Methoden zur Bestimmung der Dosiseffizienz von CT-Scannern

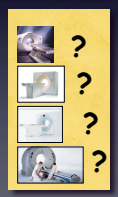
H.D. Nagel

Philips Healthcare, Hamburg
Clinical Science X-ray & CT

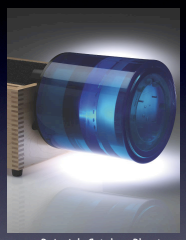
Motivation

2002

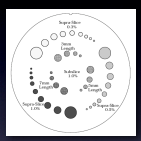
2008



Ansatz Niedrigkontrastauflösung (LCD)



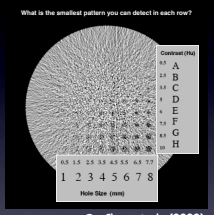
Beispiel: Catphan-Phantom



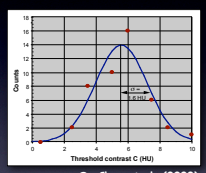
Catphan Modul CTP 515

- Detailerkennbarkeit dosisabhängig
- LCD-Spezifikationen
  - Kontrast C (in % oder HU (1% = 10 HU))
  - Detailgröße d (in mm)
  - Dosis (z.B. $CTDI_w$ in mGy)
  - Schichtdicke h_{rec} (in mm)
  - Phantom (Durchmesser D, Material).

Problem 1: visuelle Erkennbarkeit



Q: Chao et al. (2000)



Q: Chao et al. (2000)

Subjektive Bewertung mit entsprechenden Unsicherheiten

- Schwellwertkontrast (Detailgröße vorgegeben): ±1 bis 2 HU
- Detailgröße (Schwellwertkontrast vorgegeben): ±1 bis 2 mm

-> mehrere Auswerter erforderlich (idealerweise immer dieselben)

Problem 2: Spezifikationsangaben

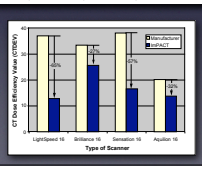
LCD-Werte gängiger 16-Schicht-Scanner (Q.: ImPACT-Testreports)

	Manufacturers' Specifications				ImPACT's Test Results			
Manufacturer	GE	Philips	Siemens	Toshiba	GE	Philips	Siemens	Toshiba
Scanner	LightSpeed 16	Brilliance 16	Sensation 16	Aquilion 16	LightSpeed 16	Brilliance 16	Sensation 16	Aquilion 16
Contrast C (%)	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3
Detail size d (mm)	5	4	5	5	6	5	6	6
U (kV)	120	120	120	120	120	120	120	120
Q (mAs)	100 *	248	150	190	200	173	241	130
$_cCTDI_{w,H}$ (mGy/mAs)	18.2	12.7	11.8	22.0	18.2	12.7	11.8	22.0
$CTDI_{w,H}$ (mGy)	18.2	31.5	17.7	41.8	36.4	22.0	31.6	28.6
h_{rec} (mm)	10	10	10	8	10	12	10	12
Phantom D_{eq} (cm)	18.5	18.5	18.5	18.5	18.5	18.5	18.5	18.5
CTDEV	**37**	**33**	**38**	**20**	**13**	**26**	**16**	**14**

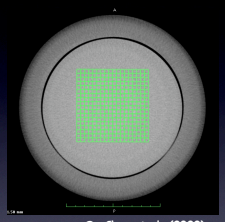
CT Dose Efficiency Value:

$$CTDEV = 10^4 \cdot \frac{e^{0.207(D_{eq}-16)}}{d^2 \cdot C^2 \cdot h_{rec} \cdot CTDI_{w,H}}$$

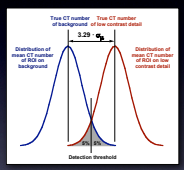
D_{eq} = äquivalenter PMMA-Durchmesser



Alternative: statistische Methode



Q: Chao et al. (2000)

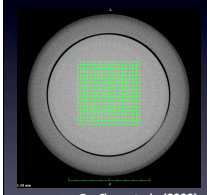


Q: Chao et al. (2000)

- Homogenitäts-Modul CTP 486 des Catphan-Phantoms (oder Ähnliches)
- 18 x 18 ROI Array mit 10 x 10 Pixeln je ROI (entsprechend 5 mm Detailgröße)
- mittlerer CT-Wert μ für jede einzelne ROI
- Standardabweichung σ_μ aller 324 Messwerte (d.h. Rauschen bei 1 Lp/cm)

-> daraus Schwellwertkontrast $C = 3.29 \cdot \sigma_\mu$

Alternative: statistische Methode



Q: Chao et al. (2000)

Auswerteverfahren

- Manuelle Auswertung von 324 ROIs sehr aufwendig
- Zeitbedarf ca. 3 Stunden je Bild
- Mit geeigneten Hilfsmitteln < 5min
  - Bildverarbeitungsprogramm ImageJ (www.nih.gov)
  - dazu Plug-In ‚LowContrastDetectibility' (A. Jahnen)
  - Ausgabe als Excel-Tabelle mit 324 Messwerten
  - Weiterverarbeitung mit Excel

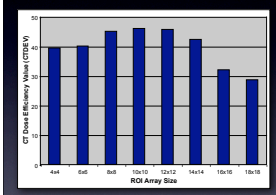
Vorteile:

- objektiver Test, hochgradig reproduzierbar
- misst im Prinzip dasselbe wie visuelle LCD-Methode
- nur 1 Auswerter erforderlich
- geringer Zeitaufwand

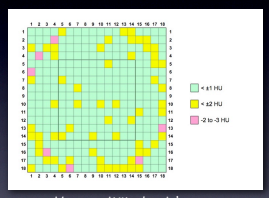
-> Methode der Wahl (Basis der LCD-Spezifikationen von GE seit 1999) ?

Problem 1: x-y-Inhomogenität

Beispiel 1: Philips Brilliance 40



CTDEV in Abhängigkeit von der Grösse des ROI-Arrays



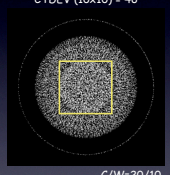
Homogenitätsabweichungen (Bezug: mittlerer CT-Wert des zentralen 10x10 ROI-Arrays)

Problem 1: x-y-Inhomogenität

Beispiel 1: Philips Brilliance 40

C/W=0/100

CTDEV (10x10) = 46



C/W=20/10

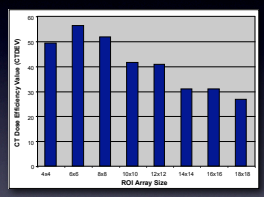
d = 4±1mm
@ 3HU / 27mGy / 10mm
CTDEV = 38 (24-68)

C/W=70/40

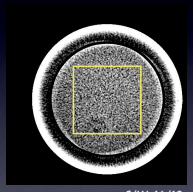
- Ursache: leichter Ringartefakt (Differenz < 2 HU)
- bei visueller Auswertung irrelevant

Problem 1: x-y-Inhomogenität

Beispiel 2: Siemens Somatom Plus 4/UFC



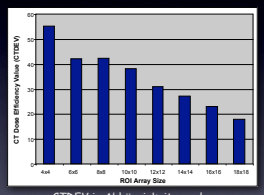
CTDEV in Abhängigkeit von der Grösse des ROI-Arrays



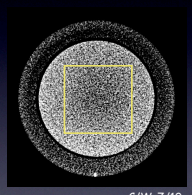
C/W=16/10

Problem 1: x-y-Inhomogenität

Beispiel 3: Picker PQ 5000

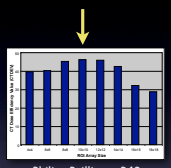


CTDEV in Abhängigkeit von der Grösse des ROI-Arrays

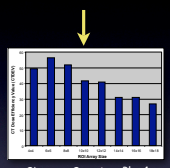


C/W=7/10

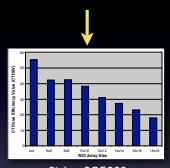
Problem 1: x-y-Inhomogenität



Philips Brilliance B40



Siemens Somatom Plus4



Picker PQ5000

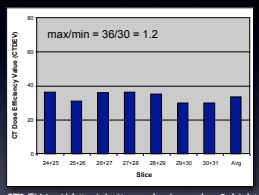
Schwachpunkt der Chao-Methode:

- misst nicht nur niederfrequentes Bildrauschen
- sondern auch Bildinhomogenität
- ROI Array-Format 18 x 18 (Bereich 8 cm x 8 cm) zu gross

-> ROI Array-Format 10 x 10 für hinreichende Bildhomogenität (und Statistik)

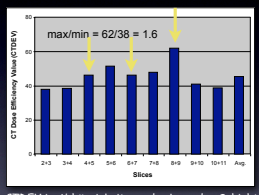
Problem 2: z-Inhomogenität

Beispiel 1: Picker PQ5000 (ESCT)
Kollimation 1x5 mm



CTDEV in Abhängigkeit von der Lage der Schicht

Beispiel 2: Philips Brilliance 40 (MSCT)
Kollimation 32x1.25 mm



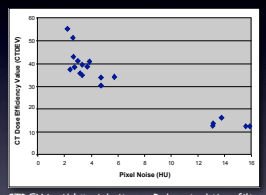
CTDEV in Abhängigkeit von der Lage der Schicht

Einflußfaktor z-Inhomogenität
- Gründe: Statistik, Phantominhomogenität, Detektorinhomogenität
- höher bei hochzeiligen MSCT-Geräten mit großer Detektorbreite

-> relevante Werte als Mittel aus 3 separaten zentralen 10mm-Schichten.

Problem 3: Recon-Filter

Beispiel: Philips Brilliance 40



CTDEV in Abhängigkeit vom Rekonstruktionsfilter

Einflußfaktor Rekonstruktionsfilter
- je ‚glatter', desto höhere Dosiseffizienz
- möglicher Missbrauch:
  - extrem glättende Sonderfilter
  - Detailerkennbarkeit nicht mehr gefordert
  - Ortsauflösung per Definitionem 5 mm

-> aussagefähige Tests nur mit klinisch nutzbaren Rekonstruktionsfiltern

CTDEV: Wichtung Ortsauflösung

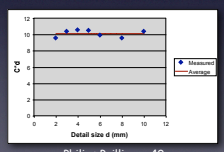
Q: Chao et al. (2000):

$$SNR \propto \frac{d^b \cdot C}{\sigma}$$

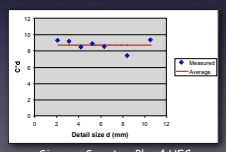
b = 1 for white noise
b = 1.3 to 1.7 for CT noise

$$CTDEV = 10^4 \cdot \frac{e^{0.20 \cdot \ln D_{eq} - 1.6}}{d^2 \cdot C^2 \cdot h_{rec} \cdot CTDI_{w,H}}$$

Überprüfung mit Chao-Methode
- ROIs unterschiedlicher Größe (4x4 bis 20x20 Pixel)
- Befund: C·D = const. im Bereich 2 bis 10 mm (d.h. 0,5 bis 2,5 Lp/cm)



Philips Brilliance 40



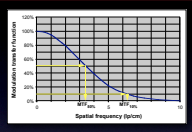
Siemens Somatom Plus 4 UFC

-> Ansatz b = 1 in CTDEV-Formel korrekt

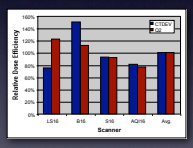
Dosiseffizienz nach ImPACT (Q_2)

$$Q_2 = \sqrt{\frac{f_{av}^3}{\sigma^2 \cdot h_{rec} \cdot CTDI_{vol}}}$$

σ = pixel noise (in HU) in ROI of A=5cm²
h_{rec} = slice thickness (in cm!)
$CTDI_{vol}$ = volume CTDI (in mGy)
f_{av} = avg. spatial frequency at 50% and 10% MTF
(ca. 4.5-5 Lp/cm per def.)



Manufacturer	Scanner	Q_2	rel. DE (%)
GE	LightSpeed 16	6.7	100
Philips	Brilliance 16	6.4	91
Siemens	Sensation 16	5.8	76
Toshiba	Aquilion 16	5.3	64



Hauptunterschiede zw. Q_2 und CTDEV
- Ortsauflösung stärker bewertet (Q_2 mit 3., CTDEV mit 2. Potenz)
- MTF-Bewertung bei höherer Ortsfrequenz (Q_2 bei 5 Lp/cm, CTDEV bei 1 Lp/cm)
- Rauschen (Q_2: Pixelrauschen, CTDEV: niederfrequentes Rauschen bei 1 Lp/cm)

Zusammenfassung

- Ist eine Angabe der Dosiseffizienz von CT-Geräten möglich ?
  - Im Prinzip ja, z.B. mittels CTDEV
- Welche Methode eignet sich hierfür ?
  - LCD-Bestimmung durch statistische Methode nach Chao et al.
  - mit homogenem Phantom und geeignetem Auswerteprogramm
- Was ist dabei zu beachten ?
  - ROI Array-Format 10x10 mit ROIs entsprechend 5 mm Detailgröße
  - Mittelung über drei separate zentrale 10mm-Schichten
  - Verwendung klinisch genutzter Rekonstruktionsfilter
  - vor Tests immer Kalibrierung des Scanners vornehmen
- Wie genau sind diese Angaben ?
  - Werte vergleichbar mit denen visueller LCD-Tests
  - Unsicherheiten geringer, aber nicht vernachlässigbar
  - konservativ: Faktor ±1.5 (d.h. +50 / -35%).

One For The Road ...

CTDEV = 20

Contrast resolution: smallest rod size (mm) discernable at given parameters in 20 cm CATPHAN	5 mm @ 0.3% @ 13.3 mGy; 120 kV, 100 mAs, 10 mm, 2i	5 mm @ 0.3% @ 13.3 mGy; 120 kV, 100 mAs, 10 mm, 2i	4.0 mm @ 0.3% 120 kVp, 330 mA, 0.75 sec, 10 mm slice, 25 cm FOV, EB filter, 27 mGy at center of phantom	Spiral: 5 mm @ 0.3% @ 17 mGy; 120 kV, 150 mAs - std body, 2x10 mm	5 mm @ 0.3% @ 21.8 mGy: 120kV, 160 mAs, 240 mm FOV, FC41, 8 mm slice	

ImPACT 16-slice scanner comparison report v. 12 (02/05)

CTDEV = 99

Contrast resolution: smallest rod size (mm) discernable at given parameters in 20 cm CATPHAN	5 mm @ 0.3% @ 13.3 mGy; 120 kV, 100 mAs, 10 mm	5 mm @ 0.3% @ 13.3 mGy; 120 kV, 100 mAs, 10 mm	4.0 mm @ 0.3% 120 kVp, 248 mAs, 10 mm, EB filter, 27 mGy at phantom surface	5 mm @ 0.3% @14.2 mGy 130kV, 90 mAs, 0.8 sec, 10 mm	Spiral: 5 mm @ 0.3% @ 17 mGy; 120 kV, 150 mAs - std body, 2x10 mm	2 mm @ 0.3% @ 26.7 mGy: 120kV, 240 mAs, 8 mm FC41, with adaptive filter

ImPACT 16-slice scanner comparison report v. 13 (09/05)

-> Normung von LCD-Spezifikationen mehr als überfällig