

Einflussfaktoren auf Dosis und Bildqualität

Bernhard Schmidt, Willi A. Kalender

Institut für Medizinische Physik
Universität Erlangen-Nürnberg
www.imp.uni-erlangen.de



Häufigkeit und Dosis bei verschiedenen Röntgenuntersuchungen (1994)

Häufigkeit radiologischer Untersuchungen

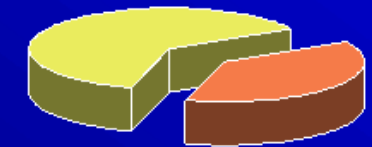
Rest: 95,8 %



CT: 4,2 %

Anteil an der kollektiven effektiven Dosis

Rest: 62,2 %



CT: 37,8 %

BMU, Drucksache 13/8630 (1996)

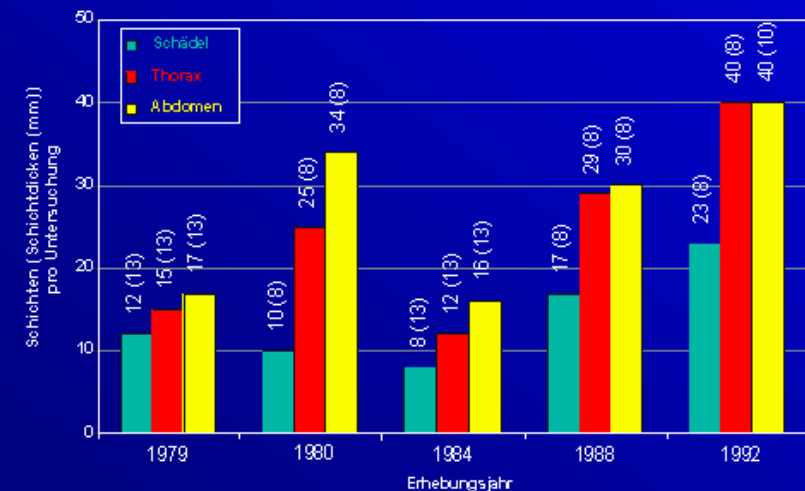


Einflussfaktoren auf Dosis und Bildqualität

- Motivation
- Bekannte Einflussfaktoren
 - Bildqualität
 - Dosis
- Spezifische Aspekte der Spiral-CT
- Neue Verfahren zur Dosisreduktion



Entwicklung der Anzahl der pro Untersuchung gescannten Schichten bzw. (Schichtdicken)



Schmidt T. in Holeczke et al.: Strahlenschutz in Forschung und Praxis, Bd. 34 (1993)



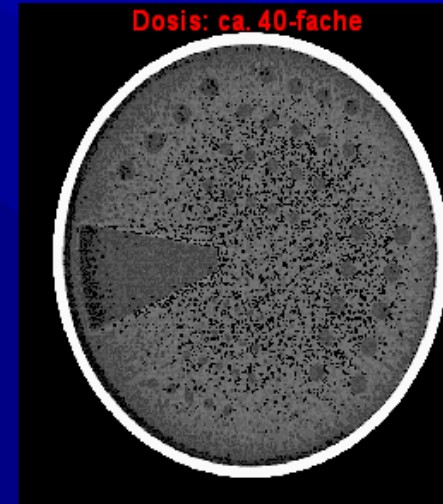
Einflussfaktoren auf Dosis und Bildqualität

- Motivation
- Bekannte Einflussfaktoren
 - Bildqualität
 - Dosis
- Spezifische Aspekte der Spiral-CT
- Neue Verfahren zur Dosisreduktion

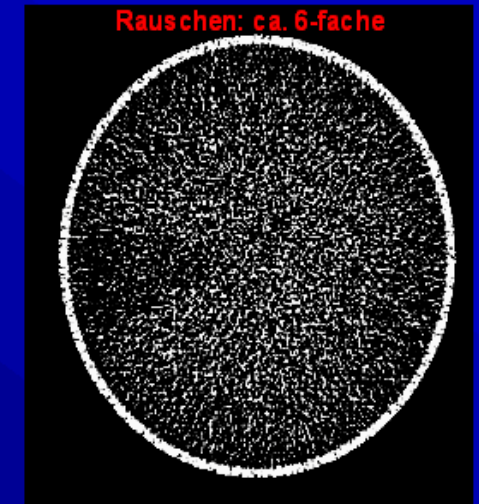


Dosis und Bildqualität

Die Kontrasterkennbarkeit hängt vom Rauschen ab!



120 kV, 10 mm, 500 mAs



120 kV, 1 mm, 125 mAs



Zusammenhang zwischen Dosis und Bildqualität

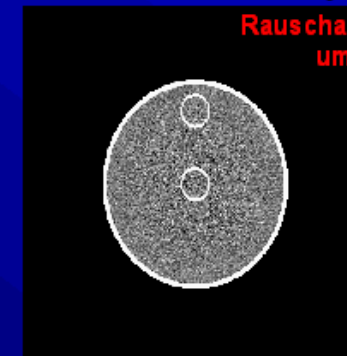
$$\sigma = f_A \cdot \sqrt{\frac{I_0 / I}{\varepsilon \cdot Q \cdot S}}$$

- σ = Standardabweichung der CT-Zahl
- f_A = Einfluss des Rekonstruktionsalgorithmus
- I_0 / I = Schwächung
- ε = Effizienz des Gesamtsystems
- Q = Röhrenstrom-Zeit-Produkt
- S = Schichtdicke



Dosis und Bildqualität

Einfluss des Objekts auf das Rauschen



20 cm Wasserphantom

Mittelwert	σ
Mitte: -1,6 HU	21,3 HU
Oben: -0,9 HU	14,8 HU



32 cm Wasserphantom

Mittelwert	σ
Mitte: +3,0 HU	68,5 HU
Oben: -1,6 HU	34,8 HU



Einflussfaktoren auf Dosis und Bildqualität

- Motivation
- Bekannte Einflussfaktoren
 - Bildqualität
 - Dosis
- Spezifische Aspekte der Spiral-CT
- Neue Verfahren zur Dosisreduktion



CT-spezifische Dosisgrößen

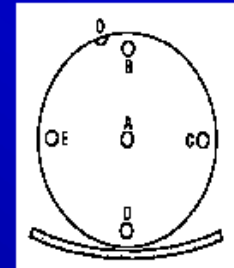
Computed Tomography Dose Index

- allgemeine Definition

$$CTDI = \frac{1}{MS} \cdot \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz$$

- in der Praxis

$${}_n CTDI_{100,x} = \frac{1}{C} \cdot \frac{1}{MS} \cdot \int_{-50mm}^{+50mm} D(z) dz$$



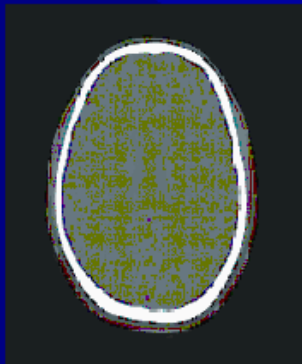
16 cm bzw. 32 cm
CTDI-Phantom

$D(z)$: Dosisprofil in z-Richtung	C : mAs-Produkt
S : Schichtdicke	M : Schichten

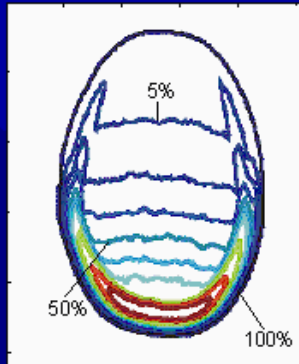


Dosisverteilung in der Schicht

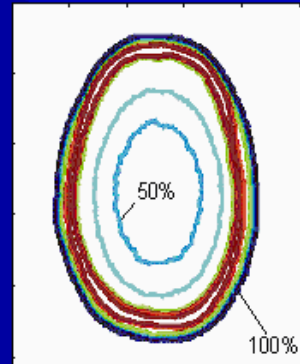
Untersuchte Schicht



Röntgenaufnahme p.a.



CT 360°-Scan



CT-spezifische Dosisgrößen

- gewichteter CTDI

$${}_n CTDI_{100,w} = 1/3 {}_n CTDI_{100,c} + 2/3 {}_n CTDI_{100,p}$$

- Dosislängenprodukt:

$$DLP = \sum_i C_i \cdot {}_n CTDI_{100,w,i} \cdot N_i \cdot M_i \cdot S_i$$

i	: Scansequenzen
C_i	: mAs-Produkt
N_i	: Zahl der Einzelscans bzw. Rotationen
S_i	: Schichtdicke
M_i	: Detektorzeilen

Scanner- und untersuchungsspezifisch,
aber nicht patientenspezifisch!



Untersuchungs- und gerätespezifische Berechnungen der Patientendosis

- Dosisberechnungen an anthropomorphen Phantomen (ADAM und EVA) mittels Monte-Carlo-Methode
- Schnelle Dosisangabe, z.B. mit Programmen wie WinDose, durch Verwendung von vorausberechneten Tabellen



Kalender WA et al. Eur Radiol 1999; 9(2):323-328



Einfluss der Scanparameter auf die Patientendosis

- Hochspannung → höhere kV-Werte sind vorteilhaft
- Filter → höhere Filterung ist vorteilhaft
- Röhrenstrom I → Dosis \propto mA-Wert
- Scanzeit t → Dosis \propto Scanzeit
- Schichtdicke S → Dosis \propto S
- Aufnahmevolumen V → Dosis \propto V



Patientendosis in der CT

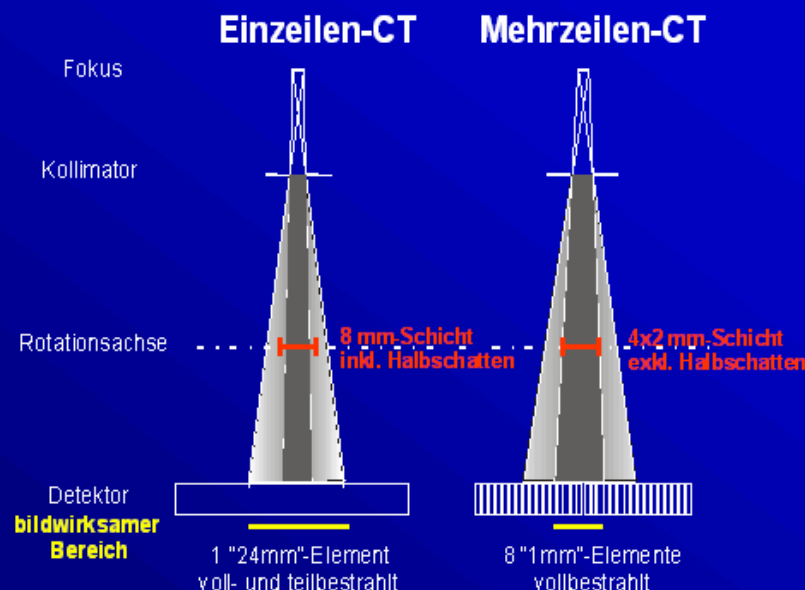
Sequentielle CT (S=S) und Spiral-CT ($\rho=1$)

Anatomische Region	Kopf	Thorax	Abdomen	Becken
Aufnahmebereich (cm)	15	31	24	15
Schichtdicke (mm)	5	5	5	3
Aufnahmezeit (s)	32	32	40	40
Röhrenstrom (mA)	200	150	250	250
Interessierendes Organ	Augenlinse	Lunge	Leber	Blase
Organdosis (mSv)	22,2	22,1	21,7	19,1
Effektive Dosis (mSv)	0,9	6,3	6,8	3,9
Effektive Dosis (Jahre natürlicher Hintergrundstrahlung, 2,4 mSv/Jahr)	0,4	2,6	2,8	1,6

Kalender WA et al. Eur Radiol 1999; 9(2):323-328

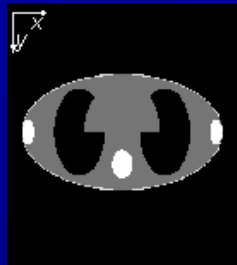


Dosisnutzung bei Mehrzeilendetektoren

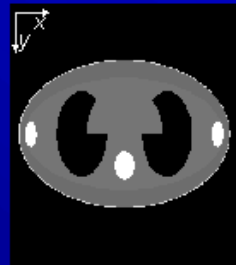


Einfluss der Patientendicke auf die effektive Dosis

- Untersuchung mittels Simulation auf Basis der Monte-Carlo-Methode
- Anthropomorphes Phantom ADAM und seine ‚dicken Brüder‘



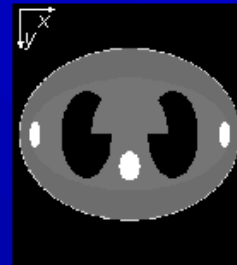
Adam - 70,5 kg



‚korpulent‘: 86,8 kg

x-Richtung: $\Delta x = + 2,2$ cm

y-Richtung: $\Delta y = + 6,0$ cm



‚wohlbeleibt‘ : 98,0 kg

x-Richtung: $\Delta x = + 3,6$ cm

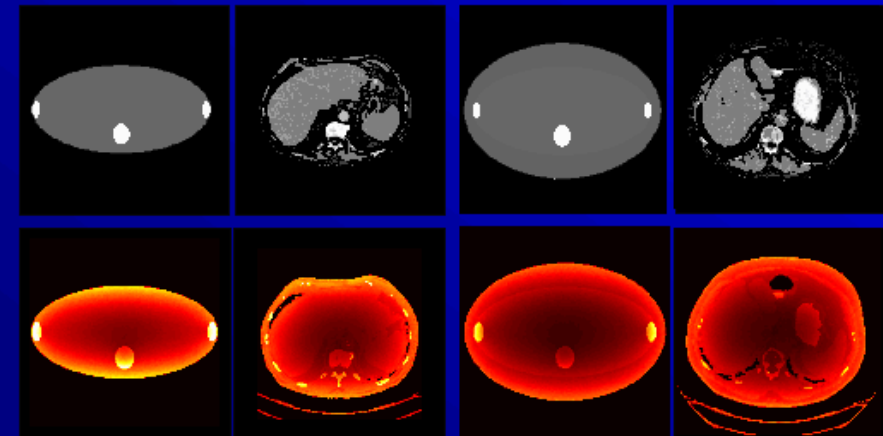
y-Richtung: $\Delta y = + 10,0$ cm

- Geometrie: SOMATOM Volume Zoom; Spannung 120 kV

Schmidt B., Dissertation, Universität Erlangen-Nürnberg (2001)



Einfluss der Patientendicke auf die effektive Dosis Vergleich von Dosisverteilung in Phantomen und Patienten



Geometrie: SOMATOM Volume Zoom, Spannung: 120 kV, Schichtdicke: 4 x 2,5 mm

0 % 100 %

Schmidt B., Dissertation, Universität Erlangen-Nürnberg (2001)



Einfluss der Patientendicke auf die effektive Dosis

- OHNE Anpassung des Röhrenstroms an die Patientengeometrie:
Reduktion der effektiven Dosis:

- korpulent: ≈ 20 %

- wohlbeleibt: ≈ 30 %

- MIT Anpassung des Röhrenstroms an die Patientengeometrie:

nötige mA-Erhöhung für gleiches Bildpunkttrauschen:

- korpulent: ≈ 46 %

- wohlbeleibt: ≈ 87 %

» Anstieg der effektiven Dosis:

- korpulent: ≈ 17 %

- wohlbeleibt: ≈ 31 %

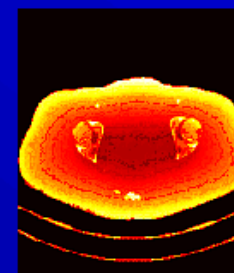
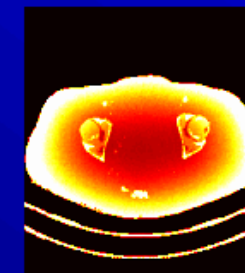
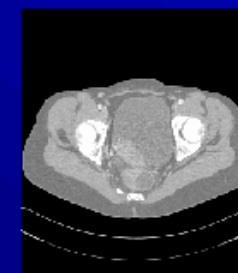


Einfluss des Formfilters auf die Dosis

3D-HU-Datensatz

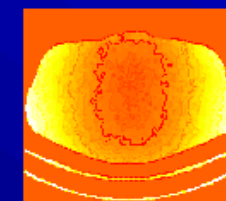
ohne Formfilter

mit Formfilter



0.5
0.4
0.3
0.2
0.1
0.0

Differenzbild in % :



+80 %

0 %

-80 %

Schmidt B., Dissertation, Universität Erlangen-Nürnberg (2001)



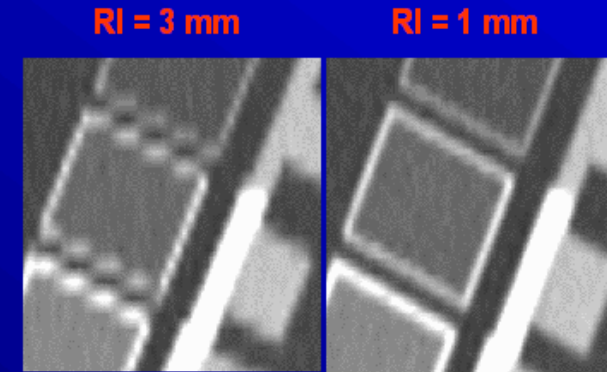
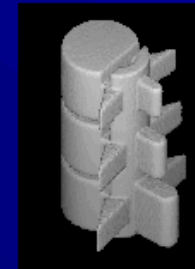
Einflussfaktoren auf Dosis und Bildqualität

- Motivation
- Bekannte Einflussfaktoren
 - Bildqualität
 - Dosis
- **Spezifische Aspekte der Spiral-CT**
- Neue Verfahren zur Dosisreduktion



Einfluss des Rekonstruktionsinkrements RI auf die räumliche Auflösung in z-Richtung

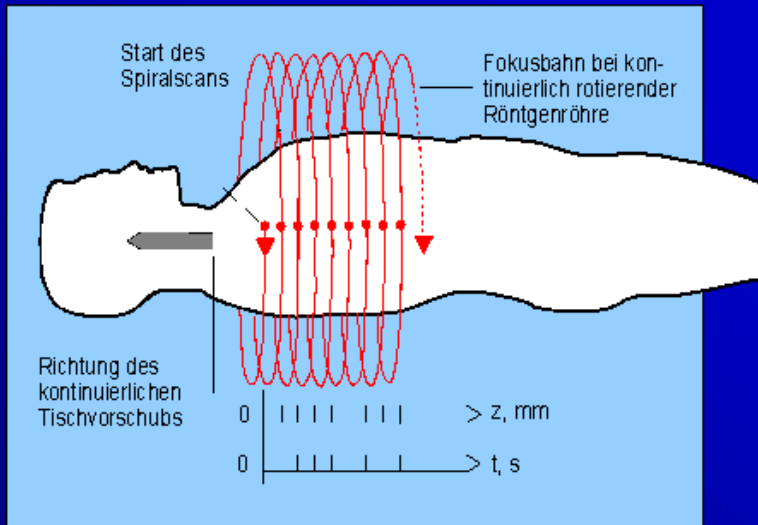
MPR-Bild des 'European Spine Phantom'



S = 3 mm, d = 3 mm

S = 3 mm, d = 3 mm

Spiral-CT Aufnahmeprinzip



Kalender WA et al. Radiology 1989; 173(P):414 und 1990; 176:181-183

Exposition bei Spiral-CT

Mögliche Gründe für einen Anstieg:
 höhere Volumenabdeckung
 Mehrphasenkontraststudien
 mehr Indikationen für eine CT



Konstanter Strom: 213 mAs

Mögliche Gründe für eine Reduzierung:
 niedrigere mA-Werte verfügbar
 Pitch $p > 1$ (Dosis $\propto 1/p$)

Röhrenstrommodulation
3D-Adaptive Filtering



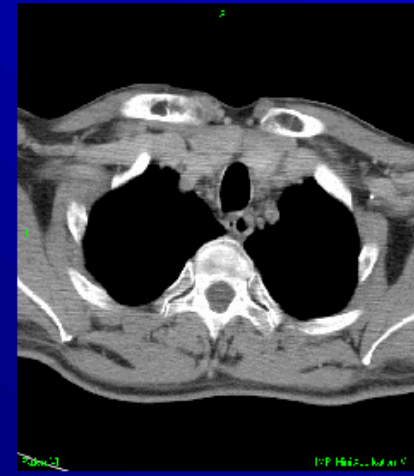
Modulierter Strom: 155 mAs

Einflussfaktoren auf Dosis und Bildqualität

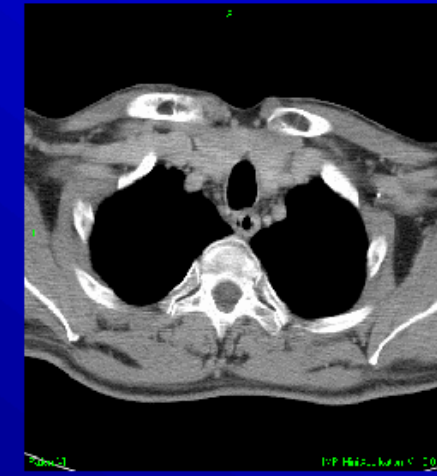
- Motivation
- Bekannte Einflussfaktoren
 - Bildqualität
 - Dosis
- Spezifische Aspekte der Spiral-CT
- **Neue Verfahren zur Dosisreduktion**



mA-Modulation bei der Spiral-CT



konstanter Strom: 327 mAs



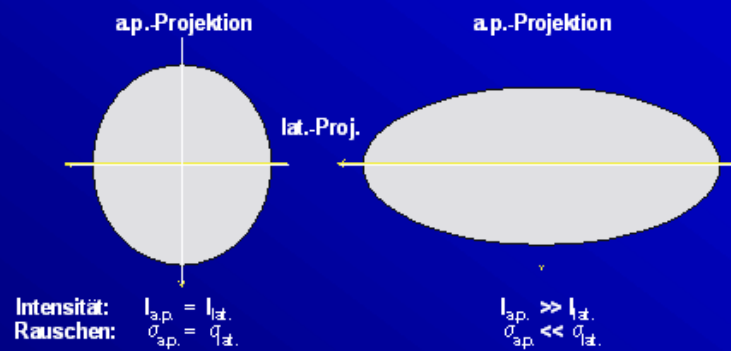
modulierter Strom: 166 mAs

53% mAs-Reduktion im Mittel für die Schulterregion
49% mAs-Reduktion in diesem Fall



Prinzip der mA-Modulation

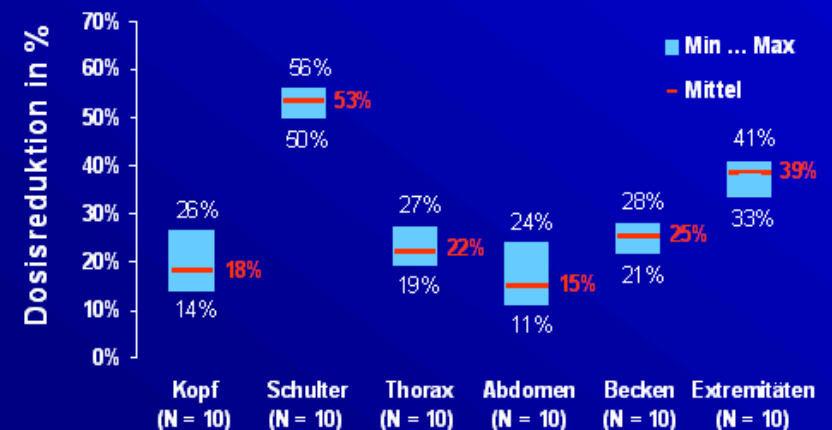
Projektionen mit starker Schwächung dominieren das Pixelrauschen



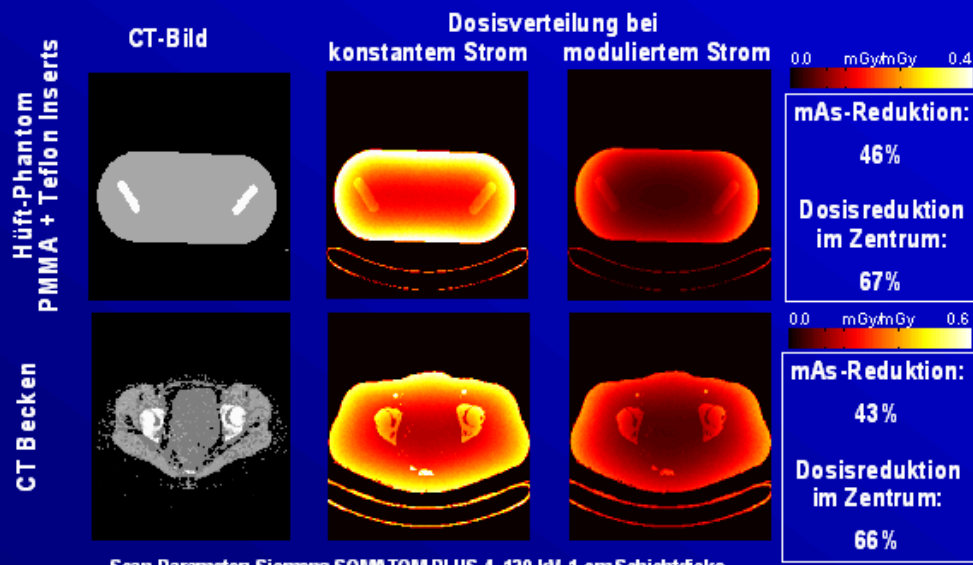
$$\sigma_{\text{Pixel}} = \text{const} \cdot \sqrt{\sigma_{a.p.}^2 + \dots + \sigma_{lat.}^2 + \dots + \sigma_{lat.}^2 + \dots + \sigma_{a.p.}^2}$$



mAs-Reduktion durch Röhrenstrommodulation für verschiedene anatomische Regionen



Dosisreduktion durch mA-Modulation

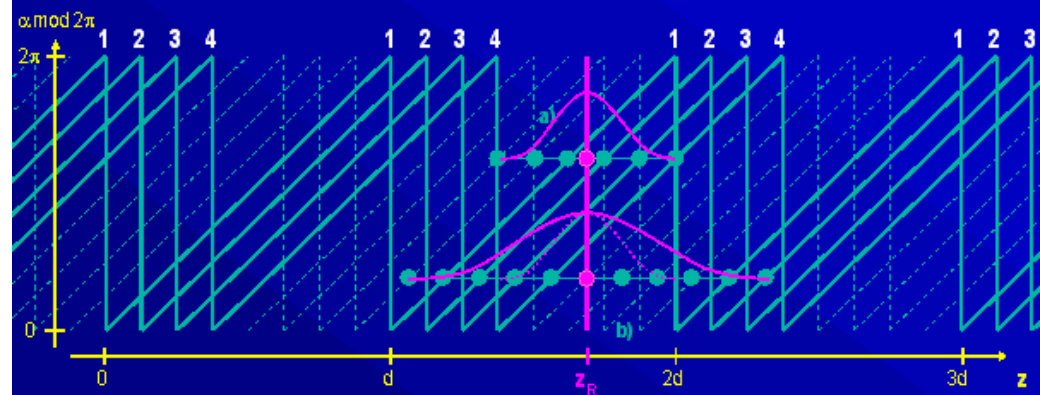


Schmidt B., Dissertation, Universität Erlangen-Nürnberg (2001)



3D-Adaptive Filterung (180°MAF)

$$p_{180^\circ\text{MAF}}(\beta, \alpha, z) = \int d\beta' d\alpha' dz' f_{\Delta\beta}(\beta - \beta') f_{\Delta\alpha}(\alpha - \alpha') f_{\Delta z}(z - z') p_{180^\circ\text{MFI}}(\beta', \alpha', z')$$



Kachelrieß M et al., Med. Phys. 2001; 28(4):487-490 !! Walter Friedrich-Preis 2001 !!



3D-Adaptive Filterung (180°MAF)

Standardrekonstruktion

3D-adaptiv gefiltert



Kollimierung: 4x2,5 mm, d = 12,5 mm, (0/500)

Kachelrieß M et al., Med. Phys. 2001; 28(4):487-490 !! Walter Friedrich-Preis 2001 !!



Transversal: 549mm

Coronal: 81.75mm

Sagittal: 303.25mm

Im Impact: Maximize, Center (Doppelklick im Zoom Modus)

Im PPT: Größe auf 50%. Dann Beschneiden:

Transversal: 7 6

7 6

Coronal: 7 6

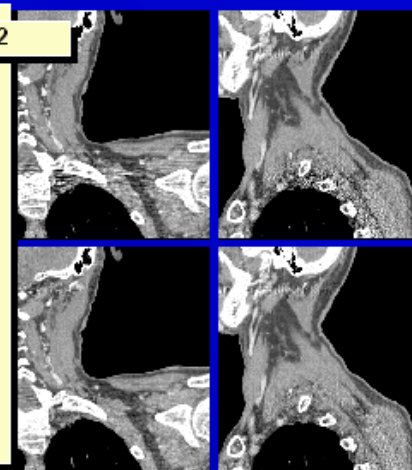
7 6

Sagittal: 11 6

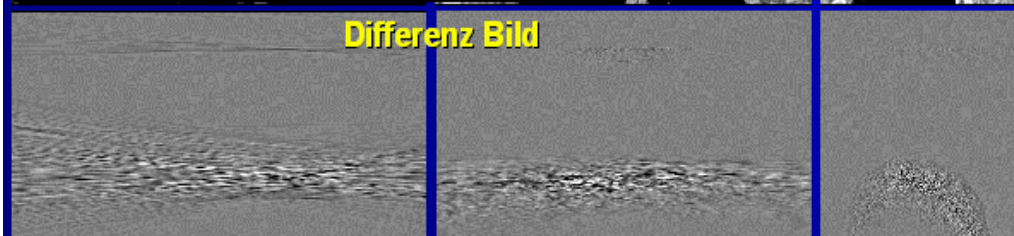
11 6

(0/500)

T=8, dn=dm=dl=2



Differenz Bild



Kollimierung: 4x1mm, d = 5 mm, (0/500)



**Vielen Dank für Ihre
Aufmerksamkeit!!!**

