

CT-Technik

Prof. Dr. Marc Kachelrieß

Deutsches Krebsforschungszentrum (DKFZ)

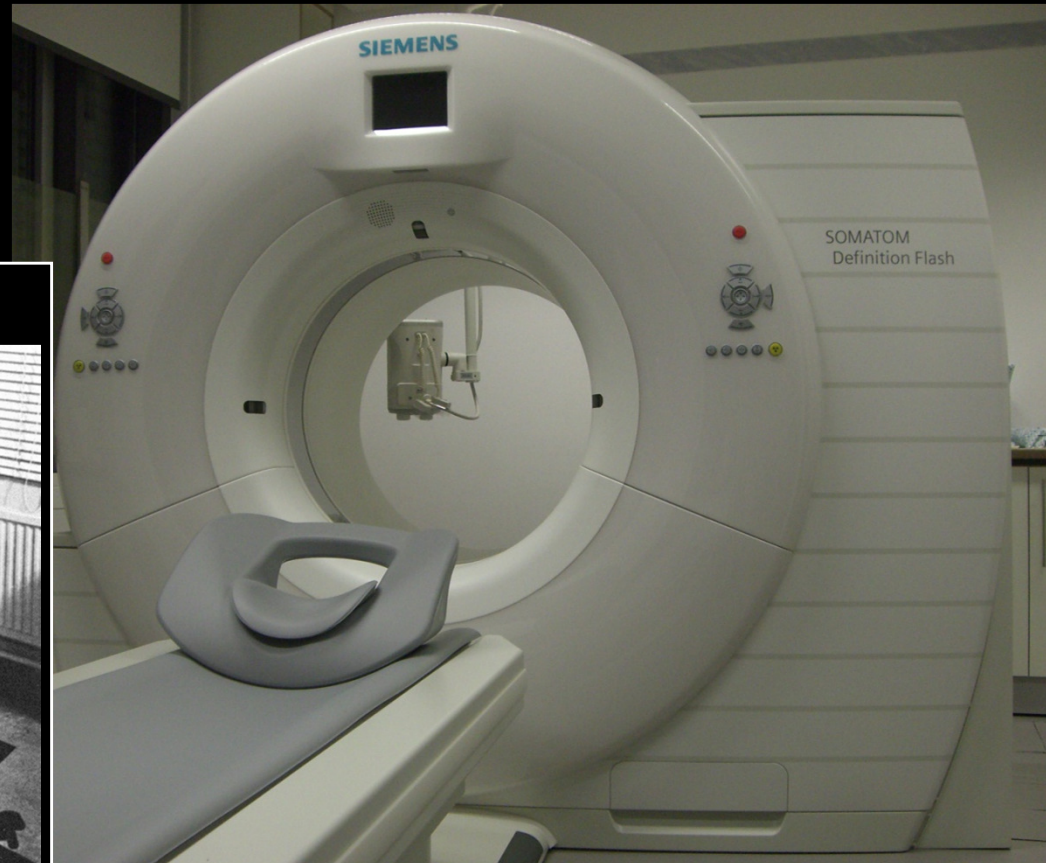
Heidelberg

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

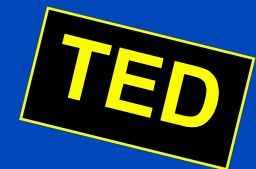


Toshiba Aquilion ONE Vision



Wieviele Schichten akquiriert der von Ihnen genutzte CT-Scanner?

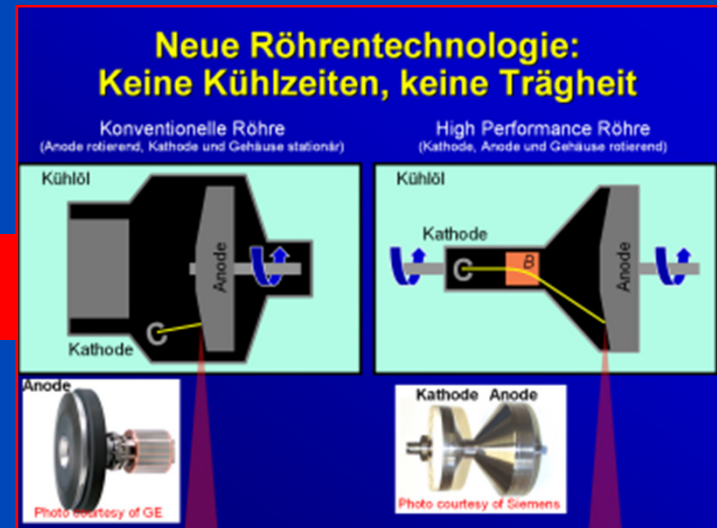
1. Bis zu 4 Schichten
2. Bis zu 16 Schichten
3. Bis zu 64 Schichten
4. Bis zu 128 Schichten
5. Mehr als 128 Schichten



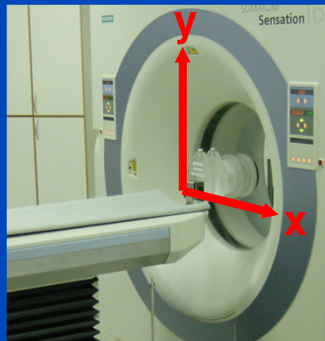
MSCT

Grundlagen und Besonderheiten

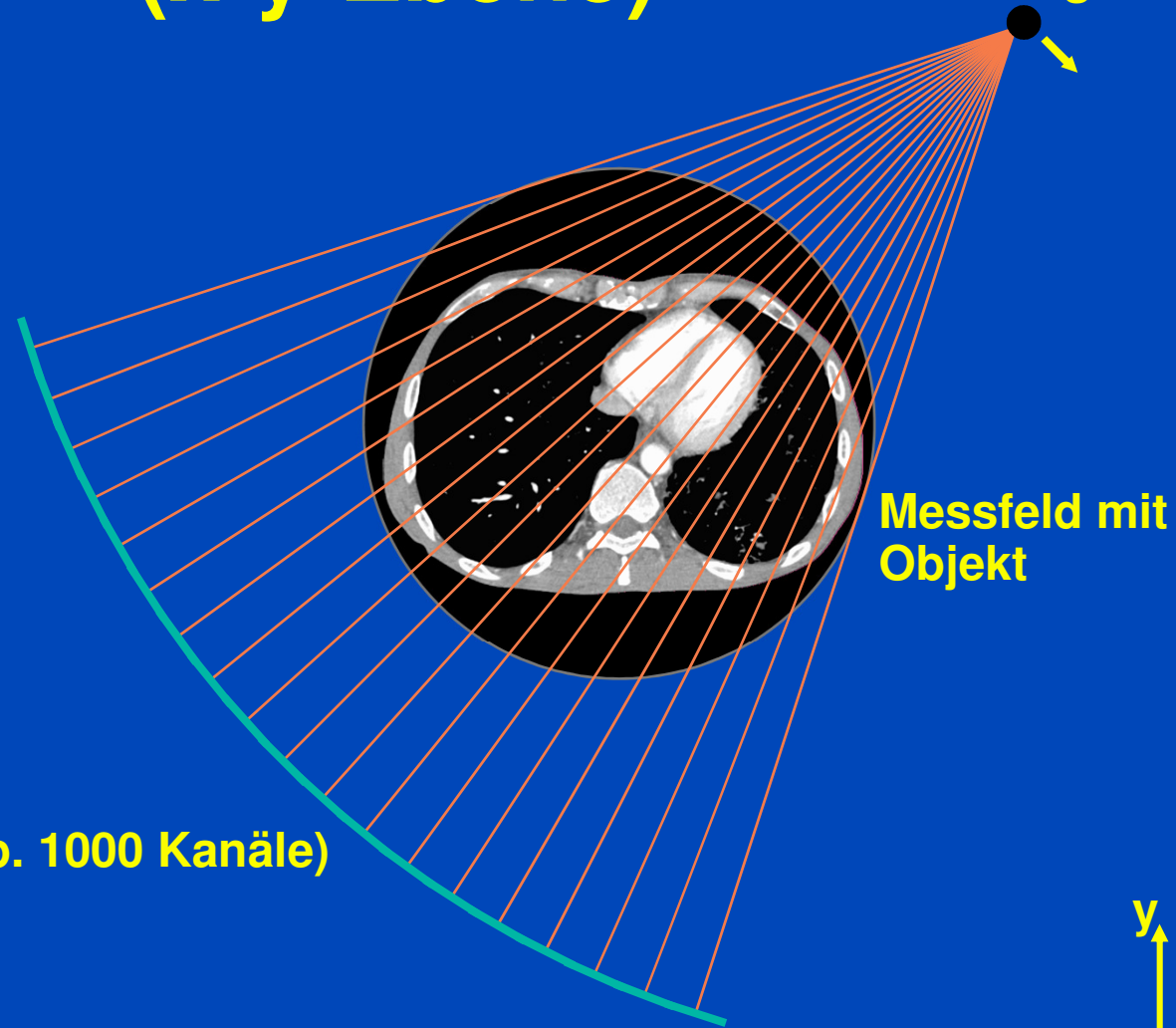
- **Technik**
 - Scan
 - Grundlegende Parameter
 - Detektorkonzepte
- **Algorithmen**
 - Gefilterte Rückprojektion
 - Spiral z-Interpolation
 - ASSR Kegelstrahlrekonstruktion
 - Cardio-CT
- **Bildqualität**
 - Ortsauflösung
 - Rauschen und Dosis
 - Abtastung



Fächerstrahlgeometrie (x-y-Ebene)

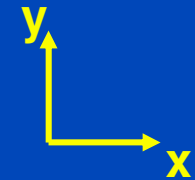


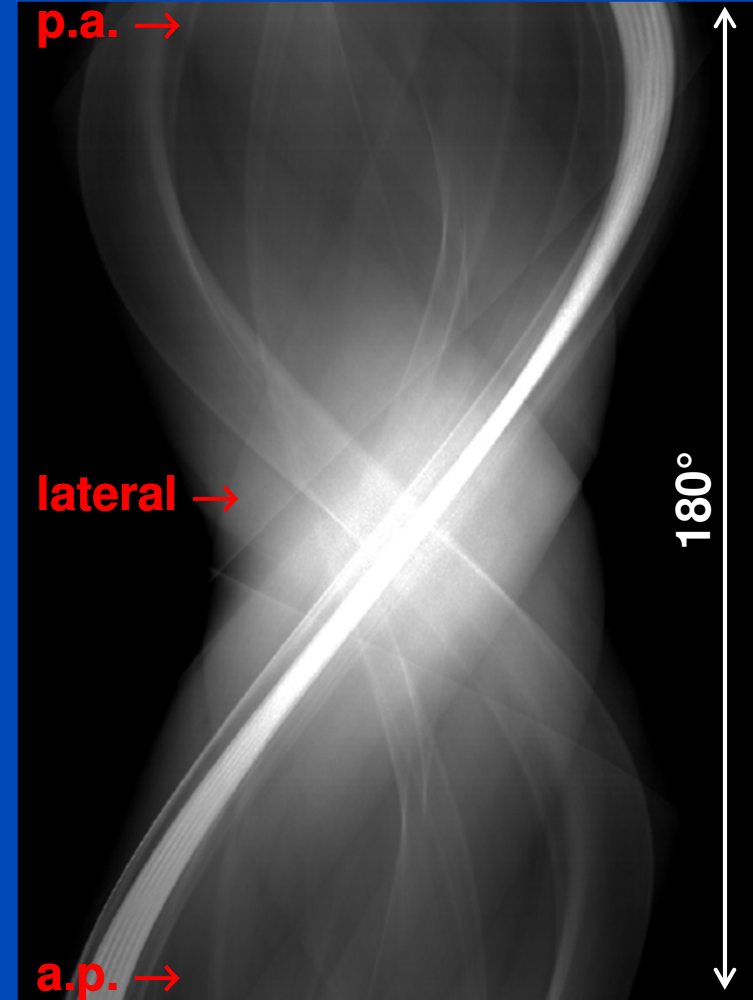
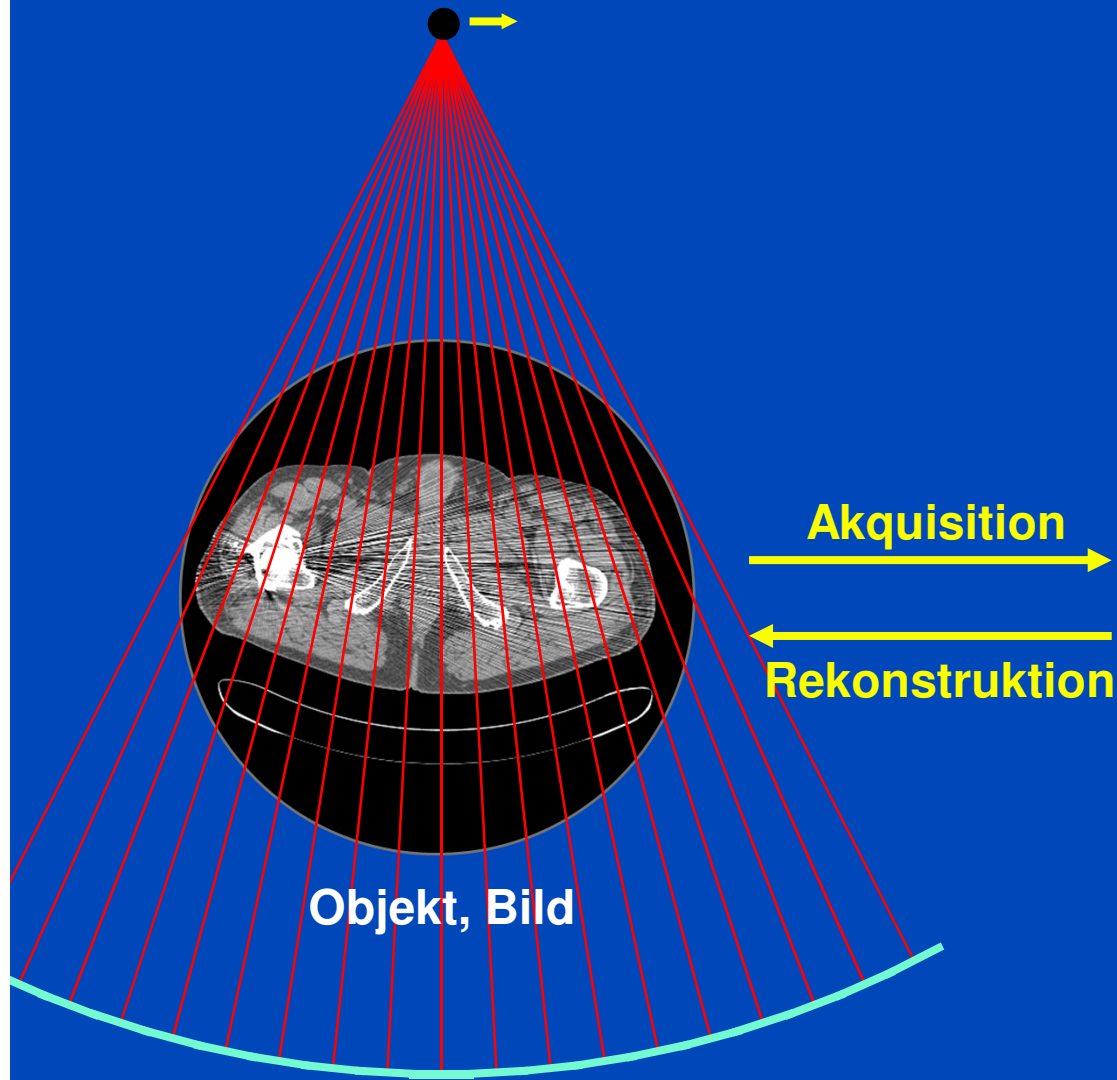
Röntgenröhre



Messfeld mit
Objekt

Detektor (typ. 1000 Kanäle)

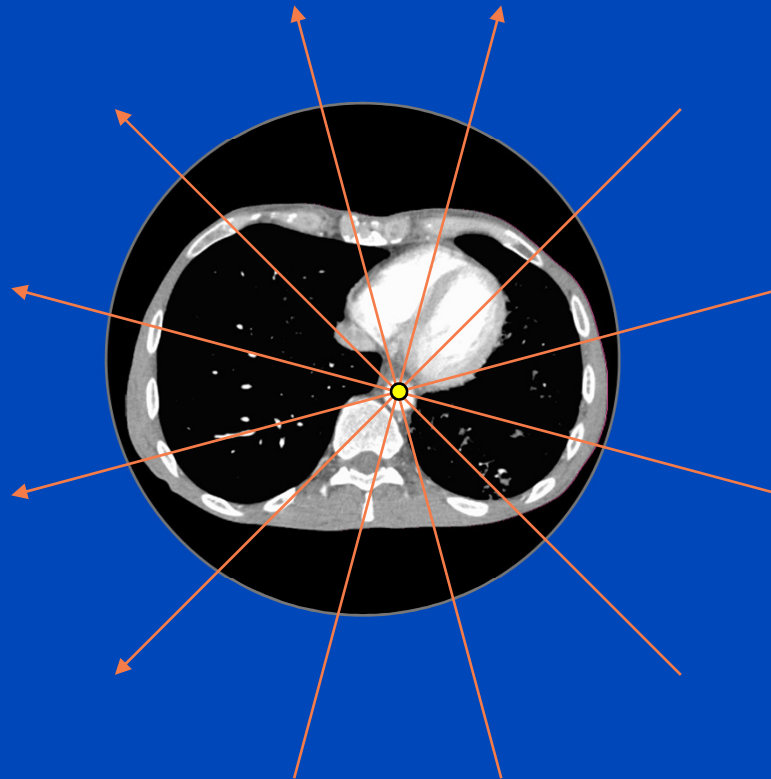
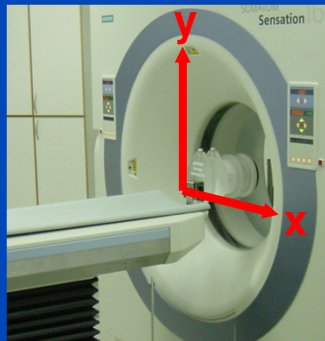




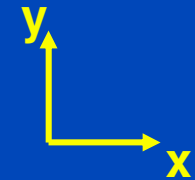
Sinogramm, Rohdaten

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

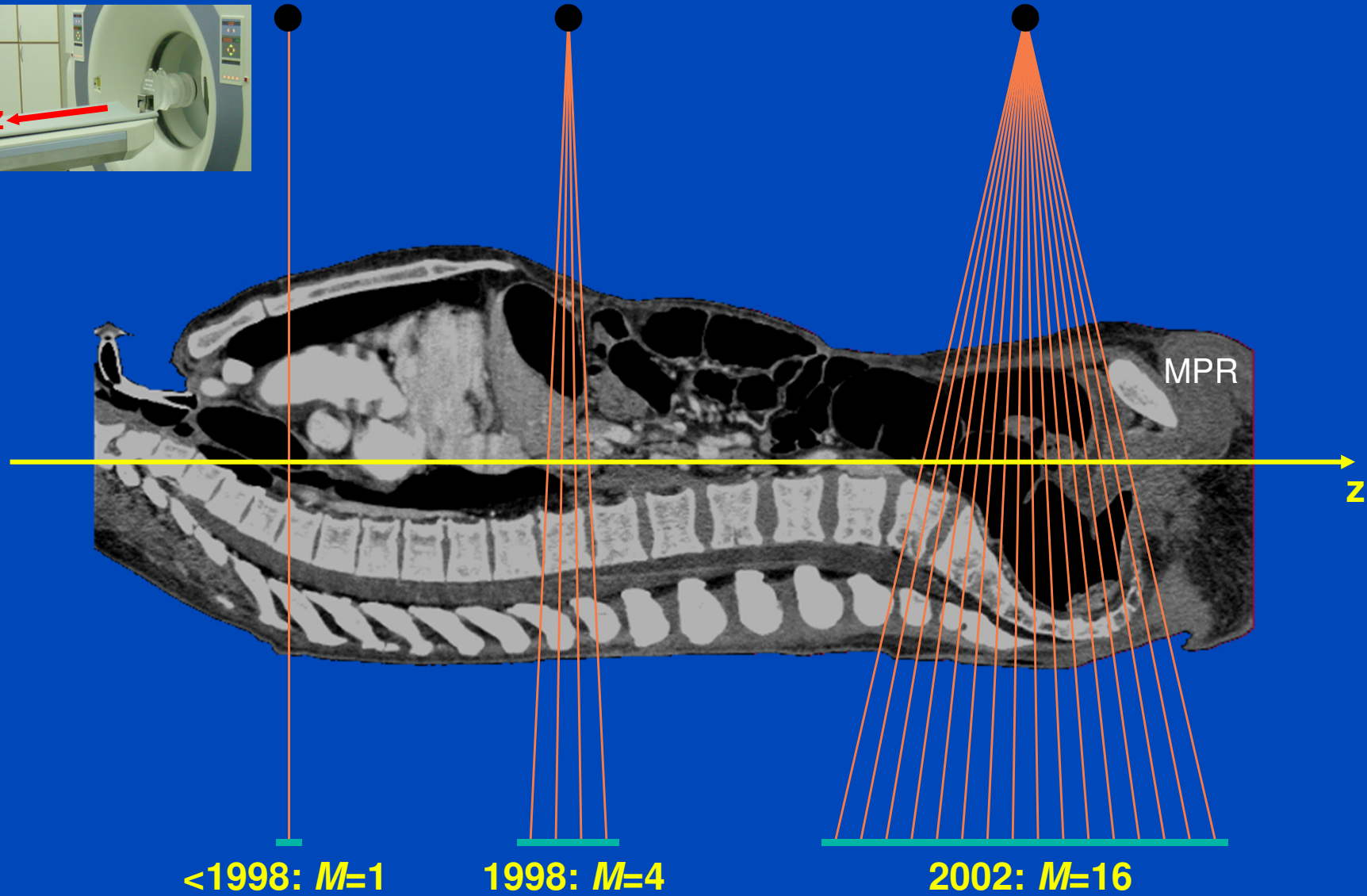
Vollständigkeit (x-y-Ebene)



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



Axiale Geometrie (z-Richtung)



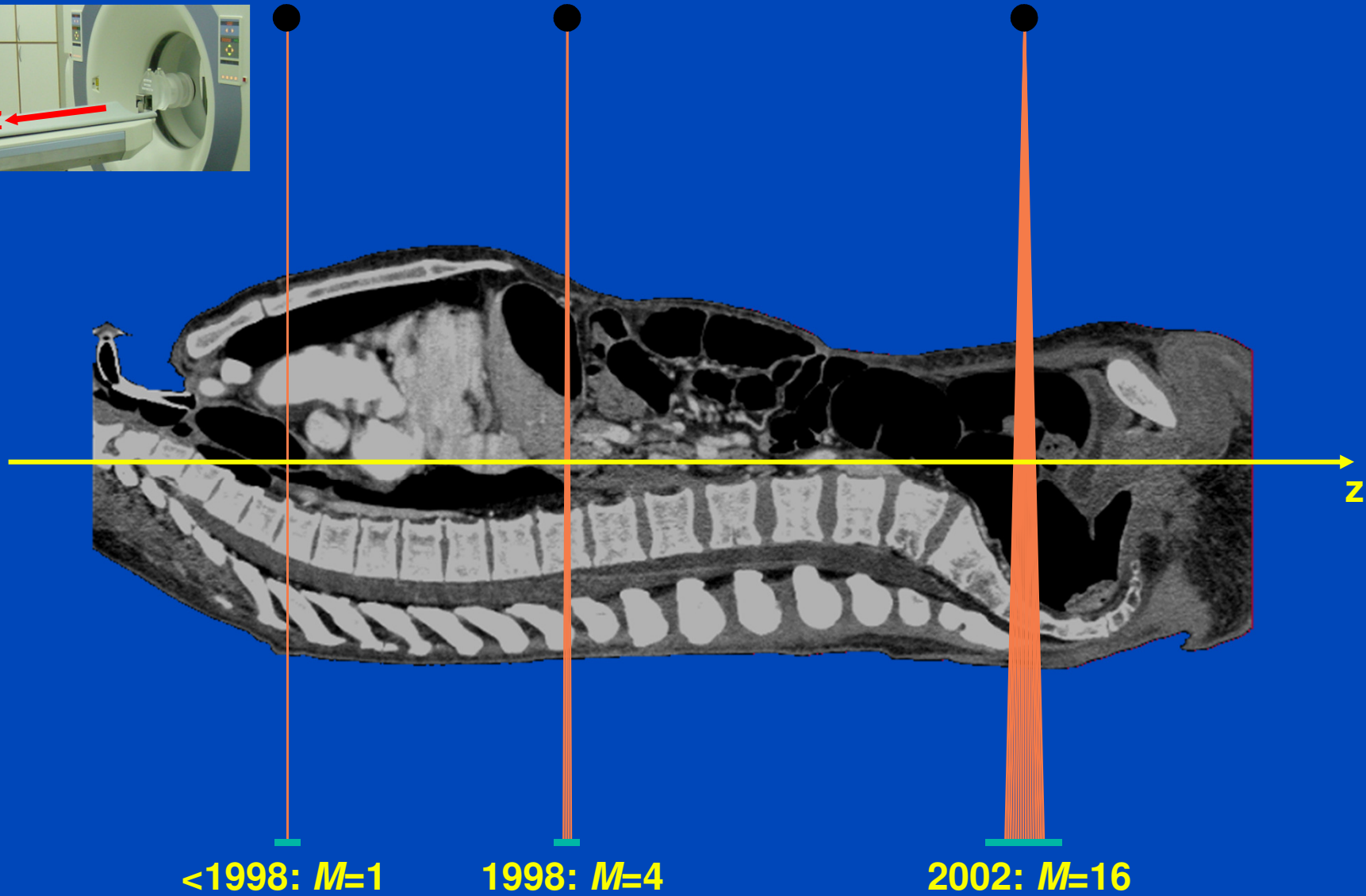
<math><1998: M=1</math>

1998: $M=4$

2002: $M=16$

(gestreckte Darstellung)

Axiale Geometrie (z-Richtung)



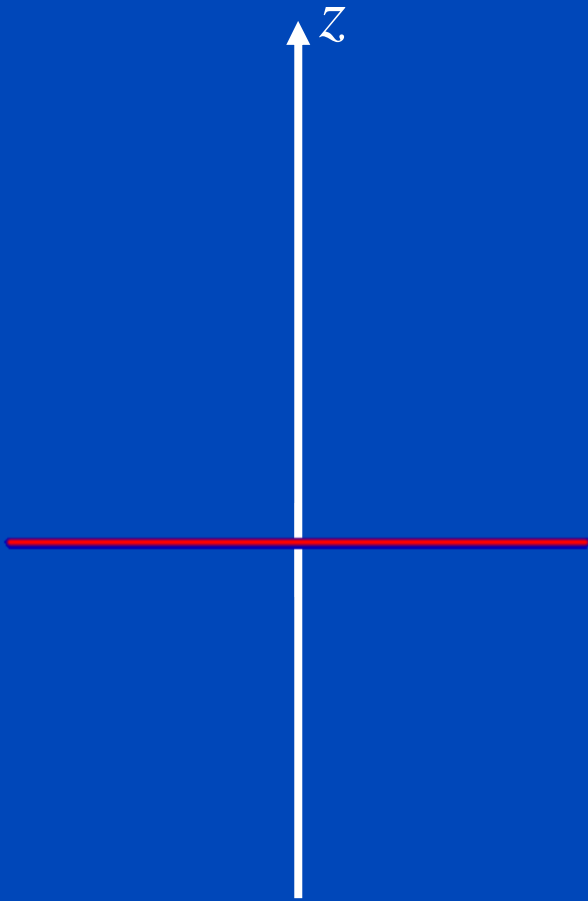
<1998: $M=1$

1998: $M=4$

2002: $M=16$

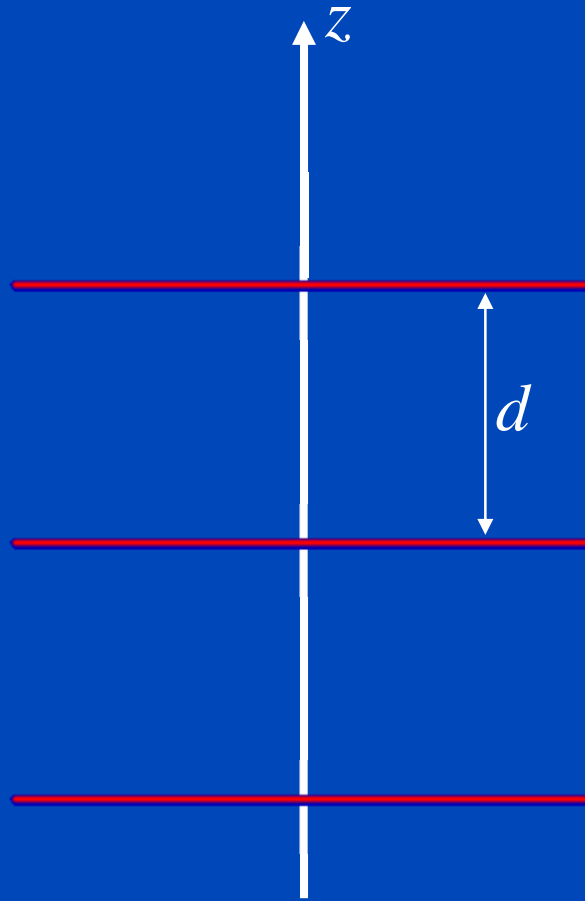
(realistischer Maßstab)

Kreis



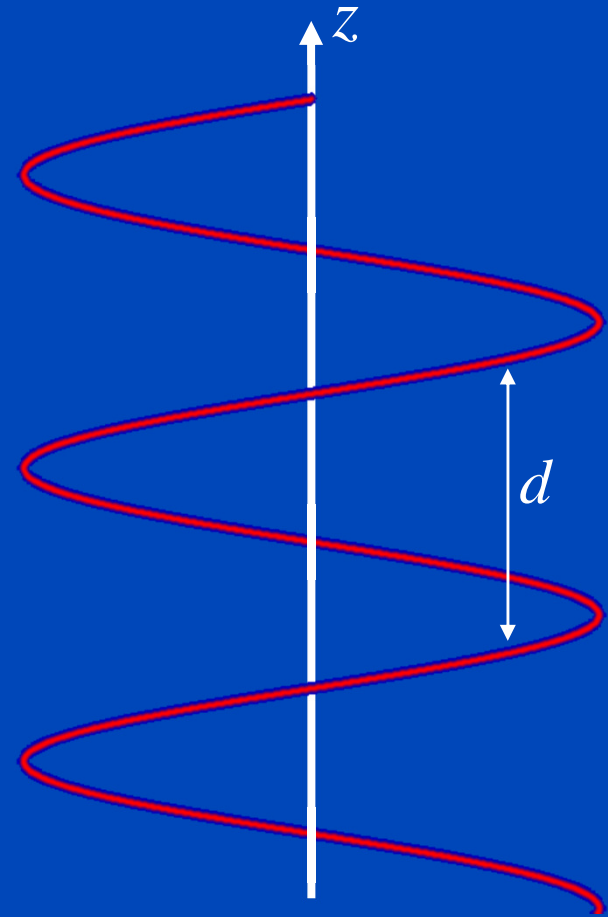
$$p = \frac{1}{N_{\text{rot}}}$$

Sequence



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

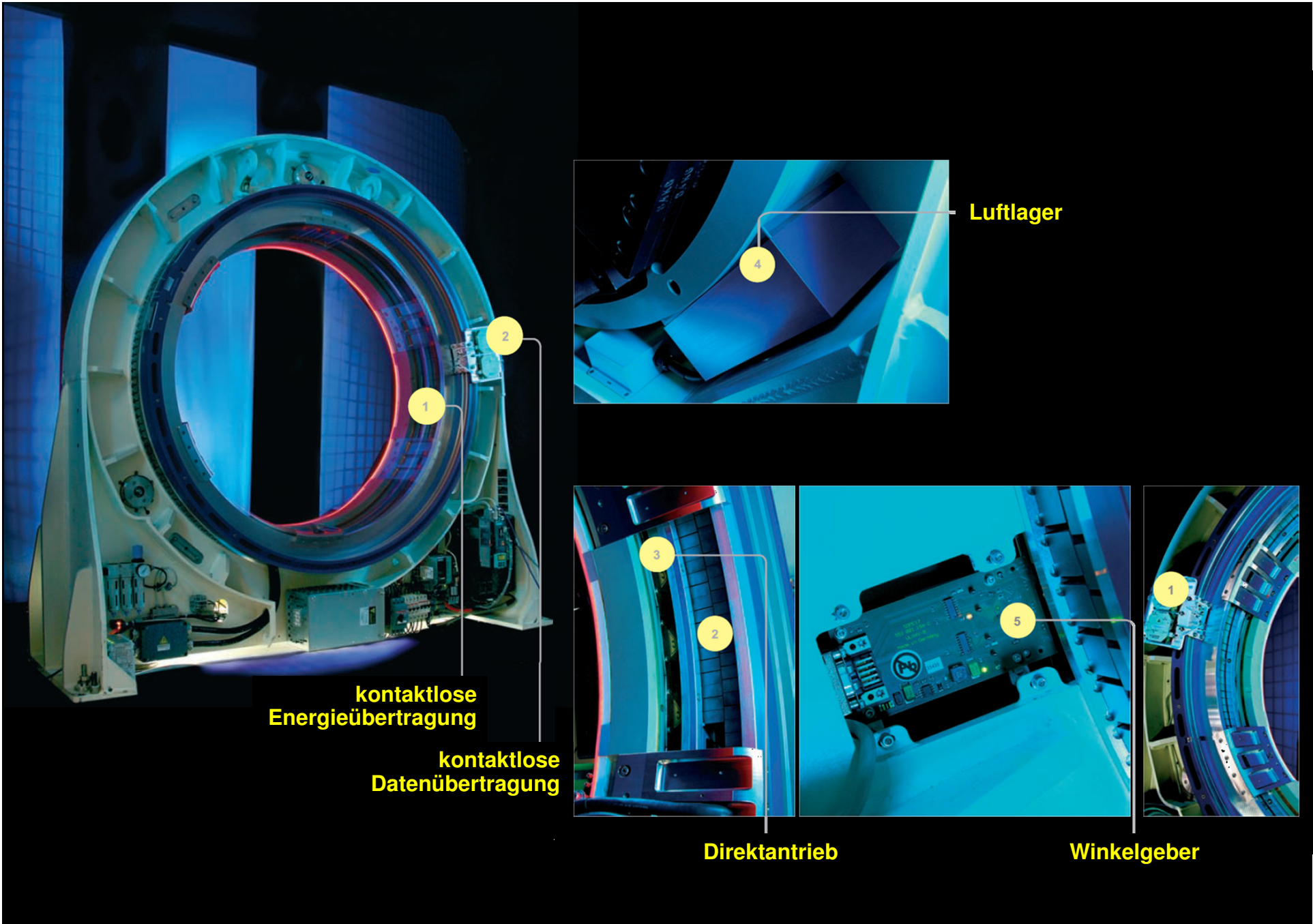
Spiral



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

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

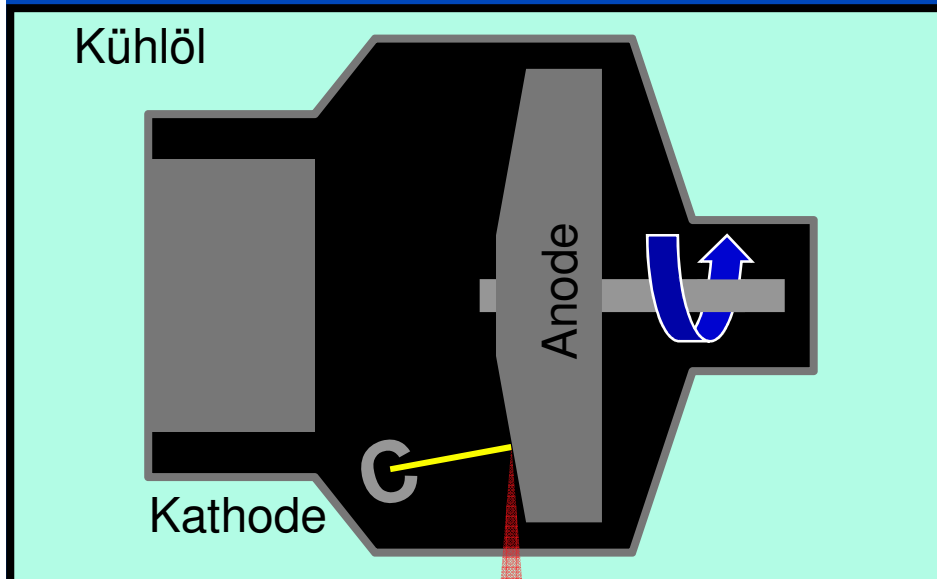
Winkelgeber

Anforderungen Röntgenquelle

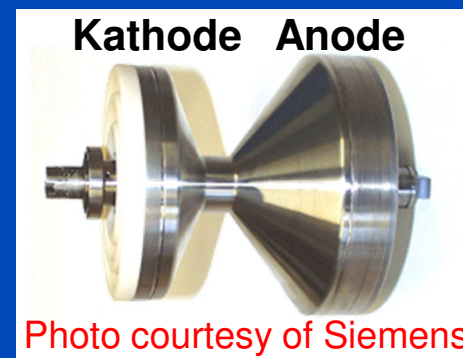
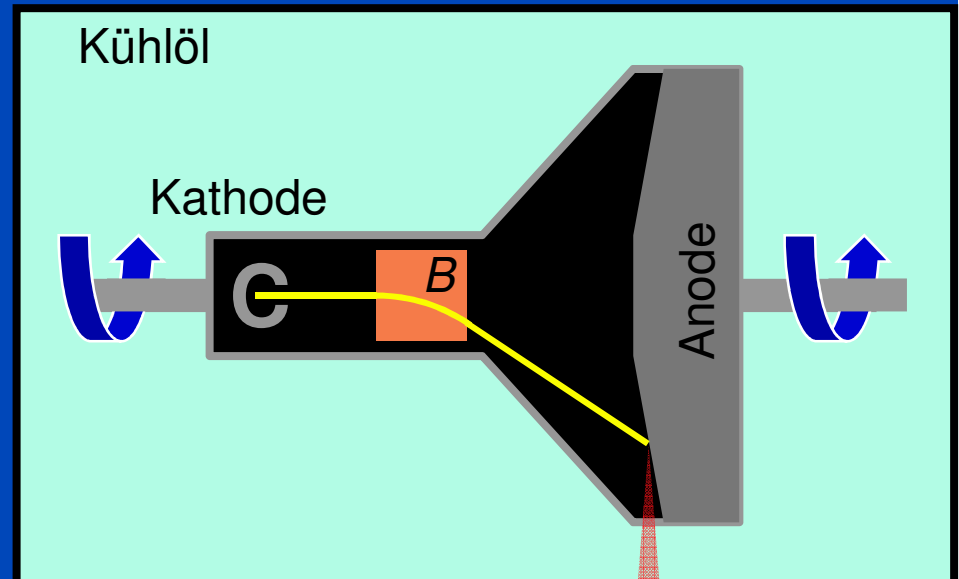
- Spannungswerte zwischen 70 und 150 kV
- Augenblicksbelastung (typ. 50 bis 120 kW)
- Dauerbelastung (typ. > 5 kW)
- Kühlraten (typ. >1 MHU pro Minute)
- Schnell regelbarer Röhrenstrom (niedrige Trägheit)
- Muss den Zentrifugalkräften standhalten
- Kompaktes und robustes Design

Neue Röhrentechnologie: Keine Kühlzeiten

Konventionelle Röhre
(Anode rotierend, Kathode und Gehäuse stationär)



High Performance Röhre
(Kathode, Anode und Gehäuse rotierend)



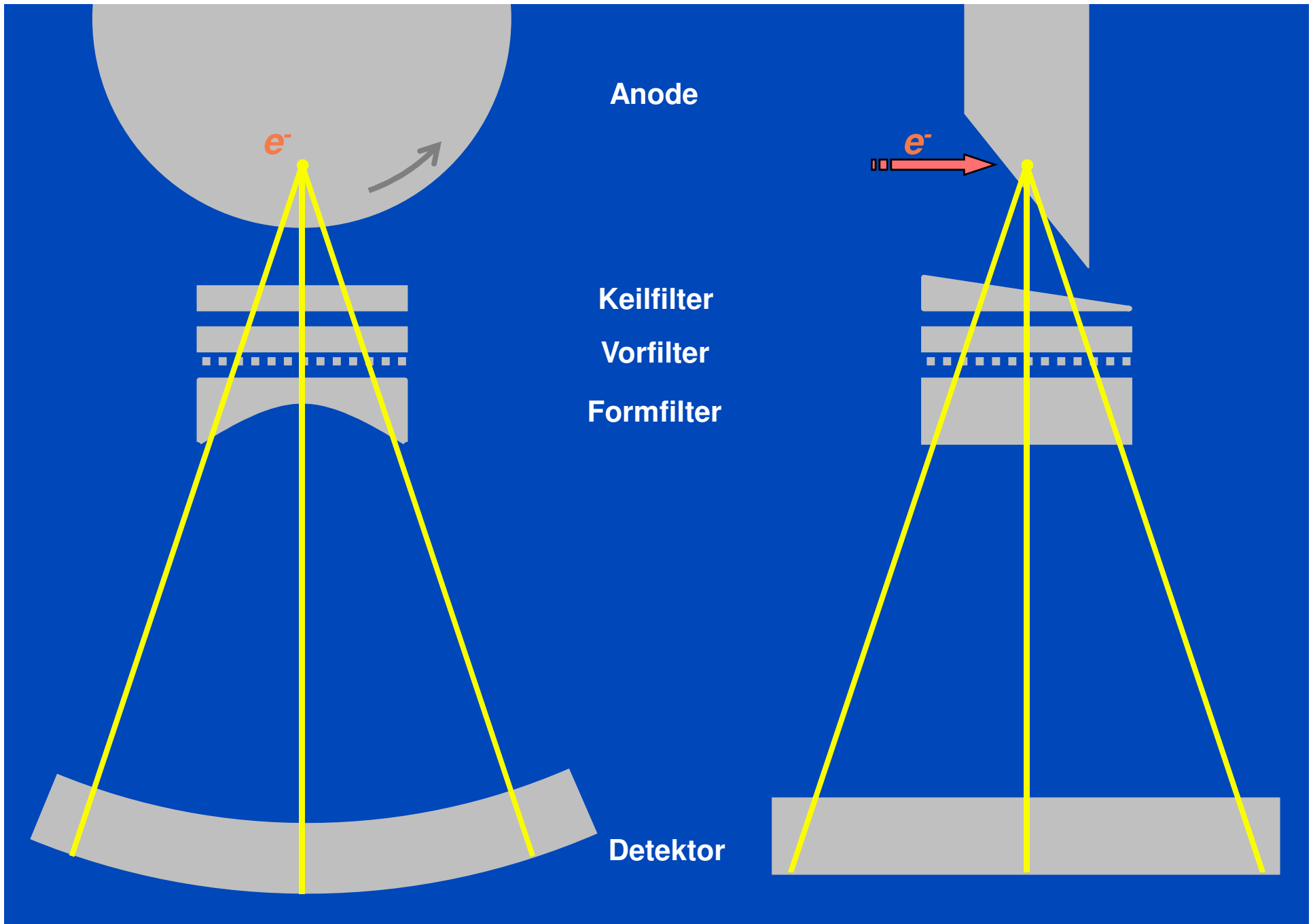


Abbildung nicht maßstabsgetreu. Die Anordnung der Filter kann von System zu System variieren.



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

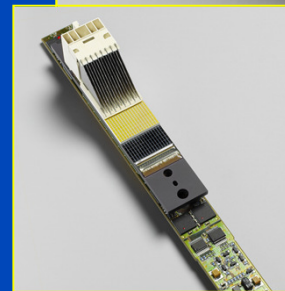
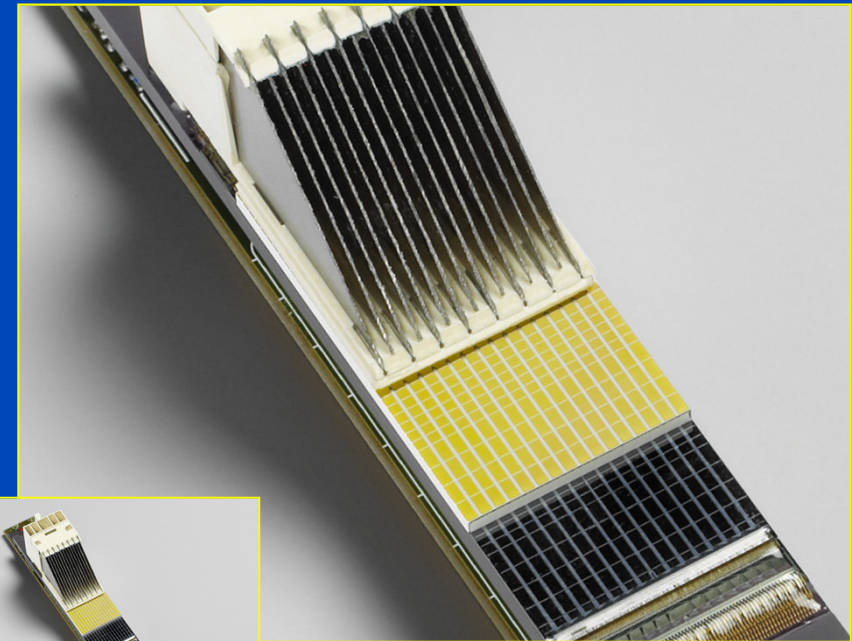
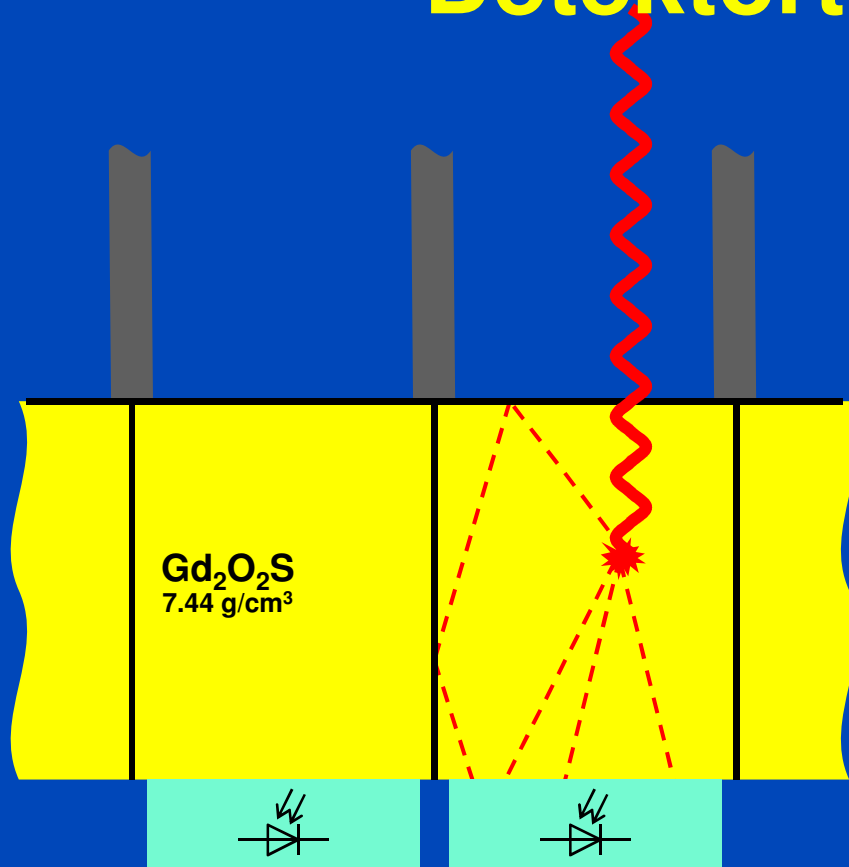


Photo courtesy of Siemens Healthcare, Forchheim, Germany

2012/2013	Konfiguration	Kollimierung	Rotation	Sampling
GE Discovery 750	64 × 0,625 mm	40 mm	0,35 s	6,4 kHz
Philips Brilliance iCT	2.128 × 0,625 mm	80 mm	0,27 s	8,9 kHz
Siemens Flash	2.2.64 × 0,6 mm	38.4 mm	0,28 s	4,6 kHz
Toshiba Acquil. ONE Vision	320 × 0,5 mm	160 mm	0,275 s	2,9 kHz



Photo courtesy by GE



Photo courtesy by Philips



Photo courtesy by Siemens

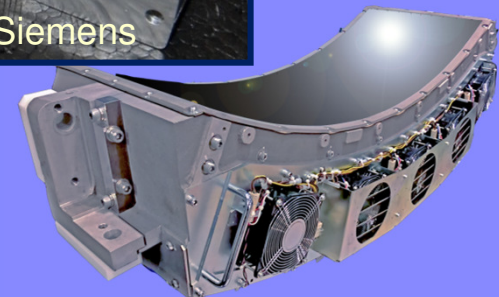


Image courtesy by Toshiba

Slide 33

MK3

Siemens: $2 \cdot 1160$ in 0.5 s

Philips iCT: $(2400 \text{ readings / rotation}) / (0.27 \text{ seconds / rotation}) = 8.889 \text{ kHz}$

Thoshiba: "Sampling rate is 2.6 KHz. ", Mike Silver, Mail of 20.5.2012

Prof. Dr. Marc Kachelrieß; 21.05.2012

2014/2015	Konfiguration	Kollimierung	Rotation	Sampling
GE Revolution	256 × 0,625 mm	160 mm	0,28 s	?
Philips Brilliance iCT	2·128 × 0,625 mm	80 mm	0,27 s	8,9 kHz
Philips IQon	2·64 × 0,625 mm	40 mm	0,27 s	?
Siemens Flash	2·2·64 × 0,6 mm	38,4 mm	0,28 s	4,6 kHz
Siemens Force	2·2·96 × 0,6 mm	57,6 mm	0,25 s	?
Toshiba Acquil. ONE Vision	320 × 0,5 mm	160 mm	0,275 s	2,9 kHz

Slide 34

MK2

Siemens: $2 \cdot 1160$ in 0.5 s

Philips iCT: $(2400 \text{ readings / rotation}) / (0.27 \text{ seconds / rotation}) = 8.889 \text{ kHz}$

Thoshiba: "Sampling rate is 2.6 KHz. ", Mike Silver, Mail of 20.5.2012

Prof. Dr. Marc Kachelrieß; 21.05.2012

MSCT

Grundlagen und Besonderheiten

- **Technik**

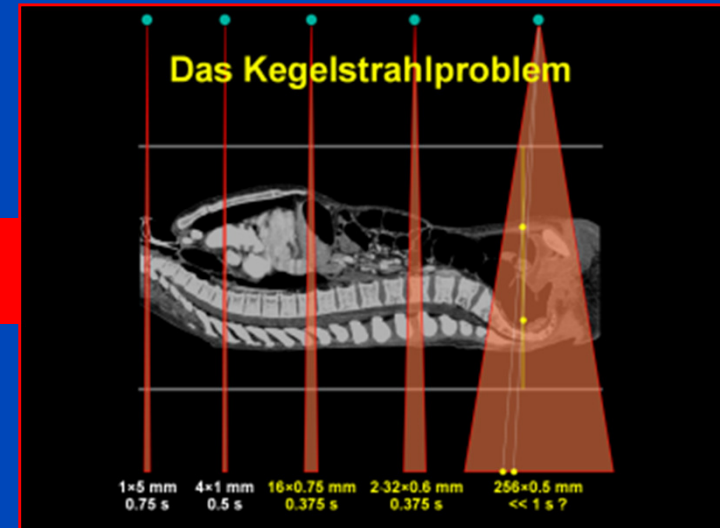
- Scan
- Grundlegende Parameter
- Detektorkonzepte

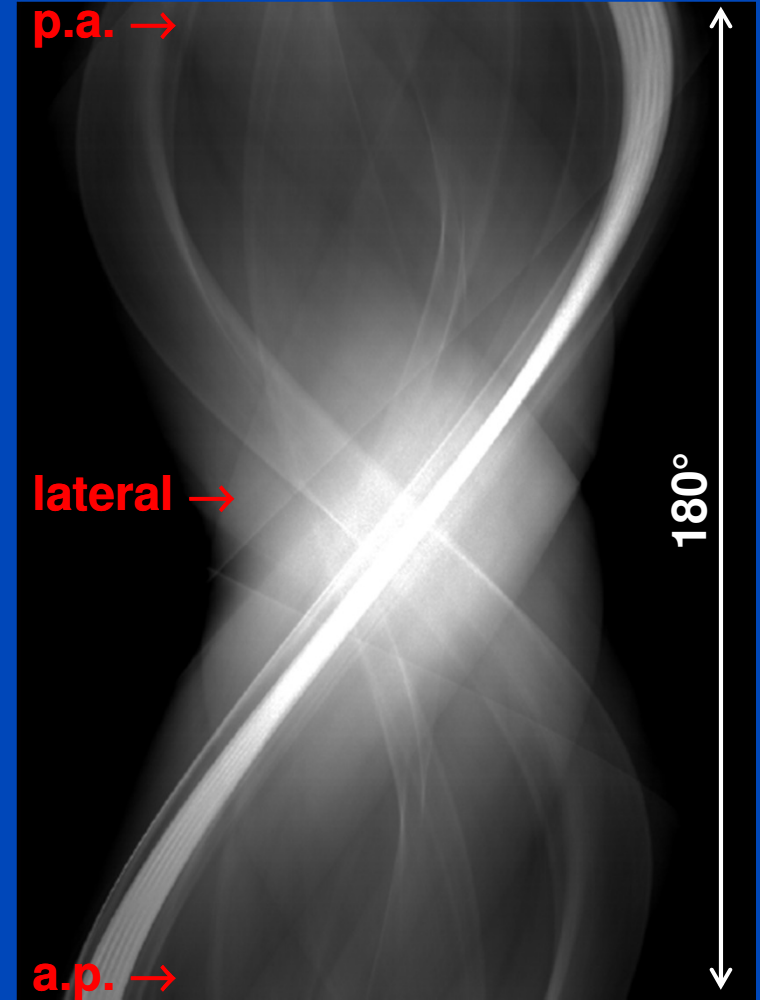
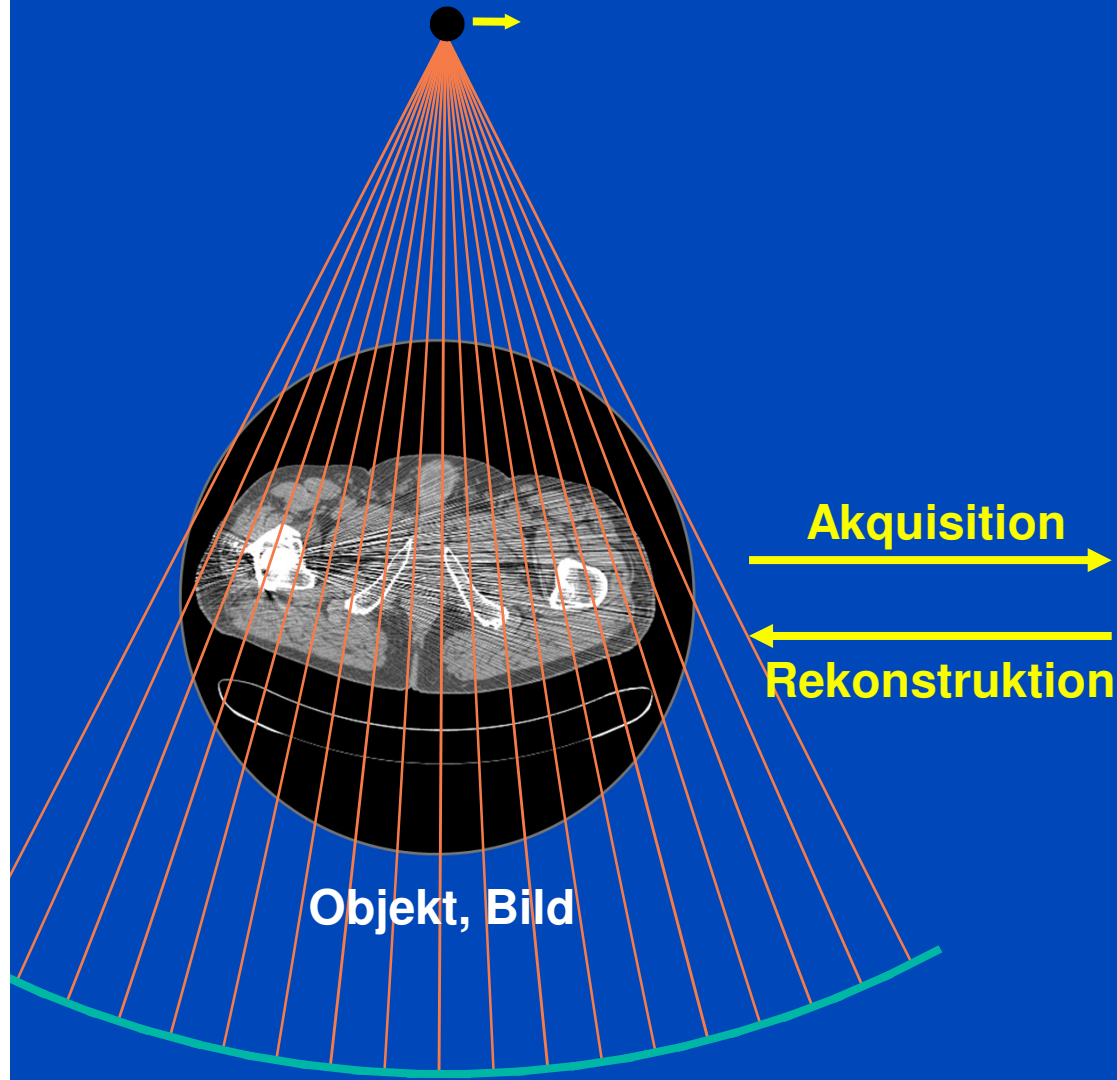
- **Algorithmen**

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

- **Bildqualität**

- Ortsauflösung
- Rauschen und Dosis
- Abtastung

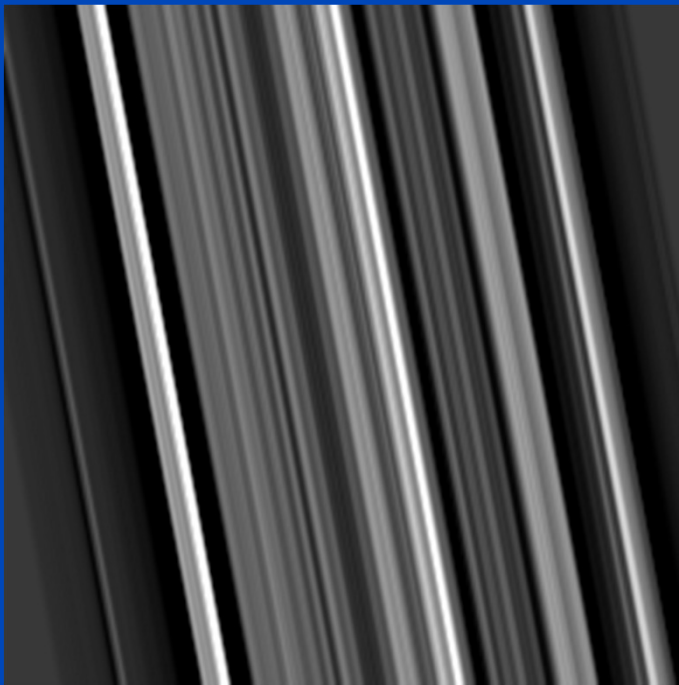




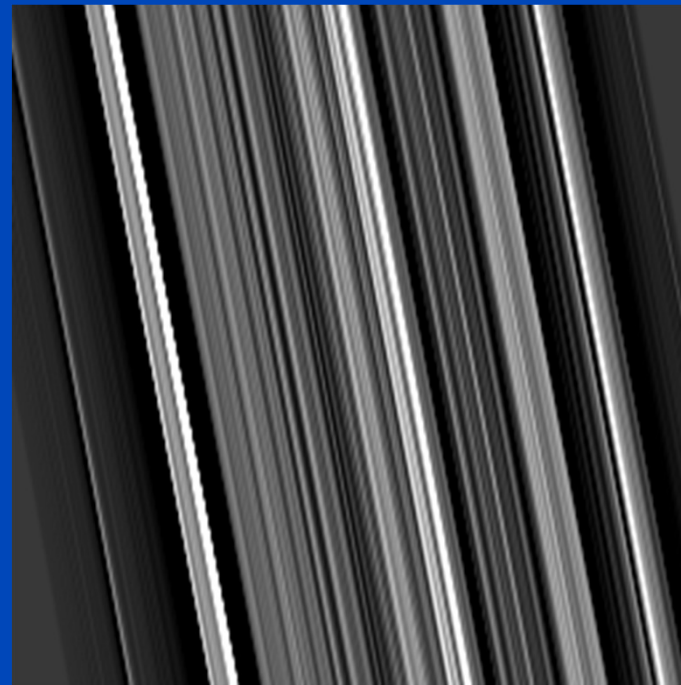
Sinogramm, Rohdaten

Gefilterte Rückprojektion (FBP)

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



Weicher Kern

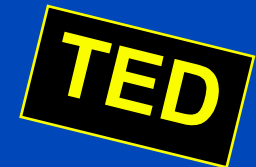


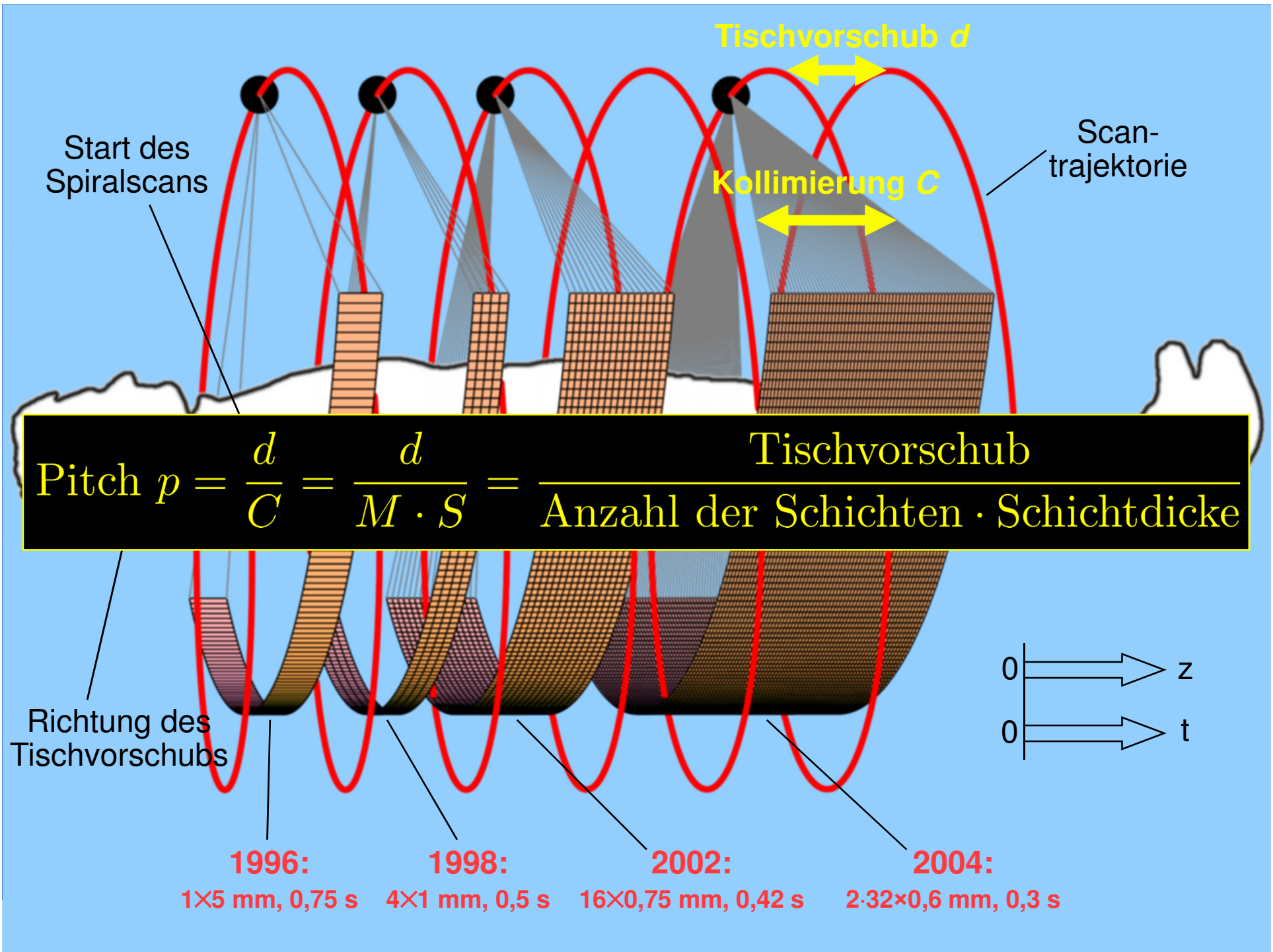
Standardkern

Bildrauschen und Ortsauflösung werden durch Wahl des Rekonstruktionskerns beeinflusst.

Wie muss gemessen werden, um Bilder rekonstruieren zu können?

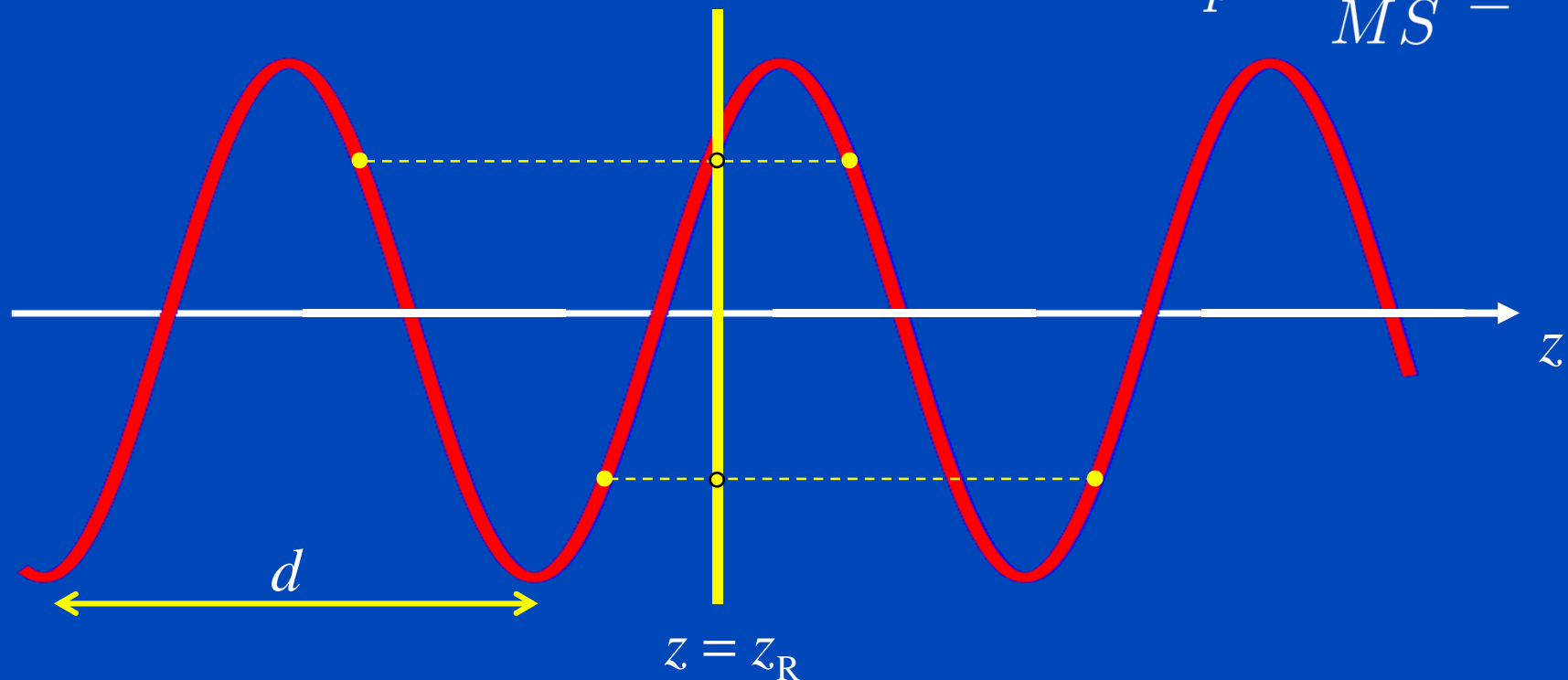
1. Es muss jeder Voxel aus einem genau 180° langen Winkelintervall gemessen werden.
2. Man kann Bilder rekonstruieren, sofern mindestens 90° an Projektionsdaten für jeden Pixel zur Verfügung stehen.
3. Für jedes CT-Bild ist ein Vollumlauf an Daten nötig.
4. Wenn mindestens 180° an Daten zur Verfügung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





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

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

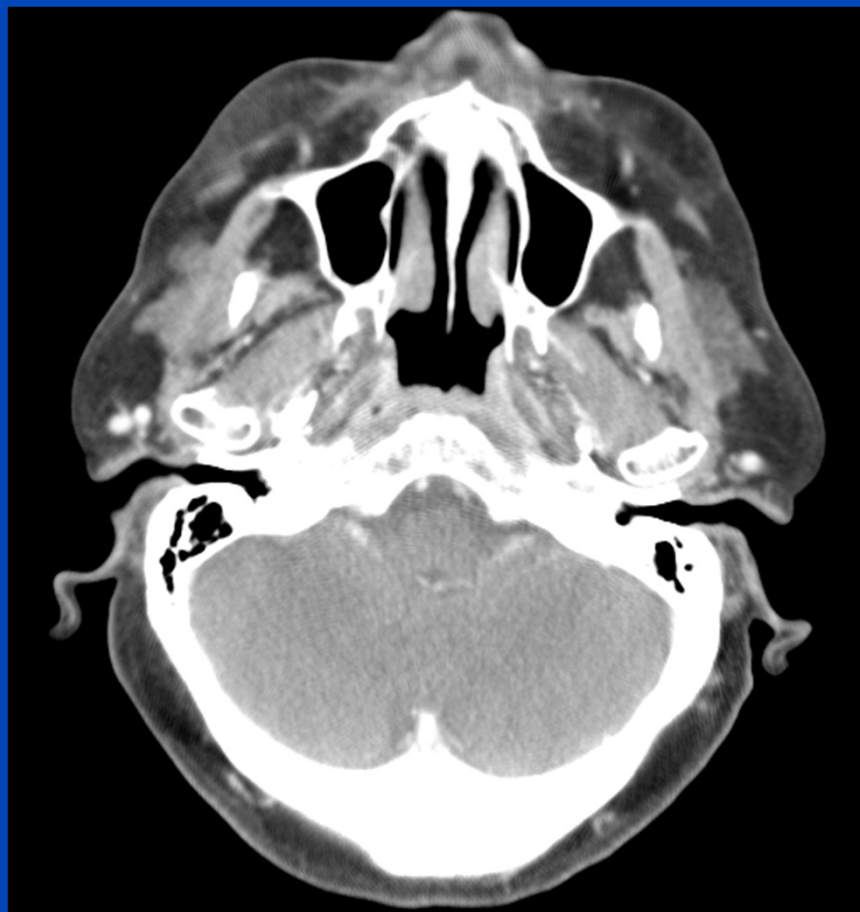


Lineare Interpolation von Daten beiderseits der Rekonstruktions-
ebene, um einen virtuellen Kreisscan zu synthetisieren.

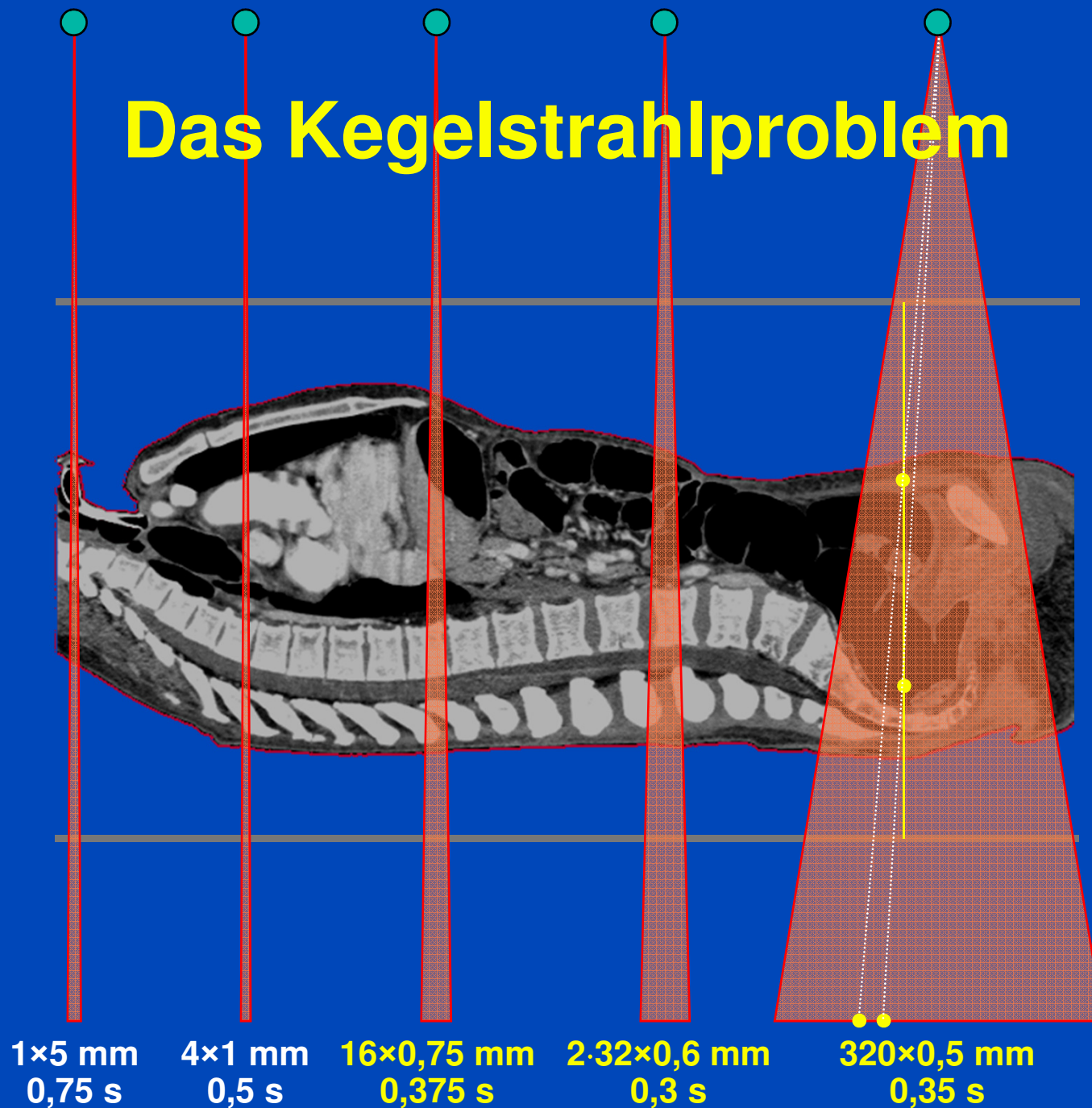
Ohne z-Interpolation



Mit z-Interpolation



Das Kegelstrahlproblem



Advanced Single-Slice Rebinning

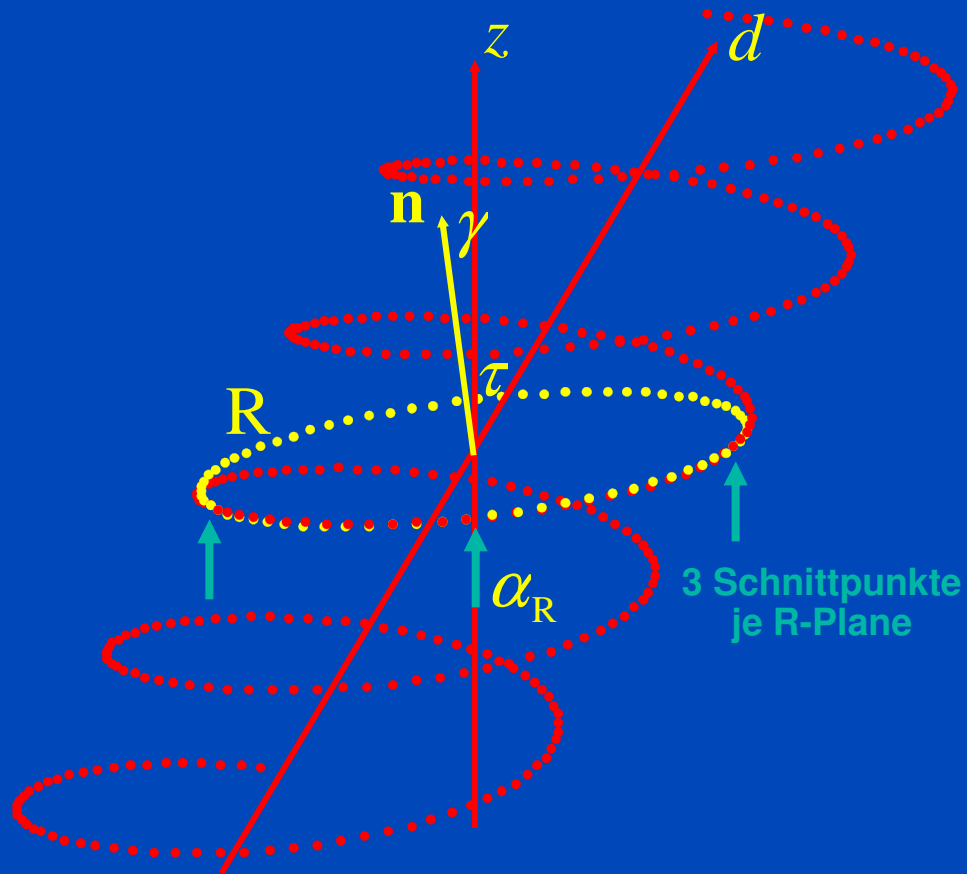
3D und 4D Bildrekonstruktion für kleine Kegelwinkel

ASSR*

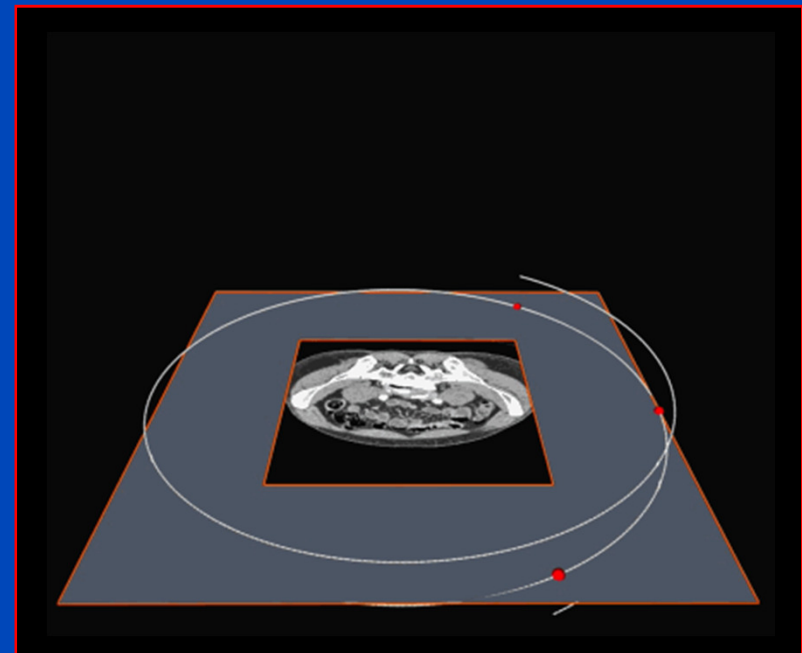
- ist der erste praktikable Rekonstruktionsalgorithmus für klinische Kegelstrahl-CT
- reduziert 3D Kegelstrahl-CT-Daten auf gekippte 2D Schichten
- ist in 16- bis 64-Schicht-Scannern implementiert

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

Cone-Beam-CT-Algorithmen ≤ 1999

180°LI, $d=1.5\text{mm}$

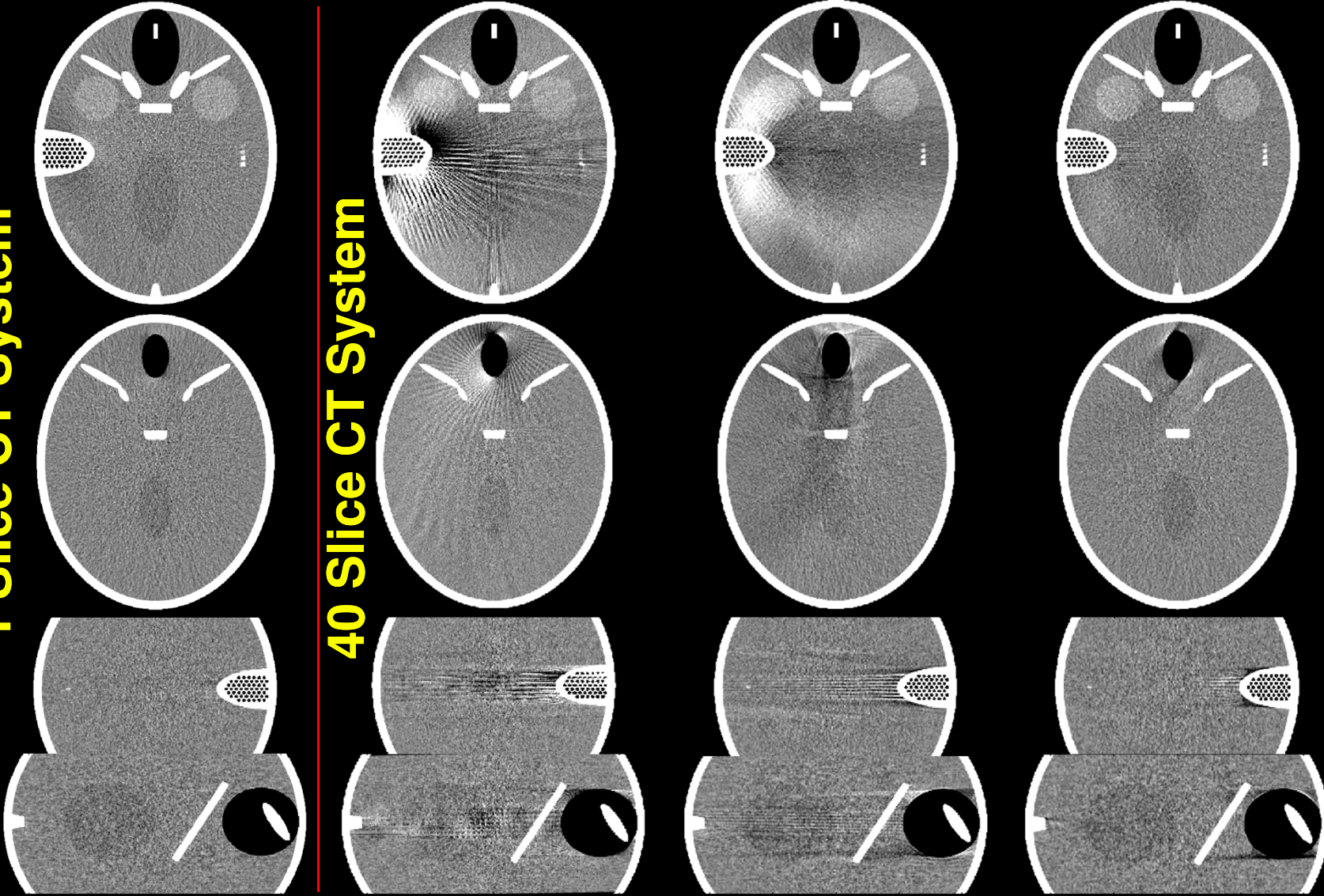
Π , $d=64\text{mm}$

MFR, $d=64\text{mm}$

ASSR, $d=64\text{mm}$

1 Slice CT System

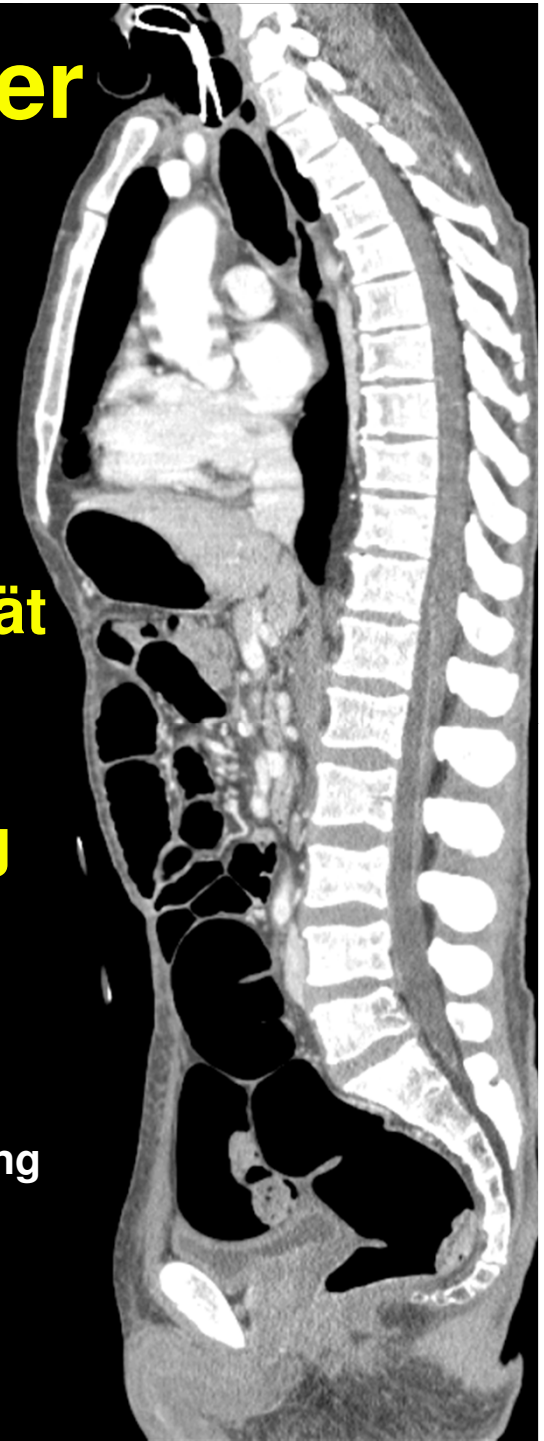
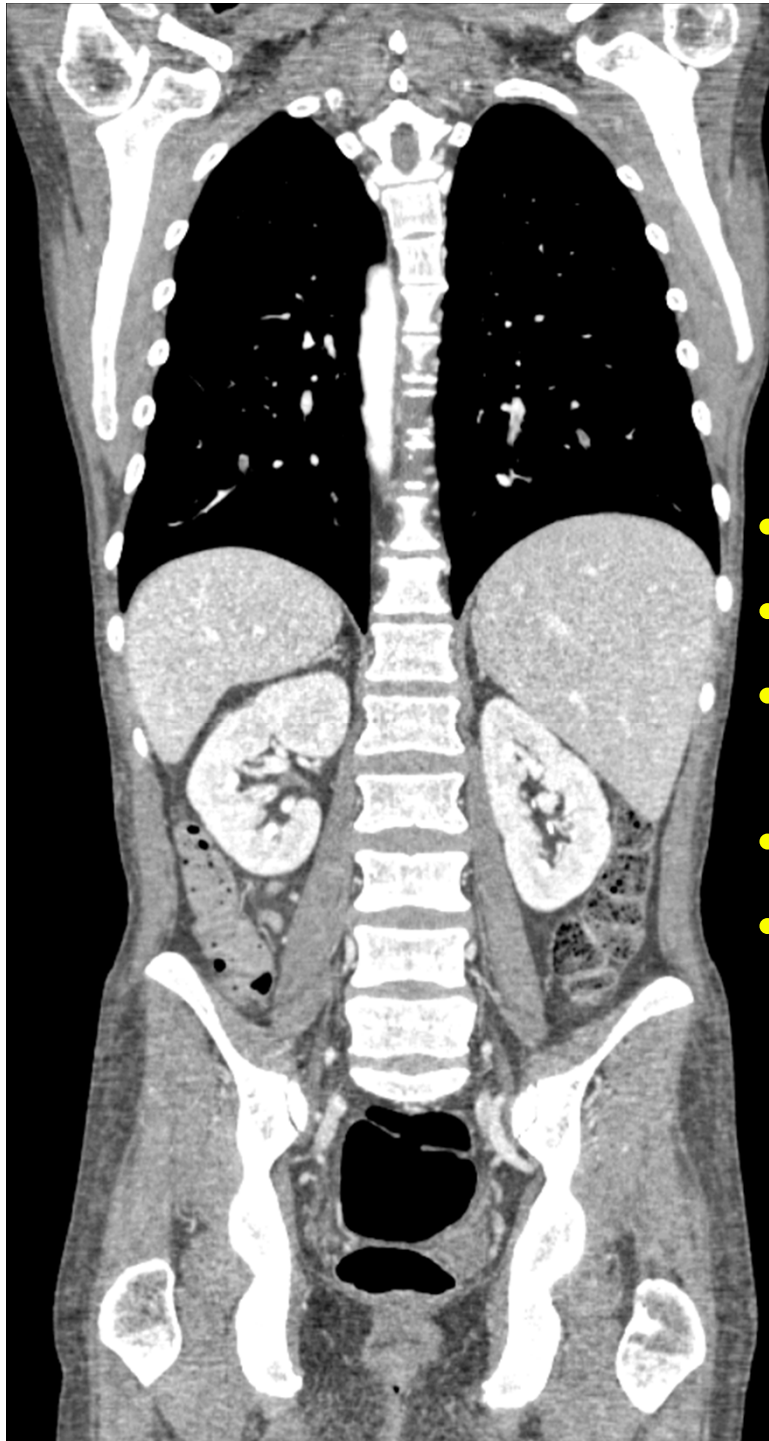
40 Slice CT System



Patientenbilder mit ASSR

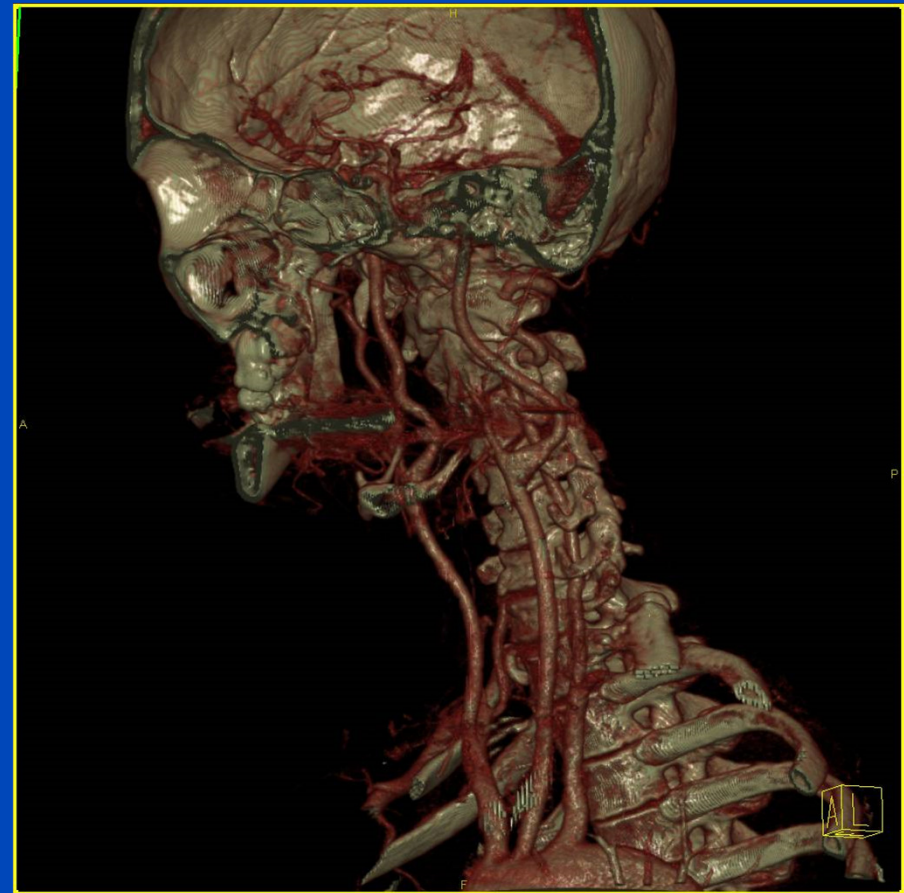
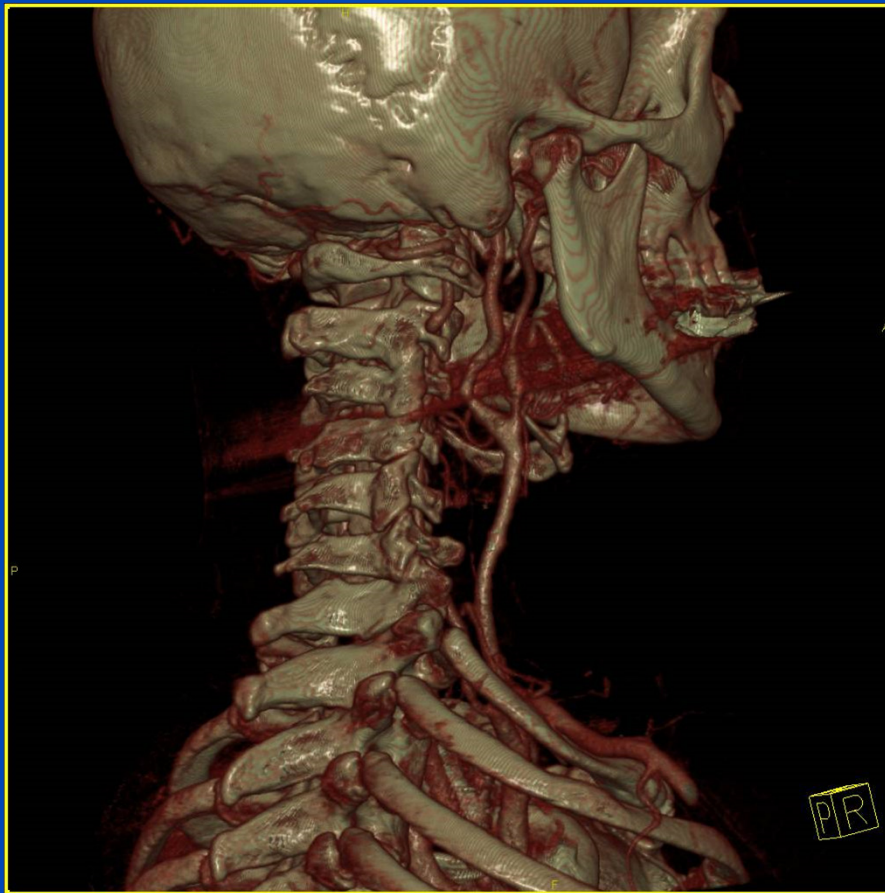
- Beste Performance
- Optimale Bildqualität
- 2D Hardware ausreichend
- 100% Dosisnutzung
- Pitch beliebig

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



CT-Angiographie

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



Wie soll es weitergehen?

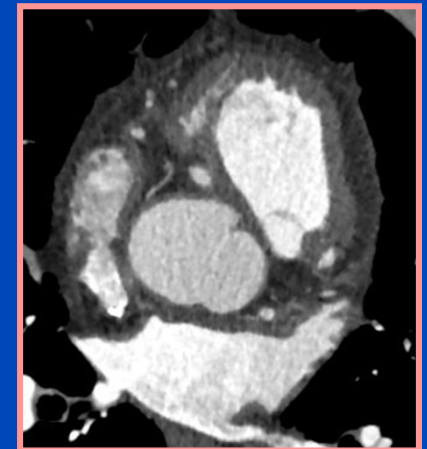
Iterative Bildrekonstruktion

oder lieber

Cardio CT?

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:

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

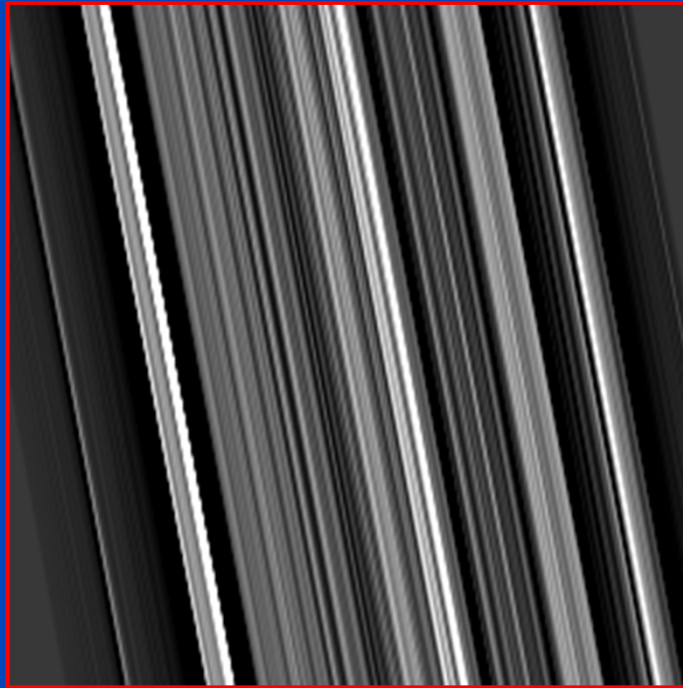
Inversion:
$$f(x, y) = \int_0^\pi d\vartheta \int_{-\infty}^{\infty} du |u| P(\vartheta, u) e^{2\pi i u (x \cos \vartheta + y \sin \vartheta)}$$

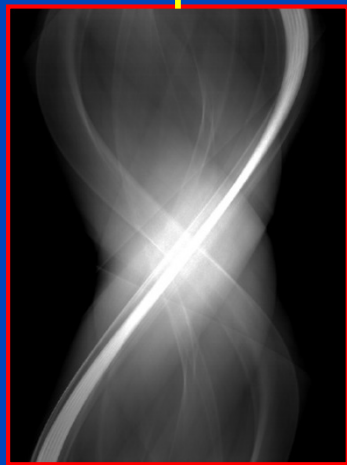
Lösung

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

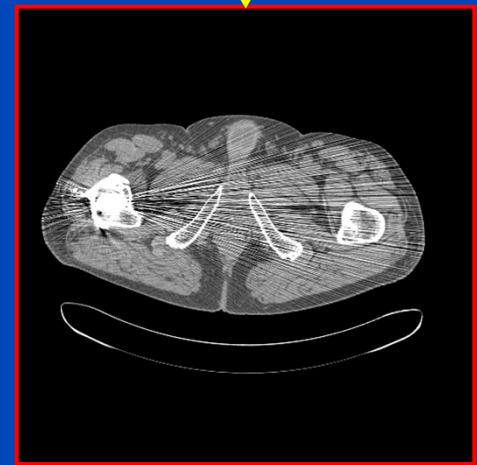
¹Ramachandran and Lakshminarayanan. Proc. Nat. Acad. Sci. USA, 1971.

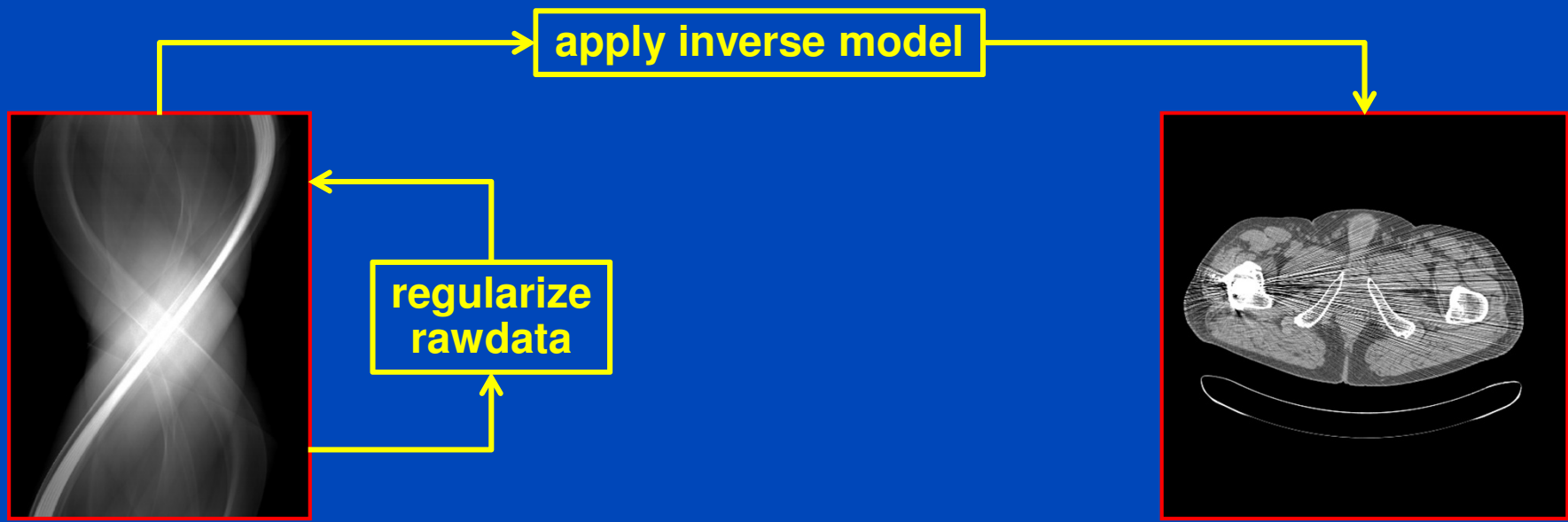
Gefilterte Rückprojektion (FBP)





→ apply inverse model





$$x^2 = y$$

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

Modell

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

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

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

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

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

**Update-
gleichung**

Numerisches Beispiel

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

$$x_0 = 1.$$

$$x_1 = 2.$$

$$x_2 = 1.75$$

$$x_3 = 1.73214$$

$$x_4 = 1.73205$$

$$x_5 = 1.73205$$

$$x_6 = 1.73205$$

$$x_7 = 1.73205$$

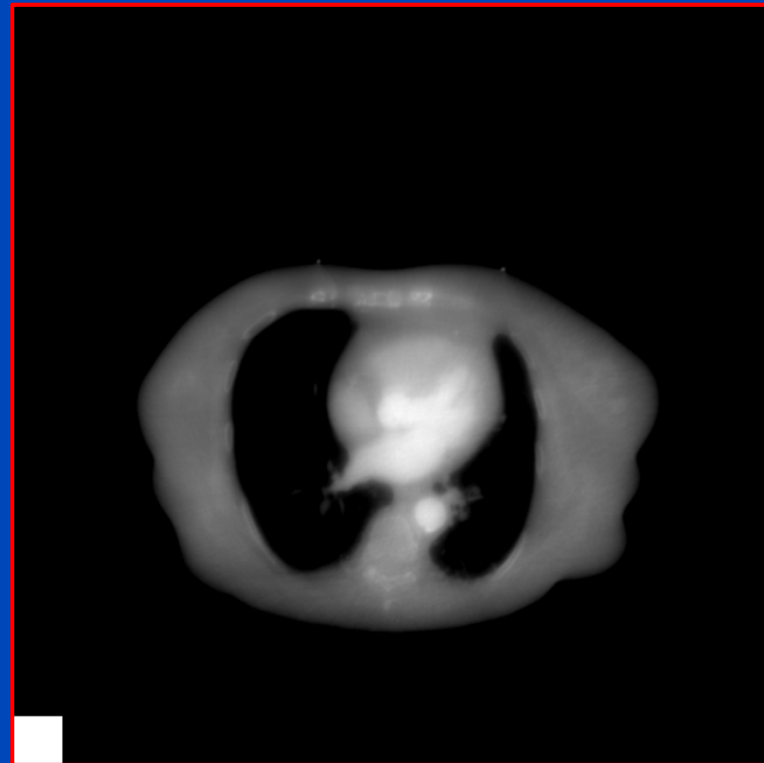
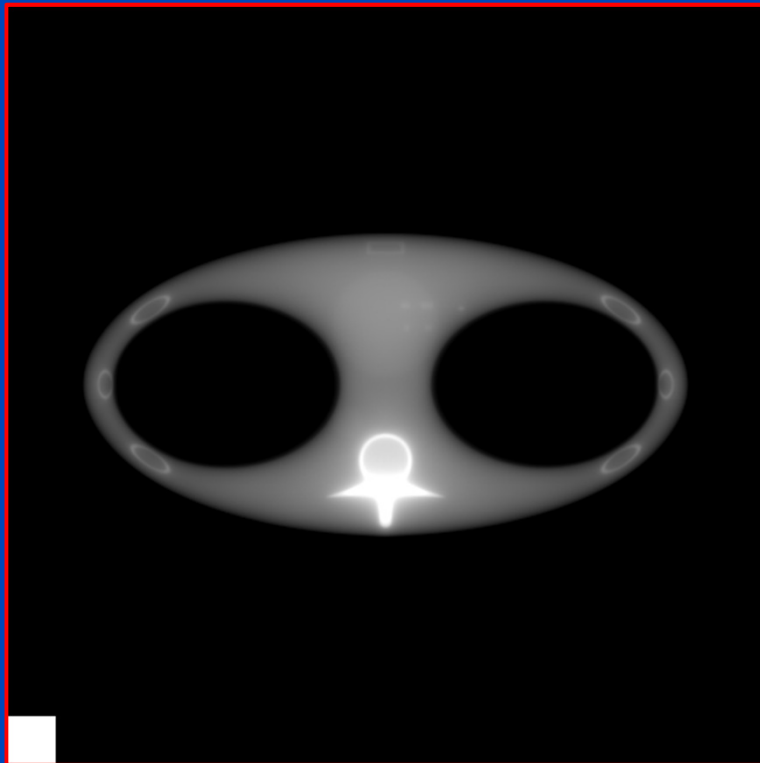
$$x_8 = 1.73205$$

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

Varianten der iterativen Rekonstruktion

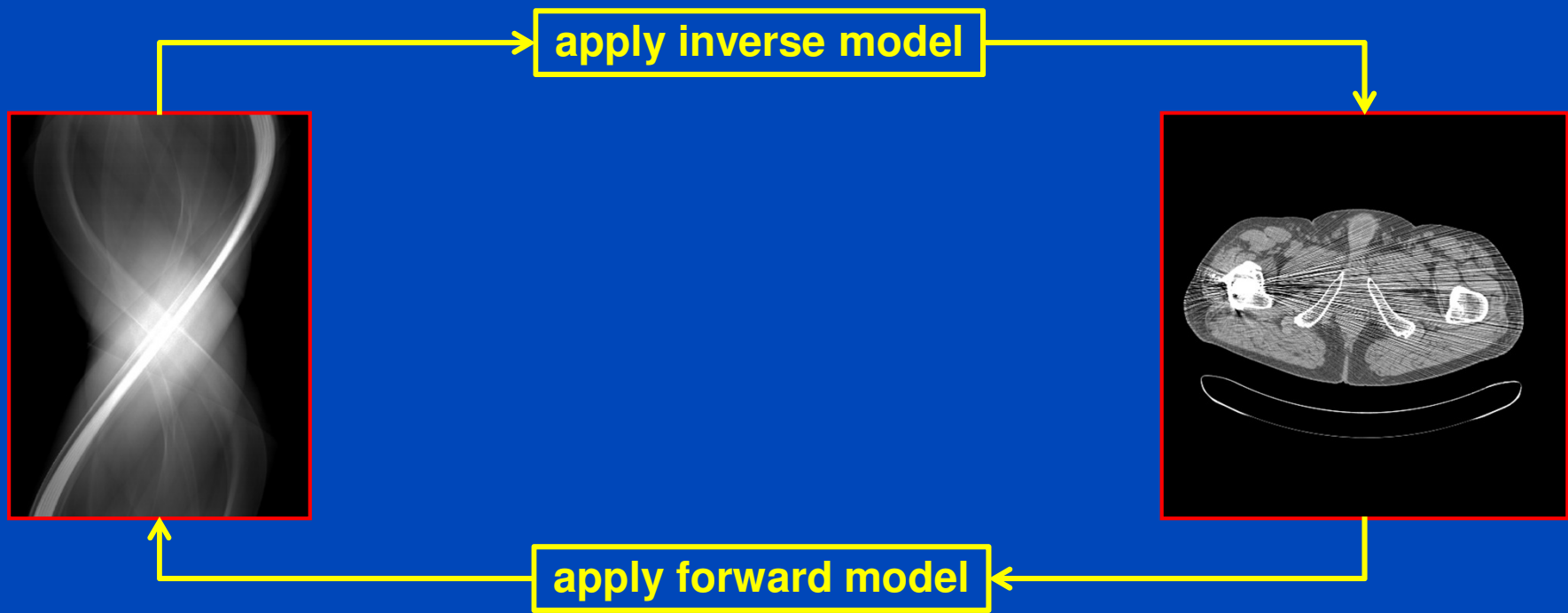
- ART
$$f_{\nu+1} = f_{\nu} + R^T \cdot \frac{p - R \cdot f_{\nu}}{R^2 \cdot 1}$$
- SART
$$f_{\nu+1} = f_{\nu} + \frac{1}{R^T \cdot 1} R^T \cdot \frac{p - R \cdot f_{\nu}}{R \cdot 1}$$
- MLEM
$$f_{\nu+1} = f_{\nu} \frac{R^T \cdot (e^{-R \cdot f_{\nu}})}{R^T \cdot (e^{-p})}$$
- OSC
$$f_{\nu+1} = f_{\nu}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

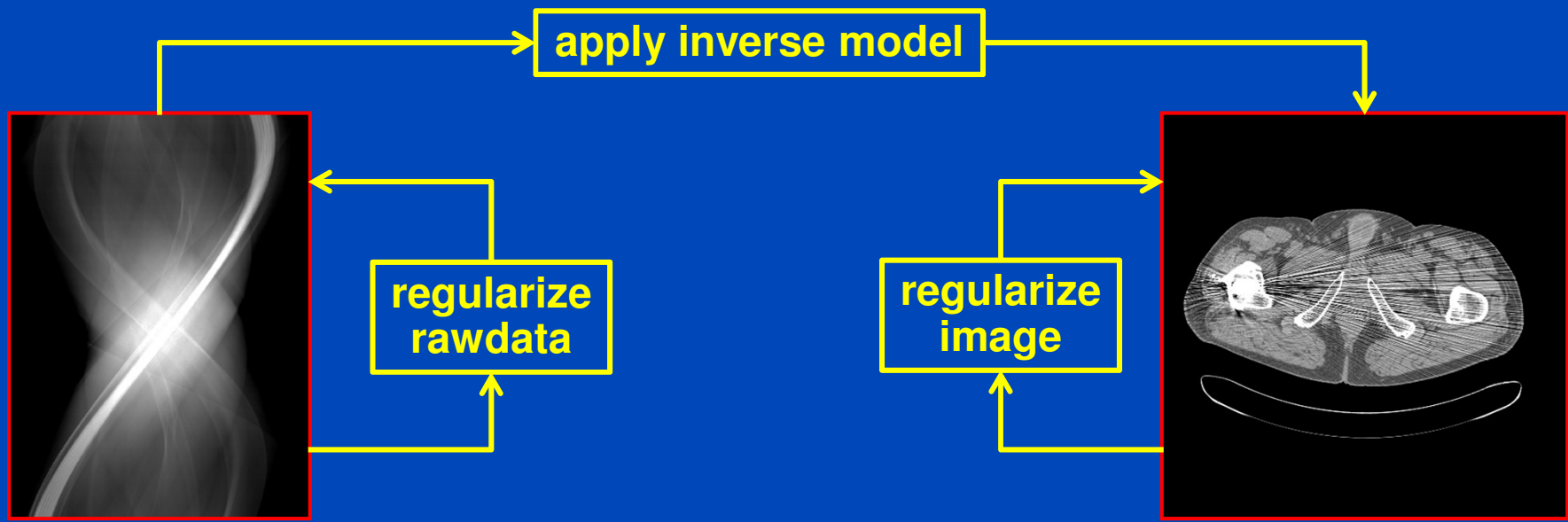
Iterative Rekonstruktion

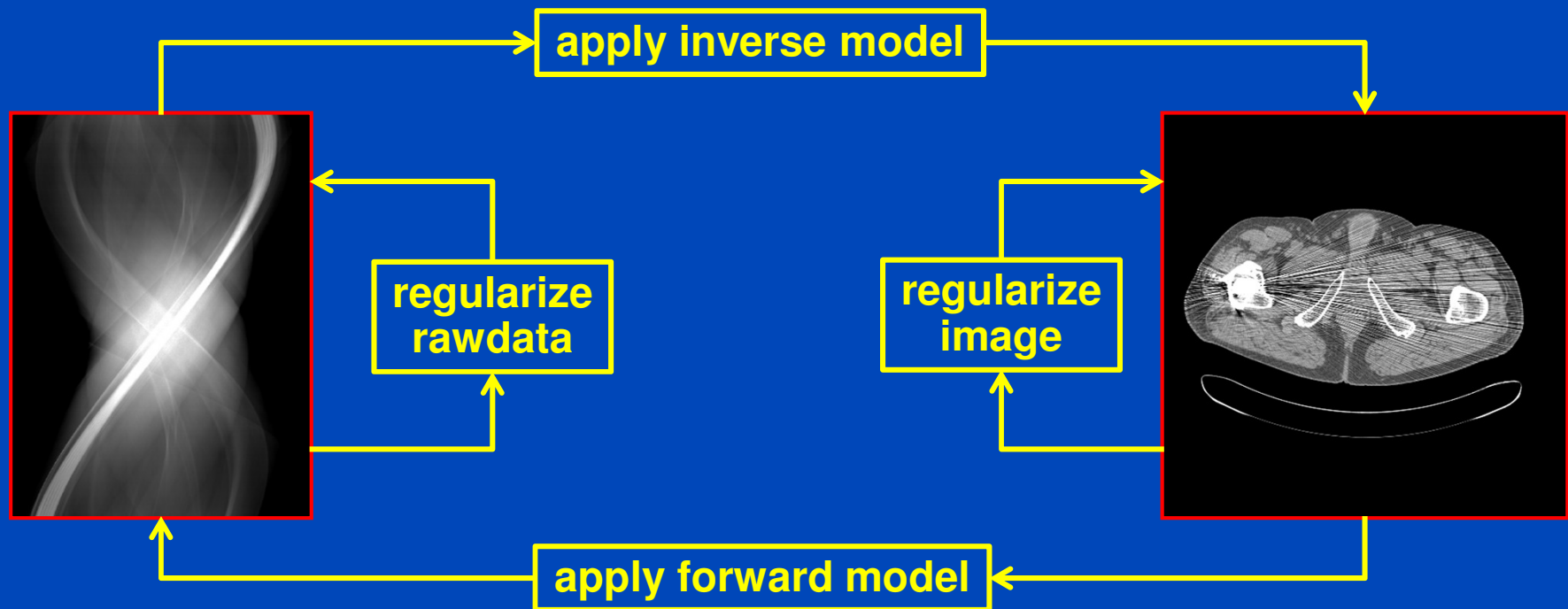


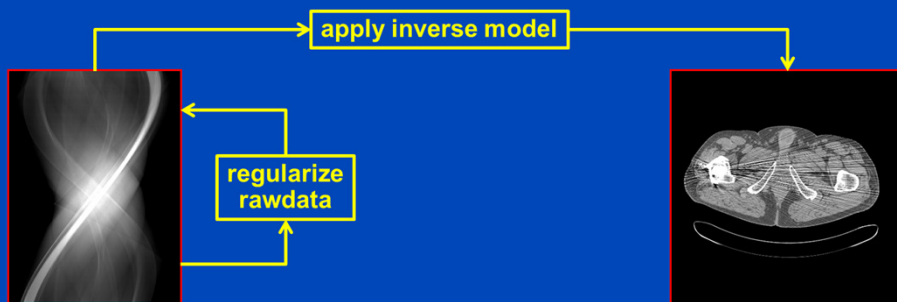
16 Iterationen
(mit ordered Subsets)

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

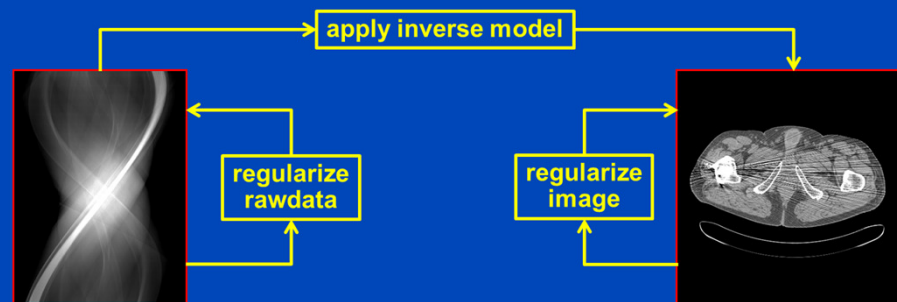




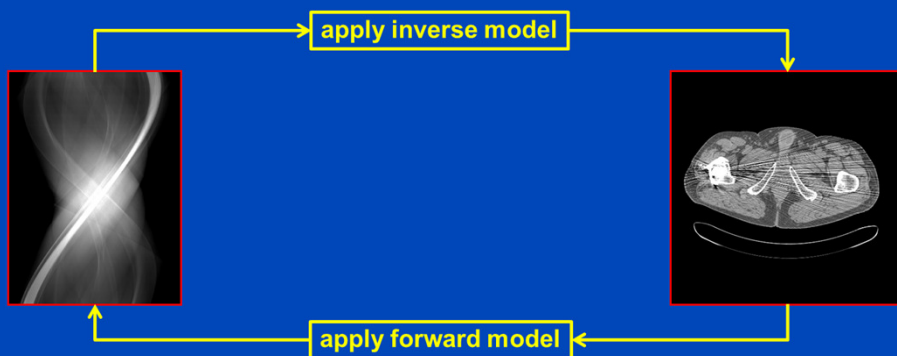




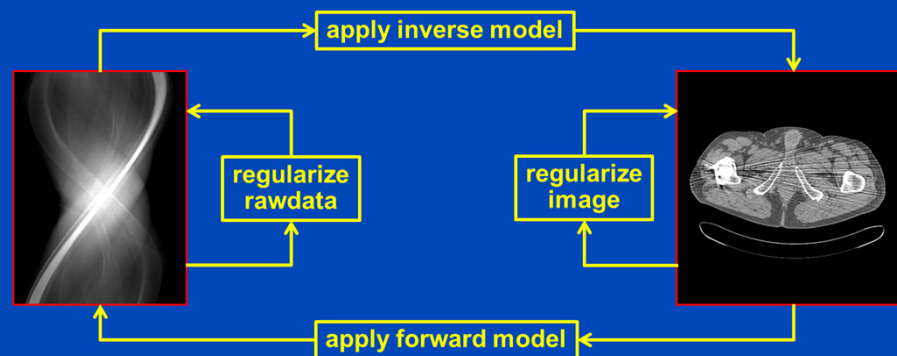
Conventional FBP with rawdata denoising (all vendors)



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

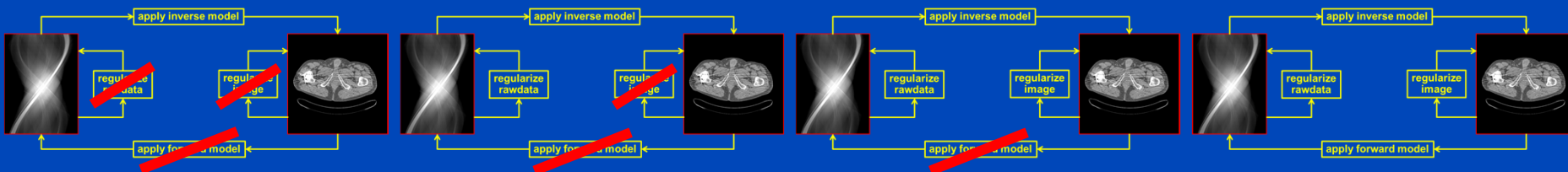


$\sigma = 12.3$ HU

SAFIRE VA40



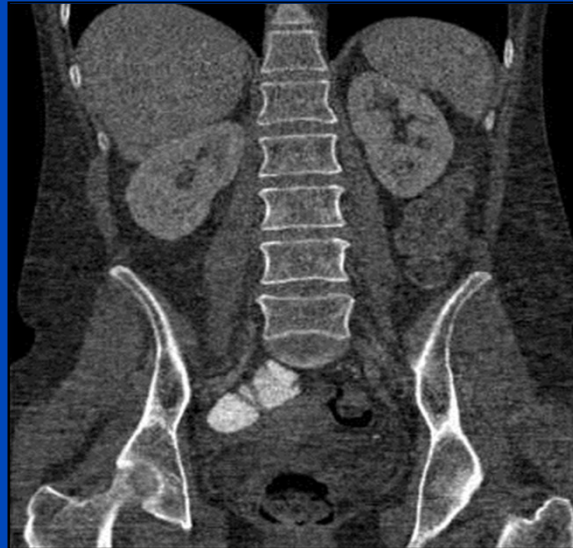
$\sigma = 7.8$ HU



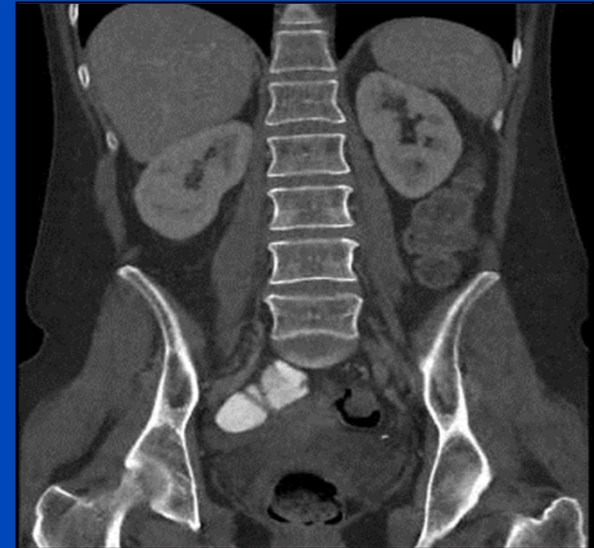
FBP



ASIR



Veo

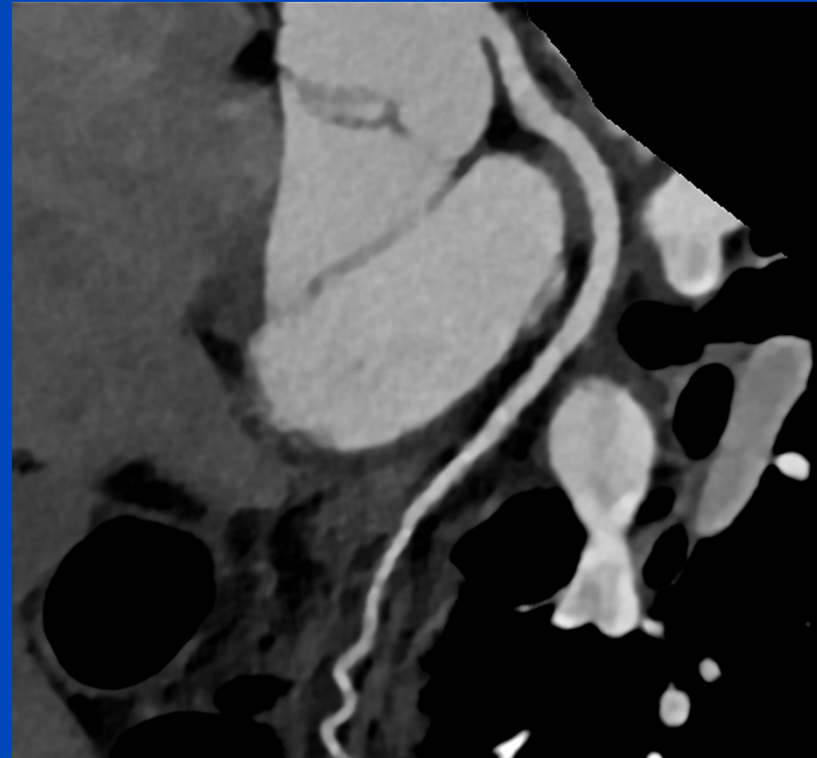


Courtesy of Dr. Jiang Hsieh, GE Healthcare Technologies, WI, USA.

FBP

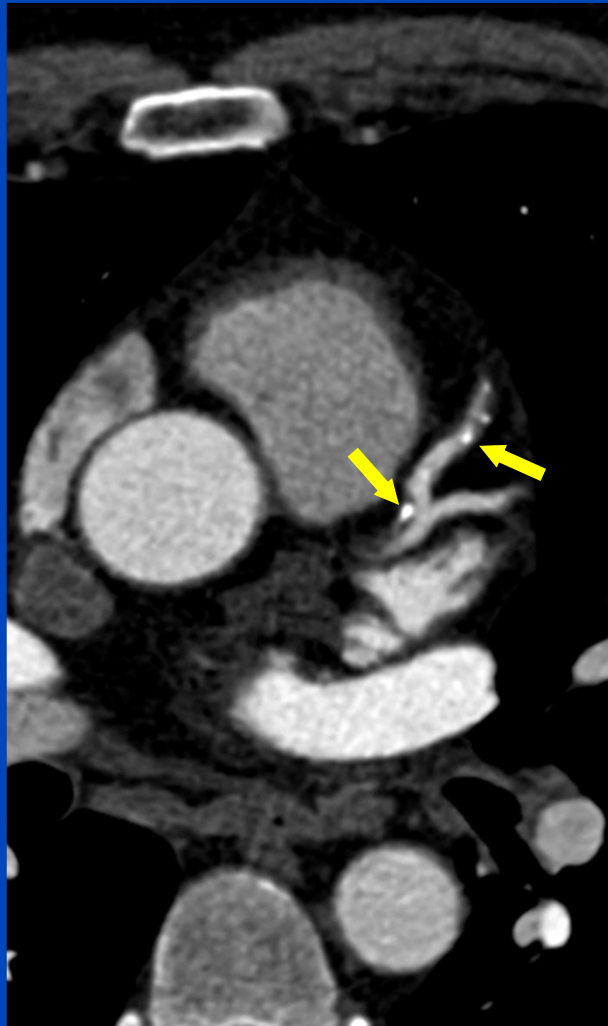


IMR



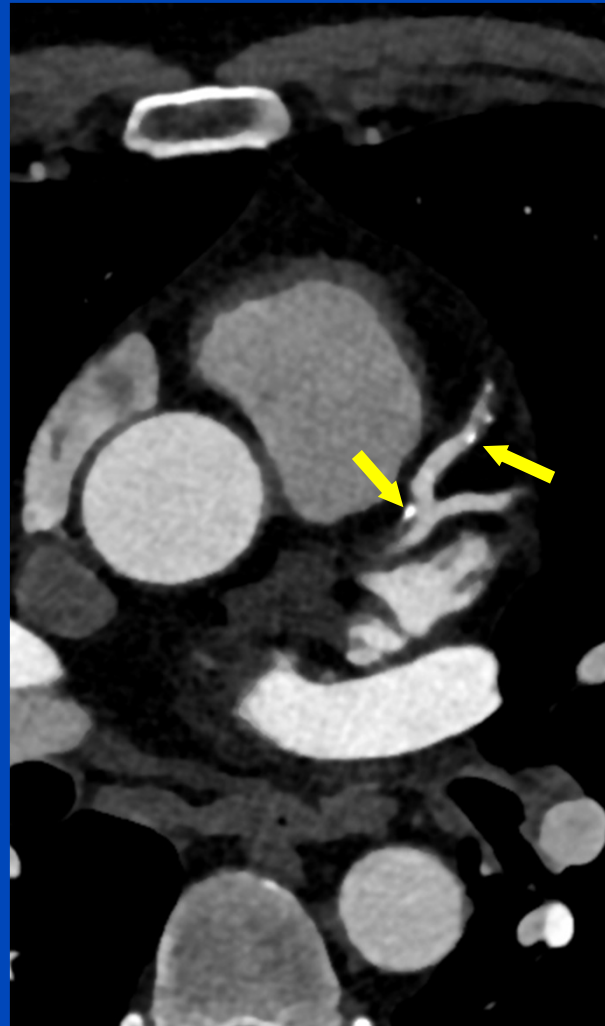
Courtesy of Dr. Thomas Köhler, Philips, Germany.

Filtered Backprojection



B26f

SAFIRE



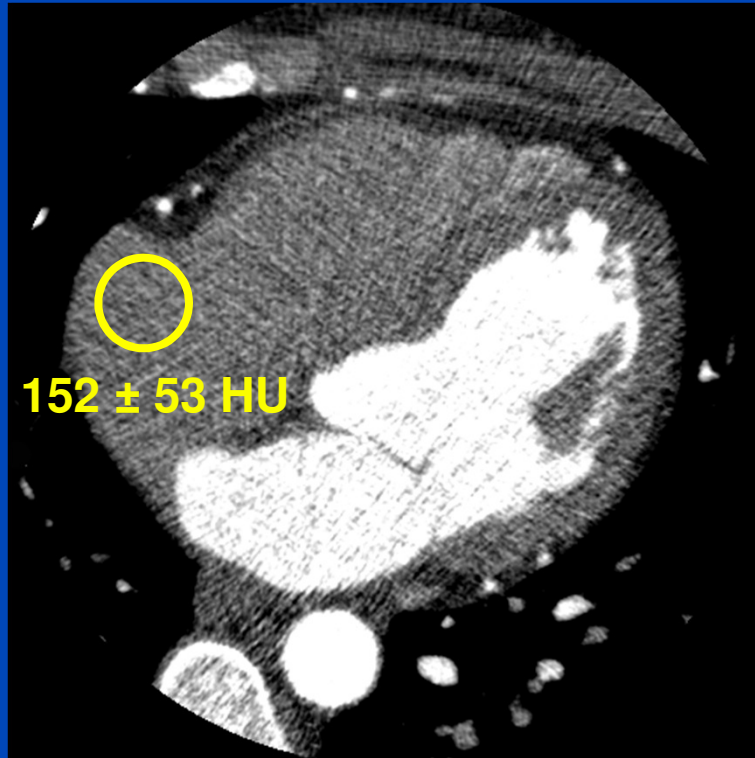
I26f strength 4

SAFIRE



I36f strength 4

Filtered Backprojection



AIDR3D

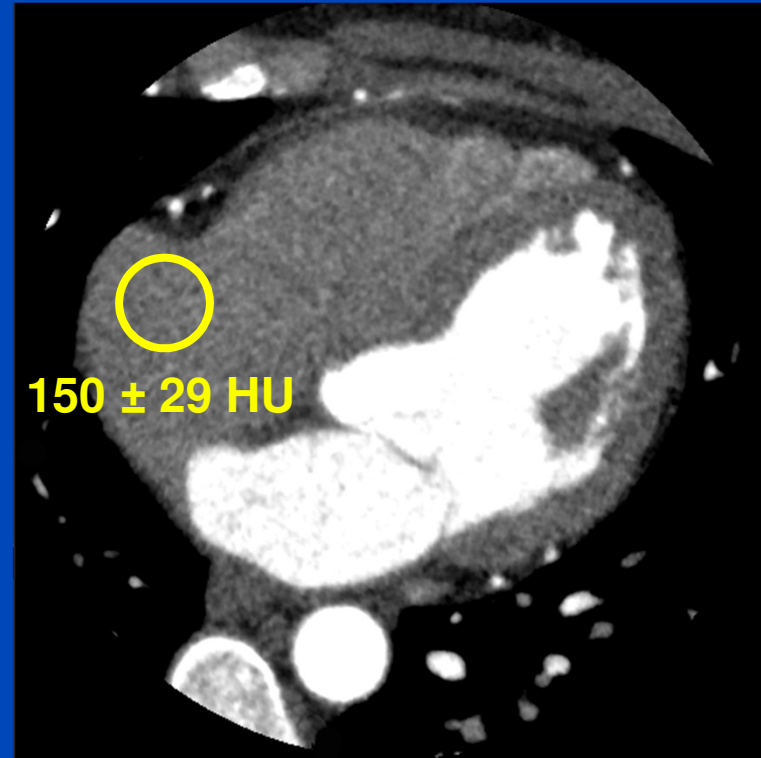


Table 1 Dose reduction values of various iterative reconstruction approaches found in clinical studies. Values from studies dedicated to cardiac CT imaging and from studies evaluating other anatomical regions, as well as values cited in review papers, are shown. For papers reporting noise reductions but not dose reductions, we converted the

noise reduction values to dose reduction values using the square-law: dose reduction = $1 - (1 - \text{noise reduction})^2$; such computed values are indicated by *asterisks* (e.g. 10 % noise reduction were converted to 19 %* dose reduction). Papers that only reported image quality on a subjective scale are not included

Type	Reference	GE		Philips		Siemens		Toshiba	
		ASiR	MBiR/Veo	iDose	IMR	IRIS	SAFIRE	AiDR	AiDR3D
Cardiac	[33]					38 %*			
Cardiac	[36]						≥50 %		
Cardiac	[37]						56 %		
Cardiac	[29]			55 %					
Cardiac	[25]	30–45 %*							
Cardiac	[20]	27 %							
Cardiac	[38]						≥50 %		
Cardiac	[34]					40–51 %			
Cardiac	[30]			52 %*					
Cardiac	[35]					62 %			
Cardiac	[45]							22 %	
Cardiac	[39]						50 %		
Cardiac	[46]								50 %
Cardiac	[21]	23 %	60 %						
Cardiac	[22]	29 %							
Cardiac	[23]	36 %							
Cardiac	[28*]			29 %					
Abdomen/chest	[78]	32–65 %							
Abdomen/chest	[79]	15 %*							
Abdomen/chest	[80]			42 %					
Abdomen/chest	[81]	80–90 %							
Abdomen/chest	[82]					36 %*			
Abdomen/chest	[77]	38–46 %							
Abdomen/chest	[40]						≥50 %		
Abdomen/chest	[83]	≥30 %							
Abdomen/chest	[84]								64 %
Abdomen/chest	[85]	50 %							
Abdomen/chest	[86]							52 %	
Abdomen/chest	[87]	28 %							
Abdomen/chest	[24]	50 %							
Abdomen/chest	[88]					35 %			
Abdomen/chest	[89]			20–80 %*					
Abdomen/chest	[90]	23–66 %							
Abdomen/chest	[91]					40 %			
Abdomen/chest	[92]					50 %			
Abdomen/chest	[93]					50 %			
Abdomen/chest	[94]	34 %							
Abdomen/chest	[95]	41 %							
Abdomen/chest	[96]	25 %							
Abdomen/chest	[97]	38 %							
Abdomen/chest	[27]		75 %						
Head	[98]					20 %			
Head	[99]					60 %			
Head	[100]	31 %							
Head	[101]	26 %							
Cardiac (review)	[17]	40–50 %	60–70 %				40–50 %		
General (review)	[16]	23–76 %		50–76 %		20–60 %	50 %		52 %
Cardiac (review)	[18]	40 %		30–40 %					

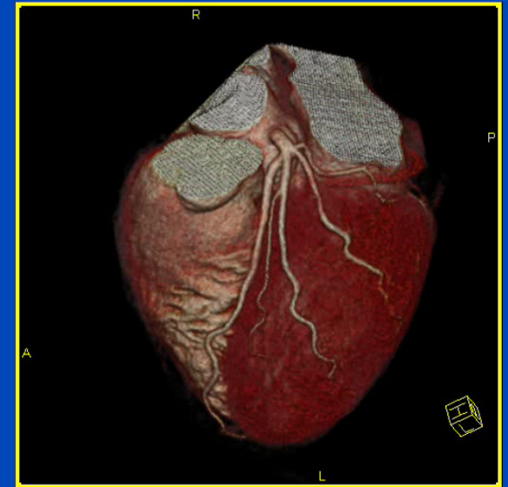
Table 1 Dose reduction values of various iterative reconstruction approaches found in clinical studies. Values from studies dedicated to cardiac CT imaging and from studies evaluating other anatomical regions, as well as values cited in review papers, are shown. For papers reporting noise reductions but not dose reductions, we converted the

noise reduction values to dose reduction values using the square-law: dose reduction = $1 - (1 - \text{noise reduction})^2$; such computed values are indicated by *asterisks* (e.g. 10 % noise reduction were converted to 19 %* dose reduction). Papers that only reported image quality on a subjective scale are not included

Type	Reference	GE		Philips		Siemens		Toshiba	
		ASIR	MBIR/Veo	iDose	IMR	IRIS	SAFIRE	AIDR	AIDR3D
Cardiac	[33]					38 %*			
Cardiac	[36]						≥50 %		
Cardiac	[37]						56 %		
Cardiac	[29]			55 %					
Cardiac	[25]	30–45 %*							
Cardiac	[20]	27 %							
Cardiac	[38]						≥50 %		
Cardiac	[34]					40–51 %			
Cardiac	[30]			52 %*					
Cardiac	[35]					62 %			
Cardiac	[45]							22 %	
Cardiac	[39]						50 %		
Cardiac	[46]								50 %
Cardiac	[21]	23 %	60 %						
Cardiac	[22]	29 %							
Cardiac	[23]	36 %							
Cardiac	[28•]			29 %					
Abdomen/chest	[78]	32–65 %							
Abdomen/chest	[79]	15 %*							
Abdomen/chest	[80]			42 %					
Abdomen/chest	[81]	80–90 %							
Abdomen/chest	[82]					36 %*			

Herz bildgebung mit CT

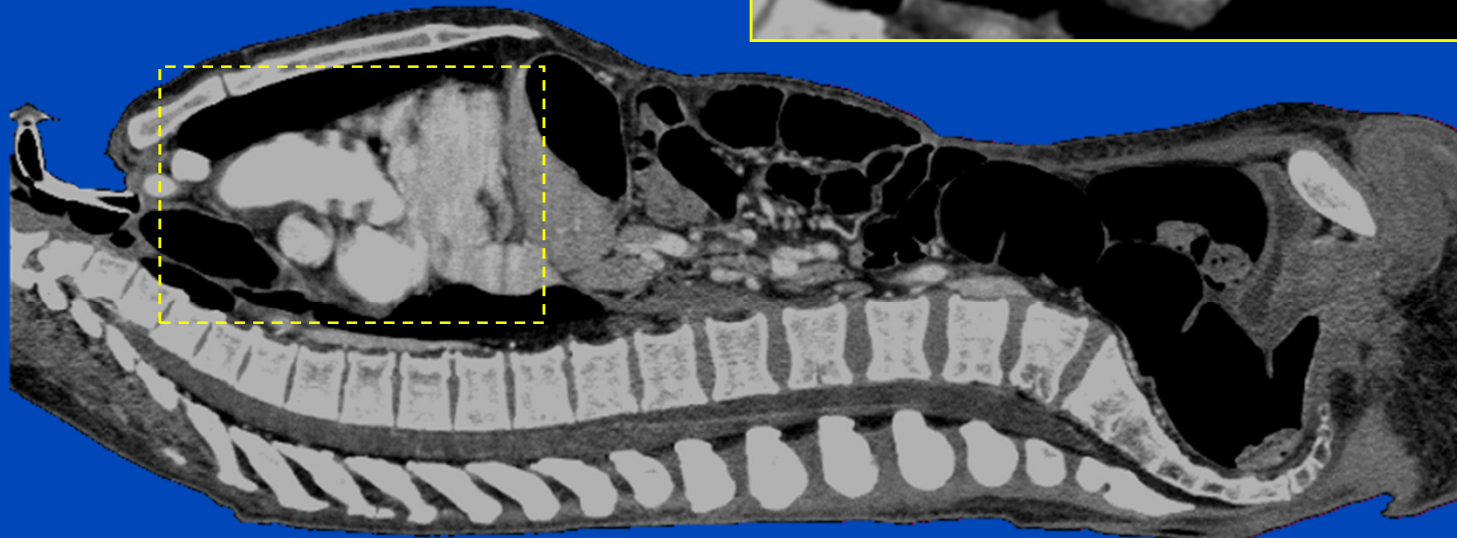
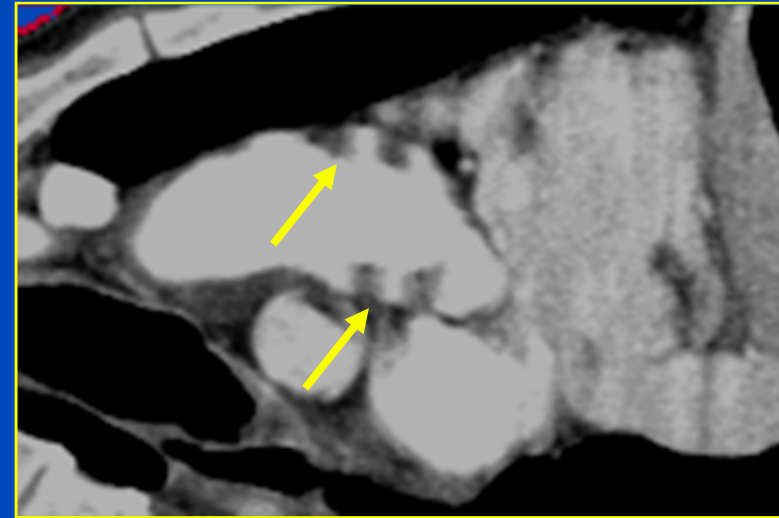
(Cardio-CT = phasenkorrelierte CT)



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

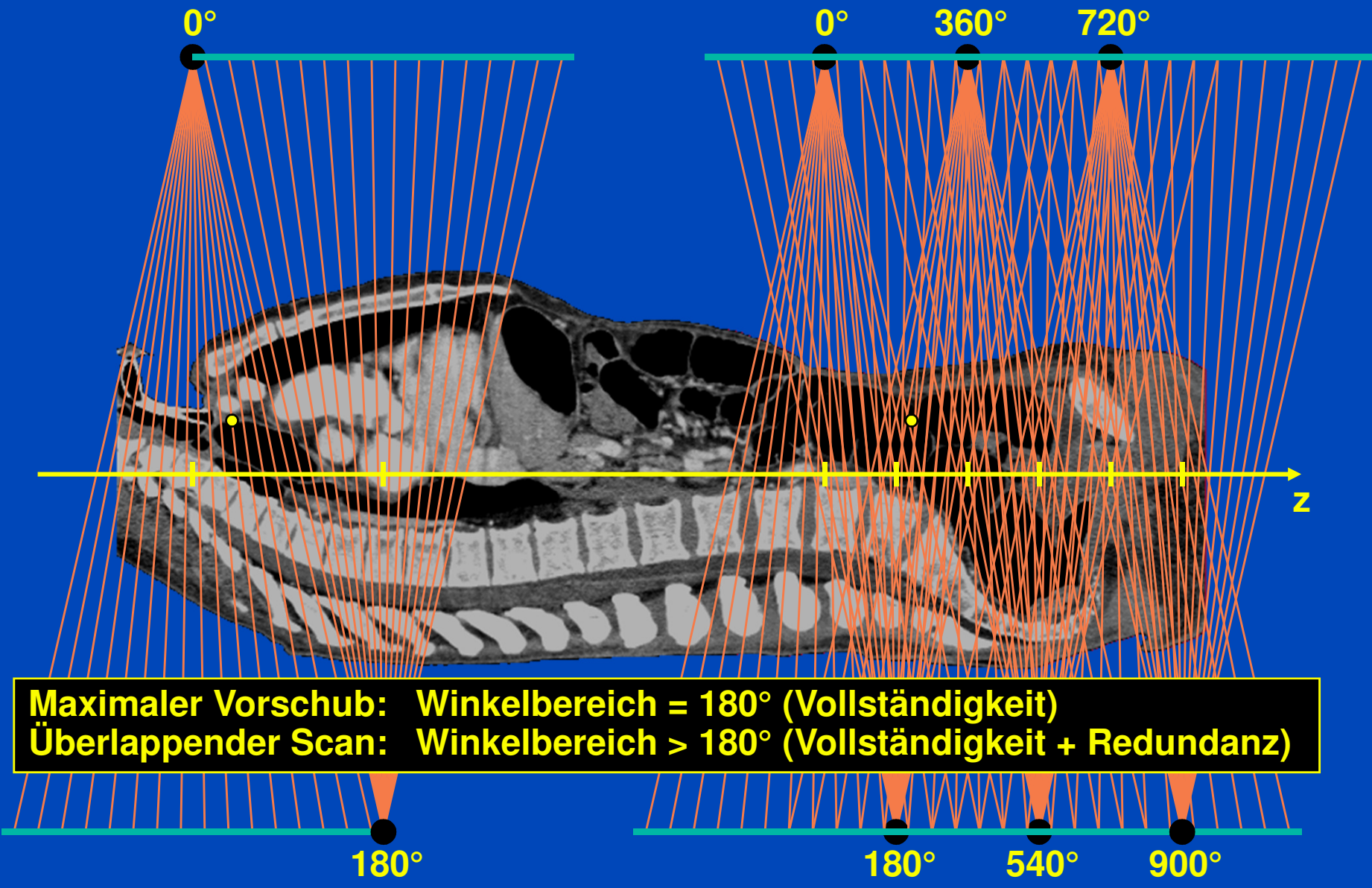
¹Med. Phys. 25(12):2417-2431 (1998), ²Med. Phys. 27(8):1881-1902 (2000), ³Proc. Fully 3D-2001:179-182 (2001),
⁴Med. Phys. 31(6): 1623-1641 (2004), ⁵Med. Phys. 33(7): 2435-2447 (2006)

Bewegungsartefakte des Herzens

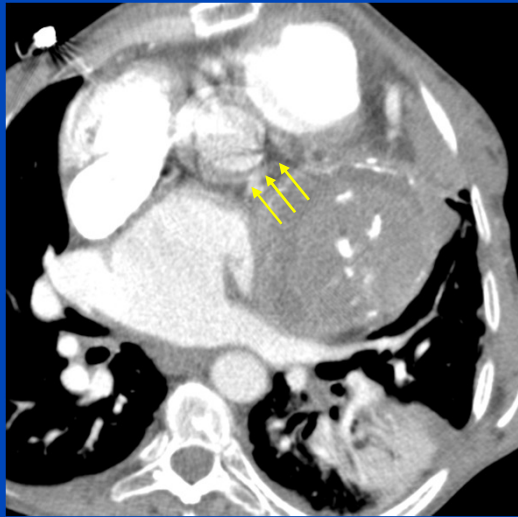


maximaler Tischvorschub:

überlappende Datenaufnahme:



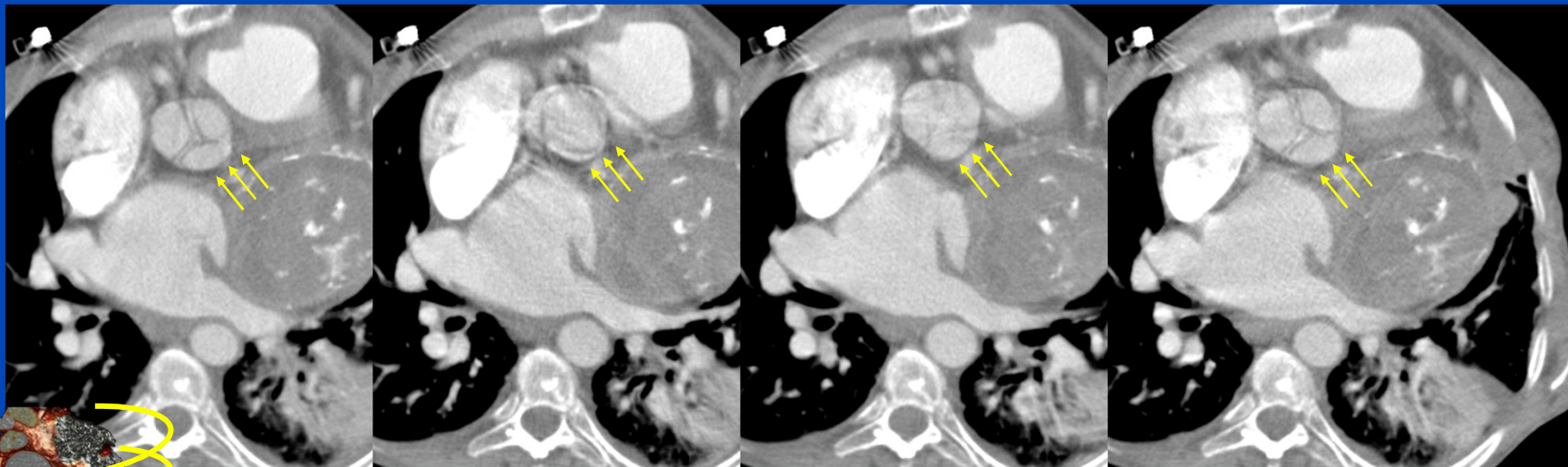
Maximaler Vorschub: Winkelbereich = 180° (Vollständigkeit)
Überlappender Scan: Winkelbereich > 180° (Vollständigkeit + Redundanz)



180°MLI

Cardio-Algorithmen sind phasenselektiv

Herzrate: 90 bpm

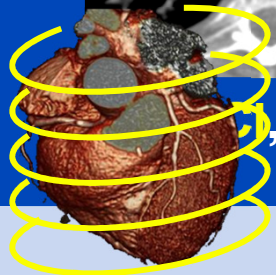


0%R-R

25%R-R

50%R-R

75%R-R

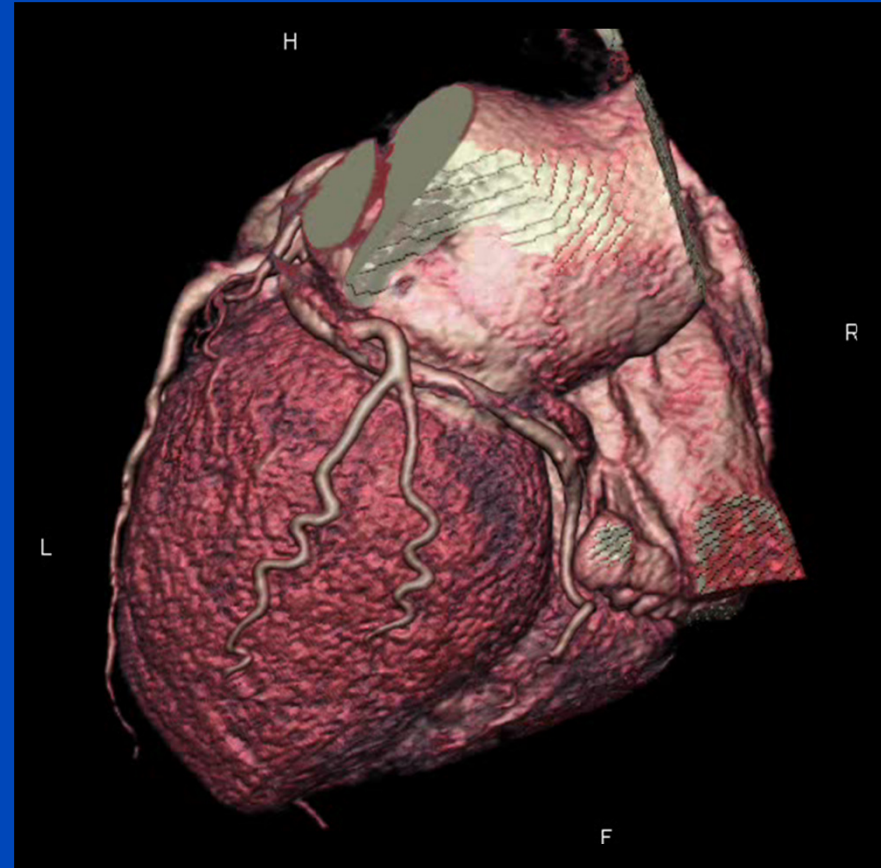
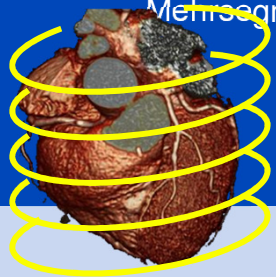


Univ. Erlangen
Achenbach, Kachelrieß



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

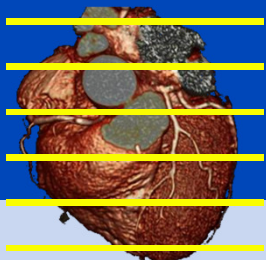
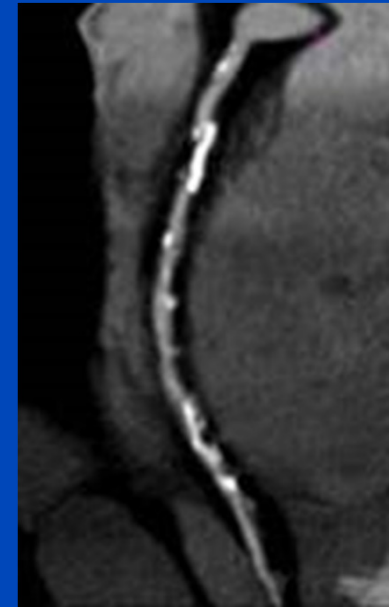
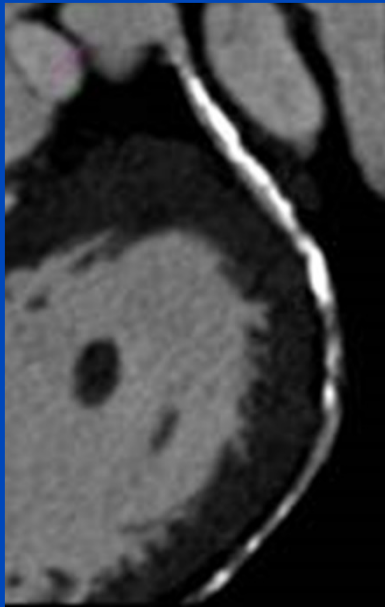
Mehrsegmentrekonstruktion 180°MCI, 90 bpm



Sensation 64, $2.32 \times 0,6$ mm, 0,33 s, 2004

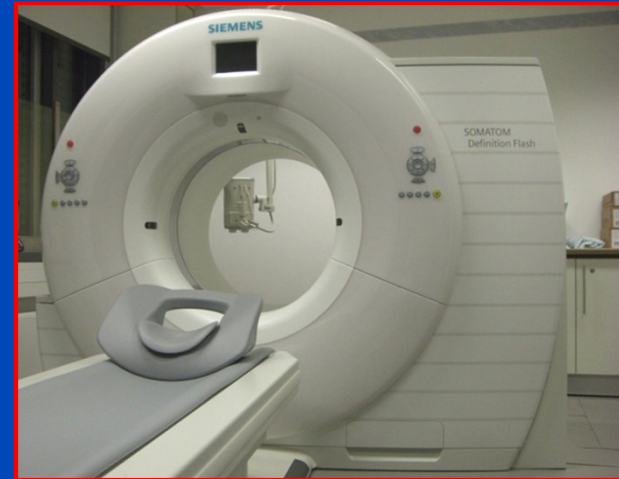
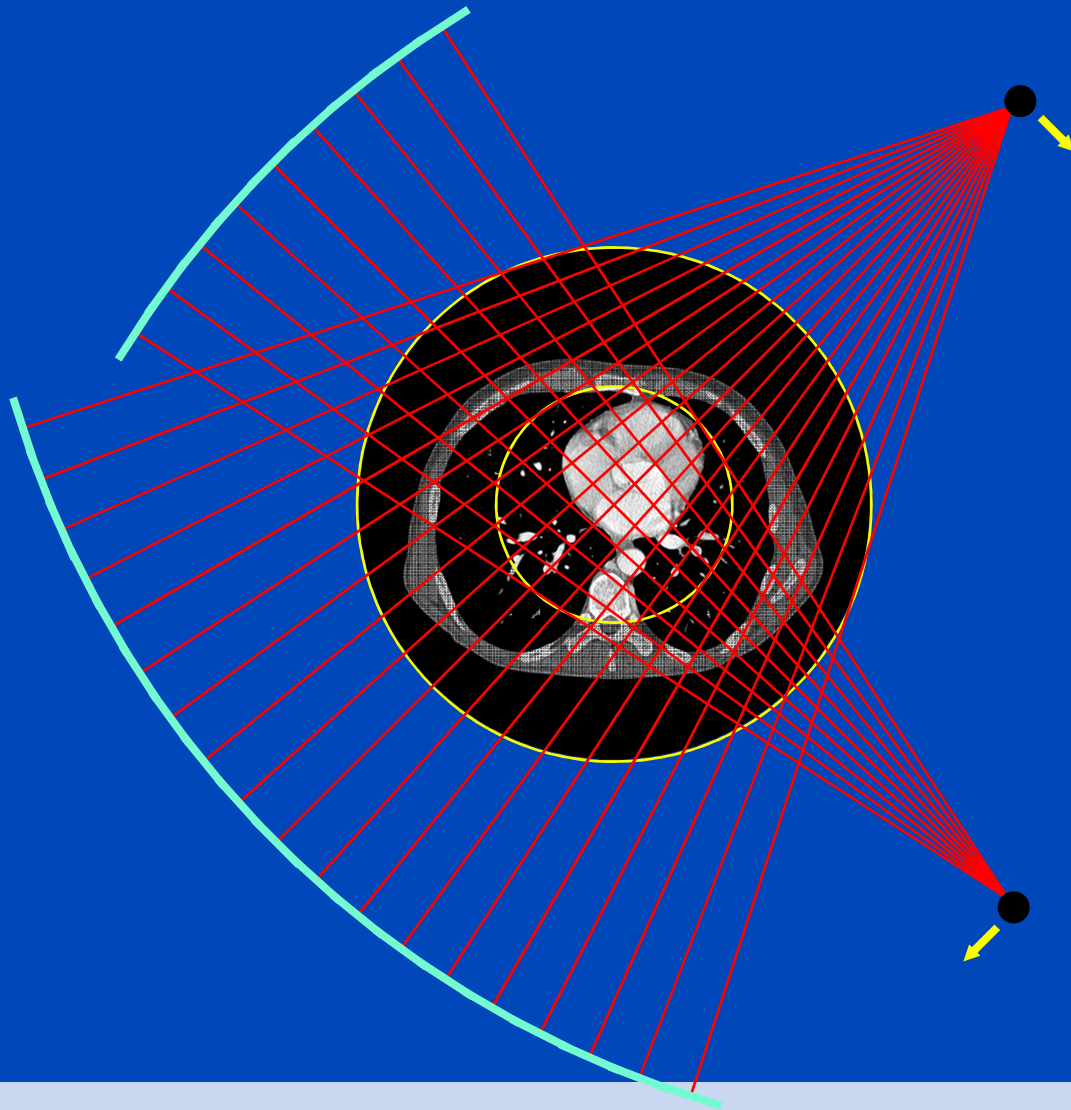
Data courtesy of Stephan Achenbach

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



Data courtesy of Dr. Michael Lell, Erlangen, Germany

Dual-Source-CT

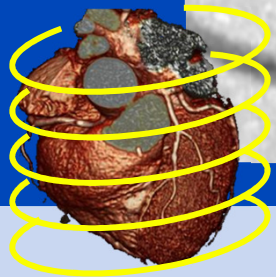
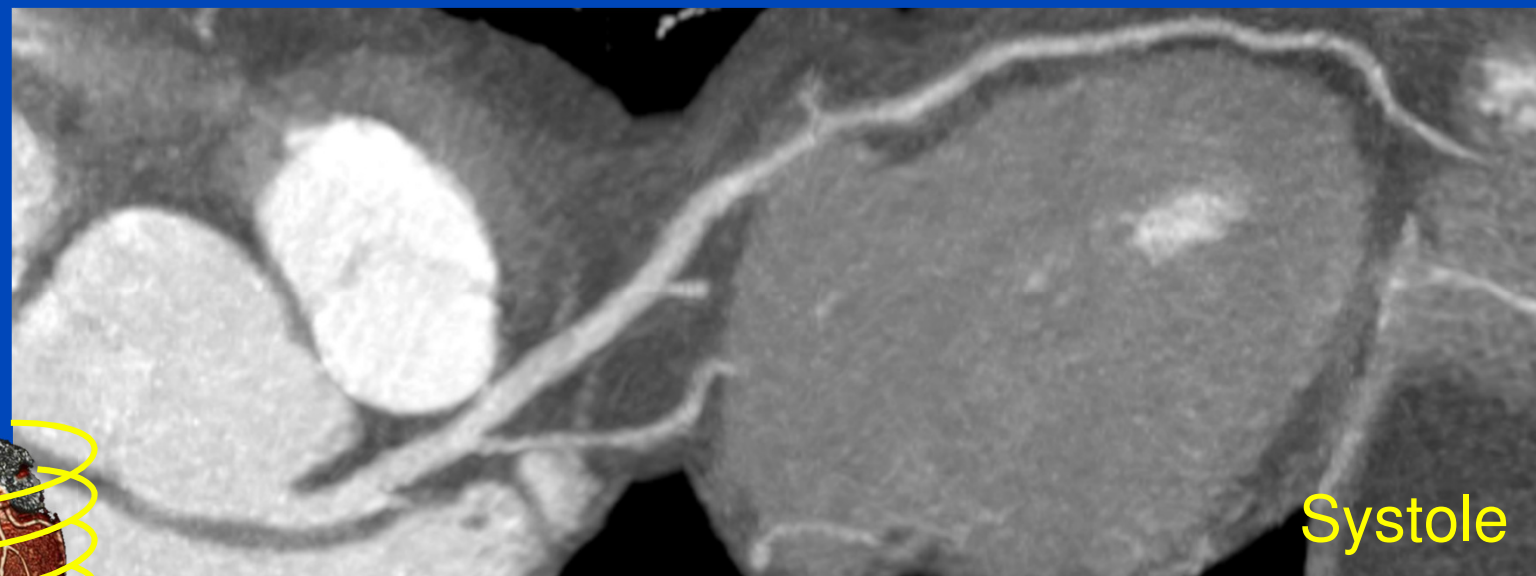
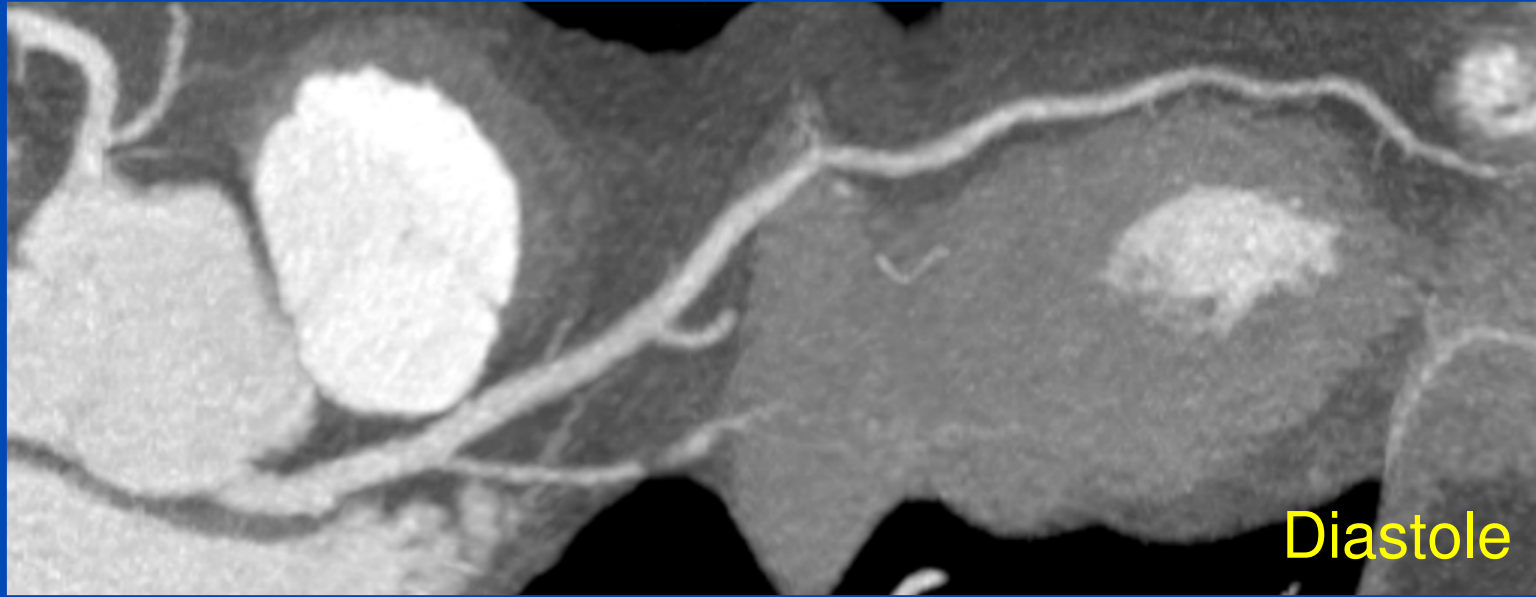


Siemens SOMATOM Definition Flash
Dual Source Kegelstrahl-Spiral-CT-Scanner





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

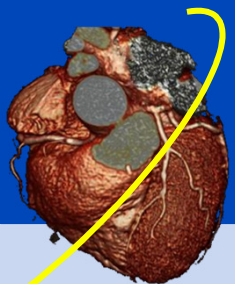
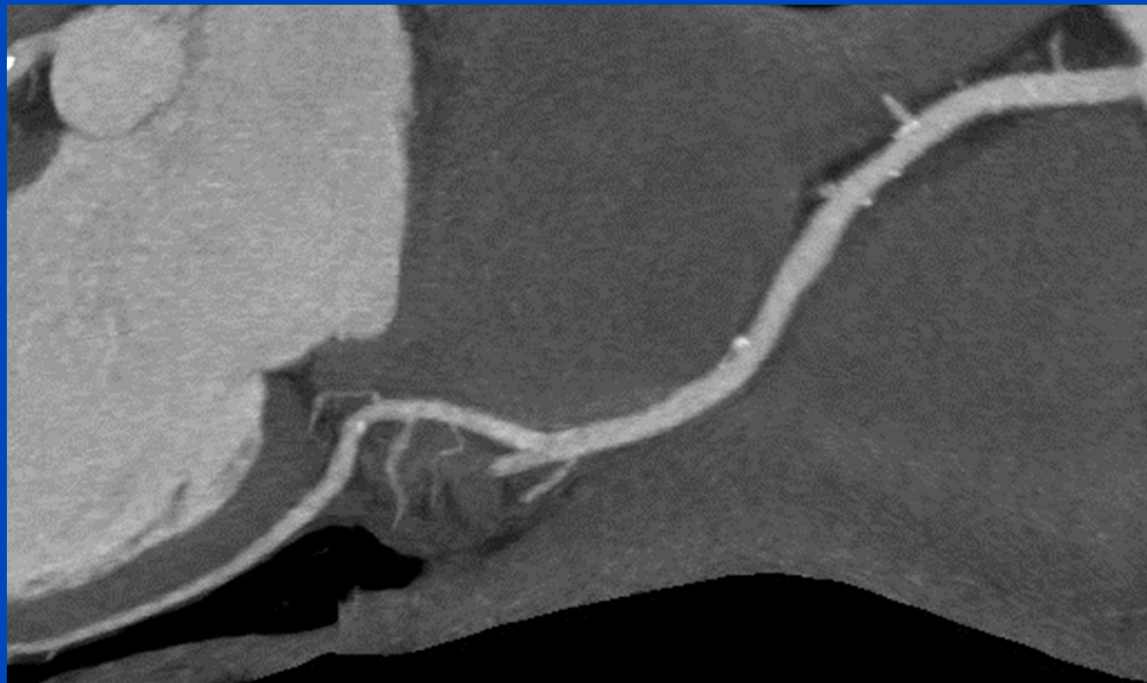
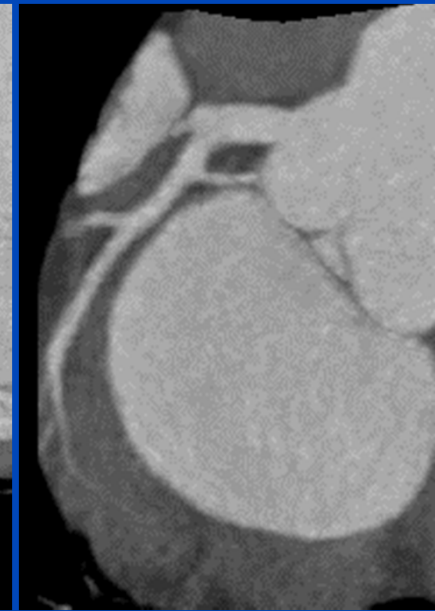
Pitch = 3,2 (43 cm/s)

320 mAs, 100 kV

10,6 cm Scanrange

DLP = 64 mGy·cm

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



Data courtesy of Stephan Achenbach

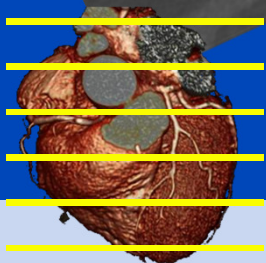
dkfz.

DSCT = Best Possible Cardiac CT

RCA

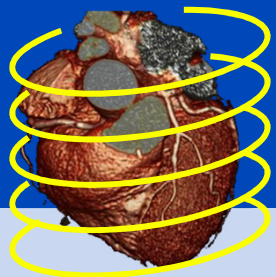
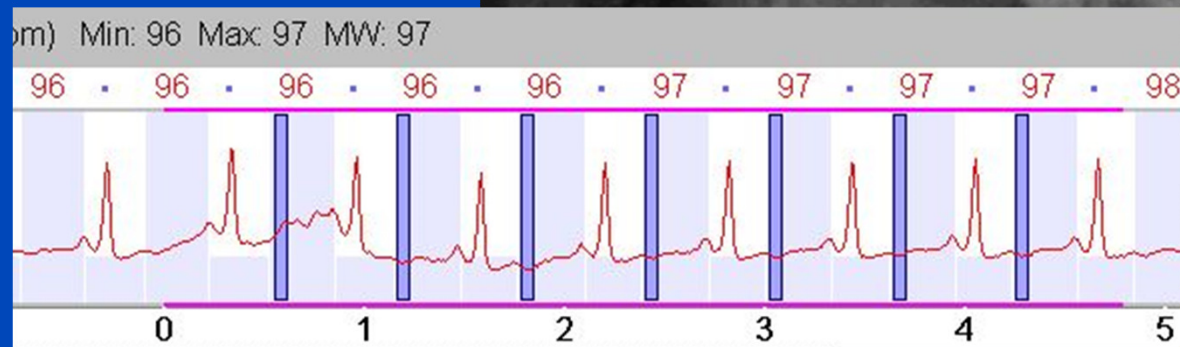
LAD

LCX



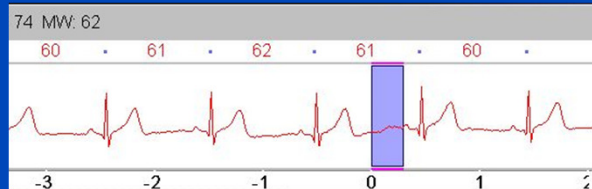
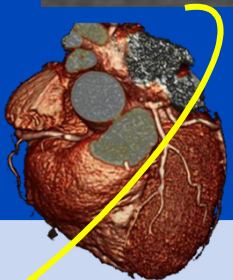
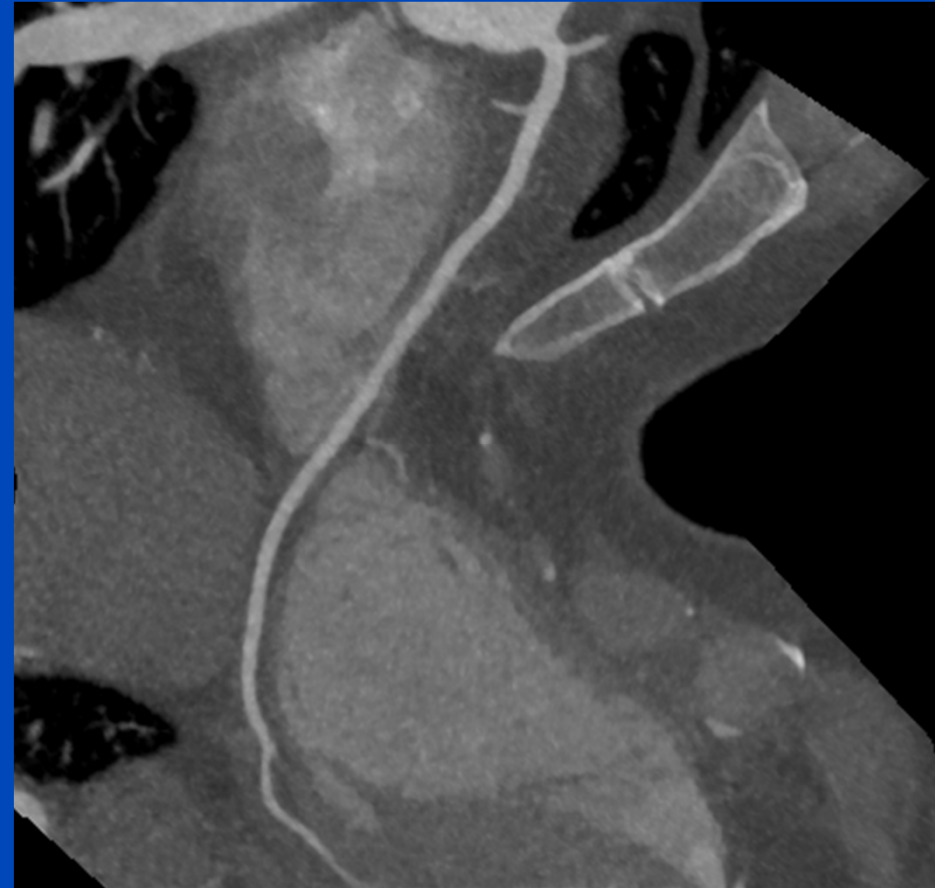
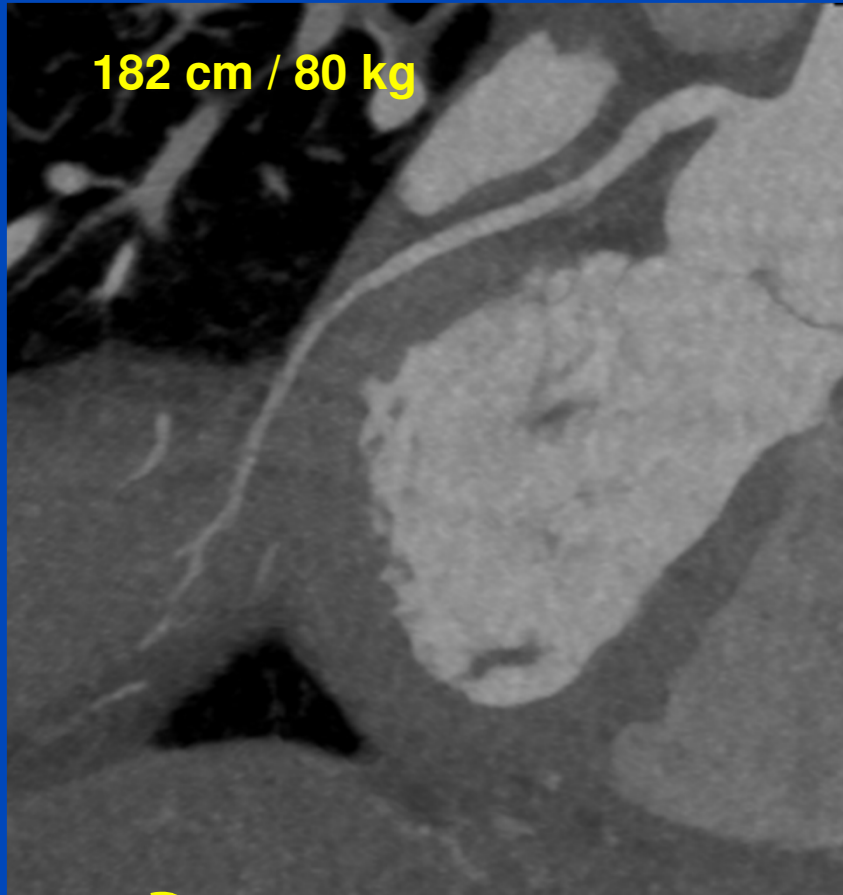
Data courtesy of Prof. Dr. Stephan Achenbach

DSCT = Best Possible Cardiac CT



Data courtesy of Prof. Dr. Stephan Achenbach

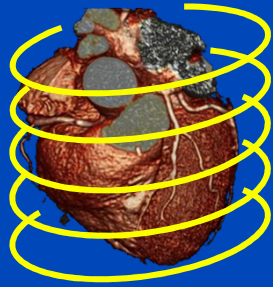
DSCT = Best Possible Cardiac CT



Emergency room patient,
70 kV, 450 mAs_{eff} ref., 21 mGy cm, 0.3 mSv

Data courtesy of Prof. Dr. Stephan Achenbach

dkfz.



Retrospektives Gating

=

Standardscan + EKG-korrelierte Rekon

Standard Spiralscan mit geringem

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

Phasenkorrelierte Rekonstruktion

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

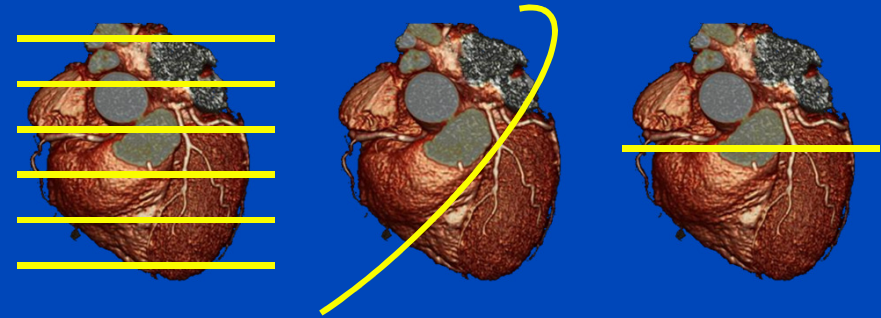
Funktioniert auch bei hohen Herzraten

Dosismanagement: EKG-basierte TCM

Volle Phasenselektivität

Sehr robust (Arrhythmien)

Gute Dosisnutzung



Prospektives Gating

=

EKG-getriggter Scan + Standardrekon

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

Standardrekonstruktion

Zeitauflösung = $T_{\text{rot}} / 2$

Gut bei geringen Herzraten

Dosismanagement: inhärent

Keine Phasenselektivität

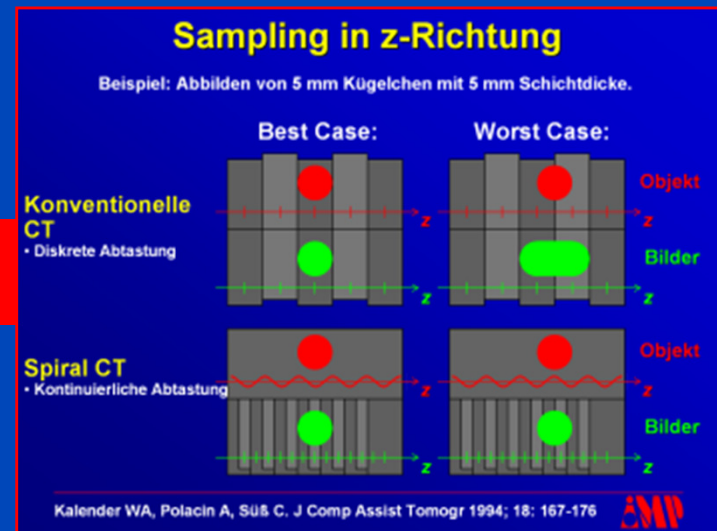
Ausreichend robust (Arrhythmien)

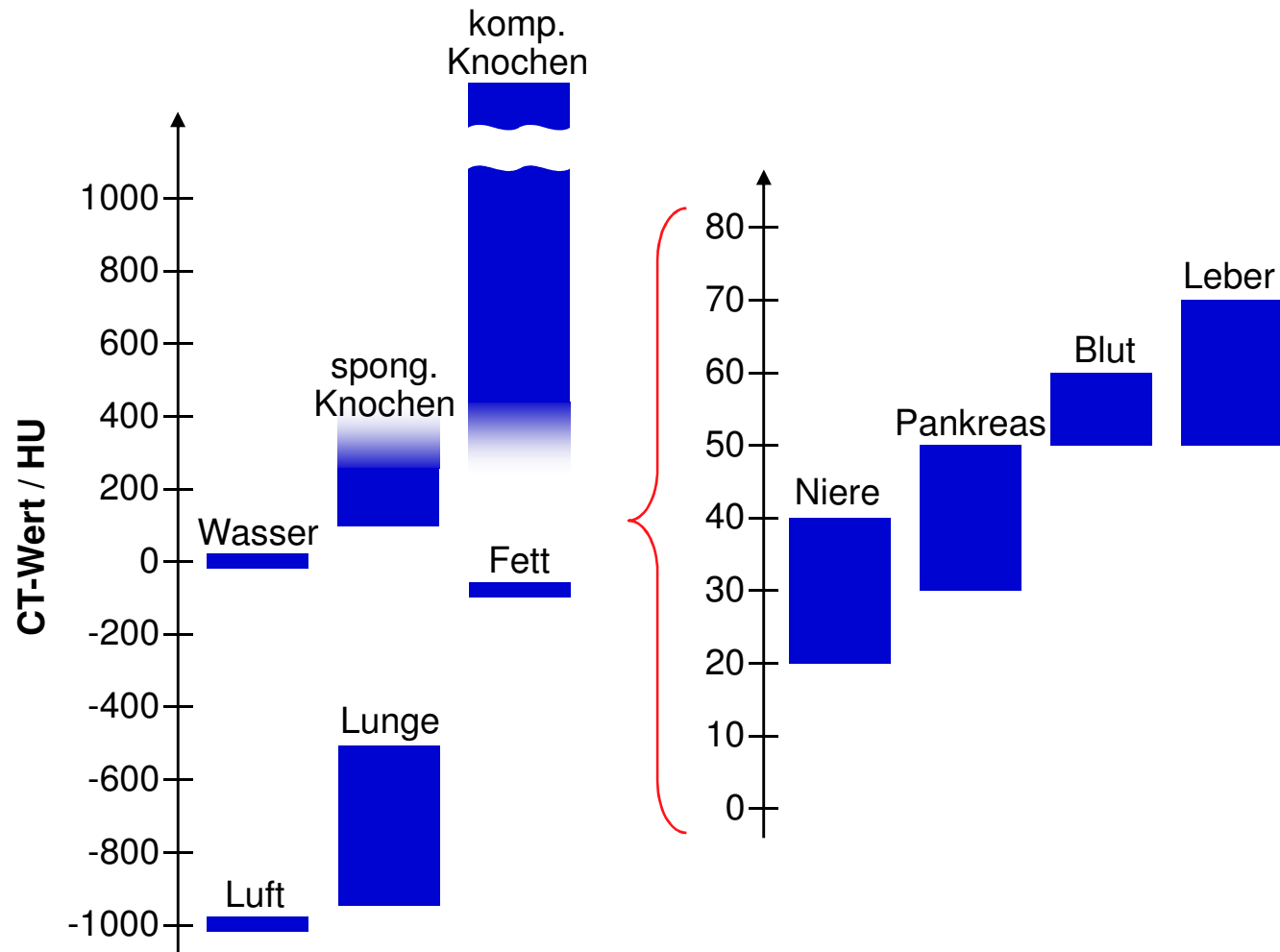
Sehr gute Dosisnutzung

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



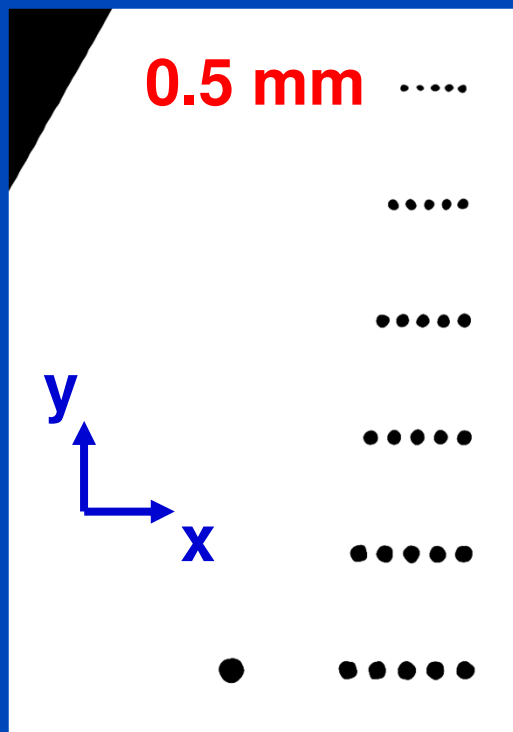


$$CT(\mathbf{r}) = \frac{\mu(\mathbf{r}) - \mu_{\text{Wasser}}}{\mu_{\text{Wasser}}} \cdot 1000 \text{ HU}$$

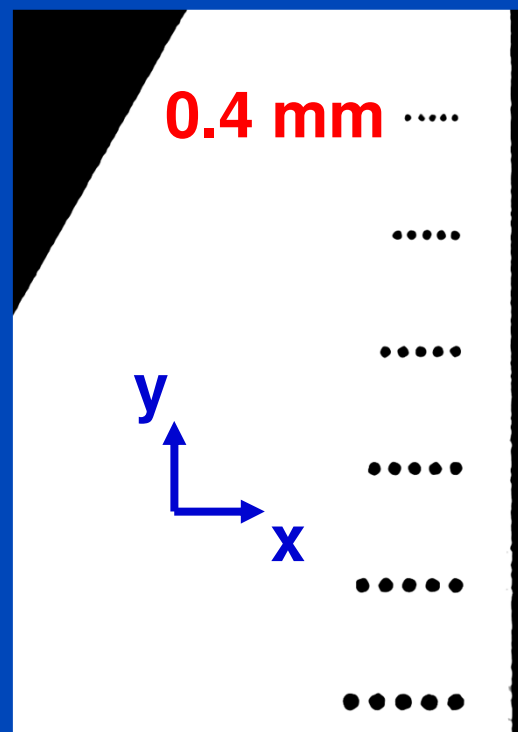
Ortsauflösung 1



In-plane Auflösung

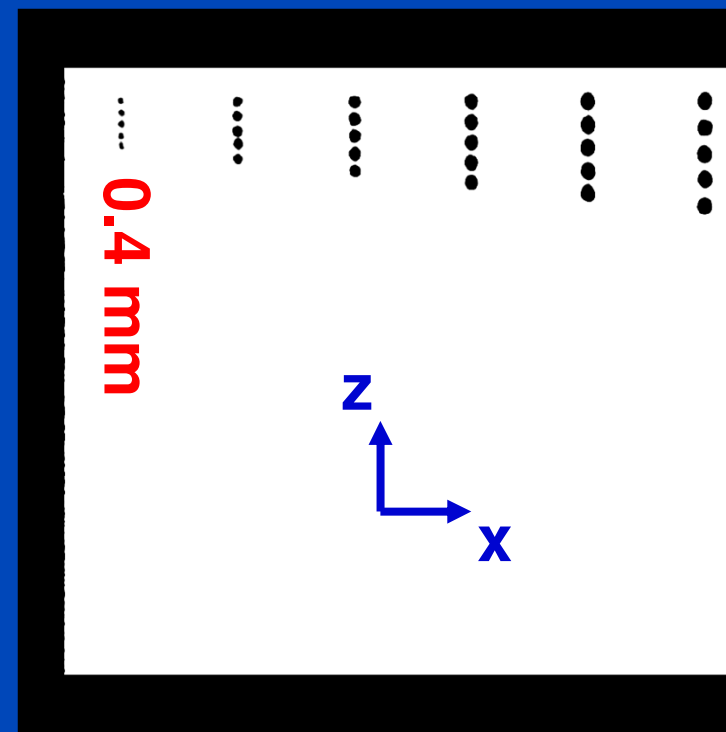


Standardscan, x/y



UHR-Scan, x/y

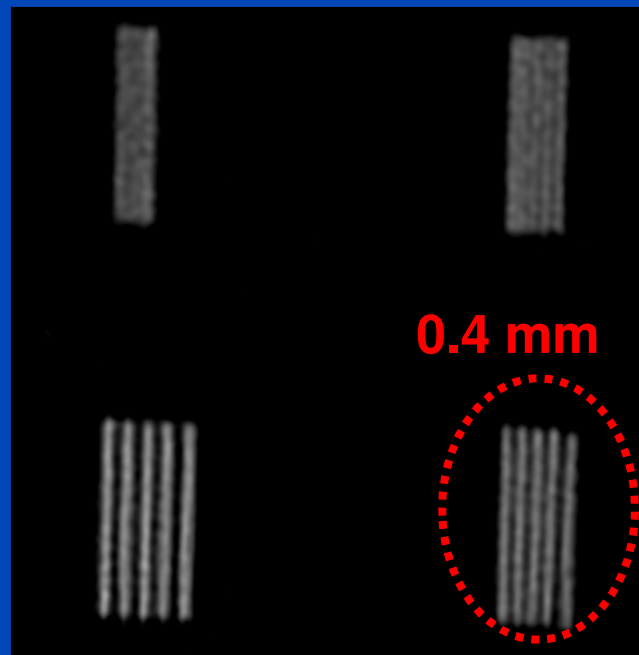
z-Auflösung



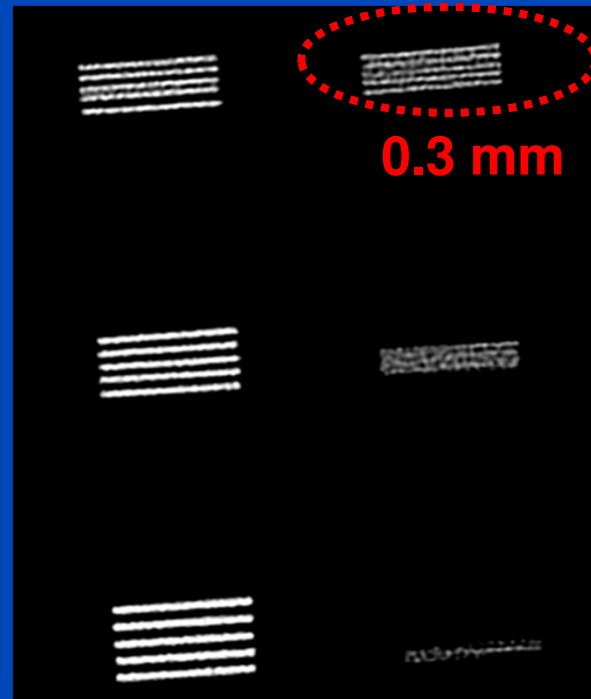
Standard oder UHR, x/z

Ortsauflösung 2

In-plane Auflösung

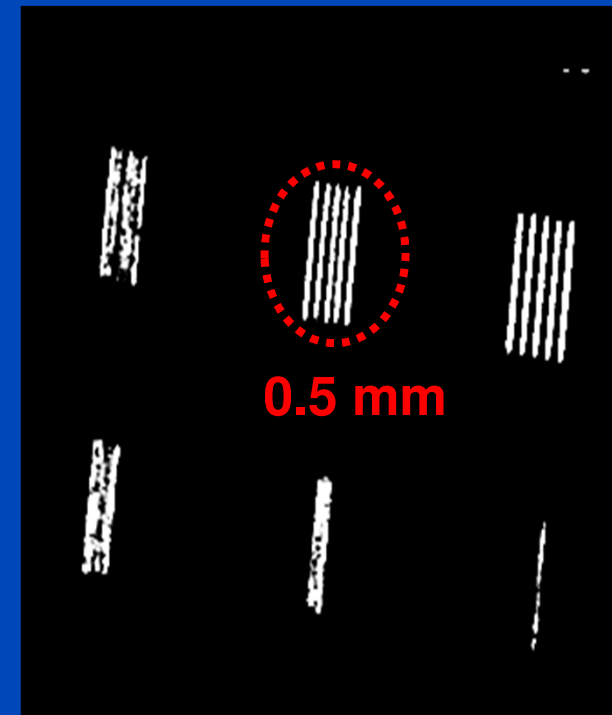


Standardscan, x/y



UHR-Scan, x/y

z-Auflösung

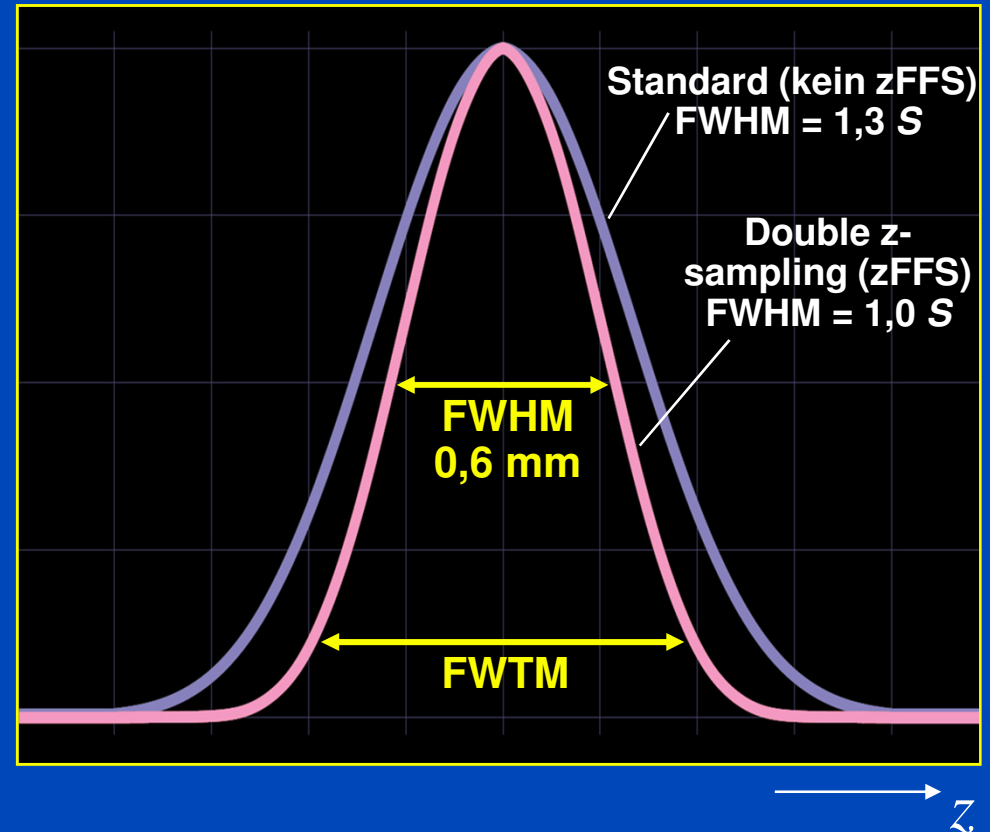
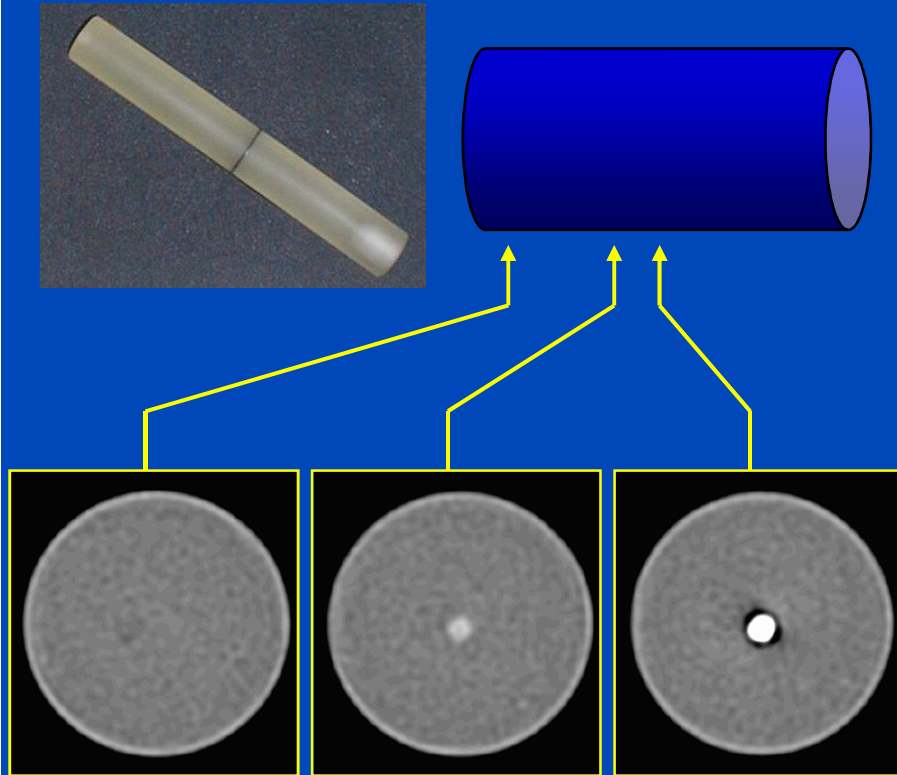


Standard oder UHR, x/z

Ortsauflösung 3

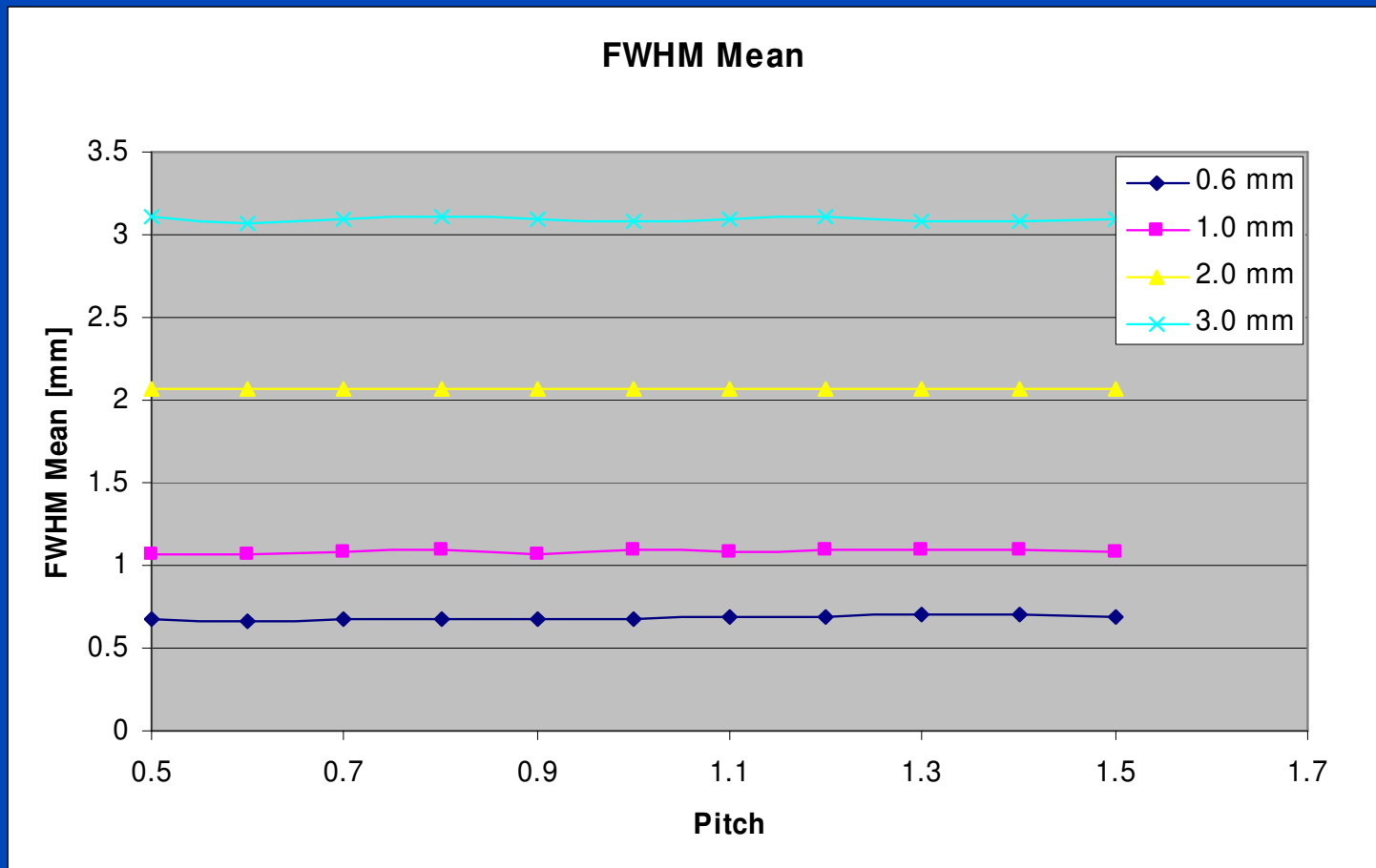
Point Spread Function (PSF), Slice Sensitivity Profile (SSP)

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



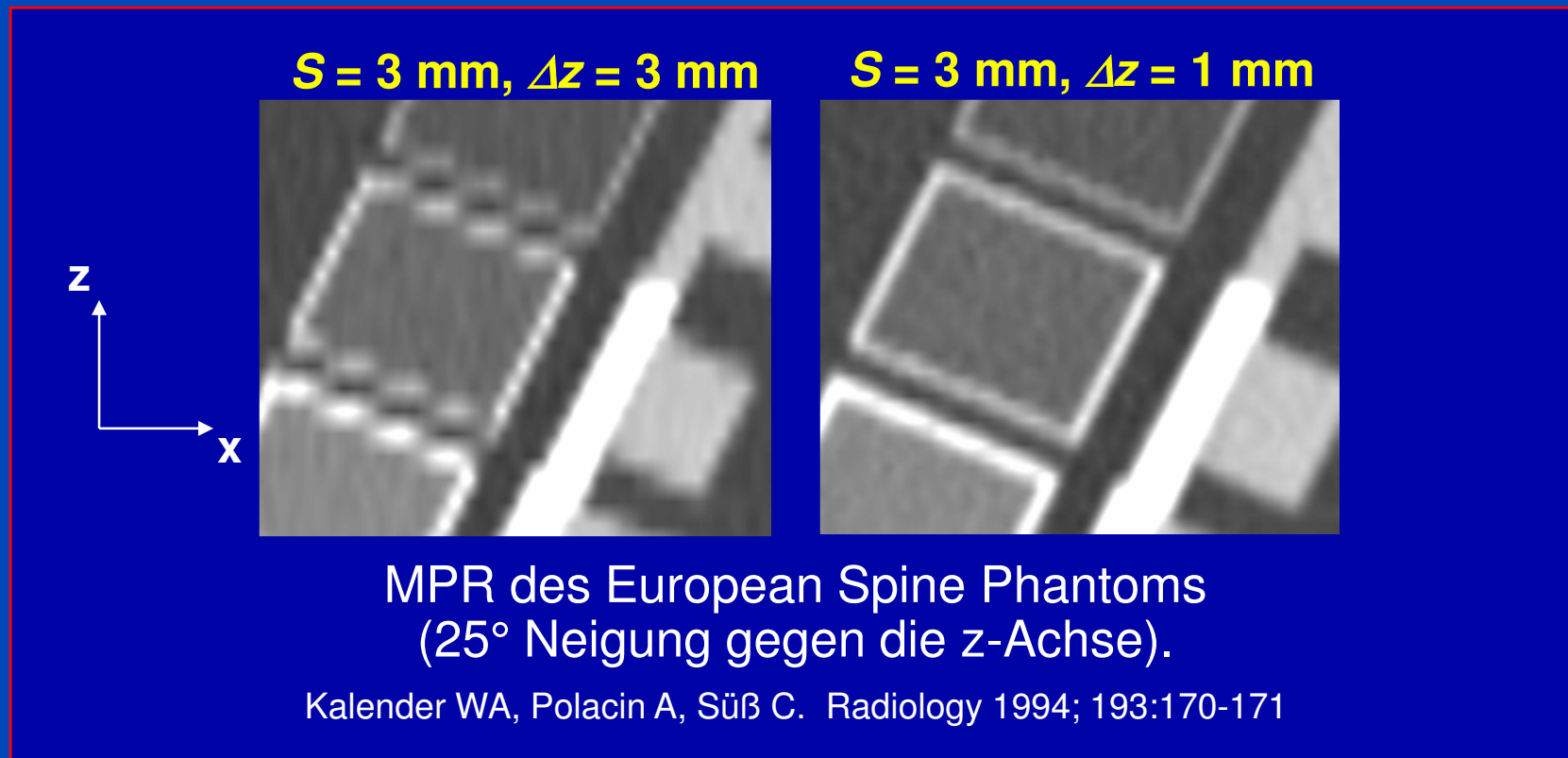
FWHM = S_{eff} = effektive Schichtdicke = frei wählbarer Rekonstruktionsparameter.

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.

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.

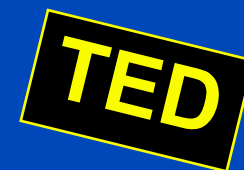
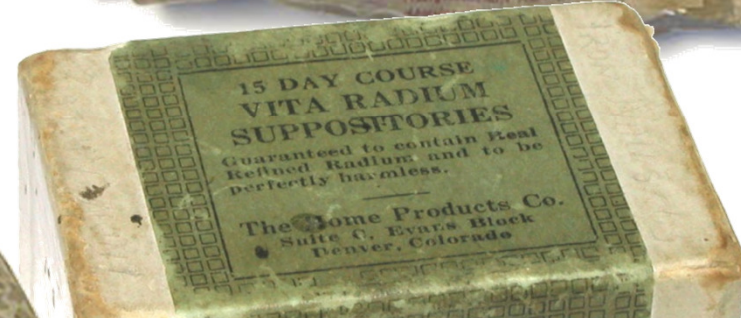




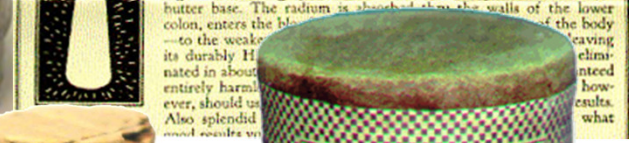
Image courtesy by Marc Kachelrieß, Heidelberg, Germany



VITA RADIUM SUPPOSITORIES
 FOR RESTORING SEX POWER

VITA RADIUM SUPPOSITORIES, for rectal use by men, are tone restorers of sex and energizers for the entire nervous, glandular and circulatory systems. These Suppositories contain a result-producing amount of highly refined soluble RADIUM, carried in a cocoa butter base. The radium is absorbed thru the walls of the lower colon, enters the blood stream, and acts on the entire body —to the weaker parts of the body, and to the stronger parts, leaving its durably HARMLESS effect. It is not intended to be used in about 15 minutes, but should be used every day. Also, splendid results will be obtained by what

Was leistet Doramad?
 Durch ihre radioaktive Strahlung steigert sie die Abwehrkräfte von Zahn- u. Zahnfleisch. Die Zellen werden mit neuer Lebensenergie geladene, die Bakterien zerstörten, wirksam gemacht. Daher die vorzügliche Vorbeugungs- und Heilwirkung bei Zahnlutschrankheiten, Füllert ein "Schmelz" auf. Schonendste Wirkung und glänzend. Hindert Zahnansatz, Schweiß herrlich, schmeckt hervorragend, mild u. erfrischend. Ausgiebig im Gebrauch.



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

RADIUM- WASSER- ZWIEBACK

Großbäckerei
 Hippmann-Blach
 St. Joachimstal

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

CRÈME THO-RADIA POUDRE
THO-RADIA
 EMBELLISSANTES PARCE QUE CURATIVES
 à base de thorium et de radium selon la formule du
 DOCTEUR ALFRED CURIE
 FACILITANT CHEZ LES PHARMACIENS
 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

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

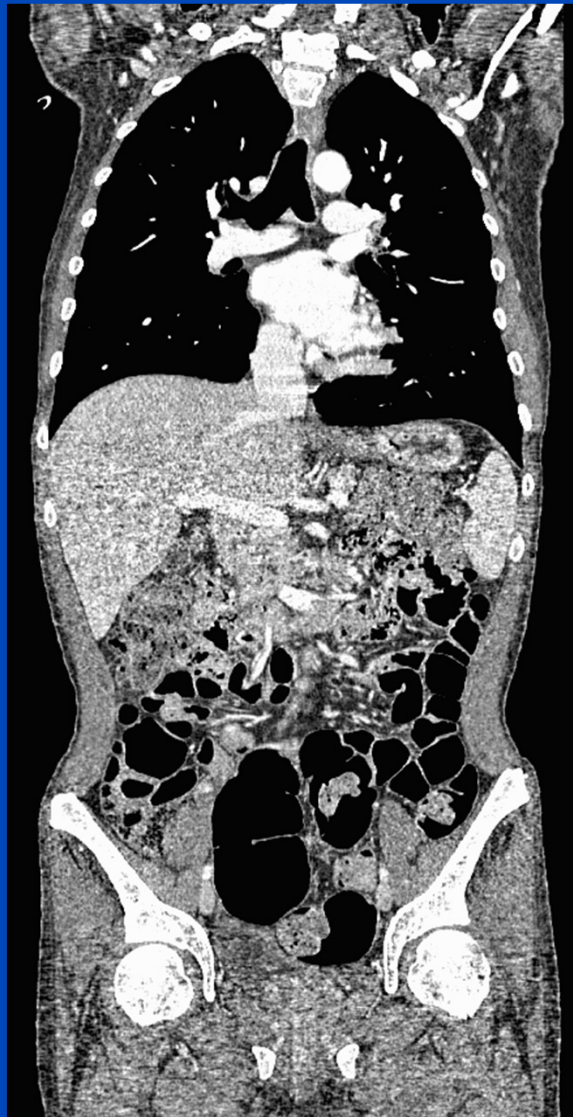
Die Dosis steigt mit der vierten Potenz der Ortsauflösung bei gegebenem Objekt und gegebenem Bildpunktrauschen

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

Dünne Schichten dünn dargestellt



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

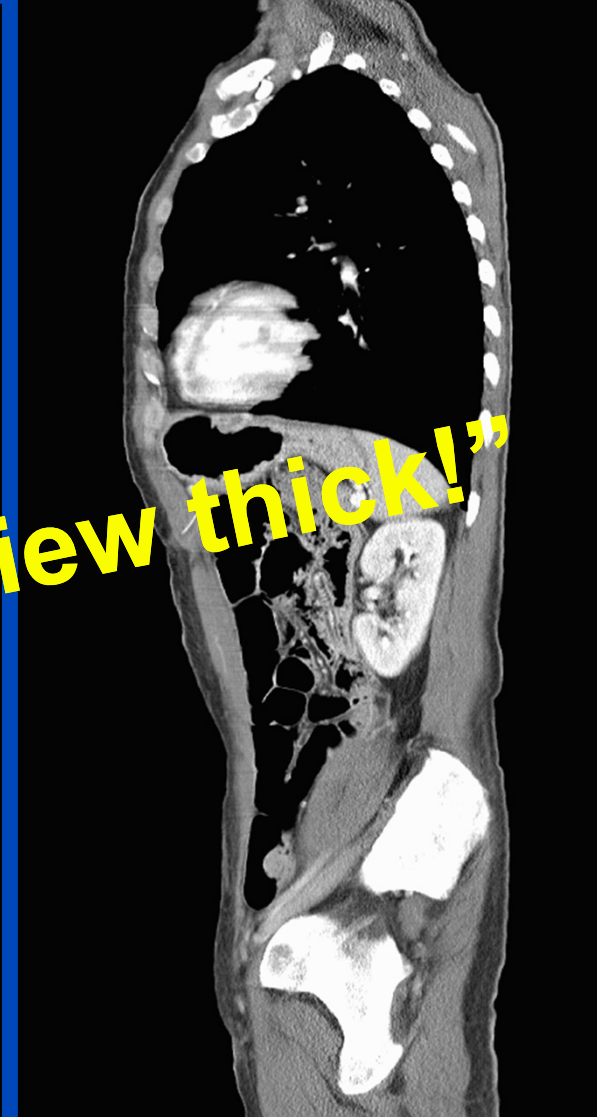
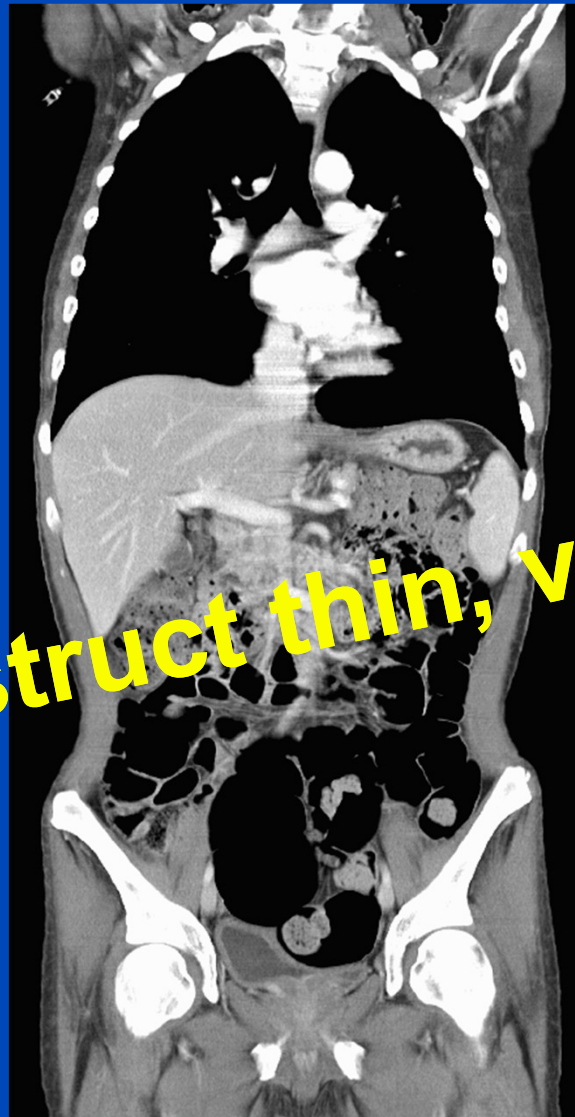


Dünne Schichten dick dargestellt



$0,5 \times 0,5 \times 10 \text{ mm}^3$
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

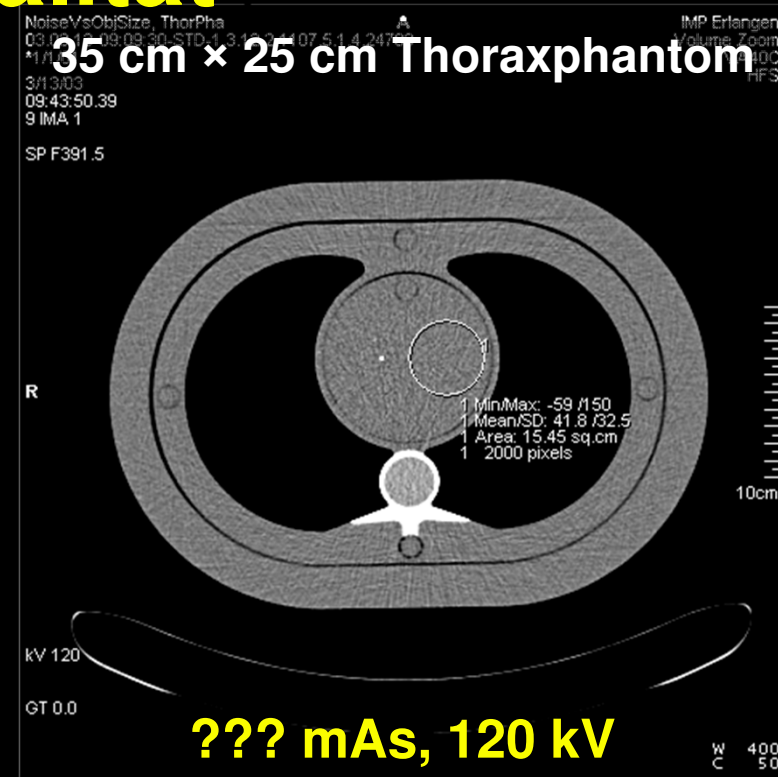
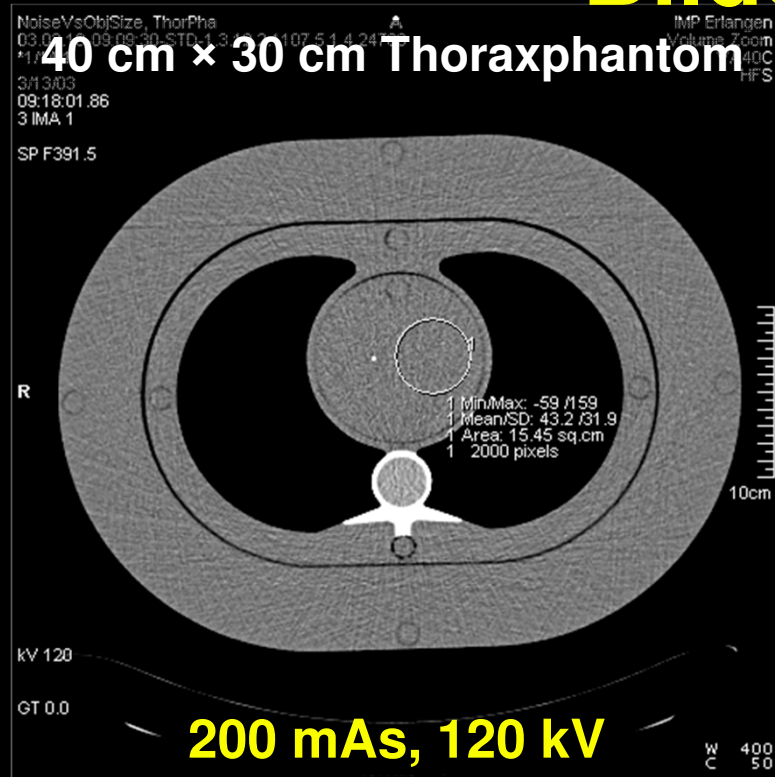
Scan 3
Pitch 1,4



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

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

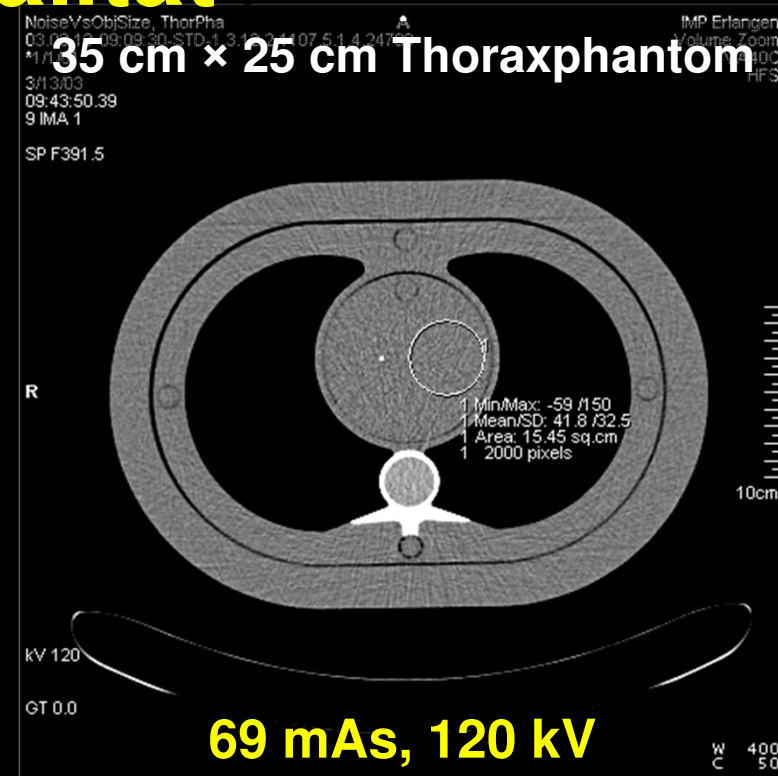
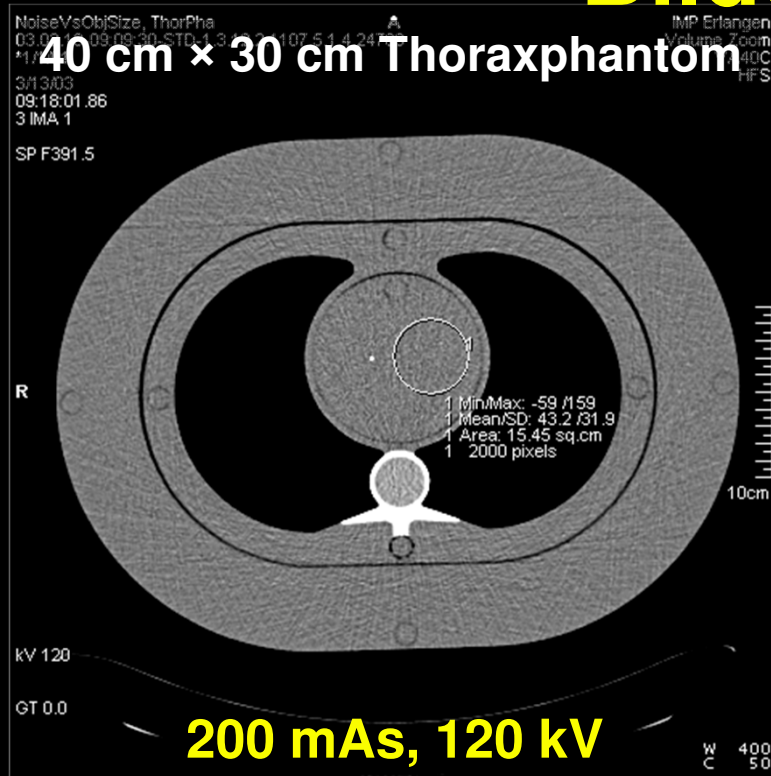
Patientengröße vs. mAs bei konstanter Bildqualität



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

A young child with blonde hair, wearing a pink knit hat and a grey cardigan, stands in a lush green field filled with dandelions. The child is holding a dandelion flower in their right hand and looking towards the camera. The background shows a grassy hillside with trees and a house under a blue sky with light clouds.

Vielen Dank

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