

Magnetresonanztomographie

Magnetresonanztomographie (MR, MRT; *Tomographie* von [griech.](#) „Schnitt, abgeschnittenes Stück“ und „ritzen, malen, schreiben“) ist ein [bildgebendes Verfahren](#) zur Darstellung von Strukturen im Inneren des Körpers. Die Schnittbilder lassen einen Vergleich und eine Orientierung an anatomischen Schnitten derselben Region zu und erlauben oft eine sehr gute Beurteilung der Organe und vieler Organveränderungen. Die Magnetresonanztomographie nutzt [magnetische Felder](#) und hochfrequente elektromagnetische Wellen, keine [Röntgenstrahlen](#). Grundlage für den Bildkontrast ist die unterschiedliche Empfänglichkeit der untersuchten Gewebe für die angewandten physikalischen Größen.

Ein synonyme Begriff ist Kernspintomographie (analog zur [Kernspinresonanzspektroskopie](#)), unter Medizinern zuweilen abkürzend [Kernspin](#) genannt.

Physik: Grundlagen

Die physikalische Grundlage der Magnetresonanztomographie (MRT) bildet die [Kernspinresonanz](#) (engl. *nuclear magnetic resonance*, Abk. NMR). Hier nutzt man die Tatsache, dass [Protonen](#) sowie [Neutronen](#) einen Eigendrehimpuls ([Spin](#)) besitzen und [Atomkerne](#) dadurch ein [magnetisches Moment](#) erhalten. Ein Atomkern kann vom Standpunkt der [klassischen Physik](#) aus vereinfacht als ein magnetischer Kreisel angesehen werden. (Der [Spin](#) kann *klassisch* jedoch nicht korrekt beschrieben werden). Wird ein solcher rotierender Kern in ein statisches magnetisches Feld B_0 gebracht, so richtet sich dieser nach B_0 aus. Durch das Ausrichten beginnt der Kern mit einer [Präzessionsbewegung](#) - d. h. die Rotationsachse des Kerns dreht sich um die Richtung des angelegten Magnetfeldes. Die Präzessionsbewegung tritt jedes mal dann auf, wenn der Kern aus seiner Ruhelage gebracht wird. Wird das äußere Feld wieder abgestellt, so fällt der Kern in seine ursprüngliche Lage (thermisches Gleichgewicht) zurück. Wird ein zweites Feld (Transversalfeld) B_T angelegt, welches rechtwinklig zum ersten steht, beginnt der Kern wieder zu präzedieren (bis sich ein Gleichgewichtszustand einstellt) - ebenso wenn das Feld wieder abgestellt wird. Um die Kerne dauerhaft zur Präzession anzuregen, ist dieses zweite Feld ein hochfrequentes Wechselfeld (HF-Feld) und rotiert in der xy-Ebene. Für die Präzessionsbewegung des Kernspins existiert eine [Resonanzfrequenz](#). Bei Atomkernen (aber auch beim Elektron) wird diese Eigenfrequenz [Larmorfrequenz](#) genannt. Sie hängt von der Stärke des eingepprägten Magnetfeldes und vom Aufbau des Kerns ab. Die in der medizinischen Anwendung relevanten Wechselfelder liegen im [Kurzwellen](#)-Bereich (Wasserstoff bei 1 Tesla 42,58 MHz). Durch die Wahl der Stärke des ersten (statischen) Feldes B_0 und die Wahl der Frequenz des Transversalfeldes B_T kann sehr genau bestimmt werden, welche Kerne in Resonanz geraten sollen. Bringt man nun eine Spule in die Nähe des rotierenden magnetischen Moments, so wird in dieser eine Spannung induziert. Da die Messspulen gewöhnlich normal auf der xy-Ebene stehen, ist die gemessene Spannung proportional zur Quermagnetisierung m_T des magnetischen Momentes m . Diese Quermagnetisierung ist vom Ort und vom Gewebetyp abhängig. Das Ziel der MR-Tomographie ist die Erzeugung von Schichtbildern der Quermagnetisierung $M_T(x,y)$.

Stärke des Magnetfeldes

- nur noch vereinzelt Niederfeldgeräte mit 0,2 - 0,5 [Tesla](#)
- für diagnostische Zwecke üblicherweise 1 - 1,5 Tesla, seit 2006 3,0 Tesla, aber auch bis 7° Tesla
- in physikalischer Forschung Hochfeldgeräte bis zu 21 Tesla üblich

Vorteile und Nachteile der Magnetresonanztomographie

- bessere Darstellbarkeit vieler Organe
- keine potenziell schädliche ionisierende Strahlung (X-Ray)

- sehr hohe Detaillierbarkeit möglich
- zwei Aufnahmeserien: mit und ohne Kontrastmittel → bessere Erkennbarkeit
- Durch die Anschaffung und den Betrieb entstehen hohe Kosten. (140-1000° €)
- Die Auflösung ist bei klinischen Standardsystemen durch technische Gegebenheiten auf etwa einen Millimeter begrenzt. Im Forschungsbereich können räumliche Auflösungen von unter 0,02 mm erreicht werden.
- Metall am oder im Körper kann Nebenwirkungen und Bildstörungen verursachen. Manche Metallfremdkörper (z. B. Eisensplitter im Auge oder Gehirn) können durch Verlagerung oder Erwärmung während der Untersuchung sogar gefährlich sein, so dass eine Kernspin-Untersuchung bei solchen Patienten unmöglich sein kann. Moderne Metallimplantate stellen jedoch i. d. Regel kein Problem dar.
- Elektrische Geräte können im Magnetfeld beschädigt werden. Träger eines [Herzschrittmachers](#) und ähnlicher Geräte dürfen daher bisher nicht untersucht werden.
- Die Untersuchung ist im Vergleich zu anderen bildgebenden Verfahren zeitaufwändig. (10-30° min)
- Durch die starken magnetischen Kräfte kommt es während der Aufnahme zu lauten Klopfgeräuschen.
- Der hohe Stromverbrauch für die [Direktkühlung](#), die [Klimaanlage](#) und die [Lüftungsanlage](#). Der Verbrauch liegt im Betrieb bei 40-100 [Kilowatt](#) und im [Standby](#) bzw. [Bereitschaftsbetrieb](#) bei etwa 10 Kilowatt. (Die MRT dürfen wegen der Kühlung der supraleitfähigen Spule nahe dem absoluten Nullpunkt nicht abgeschaltet, sondern nur in den [Standby](#) gesetzt werden.)
- Durch den geringen Durchmesser der Röhre, in die der Patient gefahren wird, kann es zu Beklemmungs- und Angstgefühlen kommen.
- Die Bildqualität kann durch sog. Artefakte gestört werden, die u.a. auf technische Mängel zurückzuführen sind. Außerdem können sie von Störquellen im Raum induziert werden oder durch Bewegungen seitens der zu untersuchenden Person, während der Sequenzaufnahme.

Historische Entwicklung

ab 1973: Paul Lauterbur

1. führt Gradientenfelder in das konventionelle NMR-Experiment ein → eine räumliche Zuordnung der NMR-Signale möglich
2. durch Rotation des ortskodierenden Magnetfeldgradienten und anschließende gefilterte Rückprojektion kann Abbild des Untersuchungsobjektes errechnet werden

ab 1974: Sir Peter Mansfield

1. mathematische Verfahren, um die Signale schnell in Bildinformationen zu wandeln
2. Techniken zur schichtselektiven Anregung

1977: Sir Peter Mansfield

1. Verwendung extrem schneller Gradienten für eine Hochgeschwindigkeitsmessung (EPI = Echo Planar Imaging) → sehr schnelle Bildgewinnung
2. Einführung magnetisch abgeschirmter Gradienten-Spulen

Anfang der 1980er Jahre: Jürgen Hennig und Mitarbeiter

1. Entwicklung der FSE als Fast Spin Echo-Sequenz bekannt, wegen ihrer pathologischen Sensitivität und messtechnischen Effizienz allgemein verwendet

1985: [Jens Frahm](#) und [Axel Haase](#)

1. Erfindung des Schnellbild-Verfahrens [FLASH](#) (fast low angle shot) → ununterbrochene, sequentielle Messungen im dynamischen Gleichgewicht und völlig neue klinische Untersuchungen