

# Dosisreduktionspotential in der Computertomographie aus technischer Sicht

H.D. Nagel

Philips Medizin Systeme, Hamburg  
Abt. Wissenschaft & Technik

## Zusatzfilter

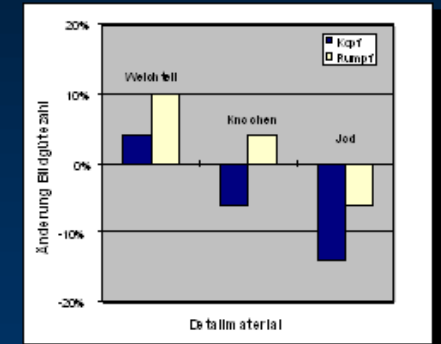
Beispiel: zusätzlich 0,2 mm Cu (Basisfilter: 1 Al + 0,1 Cu)

$$\text{Bildgütezahl} = \frac{\text{CNR}^2}{\text{absorbierte Dosis}}$$

CNR = Kontrast-Rausch-Verhältnis

Ergebnis:

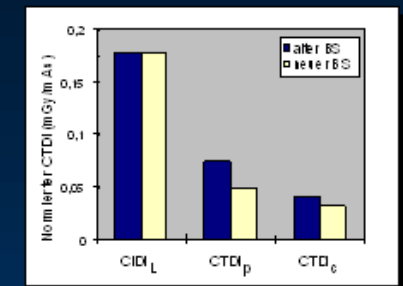
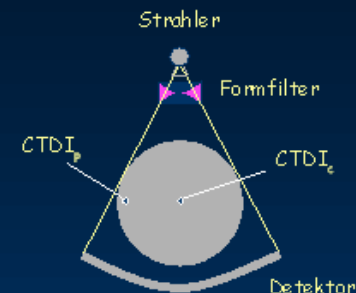
- Geringe Vorteile bei Weichteilläsionen
- Geringe Nachteile bei Jodkontrast
- Röhrenbelastung 20% höher
- Fazit: lohnt sich nicht



## Themen

- Strahlenfilter
- Kollimation
- Detektor
- Spiral-CT
- Strommodulation
- Belichtungsautomatik
- Dosisanzeige
- Bildverarbeitung

## Formfilter (Beamshaper)

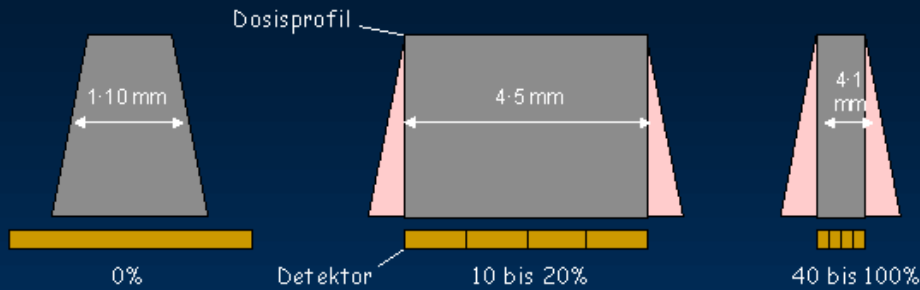


Beispiel: Elscint HeliCAT, TWIN

**Effekte:**

- Deutliche Dosisreduzierung an der Peripherie (CTDI<sub>p</sub>) ...  
... und auch im Zentrum (CTDI<sub>c</sub>) (Streustrahlung aus Umgebung!)
- Homogenisiert Bildrauschen
- Verringert Strahlaufhärteartefakte
- Reduziert Dynamikanforderungen
- Optimierter Beamshaper: Wichtiges Mittel zur Dosisreduktion

# Kollimation: Overbeaming bei MSCT

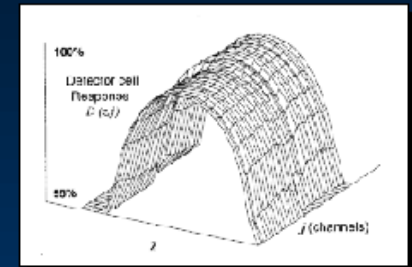


- **Overbeaming:** Erweitertes Dosisprofil, Überstrahlung des Detektors
- **Ursache:** Halbschatteneffekte (endliche Fokusgröße)  
Zusätzlich: Fokusdrift
- **Einzeilen-CT:** Schichtdickeneinstellung mittels Kollimator  
Detektor breiter als max. Schichtdicke
- **Mehrschicht-CT:** Schichtdicke durch Detektor bestimmt  
gleichmäßige Ausleuchtung des Detektors erwünscht
- Effekt nimmt bei Verkleinerung der Schichtdicke stark zu

# Kollimation: Overbeaming bei MSCT

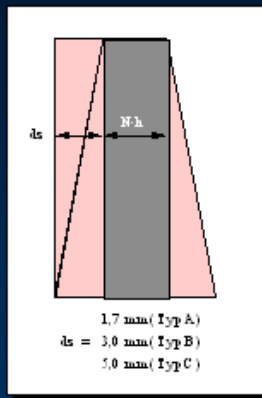
## Reduktionsmaßnahmen:

- Fokusdrift kompensieren
  - Kollimator (oder Röhre) nachführen
- Halbschattenbreite verringern
  - Abstand Fokus - Kollimator maximieren
  - Brennflecklänge minimieren
- Halbschattenbereich nutzen
  - Gleichförmigkeit des Ansprechvermögens der Detektorelemente erhöhen
  - Halbschattenbereich mitdetektieren
- Anzahl  $N$  der Schichten erhöhen

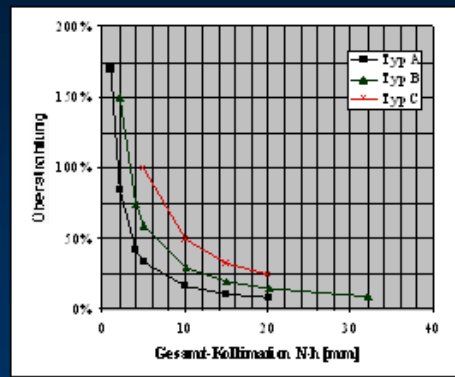


Toth et al., Med. Phys. 27 (2000), 2659-68

# Kollimation: Overbeaming bei MSCT

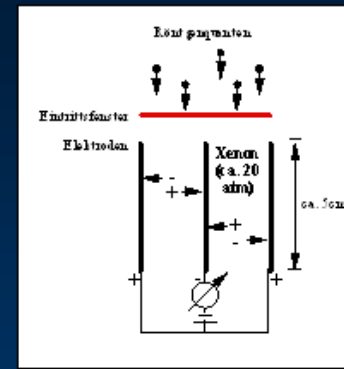


Festbetrag (effektive Breite  $dz$ )  
unabhängig von der Kollimation

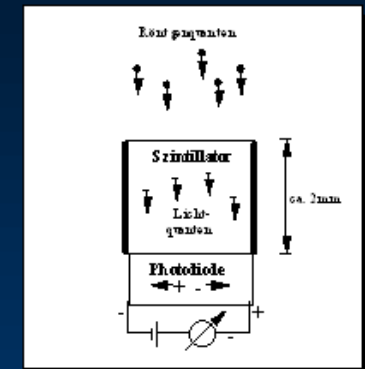


Ausmaß unterschiedlich je nach Scannertyp

# Festkörper- vs. Gasetektor



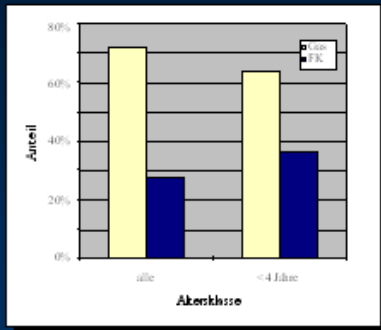
Gasdetektor



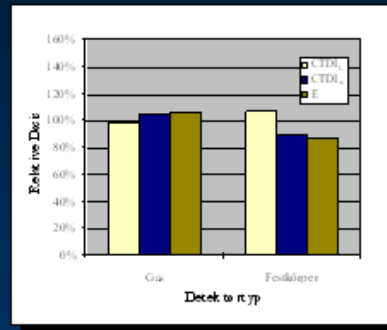
Festkörper-Detektor

Festkörperdetektor: rund 30% mehr Dosis-effizienz

# CT-Umfrage DRG/ZVEI '99



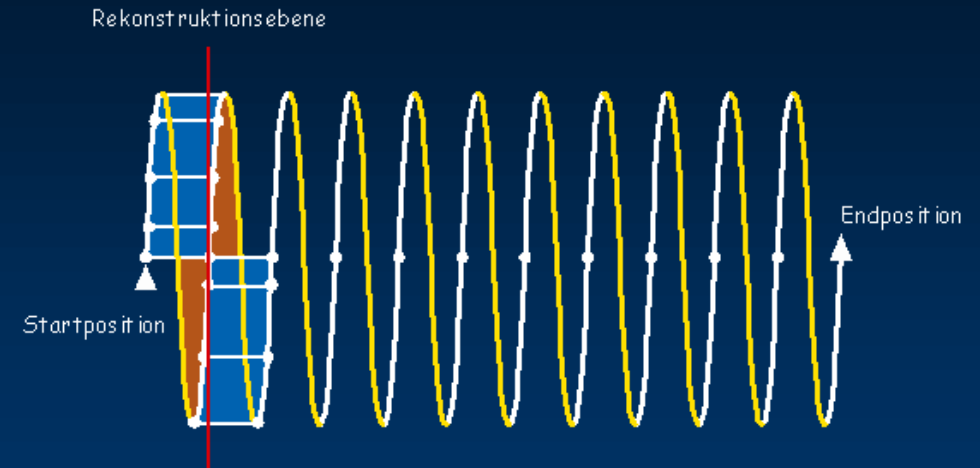
Anteil der Scanner mit FK-Detektor



Dosiseinfluß Detektortyp

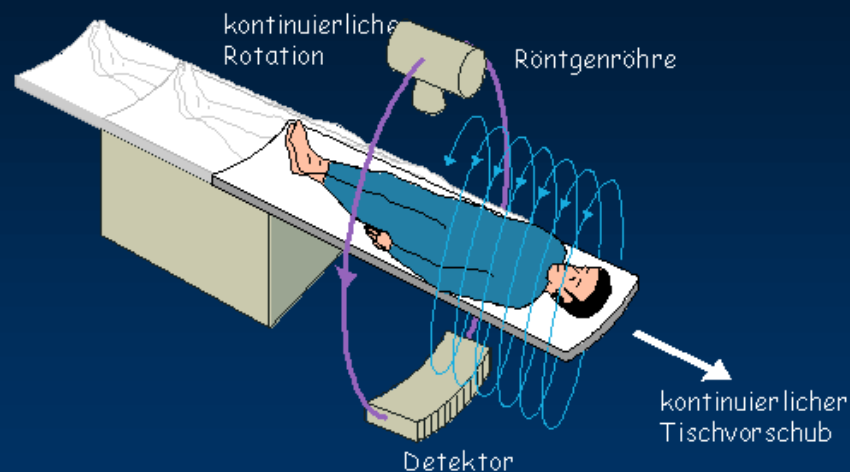
- Allmähliche Zunahme des Scanneranteils mit FK-Detektor
- Dosisvorteil nur teilweise zur Reduktion genutzt

# Spiral-CT: z-Interpolation

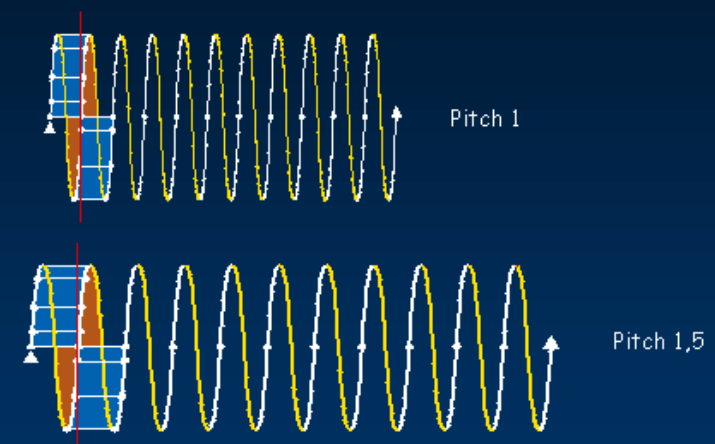


Schichtrekonstruktion an beliebiger Stelle möglich

# Spiral-CT: Prinzip

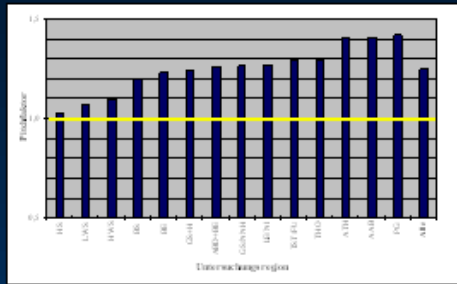


# Dosisreduktion durch Pitcherhöhung

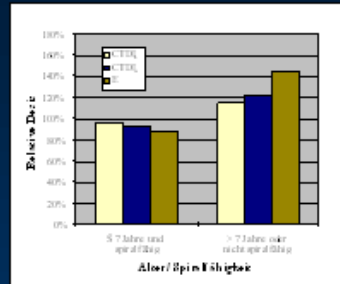


- Keine Informationslücken bei Pitcherhöhung
- Dosisersparnis im gleichen Umfang wie Pitcherhöhung
- Nachteile für BQ (z-Auflösung) bis Pitch 1,5 gering

# CT-Umfrage DRG/ZVEI '99



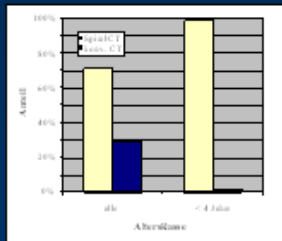
Pitchfaktoren je nach Untersuchungsregion



Dosiseinfluß Spiral-CT

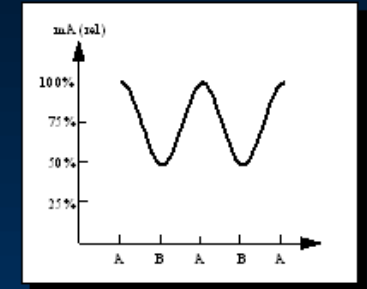
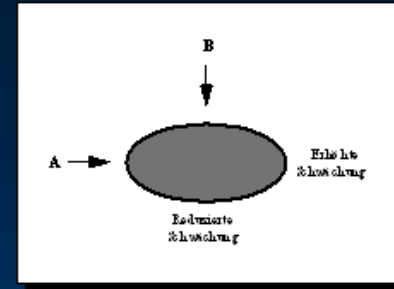
Spiral-CT:

Wichtigster Faktor für Rückgang der Dosis pro CT-Untersuchung



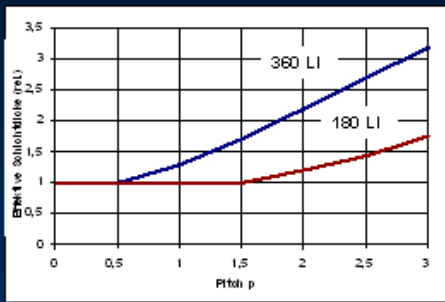
Anteil der spiralfähigen Scanner

# Röhrenstrommodulation

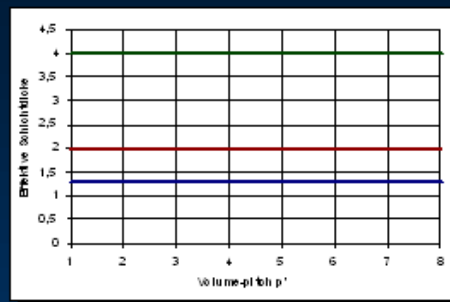


- Relevant bei nicht-kreisförmigen Querschnitten (Schulter, Becken)
- Schwächungsinformation aus Scanogramm (2 Ebenen) oder quasi-online
- Dosiseinsparungen je nach Körperregion bis zu 40%
- Ohne Nachteile für die Bildqualität
- Voraussetzung: geeignete technische Ausführung

# Pitch: Single- vs. Multi-Slice-CT



Einschicht-CT

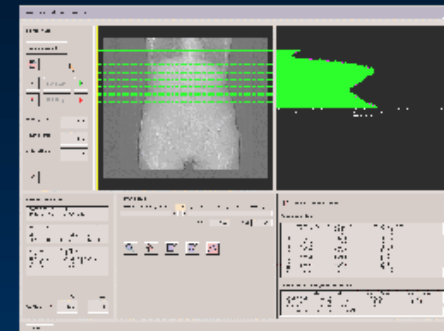


Mehrschicht-CT

$$mA \text{ (tube current)} = \frac{mAs \text{ per image}}{\text{Rotation time}} \cdot \frac{\text{Pitch}}{4}$$

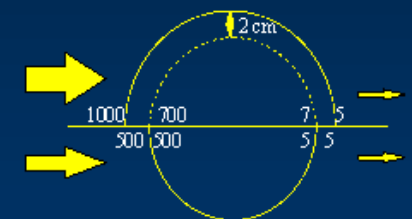
**Vorteil:** Profildbreite beim MSCT pitchunabhängig  
**Konsequenz:** Dosisreduktion durch Pitcherhöhung entfällt

# CT-Belichtungsautomatik



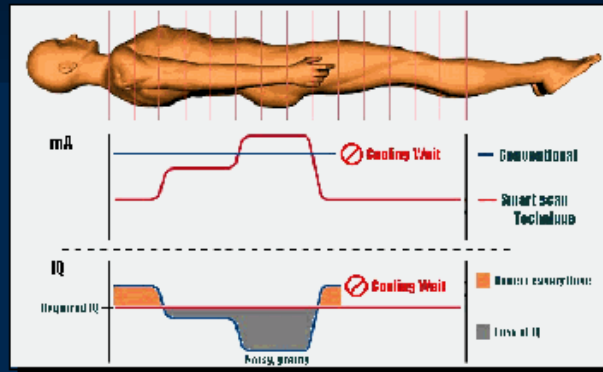
Absorptionsverhältnisse:  
Information aus dem Scanogramm

Dosisanpassung (mAs): automatisch  
(auch bei Änderung der Röhrenspannung)



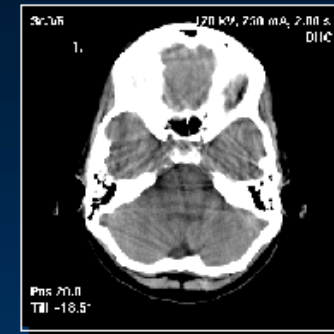
Theoretisch: ± Faktor 2 pro 4 cm  
 Praxiserprobung: ± Faktor 2 pro 8 cm  
 Ursache: Bessere Kontrastierung bei adipösen Patienten

## Lokale Dosisanpassung

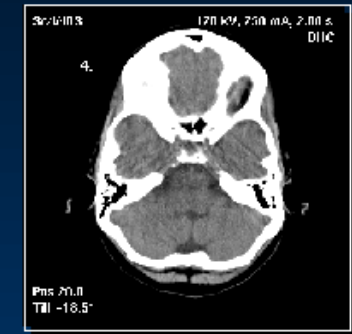


- Vorteil: Gleiches Rauschen in allen Schichten
- Nachteil: Optimiert nur auf Rauschen, nicht auf CNR
- Beispiel Becken: Dosis wird automatisch erhöht (statt erniedrigt)

## Multiplanare Volumenrekonstruktion



120 kV, 500 mAs, 1 · 5 mm



120 kV, 500 mAs, 2 · 2 mm

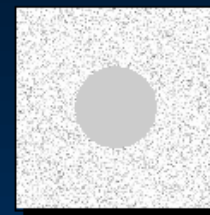
- Prinzip: Addition dünner Schichten, Akquisition ohne Dosiserhöhung
- Ergebnis: Artefaktreduktion, kein erhöhtes Rauschen
- Produktamen: SumScan, VAR etc.
- Potential nur teilweise genutzt

## Dosisanzeige

- Obligatorisch für alle neuen Scanner (IEC 60601-2-44)
- Anzeige: Effektiver CTDI ( $CTDI_w/Pitch$ )  
z-Effizienz, sofern  $< 70\%$  (Overbeaming I)
- Nicht obligatorisch: Dosislängenprodukt
- Maßnahme überfällig (vgl. Kfz ohne Tacho)
- Für Altgeräte: Benutzerfreundliche Rechenprogramme (z.B. CT-Expo)

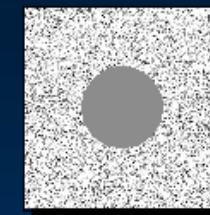
## 'Intelligente' Bildaddition (WIP)

$C=1, N=1, CNR=1$



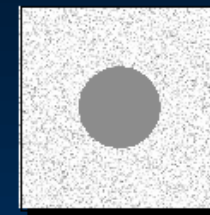
1 · 10 mm, X mAs

$C=5, N=\sqrt{5}, CNR=\sqrt{5}$



1 · 2 mm, X mAs

$C=5, N=1, CNR=5$



5 · 2 mm, X mAs

- Prinzip: Kombination Mittelung / MIP  
Anwendung lokal, schwellwertabhängig
- Ergebnis: Reduzierter Partialvolumeneffekt,  
deutlicher Kontrastgewinn, kein erhöhtes Rauschen
- Alternativ: deutliche Dosisreduzierung, erhöhtes Rauschen, aber  
insgesamt verbessertes Kontrast-Rausch-Verhältnis

## 3D Adaptive Filterung (WIP)

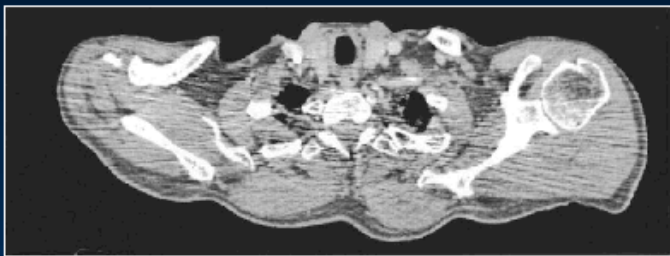
### Prinzip:

- Lokale Anpassung des Rauschniveaus
- Filterung der Rohdaten
- Nicht für alle, nur für bestimmte Projektionen
- Filterung in alle drei Dimensionen

### Vorteile:

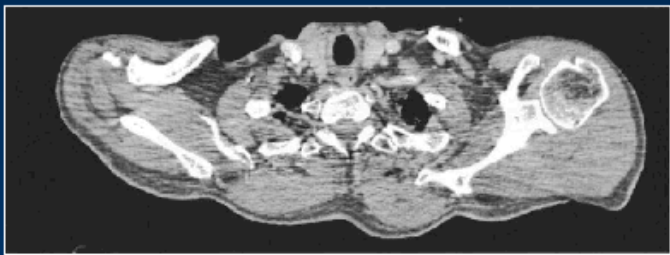
- Hohe Filterwirkung (mit 3. Potenz der Filterweite)
- Nur geringfügige Verschlechterung der Ortsauflösung
- Ermöglicht signifikante Dosisreduzierungen
- Größte Wirkung bei nichtzylindrischen Körperquerschnitten
- Beseitigt auch Metallartefakte (sofern rauschbedingt)

## 3D Adaptive Filterung (WIP)



Originalbild

Rauschniveau 100%



AF-Bild

Filterstärke 50%  
Rauschniveau 50%

Dosis einsparpotentia:  
Faktor 4

## Resumée

- Umfangreiche technische Maßnahmen zur CT-Dosisreduktion
- Zum Teil unmittelbar und immer wirksam (z.B. FK-Detektor)
- Zum Teil nur in bestimmten Situationen (z.B. Röhrenstrommodulation)
- Zum Teil nur bei bewußter Anwendung (z.B. Pitcherhöhung)
- Nicht (oder noch nicht) alle Maßnahmen serienmäßig realisiert
- Technik ist notwendige, aber nicht hinreichende Voraussetzung
- Unabdingbar:
  - Konsens zum fragestellungsabhängigen Dosisbedarf (in Arbeit)
  - Adäquate Ausbildung der Anwender in CT-Dosisfragen (wann?)
  - Dosisbewußte Anwendung

## Buchtip

### „Strahlenexposition in der Computertomographie“

- Autoren: H.D. Nagel (Hrsg.)  
M. Galanski  
N. Hidajat  
W. Maier  
Th. Schmidt
- Inhalt: Grundlagen  
Einflußfaktoren  
Dosisermittlung  
Optimierung  
Zahlenwerte  
Begriffe
- Umfang: 93 Seiten (DIN A4)
- Bezugsquelle: ZVEI Frankfurt
- Preis: 20 Euro (+VK)

