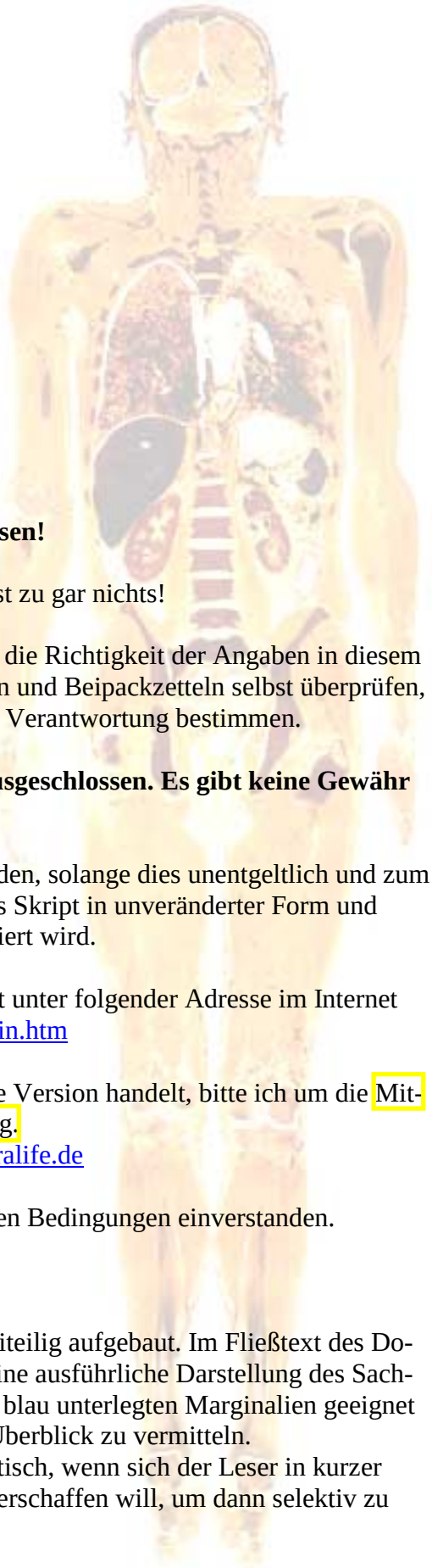
Computertomographie

1. Auflage

Version 20040402001
von Tobias Hertle



Vorwort

Bitte vor dem Benutzen des Skripts genau lesen!

Dieses Skript ist nur als Lernhilfe gedacht, sonst zu gar nichts!

Der Autor übernimmt keine Verantwortung für die Richtigkeit der Angaben in diesem Skript. Jeder soll diese anhand von Lehrbüchern und Beipackzetteln selbst überprüfen, und die Behandlung und Medikation in eigener Verantwortung bestimmen.

Jegliche Haftung ist hiermit ausdrücklich ausgeschlossen. Es gibt keine Gewähr für Richtigkeit.

Das Skript darf kopiert und weitergegeben werden, solange dies unentgeltlich und zum privaten Gebrauch geschieht und solange dieses Skript in unveränderter Form und vollständig (insbesondere mit dieser Seite) kopiert wird.

Dieses Skript ist als Acrobat-Reader-Dokument unter folgender Adresse im Internet erhältlich: http://www.intralife.de/privat/medizin.htm

Da es sich bei diesem Skript um eine vorläufige Version handelt, bitte ich um die Mitteilung von Fehlern und Tipps zur Verbesserung.
Meine Mail-Adresse lautet: Tobias.Hertle@intralife.de

Wer dieses Skript benutzt, erklärt sich mit diesen Bedingungen einverstanden.

Konzept des Dokumentes

Zur besseren und schnelleren Lesbarkeit findet sich in den blauen Marginalien eine kurze Zusammenfassung.

Das Dokument ist zweiteilig aufgebaut. Im Fließtext des Dokumentes findet sich eine ausführliche Darstellung des Sachverhaltes, während die blau unterlegten Marginalien geeignet sind, einen schnellen Überblick zu vermitteln.
Das ist besonders praktisch, wenn sich der Leser in kurzer Zeit einen Überblick verschaffen will, um dann selektiv zu lesen.

Inhaltsverzeichnis

Seite

Vorwort....1

Konzept des Dokumentes....1

Inhalts- und Abbildungsverzeichnis....2

1. Radiologische Methoden....3

1.1. Computertomographie (CT)....3
1.1.1. 2-dimensionale Rekonstruktion....5
1.1.2. 3-dimensionale Rekonstruktion....7
1.2. Kontrastmittel....8
1.2.1. Röntgenkontrastmittel....8

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Darstellung der Funktionsweise des CT....3
Abbildung 2: Coputertomogramm....5
Abbildung 3: Darstellung der Auswirkung der Fenstertechnik auf das Bildergebnis....6

1. Radiologische Methoden

1.1. Computertomographie (CT)

Die Computertomographie (CT) ist ein klassisches Röntgenschnittbildverfahren zum Berechnen transaxialer Schichten durch anatomische Strukturen. Die Computertomographie ist heute eine Standardmethode der klinischen Diagnostik.

Funktionsprinzip der Computertomgaphie

Bei der Computertomographie wird aus dem von einer Röntgenröhre emittierten Strahlenkegel ein Fächerstrahl ausgeblendet, der eine dünne Schicht des Untersuchungsgebiets durchsetzt. Während der Aufnahme kreist eine Hochleistungs-Röntgenröhre um den Patienten, und ein gegenüberliegender, zeilenförmig angeordneter Röntgendetektor misst die durch das Untersuchungsobjekt geschwächte Strahlung. Ein Computer setzt diese Signale in Schwächungswerte relativ zu einem Referenzschwächungsobjekt (H_2O) um und stellt sie als Grauwertbild dar. Dies ist in groben Zügen die Beschreibung der klassischen Computertomographie, wie sie seit nahezu 25 Jahren bekannt ist.

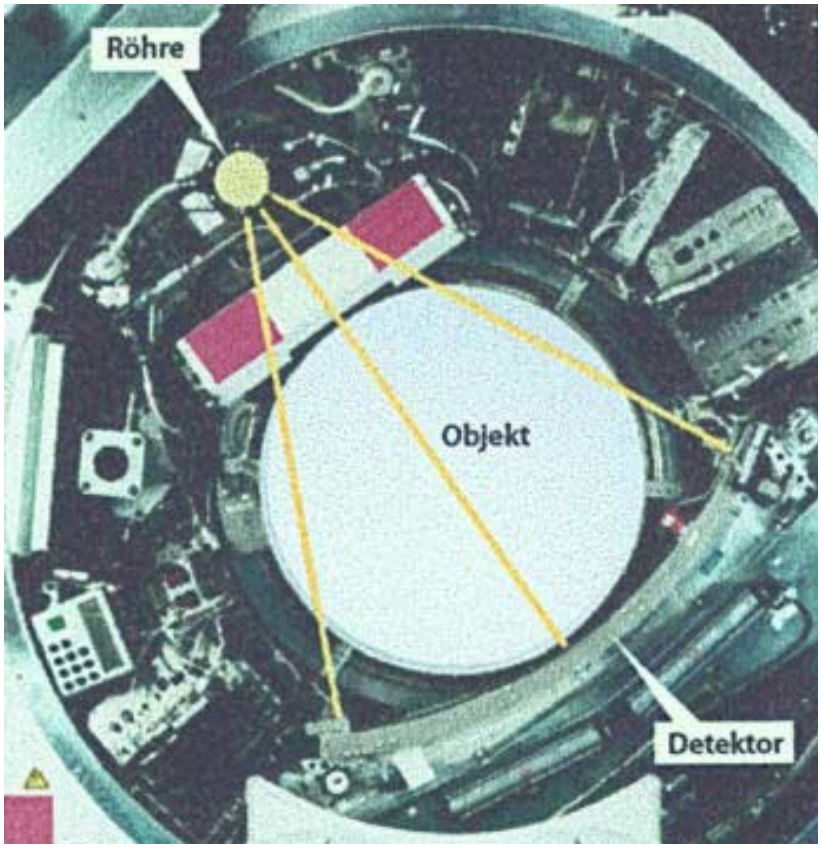


Abbildung 1: Darstellung der Funktionsweise des CT

Die Röhre ist mit dem Detektor fest verbunden und rotiert um das Objekt. Dabei sendet sie fächerförmig Strahlung aus, welche vom Detektor, durch das Objekt geschwächt, aufgefangen wird.

Bei der Spiral-CT als Weiterentwicklung der CT bewegt sich während des Umlaufs von Röhre und Detektor auch der Untersuchungstisch. Das Objekt wird spiralförmig erfasst.

In den letzten acht Jahren hat sich dieses Verfahren mit der Einführung der sogenannten Spiral-CT von einer zwei- zu einer dreidimensionalen Abtastung der anatomischen Strukturen weiterentwickelt. Bei der Spiral-CT bewegt sich während des Umlaufs der Röntgenröhre, die fest mit dem Detektor verbunden ist, um das Objekt gleichzeitig der Tisch mit konstanter Geschwindigkeit durch das Messfeld, so dass das Messsystem

	eine spiralförmige Abtastung der anatomischen Strukturen ausführt. Durch die Spiral-CT wird ein dreidimensionaler Datensatz eines wählbaren anatomischen Volumens erzeugt[1].
Parameter, welche die Bilddarstellung der CT beeinflussen sind	Folgende Parameter beeinflussen bei der CT die Bilderstellung und damit die Durchführung der Datenaufnahme: • Röhrenspannung und –stromstärke, U [kV] und I [mA] • Scandauer, t [s] • Scanvolumen, V [cm3] • Schichtdicke, d [mm] • Tisch- bzw. Rotationsvorschub, Rv [mm] • Pitchfaktor, Pf = Rv/d [mm] • Rekonstruktionsintervall, Ri [mm]
Röhrenspannung und –stromstärke,	Die Röhre produziert die Röntgenstrahlung, welche im Verlauf von dem zu untersuchenden Objekt geschwächt wird und später auf den Detektor auftrifft. Ein Einfluß auf die Bildqualität hat die Festlegung des Heizstroms der Röhre. Dieser ist abhängig von der Röhrenspannung und –stromstärke. Ist er zu gering, kann es zu vermehrtem Quantenrauschen und damit zu qualitativ schlechteren Bildern kommen.
Scandauer und –volumen,	Scandauer und –volumen sind direkt von dem Objekt abhängig. Diese Parameter lassen sich nicht standardisieren und werden individuell an das jeweilige Objekt angepasst. Die Anpassung erfolgte durch die Erstellung eines Übersichtsbildes, Topogramm genannt, welches die Festlegung der oben genannten Parameter ermöglichte.
Schichtdicke,	Der wichtigste variable Parameter bei der CT-Aufnahme ist die Schichtdicke. Diese kann bei herkömmlichen Geräten zwischen 1 und 10mm betragen. Bei der Suche nach kleinen Strukturen empfiehlt sich eine möglichst niedrige Schichtdicke aber mit größer werdender Schichtdicke kommt es zu einer Verringerung der Strahlenbelastung.
Tisch- bzw. Rotationsvorschub und	Der Tisch- bzw. Rotationsvorschub ist die Strecke, die das Objekt während einer 360°-Drehung der Röhren und Detektoreinheit in axialer Richtung zurücklegt. Damit unterscheidet sich die Spiral-CT als 3-dimensionales Verfahren von der herkömmlichen 2-dimensionalen CT. Um eine vollständige Untersuchung des Objektes zu erreichen, sollte der Tisch- bzw. Rotationsvorschub der Schichtdicke entsprechen. Bei größerem Vorschub würde ein Teil des Objektes nicht, bei kleinerem doppelt erfasst.
Rekonstruktionsintervall.	Das Rekonstruktionsintervall bzw. Inkrement legt die Lage der den sekundär errechneten Bilder zugrunde liegenden Daten in

[1] Hahn, G., Hupke, R., Kohl, G., Leppert, J., Ultra-schneller Detektor für die Computertomographie, Siemens Forschung und Innovation, Heft 1/1997, 1997

Bezug auf die primär aquirierten Datensatz fest. Das heißt, dass die für ein Bild verwendeten Daten nicht grundsätzlich Daten einer vollen 360°-Drehung enthalten.
Ist das Inkrement kleiner als die Schichtdicke verbessert sich die Bildqualität, weil es zur teilweisen Überlappung der einzelnen Datenbereiche kommt, die für die Berechnung der Bilder verwendet werden und damit die Übergänge zwischen den einzelnen Schichten aneinander angenähert werden. Als Nachteil dieser Methode wird größeres Datenvolumen durch den Computertomographen erzeugt.

Qualitativ bzw. quantitativ lassen sich durch die CT numerische, geometrische und densitometrische Aussagen treffen. Das wird durch 2- und 3-dimensionale Rekonstruktionsverfahren der Daten erreicht.

Abbildung 2: Coputertomogramm Siemens SOMATOM® Plus 4[2]

1.1.1. 2-dimensionale Rekonstruktion

Ermittlung relativer Schwächungswerte bezogen auf ein Referenzschwächungsobjekt ermöglicht das Vergleichen der CT-Bilder verschiedener Geräte

Für eine bessere Vergleichbarkeit werden, wie oben bereits angedeutet, die durch die CT bestimmten Schwächungswerte relativ auf ein Referenzschwächungsobjekt (H_2O) normiert. Die relativierten Schwächungswerte werden in Hounsfieldeinheiten (HE) angegeben.

$$Sk = \frac{\mu - \mu_{Wasser}}{\mu_{Wasser}} \cdot 1000$$

Gleichung 1: Relativer Schwächungskoeffizient bezüglich Wasser (in Hounsfieldeinheiten (HE))

Strukturen, die dichter sind als Wasser, schwächen die Rönt-

[2] SOMATOM® Plus 4 Referenz Gebrauchsanleitung Version B40B, 1998, 07-16

genstrahlen mehr und weisen entsprechend höhere, positive Houndsfieldeinheiten auf (Richtwerte z.B.: Vollblut 50 bis 60HE, geronnenes Blut 60 bis 80HE, Muskel 40 bis 50HE, parenchymatöse Organe 30 bis 80HE, Knochen (Spongiosa) 100 bis 300HE, Knochen (Kompakta) 300 bis 1000HE). Fett und Fettmischgewebe absorbieren Röntgenstrahlung geringer als Wasser und weisen negative relativierte Schwächungswerte auf (Fett ca. –80 bis –100HE, Fettmischgewebe ca. 0 bis –80HE).

Fenstertechnik dient zur Optimierung der Darstellung verschiedener Gewebe

Das menschliche Auge ist nicht fähig, tausende verschiedene Graustufen zu unterscheiden. Es kann in der Regel nur 20 bis 50 Graustufen gegeneinander abgrenzen. So muss zur Beurteilung der CT-Bilder der interessierende HE-Anteil der Messung in durch das menschliche Auge wahrnehmbare Graustufen aufgelöst werden. Hierzu werden sogenannte Fenstereinstellungen vorgenommen.
Um die festgelegte Fenstermitte in Hounsfieldeinheiten herum werden die relativen Schwächungswerte mit einer bestimmten Spannweite, der sogenannten Fensterweite in HE dargestellt. So können die relevanten Strukturen (Weichteile, Knochen, Lungenparenchym, Hirngewebe) durch entsprechende Fenstereinstellungen optimiert abgebildet werden. Strukturen die sich im Vergleich zu ihrer Umgebung durch geringere relativierte Schwächungswerte auszeichnen, werden als hypodens, solche mit höheren Schwächungswerten als hyperdens bezeichnet.

Beispiel

Werden beim Weichteilfenster 350/50 um einen mittleren HE-Wert von 50 (parenchymatöse Organe) alle Dichtewerte mit einer Spannweite von 350, also von -125 bis 175, in Graustufen dargestellt, erscheinen alle Strukturen unter -125 HE schwarz, die über 175 HE weiß.
Weichteilstrukturen sind damit optimal beurteilbar, Knochenstrukturen oder Lungenparenchym praktisch nicht.

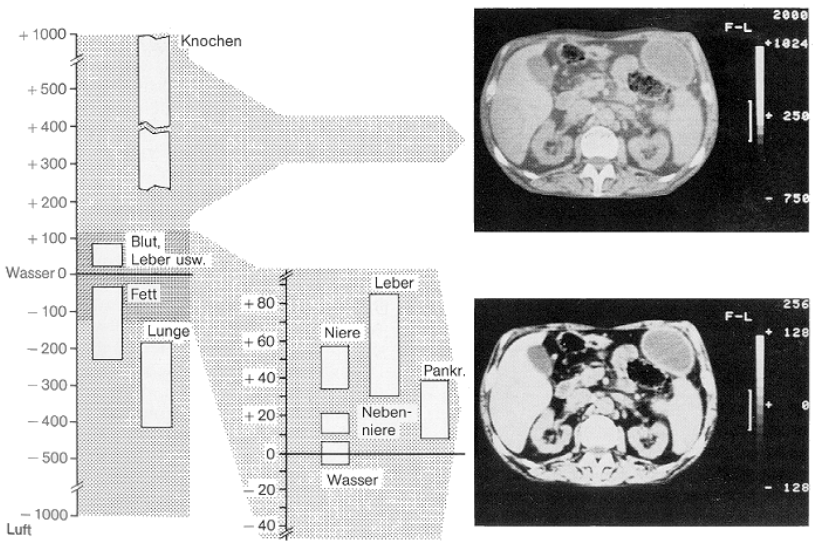


Abbildung 3: Darstellung der Auswirkung der Fenstertechnik auf das Bildergebnis[3]

[3] Frommhold, W., Dihlmann, W., Stender, H.-St., Thurn, P., Radiologische Praxis in Klinik und Praxis, 7. Auflage, 1987, Schinz, Band I - Teil 1: Allgemeine Grundlagen

Richtwerte für Fensterweiten/-mitten

Als Richtwerte für Fensterweite/-mitte seien hier genannt: Weichteilfenster 350/50, Knochenfenster 2000/500, Lungenfenster 1700/-600, Zerebrum 90/30.

1.1.2. 3-dimensionale Rekonstruktion

Shaded Surface Display (SSD)-Technik zur Darstellung von Oberflächen von Strukturen mit homogenen relativen Schwächungswerten

Virtuelle 3-dimensionale Objekte entstehen z. B. mit der Shaded Surface Display (SSD)-Technik. Dieses Verfahren eignet sich für die räumliche Darstellung von der Oberfläche von Strukturen mit homogenen relativen Schwächungswerten. Die entstehenden Objekte lassen sich in Echtzeit im virtuellen Raum drehen, kippen und vermessen. Auch die Ausleuchtung des Objekts und der Betrachtungsblickwinkel können interaktiv verändert werden. Zusätzlich können störende in der Umgebung liegende Objekte durch die Schnitt-Funktion entfernt und so das optische Ergebnis verbessert werden.

Es werden 2 Schwellenwerte definiert und die Objekte innerhalb dieser Schwellenwerte segmentiert.

SSD-Rekonstruktionen werden durch die Identifizierung von Objekten im CT-Datensatz aufgrund ihrer spezifischen relativen Schwächungswerte erzeugt. Dazu werden Schwellenwerte verwendet, innerhalb derer sich die zu erwartenden Objekte befinden. Alle Punkte des CT-Datensatzes, deren relative Schwächungswerte sich innerhalb dieser Schwellenwerte befinden, werden anschließend als virtuelles 3-dimensionales Objekt dargestellt. Dieser Prozess kann als Segmentierung oder Extraktion bezeichnet werden[4].

Beispiel

Werden bei einer SSD-Rekonstruktion mit Schwellenwerten von 150 und 1500HE Objekte wie Knochen oder metallische Fremdkörper dargestellt, dann liegen deren relative Schwächungswerte innerhalb dieses Bereiches.
Die Grauabstufung des Bildes wird zur Darstellung von Licht und Schatten und damit zur Erzeugung eines 3-dimensionalen Effektes verwendet. Sie ist unabhängig von den relativen Schwächungswerten.
Alle Strukturen mit relativen Schwächungswerten unter 150HE werden, wie die über 1500HE, ausgeblendet.

Maximum intensity projection (MIP)-Rekonstruktion

Ein weiteres Rekonstruktionsverfahren ist die Maximum intensity projection (MIP)-Rekonstruktion. Dabei werden aus einem kontrastverstärkten, computertomographisch erworbenen Volumendatensatz die Strukturen mit maximaler relativer Schwächung herausgearbeitet. Das können große Gefäße oder gut durchblutete Organe sein.

[4] Gaa, J., Lehmann, K.-J., Georgi, M., MR-Angiographie und Elektronenstrahl-CT-Angiographie, 1. Auflage, 2000, G. Weisser, Technische Grundlagen der EBCT, 150

1.2. Kontrastmittel

Kontrastmittel sind Stoffe, die eine bessere Abgrenzung der untersuchten Gewebe voneinander ermöglichen. Als Kontrastmittel stehen negative und positive Kontrastmittel zur Verfügung. Negative Kontrastmittel eignen sich zur Differenzierung von Geweben mit hoher Signalintensität, positive zur Differenzierung von Geweben mit niedriger Signalintensität[5].

1.2.1. Röntgenkontrastmittel

Röntgenkontrastmittel verbessern die Kontrastierung von durch Röntgenstrahlung erzeugten Bilder.	Röntgenkontrastmittel sind Mittel zur Verbesserung der röntgenologischen Darstellung von Körperräumen, Hohlorganen und Gefäßen durch Erhöhung oder Erniedrigung der Dichte des durchstrahlten Mediums[6].
Sie teilen sich in positive und	Die Brauchbarkeit eines Elementes als positives Röntgenkontrastmittel hängt von dem Absorptionsvermögen diagnostischer Strahlung ab. Am besten eignen sich Elemente mittlerer Ordnungszahlen von 50 bis 60 wie ^{53}I oder ^{56}Ba.
negative Röntgenkontrastmittel auf.	Als negative Röntgenkontrastmittel dienen Gase wie CO_2, N_2O und O_2, die eine geringere Röntgenstrahlabsorption aufweisen als die Körperstrukturen.
Applikation von Röntgenkontrastmitteln als Verbindungen ohne pharmakodynamische Eigenschaften und allgemeine und lokale Toxizität (z. B. Triiodbenzols).	Röntgenkontrastmittel werden dem Organismus in relativ großen Mengen, meist parenteral oder peroral zugeführt. Sie dürfen daher nur geringe allgemeine und lokale Toxizität aufweisen und keine pharmakodynamischen Eigenschaften besitzen. Ferner sollten sie schnell und möglichst unverändert aus dem Körper ausgeschieden werden können. Deshalb werden als positive Röntgenkontrastmittel Derivate des Triiodbenzols sowie Pyridonderivate verwendet.
Nebenwirkungen der Röntgenkontrastmittel:	Nach Injektion von Röntgenkontrastmitteln kann es zu Allgemeinreaktionen wie Hautrötung, Quaddelbildung, Übelkeit, Erbrechen, Hitzegefühl, Hustenreiz u. a. kommen. Schwere Reaktionen wie Bronchospasmus, Asthmaanfall, Kreislaufkollaps oder tonisch-klonische Krämpfe können zum Tod führen.

[5] Thurn, P., Büchler, E., Lackner, K.-J., Thelen, M., Einführung in die radiologische Diagnostik, 10. Auflage, 1998

[6] Pschyrembel, W., Klinisches Wörterbuch, 258. Auflage, 1998