Walter Klinger

Bildgebende Verfahren in der Medizin – Beispiel eines durch die Physik induzierten revolutionären Wandels

1. Einleitung

Es wird wohl den wenigsten Menschen als erstes die Physik in den Sinn kommen, wenn sie über Kultur und Kulturwandel nachdenken. Dennoch, die Naturwissenschaften und insbesondere die Physik stellen ein hohes Kulturgut der menschlichen Gesellschaft dar, das sich besonders seit Anfang des 18. Jahrhunderts mit atemberaubender Geschwindigkeit wandelte und der Menschheit einen überproportional ansteigenden Zuwachs an Wissen über die Natur brachte. Nicht nur das moderne Weltbild ist stark von der Physik geprägt. Die Ergebnisse der physikalischen Forschung beeinflussen heute das tägliche Leben in einem Ausmaß, wie es noch vor kurzem kaum für möglich gehalten wurde. Es gäbe somit unzählige Bereiche des menschlichen Lebens, an denen sich aufzeigen ließe, dass und wie Fortschritte in der Physik einen Wandel der Kultur nach sich zogen. Ein Beispiel, an dem sich dieser Wandel besonders eindrucksvoll darstellen lässt, betrifft die bildgebenden Verfahren in der Medizin. Die enormen Fortschritte in der Diagnostik der Medizin des 20. Jahrhunderts – insbesondere der letzten Jahrzehnte – beruhen ganz wesentlich auf bildgebenden Verfahren, die durch Anwendung neuer Erkenntnisse vor allem in der Atom-, der Kern- und der Festkörperphysik entwickelt wurden.

Was das Innere des menschlichen Körpers angeht, waren Mediziner bis Ende des 19. Jahrhunderts sozusagen blind. Lediglich aufgrund äußerer Symptome, durch Abtasten oder durch Öffnen des Körpers konnten sie sich ein Bild von krankhaften Prozessen und Strukturen im Inneren des Körpers machen. Diese Situation änderte sich schlagartig mit der Entdeckung einer kurzwelligen, energiereichen, materiedurchdringenden Strahlung durch den Würzburger Physiker Wilhelm Konrad Röntgen im Jahre 1895 (Kraft, F., 1972). Röntgen nannte diese Strahlen zunächst X-Strahlen. Später wurden sie ihm zu Ehren als Röntgenstrahlen bezeichnet. In den angelsächsischen Ländern hat sich der Name „X-ray“ allerdings bis heute erhalten, da dort die richtige Aussprache des Namens „Röntgen“ zu große Schwierigkeiten bereitete (Kraft, F., 1972, p. 201). Röntgen erhielt für die Entdeckung dieser Strahlung 1901 den ersten Nobelpreis der Physik.

Mit Hilfe der Röntgenstrahlen war es erstmals möglich, sich ein Bild von den inneren Strukturen des Körpers zu machen, ohne den Körper operativ öffnen zu müssen. Bereits Röntgen hatte in seinem Labor festgestellt, dass er mit diesen Strahlen die Knochen seiner Hand fotografisch abbilden konnte (Abb. 1). Die Nachricht, dass man mit Röntgenlicht durch die Kleidung hindurch ins Körperinnere schauen konnte, war damals eine Sensation, die durch die Weltpresse ging. Moralapostel, die dadurch auf den Plan gerufen wurden, konnten aber leicht mit dem Hinweis beruhigt werden, dass man mit dieser Methode im wesentlichen nur den Schattenriss der Knochen sichtbar machen konnte. Immerhin war es aufgrund moralischer Erwägungen in Wien zunächst polizeilich verboten, in öffentlichen Vorträgen Versuche mit Röntgenstrahlen vorzuführen (Kraft, F., 1972, p. 80).

Abb. 1: Beispiel einer Röntgenaufnahme der Handknochen

Die Entdeckung der Röntgenstrahlen ist die Geburtsstunde der bildgebenden Verfahren in der Medizin. Es ist beeindruckend, wie im Laufe der Entwicklung der bildgebenden Verfahren physikalische Effekte aus praktisch allen Gebieten der Physik herangezogen wurden, um einerseits die Qualität der Röntgenbilder zu verbessern, andererseits aber auch, um völlig neuartige bildgebende Verfahren zu entwickeln. Im Folgenden wird ein kurzer Überblick über die Entwicklung bildgebender Verfahren in der Medizin gegeben.

2. Bildgebende Verfahren mit Hilfe von Röntgenstrahlen

Den heute in der Röntgendiagnostik erreichten Höhepunkt stellt die sogenannte Röntgentomographie dar. Um die Entwicklungsgeschichte von der Entdeckung der röntgenschen X-Strahlen bis hin zum Computer-Tomogramm zu verstehen, ist es notwendig, dass man sich einige physikalische Tatsachen und Gesetzmäßigkeiten ins Gedächtnis zurückruft.

2.1 Entdeckung der Röntgenstrahlen

Röntgen entdeckte die Strahlen rein zufällig. Ihn interessierten zunächst die Eigenschaften der sogenannten Kathodenstrahlen, die Lenard kurz zuvor bei Experimenten mit Gasentladungsröhren entdeckt hatte und die

sich später als Elektronenstrahlen herausstellten. Röntgen verfolgte also bei diesen Experimenten zunächst ganz andere Ziele (Kraft, F. 1972). Den ersten Hinweis, dass bei diesen Versuchen eine kurzwellige, elektromagnetische Strahlung entsteht, erhielt er rein zufällig durch ein Missgeschick: Er bemerkte, dass mehrere neu angeschaffte Fotoplatten, die er in der Nähe seiner Versuchsanordnung zurechtgelegt hatte, bereits belichtet waren, als er sie einsetzen wollte. Zunächst vermutete er, das Fotomaterial sei durch unvorsichtigen Umgang verdorben worden. Erst als sich dieser Vorgang wiederholte, wurde er stutzig und brachte die ungewollte Belichtung seiner Fotoplatten mit seinen Elektronenstrahlexperimenten in Verbindung. Damit waren die Röntgenstrahlen entdeckt.

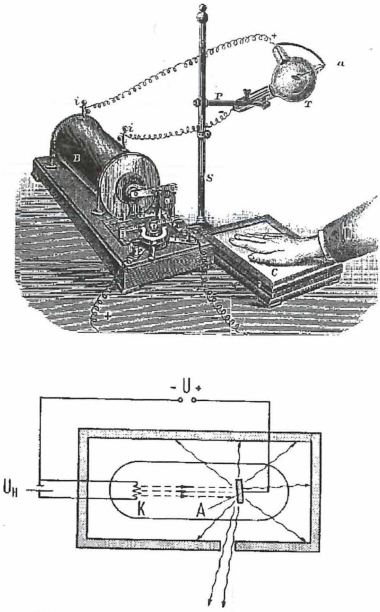


Abb. 2: Alte Röntgenröhre (oben) und Prinzipdarstellung ihres Aufbaus (unten) [Maser, H., 1904, p. 747]

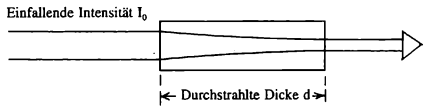
Heute werden Röntgenstrahlen mit Hilfe von Röntgenröhren produziert (Abb. 2). In einer Vakuumröhre erzeugt man zunächst mit Hilfe des Edison-Effekts freie Elektronen. Dieser Effekt besagt, dass aus einer glühenden Drahtwendel Elektronen austreten und den Glühdraht mit einer Wolke freier Elektronen umgeben. Durch Anlegen einer elektrischen Spannung von mehreren 10000 Volt zwischen der Glühkathode K und einer der Glühkathode gegenüberliegenden Elektrode, der Anode A, werden die Glühelektronen auf sehr hohe Geschwindigkeiten (Energien) beschleunigt. Beim Aufprallen auf die Anode werden sie wieder abgebremst. Bei diesem Abbremsprozess entsteht elektromagnetische Strahlung, die um so kurzwelliger und damit um so energiereicher ist, je höher die Geschwindigkeit, d. h. die kinetische Energie der Elektronen vor dem Abbremsen war. Durch Variation der an die Röntgenröhre angelegten Beschleunigungsspannung, hat man es also in der Hand, die Wellenlänge der Röntgenstrahlung zu verändern.

2.2 Erzeugung einfacher Röntgenbilder

In Hinblick auf bildgebende Verfahren in der Medizin interessiert vor allem die Wechselwirkung der Röntgenstrahlung mit Materie. Trifft Röntgenstrah-

lung auf Materie, so lassen sich verschiedene Effekte beobachten. Manche Stoffe wie z. B. Zinksulfid fluoreszieren, d. h. Röntgenlicht wird in sichtbares Licht umgewandelt. Fotographische Platten und Filme werden von Röntgenstrahlung je nach einfallender Intensität und Wellenlänge mehr oder weniger stark geschwärzt. Diese Effekte können zum Nachweis der Röntgenstrahlung dienen.

Absorption von Röntgenstrahlung



$$I = I_0 e^{-kd}$$

mit

Abgeschwächte Intensität:	I	Einfallende Intensität:	I_0
Durchstrahlte Dicke:	d	Absorptionskoeffizient:	k
Wellenlänge:	λ	Kernladungszahl:	Z

Absorptionskoeffizient: $k \sim Z^3 \cdot \lambda^3$

Element		Kernladungszahl	Absorptionskoeffizient bezogen auf Wasserstoff
Wasserstoff	H	Z = 1	1
Kohlenstoff	C	Z = 6	216
Sauerstoff	O	Z = 8	256
Calcium	Ca	Z = 20	≈ 10.000
Jod	J	Z = 53	≈ 155.000
Barium	Ba	Z = 56	≈175.000

Abb. 3: Abhängigkeit der Absorption des Röntgenlichts von der durchstrahlten Schichtdicke (Exponentialgesetz) und Angabe einiger für die Medizin relevanter Absorptionskoeffizienten in relativen Einheiten

Beim Durchgang von Röntgenlicht durch Materie nimmt die Intensität der Röntgenstrahlung nach einem Exponentialgesetz ab (Abb. 3). Je dicker die durchstrahlte Materieschicht d ist, desto stärker wird die Intensität der einfallenden Röntgenstrahlung I_0 durch Absorption abgeschwächt. Es gilt das Exponentialgesetz $I = I_0 \cdot expl - kd$. Für die medizinische Anwendung des Röntgenlichts ist die Tatsache wichtig, dass der Absorptionskoeffizient k sowohl mit der 3. Potenz der Kernladungszahl Z eines chemischen Elementes, d. h. also mit Z^3, als auch mit der 3. Potenz der Wellenlänge des Röntgenlichtes λ, d. h. also mit λ^3 ansteigt. Das bedeutet, dass Wasserstoff mit der Kernladungszahl Z = 1 Röntgenstrahlen kaum absorbiert. Kohlenstoff mit der Kernladungszahl Z = 6 absorbiert bereits 6^3 = 216 mal stärker als Wasserstoff und Sauerstoff mit Z = 8 gar 8^3 = 512 mal stärker. Das schwere Element Calcium, aus dem die Knochen aufgebaut sind, hat eine Kernladungszahl von Z = 20. Es absorbiert somit Röntgenstrahlung größenordnungsmäßig rund 40 mal stärker als Kohlenwasserstoffverbindungen, aus denen organisches Gewebe hauptsächlich besteht. Daraus folgt unmittelbar, dass Röntgenaufnahmen, im Grunde genommen Schattenbilder der Knochen darstellen. Die Weichteile des menschlichen Körpers bilden dabei nur einen schemenhaften, verwaschenen Hintergrund, auf dem sich die Knochen dunkel mit scharfen Rändem absetzen (Abb. 4).

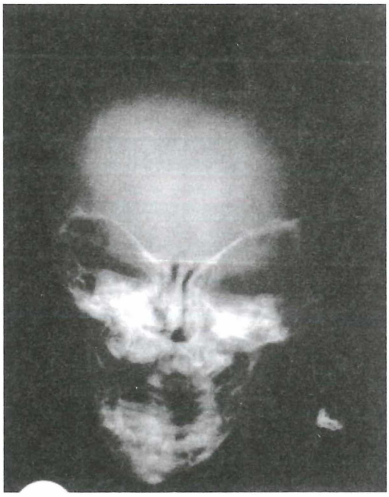


Abb. 4: Röntgenbild eines Schädels (Frontalansicht)

Röntgenbilder wurden deshalb am Anfang dieser Entwicklung vor allem für die Diagnostik von Knochenbrüchen und Veränderungen am Knochenbau sowie in der Zahnheilkunde eingesetzt. Auch für Kriegsverletzte erlangte die Röntgendiagnostik große Bedeutung, da mit Hilfe von Röntgenaufnahmen die genaue Lage von Steckschüssen und in den Körper eingedrungenen Granatsplittern festgestellt werden konnte.

Durch geeignete Wahl der Wellenlänge λ des Röntgenlichtes hat man im Laufe der Zeit gelernt, neben den Knochen auch andere Organe und deren krankhafte Veränderungen besser darzustellen. So gelang es, z. B. Tuberkuloseherde sowie die durch Tuberkulose verursachten Kalkablagerungen im Lungengewebe sichtbar zu machen.

2.3 Entwicklung neuer Nachweisverfahren für Röntgenstrahlung

Anfangs der Röntgen-Ära ging man mit Röntgenstrahlung äußerst sorglos um. Selbst in Schuhgeschäften traf man häufig Röntgengeräte an, mit denen Kunden beim Anproben eines Schuhes feststellen konnten, ob der neue Schuh passt. Doch Röntgen hatte im Laufe seiner Untersuchungen bereits festgestellt, dass Röntgenstrahlen auch eine physiologische Wirkung besitzen, die sich z. B. bei intensiver Bestrahlung durch Hautrötung, Haarausfall und Geschwürbildung bemerkbar macht. Langsam wurde man sich – nicht zuletzt aufgrund von Bestrahlungsversuchen mit Gammastrahlung – bewusst, dass energiereiche elektromagnetische Strahlung eine Gefahr für die Gesundheit der Bevölkerung darstellt, einerseits weil durch Röntgen- und Gammastrahlen genetische Veränderungen auftreten können, andererseits weil diese Strahlen auch Tumoren hervorrufen können. Deshalb versuchte man die in der Frühzeit der Röntgendiagnostik zum Nachweis der Röntgenstrahlung eingesetzten, verhältnismäßig unempfindlichen Fluoreszenzschirme und fotografischen Filme durch empfindlichere Nachweismethoden zu ersetzen. Einen bedeutenden Schritt in diese Richtung stellen die sogenannten Röntgenbildwandler dar. Diese Technik wurde durch Fortschritte in der Festkörperphysik und der Elektrotechnik so stark verfeinert,

dass inzwischen weniger als 1 % der ursprünglich erforderlichen Röntgenintensität notwendig ist, um aussagekräftige Röntgenbilder zu erhalten.

2.4 Röntgenkontrastverfahren

Ein wesentlicher Fortschritt zur bildlichen Darstellung von Körpergeweben, zwischen denen keine ausreichend großen Absorptionsunterschiede für Röntgenstrahlen bestehen, wurde durch Verwendung von Röntgenkontrastmitteln erreicht. Man unterscheidet zwischen negativen Kontrastmitteln, wie z. B. Luft, Sauerstoff, Edelgasen, die einen wesentlich kleineren Absorptionskoeffizienten besitzen als das Körpergewebe, und positiven Kontrastmitteln mit hoher Kernladungszahl, wie z. B. Jodverbindungen oder Bariumsulfat, die einen wesentlich höheren Absorptionskoeffizienten haben als Körpergewebe.

Negative Kontrastmittel wurden früher z. B. bei der sogenannten Myelographie und der Pneum-Encephalographie eingesetzt. Bei der Pneum-Encephalographie wurde das Kontrastmittel Luft durch Subokzipital- oder Lumbalpunktion in den Liquorraum des Schädels eingebracht (Abb.5). Wegen gravierender Komplikationen, die gelegentlich sogar tödlich verliefen, wird diese Methode aber seit den siebziger Jahren nicht mehr angewandt.

Positive Kontrastmittel werden etwa zur Darstellung der Nieren, der Gallen- und der Harnwege eingesetzt. Zur Untersuchung des Magen- und Darmtraktes erhält der Patient einen Brei aus Bariumsulfat zum Breischluck. Da Barium ein ca. zwanzigmal höheres Absorptionsvermögen als Calcium besitzt, hebt sich der mit Bariumbrei gefüllte Magen-Darm-Trakt selbst vor den Knochen noch sehr deutlich ab. Aufgrund des hohen Absorptionsvermögens von Barium ist es auch möglich, Bariumsulfat im Bereich der Neurochirurgie zur Darstellung von Tumorzysten oder Abszessen im Gehirn einzusetzen (Abb. 5).

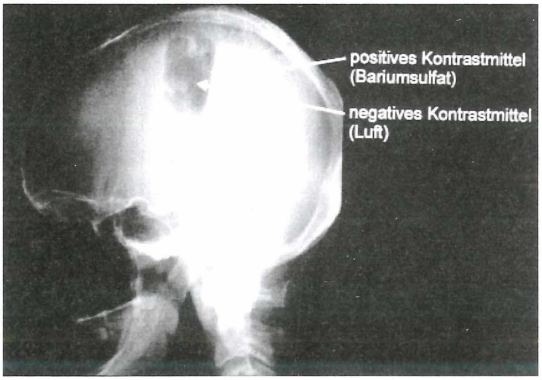


Abb. 5: Röntgenologische Darstellung eines Hirnabszesses; teilweise mit einem negativen Kontrastmittel (Luftfüllung, schwarz) und teilweise mit einem positiven Kontrastmittel (BaS04 , weiß) gefüllt

Zur röntgenographischen Darstellung von Blut- und Lymphgefäßen wurde die sog. Angiographie entwickelt.

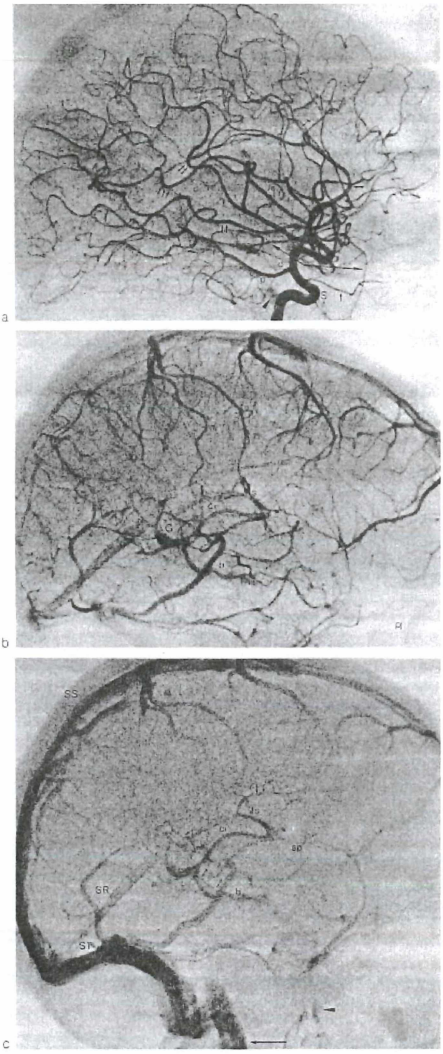


Abb. 6: Seitliche Aufnahme eines normalen Carotis-Angiogramms zur Darstellung der zerebralen Gefäße: a) arterielle Phase; b) und c) venöse Phasen [Dietz, H. et al. , 1982, 220]#

Bei diesem Verfahren wird zur Darstellung der arteriellen Blutgefäße im Hirn beispielsweise ein wasserlösliches, jodhaltiges Röntgenkontrastmittel direkt in die Arteria carotis, das ist die Halsschlagader, eingespritzt und dann in Abständen von ein bis zwei Sekunden Röntgenaufnahmen geschossen. Da Jod ebenso wie Barium einen ca. zwanzigmal höheren Absorptionskoeffizienten als Knochen besitzt, lassen sich mit diesem Verfahren durch die Schädeldecke hindurch Gefäßveränderungen, Gefäßmissbildungen, Durchblutungsstörungen und Tumoren im Gehirn nachweisen (Abb. 6).

Eine weitere Verfeinerung der Röntgenkontrastmitteldarstellung stellt die Subtraktionsmethode dar. Hier werden Röntgenaufnahmen mit und ohne Kontrastmittel angefertigt. Die Differenz beider Bilder lässt dann kontrastarme Strukturen wesentlich besser hervortreten. Heute wird diese Methode allerdings nicht mehr fotographisch, sondern nur noch ausschließlich mit Hilfe elektronischer und digitaler Bildverarbeitungsverfahren durchgeführt.

2.5 Die Computertomographie

Jahrzehntelang hatte sich die medizinische Röntgentechnik in ihren messtechnischen Grundzügen nicht mehr verändert. Sie beruhte auf der einfachen Durchstrahlung des Körpers und auf der bilderzeugenden Wirkung anatomischer Struktu-

ren aufgrund ihres unterschiedlichen Absorptionsvermögens. Registriert wurden also im wesentlichen Schattenbilder mit Hilfe fotografischer Filme oder Leuchtschirme.

Zwei prinzipielle Schwächen konnten mit dieser Art der Röntgentechnik nicht behoben werden:

- Zum einen erhielt man immer nur übereinander projizierte Strukturen, die allenfalls durch Mehrfachaufnahmen aus unterschiedlichen Richtungen sowie durch anatomische Erfahrung räumlich zu trennen waren.
- Zum anderen störte die sehr geringe, durch physikalische Gegebenheiten bedingte Differenzierung bei der Abbildung von Weichteilen.

Eine Idee, wie das erstgenannte Problem bewältigt werden könnte, wurde bereits in Jahre 1920 entwickelt und seit 1930 mittels des sogenannten Röntgen-Schichtverfahrens (Tomographie) – zunächst allerdings nur wenig befriedigend – gelöst. Bei diesem Verfahren wurde die Röntgenröhre zusammen mit dem sehr schmal kollimierten (ausgeblendeten) Röntgenstrahl mit dem Röntgenfilm synchron auf einer Kreisbahn um die zu untersuchende Körperregion gedreht. Auf diese Weise wurden nur die unmittelbar im Bereich der Drehachse liegenden Schichten auf dem Röntgenfilm hinreichend scharf abgebildet.

Eine sprunghafte Weiterentwicklung dieser sogenannten Tomographie wurde aber erst ab 1972 durch die Fortschritte der Elektronik und der Datenverarbeitung möglich. Die Computertomographie ist ein glänzendes Beispiel dafür, wie zwei völlig unterschiedliche, auf unterschiedlichen physikalischen Effekten beruhende Entwicklungsstränge zusammenkommen und daraus ein Verfahren entsteht, das vollkommen neue, bis dahin nicht gekannte Bildqualitäten aufweist.

Der eine Entwicklungsstrang betrifft die bereits geschilderte Entwicklung der Röntgendiagnostik, der andere die Entwicklung von Rechenmaschinen. Letztere beginnt bereits im 17. Jh. mit der Konstruktion mechanischer Rechenautomaten und hat im 20. Jahrhundert mit dem Bau elektronischer Hochleistungsrechner noch lange kein Ende gefunden. Neben großartigen Ingenieurleistungen und ideenreichen Erfindungen spielen bei dieser Entwicklung vor allem Fortschritte auf den Gebieten der Festkörper- und Atomphysik eine ausschlaggebende Rolle. Qualitative Sprünge in der Leistungsfähigkeit von Rechnern hinsichtlich Schnelligkeit, Vielseitigkeit, Speicher- und Rechenkapazität sowie Zuverlässigkeit waren gekennzeichnet durch:

- Einführung des elektrischen Antriebs und der elektrischen Steuerung

mechanischer Rechenmaschinen, Erfindung des ersten programmgesteuerten, digitalen, mit 2000 Relais arbeitenden elektronmechanischen Rechenautomaten Ende der dreißiger Jahre durch Konrad Zuse, dem Pionier der modernen Rechentechnik,

- Ablösung der elektrischen Schaltrelais durch Elektronenröhren,
- Einsatz der 1947 von John Bardeen und Walter Brattain in den Bell-Laboratorien erfundenen Transistoren,
- Entwicklung von Magnetspeichersystemen hoher Speicherkapazität und nicht zuletzt
- durch den Einsatz integrierter Schaltkreise, wodurch eine drastische Miniaturisierung und Leistungssteigerung der Rechner ermöglicht wurde.

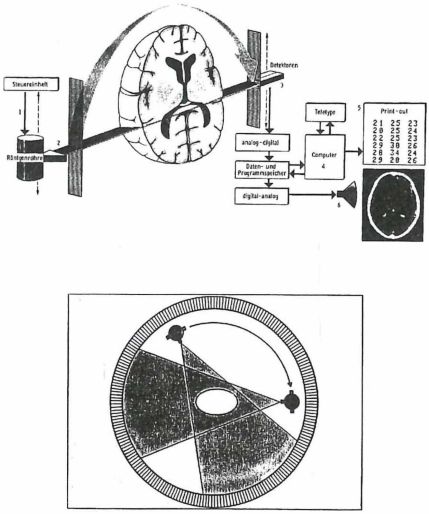
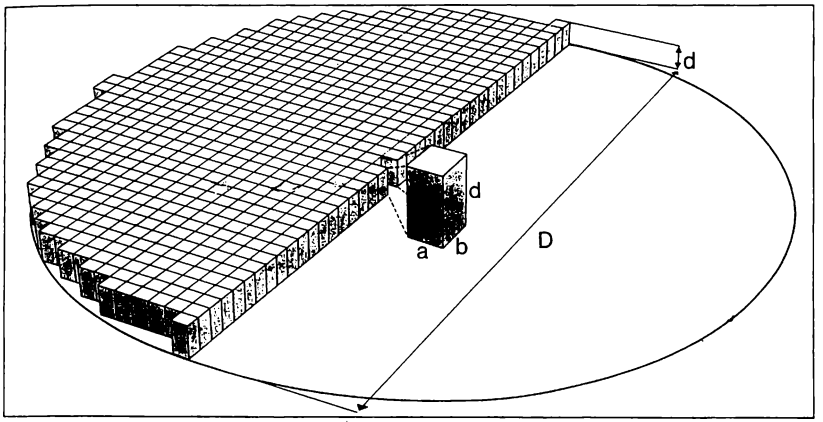


Abb. 7: Oben: Schematische Darstellung eines Computertomographen. Die vertikalen schraffierten Bänder zeigen einen linearen Scan, der Pfeil die Winkelbewegungen der Röntgenröhre an (Dietz, H. et al., 1982, 2731).
Unten: Rotationssystem mit stationären Detektoren

Die erste Generation der rechnergestützten Tomographen wurden von der Firma EMI (Electric and Musical Indusdries Ltd.) entwickelt. Erfinder waren der bei EMI beschäftigte Engländer Godfrey Newbold Hounsfield und sein klinischer Partner James Ambrose. Das Prinzip dieses als Computertomographie oder kurz als CT bezeichneten Verfahrens ist in Abbildung 7 dargestellt. Mit Hilfe eines Röntgenstrahls von wenigen Millimetern Durchmesser wird der Körperteil durchstrahlt, von dem eine Schichtaufnahme entstehen soll. Zum Nachweis der Röntgenstrahlintensität werden hier Kristalldetektoren anstelle von Fotomaterial verwendet. Sie ermöglichen es, die jeweilige Röntgenintensität in ein proportionales elektrisches Signal umzusetzen, das dann mit Hilfe von Nachfolgeelektronik weiterverarbeitet und einem Computer zugeleitet wird.

Vor dem Durchgang des Röntgenstrahls durch das zu untersuchende Gewebe wird zunächst die Ausgangsintensität mit Hilfe eines Detektorarrays bestimmt. Nach Durchgang des Röntgenstrahls durch das Gewebe wird

Volumen eines Volumenelements. Die Fläche des Bildelements und die Schichtdicke (d) bestimmen das Volumen eines Volumenelements; a, b = Kantenlänge eines Bildelements, D = Durchmesser des Scanfelds bzw. Meßfelds.



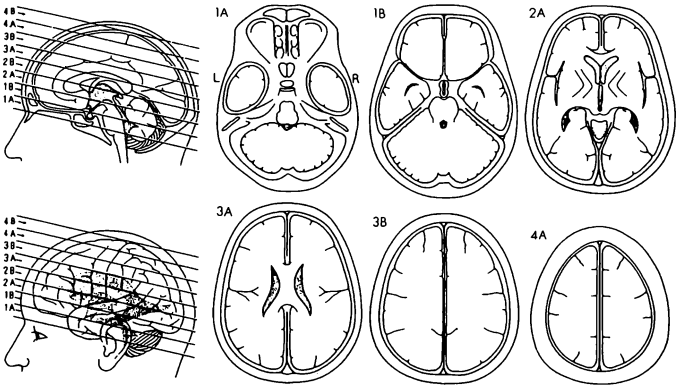


Abb. 8: Oben: Voxel-Darstellung der Schnittebenen durch das Gehirn (Wegener, 0., 1992, 4)

Unten: Standardschichten nach dem Basler CT-Befundblatt [Dietz, H. et al. , 1982, 2761

dann mit einem zweiten Detektorarray die abgeschwächte Röntgenintensität gemessen. Die Röntgenröhre sowie die Detektorarrays werden zusammen gradweise synchron um insgesamt 180° um die Längsachse des Patienten gedreht. Die Messdaten werden on-line direkt einem Computer zugeführt. Dieser berechnet dann aus den Röntgenintensitäten der unterschiedlichen Richtungen die an einem bestimmten Ort herrschende Absorptionskonstante. Um dies zu erreichen, wird die durchstrahlte Körperschicht in einzelne Volumelemente, sogenannte Voxel, aufgeteilt (Abb. 8). Diese Voxel werden aus den verschiedenen Richtungen in unterschiedlicher Reihenfolge vom Röntgenstrahl durchstrahlt. Aus den gemessenen Intensitäten der unterschiedlichen Richtungen lassen sich dann mit einem geeigneten Algorithmus die Absorptionswerte in den einzelnen Voxeln berechnen. Da die

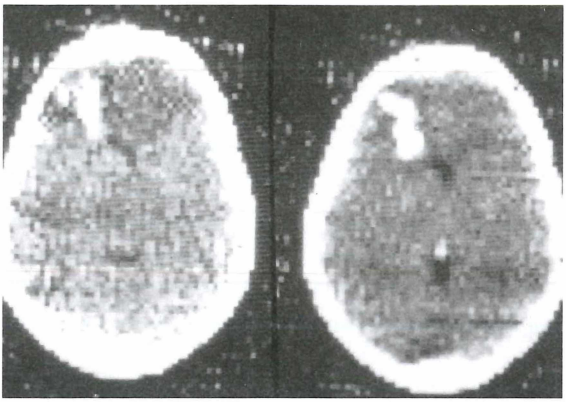


Abb. 9: Kartoffeldruck-CT aus der Anfangszeit der Computertomographie: Intrazerebrales Hämatom (weißer Fleck links oben)

Absorptionskonstanten für die verschiedenartigen Gewebe des Körpers bekannt sind, entspricht die örtliche Verteilung des Absorptionsvermögens der örtlichen Verteilung der verschiedenen Gewebearten. Werden den unterschiedlichen Absorptionswerten der Voxel unterschiedliche Grau bzw. Farbwerte zugeordnet, so lässt sich auf dem Bildschirm des Computers eine schwarzweiße oder auch farbige Abbildung der Strukturen der untersuchten Gewebeschicht erzeugen. Bei einer Voxelauflösung von 1,5 x 1,5 x 3 mm^3 ergeben sich schon in einer einzigen Schicht ca. 25.600 Voxel. Für den gesamten Schädel erhält man bereits mehrere Millionen Bildpunkte, was den außerordentlich hohen Bedarf an Rechenleistung bei der Computertomographie verständlich macht. Die CT-Bilder können entweder auf einem Oszilloskop dargestellt oder auch ausgedruckt werden. Mit der eben genannten, bescheidenen Auflösung erhält man CT-Bilder, die an Kartoffeldrucke erinnern (Abb. 9).

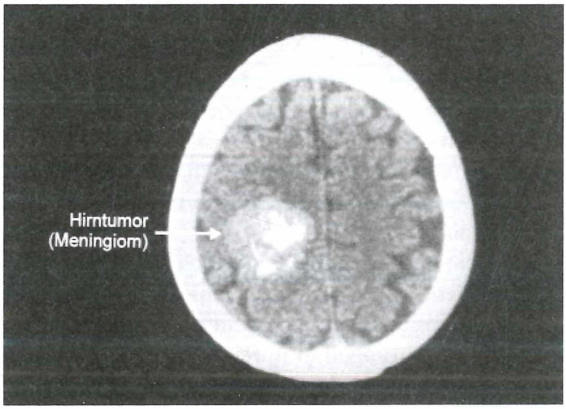


Abb. 10: CT-Darstellung eines Hirntumors (verkalktes Meningiom)

Eine wesentlich höhere Auflösung erfordert einen weitaus größeren Rechenaufwand, der sich aber mit den heute zur Verfügung stehenden Rechnern gut bewältigen lässt. Die Abbildung 10 gibt einen Eindruck von der heute erreichbaren Bildqualität.

2.6 Bildgebende Verfahren mit Hilfe der Szintigraphie

Etwa zur gleichen Zeit, in der Röntgen die X-Strahlen entdeckt hatte, beobachtete Henri Becquerel in Paris, dass Uran und dessen Verbindungen ganz spontan ebenfalls eine Strahlung aussenden. Das Durchdringungsvermögen dieser Strahlung war noch wesentlich größer als das der Röntgenstrahlen. Die eingehende Untersuchung dieses als Radioaktivität bezeichneten Phänomens führte letztendlich zur Entdeckung der α-, ß- und γ-Strahlen.

Anfangs der vierziger Jahre hatte man gelernt, in Kernreaktoren eine Reihe kurzlebiger, künstlicher, γ-aktiver Radionuklide, wie z. B. Technetium-99m ($T_{1/2}$ = 6 h), Iod-131 ($T_{1/2}$ = 8.0 d), Indium-111 ($T_{1/2}$ = 2.8 d), herzustellen. Diese Radionuklide reichern sich im Laufe der Stoffwechselprozesse in bestimmten Organen, wie z. B. der Schilddrüse, der Niere, der Leber etc. sowie im Liquor in ganz spezifischer Weise an und können daher in der Medizin aufgrund ihrer γ-Aktivität zur bildlichen Darstellung der betreffenden Organe verwendet werden.

Bei der Auto-Radiographie wird die Strahlungsintensität der im Gewebe angereicherten Nuklide fotographisch durch Auflegen von Fotoplatten auf die entsprechende Körperregion nachgewiesen.

Bei der Szintigraphie geschieht der Nachweis durch Einsatz einer sogenannten Szintillationskamera: Die vom untersuchten Organ ausgesandte γ-Strahlung wird von matrixartig angeordneten Szintillationsdetektoren zunächst in Lichtblitze (Szintillationen) umgewandelt. Diese werden dann von Foto-Multipliern in Stromstöße umgesetzt, welche mit Hilfe entsprechender Nachfolgeelektronik sowie einem Rechner weiter aufbereitet werden. Die in den einzelnen Szintillationsdetektoren festgestellte Häufigkeit der γ-Strahlung spiegelt die räumliche Anreicherung der radioaktiven Substanz in dem zu untersuchenden Organ wider. Sie entspricht also je einem Pixel und kann auf einem Oszillographenschirm ent-

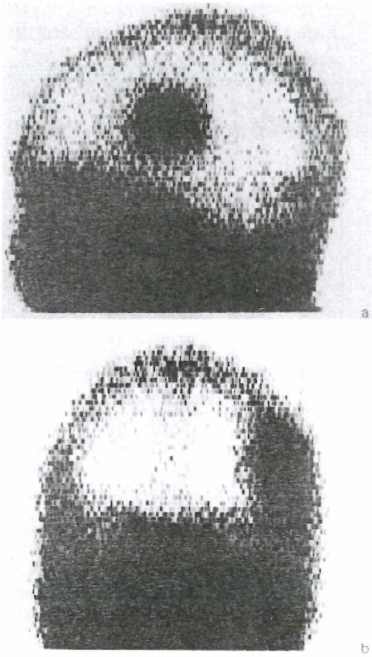


Abb. 11: Szintigramm eines Meningioms der Konvexität: a) seitliche Ansicht; b) Ansicht von hinten [Dietz, H. et al., 1982, p. 299].

weder als Graustufen- oder Falschfarbenbild dargestellt oder auf der Festplatte eines Computers abgespeichert werden. Im Gegensatz zum Nachweis mit Hilfe einer Fotoplatte liefert die γ-Kamera Aufzeichnungen in rascher Bildfolge und eignet sich deshalb auch für die bildliche Darstellung von Funktionsabläufen z. B. in der Niere, der Leber oder auch im Gehirn. Abbildung 11 zeigt das Graustufen-Szintigramm eines Hirntumors [Dietz, H. et al, 1982, p. 2991.

2.7 Positronen-Emissions-Tomographie (PET)

Eine Kombination zwischen Szintigraphie und Computertomographie stellt die Positronen-Emissions-Tomographie (PET) dar. Sie beruht auf dem Effekt der Paarvernichtung von Elektron und Positron, dem 1932 von C. D. Anderson [Anderson, C. D. 1933, p. 491] in der Höhenstrahlung entdeckten und vier Jahre vorher von Dirac aus der relativistischen Wellentheorie des Elektrons vorhergesagten Antiteilchen des Elektrons. Trifft ein Elektron auf ein Positron, so vernichten sich diese gegenseitig. Bei diesem als Paarvernichtung bezeichneten Vorgang entstehen jeweils zwei energiereiche γ-Quanten (E_γ = 511 keV), die in entgegengesetzte Richtungen von genau 180° emittiert werden (Abb. 12).

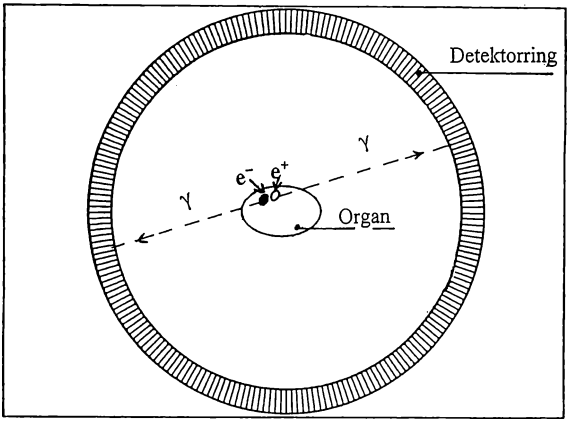


Abb. 12: Zur Erläuterung der Positronen-Emissions-Tomographie (PET): Trifft ein Elektron auf ein Positron (sein Antiteilchen), so vernichten sich diese gegenseitig (Paarvernichtungseffekt). Dabei entstehen zwei energiereiche γ-Quanten (E_γ = 511 keV), die in entgegengesetzte Richtungen emittiert werden und in einem Ring von Halbleiterdetektoren nachgewiesen werden.

Mit dieser Methode können z. B. die jeweils aktiven Zentren im Hirn aufgrund des Hirnstoffwechsels mit mikroskopischer Genauigkeit festgestellt werden [Springer, S. P., Deutsch, G., 1988, p.75]. Dazu wird Glukose, die beispielsweise mit dem positronenemittierenden Fluorisotop Fluor-18 (Halbwertszeit $T_{1/2}$ = 109.71 min) markiert ist, intravenös injiziert. Die Glukose reichert sich in Bereichen erhöhter Hirnaktivität an. Beim radioaktiven Zerfall des Fluoratoms wird ein

Positron ausgesandt, das nachfolgend durch Paarvernichtung in zwei γ-Quanten zerstrahlt. Die beiden γ-Quanten werden dann koinzident in einem äußeren Ring von Detektoren nachgewiesen. Dies ermöglicht es, mit Hilfe von Computerprogrammen den jeweiligen Ort, von dem die γ-Quanten der Vernichtungsstrahlung ausgesandt wurden, zu berechnen. Die räumliche Häufigkeitsverteilung der γ-Quanten entspricht dann der Glukoseverteilung im Gehirn. Sie kann auf dem Monitor des Computers bildlich entweder zwei- oder dreidimensional dargestellt werden.

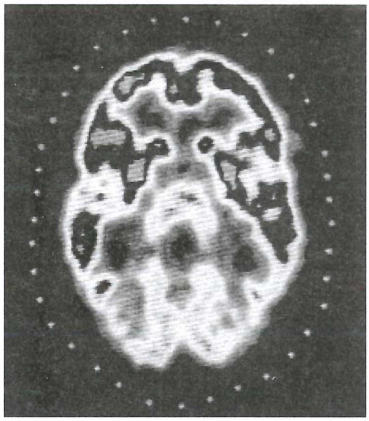


Abb. 13: PET-Darstellung des Glukosestoffwechsels im Gehirn einer Versuchsperson bei Sprachaktivierung [Springer, S. P., Deutsch, G., 1988]. Zur Erhöhung der Anschaulichkeit werden solche Darstellungen gewöhnlich als Falschfarben-Plots gezeigt, was aber hier aus drucktechnischen Gründen leider nicht möglich ist.

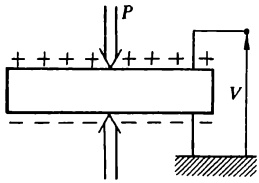
Abbildung 13 zeigt als Beispiel den Glukosestoffwechsel im Gehirn einer Versuchsperson bei Sprachaktivierung. Je aktiver ein Hirnbereich ist, desto höher ist in diesem Bereich auch die Stoffwechselrate. Eine solche Computer-Rekonstruktion liefert daher die örtliche Verteilung der Stoffwechselrate und damit ein Bild der Aktivität des jeweils untersuchten Gehirnquerschnittes.

3. Bildgebende Verfahren mit Hilfe der Sonographie

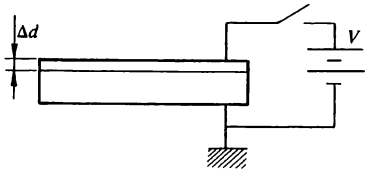
Eine ganz analoge Entwicklung, wie sie die Röntgendiagnostik vom einfachen Röntgenbild bis hin zum vielseitigen Computer-Tomogramm durchlaufen hat, machte auch die Ultraschalldiagnostik durch. Dieses Diagnoseverfahren, das auch als Sonographie bezeichnet wird, nutzt die Tatsache aus, dass Ultraschall beim Übergang von einer Gewebeschicht in eine andere unterschiedlich stark reflektiert wird. Mit diesem Verfahren ist es möglich, Gewebestrukturen innerer Organe sichtbar zu machen, ohne den Patienten mit Röntgen-Strahlen, γ-Strahlen oder Kontrastmittel zu belasten.

Zur Erzeugung des Ultraschalls wird der im Jahre 1880 von den Gebrüdern Pierre und Paul Jacques Curie entdeckte piezoelektrische Effekt ausgenutzt. Dieser Effekt besteht darin, dass sich bestimmte Kristalle, wie z. B. Quarz, unter äußerem Druck elektrisch aufladen (Abb. 14). Umgekehrt werden diese Kristalle beim Anlegen einer elektrischen Spannung defor-

Durch mechanischen Druck entsteht elektrische Spannung:



Durch elektrische Spannung entsteht mechanischer Druck:



Durch Anlegen einer elektrischen Wechselspannung wird der Kristall zu mechanischen Schwingungen angeregt:

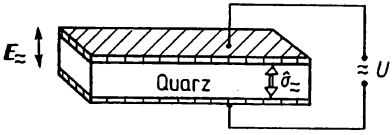


Abb. 14: Schematische Darstellung zur Erläuterung des Prinzips des Piezoelektrischen Effekts

miert. Durch Anlegen einer elektrischen Wechselspannung geeigneter Frequenz, lässt sich der piezoelektrische Kristall zu mechanischen Schwingungen anregen, die dann als Ultraschall abgestrahlt werden. Bei Impulsbetrieb kann ein solcher Schallkopf sowohl als Ultraschallquelle als auch als Detektor für den reflektierten Schall dienen.

Für die medizinische Ultraschalldiagnostik sind Frequenzen im Bereich von etwa 3 MHz geeignet. Zur Erzielung einer möglichst reflexionsfreien Einkopplung der Schallenergie wird vorher ein Gel auf die Haut aufgebracht. In den Sendepausen arbeitet der Schallkopf als Empfänger der Echo-Schallwellen, die vom Gewebe reflektiert worden sind. Sie werden vom Kristall in elektrische Signale umgewandelt, dann verstärkt, elektronisch weiterverarbeitet und auf einem Bildschirm sichtbar gemacht.

Diese Technik wurde erstmals von dem Wiener Neurologen Karl T. Dussik im Jahre 1942 zur Untersuchung des Gehirns angewandt. Doch erst in den siebziger Jahren gewann dieses Verfahren an Bedeutung, und zwar in der Neurochirurgie unter dem Namen „Echoenzephalographie". Aufgrund eindimensionaler Echofolgen war es erstmals möglich, ohne chirurgische Eingriffe die Lage raumfordernder Prozesse im Hirn festzustellen, etwa die Lage subduraler oder epiduraler Hämatome oder die Lage von Hirnblutungen und Hirntumoren (Abb. 15).

Im Laufe der Jahre wurde diese Methode dann so erweitert, dass mit zweckmäßigen Scan-Techniken und entsprechender Datenverarbeitung

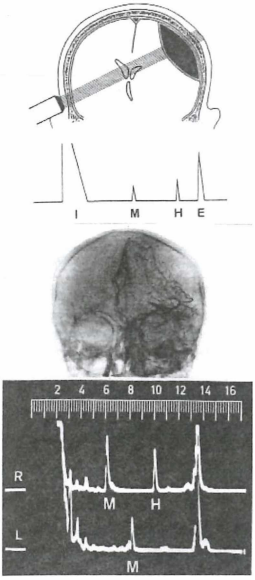


Abb. 15: Echoenzephalogramm: Mittellinienverschiebung aufgrund eines chronischen subduralen Hämatoms

Oben: Schematische Darstellung der Positionierung des Schallkopfes und relevante Echos (I = Initialecho, M = Mittellinienecho, H = Hematomecho, E = Endecho)

Mitte: Angiogramm eines chronischen subduralen Hematoms

Unten: Dazugehöriges Echoencephalogramm mit Beschallung von rechts (R) und links (L) [Schiefer, W. et al., 1967, p. 130, 1391

auch zweidimensionale Bilder erhalten werden konnten. Während aber die hohe Reflexivität des Schädels in der Neurochirurgie der Bildgebung mit Ultraschall enge Grenzen setzt, wurde dieses Verfahren im Bereich der Weichteile zum unentbehrlichen klinischen Routineverfahren, so z. B. in der Gynäkologie zur Überwachung der Entwicklung des Fötus oder für die Untersuchung innerer Organe wie Herz, Lunge, Leber, Galle und Pankreas.

Nach dem beeindruckenden Siegeszug der Computertomographie lag es nahe, ähnliche Algorithmen, wie sie für die Rekonstruktion dreidimensionaler Computertomographiebilder entwickelt worden waren, auch auf die Ultraschalldiagnostik anzuwenden und sie für deren spezielle Randbedingungen anzupassen. Dies gelingt in letzter Zeit immer besser, so dass sich jetzt auch mit der Sonographie dreidimensionale Darstellungen beachtlicher Bildqualität erzeugen lassen. Abbildung 16 (oben) zeigt als Beispiel das Ultraschall-Rohbild eines Fötus. Während im Rohbild kaum Details zu erkennen sind, erhält man (siehe Abb. 16 unten) durch geeignete Filterung, Glättung und Ent-

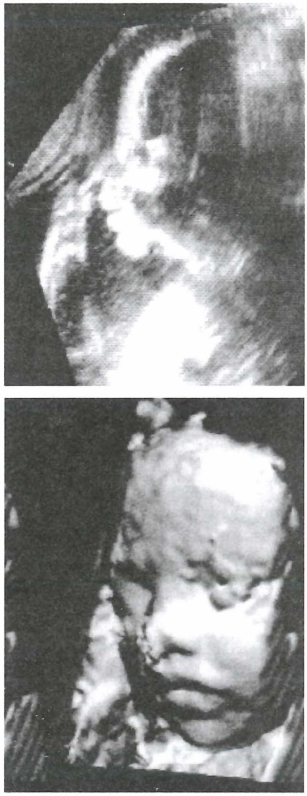


Abb. 16: Ultraschall-Rohbild eines Fötus (oben) und Computerrekonstruktion des Bildes aus den Rohdaten (unten) (Sakas, G., 1997, p. 1031)

fernung von Nahfeldartefakten aus den Rohdaten eine Computerrekonstruktion, die ein klares Bild der Strukturen des Fötus mit nahezu fotographischer Qualität wiedergibt. Mit dieser Ultraschalltechnik lassen sich ebenso auch dreidimensionale Bilder von Organen wie z. B. der Leber oder dem Herzen erzeugen. Durch geeignete Computerrekonstruktion können, je nach Wunsch, die Gefäße dieser Organe aus beliebig gewählten Blickrichtungen sowohl mit oder auch ohne Umgebungsgewebe separat dargestellt werden (Sakas, G. 1997).

4. Die Kernspin-Tomographie

Ein für den Patienten äußerst schonendes, sehr junges diagnostisches Verfahren mit hervorragender Bildqualität ist die Kernspin-Tomographie, seit kurzem auch als Magnetresonanz-Tomographie (MRT) bezeichnet. Sie beruht auf dem Prinzip der Kernspinresonanz, das bereits im Jahre 1946 von Bloch und Purcell entdeckt wurde. Unabhängig voneinander fanden sie heraus, dass Atomkerne, die in einem externen Magnetfeld präzedieren, bei resonanter Einstrahlung elektromagnetischer Radiowellen aus dem Wellenfeld Energie absorbieren und auch zur Aussendung eines Resonanzsignales gebracht werden können. Beide Physiker erhielten 1952 für diese Entdeckung den Nobelpreis.

Es vergingen jedoch mehr als 30 Jahre, ehe die Kernspinresonanz zu einem bildgebenden Verfahren in der Medizin weiter entwickelt werden konnte. Das Geburtsjahr der Kernspintomographie fällt in das Jahr 1973. Damals gelang es Lauterbur erstmals, die ortsaufgelöste Abbildung eines flüssigkeitsgefüllten Phantoms mit Hilfe der Kernspinresonanz darzustellen. Die weitere Entwicklung verlief dann sehr rasch. Bereits im Jahr 1977 glückte erstmals die In-vivo-Abbildung des menschlichen Thorax (Lissner, J. und Seiderer, M., 1990).

Zur Kernspinresonanz werden gewöhnlich die Wasserstoffatome der verschiedenen Verbindungen des Körpergewebes und der Körperflüssigkeiten herangezogen. Wasserstoffatome besitzen den Kerndrehimpuls $s = 1/2\ \hbar$. Damit verbunden ist ein magnetisches Moment. Der Wasserstoffatomkern (auch Proton genannt) stellt also – anschaulich gesprochen – einen magnetischen Kreisel dar. Bringt man solche magnetische Kreisel in ein starkes, von außen angelegtes Magnetfeld, so richten sie sich längs der magnetischen Feldlinien aus und führen um die Feldlinien eine Präzessionsbewegung aus. Aufgrund ihres magnetischen Moments und ihres Spins präzedieren also auch die im Gewebe enthaltenen Protonen in einem statischen, homogenen externen Magnetfeld mit einer Frequenz ($\gamma = 42.57$ MHz/Tesla),

die von der Stärke des externen Magnetfeldes abhängt (bei der MRT-Methode größenordnungsmäßig 0.5 bis 1.5 Tesla). Strahlt man nun senkrecht zum externen Magnetfeld für kurze Zeit ein magnetisches Wechselfeld ein, das die gleiche Frequenz γ hat wie die präzedierenden Protonen, so tritt Resonanz ein, d. h. die Protonen werden aus ihrer ursprünglichen, zum Magnetfeld parallelen Richtung herausgedreht. In einer ebenfalls senkrecht zum Magnetfeld aufgestellten Spule (Induktionsspule) induzieren die aus ihrer ursprünglichen Richtung herausgedrehten Protonen dann (ganz ähnlich wie der rotierende Magnet in einem Fahrraddynamo) eine elektrische Spannung. Diese ist der Protonendichte im Gewebe proportional. Nach Abschalten des magnetischen Wechselfelds nach einer gewissen Zeit TR relaxieren die Protonen aufgrund ihrer Wechselwirkung mit der Umgebung wieder in ihre ursprüngliche, zum äußeren Magnetfeld parallelen Richtung. Das in der Induktionsspule induzierte Signal nimmt daher mit einer für das Gewebe charakteristischen Relaxationszeit T1, der sogenannten longitudinalen oder Spin-Gitter-Relaxationszeit ab. Außer mit ihrer Umgebung wechselwirken die einzelnen Protonen aber auch miteinander. Dadurch geraten sie außer Phase. Auch dies führt zu einer Abnahme des induzierten Resonanzsignals, und zwar mit einer anderen, ebenfalls für das umgebende Gewebe charakteristischen Relaxationszeit T2, die als transversale oder Spin-Spin-Relaxationszeit bezeichnet wird.

Um die Kernspinresonanz zur Bilderzeugung heranziehen zu können, wird der Körper wie bei der Computertomographie auch hier wieder in Voxel eingeteilt. Durch Überlagerung magnetischer Gradientenfelder erreicht man, dass jeweils nur in einem der Voxel die Resonanzbedingung erfüllt ist. In jedem einzelnen Voxel werden – bei geeigneter Variation der Wiederholzeiten TR – die Höhe des Resonanzsignals sowie die Relaxationszeiten T1 und T2 bestimmt.[1] Aus diesen Daten werden dann mit Hilfe eines ausgeklügelten Algorithmus und einem Spezialcomputer die einzigartigen Kernspintomogramme errechnet, die auf dem Monitor die verschiedenen Gewebe in unterschiedlichen Helligkeitsstufen[2] darstellen: Wasserreiche Gewebe erscheinen z. B. hell und Gewebe mit wenig Wasser dunkel (weshalb Kno-

[1] Zur Erhöhung des Kontrastes von MRT-Bildern ist eine Reihe ausgeklügelter physikalischer und mathematischer Techniken entwickelt worden, wie z. B. Variation der HF-Impulsfolgen, Anwendung der Spin-Echo-Methode, Gradienten-Echo- oder Inversions-Recovery-Mode, Applikation von paramagnetischen oder ferromagnetischen Substanzen zur Verkürzung der Relaxationszeiten T1 und T2, Anwendung der „fuzzy Logic". Zur Beschreibung dieser Techniken muss auf die Literatur verwiesen werden [vgl. z. B. Pykett, I., 1982; p. 40, Fathi, M. et al. 1997].

[2] oder als Falschfarbenbild

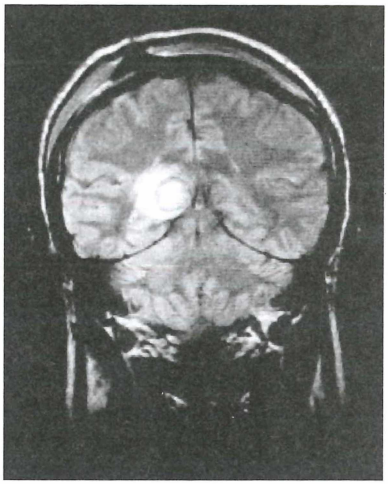


Abb. 17: Kernspin-Tomogramm eines Himabszesses

chen fast nicht zu sehen sind), während sich andere Gewebe wie Muskeln, Bänder Sehnen und Organe wie Leber und Nieren, in fein abgestuften Grautönen sehr deutlich erkennen und bewerten lassen. Die Relaxationszeiten T1 und T2 sind dabei von großer Bedeutung. Aus ihnen lassen sich wichtige Rückschlüsse auf die unmittelbare biochemische Umgebung der Wasserstoffatomkerne und damit auf den Zustand des umliegenden Gewebes ziehen. Aus den MRT-Datensätzen lassen sich Organschnitte in beliebiger Richtung herstellen. Auch eine dreidimensionale Abbildung der Organe ist mit dem Datensatz möglich, und zwar aus jeder beliebig gewünschten Blickrichtung.

Abbildung 17 zeigt als Beispiel einen mit der MRT-Methode dargestellten Schnitt durch das Gehirn, in dem die exzellente Darstellung des Hirngewebes wie auch die des Abszesses und des ihn umgebenden Ödems besonders besticht. Gegenüber dem Computer-Tomogramm bietet die Magnetresonanz-Tomographie einen enormen Vorteil, weil es Gewebe wesentlich detaillierter darzustellen gestattet. So ist z. B. die Diagnostik von Rückenmarktumoren in dieser Qualität nur mit der Kernspin-Tomographie möglich (Abb. 18).[3]

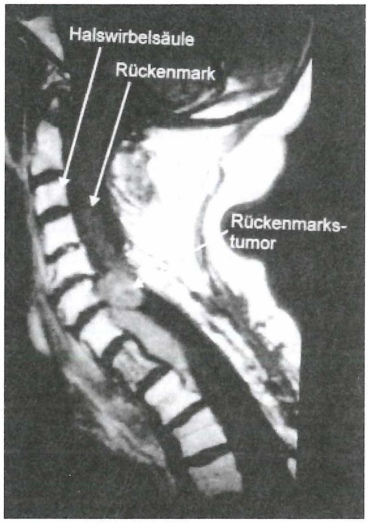


Abb. 18: Kernspin-Tomogramm eines Rückenmarktumors

Mit der Installation von Prototypen mehrerer Hersteller in verschiedenen

[3] Für die Überlassung der neurochirurgischen Originalaufnahmen sowie für die eingehende Beratung bei der Auswahl des Bildmaterials bedankt sich der Autor herzlich bei Frau Prof. Dr. Dr. M. Klinger, M.D., Neurochirurgische Klinik und Poliklinik der Universität ErlangenNürnberg.

Zentren zu Beginn der achtziger Jahre konnte die Eignung des neuen Untersuchungsverfahrens für die Diagnostik unterschiedlicher Krankheitsbilder auf einer breiten Basis studiert werden. Seit 1983 werden Kernspintomographen kommerziell vertrieben. Die Anzahl dieser Geräte in Universitäten, Kliniken und der freien Praxis zeigt exponentielles Wachstum. Inzwischen ist die Kernspintomographie ein äußerst wichtiger integraler Bestandteil der bildgebenden radiologischen Diagnostik geworden, vor allem für das zentrale Nervensystem. Erst seit ganz kurzer Zeit gelingt es auch mit dieser Technik, Stoffwechselvorgänge z. B. im Gehirn darzustellen.

Literatur

ANDERSON, C. D. (1933): Phys. Rev., Band 43, p. 491

DIETZ, H., UMBACH, W., WÜLLENWEBER. R. (1982): Klinische Neurochirurgie, Thieme Verlag Stuttgart, p. 299

FATHI, M., SCHÖNEWALD, S., HOFFMANN, 1. (1997): Ein fuzzyunterstütztes System zur Segmentierung dreidimensionaler NMR-Tomogramme, Spektrum der Wissenschaft, Heidelberg, Heft Juni 1997, p. 116

KRAFT, F. (1972): Wilhelm Conrad Röntgen - Über eine neue Art von Strahlen, Naturwissenschaftliche Texte, Kindler, München

LISSNER, J. und SEIDERER, M. (1990): Klinische Kernspintomographie, Thieme, Stuttgart

MASER, H. (1904): Die Physik, 2. Band, Verlag Neumann, Neudamm, p. 747

PYKETT, 1. L. (1982): Kernspintomographie: Röntgenbilder ohne Röntgenstrahlen, Spektrum der Wissenschaft, Heidelberg, Heft Juli 1982. p. 40

SAKAS, G. (1997): Dreidimensionale Bildrekonstruktion aus Ultraschall-Daten, Spektrum der Wissenschaft, Heidelberg, Heft Juni 1997, p. 103

SCHHEFER, W. , KAZNER, E. (1967): Klinische Echo-Encephalographie, Springer, Heidelberg p. 130, 139

SPRINGER, S. P., DEUTSCH, G. (1988): Linkes - rechtes Gehirn: Funktionelle Asymmetrien, Spektrum der Wissenschaft, Heidelberg, p.75

WEGENER, 0. H. (1992): Ganzkörpercomputertomographie, Blackwell Wissenschaft, Berlin, p. 4

ZOBODAT - www.zobodat.at

Zoologisch-Botanische Datenbank/Zoological-Botanical Database

Digitale Literatur/Digital Literature

Zeitschrift/Journal: Matreier Gespräche - Schriftenreihe der Forschungsgemeinschaft Wilheminenberg

Jahr/Year: 2001

Band/Volume: 2001

Autor(en)/Author(s): Klinger Walter

Artikel/Article: Bildgebende Verfahren in der Medizin - Beispiel eines durch die Physik induzierten revolutionären Wandels 62-81