

6 Computertomographie

6.1 Definition

Die Computertomographie ist ein röntgendiagnostisches, computergestütztes bildgebendes Verfahren, das nach dem Schichtaufnahmeverfahren, der Tomographie, arbeitet. (PSYCHREMBEL 1998)

6.2 Funktionsweise der Computertomographie

Die Funktionsweise der Computertomographie (CT) kann in folgende zwei Arbeitsschritte aufgeteilt werden: den Messvorgang und die Rekonstruktion des Bildes mit der Darstellung von diesem auf dem Monitor.

6.2.1 Messvorgang

Nach KRONE (2002) wird der Patient möglichst exakt und symmetrisch auf dem sogenannten CT- Tisch gelagert. Beim Messvorgang wird er von gebündelten Röntgenstrahlen abgetastet und die Intensität dieser Strahlen von Detektoren erfasst (GALINSKI und PROKOP, 1998). Die Strahlungsquelle, eine Röntgenröhre, und das Detektorensystem befinden sich gemeinsam auf der Gantry. Die Röntgenröhre und die Detektoren laufen in einem Drehkranz in der Gantry und umfahren bei Geräten der 3. Generation während der Aufnahme das zu untersuchende Objekt mit kontinuierlicher Geschwindigkeit.

Nach OTTESEN und MOE (1998) unterscheiden sich die Gerätetypen der 1. bis 4. Generation in ihrem Rotationsprinzip und der Anordnung der Röntgenröhren.

Die Scannertypen der 1. und 2. Generation arbeiten nach dem Rotations – Translationsprinzip. Nach HOUNSFIELD (1973) und WEGENER (1992) tastet ein feiner Röntgenstrahl den Patienten in 180 Einzelschritten zu jeweils einem Grad ab. Die Translationsbewegung über das Messobjekt erfolgt nach jeder Winkelbewegung. Die CT – Scanner der 1. Generation verfügen über eine Detektorenkammer, bei denen der 2. Generation erfolgen die Absorptionsmessungen bereits über Mehrfachdetektoren. Bei diesen sogenannten Linearscannern beträgt die Scandauer mehrere Minuten.

Bei den Scannern der 3. und 4. Generation handelt es sich um Fächerstrahlgeräte, bei denen die Scanzzeiten erheblich verkürzt wurden.

Der Scanner der 3. Generation überdeckt mit einem breiten Strahlenfächer das Messobjekt. Ein aus maximal 1200 Einheiten bestehender Detektorenkranz, der mit der Röntgenröhre rotiert, dient als Strahlenempfänger. Die minimale Scanzzeit beträgt 1 – 4 Sekunden.

Bei den Scannern der 4. Generation umfaßt die Scanzzeit ebenfalls 1 – 4 Sekunden. Sie haben jedoch anstelle eines Detektorensystems einen stationären, 360 ° umschliessenden Detektorenring.

Nach FEENEY und HARDY (1992) wird von der Röntgenröhre und einem speziellem Blendensystem ein von dem Untersucher festgelegtes, unterschiedlich dickes, fächerförmiges Strahlenfeld erzeugt. Die auf die Detektoren eintreffenden Röntgenstrahlen erzeugen elektrische Signale, aus deren Amplituden die lokale Abschwächung der Strahlung an jedem untersuchten Punkt errechnet wird. Das Schwächungsvermögen des einzelnen Gewebes ist abhängig von der Atomzahl, dem spezifischen Gewicht und der Schichtdicke (DENNIS, 1996). Dieser lineare Schwächungskoeffizient des Messvolumens wird nach HOUNSFIELD (1973) auf eine dimensionslose Skala transformiert, deren Einheit HE ist, benannt nach ihrem Entdecker die HOUNSFIELD Einheit. Wasser erhält den Wert 0 und Luft den Wert 1000. Die Skala ist prinzipiell nach oben offen, endet aber üblicherweise bei dem Wert 3000, der der Dichte von Metall entspricht.

Röntgendichte Strukturen erhalten somit hohe HE Werte (Knochengewebe hat ungefähr 1000 HE) und Gewebe mit niedrigen Dichten liegen im Bereich von -100 bis $+100$ (Weichteilgewebe hat ungefähr 50 HE und Fettgewebe ca. -90 HE).

6.2.2 Bildrekonstruktion und Darstellung auf dem Monitor

Bei der Bildrekonstruktion, dem sogenannten Computertomogramm, werden die ermittelten Schwächungswerte und damit die von den Detektoren übermittelten unterschiedlichen elektronischen Daten in ein Raster von verschiedenen Grautönen umgesetzt (WEGENER, 1992). Im gewählten Bildausschnitt wird jeder Röntgenstrahl, der von der Röhre zum Detektor läuft, ausgewertet. Es sind zahlreiche strahlengeometrische Korrekturen und Kalibrierungen notwendig, um einen auswertbaren Datensatz zu erhalten.

Das Rekonstruktionsfeld besteht aus einzelnen Bildpunkten (Pixeln). Jeder Bildpunkt repräsentiert zugleich ein Volumenelement (Voxel), da aus messtechnischen Gründen jeder CT – Schnitt auf eine auswählbare Schichtdicke ausgeweitet wird.

Nach WEGENER (1992) ist jedes Gewebeelement definiert durch Schichtdicke, Matrixgröße und Scanfelddurchmesser.

Die Bildmatrix der heutigen Computertomographen umfaßt 256 x 256 bis 1024 x 1024 Pixel. Die Ortsauflösung ist umso feiner, je größer die Bildmatrix ist (BARBEE et al., 1987).

Im abschließenden Abschnitt der Bildentstehung werden die CT – Zahlen jedes einzelnen Bildpunktes durch den Computer in eine Skala aus Grautönen umgewandelt (BARBEE u. ALLEN, 1986). Das menschliche Auge kann lediglich 15 – 20 Grauschattierungen unterscheiden, so dass die möglichen 4000 Grautöne der kompletten CT – Skala nicht verwendet werden. Nach MORNEBURG (1995) wurde dieser Umstand bei der sogenannten Fensterung berücksichtigt. Den verfügbaren Graustufen wird jeweils ein begrenzter Ausschnitt dem Bildfenster zugeordnet (GALANSKI u. PROKOP, 1998). Dem Betrachter ist es so möglich, je nach Art des untersuchten Gewebes, mit der entsprechenden Fensterwahl den Bildkontrast zu optimieren.

Die Fensterbreite, der w – Wert, *wide*, stellt einen Ausschnitt aus der Hounsfieldskala dar (KRONE, 2002). Die Dichtewerte, die oberhalb der maximalen Fensterbreite liegen, werden weiß und die Werte, die unterhalb der minimalen Fensterbreite liegen, werden schwarz dargestellt (HOFER, 1997 und OTTENSEN u. MOE, 1998). Somit kann über die Fensterbreite der Kontrast des Bildes geregelt werden. Je kleiner der w -Wert desto kontrastreicher ist das Bild, da sich die zu unterscheidenden Grautöne auf einen kleineren Dichtebereich verteilen. Bei einer geringeren Fensterbreite steigt aber auch die Gefahr des Strukturverlustes, da Strukturen unterhalb des Grenzbereiches nur unzureichend abgebildet werden (FURCK, 2004).

Der mittlere Dichtewert des ausgewählten Fensters wird vom Untersucher durch den c – Wert, *center*, festgelegt. Er stellt den Mittelpunkt der Grauskala für die abgebildeten Dichtebereiche dar. Der c - Wert des Bildfensters sollte so nah wie möglich am Dichtewert des untersuchten Gewebes liegen.

Nach BARBEE und ALLEN (1986) ermöglicht ein weites Fenster die übersichtliche Aufnahme einer Fensterregion mit großen Dichtesprüngen aber zu Lasten der Detailgenauigkeit. Diese Fenstereinstellungen werden bei der Untersuchung knöcherner Strukturen verwendet (Knochenfenster 2000 / 400 HE). Zur Weichteiluntersuchung wird das Fenster drastisch verkleinert, so dass auch feine Dichtenuancen kontrastreich und umgebende Strukturen nur unzureichend dargestellt werden können (Weichteilfenster).

Vielfältige Möglichkeiten der nachträglichen Bildverarbeitung werden durch die heutige Gerätesoftware ermöglicht. Wichtige Funktionen sind z.B. quantitative Dichtemessungen und Bildrekonstruktionen axialer CT – Schnitte (BARBEE und ALLEN, 1990).

Für die Dichtemessung setzt der Untersucher die frei wählbare Region of interest (ROI) fest. Die ROI muss hinreichend groß gewählt werden, damit statistische Schwankungen des ermittelten Dichtewertes minimiert werden (WEGENER, 1992). Der Computer ermittelt aus den errechneten Werten den Mittelwert und die Standardabweichungen der Gewebedichte, wodurch eine Differenzierung von Geweben mit ähnlichen Abbildungseigenschaften möglich ist.

Ein weiteres Verfahren ist die multiplanare Rekonstruktion (MPR). Nach GALINSKI und PROKOP (1998) berechnet der Computer aus einer Serie von axialen Schichtbildern beliebig wählbare Schnittebenen und erleichtert somit das Verständnis der computertomographischen Morphologie.

Der neueste Stand der Bildverarbeitung erlaubt eine 3D- Darstellung der erfassten CT-Daten.

6.3 Artefakte

6.3.1 Definition

Nach PSYCHREMBEL (1998) sind Artefakte Kunstprodukte, d.h. es sind Störungen in einem Untersuchungsbefund ohne physiologische bzw. pathologische Korrelation. Es bedeutet, dass sich Abbildungen im rekonstruierten CT – Bild finden, die bei der Erstellung von diesem nicht im Untersuchungsgebiet vorhanden waren und deshalb vorgetäuscht sind (OTTESEN und MOE, 1998).

Die bedeutendsten Artefakte sind Aufhärtingsartefakte, Patialvolumeneffekte und Bewegungsartefakte.

6.3.2 Aufhärtingsartefakte

Die emittierte Strahlung, die von der Röntgenröhre ausgeht, besitzt keine einheitliche Energie, sondern folgt einer spektralen Verteilung. Nach FRIEDMANN et al. (1982) wird die durch ein Objekt hindurchgehende energiereiche Strahlung weniger geschwächt als die energiearme. So entsteht mit zunehmender Schichtdicke eine Energieverschiebung zugunsten der härteren Röntgenstrahlung. Man bezeichnet diesen Effekt als „Aufhärtung“.

Bei der Bildberechnung findet in der Regel eine Korrektur statt, so dass die Aufhärtingsartefakte in der Regel nicht mehr als 20 HE betragen (SENNST, 2001).

6.3.3 Partialvolumeneffekt

Wenn Organstrukturen mit unterschiedlicher Dichte nur teilweise von einer Schichtebene erfasst werden und so der vom Computer ermittelte mittlere Dichtewert einer Struktur nicht mit dem realen Dichteprofil übereinstimmt, spricht man vom so genannten Partialvolumeneffekt (CLAUSSEN und LOCHNER, 1983). Nach WEGENER (1992) leisten besonders Abbildungen von stark kontrastreichen Gewebeschichten oder Grenzflächen dem Partialvolumeneffekt Vorschub, so dass diagnostische Fehlinterpretationen möglich sind (HATHCOCK und STICKLE, 1993). So sollte bei kontrastreichen Gewebeabschnitten die Schichtdicke möglichst klein gewählt werden (CLAUSSEN u. LOCHNER, 1983 und TIETJE et al., 1996).

6.3.4 Bewegungsartefakt

Bei der Computertomographie ist eine korrekte Erfassung der Messdaten nur dann möglich, wenn das Objekt während der Abtastung seine Position nicht verändert. Nach ALFIDI et al. (1976) und LAUBENBERGER u. LAUBENBERGER (1994) haben Bewegungsartefakte ihren Ursprung in Atembewegungen, Darmperistaltik, Muskelbewegungen und Herzaktionen.