

Ber. nat.-med. Verein Innsbruck	Band 71	S. 203 – 211	Innsbruck, Okt. 1984
---------------------------------	---------	--------------	----------------------

Ein Demonstrationsversuch zur Computertomographie

von

Oswald ENNEMOSER, Heinz CANAVAL und Walter AMBACH *)

(Institut für Medizinische Physik, Innsbruck, Vorstand: Univ.-Prof. Dr. W. Ambach)

Principle of the computertomography demonstrated by a lecture experiment

S y n o p s i s : For the lecture "physics for medical students" a demonstration experiment was developed, which is able to simulate the mode of operation of a X-ray computer tomograph (CT). A He-Ne-laser is substituted for the X-ray tube, a selenium cell for the detector and a set of optical filters for the patient. Thereby the different optical filters represent the different structures of absorption of the human body. By the use of a personal computer with monitor it is possible to demonstrate the picture of the structures on the screen in dependence on different settings of center and window.

1. Einleitung:

Im Rahmen der Lehrveranstaltung "Physik für Mediziner" wurde ein Demonstrationsversuch zur Computertomographie (CT) entwickelt, der die methodischen Grundlagen dieses abbildenden Verfahrens vermitteln soll.

Das Meßverfahren des einfachen Linear Scanners ist am besten geeignet, die Grundlagen des Verfahrens allgemeinverständlich zu machen. Die anderen gebräuchlichen Meßverfahren, die sogenannten Fächerstrahlverfahren, lassen sich auf das Meßverfahren des Linear Scanners zurückführen (PFEILER, 1980). Der einfachste Linear Scanner besteht aus einer Röntgenröhre mit einem Kollimator, der einen feinen Röntgenstrahl ausblendet, einem Strahlungsdetektor, der die auftreffenden Strahlungsintensitäten mißt und einer Mechanik, die es gestattet, das System Röntgenröhre-Detektor parallel zum Patienten zu verschieben und um den Patienten herum zu drehen. Eine Scheibe, senkrecht zur Körperachse des Patienten, wird bei einer Aufnahme aus unterschiedlichen Richtungen durchstrahlt und die Schwächung der Röntgenstrahlung vom Detektor gemessen (Abb. 1). Ein Computer errechnet aus der Schwächung der Röntgenstrahlung die Strukturverteilung in der durchstrahlten Körperscheibe. Die errechnete Strukturverteilung wird bei modernen CT's als Matrix bestehend aus 256 x 256 Bildpunkten mit 128 Grauwerten pro Element auf einem Bildschirm dargestellt (KEIL, 1983). Die Abmessungen eines Matrixelementes sind durch das Auflösungsvermögen des Systems bestimmt.

*) Anschrift der Verfasser: Dr. phil. O. Ennemoser, H. Canaval, Univ.-Prof. Dr. phil. W. Ambach, Institut für Medizinische Physik, Müllerstraße 44, A-6020 Innsbruck, Österreich.

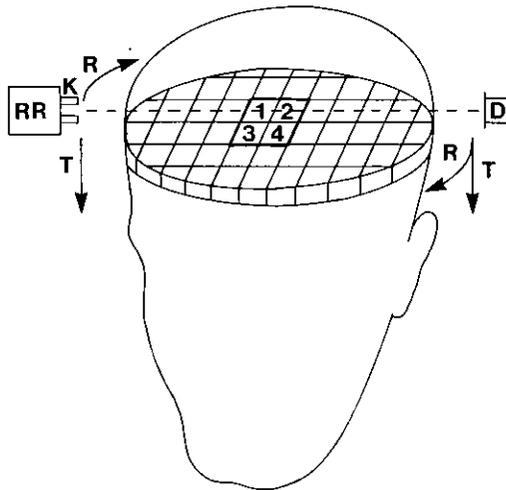


Abb. 1: Eine Scheibe wird senkrecht zur Körperachse aus unterschiedlichen Richtungen radial durchstrahlt und die Schwächung von einem Detektor (D) gemessen. Die Röntgenröhre (RR) mit dem Kollimator (K) und der Detektor (D) können um den Patienten herum rotieren (R) und parallel zum Patienten Translationsbewegungen (T) ausführen. Ein Computer errechnet die Schwächung der Röntgenstrahlung für jedes Element einer Matrix, aus der die durchstrahlte Körperscheibe zusammengesetzt wird. 4 Elemente (1 bis 4) dieser Matrix werden im Modellversuch (siehe Abb. 2) stellvertretend für die Gesamtmatrix näher untersucht.

Für jedes Matrixelement errechnet der Computer einen Wert der Hounsfield Skala, der ein Maß für die Stärke der Schwächung durch dieses Element darstellt. In der Hounsfield Skala erhält Luft willkürlich den Wert -1000 , Wasser den Wert 0 und kompakter Knochen den Wert $+1000$ (AULICH und ISCHEBEK, 1978). Die Zuordnung der Graustufen zu den gemessenen Hounsfieldwerten erfolgt durch die Wahl von Center und Window auf der Hounsfield Skala. Bei einer Centereinstellung von $+100$ und einem Window von 200 zum Beispiel, werden alle Substanzen mit Hounsfieldwerten über 200 ($100 + 200/2$) strukturlos weiß, mit Hounsfieldwerten kleiner 0 ($100 - 200/2$) strukturlos schwarz und mit Hounsfieldwerten zwischen 0 und 200 in den Graustufen dargestellt (SCHITTENHELM und SCHWIERZ, 1978).

Der besondere Vorteil der CT besteht nun darin, daß die Einstellung von Center und Window beliebig oft geändert werden kann und somit die Strukturen in optimalen Grauwerten darstellbar sind (AMBACH, 1980).

2. Versuchsaufbau:

2.1. Simulation von Röntgenröhre und Detektor

Im Modellversuch ist die Röntgenröhre durch einen He-Ne-Laser ersetzt, der mit einer Selenzelle als Detektor mittels einer Stativstange fix verbunden ist. Die Stativstange ist um eine horizontale Achse drehbar und vertikal verschiebbar montiert, so daß das System Laser-Detektor in die Positionen a bis d gebracht werden kann (Abb. 2).

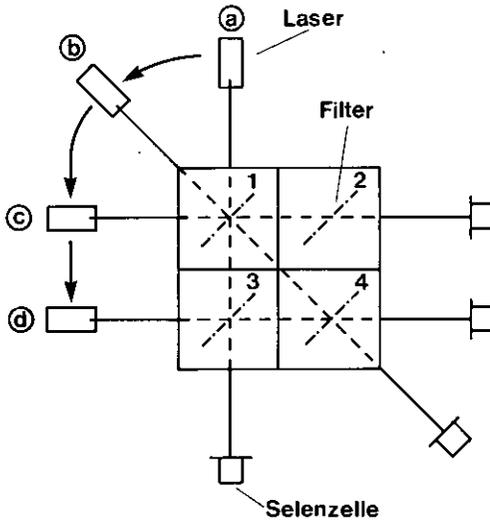


Abb. 2: Die Röntgenröhre wird durch einen He-Ne-Laser, der Detektor durch eine Selenzelle ersetzt. Das System Laser-Detektor kann in die Positionen a bis d gebracht werden. Die Strahlung des Lasers wird durch 4 optische Filter unterschiedlicher Durchlässigkeit geschwächt. Die Quadrate 1 bis 4 symbolisieren 4 Elemente der Matrix aus der ein CT-Bild zusammengesetzt ist.

2.2. Simulation von Strukturen unterschiedlicher Schwächung

Die Strukturen unterschiedlicher Schwächung werden im Modell durch vier optische Filter verschiedener Durchlässigkeit dargestellt. Die Anordnung ist in Abb. 2 ersichtlich; die Filter sind für den Betrachter durch einen Karton verdeckt. Der Karton ist in vier gleich große Quadrate unterteilt, die mit 1 bis 4 beschriftet sind. Die Quadrate symbolisieren 4 Elemente der Matrix aus der das CT-Bild zusammengesetzt ist (KRESSE, 1978). Der Laser durchstrahlt in jeder Position je 2 optische Filter (Abb. 2) und zwar in Pos. a: Filter 1 + 3; in Pos. b: Filter 1 + 4; in Pos. c: Filter 1 + 2; in Pos. d: Filter 3 + 4.

3. Messung und Auswertung:

Die Lichtintensität I_0 des Lasers wird ohne eingebrachte Filter gemessen, anschließend wird die Messung in den Positionen a bis d des Systems durchgeführt (Abb. 2).

Das allgemeine Schwächungsgesetz wird für die Positionen a bis d des Systems Laser-Detektor formuliert:

$$\text{Position a: } I_a = I_0 \cdot e^{-(\mu_1 + \mu_2)x}$$

$$\text{Position b: } I_b = I_0 \cdot e^{-(\mu_1 + \mu_4)x}$$

$$\text{Position c: } I_c = I_0 \cdot e^{-(\mu_1 + \mu_2)x}$$

$$\text{Position d: } I_d = I_0 \cdot e^{-(\mu_3 + \mu_4)x}$$

Darin sind $\mu_1 \dots \mu_4$ Schwächungskoeffizienten der Matrixelemente 1 bis 4 und x die Seitenlänge eines Matrixelementes.

Bei genauer Analyse wäre zu berücksichtigen, daß in Position b die Durchstrahlung der Matrixelemente diagonal erfolgt. Dieser Umstand kann jedoch unberücksichtigt bleiben, weil er sich auf das Versuchsergebnis qualitativ nicht auswirkt. Das weitere Ziel ist die Berechnung von μ_1 bis μ_4 . Logarithmiert man die Gleichungen, erhält man für die 4 Unbekannten μ_1 bis μ_4 4 lineare Gleichungen

$$\ln \frac{I_a}{I_0} = - (\mu_1 + \mu_3) \cdot x$$

$$\ln \frac{I_b}{I_0} = - (\mu_1 + \mu_4) \cdot x$$

$$\ln \frac{I_c}{I_0} = - (\mu_1 + \mu_2) \cdot x$$

$$\ln \frac{I_d}{I_0} = - (\mu_3 + \mu_4) \cdot x$$

wobei $x = 1$ cm gesetzt wird und die Intensitäten $I_0, I_a \dots I_d$ aus der Messung bekannt sind.

Die erste Aufgabe des Computers ist es, dieses Gleichungssystem zu lösen. Im nächsten Schritt müssen den Schwächungskoeffizienten μ_1 bis μ_4 Werte H der Hounsfield Skala zugeordnet werden. Um aus den mit der Meßanordnung gewonnenen Ergebnissen praxisnahe Hounsfieldwerte zu erhalten, wurde für die Zuordnung die Beziehung $H = \mu \cdot 1000 - 500$ gewählt. Ein Meßbeispiel ist in Tab. 1 gegeben.

Tabelle 1: Beispiel für eine Meßreihe

Meßwerte	Schwächungskoeffizienten	Hounsfieldwerte
$I_0 = 90$ mV		
$I_a = 23$ mV	$\mu_1 = 0,365 \text{ cm}^{-1}$	$H_1 = - 135$
$I_b = 32$ mV	$\mu_2 = 0,637 \text{ cm}^{-1}$	$H_2 = + 137$
$I_c = 33$ mV	$\mu_3 = 0,998 \text{ cm}^{-1}$	$H_3 = + 498$
$I_d = 17$ mV	$\mu_4 = 0,668 \text{ cm}^{-1}$	$H_4 = + 168$

4. Darstellung der Strukturen am Bildschirm des Kleincomputers:

Die weitere Aufgabe des Computers ist es, die verschiedenen Strukturen der 4 Matrixelemente durch unterschiedliche Grauwerte am Bildschirm darzustellen. Da durch verschiedene Einstellung von Center und Window die Grauwerte geändert werden können, wurde zum besseren Vergleich verschiedener Einstellungen der Bildschirm in zwei identisch aufgebaute Hälften unterteilt. Jede Hälfte enthält die 4 Matrixelemente des Modells, die Hounsfield Skala und die für den Bildaufbau verwendete "Grauwertskala" (Abb. 3). Da mit dem vorhandenen Bildschirm keine echten Grauwerte dargestellt werden können, wurde zwischen den Extremen schwarz und weiß aus Gründen der Übersichtlichkeit einer Vielzahl von Grauwertstufen nur 5 Graphik Zeichen als "Grauwertstufen" ausgewählt.

Nach Eingabe des gewählten Centers (C) und Windows (W) werden folgende Informationen am Bildschirm sichtbar (Abb. 3):

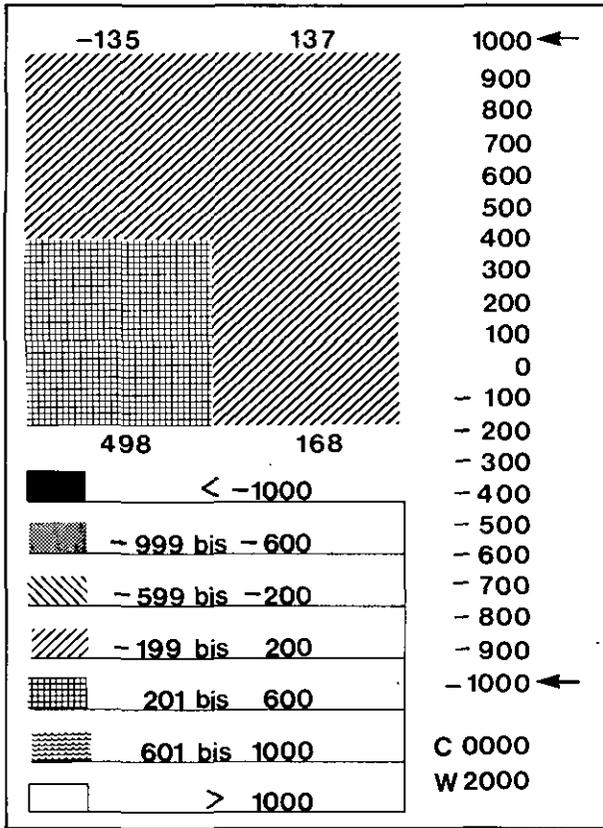


Abb. 3: Darstellung der 4 Matrixelemente am Bildschirm eines Kleincomputers mit Grauwertstufen für die Einstellung Center 0, Window 2000.

Folgende Informationen sind dargestellt: 4 Matrixelemente in Grauwertstufen mit Angabe der Hounsfieldwerte über bzw. unter dem jeweiligen Element (links oben); Zuordnung von Grauwerten und Hounsfieldwerten (links unten); Hounsfield Skala mit Markierung des Windowbereiches durch Pfeile (rechts); gewählte Werte für Center (C) und Window (W) (rechts unten). In dieser Einstellung von Center und Window sind die Matrixelemente 1, 2, und 4 durch denselben Grauwert dargestellt, lediglich Matrixelement 3 hebt sich durch einen anderen Grauwert ab.

- Die eingegebenen Hounsfieldwerte von Center und Window, rechts unten.
- Das obere und untere Ende des Windowbereiches durch Pfeile an der Hounsfield Skala markiert, rechter Rand.
- Der Wertebereich der Hounsfield Skala, der durch die jeweiligen Grauwertstufen dargestellt wird, links unten.
- Die 4 Matrixelemente in den Grauwertstufen, die aus der gewählten Einstellung von Center und Window resultieren, links oben.
- Die errechneten Hounsfieldwerte der vier Elemente, über bzw. unter den jeweiligen Elementen.

5. Demonstrationsbeispiele:

Die Computertomographie gestattet es, Strukturen unterschiedlicher Hounsfieldwerte durch Wahl von Center und Window mit verschiedenen Grauwerten darzustellen. Dabei werden durch verschiedene Center- und Windoweinstellungen im allgemeinen die Strukturen in den Grauwerten geändert. Diese Center- und Windoweinstellungen können für dieselbe Aufnahme beliebig oft geändert werden. Je nach Fragestellung kann durch eine geeignete Wahl von Center und Window optimaler Grauwertkontrast der vier Matrixelemente erreicht werden. Diese wesentliche Eigenschaft des CT wird im Demonstrationsversuch wie folgt gezeigt:

Einstellung 1 (Abb. 3)

Center: 0

Window: 2000 oberes Ende $0 + \frac{2000}{2} = +1000$

unteres Ende $0 - \frac{2000}{2} = -1000$

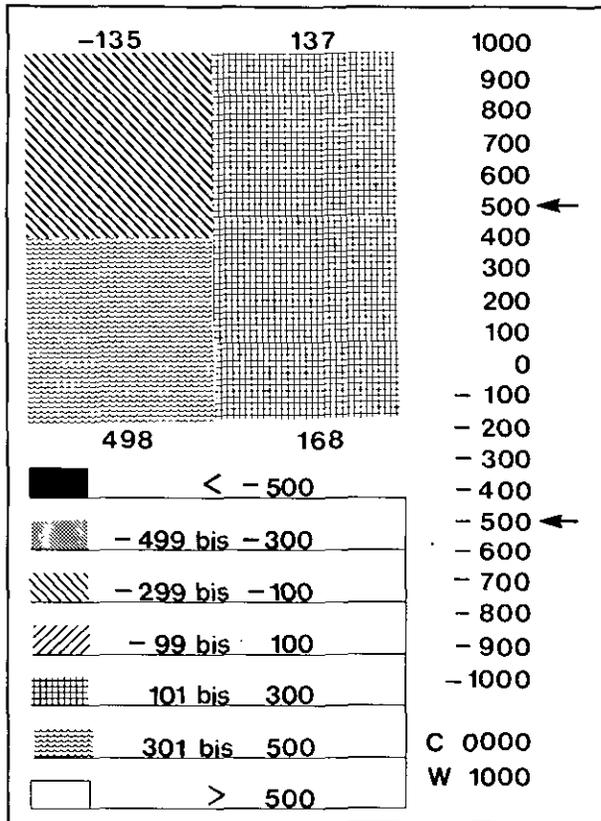


Abb. 4: Darstellung der 4 Matrixelemente am Bildschirm des Kleincomputers mit Grauwertstufen für die Einstellung Center 0, Window 1000. Sonstige Bezeichnungen siehe Abb. 3. Gegenüber Abb. 3 sind alle Matrixelemente durch einen anderen Grauwert dargestellt. Die Matrixelemente 2 und 4 sind im Grauwert nicht unterscheidbar.

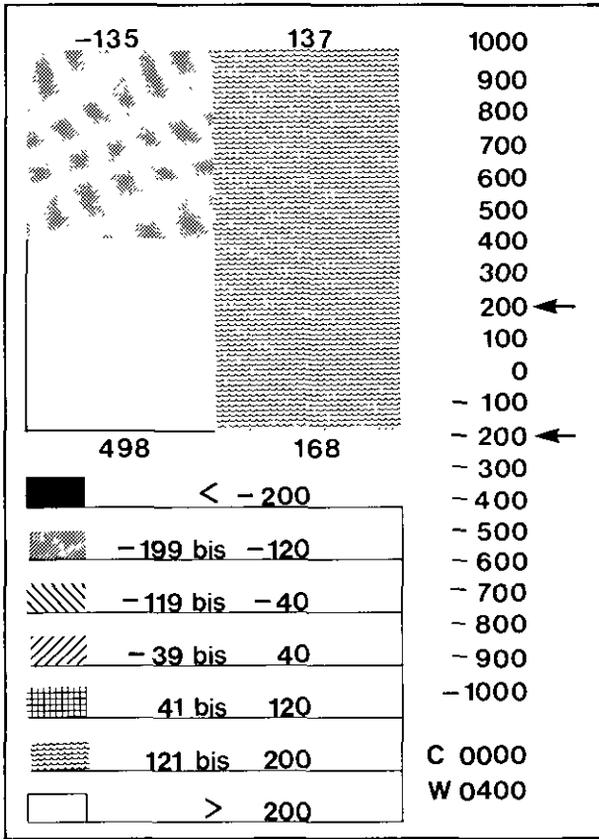


Abb. 5: Darstellung der 4 Matrixelemente am Bildschirm des Kleincomputers mit Grauwertstufen für die Einstellung Center 0, Window 400. Sonstige Bezeichnungen siehe Abb. 3. Gegenüber Abb. 3 und 4 sind die Matrixelemente wieder durch andere Grauwerte dargestellt. Trotz des eng gewählten Fensters sind die Matrixelemente 2 und 4 nicht unterscheidbar.

Die Matrixelemente 1, 2 und 4 sind durch denselben Grauwert dargestellt, lediglich das Matrixelement 3 hebt sich durch einen anderen Grauwert ab. Bei dieser Center- und Windoweinstellung ist unbefriedigend, daß die Matrixelemente 1, 2 und 4 nicht durch Grauwerte zu unterscheiden sind. Aus diesem Grunde wird in der Einstellung 2 das Window verkleinert.

Einstellung 2 (Abb. 4)

Center: 0

Window: 1000 oberes Ende $0 + \frac{1000}{2} = +500$

unteres Ende $0 - \frac{1000}{2} = -500$

Gegenüber Einstellung 1 sind alle Matrixelemente durch einen neuen Grauwert dargestellt. Die Matrixelemente 2 und 4 sind noch nicht unterscheidbar, ihre Hounsfieldwerte (137 bzw. 168) liegen zu dicht nebeneinander. Um die Matrixelemente 2 und 4 durch

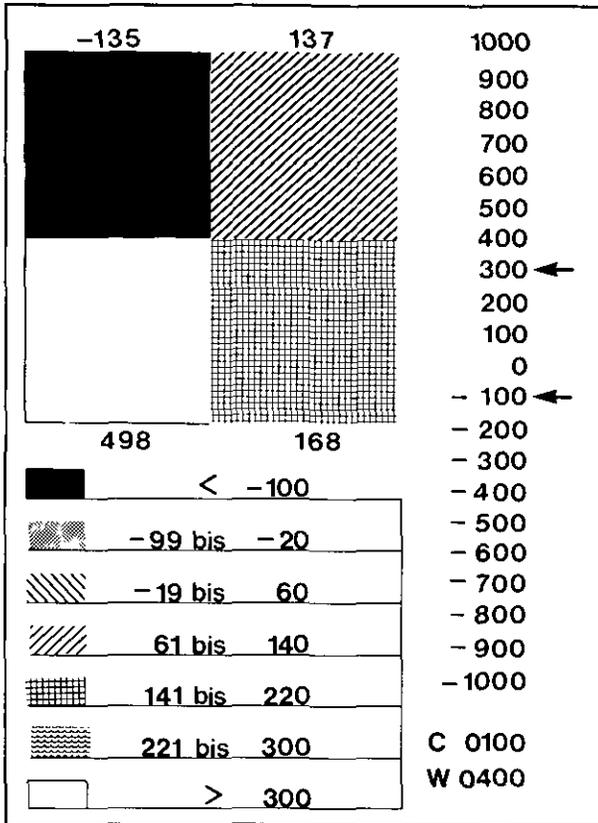


Abb. 6: Darstellung der 4 Matrixelemente am Bildschirm des Kleincomputers mit Grauwertstufen für die Einstellung Center 100, Window 400. Sonstige Bezeichnungen siehe Abb. 3. Alle vier Matrixelemente werden durch verschiedene Grauwerte am Bildschirm dargestellt.

verschiedene Grauwerte darzustellen, wird im nächsten Beispiel das Window von 1000 auf 400 eingengt.

Einstellung 3 (Abb. 5)

Center: 0

Window: 400 oberes Ende $0 + \frac{400}{2} = +200$

unteres Ende $0 - \frac{400}{2} = -200$

Gegenüber den vorhergehenden Einstellungen sind die Matrixelemente wieder durch andere Grauwerte dargestellt. Trotz des enger gewählten Windows sind die Matrixelemente 2 und 4 noch nicht getrennt dargestellt. Um dies zu erreichen, wird das Center bei gleichem Window von 0 auf 100 verschoben.

Einstellung 4 (Abb. 6)

Center: 100

$$\begin{array}{l} \text{Window: 400} \quad \text{oberes Ende} \quad 100 + \frac{400}{2} = + 300 \\ \quad \quad \quad \quad \quad \text{unteres Ende} \quad 100 - \frac{400}{2} = - 100 \end{array}$$

Durch diese Einstellung von Center und Window wurde der optimale Kontrast erreicht, da alle 4 Matrixelemente durch verschiedene Grauwerte dargestellt sind.

6. Schlußbemerkungen:

Durch das vorgestellte Demonstrationsexperiment zum CT kann das zu Grunde liegende Meßprinzip und die Darstellung von Strukturen am Bildschirm mit der Kontrastwahl durch Einstellung von Center und Window im Rahmen einer Vorlesungsstunde verständlich gemacht werden. Es wird mit dem Versuch demonstriert, daß beim CT im Gegensatz zur konventionellen Röntgenaufnahme, die Kontrastwahl nach Beendigung der Aufnahme beliebig oft variierbar ist. Durch geeignete Wahl von Center und Window können die optimalen Grauwerte der Strukturen je nach Problemstellung gewählt werden.

Z u s a m m e n f a s s u n g : Für die Vorlesung "Physik für Mediziner" wurde ein Demonstrationsversuch entwickelt, der die Arbeitsweise eines Röntgen-Computertomographen (CT) simuliert. Dabei wird die Röntgenröhre durch einen He-Ne-Laser, der Detektor durch eine Selenzelle und der Patient durch einen Satz optischer Filter ersetzt, wobei die verschiedenen Filter unterschiedliche Schwächungsstrukturen des durchstrahlten Bereiches darstellen. Durch den Einsatz eines Kleincomputers mit Bildschirm kann außerdem die Darstellung des CT Bildes am Bildschirm mit verschiedenen Grauwertstufen in Abhängigkeit von Center- und Windoweinstellung demonstriert werden.

Literatur:

- AMBACH, W. (1980): Einige Bemerkungen zur Physik der Computertomographie. – Österr. Ärztezeitung, 35 (8): 493 - 496.
- AULICH, A. und W. ISCHEBECK (1978): Die Computertomographie (CT). – Medizin in unserer Zeit, 2 (3): 74 - 86.
- KEIL, P. (1983): Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgen-Computer-Tomographie. – Phys. Bl., 39 (1): 2 - 8.
- KRESSE, H. (1978): Aspekte der Physik in der modernen Medizintechnik. – Ibidem, 34 (4): 157 - 174.
- PFEILER, M. (1980): Röntgen-Computertomographie; Einführung und Überblick über den Stand der Technik. – Biomed. Technik, 25: 123 - 133.
- SCHITTENHELM, R. und G. SCHWIERZ (1978): Die Computertomographie (CT). – Medizin in unserer Zeit, 2 (3): 66 - 73.

ZOBODAT - www.zobodat.at

Zoologisch-Botanische Datenbank/Zoological-Botanical Database

Digitale Literatur/Digital Literature

Zeitschrift/Journal: [Berichte des naturwissenschaftlichen-medizinischen Verein Innsbruck](#)

Jahr/Year: 1984

Band/Volume: [71](#)

Autor(en)/Author(s): Ambach Walter, Ennemoser Oswald, Canaval Heinz

Artikel/Article: [Demonstrationsversuch zur Computertomographie. 203-211](#)