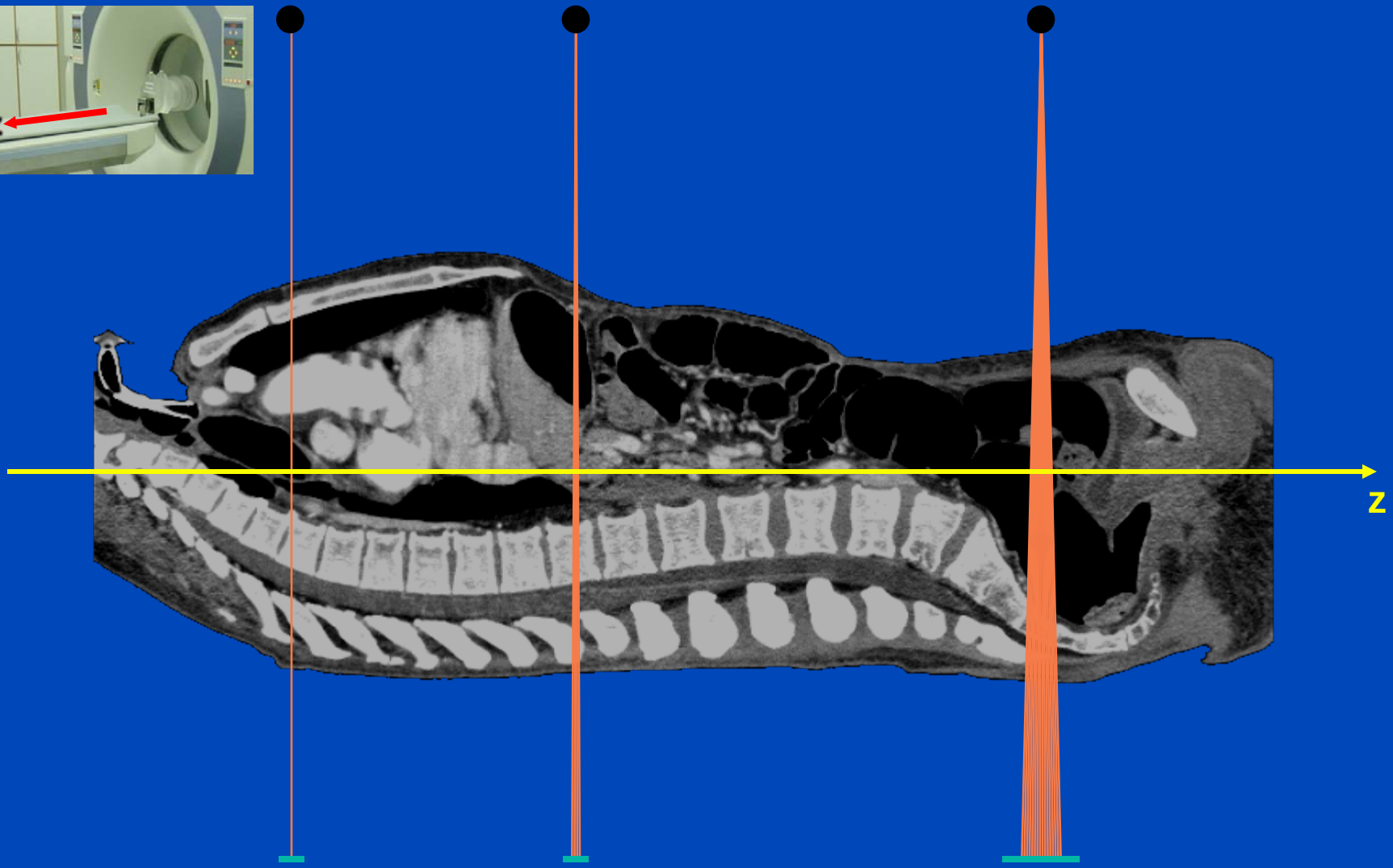
1998: *M*=4

2002: *M*=16

(gestreckte Darstellung)

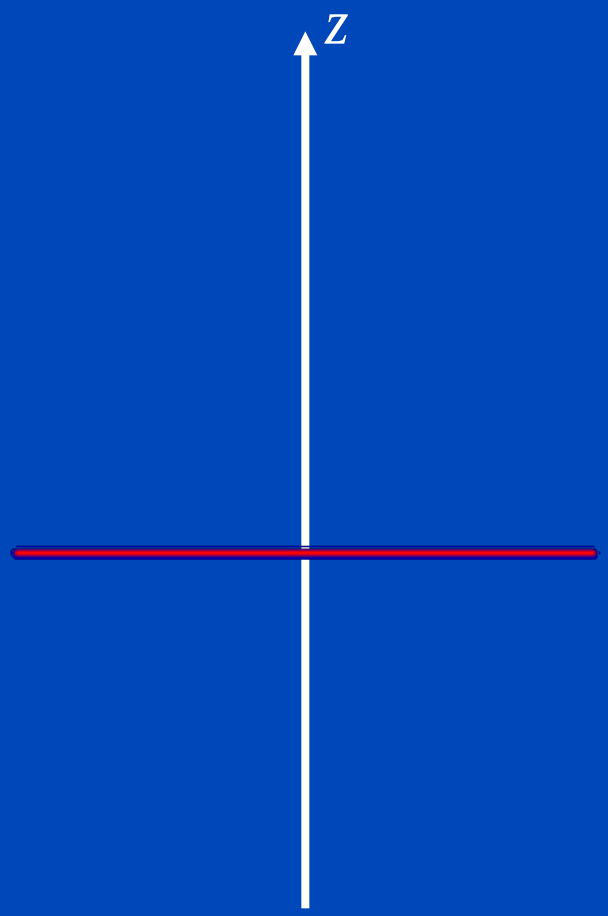
dkfz.

Axiale Geometrie (z-Richtung)



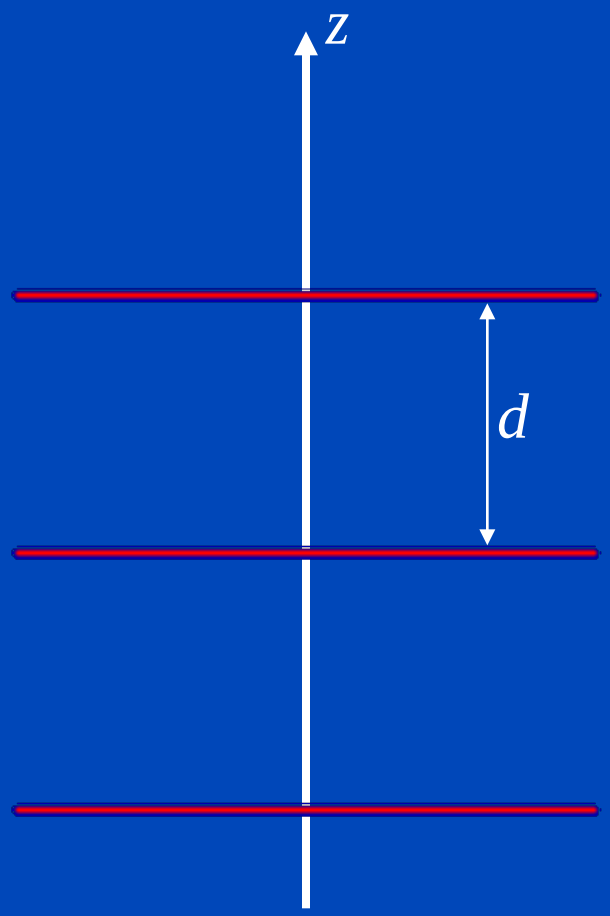
(realistischer Maßstab)

Kreis



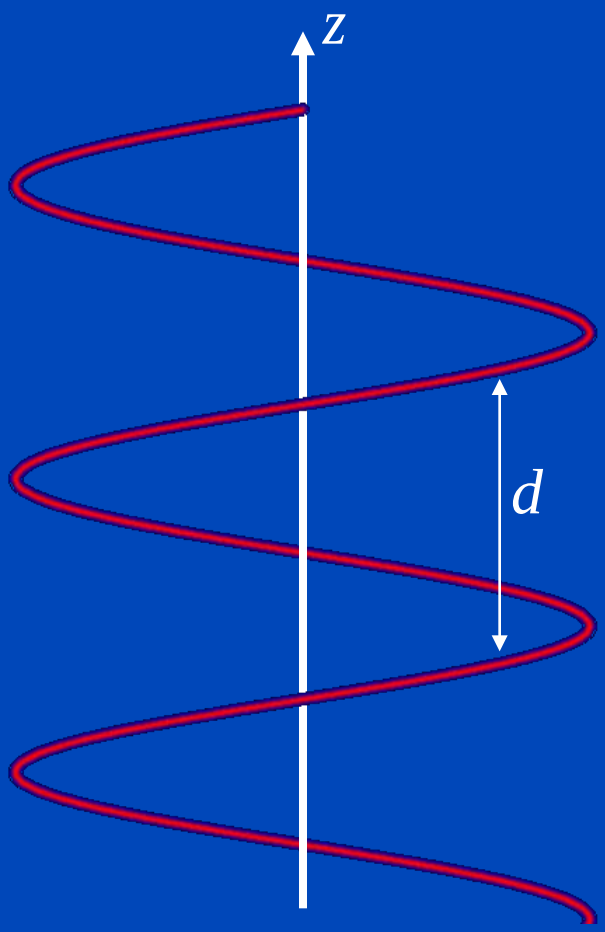
$$p = \frac{1}{N_{\mathrm{rot}}}$$

Sequence



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

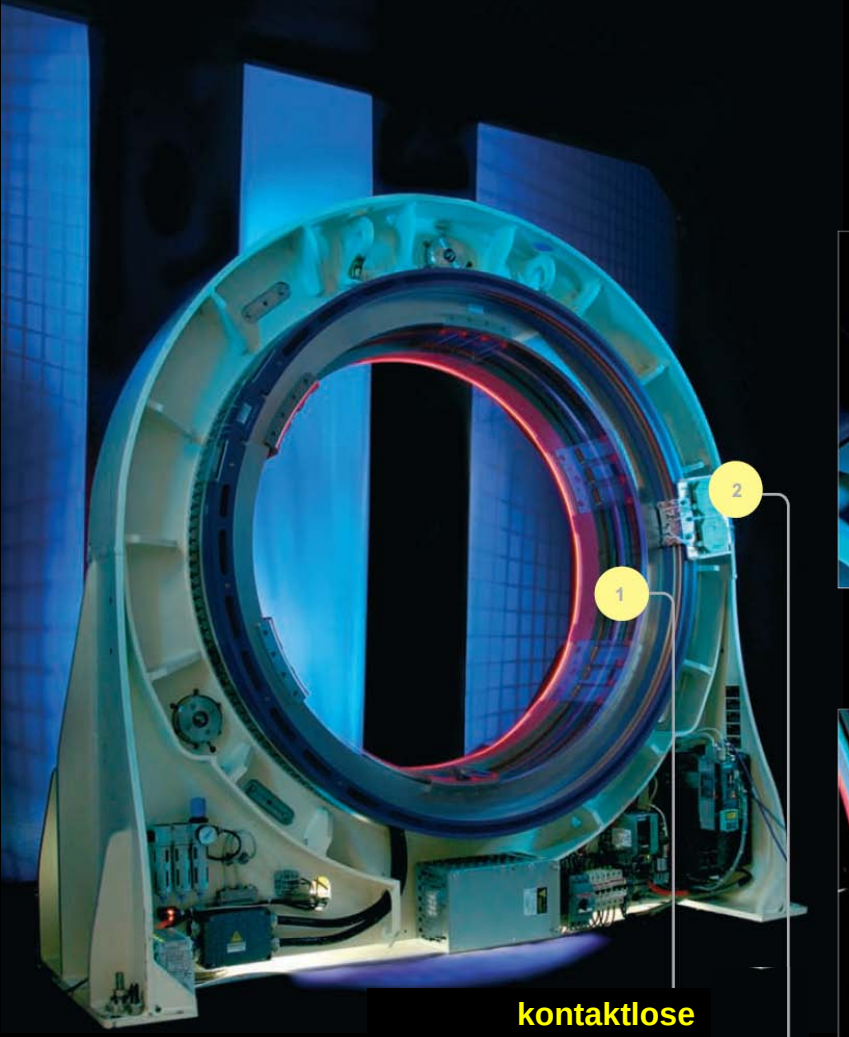
Spiral

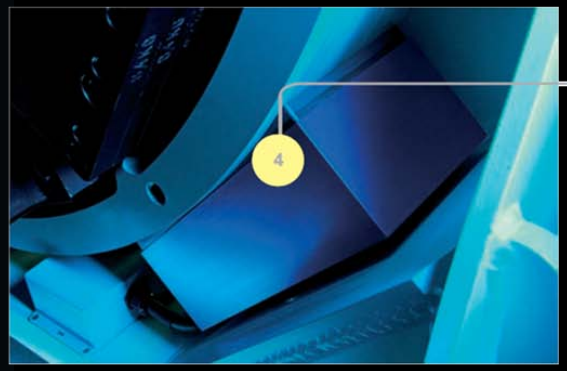


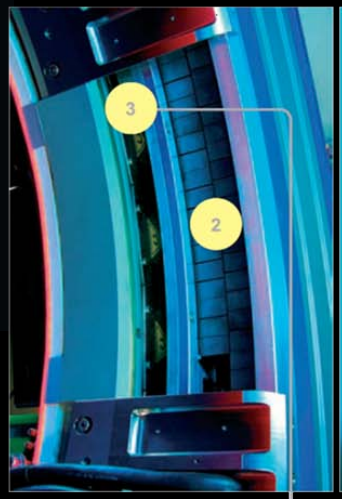
$$p = \frac{d}{M \cdot S} \leq 1.5$$

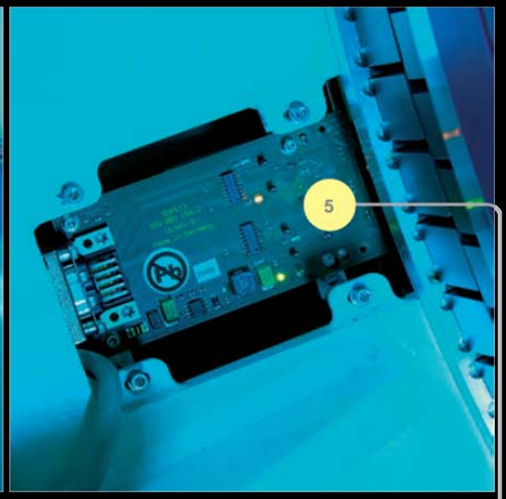
Anforderungen Mechanik

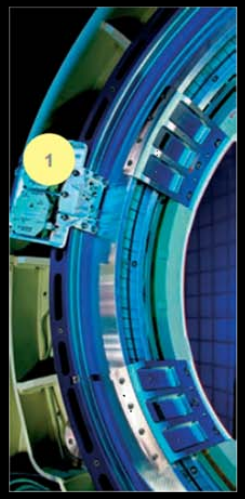
- Kontinuierliche Datenaufnahme (Spiral, Fluoro, dynamische CT, …)
- Schnelle Rotationszeiten
  - Beschleunigung bei 550 mm mit 0,5 s: $a = 9\ g$
  - mit 0,4 s: $a = 14\ g$
  - mit 0,3 s: $a = 25\ g$
  - mit 0,2 s: $a = 55\ g$
- Mechanische Genauigkeit besser als 0,1 mm
- Kompaktes Design, niedrige Kosten,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











Direktantrieb

Winkelgeber

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

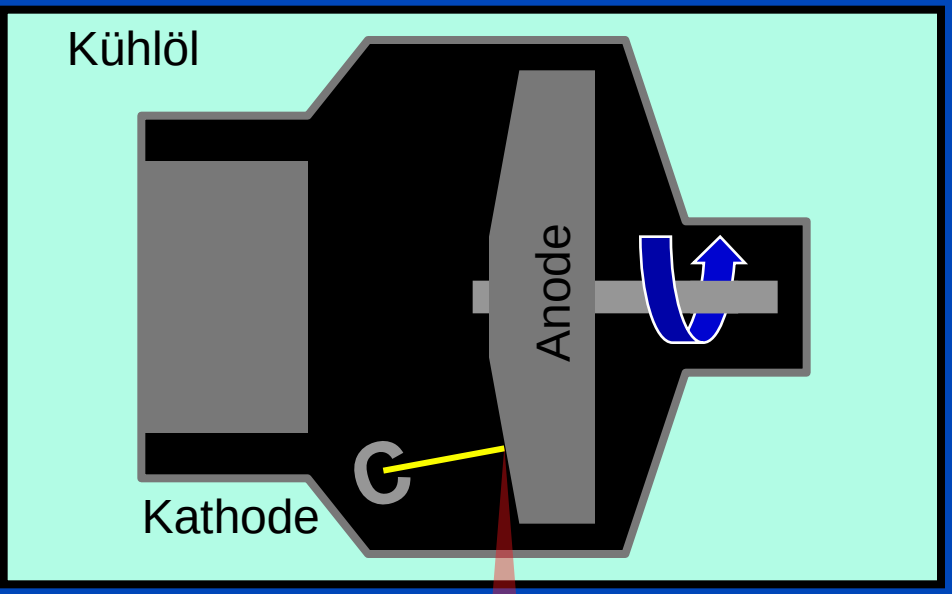
dkfz.

Anforderungen Röntgenquelle

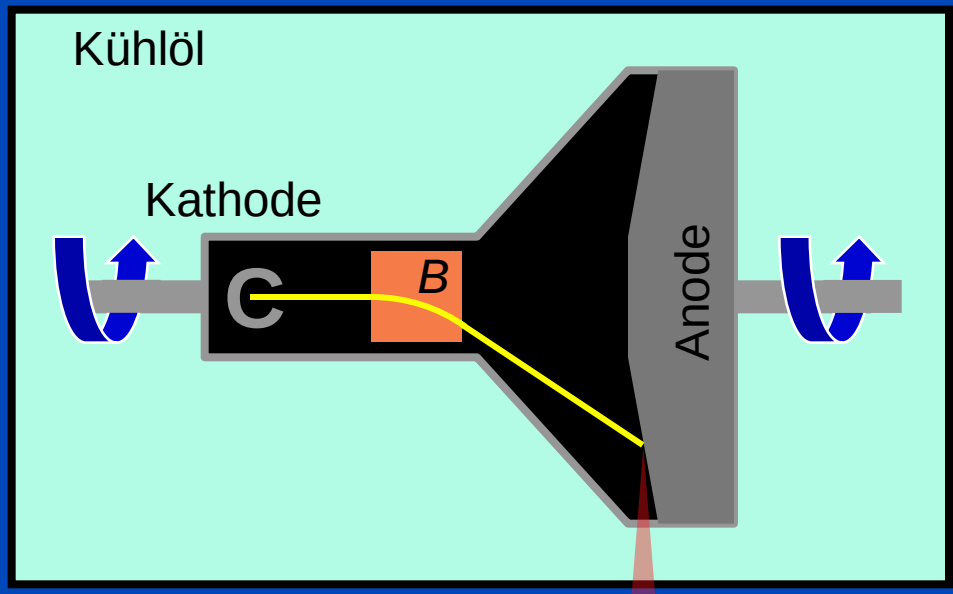
- Spannungswerte zwischen 70 und 140 kV
- Augenblicksbelastung (typ. 50-100 kW)
- Dauerbelastung (typ. >5 kW)
- Kühlraten (typ. >1 MHU pro Minute)
- Schnell regelbarer Röhrenstrom (niedrige Trägheit)
- Muss den Zentrifugalkräften standhalten
- Kompaktes und robustes Design

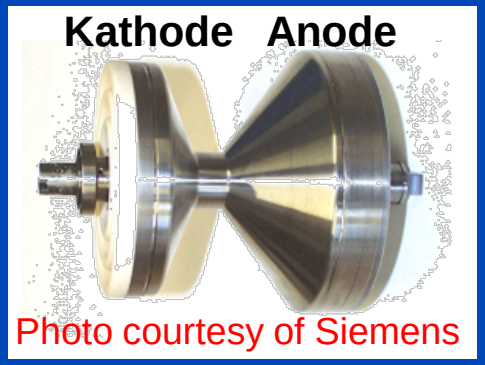
Neue Röhrentechnologie: Keine Kühlzeiten

Konventionelle Röhre
(Anode rotierend, Kathode und Gehäuse stationär)



High Performance Röhre
(Kathode, Anode und Gehäuse rotierend)





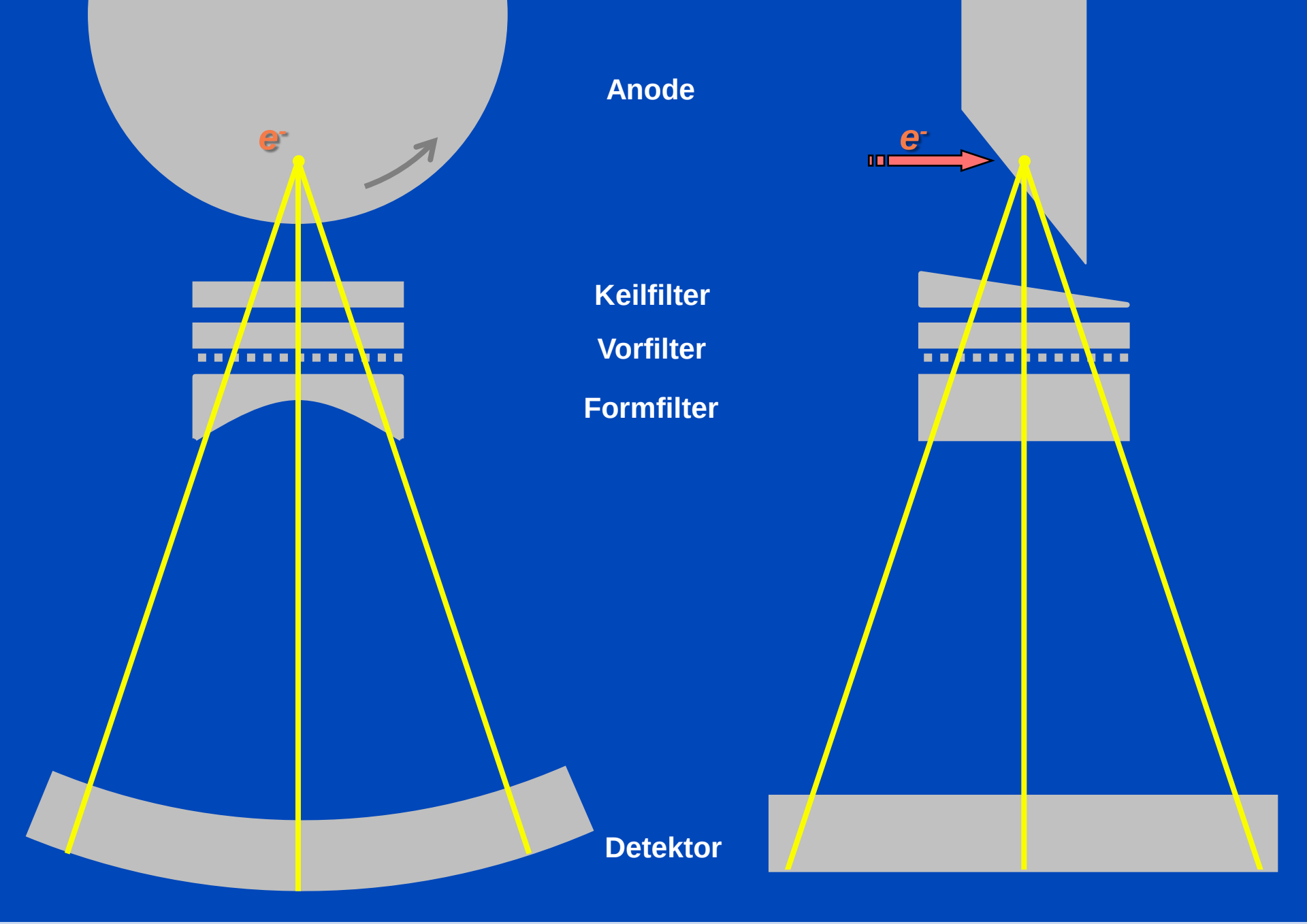


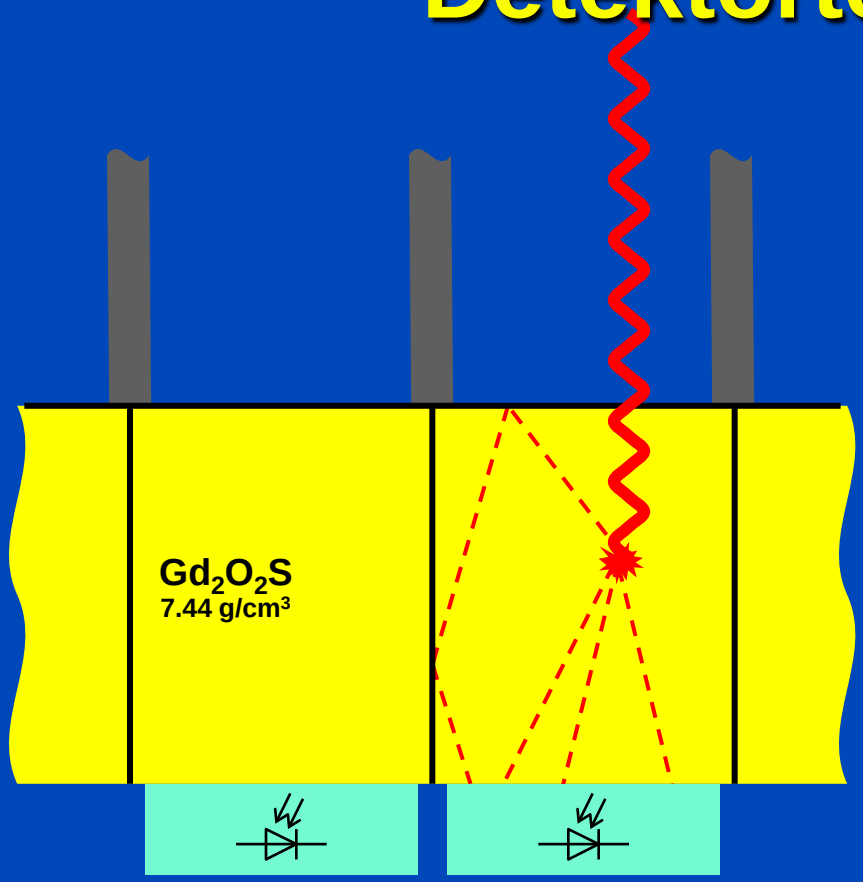
Abbildung nicht maßstabsgetreu. Die Anordnung der Filter kann von System zu System variieren.

Anforderungen Detektor

- **Mehrzeilendetektor**
- **Mehrschichtakquisition**
- **Samplingrate (typ. 300 µs)**
- **Abklingzeit (< 10 µs)**
- **Absorption**
- **Geometrische Effizienz**
- **Zählrate (bis zu 10^9 cps*)**
- **Dynamikbereich (≥ 20 bit)**

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

Detektortechnologie



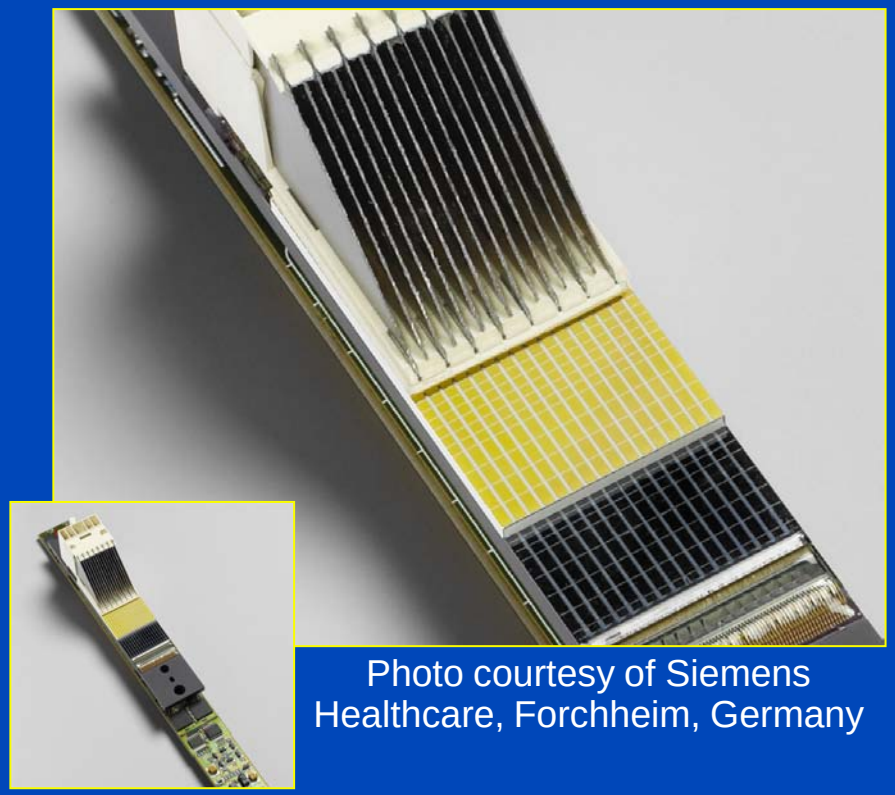


Photo courtesy of Siemens Healthcare, Forchheim, Germany

	Configuration	Kollimierung	Rotation	Ausleserate
GE	64 × 0.625 mm	40 mm	0.35 s	6.4 kHz
Philips	2·128 × 0.625 mm	80 mm	0.27 s	8.9 kHz
Siemens	2·2·64 × 0.6 mm	38.4 mm	0.28 s	4.6 kHz
Toshiba	320 × 0.5 mm	160 mm	0.275 s	2.9 kHz

Photo courtesy by GE

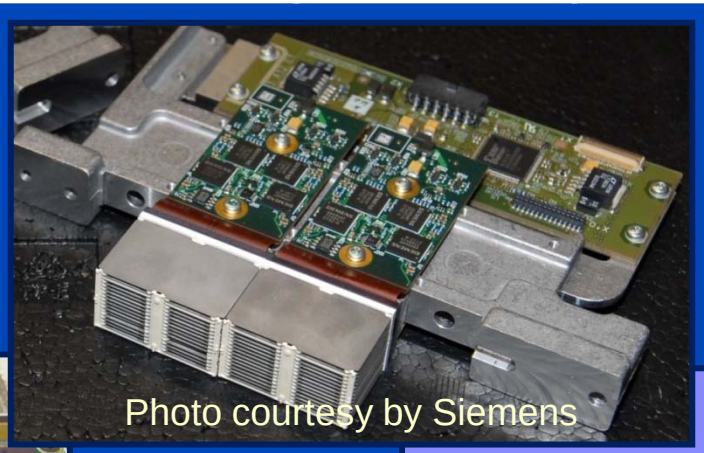


Photo courtesy by Siemens

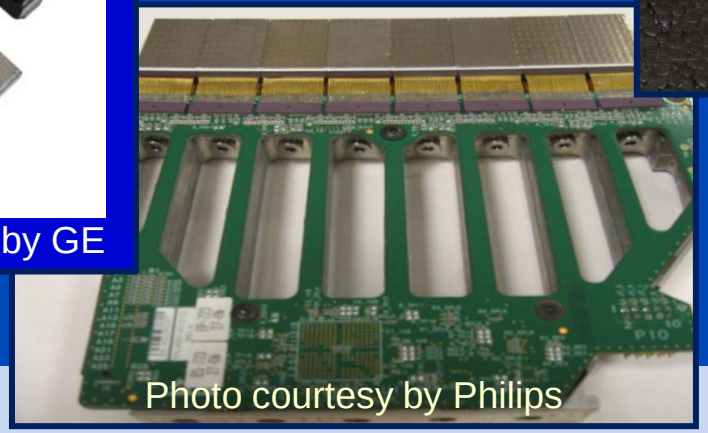


Photo courtesy by Philips

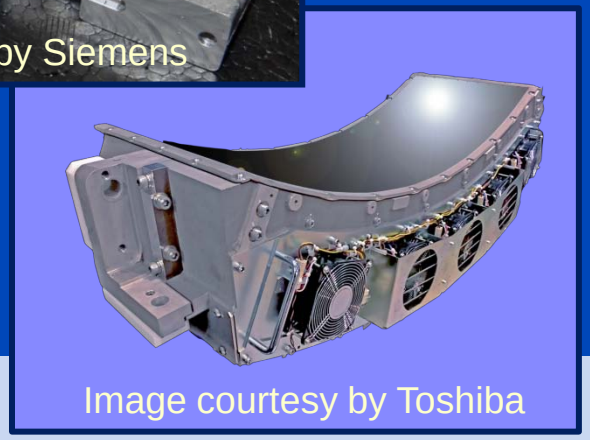
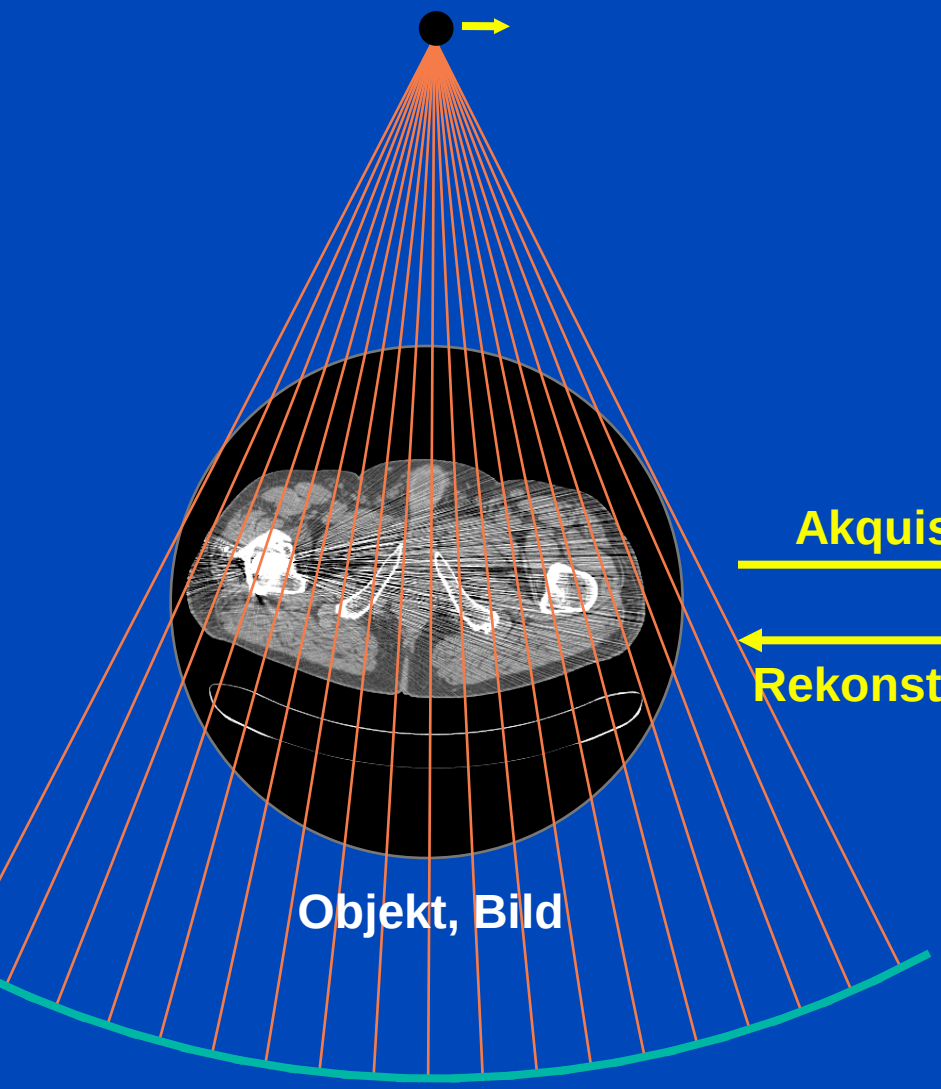


Image courtesy by Toshiba

MSCT

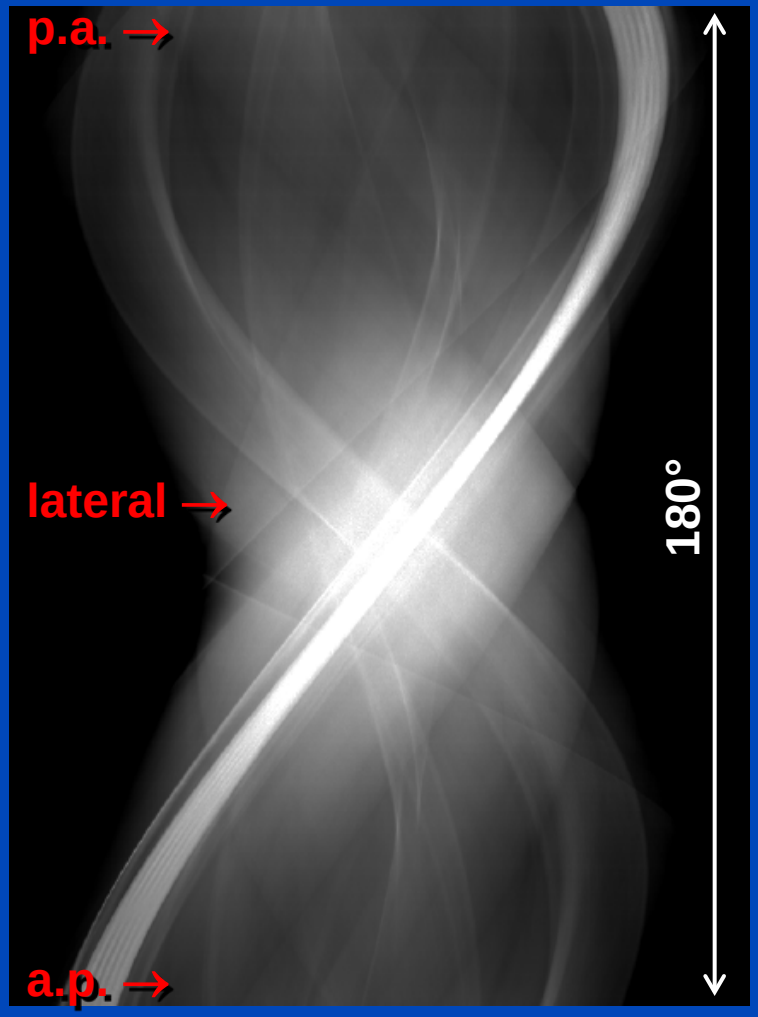
Grundlagen und Besonderheiten

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



Akquisition →

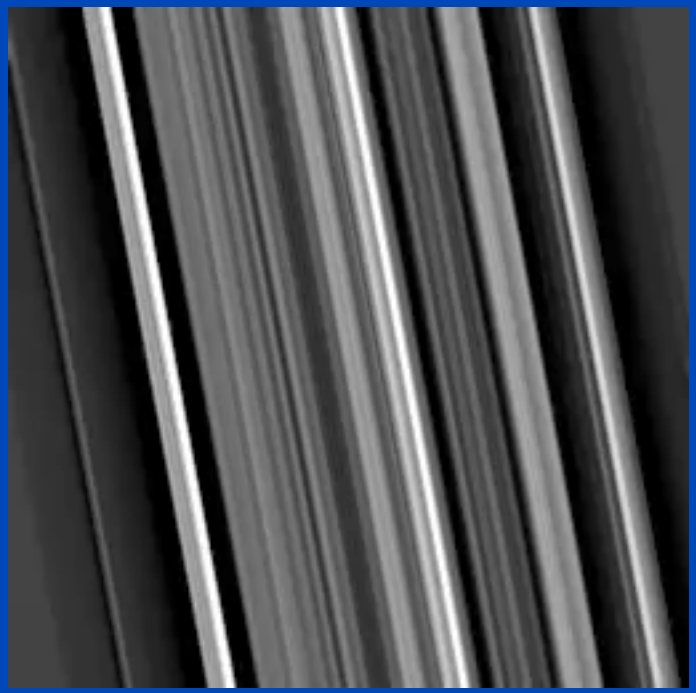
← Rekonstruktion



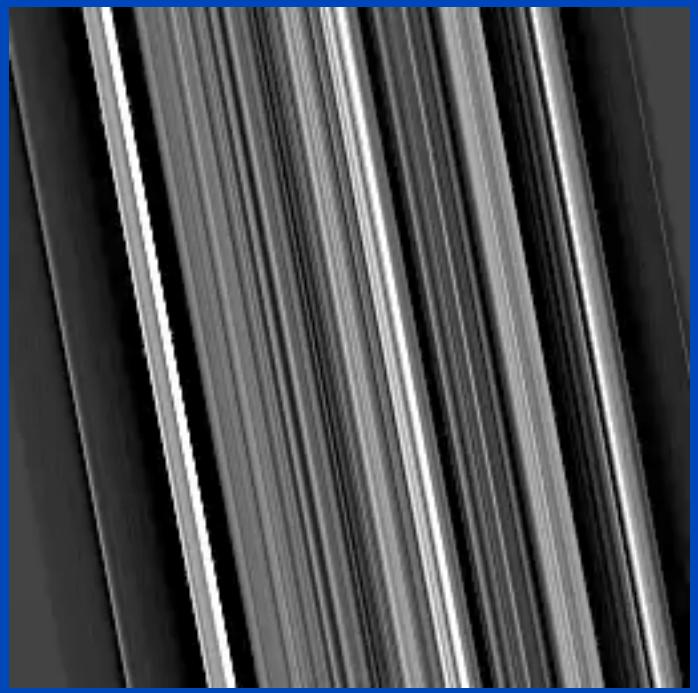
Sinogramm, Rohdaten

Gefilterte Rückprojektion (FBP)

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



Weicher Kern



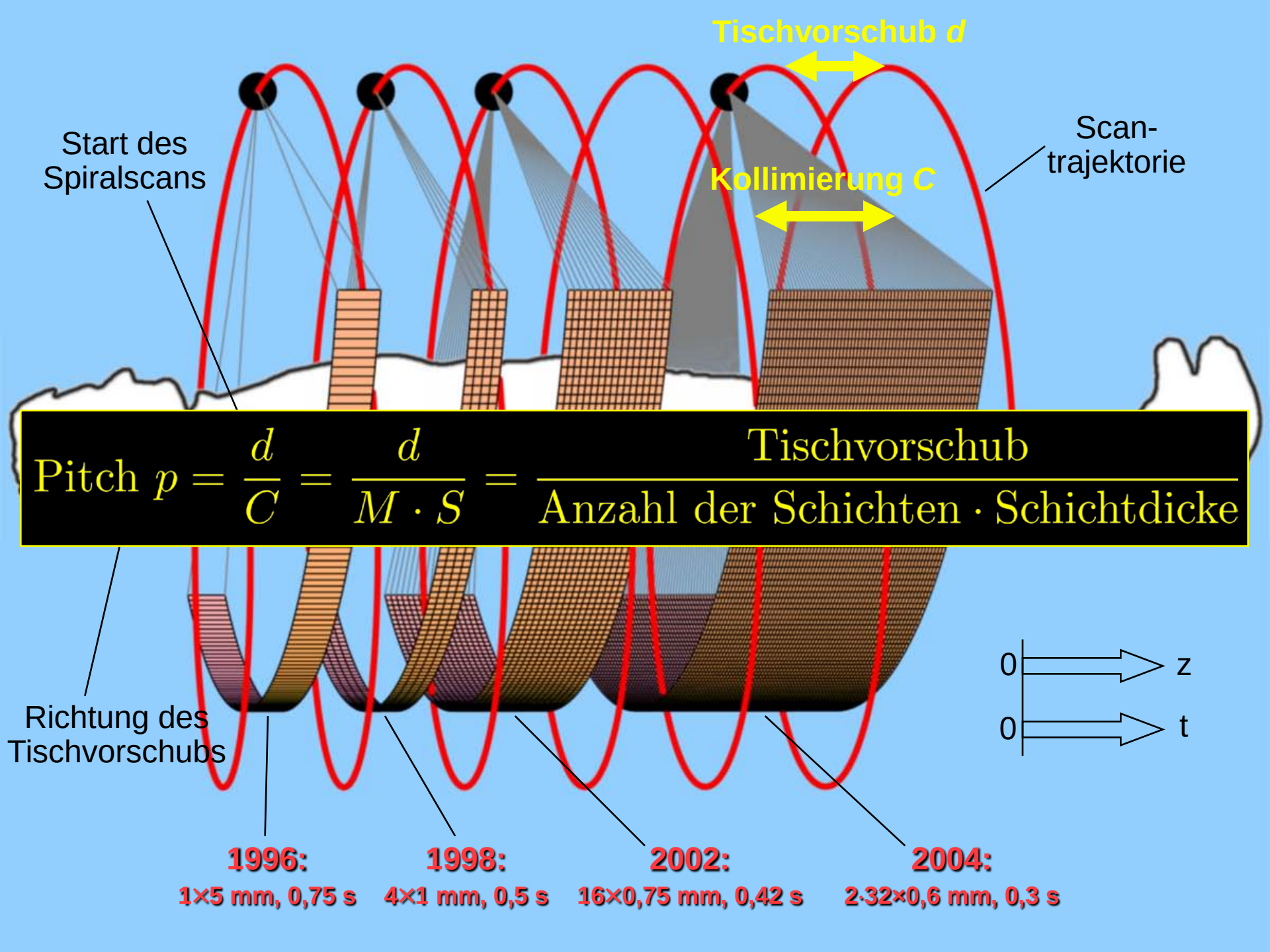
Standardkern

Bildrauschen und Ortsauflösung werden durch Wahl des Rekonstruktionskerns beeinflusst.

Wie muss gemessen werden, um Bilder rekonstruieren zu können?

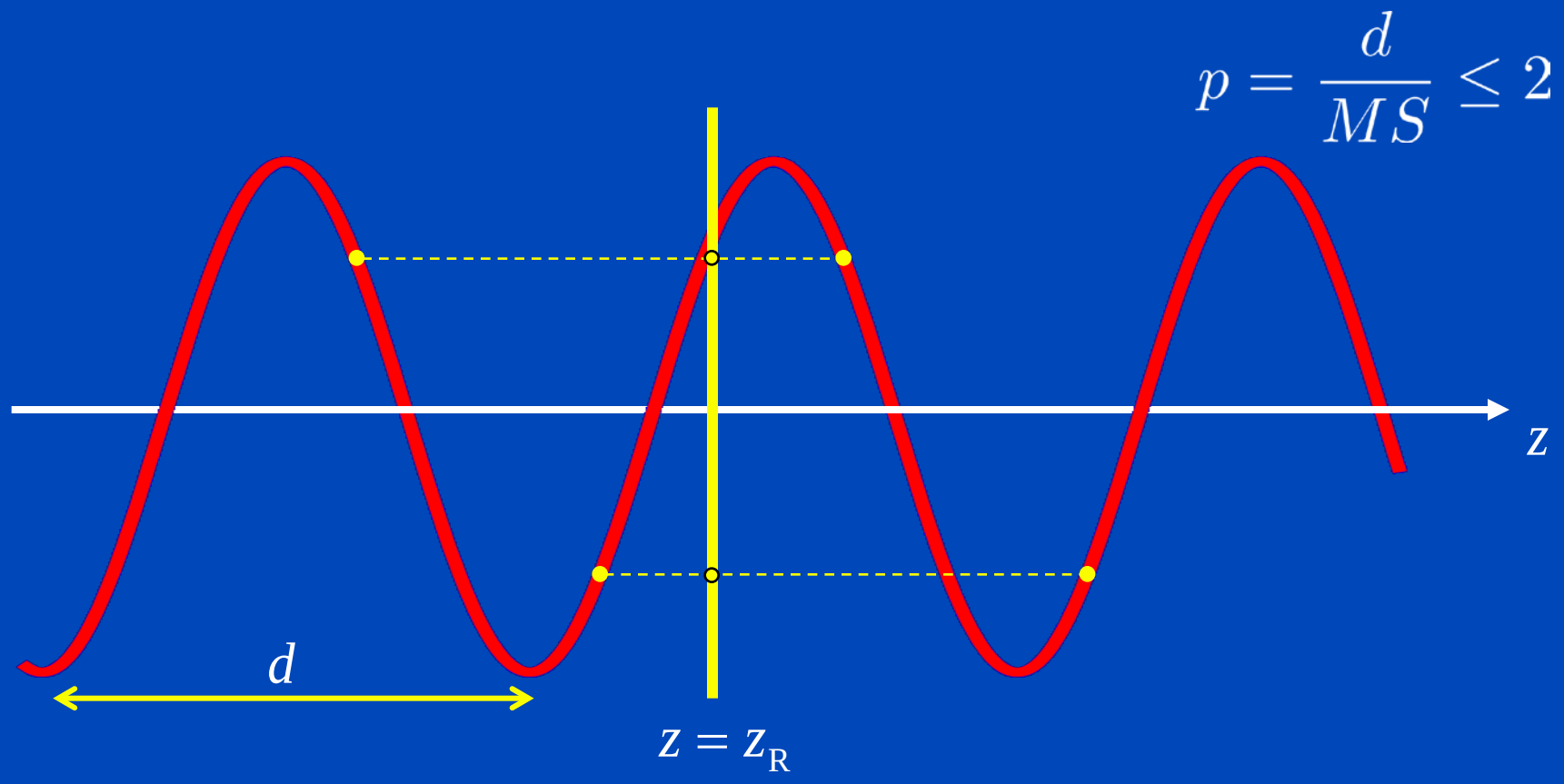
1. Es muss jeder Voxel aus einem genau 180° langen Winkelintervall gemessen werden.
2. Man kann Bilder rekonstruieren, sofern mindestens 90° an Projektionsdaten für jeden Pixel zur Verfügung stehen.
3. Für jedes CT-Bild ist ein Vollumlauf an Daten nötig.
4. Wenn mindestens 180° an Daten zur Verfügung stehen, können CT-Bilder errechnet werden.

TED



$$\text{Pitch } p = \frac{d}{C} = \frac{d}{M \cdot S} = \frac{\text{Tischvorschub}}{\text{Anzahl der Schichten} \cdot \text{Schichtdicke}}$$

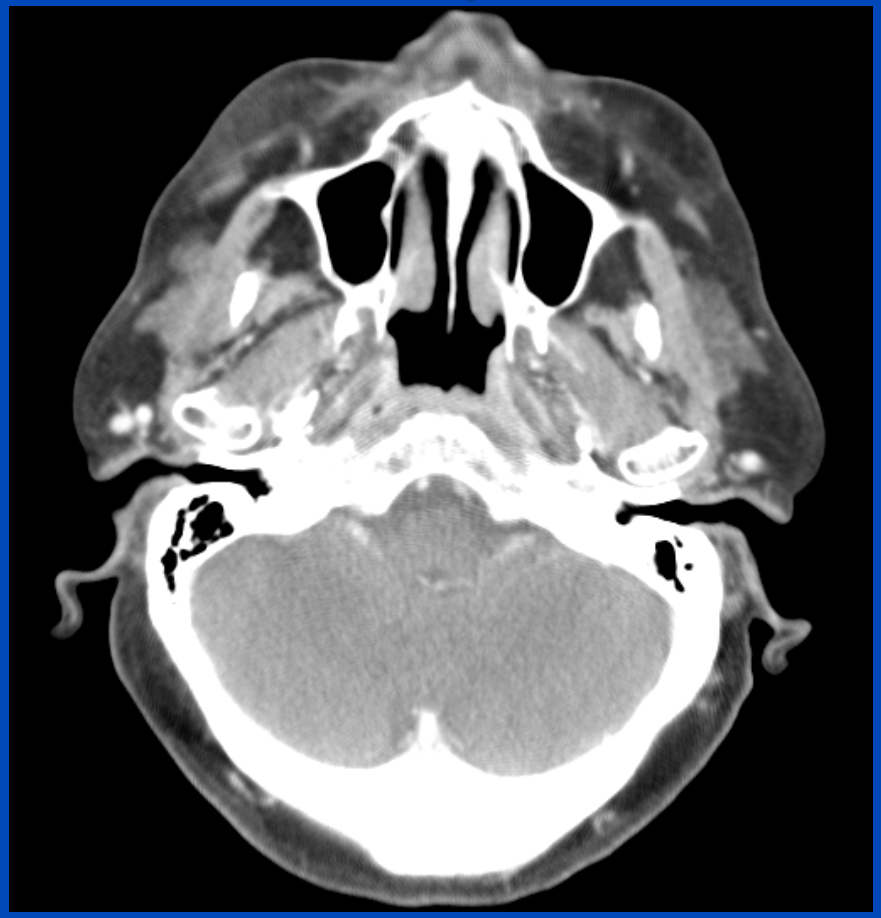
360°LI z-Interpolation bei Einschicht-CT
M = 1



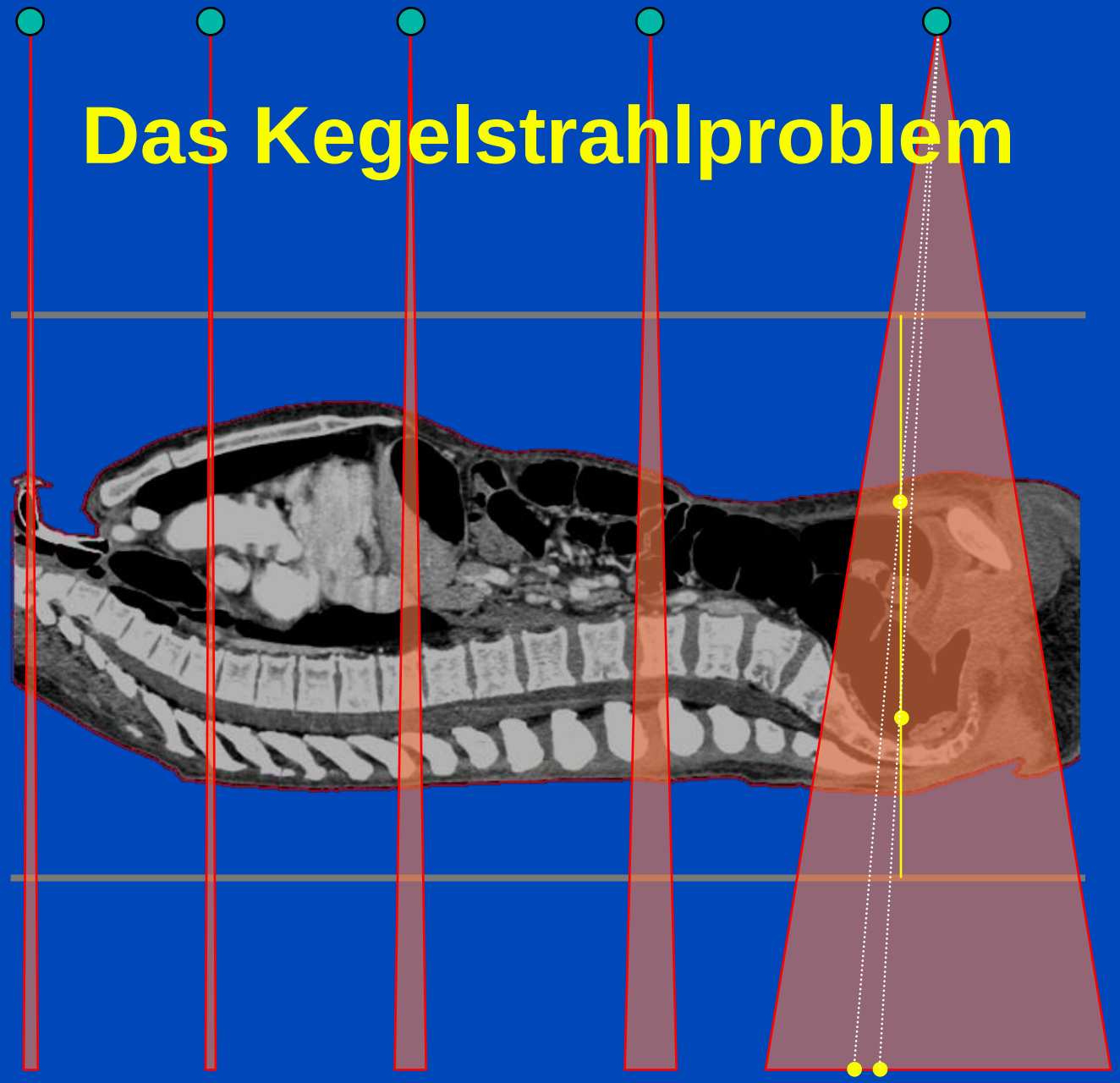
Lineare Interpolation von Daten beiderseits der Rekonstruktions-ebene, um einen virtuellen Kreisscan zu synthetisieren.

Ohne *z*-Interpolation

Mit *z*-Interpolation



Das Kegelstrahlproblem



1×5 mm	4×1 mm	16×0,75 mm	2·32×0,6 mm	320×0,5 mm
0,75 s	0,5 s	0,375 s	0,3 s	0,35 s

Advanced Single-Slice Rebinning
3D und 4D Bildrekonstruktion für kleine Kegelwinkel

ASSR*

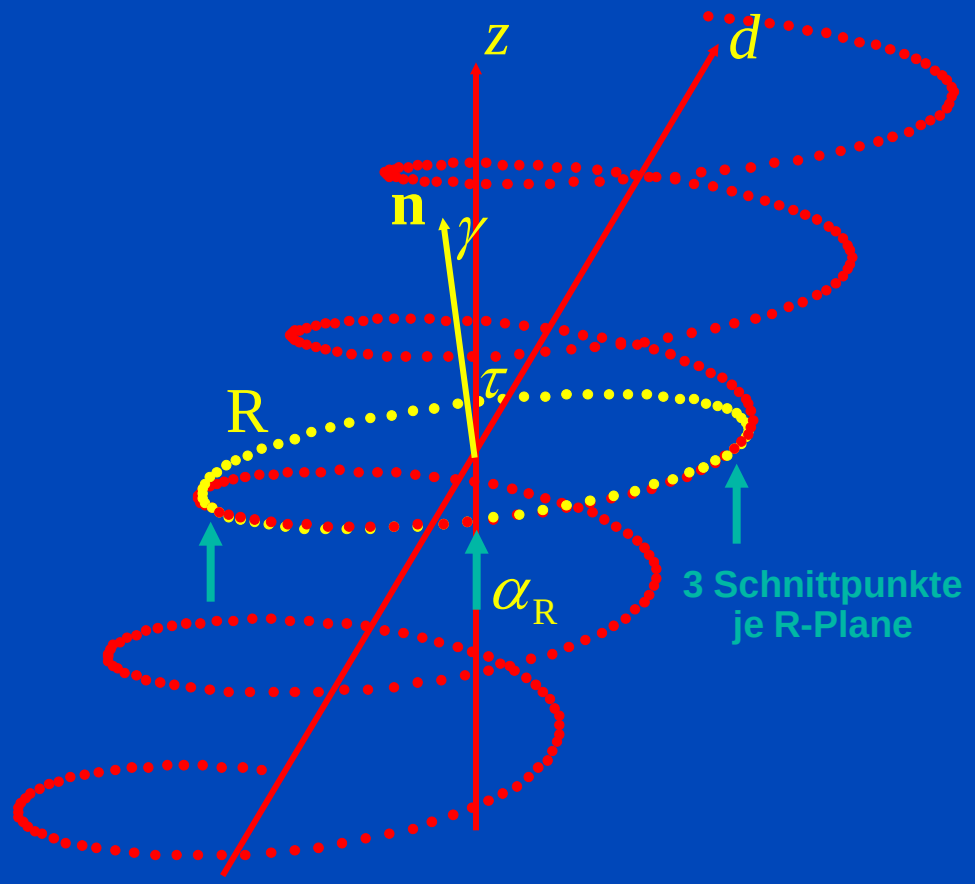
- **ist der erste praktikable Rekonstruktions-algorithmus für klinische Kegelstrahl-CT**
- **reduziert 3D Kegelstrahldaten auf gekippte 2D Schichten**
- **ist in 16- bis 64-Schicht-Scannern implementiert**

Nicht zu verwechseln mit dem PET-Algorithmus SSRB!

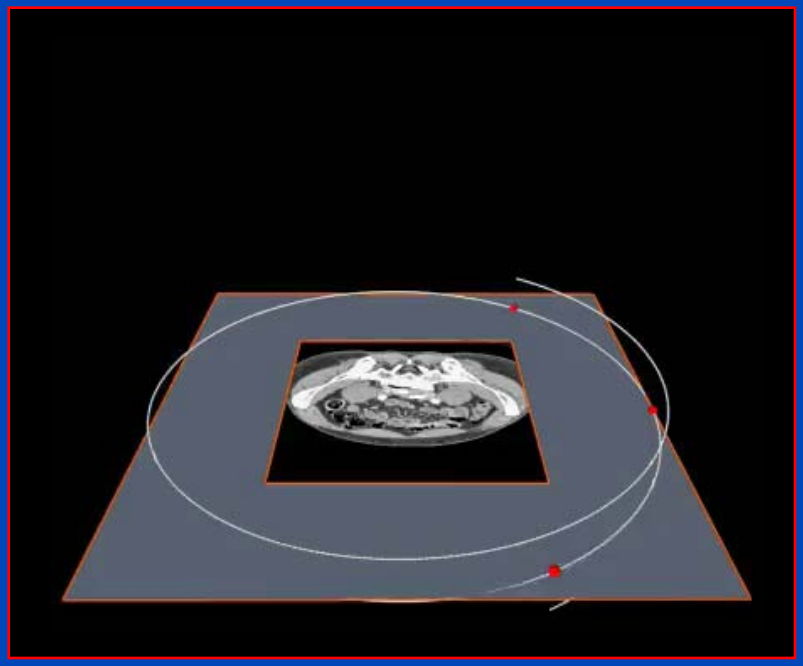
* Kachelrieß M, Schaller S, Kalender WA. Med Phys 2000; 27(4):754-772

dkfz.

ASSR Prinzip



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



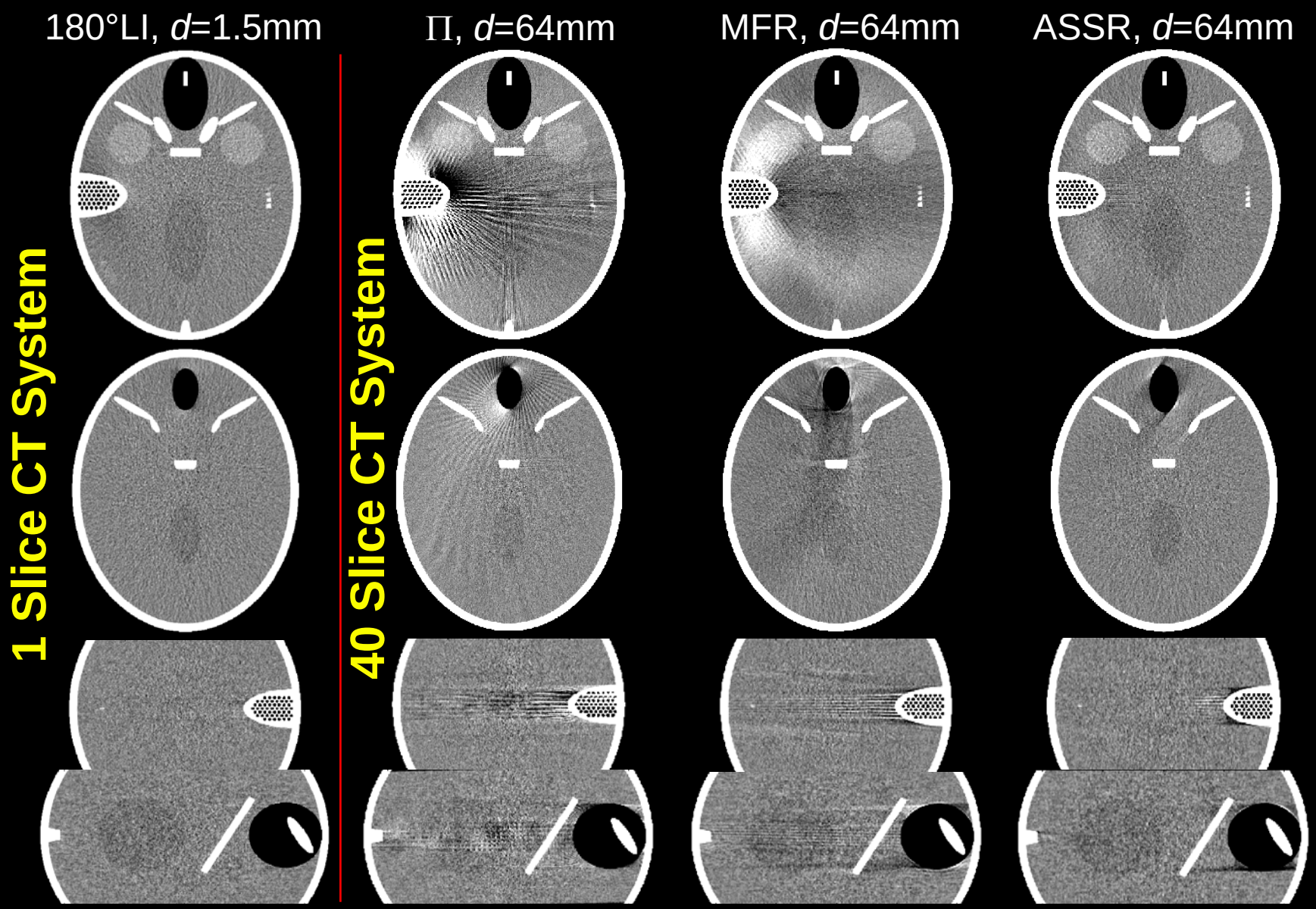
Mittlere Abweichung bei R_F**:** $\Delta_{mean} \approx 0{,}014\,d$

bei R_M**:** $\Delta'_{mean} \approx 0{,}007\,d$

Kachelrieß M, Schaller S, Kalender WA. Med Phys 2000; 27(4):754-772

dkfz.

Cone-Beam-CT-Algorithmen ≤1999



Bruder H, Kachelrieß M, Schaller S. SPIE Med. Imag. Conf. Proc., 3979, 2000

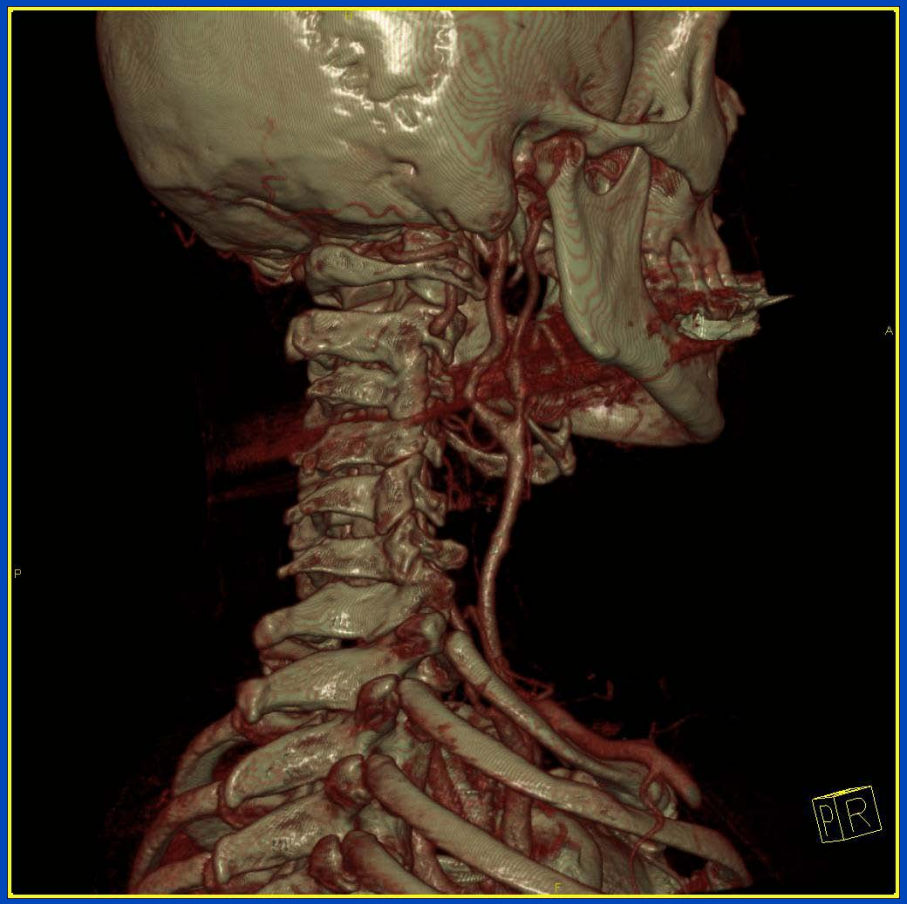
Patientenbilder mit ASSR

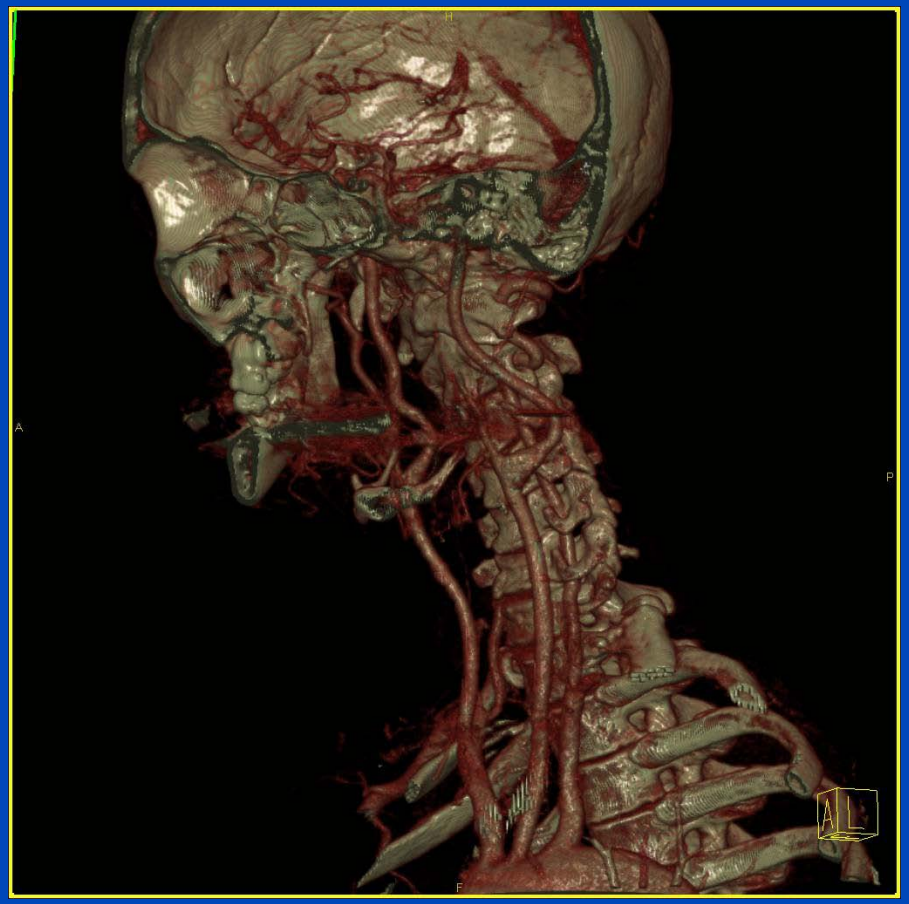
- Beste Performance
- Optimale Bildqualität
- 2D Hardware ausreichend
- 100% Dosisnutzung
- Pitch beliebig

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

CT-Angiographie

Sensation 64 Spiralscan mit 2·32×0,6 mm und 0,375 s





Wie soll es weitergehen?

Iterative Bildrekonstruktion

oder lieber

Cardio CT?

$$x^2 = y$$

Modell

$$x = \sqrt{y}$$

Lösung

Gefilterte Rückprojektion[1] (FBP)

Modell

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

Fouriertransformation:

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

Das ist dasZentralschnitttheorem: $P(\vartheta,u) = F(u\cos\vartheta, u\sin\vartheta)$

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

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

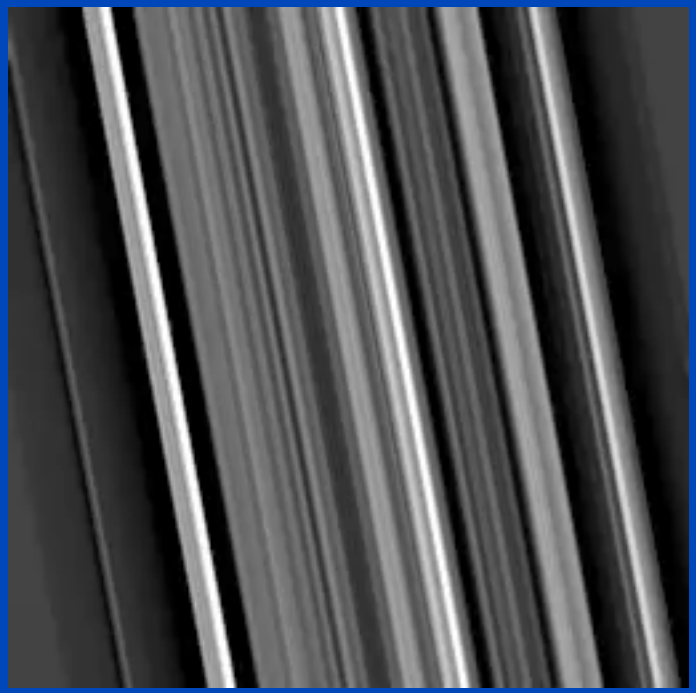
Lösung

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

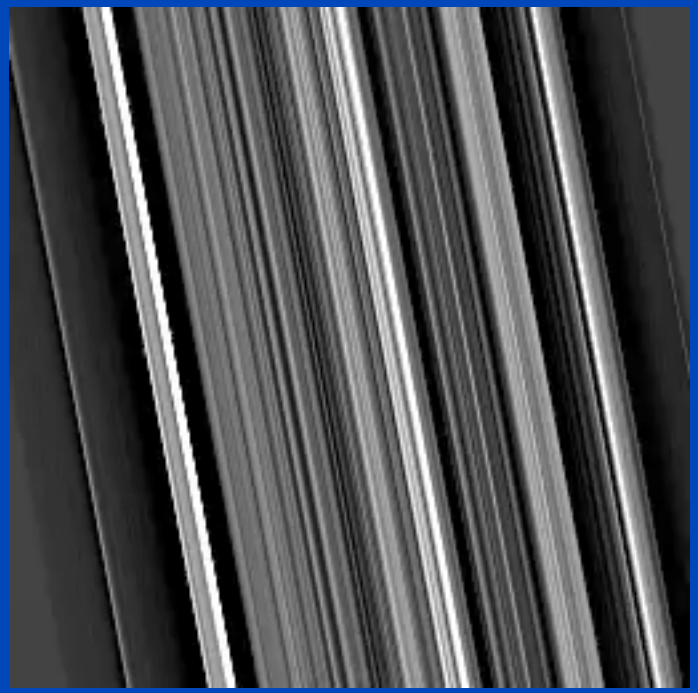
dkfz.

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.

$$x^2 = y$$

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

Modell

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

$$x_n^2 + 2x_n\Delta x_n + \cancel{\Delta x_n^2} = y$$

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

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

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

Update-gleichung

Dies ist eine iterative Lösungsstrategie.

dkfz.

Einfluss Updategleichung und Modell

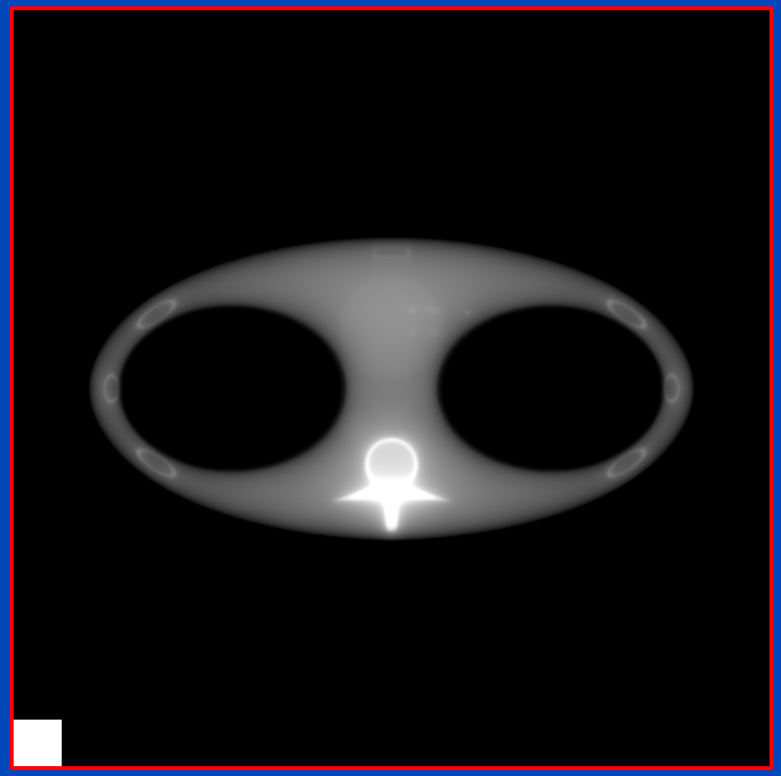
$0.5\,(3 - x_n^2)/x_n$	$0.4\,(3 - x_n^2)/x_n$	$0.5\,(3 - x_n^{2.1})/x_n$
$x_0 = 1.$	$x_0 = 1.$	$x_0 = 1.$
$x_1 = 2.$	$x_1 = 1.8$	$x_1 = 2.$
$x_2 = 1.75$	$x_2 = 1.74667$	$x_2 = 1.67823$
$x_3 = 1.73214$	$x_3 = 1.73502$	$x_3 = 1.68833$
$x_4 = 1.73205$	$x_4 = 1.73265$	$x_4 = 1.68723$
$x_5 = 1.73205$	$x_5 = 1.73217$	$x_5 = 1.68734$
$x_6 = 1.73205$	$x_6 = 1.73207$	$x_6 = 1.68733$
$x_7 = 1.73205$	$x_7 = 1.73206$	$x_7 = 1.68733$
$x_8 = 1.73205$	$x_8 = 1.73205$	$x_8 = 1.68733$

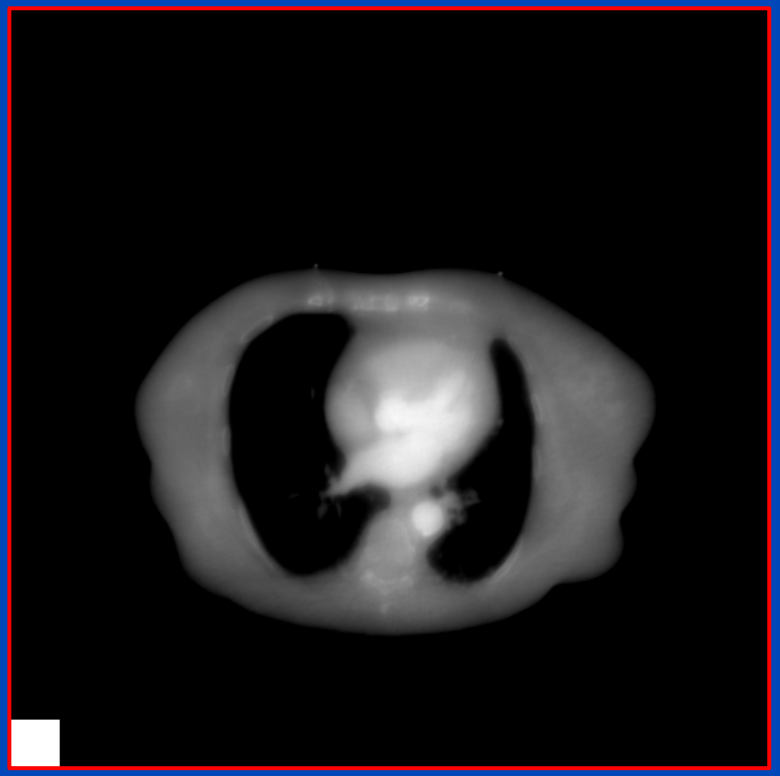
$$x^2 = 3, \quad x_0 = 1, \quad x_{n+1} = x_n + \Delta x_n$$

Varianten der iterativen Rekonstruktion

- **ART** $$\boldsymbol{f}_{\nu+1} = \boldsymbol{f}_{\nu} + \boldsymbol{R}^{\mathrm{T}} \cdot \frac{\boldsymbol{p} - \boldsymbol{R} \cdot \boldsymbol{f}_{\nu}}{\boldsymbol{R}^{2} \cdot \mathbf{1}}$$
- **SART** $$\boldsymbol{f}_{\nu+1} = \boldsymbol{f}_{\nu} + \frac{1}{\boldsymbol{R}^{\mathrm{T}} \cdot \mathbf{1}} \boldsymbol{R}^{\mathrm{T}} \cdot \frac{\boldsymbol{p} - \boldsymbol{R} \cdot \boldsymbol{f}_{\nu}}{\boldsymbol{R} \cdot \mathbf{1}}$$
- **MLEM** $$\boldsymbol{f}_{\nu+1} = \boldsymbol{f}_{\nu} \frac{\boldsymbol{R}^{\mathrm{T}} \cdot \left(e^{-\boldsymbol{R} \cdot \boldsymbol{f}_{\nu}}\right)}{\boldsymbol{R}^{\mathrm{T}} \cdot \left(e^{-\boldsymbol{p}}\right)}$$
- **OSC** $$\boldsymbol{f}_{\nu+1} = \boldsymbol{f}_{\nu} + \boldsymbol{f}_{\nu} \frac{\boldsymbol{R}^{\mathrm{T}} \cdot \left(e^{-\boldsymbol{R} \cdot \boldsymbol{f}_{\nu}} - e^{-\boldsymbol{p}}\right)}{\boldsymbol{R}^{\mathrm{T}} \cdot \left(e^{-\boldsymbol{R} \cdot \boldsymbol{f}_{\nu}} \boldsymbol{R} \cdot \boldsymbol{f}_{\nu}\right)}$$
- **und viele viele mehr…**

Iterative Rekonstruktion



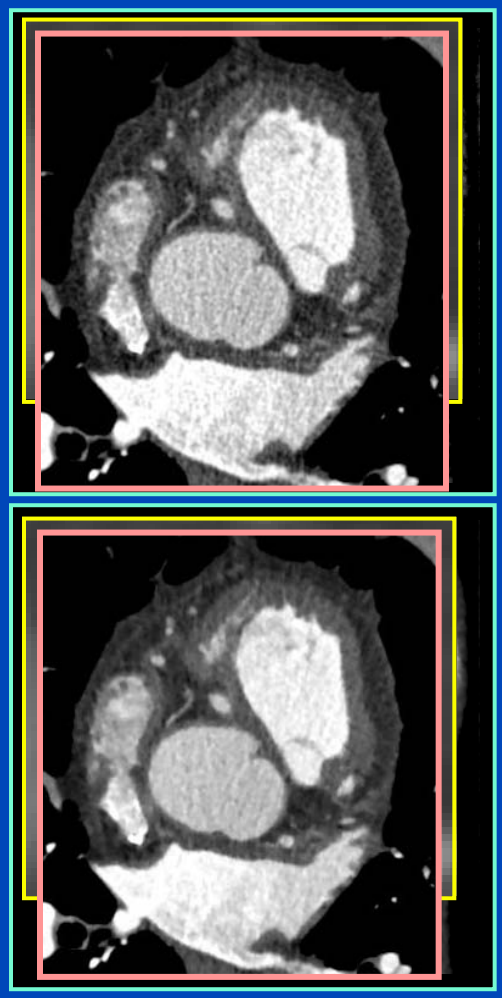


16 Iterationen mit Ordered Subsets

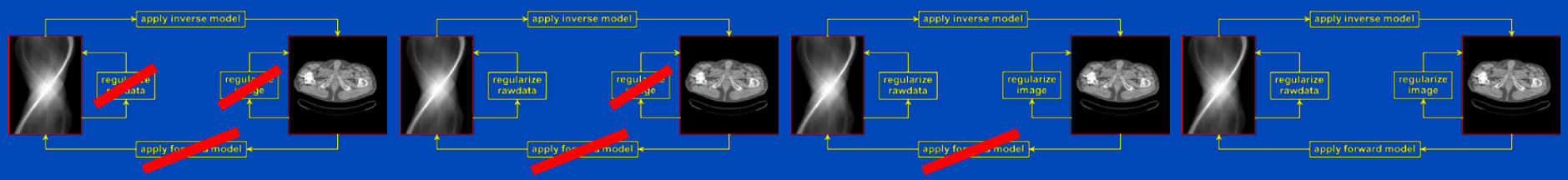
C = 0 HU, *W* = 1000 HU

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.
- In der CT verhinderte der Rechenaufwand den routinemäßigen Einsatz bisher.
- Erste CT Produktimplementierungen
  - AIDR (adaptive iterative dose recuction, Toshiba)
  - ASIR (adaptive statistical iterative reconstruction, GE)
  - iDose (Philips)
  - IRIS (image reconstruction in image space, Siemens)
  - SAFIRE (sinogram-affirmed iterative reconstruction, Siemens)
  - VEO, MBIR (model-based iterative reconstruction, GE)



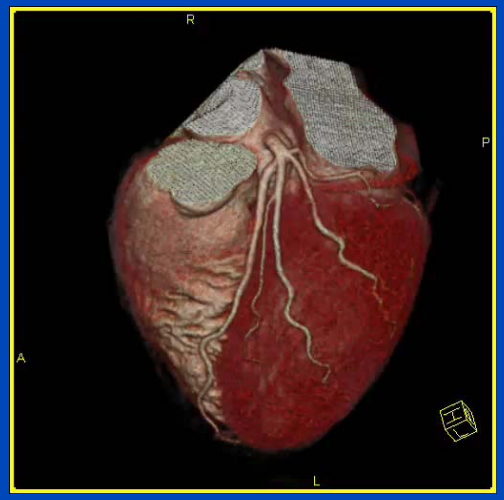
Plain FBP	Siemens Standard	IRIS VA34	SAFIRE VA40
σ = 26.8 HU	σ = 17.6 HU	σ = 12.3 HU	σ = 7.8 HU



CT images provided by Siemens Healthcare, Forchheim, Germany

dkfz.

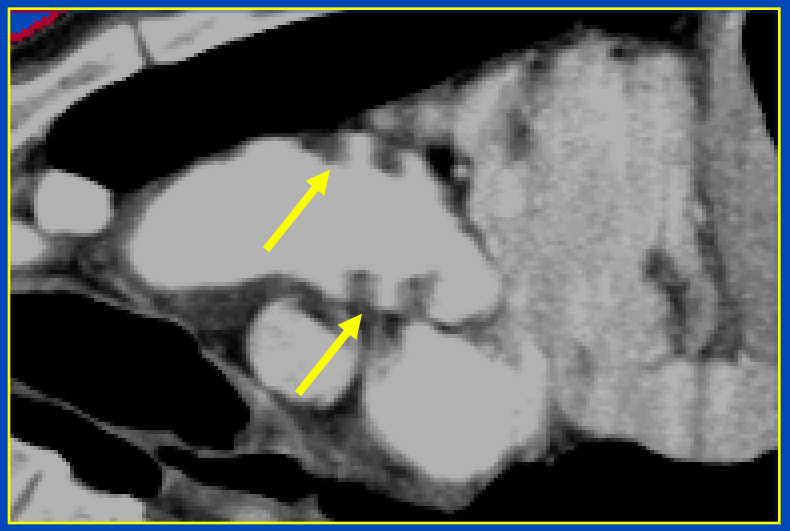
Herzbildgebung mit CT
(Cardio-CT = phasenkorrelierte CT)

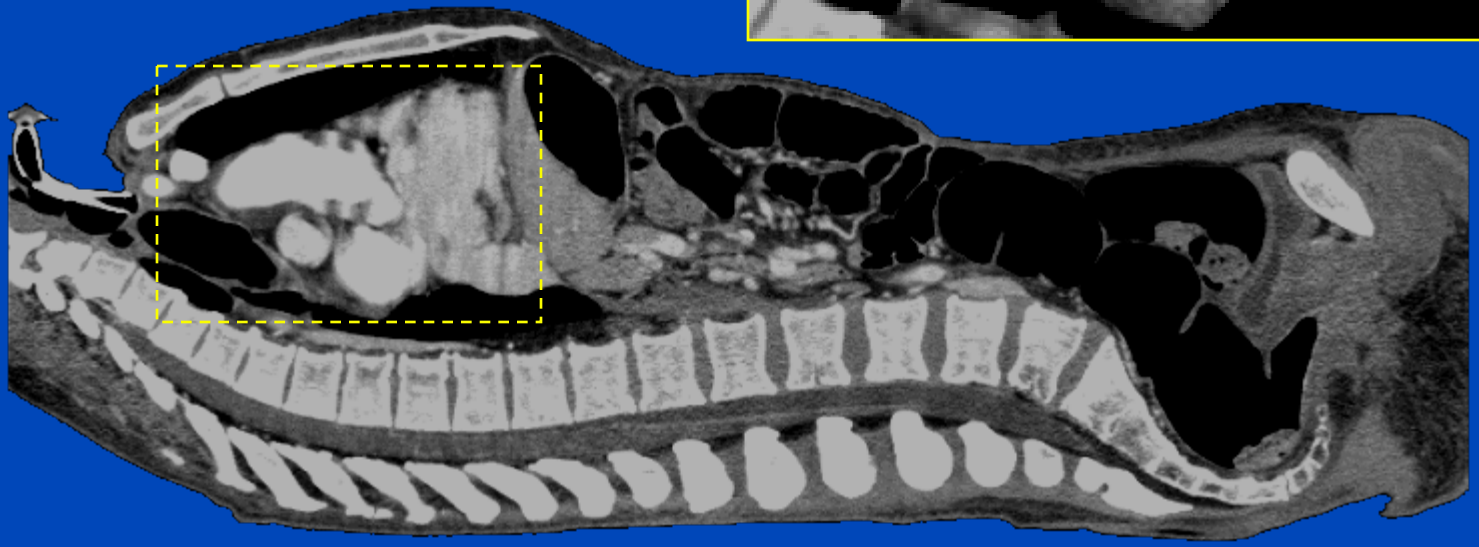


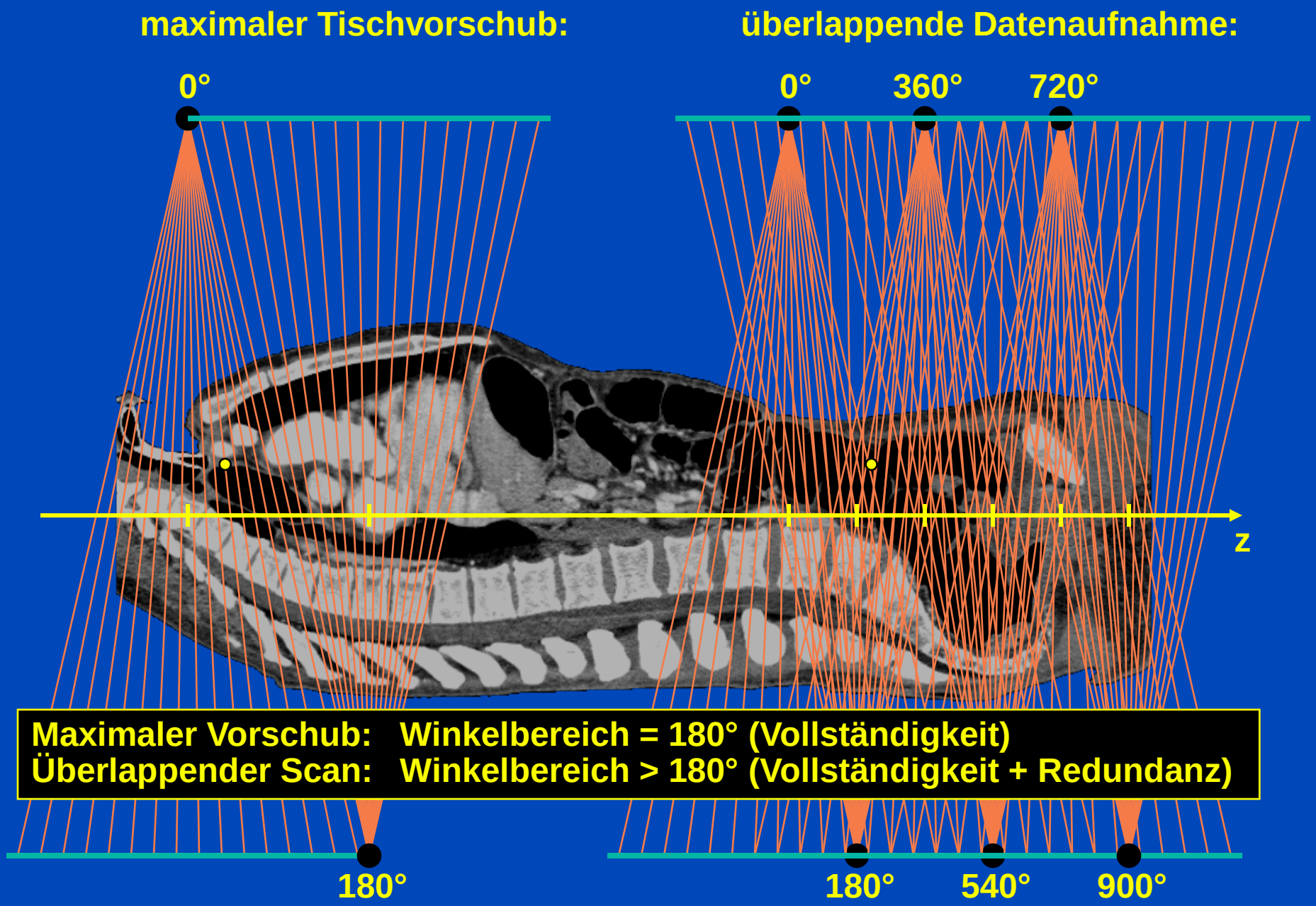
- **Periodische Bewegung**
- **Synchronisation (EKG, Kymogramm, …)**
- **Phasenkorrelierte Scans = <u>Prospektives Gating</u>**
  - Geringer Erfolg in den 80er und 90er Jahren
  - Vielversprechend bei heutigen Scannern mit großen Kegelwinkeln
- **Phasenkorrelierte Rekonstruktion = <u>Retrospektives Gating</u>**
  - 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 1996[1])
    - » Mehrschicht-Spiral-CT: 180°MCD, 180°MCI (seit 1998[2])
    - » Kegelstrahl-Spiral-CT: ASSR CD, ASSR CI (seit 2000[3])
    - » Kegelstrahl-Spiral-CT mit großen Winkeln: EPBP (seit 2002[4])
    - » Multi-Source Kegelstrahl-Spiral-CT: EPBP (seit 2005[5])

[1]Med. Phys. 25(12):2417-2431 (1998), [2]Med. Phys. 27(8):1881-1902 (2000), [3]Proc. Fully 3D-2001:179-182 (2001), [4]Med. Phys. 31(6): 1623-1641 (2004), [5]Med. Phys. 33(7): 2435-2447 (2006)

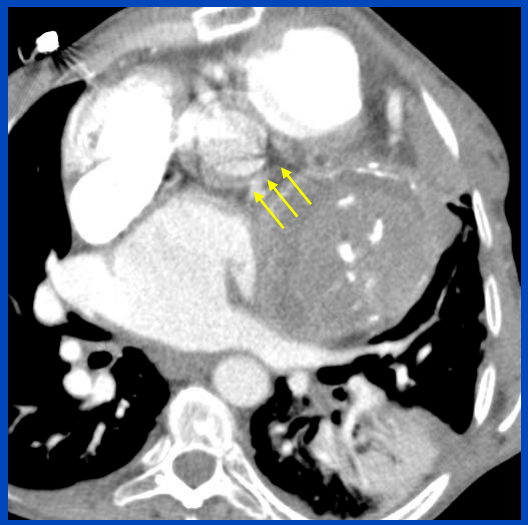
Bewegungsartefakte des Herzens







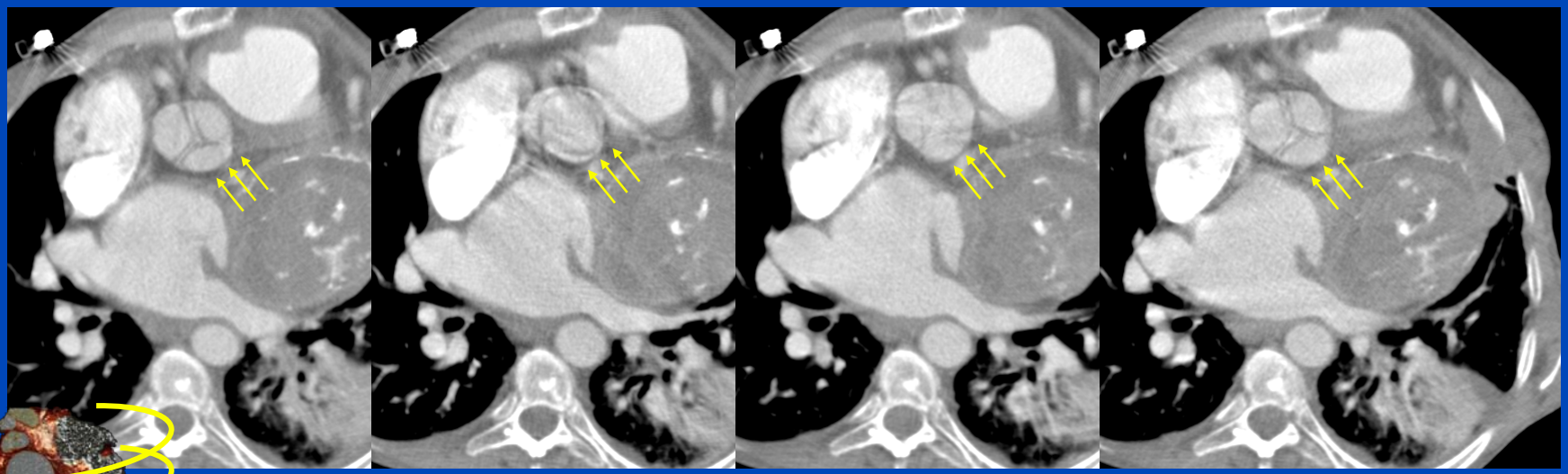
Maximaler Vorschub: Winkelbereich = 180° (Vollständigkeit)
Überlappender Scan: Winkelbereich > 180° (Vollständigkeit + Redundanz)

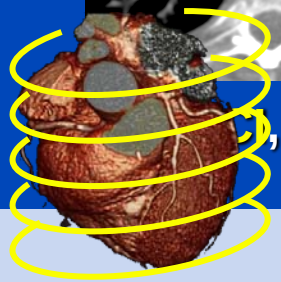


180°MLI

Cardio-Algorithmen sind phasenselektiv

Herzrate: 90 bpm





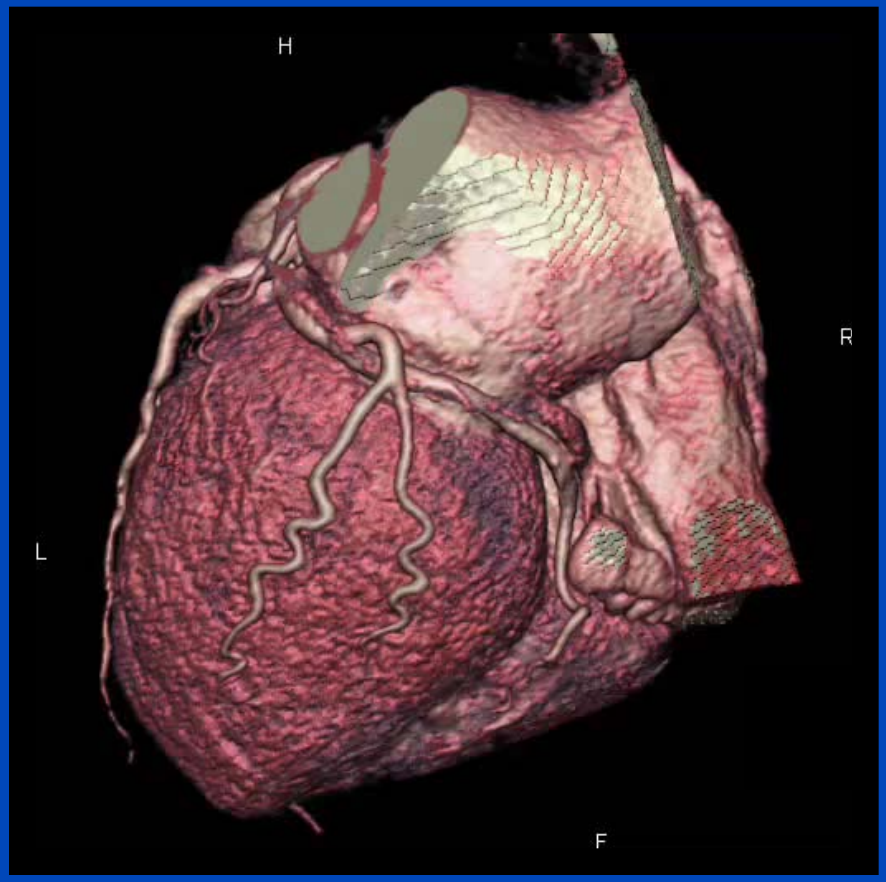
0%R-R 25%R-R 50%R-R 75%R-R

Kachelrieß et al., Med. Phys. 27(8):1881-1902, 2000

dkfz.

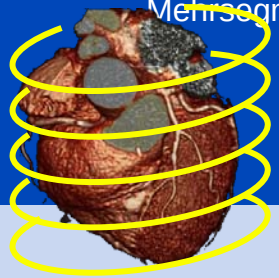
Volume Zoom, 4 × 2,5 mm, 0,5 s, 1998

Mehrsegmentrekonstruktion 180°MCI, 90 bpm

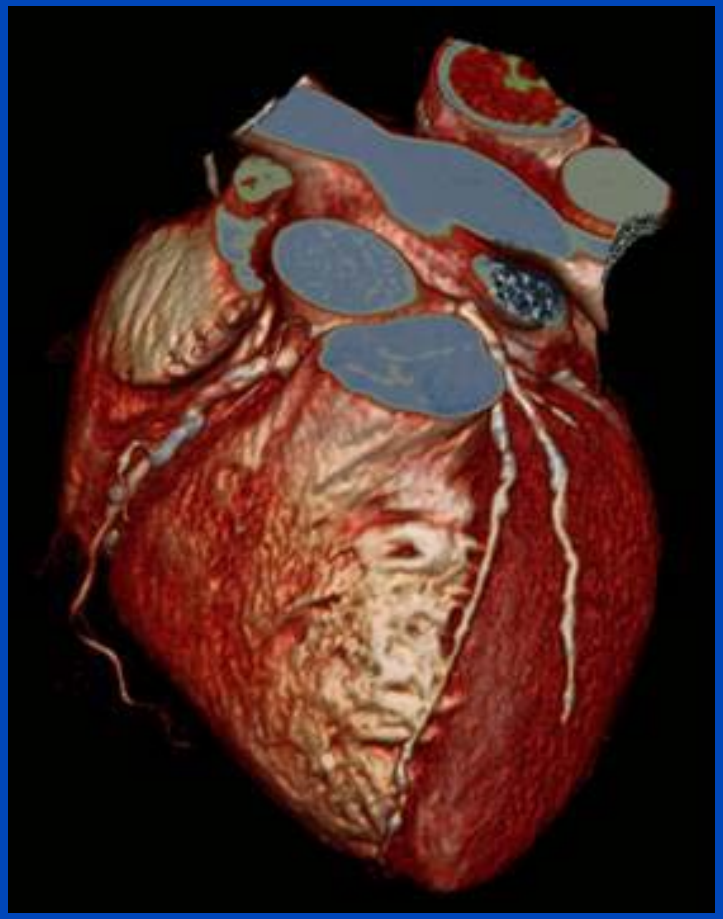


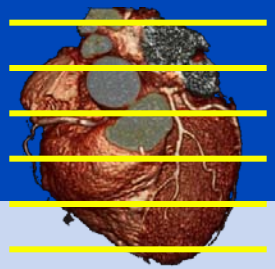
Sensation 64, 2·32 × 0,6 mm, 0,33 s, 2004

Data courtesy of Stephan Achenbach



2·64×0.6 mm, 300 ms rotation, partial scan recon, 150 ms temporal resolution

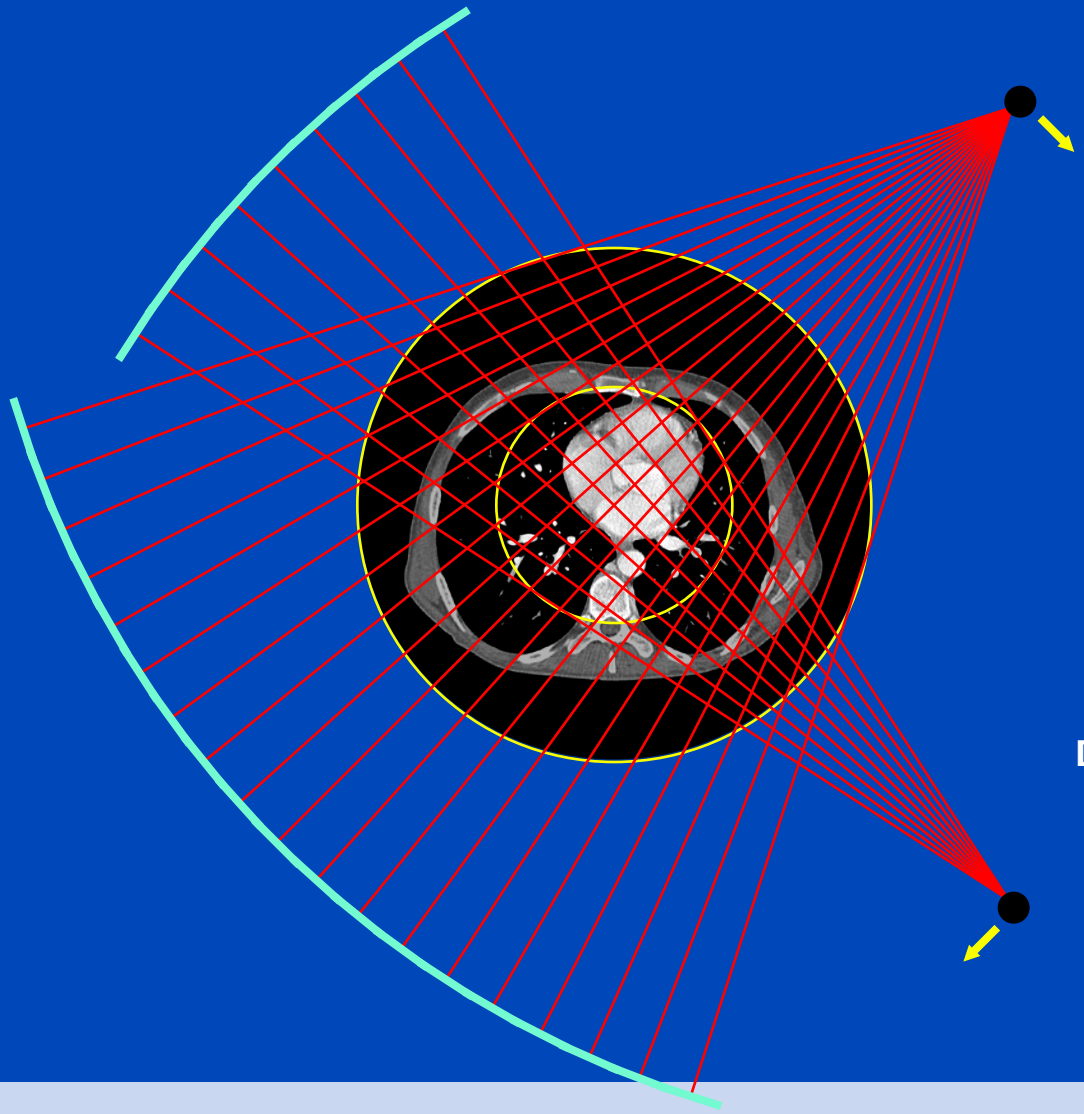




Data courtesy of Dr. Michael Lell, Erlangen, Germany

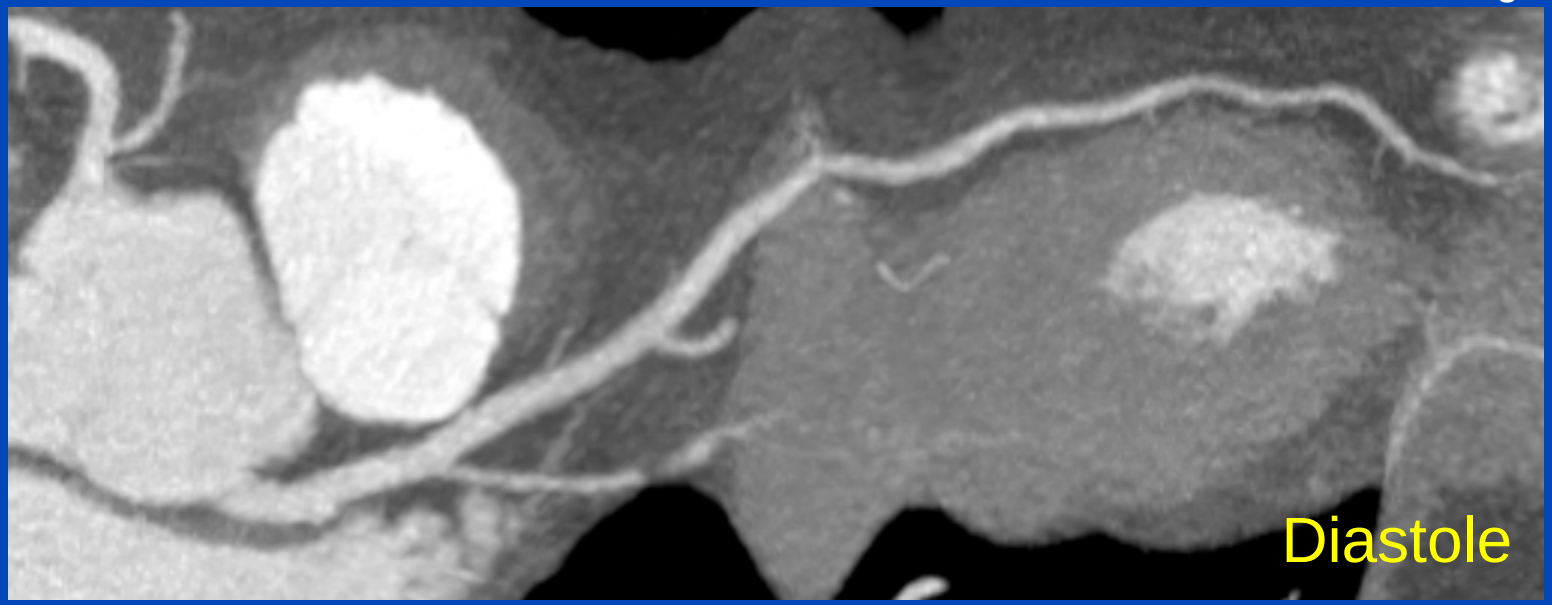
dkfz.

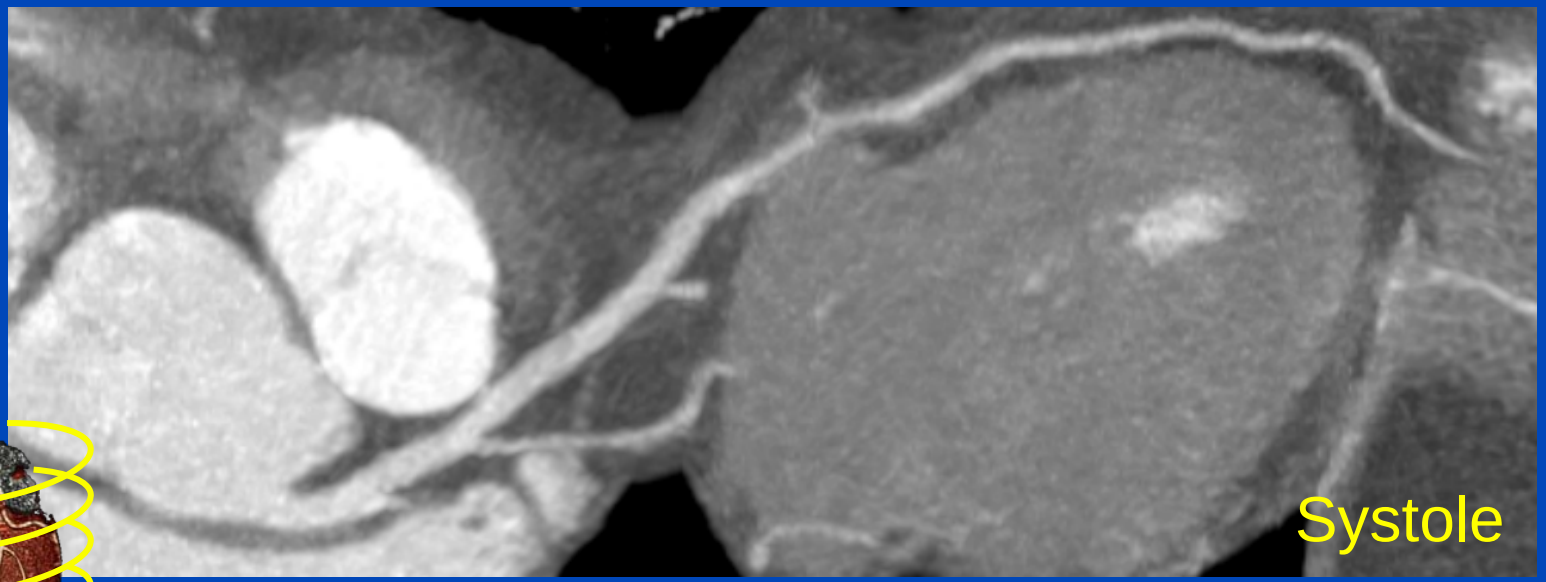
Mehrgängige Scanner, Dual-Source-CT

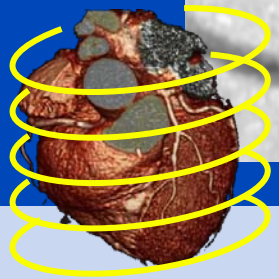


Siemens SOMATOM Definition Flash
Dual Source Kegelstrahl-Spiral-CT-Scanner

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







Data courtesy of Stephan Achenbach

dkfz.

Dual-Source-CT

Flash Mode

280 ms Rotation

Teilscanrekonstruktion

70 ms Zeitauflösung

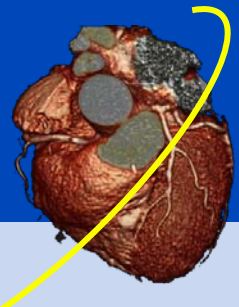
Pitch = 3,2 (43 cm/s)

320 mAs, 100 kV

10,6 cm Scanrange

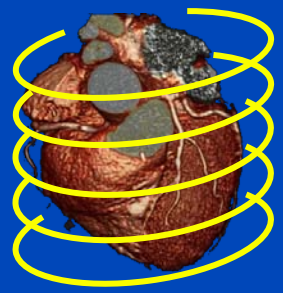
DLP = 64 mGy·cm

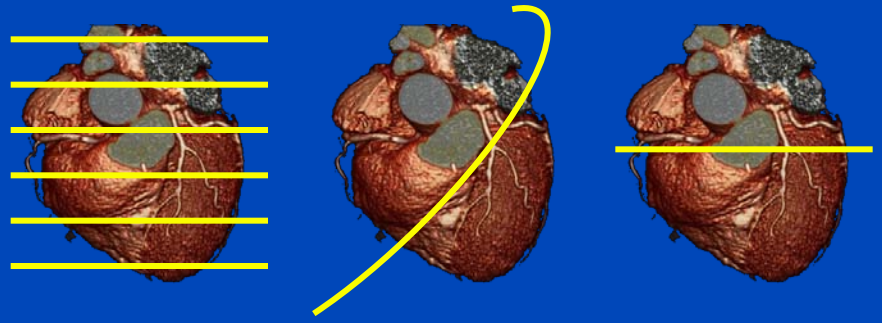
D_{eff} = 0,89 mSv



Data courtesy of Stephan Achenbach

dkfz.





Retrospektives Gating

=

Standardscan + EKG-korrelierte Rekon

Standard Spiralscan mit geringem Pitchwert ($p \leq f_H \cdot t_{rot}$)

Phasenkorrelierte Rekonstruktion

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

Funktioniert auch bei hohen Herzraten

Dosismanagement: EKG-basierte TCM

Volle Phasenselektivität

Sehr robust (Arrhythmien)

Gute Dosisnutzung

Prospektives Gating

=

EKG-getriggerter Scan + Standardrekon

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

Standardrekonstruktion

Zeitauflösung = $T_{rot} / 2$

Gut bei geringen Herzraten

Dosismanagement: inhärent

Keine Phasenselektivität

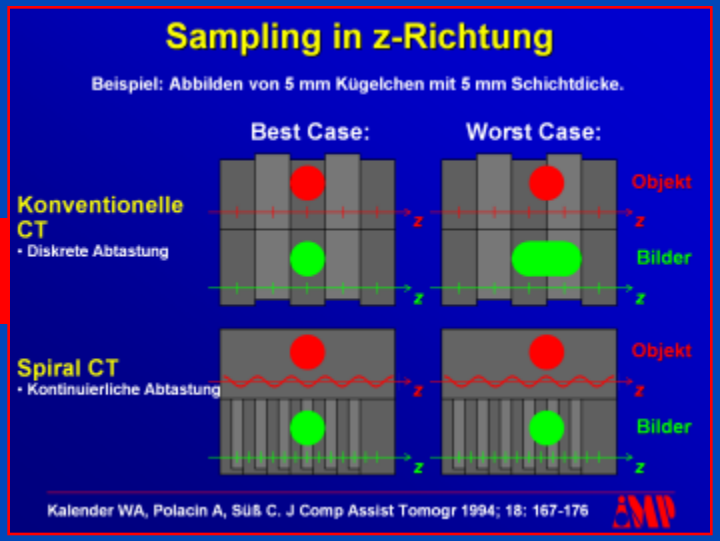
Ausreichend robust (Arrhythmien)

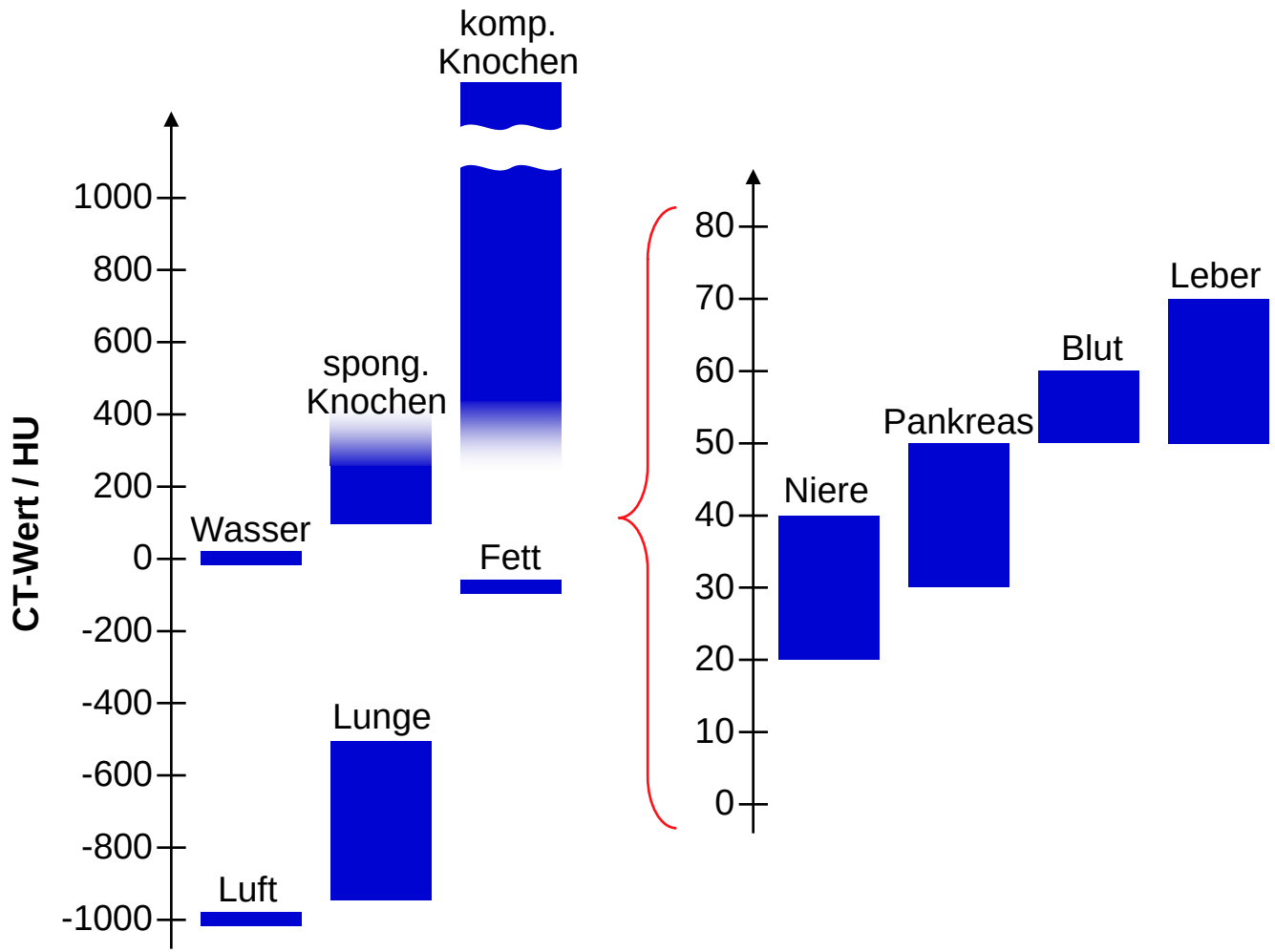
Sehr gute Dosisnutzung

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

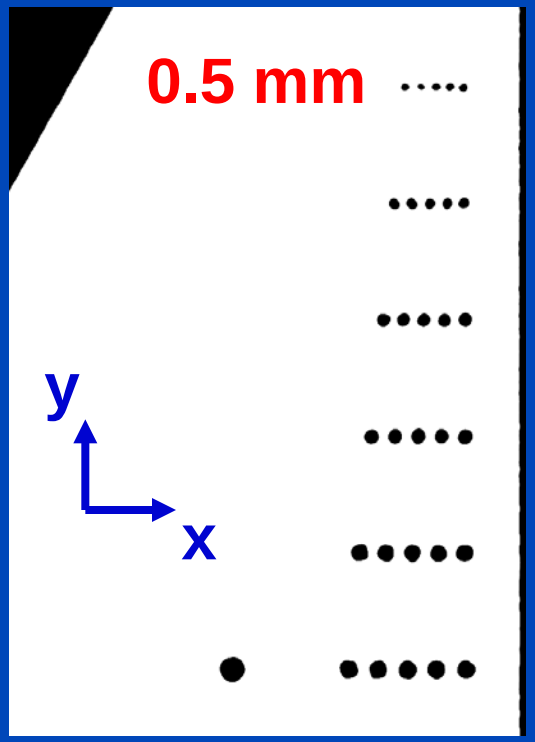




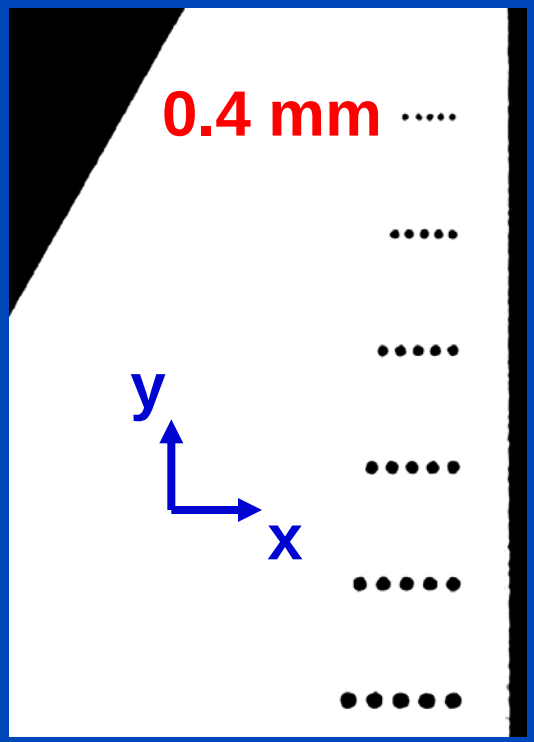
$$CT(\boldsymbol{r}) = \frac{\mu(\boldsymbol{r}) - \mu_{\text{Wasser}}}{\mu_{\text{Wasser}}} \cdot 1000 \text{ HU}$$

Ortsauflösung 1

In-plane Auflösung

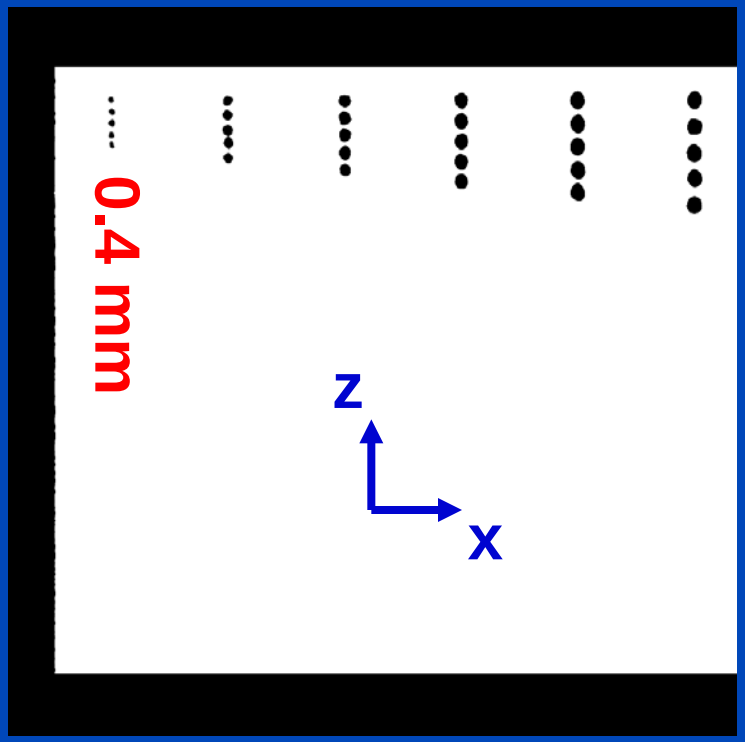


Standardscan, x/y



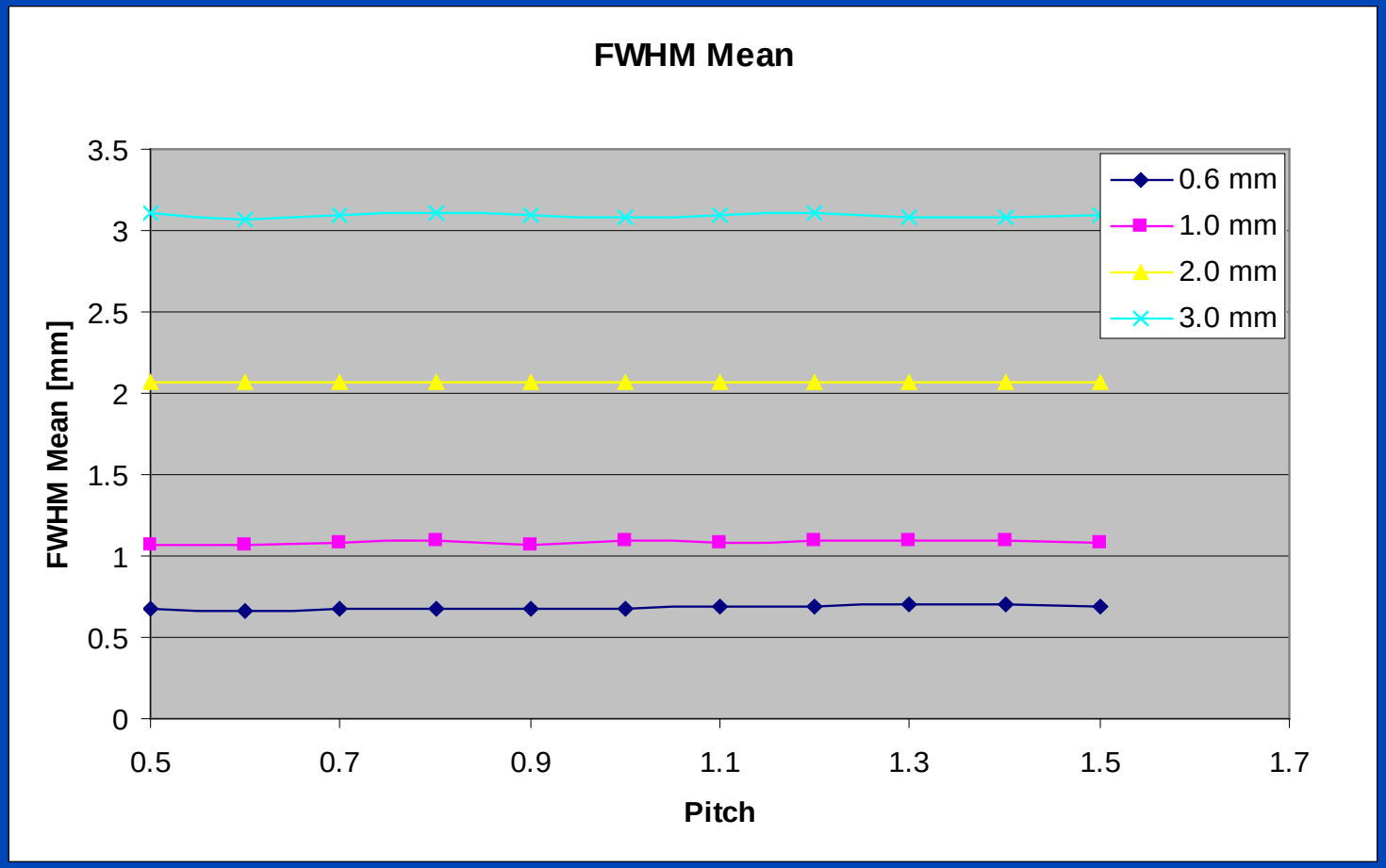
UHR-Scan, x/y

z-Auflösung



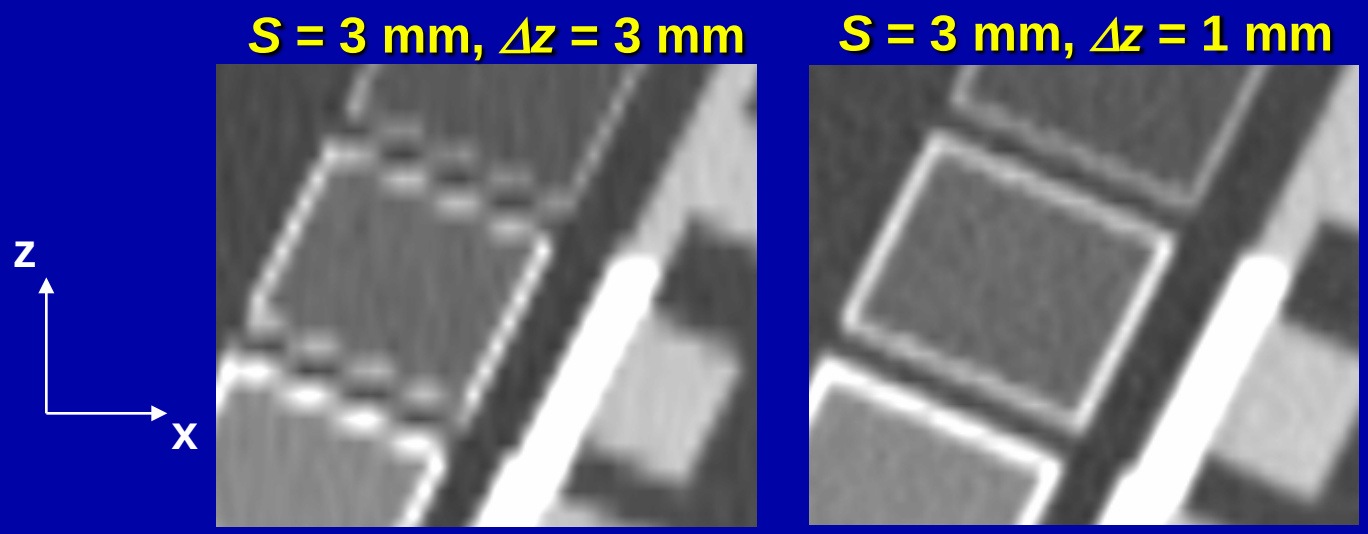
Standard oder UHR, x/z

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



MPR des European Spine Phantoms
(25° Neigung gegen die z-Achse).

Kalender WA, Polacin A, Süß C. Radiology 1994; 193:170-171

Es sind mindestens 2 Schichten pro rekonstruierter Schichtdicke zu rekonstruieren.

Was bedeuten die Grauwerte im CT-Bild?

1. Der CT-Wert eines Voxels steht mit der physikalischen Massendichte in einem nahezu linearen Zusammenhang.
2. Die CT-Werte entsprechen der Protonendichte im jeweiligen Voxel.
3. Qualitativ bedeuten höhere CT-Werte eine höhere Massendichte, quantitativ lässt sich jedoch keine Aussage treffen.

TED

Image courtesy by
Marc Kachelrieß,
Heidelberg, Germany

dkfz.

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*

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

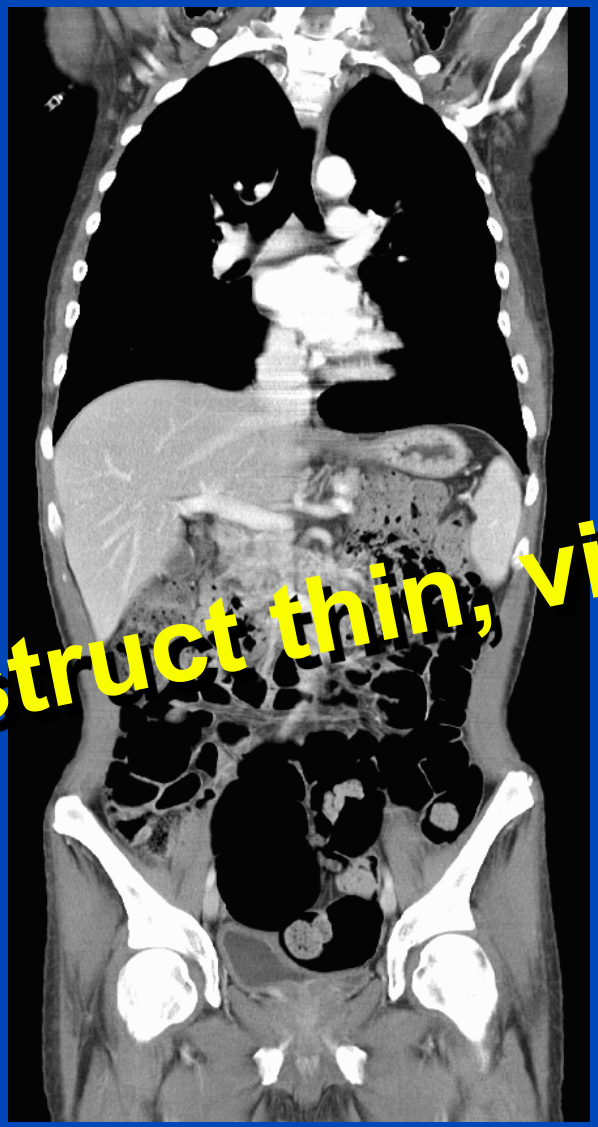
Die Dosis steigt mit der vierten Potenz der Ortsauflösung bei gegebenem Objekt und gegebenem Bildpunktrauschen

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

Dünne Schichten dünn dargestellt

0,5×0,5×0,5 mm³
C = 50 HU, W = 400 HU

Dünne Schichten dick dargestellt



“Reconstruct thin, view thick!”

0,5×0,5×10 mm³
C = 50 HU, W = 400 HU

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:

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

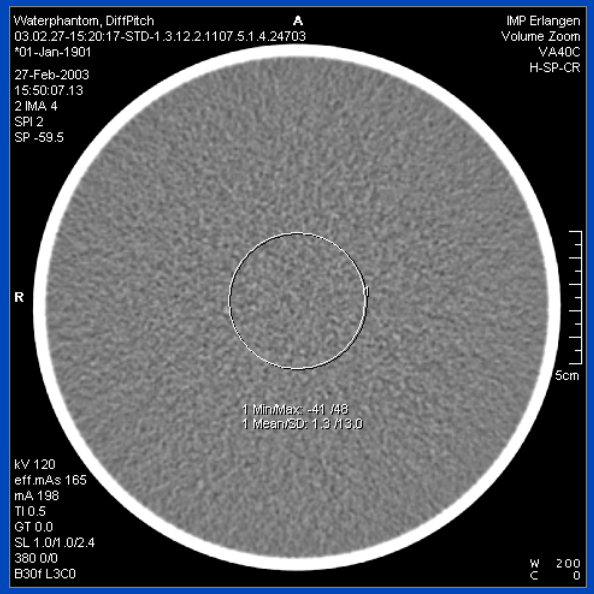
- Die Dosis skaliert mit dem effektiven mAs-Wert:

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

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

Wasserphantom bei 165 mAs_{eff}

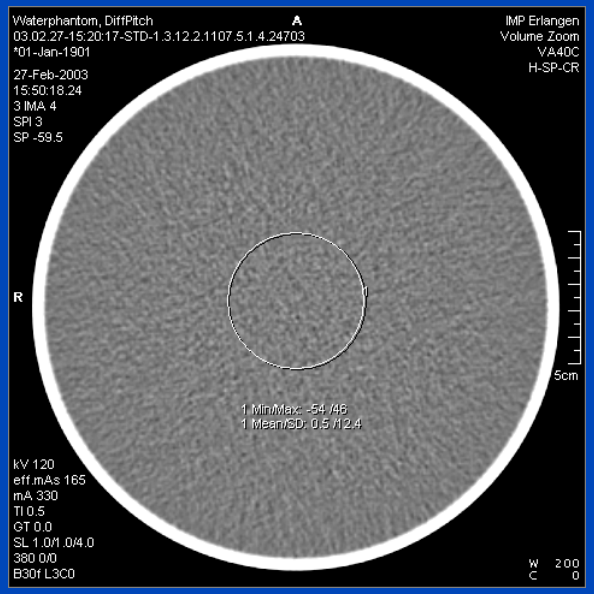
Scan 1
Pitch 0,6



165 mAs_{eff} ergeben:

198 mA, σ=13,0 HU

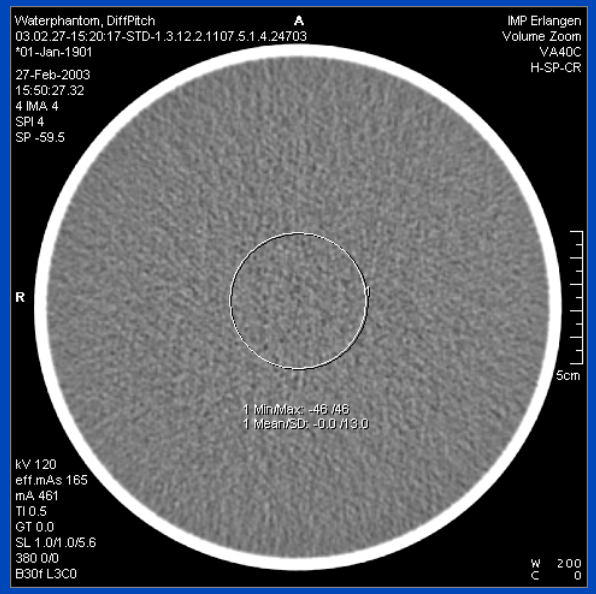
Scan 2
Pitch 1,0



165 mAs_{eff} ergeben :

330 mA, σ= 12,4 HU

Scan 3
Pitch 1,4



165 mAs_{eff} ergeben :

461 mA, σ= 13,0 HU

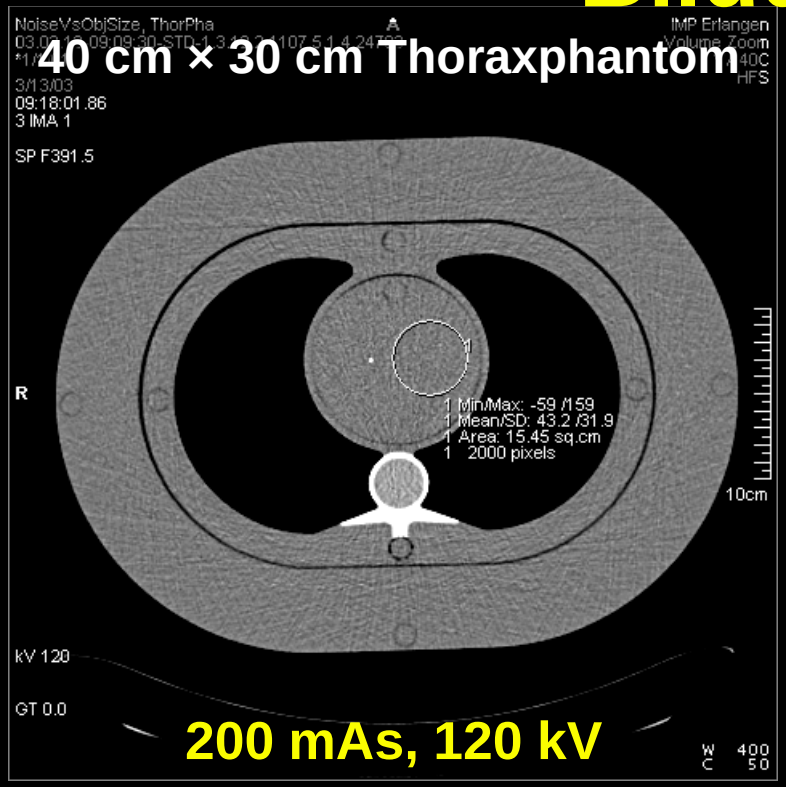
$\Rightarrow$ Rauschen, Bildqualität und Dosis gleichbleibend bei MSCT. Unabhängig vom Pitchwert!

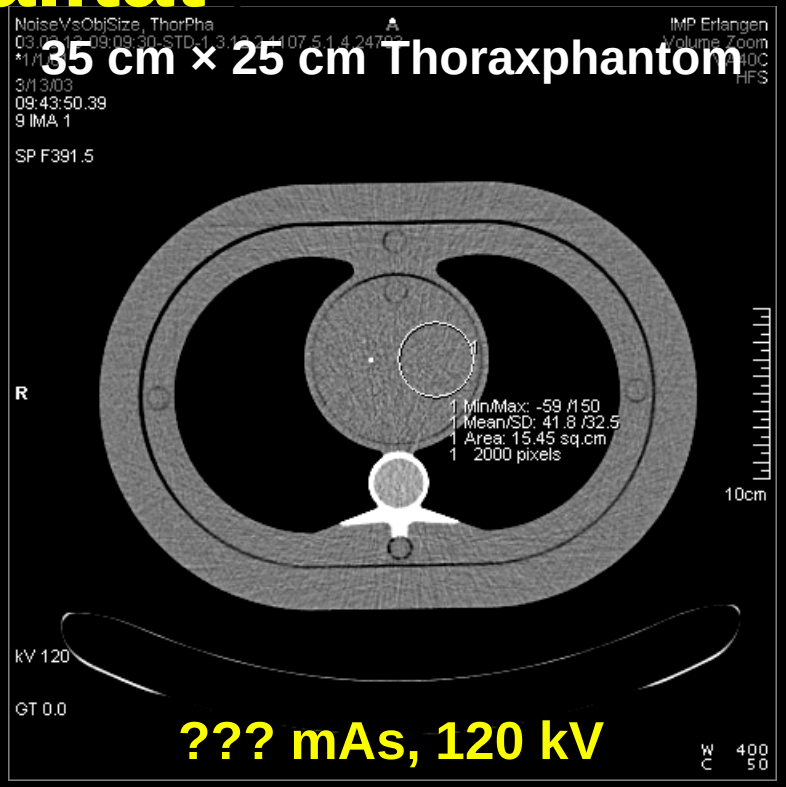
Wie muss der mAs-Wert geändert werden, um das Bildpunktrauschen zu halbieren?

1. Man muss den mAs-Wert halbieren.
2. Der mAs-Wert muss mit $\sqrt{2} \approx 1{,}4$ multipliziert werden.
3. Der mAs-Wert sollte verdoppelt werden.
4. Der vierfache mAs-Wert muss gewählt werden.
5. Das Rauschen ist vom mAs-Wert unabhängig.

TED

Patientengröße vs. mAs bei konstanter Bildqualität



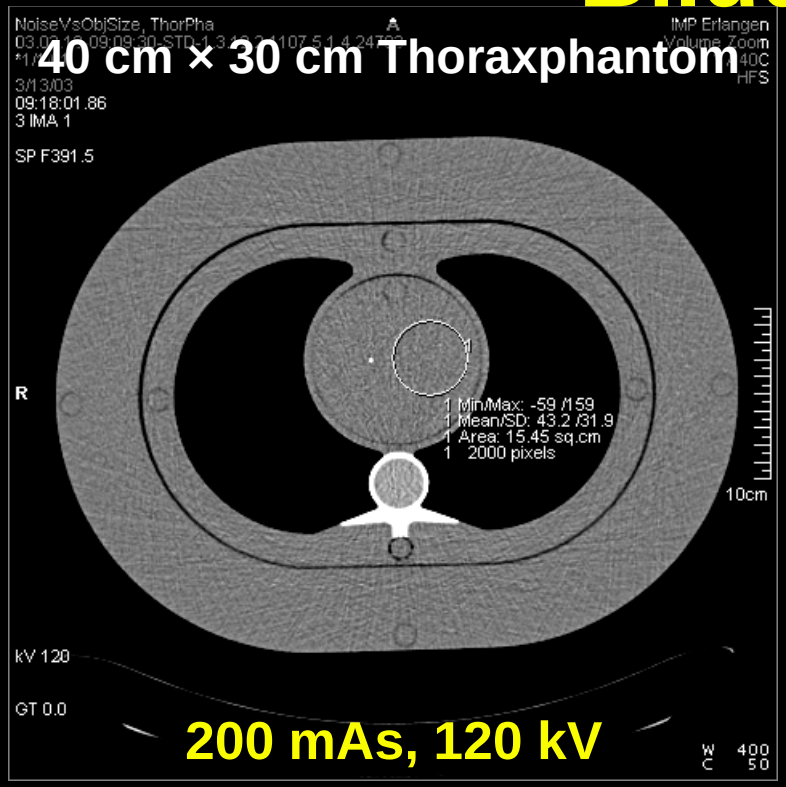


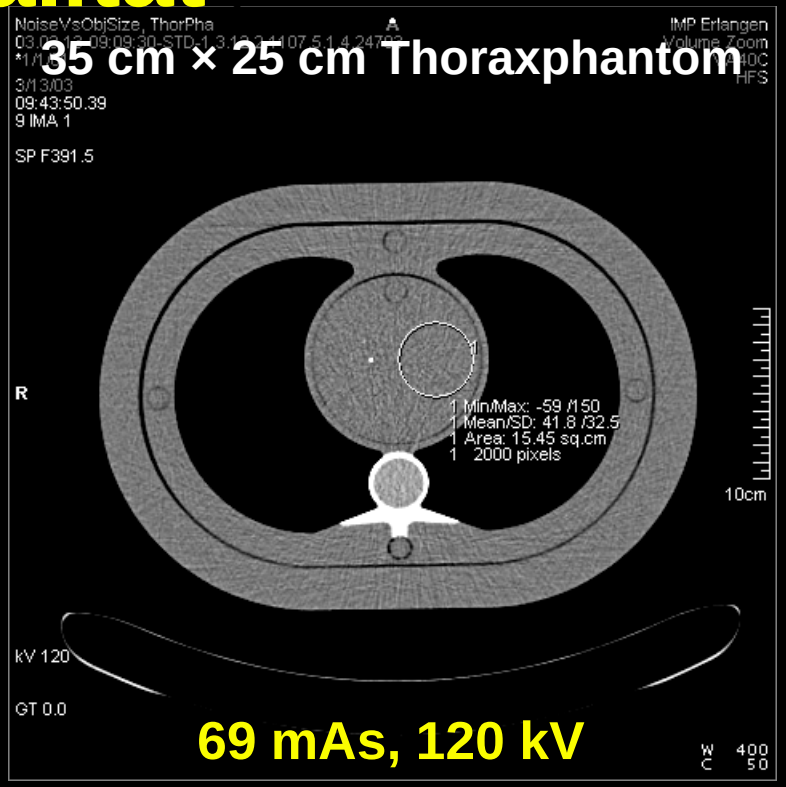
Auf welchen mAs-Wert würden Sie reduzieren wenn der Patient 5 cm weniger Durchmesser h

TED

1) auf 130 mAs 2) auf 100 mAs 3) 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
Dieser Vortrag steht unter www.dkfz.de/ct zur Verfügung.