Festkörper-Kernspintomographie

Darstellung von Knochenstrukturen mit Hilfe der Kernspintomographie

T. Oerther

Ruprecht-Karls-Universität Heidelberg
Fakultät für klinische Medizin Mannheim, 68135 Mannheim
EMAIL : oerther@fh-karlsruhe.de

D. Höpfel

Fachbereich Naturwissenschaften
Fachhochschule Karlsruhe / Hochschule für Technik, 76133 Karlsruhe
EMAIL : hoepfel@fh-karlsruhe.de

G. Rohr

Klinikum Bad Homburg V. a. H.
Innere Medizin II, 61348 Bad Homburg

Zusammenfassung. Die *Kernspintomographie* (MRT bzw. MRI von Magnetic Resonance Tomographie bzw. Imaging) hat sich heute zu einer Standardmethode für die Schnittbilddarstellung von Weichteilgewebe in der Medizin entwickelt. Erst mit speziellen Aufnahmemethoden, in diesem Fall der *Single-Point-Imaging-Sequenz* (SPI-Sequenz) ist Kernresonanzbildgebung mit Festkörpern möglich. Der Grund hierfür ist, daß die Relaxationszeit T2 bei Festkörpern sehr kurz ist, und mit der SPI-Sequenz MRT-Signale sehr schnell nach der Anregung aufgenommen werden können. Nachteil der SPI-Methode ist die lange Aufnahmedauer, weshalb sie in der Praxis momentan kaum zum Einsatz kommt. Die acquirierten Signale werden nach entsprechender Datenaufbereitung mit Hilfe einer 3D-Oberflächenrekonstruktion dargestellt und können aus beliebigen Positionen hinsichtlich Aufbau und Struktur beurteilt werde.

Schlüsselwörter: Kernspintomographie, Festkörper, Knochen, Osteoporose, Oberflächenrekonstruktion

1 Einleitung

In einem Zeitraum von 10 Jahren hat sich die Kernspintomographie zu einem Standardwerkzeug der Medizin entwickelt. Dies ist hauptsächlich durch den exzellenten Gewebekontrast bedingt, wodurch nichtinvasive Einblicke in den menschli-

chen Körper mit einer vorher nicht erreichbaren Qualität möglich werden. In biologischen Materialien stammt das MRT-Signal im allgemeinen von Protonen (Wasser, Fettgewebe), besser gesagt von beweglichen Protonen. Der Grund, warum Festkörper wie Knochen oder Sehnen in Standard MRT-Bildern nicht dargestellt werden können ist die stark eingeschränkte Beweglichkeit ihrer Protonen. Ausschlaggebend für den Signalbeitrag in MRT-Bildern sind zum einen die Quantität der Protonen, zum anderen sind es Relaxationsprozesse, definiert über die sogenannten Relaxationszeiten T1 und T2. Sie geben Auskunft darüber, wie lange ein bestimmtes Material ein Meßsignal liefert, welches einen Beitrag zum Gesamtsignal bringt. Ausschlaggebend für die Festkörpertomographie ist die T2-Relaxationszeit (Spin-Spin-Relaxation), die bei Festkörpern im Promille- bis Prozentbereich derer von Wasser liegt. Als Größenordnung kann hier der Bereich von 10µs bis einige hundert µs bei Festkörpern, und mehrere hundert ms bei Wasser genannt werden. Da für die in der Bildgebung notwendige Ortskodierung bereits eine Zeit von einigen Millisekunden benötigt wird, liefern Festkörper bei Standard MRT-Sequenzen keinen Signalbeitrag zu einem MRT-Bild.

2 Methode zur Festkörperdarstellung

Ein vielversprechender Ansatz zur Lösung dieses Problems wurde 1985 von S. Emid und J. Creyghton vorgestellt. Sie beschreiben die *Single-Point-Imaging Sequenz (SPI, oder auch Constant-Time-Imaging Sequenz -CTI-)* die prinzipiell darauf beruht, in allen 3 Raumrichtungen eine Phasenkodierung durchzuführen [1], d.h. sie benutzt keine Lese- oder Scheibengradienten und kann in jede bestehende Kernspintomographieanlage implementiert werden..

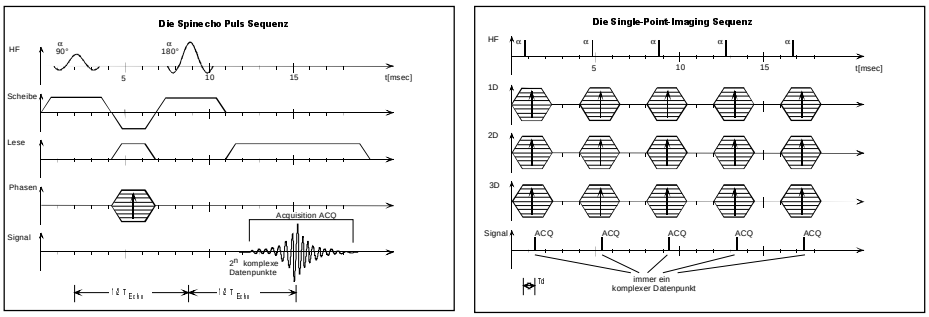


Abb. 1 : Darstellung der Spinecho- (links) und der SPI-Sequenz (rechts). Beide Sequenzen sind im gleichen zeitlichen Maßstab gezeichnet. Das erste Diagramm beider Skizzen zeigt die Anregung durch den HF-Impuls. Die folgenden drei Diagramme zeigen das Gradiententiming für die Phasen- bzw. Frequenzkodierung in allen drei Raumrichtungen. Das letzte Diagramm jeder Sequenz zeigt den chronologischen Ablauf der Signalacquisition.

2.1 Eigenschaften der SPI-Methode

Die Unterschiede zwischen der SPI-Methode und den Standard MRT-Sequenzen liegen darin, daß bei der SPI-Sequenz immer nur ein komplexer Datenpunkt pro Aufnahme acquiriert wird, während bei den Standardmethoden immer eine gesamte Zeile aufgenommen wird. Nach der Anregung werden bei der SPI-Sequenz keine Gradienten mehr geschaltet, wodurch Materialien untersucht werden können, deren *Relaxationszeiten* (genauer gesagt die Relaxationszeit T2) kleiner als die Gradientenschaltzeiten sind.

Es gibt mehrere Vorteile dieser Aufnahmemethode. Erstens kann dieser eine Punkt sehr schnell nach der Anregung acquiriert werden. Je nach gewünschter Auflösung und vorhandenem Gradientensystem können Zeiten unter 50µs erzielt werden, was Voraussetzung für die Festkörperanalyse ist. Zum zweiten ist die Zeit zwischen Anregung und Acqusition für jeden Signalpunkt gleich, wodurch die zeitliche Entwicklung der Magnetisierung keine Rolle mehr spielt. Dies bedeutet, daß *Chemical Shift*- und *Suszeptibilitätseffekte* eliminiert werden und keine *dipolaren oder quadrupolaren Störungen* auftreten [2].

Der große Nachteil der Methode liegt in der Aufnahmedauer. Im Gegensatz zu den frequenzkodierten Aufnahmemethoden wird pro Anregung nur ein komplexer Datenpunkt aufgenommen, d.h. für einen Schritt im frequenzkodierten Experiment muß bei der SPI-Methode n mal die Pulsfolge wiederholt werden (wobei n der Größe der gewünschten Bildmatrix in der ersten Dimension entspricht). Da es keinerlei Scheibengradienten gibt, handelt es sich um eine 3 dimensionale (3D) Aufnahmemethode wodurch die Phasencodierung der dritten Raumrichtung notwendig wird. Dies alles führt dazu, daß ein SPI-Experiment mehrere Stunden dauern kann, weshalb die Methode bislang auch keinen Einzug in der Praxis erlangt hat.

2.2 Bildverarbeitung

Bei den durch die SPI-Sequenz erhaltenen Daten handelt es sich um 3D-Datensätze, d.h. das Meßobjekt wurde mit Hilfe der Phasencodierung lückenlos „abgetastet“. Dies bietet den Vorteil, sehr einfach eine 3D-Fouriertransfomation auf die Daten anzuwenden, um als Ausgangsinformation die räumliche Darstellung des Meßobjekts mit einem Kontrast, der durch die oben genannten Relaxationszeiten bestimmt wird, zu erhalten. Die Abbildung erfolgt auf 256 Graustufen, linear zwischen minimaler und maximaler Intensität nach der Fouriertransformation. Anhand eines Bildausschnitts werden nun die zwei Grauwertschwellen gesucht, die die Grenze von Meßobjekt zur Umgebung bilden. Anhand der erhaltenen Übergänge zwischen Umgebung (außerhalb der gefundenen Schwellen) und dem Meßobjekt kann nun nach Clusterbildung eine Oberflächenrekonstruktion des Meßobjekts durchgeführt werden. Ergebnisse solcher *Oberflächenrekonstruktionen* sind in Kapitel 3 zu sehen.

3 Experimente

3.1 Knochenexperimente

In Zusammenarbeit mit der Firma Bruker Analytische Meßtechnik und Bruker Medizintechnik in Karlsruhe wurden mehrere Messungen an Knochenproben von Rindern durchgeführt. Hierfür wurde aus einem Knochen mit Hilfe einer Stanze eine Probe von 4mm Durchmesser und 4mm Höhe gewonnen, die mit Hilfe von Perchlorethlyen auf chemischem Wege vom Fett (Knochenmark) getrennt wurde.

Als Meßsystem stand ein supraleitender 7 Tesla Magnet zur Verfügung, in deren Zentrum die Probe mit Hilfe eines Glasröhrchens fixiert wurde. Die zu Verfügung stehende Gradientstärke betrug 2 Tesla pro Meter. Das hohe Feld ist notwendig, da zur Auflösung der Knochentrabekelstruktur (Knochentrabekel : das Knochenbälkchen; phys. anat.: die sich rechtwinklig kreuzenden „Spannungslinien“ als Ort großer Zug und Druckbelastung; im Knochen durch entsprechend ausgerichtete Spongiosazüge manifestiert [3]) eine Voxelgröße von wesentlich besser als 100µm Kantenlänge pro Voxel erzielt werden muß und das Meßsignal entsprechend klein ist. Geht man zu geringeren Feldstärken über, nimmt der Signal- zu Rauschabstand ab und muß entsprechend durch zusätzliche Signalmittelungen verbessert werden. Hierdurch wird jedoch die ohnehin sehr lange Meßzeit nochmals drastisch erhöht, da jede Verdopplung der Mittelungsanzahl eine Verdopplung der Meßzeit mit sich bringt.

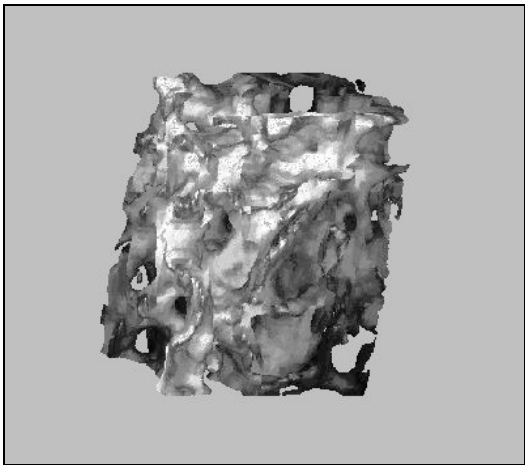
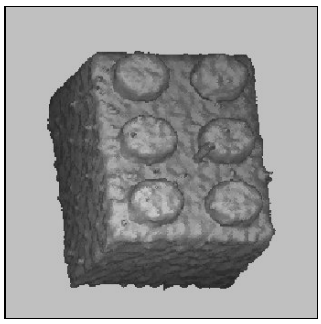
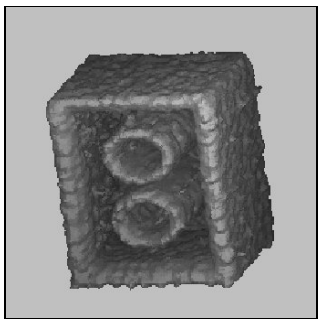


Abb. 2 : Oberflächenrekonstruktion einer Knochenprobe aus einem Ochsenschwanz. Die Auflösung beträgt 78µm/Pixel in allen 3 Raumrichtungen, die Meßzeit betrug 20.38 Stunden mit einem 7 Tesla Magnetsystem. Zur Darstellung wurde die Oberfläche der Knochenprobe mit Hilfe einer tripolaren Interpolationsmethode berechnet.

Abb. 3 : 3D-Oberflächenrekonstruktion eines Legosteins. Die Auflösung beträgt hierbei 500µm/Pixel bei einer Dephasierungszeit TD von 150µsec und einer Matrix von 64 Punkten in allen 3 Raumrichtungen. Die Aufnahme wurde an einem resistiven Magneten mit 0.35 Tesla durchgeführt, die Aufnahmedauer betrug 104 Minuten.





3.2 Sonstige Festkörperexperimente

Natürlich können auch andere Arten von Festkörpern für die Tomographie mit Hilfe der SPI-Methode herangezogen werden. Hier seien vor allem Kunststoffe genannt, wofür als Beispiel in Abbildung 3 ein Legostein gezeigt ist, der mit einem resistiven 0.35 Tesla Magneten an der Fachhochschule Karlsruhe aufgenommen wurde. Aber auch andere Werkstoffe wie Holz, Gummi oder Verbundmaterialien aus mehreren Materialien können untersucht werden.

Dieser Kunststoff kann sogar mit nichtferromagnetischem Metall zusammen als Meßobjekt dienen (mechanische Verbindungen). Dieses wird natürlich nicht abgebildet, jedoch kann der Kunststoff praktisch ohne Beeinträchtigung durch das Metall untersucht werden.

4 Aussichten

Mit Hilfe der SPI-Methode ergeben sich viele neue Einsatzmöglichkeiten für die Kernspintomographie. Besonders interessant ist die Knochenstrukturanalyse hinsichtlich der Dicke, Anzahl und Vernetzung der Trabekelstrukturen um Aussagen über die Knochenstabilität treffen zu können, und somit eine Diagnosemöglichkeit für die Osteoporose zu erhalten. Weiterhin können unter anderem Polymerisationsprozesse und zerstörungsfreie Festkörper- und Werkstoffprüfungen mit einer bislang nicht möglichen Auflösung realisiert werden.

5 Literatur

1. S. Emid und J. H. N. Creyghton: Physica B 128, 81, 1985.
2. S. Gravina und D. G. Cory: Sensitivity and Resolution of Constant-Time-Imaging, Journal of Magnetic Resonance, Series B 104, 53-64, 1994.
3. Roche Lexikon Medizin, Urban&Schwarzenberg Verlag, , 2.Auflage, S. 958, 1987.