

Teil II: Radiologische Diagnostik

8 Computertomographie: Lösungen

Marc Kachelrieß

Lösung zu 8.1

Der Schwächungswert von Wasser bei 70 keV ist 0,0192 /mm. Dies wird von dem Schwächungswert der ROI abgezogen und das Ergebnis anschließend durch den Schwächungswert von Wasser dividiert. Das daraus resultierende Ergebnis wird mit dem Wert 1000 HU (Hounsfield Units) multipliziert. Wenn man das Ergebnis mit den Tabellenwerten vergleicht, ist in diesem Fall die Leber das wahrscheinlichste Organ.

Schwächungswert: 0,00205/mm

Umrechnung mittels: $CT = \frac{\mu - \mu_{H_2O}}{\mu_{H_2O}} \cdot 1000 HU$

Ergebnis: 68 HU -> Leber

Das Organ kann keinesfalls so identifiziert werden. Die Tabelle enthält lediglich typische Werte. Die im Patienten tatsächlich gemessenen CT-Werte können davon erheblich abweichen und hängen sowohl von der Organbeschaffenheit (bei Leber z.B. Fettgehalt), von der Kontrastmittelkonzentration, vom Rauschen im Bild ab und aufgrund möglicher Strahlaufhärtung auch von der Dicke des Patienten ab.

Lösung zu 8.2

Die Dosis hängt von vielen Faktoren ab, die teils vom Anwender und teils von der Hardware selbst abhängen. Der Anwender kann die Dosis dadurch „regulieren“, in dem er stets das ALARA Prinzip beachtet. Darüber hinaus ist auch die Wahl eines geeigneten Scanbereichs wichtig und die Auswahl eines geeigneten Protokolls. Der wichtigste Punkt ist jedoch, dass stets die Dosisreduktionsmöglichkeiten des Geräts voll ausgenutzt werden sollten, damit die Behandlung für den Patienten so schonend wie möglich ablaufen kann.

- Senkung des effektiven Röhrenstrom-Zeit-Produkts
- Anpassung der Röhrenspannung
- Scanbereich so kurz wie möglich
- Nutzen der herstellerseitig zur Verfügung gestellten Dosisreduktionsmaßnahmen



Lösung zu 8.3

Zuerst muss die Kollimation berechnet werden. Diese ist das Ergebnis aus dem Produkt aus den Detektorzeilen und der Breite. Anschließend muss der Tischvorschub mittels einfachen Dreisatzes berechnet werden. Einsetzen der Ergebnisse in die Pitchwert-Formel liefert das Endergebnis.

- Kollimation C berechnen: $C = 64 \cdot 0,6 \text{ mm} = 38,4 \text{ mm}$
- Tischvorschub d berechnen: 40 cm in 2 s entsprechen 5 cm in 0,25 s
- Pitch: $p = d/C = 50 \text{ mm} / 38,4 \text{ mm} = 1,3$

Lösung zu 8.4

Der erste Teil der Frage lässt sich einfach mittels der angegebenen Parameter aus der vorherigen Frage und den hier gegebenen Werten berechnen. Die Leistung ist das Produkt aus Spannung und Strom. Die Leistung und die Spannung sind gegeben, woraus sich der Röhrenstrom berechnen lässt. Das Ergebnis wird wiederum mit der Rotationszeit multipliziert. Das Röhrenstrom-Zeit-Produkt gibt also den Röhrenstrom pro Rotation an. Bei Spiral-CT muss auch noch der Pitchwert berücksichtigt werden: Um das effektive Röhrenstrom-Zeit-Produkt zu berechnen, muss das Röhrenstrom-Zeit-Produkt durch den Pitchwert dividiert werden.

- Röhrenstrom berechnen: $I = P/U = 100 \text{ kW} / 80 \text{ kV} = 1,25 \text{ A} = 1250 \text{ mA}$
- Röhrenstrom-Zeit-Produkt: $Q = I \cdot t_{\text{rot}} = 1250 \text{ mA} \cdot 0,25 \text{ s} = 312,5 \text{ mAs}$
- Eff. Röhrenstrom-Zeit-Produkt: $Q_{\text{eff}} = Q/p = 312,5 \text{ mAs} / 1,3 = 240 \text{ mAs}$
- Q_{eff} ist proportional zur Dosis.



Lösung zu 8.5

- $CTDI_{100}$ -> Computed Tomography Dose Index: Standardisiertes Messverfahren zur Quantifizierung und zum Vergleich von Röntgendosen. Luftkerma ist für die Abschätzung von Dosisverhältnissen ungeeignet, da sie Nichtlinearitäten wie Strahlauhhärtung und Streustrahlung vernachlässigen. Bei der $CTDI_{100}$ -Messung wird ein 100 mm langes PMMA-Phantom mit 16 oder 32 cm Durchmesser verwendet.
- $CTDI_w$ -> Der gewichtete (weighted CTDI) wird mittels mehreren $CTDI_{100}$ Messungen ermittelt. Die Messung erfolgt bei zentriertem Phantom in den zentralen und peripheren Bohrungen. Daraus ergibt sich der folgende Zusammenhang: $CTDI_w = 1/3 CTDI_{central} + 2/3 CTDI_{peripheral}$
- $CTDI_{vol}$ -> CTDI Wert bei Spiral-CT's. Er stellt den Quotienten zwischen $CTDI_w$ und dem Pitchwert dar.
- SSDE -> Size-Specific Dose Estimate. Größenabhängige Dosisabschätzung. CTDI-Wert, der auf die Größe eines individuellen Patienten angepasst wurde. Dadurch kann die Bildqualität auf die aktuelle Patientengröße normiert werden.

Lösung zu 8.6

Mittels der Eingabe des Centers C und des Breite W kann ein Graustufenbereich um einen bestimmten Graustufenwert (also dem Zentrum) eingestellt werden. In der Mitte des Graustufenbereichs steht immer der Wert des Zentrums. Das heißt, dass vom Zentrum aus gesehen die Hälfte der Fensterbereichs einmal subtrahiert wird und einmal addiert wird. Also $[C-W/2]$ bis $[C+W/2]$. So kann man verschiedene Organe in unterschiedlichen Graustufen darstellen.

- $C=300$ HU, $W=1600$ HU ergibt einen Wertebereich von -500 HU bis 1100 HU
- Voxel ab 1100 HU sind weiß dargestellt.
- Um -250 HU bis 500 HU abzudecken, nutzt man das Fenster $C = 125$ HU, $W = 750$ HU



Lösung zu 8.7

Die Röhrenspannung steuert unter Anderem die mittlere Energie der Photonen. Je höher die Spannung, desto energiereicher sind die Photonen im Mittel. Außerdem steigt die Zahl der produzierten Photonen mit der Spannung überproportional an. Andererseits ist die Schwächung höherenergetischer Photonen geringer als die Schwächung niederenergetischer Photonen. Alles in Allem ist es sinnvoll, bei höherer Röhrenspannung den Röhrenstrom und somit das Röhrenstrom-Zeit-Produkt zu verringern.

Lösung zu 8.8

- Vorfilter: Aufhärtung des Spektrums in Kombination mit optimaler Röhrenspannung (hohe Bildqualität bei niedriger Dosis).
- Formfilter: Räumliche Verteilung der Dosis optimieren.
- Iterative Bildrekonstruktion: Weniger Rauschen im Bild.
- Röhrenstrommodulation: Anatomieangepasste Röhrenstromkurve, so dass die Dosis bei gegebener Bildqualität minimal wird

Lösung zu 8.9

- Rauschartefakte: Erhöhung der Strahlendosis (durch mAs). Rekonstruktion mit weichem Kern (niedrige Ortsauflösung). Adaptive Filter (gewichtete Mittelung, Median- und Glättungsfiler).
- Strahlaufhärtung / Streustrahlung: Wasservorkorrektur (Cuppingkorrektur). Streustrahlraster (Lamellen aus Blei und Wolfram). Numerische Verfahren (PEP-Modell).
- Metallartefakte: Adaptive Filter und statistische Rekonstruktion. MAR (Metall Artefakt Reduction) – Inpainting der Daten im Metallschatten. NMAR (normierte MAR). DEMAR (Dual Energy MAR).
- Truncationartefakte: Virtuelle Vergrößerung des Detektors nach beiden Seiten (Software).



Lösung zu 8.10

- Pixelgetrieben: Wert auf Detektor wird durch Interpolation zwischen zwei benachbarten Abtastpunkten berechnet. Die Position des Interpolationspunkts ist durch die Koordinate des Pixels und der Strahlrichtung gegeben.
- Strahlgetrieben: Rohdatenwerte werden entlang einer Gerade (Strahl) zurück auf das Bild verschmiert.
- Analytische Bildrekonstruktion: Lösungsformel wird hergeleitet, dann diskretisiert. Lösung mittels $f = X^{-1} p$. f ist das gesuchte Bild. p die Rohdaten.
- Iterative Bildrekonstruktion: (algebraisch und statistisch) Problemstellung wird diskretisiert. Messdaten werden als Vektor p von Datenpunkten aufgefasst. Objekt hingegen als Vektor f von Graustufen. Die Messung verknüpft die Unbekannten f mit den Messdaten p . Lösung nach Prinzip: $p = X(f)$. Muss nach f aufgelöst werden. Lösungsansatz ist oft eine Kostenfunktion der Form $C(f) = (X \cdot f - p)^T \cdot W \cdot (X \cdot f - p) + \beta f^T \cdot Q \cdot f$. Kann auch nicht-linear sein.
- Vorteil der analytischen Bildrekonstruktion: Rechenzeit, Reproduzierbarkeit, Robustheit
- Vorteil der iterativen Bildrekonstruktion: Tendenziell bessere Bildqualität, weniger Rauschen, weniger Dosis.

Lösung zu 8.11

- Röntgenröhre: Erzeugt Bremsstrahlung und charakteristische Röntgenstrahlung. Aus der Kathode werden Elektronen (im Vakuum) auf die Anode beschleunigt. Typische Werte in der CT-Anwendung 70 kV bis 150 kV.
- Vorfilter: Vorfilter filtern niederenergetische Strahlung, die für die Bildgebung zu schwach sind und den Patienten nicht durchdringen können. Formfilter sorgen für eine räumliche Begrenzung der Strahlung, um bestimmte sensible Organe bei der Bestrahlung zu schonen.
- Detektor: Derzeit werden indirekt konvertierende Detektoren eingesetzt. Die Strahlung wird hierbei durch den Szintillator in sichtbares Licht gewandelt, welches dann mittels Photodioden einen Photostrom erzeugt. Dieser kann gemessen und digitalisiert werden.



- DSCT: Dual-Source-CTs besitzen zwei Quellen. Mittels DSCT's lässt sich mit einer Drehung von nur 90° ein Datensatz von 180° akquirieren. Die Zeitauflösung wird mittels solcher Systeme auf $t_{rot}/4$ reduziert.
- DECT: Dual Energy CTs messen simultan mit zwei Spektren (z.B. zwei Spannungswerten). Somit kann ein zusätzlicher Kontrast im CT-Bild erzeugt werden. Beispielsweise lässt sich mittels DECT aus einer kontrastmittelverstärkten Aufnahme eine kontrastmittelfreie Aufnahme errechnen.

