

Die Computertomographie (CT)

Erstmalig wurde die Darstellung des menschlichen Körperinneren durch die von W. K. Röntgen 1895 entdeckte Röntgenstrahlung möglich. Röntgenstrahlung wird von verschieden dichtem Gewebe unterschiedlich stark abgeschwächt und ermöglicht auf diese Weise eine Visualisierung des Körperinneren in Form von Röntgenbildern, welche eine überlagerte Darstellung der zu untersuchenden Region darstellen. W. K. Röntgen legte hierdurch den Grundstein für die heutige radiologische Bildgebung und für die Entwicklung der Computertomographie.

Im Gegensatz zum herkömmlichen Röntgen, bei welchem eine genaue Ortszuweisung auf Grund der überlagerten Darstellung nicht mehr möglich ist, lässt sich diese mit der Computertomographie realisieren. Die Computertomographie stellt heute eines der wichtigsten, nicht invasiven bildgebenden Verfahren in der Medizin dar. Sie ermöglicht die überlagerungsfreie Darstellung axialer Schnittbilder des menschlichen Körpers.

Der erste Computertomograph wurde im Jahre 1972 von G. N. Hounsfield und J. Ambrose in den EMI-Laboratorien in London gebaut, welche die ersten axialen Schnittbilder eines Kopfes mit einem CT-Scanner aufnahmen. Die ersten mathematischen Grundlagen zur Rekonstruktion von tomographischen Bildern lieferte 1963 A. M. Cormack¹. Zusammen mit G. N. Hounsfield erhielt er im Jahre 1979 für seine Arbeit den Nobelpreis für Medizin. Zum damaligen Zeitpunkt dauerte die Rekonstruktion eines Schnittbildes, mit einer Bildgröße von 80×80 Pixeln, mehrere Tage. Der hohe Zeitaufwand begründete sich in der begrenzten Leistungsfähigkeit damaliger Computer. Durch die schnelle Entwicklung der Computertechnologie wurde der klinische Einsatz der Computertomographie erstmals möglich. Heutige CT-Scanner sind in der Lage, mehrere Schichten im

¹ Erstmalig wurde die Berechnung zur Lösung des inversen Problems der Rekonstruktion von dem Österreicher J. Radon im Jahre 1917 veröffentlicht, diese war jedoch zum damaligen Zeitpunkt noch nicht allgemein bekannt.

Subsekundenbereich zu akquirieren (Multislice-CT) sowie komplette 3D-Datensätze aufzunehmen.

Neben der Computertomographie existieren noch weitere konkurrierende Verfahren zur Darstellung von Schnittbildern des menschlichen Körpers, wie z.B. die Magnetresonanztomographie (MRT), häufig auch als Kernspintomographie bezeichnet, die Positronen-Emissions-Tomographie (PET) und die Single-Photonen-Emissions-Computer-Tomographie (SPECT) (siehe z.B. [30, 31]). Jedoch werden diese Verfahren meist erst nach Durchführung einer Computertomographie zur Abklärung spezieller Fragestellungen eingesetzt, da z.B. im Falle der Notfalldiagnostik nicht bekannt ist, ob ein MRT durchgeführt werden kann (z.B. bei Patienten mit Herzschrittmachern oder größeren Metallobjekten im Körper).

2.1 Grundlagen der Computertomographie

Im folgenden Abschnitt wird der Aufbau und die Funktionsweise eines Computertomographen am Beispiel einer Aufnahme eines 2D-CT-Bildes beschrieben. Ein Computertomograph besteht im Allgemeinen aus einer Gantry, einem Untersuchungstisch und einer Bedieneinheit. Innerhalb der Gantry befindet sich die rotierende Abtasteinheit, die so genannte Disk, des Computertomographen. Diese rotiert während der Aufnahme eines Schnittbildes einmal um das zu untersuchende Objekt. Auf dieser Disk ist i.d.R. eine Röntgenröhre montiert, die mit einem Hochspannungsgenerator betrieben wird. Auf der gegenüberliegenden Seite der Röntgenröhre sind die Detektorelemente in Form eines Detektorfeldes kreisförmig angeordnet. Die Röntgenröhre strahlt senkrecht zur Körperachse des Patienten einen schmalen Strahlenfächer aus. Die Schwächung der Röntgenstrahlen nach Durchstrahlung des zu untersuchenden Objektes wird durch das gegenüberliegende Detektorfeld erfasst. Die so gewonnenen Informationen in Form von Schwächungswerten werden an einen Computer weitergeleitet und können mit Hilfe geeigneter Rekonstruktionsmethoden zu digitalen Schnittbildern rekonstruiert werden.

Abbildung 2.1 veranschaulicht den Ablauf einer CT-Aufnahme schematisch. Zunächst wird das zu untersuchende Objekt (hier dargestellt durch das Torsophantom der Firma CIRS Inc., siehe Abbildung 2.1 (a)) auf dem Untersuchungstisch des CTs Siemens SOMATOM Emotion Duo (siehe Abb. 2.1 (b)) platziert. Von diesem Objekt werden Rohdaten in Form eines Sinogrammes (siehe Abbildung 2.1 (d)) aufgenommen, welche anschließend z.B. mit der Standardrekonstruktionsmethode der CT, der gefilterten Rückprojektion, zu einem Schnittbild (siehe Abbildung 2.1 (c)) rekonstruiert werden können. Die einzelnen Schritte werden folgend detailliert betrachtet.

Um eine Schnittbildaufnahme des Untersuchungsobjektes zu erhalten, wird zunächst Röntgenstrahlung mit einer Röntgenröhre erzeugt. Eine Röntgenröhre besteht aus einer Kathode und einer Anode, die sich in einem Vakuumbehälter befinden (siehe Abbildung 2.2). Zuerst wird die Glühkathode K , bestehend aus einem Wolframdraht, auf ca. 2400 K

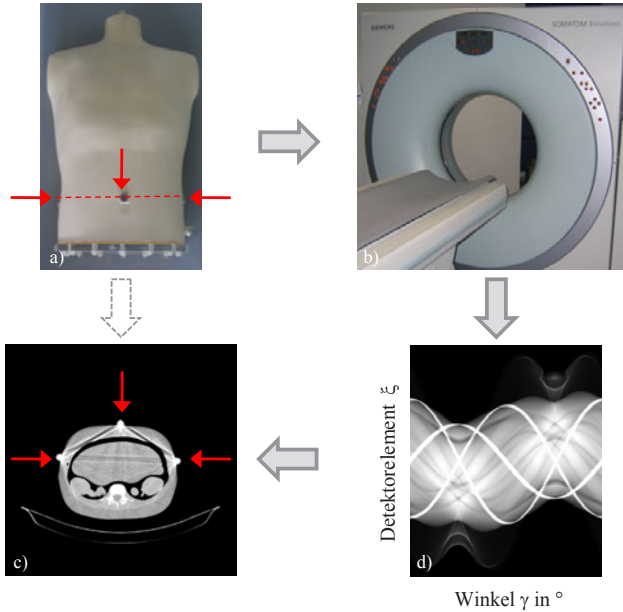


Abbildung 2.1: Prinzip der Computertomographie: Das zu untersuchende Objekt (Torsophantom CIRS Inc.) (a) versehen mit drei Stahlmarkern (rote Pfeile), wird mit dem Computertomograph Siemens SOMATOM Emotion Duo (b) gescannt. Hierbei erhält man Rohdaten in Form eines Sinogramms (d), die mit Hilfe geeigneter Rekonstruktionsmethoden in ein Schnittbild des Objektes (Torsophantoms) (c) auf Höhe der gestrichelten Linie (a) umgerechnet werden können.

erhitzt, wodurch thermische Elektronen e^- frei werden. Diese werden durch Anlegen einer Beschleunigungsspannung U_B (80-140 kV) zur gegenüberliegenden Drehanode A, z.B. bestehend aus einer Wolfram-Rhenium-Legierung oder Molybdän, beschleunigt. Im Anodenmaterial werden die beschleunigten Elektronen abgelenkt und abgebremst und es entsteht zu 1 % charakteristische Röntgenstrahlung und Röntgenbremsstrahlung sowie zu 99 % Wärme. Röntgenstrahlen sind elektromagnetische Wellen mit einer Wellenlänge λ von 10^{-8} bis 10^{-13} m. Im Teilchenbild bestehen sie aus Photonen mit einer Energie von $E = h \cdot c / \lambda = h \cdot \nu = e \cdot U_B$. Hierbei entspricht $h = 6,6 \cdot 10^{-34}$ Js dem Planckschen Wirkungsquantum, $c = 2,998 \cdot 10^8$ m/s der Lichtgeschwindigkeit im Vakuum, $e = 1,6 \cdot 10^{-19}$ As der Elementarladung des Elektrons und ν der Frequenz.

Die auf diese Weise erzeugte Röntgenstrahlung wird mittels eines Schlitzkollimators in einen fächerförmigen Strahl verwandelt. Die Dicke des Kollimators bestimmt die Fächerstrahlbreite und entspricht der Schichtdicke des aufgenommenen Schnittbildes. Sie

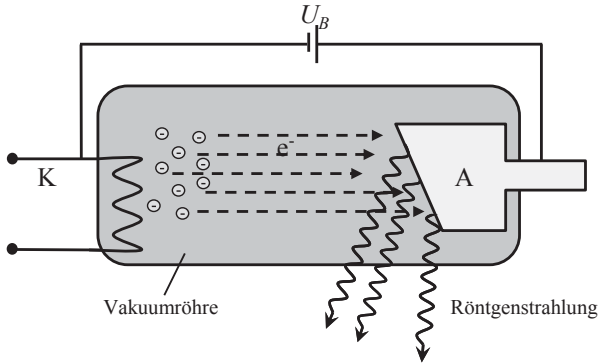


Abbildung 2.2: Aufbau einer Röntgenröhre.

ist die Begrenzung für die axiale Auflösung des Computertomographen. Der so erzeugte Fächerstrahl durchstrahlt das zu untersuchende Objekt und wird in Abhängigkeit von der Wellenlänge λ , der Ordnungszahl Z , der Dichte ρ und der Dicke η des Materials abgeschwächt (siehe Abbildung 2.3). Die Abschwächung der Röntgenstrahlung

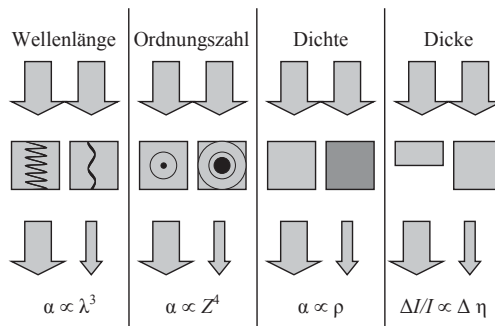


Abbildung 2.3: Schematische Darstellung der Schwächungsursachen von Röntgenstrahlung beim Durchgang durch Materie (α = Absorptionskoeffizient, I = Intensität) in Anlehnung an [32].

beruht physikalisch auf Absorptions- und Streuprozessen. Insgesamt werden vier physikalische Wechselwirkungen zwischen Röntgenstrahlung und Materie unterschieden, die

die Abschwächung der Strahlung verursachen: die Rayleighstreuung, der Photoeffekt, der Comptoneffekt (auch als Comptonstreuung bezeichnet) und die Paarbildung (tritt nur bei CTs mit MeV-Röntgenstrahlen auf).

Bei der Rayleighstreuung handelt es sich um elastische Streuung, die hier in der Regel eine untergeordnete Rolle spielt. Sie tritt auf wenn der Durchmesser der Streuteilchen klein gegenüber der Wellenlänge λ der Strahlung ist.

Bei dem Photoeffekt (häufig auch als Photoabsorption bezeichnet) wird das einfallende Photon der Energie $h\nu$ komplett vom Atom absorbiert und es wird ein Elektron aus einer kernnahen Schale herausgeschlagen. Das Atom wird somit ionisiert (siehe Abbildung 2.4 (a)).

Der Comptoneffekt stellt sowohl einen Streu- als auch einen Absorptionsprozess dar. Der Röntgenquant stößt hierbei mit einem quasi freien Valenzelektron zusammen. Dieses wird aus dem Atomverband herausgelöst (siehe Abbildung 2.4 (b)). Da der Röntgenquant hierfür nicht seine gesamte Energie benötigt, verbleibt ein gestreutes Röntgenphoton mit geringerer Energie und höherer Wellenlänge (inelastische Streuung).

Die Paarbildung tritt bei Energien $E > 1,022 \text{ MeV}$ auf und hat daher für die Computertomographie (80 keV – 140 keV) keine Bedeutung. Hierbei kann ein Röntgenquant in Wechselwirkung mit dem Feld des Atomkerns Materie in Form eines Positronen-Elektronen-Paares bilden (siehe Abbildung 2.4 (c)). Das Positron trifft im Verlauf seines Weges durch Materie nach kurzer Zeit auf ein Elektron und zerstrahlt unter einem Winkel von ca. 180° vollständig in zwei Gammaquanten. Diese Paarvernichtung spielt bei der Bildgebung in der PET eine zentrale Rolle. Mathematisch lässt sich die Abschwächung der Röntgenstrahlung beim Durchgang durch ein homogenes Objekt der Dicke η (siehe Abbildung 2.5) durch das Lambert-Beer'sche Schwächungsgesetz

$$I(\eta) = I_0 e^{-\mu\eta}. \quad (2.1)$$

beschreiben. Hierbei entspricht I_0 der Intensität der Röntgenstrahlung beim Verlassen der Röntgenröhre und I der Intensität des abgeschwächten Röntgenstrahls nach Durchgang durch die Materie der Dicke η . Der Schwächungskoeffizient μ setzt sich aus dem Streukoeffizienten μ_s und dem Absorptionskoeffizienten α zusammen. Im Fall der Computertomographie besteht das zu untersuchende Objekt (z.B. der Mensch) jedoch im Normalfall nicht nur aus einem Material (siehe Abbildung 2.5 (a)), sondern setzt sich aus einer Vielzahl unterschiedlicher Materialien (Gewebearten) mit variierendem Schwächungskoeffizienten zusammen (siehe Abbildung 2.5 (b)). Hierdurch ist es möglich, nach der Rekonstruktion die verschiedenen Materialien anhand der unterschiedlichen Schwächungskoeffizienten innerhalb des Schnittbildes zu differenzieren, wodurch die Computertomographie erst diagnostisch interessant wird. Somit muss Gleichung (2.1) wie folgt abgeändert werden

$$I(s) = I_0 e^{-\int_0^s \mu(\eta) d\eta}. \quad (2.2)$$

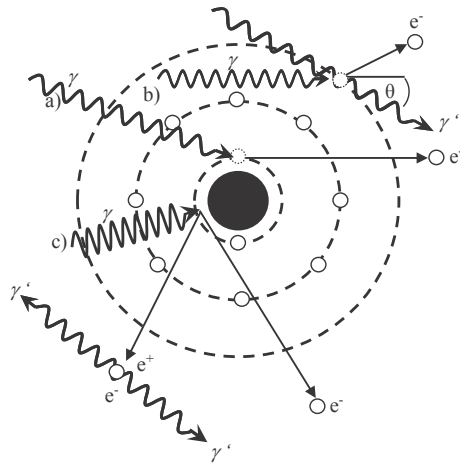


Abbildung 2.4: Wechselwirkungen zwischen Röntgenstrahlung und Materie.

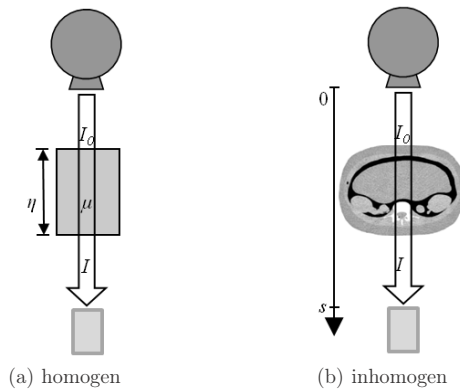


Abbildung 2.5: Schwächung der Röntgenstrahlung beim Durchgang durch (a) homogene Materie und (b) inhomogene Materie.

Die Schwächungskoeffizienten μ entlang des Weges s werden nun im Exponenten aufsummiert.

In der CT-Bildrekonstruktion spielt das so genannte Projektionsintegral $p(s)$, das dem negativen logarithmischen Quotienten von Ausgangs- zur Eingangsintensität entspricht, eine besondere Rolle

$$p(s) = -\ln\left(\frac{I(s)}{I_0}\right) = \int_0^s \mu(\eta) d\eta. \quad (2.3)$$

Es entspricht der Aufsummierung der Schwächungswerte entlang des Weges eines Röntgenstrahls beim Durchgang durch das Objekt (Körper).

Die Röntgenstrahlung wird durch ein Detektorfeld in Abhängigkeit von ihrer Abschwächung beim Durchgang durch das Objekt detektiert und in elektrische Signale umgewandelt, die die Intensitäten des Röntgenstrahls widerspiegeln.

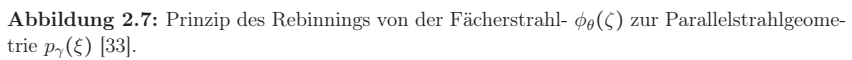
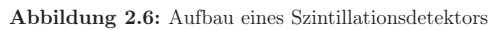
Wie die Abschwächung der Röntgenstrahlung, so beruht auch die Detektion der Röntgenstrahlung auf Wechselwirkungen des Röntgenstrahls mit der Materie. In den meisten Computertomographen werden zur Detektion der Röntgenstrahlung Szintillationsdetektoren verwendet. Diese bestehen aus einem Szintillationskristall, wie z.B. Cäsiumjodid oder Wismutgermanat, der die einfallende Röntgenstrahlung in langwelliges Licht umwandelt. Eine nachgeschaltete Photodiode misst die Intensität dieses Lichtblitzes und wandelt sie in ein elektrisches Signal um. Durch ein vorgelagertes Streustrahlenraster aus Bleilammellen wird gewährleistet, dass nur geradlinig auf den Detektor auftreffende Röntgenstrahlung detektiert wird. Hierdurch wird der Einfluss der Streustrahlung deutlich minimiert (siehe Abbildung 2.6). Nachdem die Projektion unter einem Winkel γ aufgenommen wurde, wird die Disk um einen Winkelschritt $\Delta\gamma$ gedreht und es wird erneut ein Fächerstrahl ausgesendet und detektiert. Auf diese Weise werden Projektionen unter einem Winkel von mindestens 180° plus Öffnungswinkel ϕ aufgenommen. Hierdurch erhält man ausreichend Projektionen aus genügend Winkeln, um das gesamte Objekt anschließend rekonstruieren zu können.

Da die meisten Bildverarbeitungsalgorithmen auf der Parallelstrahlgeometrie basieren und nicht auf der bei der Aufnahme der Projektionsdaten verwendeten Fächerstrahlgeometrie, wird anschließend ein Rebinning (eine Umsortierung) von der Fächerstrahlgeometrie zur Parallelstrahlgeometrie durchgeführt. Der Darstellung in [33] folgend lässt sich aus Abbildung 2.7 folgender mathematischer Zusammenhang zwischen der Fächerstrahl- $\phi_\theta(\zeta)$ und der Parallelstrahlgeometrie $p_\gamma(\xi)$ herleiten. Es gilt

$$\xi = \text{FCD} \sin(\psi) \quad (2.4)$$

und analog

$$\zeta = \text{FDD}\psi, \quad (2.5)$$



wobei FCD für Fokus-Center-Distanz und FDD für Fokus-Detektor-Distanz steht. Aus Gleichung (2.4) folgt

$$\psi = \arcsin\left(\frac{\xi}{\text{FCD}}\right) \quad (2.6)$$

und mit $\theta = \gamma - \psi$ ergibt sich insgesamt

$$p_\gamma(\xi) = \phi_{\gamma-\psi}(\xi) \quad (2.7)$$

und

$$p_\gamma(\xi) = \phi_{\gamma-\arcsin\left(\frac{\xi}{\text{FCD}}\right)} \cdot \left(\text{FDD} \arcsin\left(\frac{\xi}{\text{FCD}}\right)\right). \quad (2.8)$$

Das Prinzip der Parallelstrahlgeometrie basiert auf folgender veränderter Situation: Die Röntgenstrahlung durchdringt das zu untersuchende Objekt linienförmig. Anschließend wird das Röhren-Detektor-System linear verschoben und erneut ein Röntgenstrahl ausgesendet. Ist das Objekt vollständig linear abgetastet, wird das Röhren-Detektor-System um einen Winkel $\Delta\gamma$ gedreht und der beschriebene Vorgang wiederholt sich. Dies geschieht solange, bis das gesamte Objekt über mindestens 180° abgetastet wurde. Das Prinzip der Parallelstrahlgeometrie ist in Abbildung 2.8 dargestellt. Hierbei erhält man Projektionsintegrale in Abhängigkeit des aufgenommenen Projektionswinkels γ und der Detektorposition ξ (entspricht der linearen Verschiebung des Röhren-Detektor-Systems) und nicht mehr in Abhängigkeit von der konstanten Wegstrecke s (vgl. Gleichung (2.3))

$$p_\gamma(\xi) = \int_0^s \mu(\xi, \eta) d\eta. \quad (2.9)$$

Stellt man die aufgenommenen Projektionsintegrale in Form eines γ - ξ -Diagrammes dar, erhält man ein so genanntes Sinogramm. Der Begriff Sinogramm ist darauf zurück zu führen, dass Punkte außerhalb des Drehzentrums (siehe Abbildung 2.8 (a) roter Punkt) in Form einer Sinuskurve dargestellt werden (siehe in Abbildung 2.8 (b)). Bei der Aufnahme z.B. eines Schnittbildes durch das Abdomen erhält man so eine Überlagerung einer Vielzahl von Sinuskurven (siehe Abbildung 2.8 (b)). $p_\gamma(\xi)$ wird auch Radontransformierte \mathcal{R} des Objektes $f(x, y)$ genannt und man schreibt

$$p_\gamma(\xi) = \mathcal{R}\{f(x, y)\}. \quad (2.10)$$

Der Name Radontransformation stammt von ihrem Entdecker J. Radon, der 1917 erstmalig die Lösung des inversen Problems veröffentlichte [34]. Das inverse Problem der Computertomographie besteht darin, aus den gegebenen Projektionswerten $p_\gamma(\xi)$ wieder eine Verteilung der Schwächungswerte μ im Ortsraum zu berechnen. Diese entspricht dem gesuchten Bild $f(x, y)$. In der Medizin ist man hauptsächlich daran interessiert, den Schwächungswerten μ , die durch die entsprechenden Grauwerte im Bild gegeben sind, unterschiedlichen Gewebestrukturen und Knochen zuzuordnen, um somit pathologisches und gesundes Gewebe differenzieren zu können. Aus diesem Grund hat G. N.

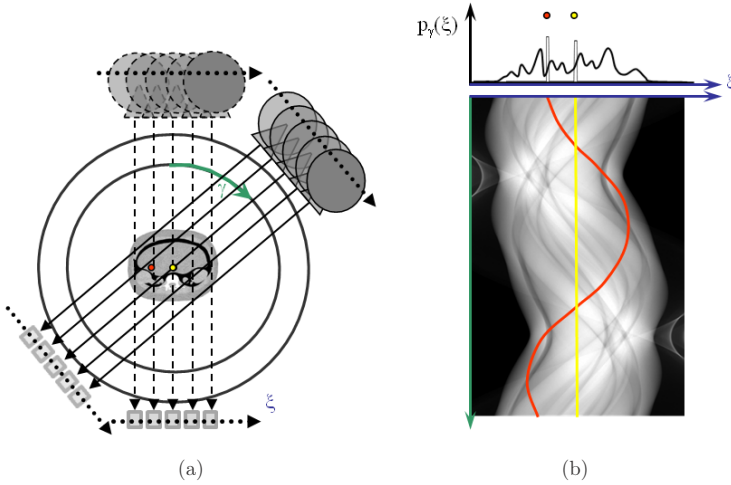


Abbildung 2.8: (a) Prinzip der Computertomographie in Parallelstrahlgeometrie; (b) Sino-gramm.

Hounsfield die Hounsfield-Einheiten (engl. Hounsfield Units [HU]) eingeführt, gegeben durch

$$\text{CT-Wert in HU} = \frac{\mu - \mu_{\text{Wasser}}}{\mu_{\text{Wasser}}} \cdot 1000. \quad (2.11)$$

Hierbei werden die gemessenen Schwächungswerte auf die beiden Bezugswerte Wasser = 0 HU und Luft = -1000 HU skaliert. Abbildung 2.9 zeigt eine Hounsfieldskala unterschiedlicher Organe des menschlichen Körpers. Um diese Umrechnung vornehmen zu können, muss der Schwächungswert von Wasser μ_{Wasser} bekannt sein. Da dieser nicht bekannt war, wird hier μ_{Wasser} experimentell mit Hilfe eines Wasserphantoms ermittelt: Es wird eine Aufnahme des Wasserphantoms mit dem Siemens SOMATOM Emotion Duo gemacht. Innerhalb des Wasserphantoms werden vier homogene Regionen von Interesse (engl. region of interest (ROI)) mit Wasser (siehe Abbildung 2.10 rot umrandete ROIs) gemittelt und man erhält einen Schwächungswert $\mu_{\text{Wasser}}(E) \approx 0,1595 \text{ cm}^{-1}$.

Im Vorfeld der Umrechnung in Hounsfieldwerte findet bei medizinischen CT-Scannern eine Wasservorkorrektur statt. Diese dient dazu, die Verteilung der Schwächungskoeffizienten bei einer äquivalenten Energie E_q darzustellen. Das ist notwendig, da der Schwä-

Interpolations-basierte Sinogrammrestauration zur
Metallartefaktreduktion in der Computertomographie
Oehler, M.

2014, XII, 253 S. 182 Abb., 10 Abb. in Farbe., Softcover
ISBN: 978-3-658-06081-7