

Physikalische Prinzipien bildgebender Systeme in der Medizin

von

Walter AMBACH *)

(Institut für Medizinische Physik, Innsbruck)

Physical principles of medical imaging

Synopsis: Medical imaging allows the depiction of specific physical properties of an object by a grey scale or a color code. The imaged structures of the object correspond to the pattern of the specific physical property. Various systems in use are explained in view of different physical properties.

1. Einleitung:

In den letzten Jahren haben neue bildgebende Systeme in der Medizin große Bedeutung erlangt. Neben der Computertomographie (CT) wurden die Single-Photon-Emission-Computed-Tomography (SPECT) und die Positron-Emission-Tomography (PET) als bildgebende Verfahren der Nuklearmedizin entwickelt. Als neuestes System auf dem Gebiet der bildgebenden Verfahren gilt das Magnetic-Resonance-Imaging (MRI), das nicht an die Verwendung ionisierender Strahlen gebunden ist.

Die Grundlage der angeführten Systeme ist die Bilderstellung durch ein computergestütztes Rechenverfahren. Das Bild entsteht dabei nicht durch Projektion eines dreidimensionalen Objektes in eine Ebene, vielmehr handelt es sich um zweidimensionale Schnittbilder des Objektes, wobei die Schnittebene durch das Gerät wählbar ist. Das zweidimensionale Schnittbild entsteht aus Meßwerten spezifischer physikalischer Eigenschaften von Volumenelementen einer Scheibe und wird mit Hilfe eines Computers zusammengesetzt. Verschiedene physikalische Eigenschaften werden durch unterschiedliche bildgebende Systeme erfaßt (siehe Liste).

Auch in der Ultraschall-Bildgebung ist ein bedeutender Fortschritt feststellbar. Die Bildgebung basiert hier auf einer Laufzeitmessung des Ultraschalls oder der Anwendung des Doppler-Effektes.

Die genannten Geräte können als bildgebende Systeme im engeren Sinn betrachtet werden, bei denen zur Bildgebung ein spezielles computergestütztes Rechenverfahren erforderlich ist. Im weiteren Sinn können als bildgebende Systeme auch die klassische Röntgenröhre, die klassische Szintigraphie und die Thermoradiographie genannt werden, die jedoch in diesem Zusammenhang nicht behandelt werden.

*) Anschrift des Verfassers: Univ.-Prof. Dr. phil. W. Ambach, Institut für Medizinische Physik, Müllerstraße 44, A-6020 Innsbruck, Österreich.

Jedes bildgebende System gibt eine spezifische physikalische Struktur als Bild wieder. Das Bild ist ein Verteilungsmuster dieser spezifischen physikalischen Eigenschaft im Objekt. Die Geräte lassen sich daher nach den für die Bildgebung zutreffenden physikalischen Eigenschaften einteilen. Es sind dies:

- i Schwächungskoeffizienten für Röntgenstrahlung:
Computertomographie (CT); im klassischen Fall: Röntgenbilder
- ii Konzentrationen radioaktiver Tracer:
Single-Photon-Emission-Computed-Tomography (SPECT), Positron-Emission-Tomography (PET); im klassischen Fall: Szintigramm
- iii Protonendichten oder Dichten bestimmter Kerne:
Magnetic-Resonance-Imaging (MRI)
- iv Relaxationszeiten:
Magnetic-Resonance-Imaging (MRI)
- v Schallwiderstände:
Ultraschall-Geräte (US)
- vi Geschwindigkeiten von Strömungen oder Muskelbewegungen:
Ultraschall-Doppler Gerät
- vii Elektrische Leitfähigkeit:
Electrical-Impedance-Imaging

Mit dieser Liste soll gezeigt werden, daß verschiedene physikalische Eigenschaften des Objektes durch bildgebende Systeme dargestellt werden. Das bedeutet, daß ein Magnetic-Resonance-Imaging-System nicht als Weiterentwicklung eines Ultraschall-Systems aufgefaßt werden kann. MRI-Bilder und US-Bilder beruhen auf verschiedenen physikalischen Eigenschaften des Objektes und ermöglichen daher auch verschiedene Informationen.

2. Computertomographie (CT):

CT-Bilder zeigen Strukturen, die dem Schwächungskoeffizienten für Röntgenstrahlung entsprechen. Die Bildgebung erfolgt in Scheibengeometrie, wobei die Schnittebene im allgemeinen senkrecht zur Körperachse ist. Ein Vergleich der Aufnahmetechnik von CT und konventionellem Röntgengerät macht den Unterschied der Bildentstehung deutlich.

Beim konventionellen Röntgengerät wird der Patient mit einem kegelförmigen Strahl durchstrahlt. Das Bild entsteht in einer Projektionsebene (Schirm, Film). Hintereinanderliegende Strukturen werden daher überlappend dargestellt. Das Röntgenbild ist somit kein Schnittbild.

Beim CT wird eine gewählte Scheibe mit einem nadelförmigen Röntgenstrahl aus verschiedenen Richtungen radial durchstrahlt (SCHITTENHELM und SCHWIRZ, 1978). Die computergestützte Bildberechnung ergibt somit Schnittbilder, die die Verteilung des Schwächungskoeffizienten für Röntgenstrahlung in Grauwerten darstellen.

Ein weiterer wesentlicher Unterschied zur konventionellen Röntgenaufnahme ist die Kontrasteinstellung. Bei der konventionellen Röntgenaufnahme ist der Kontrast durch die Aufnahme (und Filmentwicklung) gegeben. Beim CT erlauben zwei Einstellungen (genannt Center und Window) einen Bereich mit geringem Unterschied im Schwächungskoeffizienten kontrastreich darzustellen. Da alle Aufnahmedaten im Computer gespeichert sind, kann die gewünschte Kontrasteinstellung mit Center und Window nach der Aufnahme beliebig verändert werden, ohne die Durchstrahlung des Patienten zu wiederholen.

3. Single-Photon-Emission-Computed-Tomography (SPECT) und Positron-Emission-Tomography (PET):

Beim SPECT- und PET-System werden radioaktive Tracer verwendet. Das Bild gibt die Verteilung und die Konzentrationen des Tracers im Organ wieder. Beide Systeme sind nach ihren physikalischen Prinzipien der Szintigraphie zuzuordnen. In der klassischen Szintigraphie wird mit einer Gamma-Kamera die Konzentrationsverteilung eines Gamma-Strahlers aufgenommen. Die SPECT- und PET-Systeme sind Weiterentwicklungen der klassischen Szintigraphie unter Verwendung eines computergestützten Rechenverfahrens zur Bildgestaltung.

3.1. SPECT-System:

Beim SPECT-System werden Gamma-Strahler als radioaktive Tracer verabreicht und organspezifisch aufgenommen. Mit einer rotierenden Kamera werden aus verschiedenen Richtungen Bilder der Konzentrationsverteilung des Tracers in einem Organ gemacht (WILLIAMS, 1985). Ein Computer berechnet die Bilder für gewählte Schnittebenen. In der Schnittebene wird die Konzentrationsverteilung des Tracers mittels Farbkode dargestellt.

3.2. PET-System:

Beim PET-System werden Positronen-Strahler als radioaktive Tracer verabreicht und organspezifisch aufgenommen (WILLIAMS, 1985; KYPROS et al., 1982). Das Verfahren wird daher auch als Positronen-Szintigraphie bezeichnet. Positronen-Strahler werden verwendet, weil bestimmte positronenstrahlende Isotope beispielsweise ^{18}F , ^{15}O , ^{13}N , ^{11}C , in wichtige biologische Verbindungen wie Kohlenhydrate, Fettsäuren und Aminosäuren eingebaut werden. Damit können Stoffwechselfvorgänge regional untersucht werden. Gammastrahlende Isotope sind für solche Untersuchungen nicht verfügbar. Wegen der geringen Halbwertszeit der Isotope müssen diese im medizinischen Labor durch einen Nuklidengenerator oder ein Cyclotron selbst hergestellt werden.

Die Bildgebung kann wegen der geringen Reichweite der Positronen nicht direkt durch die Positronenstrahlung erfolgen. Positronen rekombinieren mit freien Elektronen im Körper. Dabei werden zwei Photonen als "Vernichtungsstrahlung" freigesetzt, die außerhalb des Körpers nachweisbar sind und die Bildgebung ermöglichen.

4. Magnetic-Resonance-Imaging (MRI):

Das Prinzip wird wie folgt beschrieben:

Der Patient ist in einem starken, zeitlich konstanten Magnetfeld. Durch Bestrahlung mit einer Kurzwellen-Frequenz im Rundfunkbereich wird eine Präzessionsbewegung der Protonen (und anderer Kerne) ausgelöst, wobei die Präzessionsbewegung der Kerne durch die Bestrahlung konphas erfolgt. Alle Drehachsen sind in diesem Fall während der Drehung gleichgerichtet. Die Frequenz der Präzessionsbewegung (Lamor-Frequenz ν_L) ist

$$\nu_L = \frac{1}{2\pi} \gamma B \quad (1)$$

wobei γ eine Materialkonstante der Kerne und B die magnetische Kraftflußdichte sind.

Nach Abschalten der Kurzwellenbestrahlung wird der Patient zum Kurzwellensender, solange die Präzessionsbewegung der Protonen konphas ist. Das vom Patienten abgestrahlte Kurzwellensignal wird empfangen. Zur Ortung des Signals, d. h. zur Ermittlung des Ausgangspunktes, ist ein örtlich ansteigendes Magnetfeld dem Patienten überlagert (Magnetfeldgradient). Jeder Punkt des Or-

gans ist damit einem anderen Magnetfeld ausgesetzt, das Kurzwellensignal hat daher eine ortsabhängige Frequenz (siehe Gl. 1). Dadurch ist eine Bildgebung möglich (ROTH, 1984).

4.1. Bilder der Protonendichte:

Das Empfangssignal wird nach Amplitude und Frequenz analysiert. Die Signalamplitude ist proportional der Zahl der Protonen im Objekt, die Frequenz ist nach Gl. 1 durch das Magnetfeld am Objekt bestimmt. Ein Computer erstellt ein Bild in Grauwerten, die der Protonendichte im Organ entsprechen.

4.2. Bilder der Relaxationszeiten:

Die Signalamplitude hängt neben der Protonendichte von weiteren Materialeigenschaften ab. Näherungsweise ist die Signalamplitude S darstellbar durch

$$S = p e^{-T_E/T_2} \left[1 - e^{-T_R/T_1} \right] \quad (2)$$

wobei p die Protonendichte, T_1 , T_2 die Spin-Gitter- und Spin-Spin-Relaxationszeiten sind. T_E und T_R sind die Echo- und Repetitionszeiten, die am Gerät einstellbar sind. T_1 , T_2 sind Materialeigenschaften des Objektes. Anschaulich entsprechen T_1 , T_2 den Abklingzeiten der konphasen Präzessionsbewegung, die durch Spin-Gitter-Stöße (T_1) und Spin-Spin-Stöße (T_2) gestört werden.

Es ist für die Bildgebung wesentlich, daß pathologische Strukturen große Unterschiede in den Relaxationszeiten aufweisen. Messungen von Relaxationszeiten lassen daher pathologische Strukturen erkennen. Dabei wird die Relaxationszeit als Grauwert dargestellt.

In der Praxis werden T_1 -betonte Bilder oder T_2 -betonte Bilder erzeugt. Die gewünschte Bildgestaltung wird durch die Wahl von T_E und T_R getroffen. Die abgebildeten Strukturen entsprechen den Abklingzeiten von Präzessionsbewegungen.

5. Ultraschall-Systeme:

Ultraschall wird zur Bildgebung in zweifacher Weise verwendet. Ein Prinzip beruht auf der Reflexion des Ultraschalls an Schallwänden, wobei die Lage der Schallwand durch die Laufzeit des Ultraschalls zur Schallwand und zurück ermittelt wird. Das zweite Prinzip beruht auf dem longitudinalen Doppler-Effekt, bei dem durch eine Relativbewegung in der Verbindungslinie von Sender und Reflektor eine Frequenzänderung des Ultraschalls resultiert.

5.1. Ultraschall-Bildgebung:

Die Intensität des Echos hängt vom Reflexionsvermögen der Schallwand ab. Für das Reflexionsvermögen ist die Änderung der Schallimpedanz beim Übergang zweier Medien wesentlich (WOODCOCK, 1979). Die Schallimpedanz ist durch das Produkt Schallgeschwindigkeit mal Dichte gegeben. Es gilt für das Reflexionsvermögen r

$$r = \left(\frac{\rho_1 c_1 - \rho_2 c_2}{\rho_1 c_1 + \rho_2 c_2} \right)^2 \quad (3)$$

wobei ρ und c die Dichte und die Schallgeschwindigkeit sind. Die Indizes beziehen sich auf die Materialien vor und hinter der Schallwand.

Beim klassischen Scan-Verfahren können nur unbewegte Objekte aufgenommen werden, weil der Bildaufbau von Hand durchgeführt wird und einige Minuten Zeit beansprucht. Neuere Scan-Verfahren arbeiten automatisch und so schnell, daß auch bewegte Objekte darstellbar sind. Die Bildgebung von bewegten Objekten wird Real-Time-Scan genannt. Der Bewegungsablauf wird dabei durch Ultraschall-Bilder als Film wiedergegeben.

5.2. Ultraschall-Doppler-Bildgebung:

Dieses Verfahren beruht auf der Frequenzveränderung durch den Doppler-Effekt. Der Ultraschall-Puls trifft auf einen bewegten Reflektor. Die Frequenzänderung Δv ist proportional der Geschwindigkeit der Relativbewegung. Es gilt bei Reflexion an einer bewegten Schallwand

$$\Delta v = \pm 2 v_0 (v/c) \quad (4)$$

wobei v_0 die US-Frequenz im ruhenden Fall, v die Geschwindigkeit der longitudinalen Relativbewegung und c die Ausbreitungsgeschwindigkeit des Ultraschalls sind. Minus bezieht sich auf eine Abstandsvergrößerung und Plus auf eine Abstandsverringerung des bewegten Reflektors. Der Ultraschall-Sender arbeitet im Pulsbetrieb. Abstrahlung und Empfang erfolgen durch dasselbe piezoelektrische Plättchen.

Das Verfahren wird zur Messung der Geschwindigkeit des Blutflusses angewendet, wobei die Oberflächen der Erythrozyten als Schallwände wirken. Die Ortung des Blutflusses ist nach dem in 5.1. gegebenen Verfahren der Laufzeitmessung möglich, wobei die prinzipielle Schwierigkeit darin besteht, daß zur genauen Ortsbestimmung ein kurzer Puls und zur genauen Frequenzbestimmung ein langer Puls erforderlich wäre. Das durchströmte Volumen wird bildlich dargestellt und die Bereiche verschiedener Fließgeschwindigkeiten durch einen Farbkode wiedergegeben (REDEL, 1988; ATKINSON and WOODCOCK, 1982). Daher wird das Verfahren auch als "Color Blood Flow Imaging (CBFI)" bezeichnet.

6. Electrical-Impedance-Imaging:

Im Körper liegt eine bestimmte räumliche Verteilung der elektrischen Leitfähigkeit in einzelnen Bereichen vor. Beispielsweise leitet Blut besser als Knochen. Die Leitfähigkeit hängt vom Ionengehalt und von der Meßfrequenz ab.

Durch Anlegen mehrerer Elektroden am Körper (etwa 100 bis 150 Elektroden) kann der elektrische Widerstand an verschiedenen Stellen gemessen werden, wobei die Spannung durch 2 Elektroden zugeführt wird. Die Meßfrequenz beträgt im allgemeinen 100 kHz. Aus den Meßspannungen, die an Elektrodenpaaren abgegriffen werden, kann mit einem computergestützten Rechenverfahren die räumliche Verteilung der elektrischen Leitfähigkeit berechnet werden (BROWN, 1983). Beispielsweise werden Knochen auf Grund der geringen Leitfähigkeit mit einem anderen Grauwert dargestellt als Blut. Wegen der mäßigen Auflösung des Bildes wird das Verfahren noch kaum für diagnostische Untersuchungen angewendet.

7. Beispiele:

Welches System in praxi zur Bildgebung verwendet wird, hängt von mehreren Faktoren ab:

- Differentialdiagnostische Aussagekraft des Bildes
- Belastung des Patienten durch Strahlung
- Kosten der Aufnahme
- Verfügbarkeit des Gerätes.

Der CT ist ein vielseitig verwendetes Gerät, mit dem Organ- und Weichteilstrukturen und deren pathologische Veränderungen mit gutem Kontrast dargestellt werden können. Insbesondere ist der CT zur Diagnostik von Veränderungen im Schädelbereich, Thoraxraum und Abdomen gut geeignet. Probleme ergeben sich bei Aufnahmen bewegter Strukturen, die nur mit sehr schnellen Geräten darstellbar sind. Dies ist der Grund, warum historisch gesehen, die ersten Systeme nur für Schädelaufnahmen geeignet waren.

Das SPECT-System ist im nuklearmedizinischen Bereich bei gleicher Problemstellung anwendbar wie sie bei einer Befundung mit Szintigrammen vorliegt. Das sind Funktionsprüfungen

von Organen, wie Einbau und Abbau von organspezifischen Radioisotopen, sowie Markierungen von Tumoren. Schilddrüsen-, Nieren-, Lungen- und Skelettuntersuchungen sind die bevorzugten Anwendungsbereiche. Das SPECT-System ist auf Grund der Darstellung durch Schnittbilder dem konventionellem Szintigramm in gleicher Weise überlegen wie der CT dem konventionellen Röntgengerät.

Das PET-System steht wegen der hohen Anschaffungskosten nur wenigen Kliniken zur Verfügung. Die Schnittbilder geben Aufschluß über die Kinetik von Stoffwechselfvorgängen. Die Anwendungsgebiete sind neurologische Diagnostik (Epilepsieforschung, Parkinson, Hirntumoren), cardiologisch-pulmonale Diagnostik (Indikation für Bypassoperation durch nicht invasive Untersuchung) und onkologische Fragestellungen (Grading von Malignomen).

Das MRI-System ist wegen der hohen Anschaffungskosten erst in größeren Kliniken verfügbar. Der Vorteil dieses Systems besteht darin, daß je nach Einstellung am Gerät, drei verschiedene Gewebeeigenschaften dargestellt werden können (Protonendichte, Relaxationszeiten T_1 und T_2). Bei bestimmten Erkrankungen ist die Befundung heute nur mit dem MRI-System möglich (Frühdiagnose der multiplen Sklerose). Bei einer Reihe von Untersuchungen geben MRI-Bilder bessere Darstellungen der pathologischen Veränderungen (Hirn, Wirbelsäule, Rückenmark, Herz, große Gefäße). Das MRI-System hat zudem den Vorteil, daß die Untersuchung mit Kurzwellenstrahlung, also ohne ionisierende Strahlung erfolgt.

US-Geräte werden in vielen klinischen Bereichen routinemäßig angewendet. Da die Untersuchung ohne ionisierende Strahlung erfolgt, sind Schwangerschaftsuntersuchungen eine Hauptanwendung. Ultraschall kann Knochen und Luftschichten nicht durchdringen, daher sind gewisse Einschränkungen gegeben. Neben einer guten Befundung der Organe des Oberbauches (Leber, Milz) wird Ultraschall auch zur Befundung der Schilddrüse angewendet. Weiters wird bei der US-geführten Biopsie die Nadel und die Punktionsstelle im US-Bild dargestellt, so daß eine wesentlich größere Treffsicherheit gegeben ist.

Die angeführten Beispiele sind ohne Anspruch auf Vollständigkeit ausgewählt.

Zusammenfassung:

Bildgebende Systeme in der Medizin erlauben die Darstellung bestimmter physikalischer Eigenschaften in einem Organ durch Grauwerte oder mit einem Farbcode. Die Bildstrukturen entsprechen im Organ dem Verteilungsmuster einer physikalischen Eigenschaft. Die Besprechung der Systeme erfolgt nach dem Gesichtspunkt, welche physikalische Eigenschaft die Bildgebung ermöglicht.

Literatur:

- ATKINSON, P. and J.P. WOODCOCK (1982): Doppler Ultrasound and its use in clinical measurements, pp. 129, Academic Press Inc., 1982 London.
- BROWN, B.H. (1983): Tissue impedance methods. — Imaging with non-ionizing radiation, Vol. 2, D.F. Jackson (Ed.).
- KYPROS, K., M.S. NICHOLAS and F.J. DAPHNE (1982): Imaging with ionizing radiations. — Progress in Medical and environmental Physics Vol. 1, pp. 142, Surrey University Press, 1982, London.
- REDEL, D.A. (1988): Color blood flow imaging of the heart. — Springer Verlag, 1988, Berlin.
- ROTH, K. (1984): NMR-Tomographie und -Spektroskopie in der Medizin. — Springer Verlag, 1984, Berlin.
- SCHITTENHELM, R. und G. SCHWIERZ (1978): Die Computertomographie (CT). — Medizin in unserer Zeit, 2(3): 66 - 73.
- WILLIAMS, E.D. (1985): An introduction to emission computed tomography. — The Institute of Physical Sciences in Medicine, Report No. 44, 1985, London.
- WOODCOCK, J.P. (1979): Ultrasonics, Medical Physics Handbooks 1, pp. 58, Adam Hilger Ltd., 1979, Bristol.

ZOBODAT - www.zobodat.at

Zoologisch-Botanische Datenbank/Zoological-Botanical Database

Digitale Literatur/Digital Literature

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

Jahr/Year: 1989

Band/Volume: [76](#)

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

Artikel/Article: [Physikalische Prinzipien bildgebender Systeme in der Medizin. 169-174](#)