

(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES
PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum
Internationales Büro



(43) Internationales Veröffentlichungsdatum
9. Februar 2012 (09.02.2012)

PCT

(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2012/016558 A2

(51) Internationale Patentklassifikation: Nicht klassifiziert

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/DE2011/001355

(22) Internationales Anmeldedatum:
12. Mai 2011 (12.05.2011)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
10 2010 024 159.8 17. Juni 2010 (17.06.2010) DE

(71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme
von US): **FORSCHUNGSZENTRUM JÜLICH GMBH**
[DE/DE]; 52425 Jülich (DE).

(72) Erfinder; und

(75) Erfinder/Anmelder (nur für US): **FELDER, Jörg**
[DE/DE]; Arndtstr. 1a, 52064 Aachen (DE). **SHAH, Na-
dim, Joni** [GB/DE]; Peter-Koof-Str. 8, 52428 Jülich
(DE).

(74) Gemeinsamer Vertreter: **FORSCHUNGSZENTRUM
JÜLICH GMBH**; Fachbereich Patente, 52425 Jülich
(DE).

(81) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für
jede verfügbare nationale Schutzrechtsart): AE, AG, AL,

AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY,
BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DK, DM, DO,
DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT,
HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP,
KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD,
ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI,
NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD,
SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR,
TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

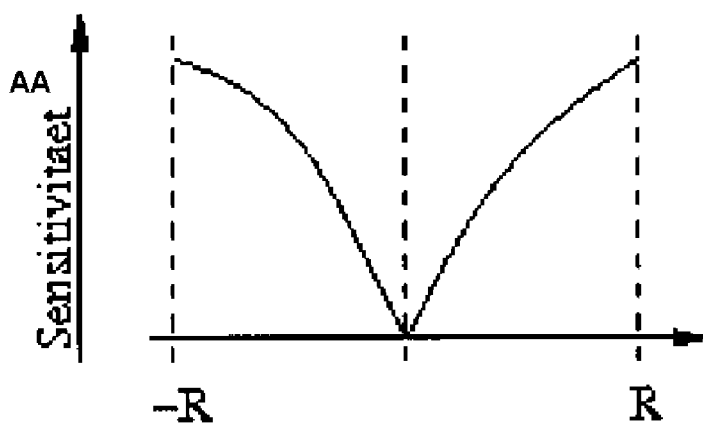
(84) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für
jede verfügbare regionale Schutzrechtsart): ARIPO (BW,
GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ,
UG, ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD,
RU, TJ, TM), europäisches (AL, AT, BE, BG, CH, CY,
CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS,
IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO,
RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI,
CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Veröffentlicht:

— ohne internationalen Recherchenbericht und erneut zu
veröffentlichen nach Erhalt des Berichts (Regel 48 Absatz
2 Buchstabe g)

(54) Title: MAGNETIC RESONANCE IMAGING SCANNER AND NUCLEAR MAGNETIC RESONANCE METHOD

(54) Bezeichnung : KERNSPINTOMOGRAPH SOWIE KERNMAGNETISCHES RESONANZVERFAHREN



AA Sensitivity

Fig.2

(57) Abstract: The invention relates to a magnetic resonance imaging scanner and a nuclear magnetic resonance method. According to the invention, use is made of a magnetic resonance imaging scanner comprising a magnet, a gradient coil and a transmission unit for travelling electromagnetic waves, by means of which travelling E_{01} -mode electromagnetic waves are coupled into the measuring volume.

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung betrifft einen Kernspintomograph sowie ein kernmagnetisches Resonanzverfahren. Erfindungsgemäß wird ein Kernspintomograph eingesetzt, welcher einen Magneten, eine Gradientenspule sowie eine Sendeeinheit für fortschreitende, elektromagnetische Wellen umfasst, mit der fortschreitende elektromagnetische Wellen eines E_{01} -Mode in das Messvolumen eingekoppelt werden.

B e s c h r e i b u n g

Kernspintomograph sowie kernmagnetisches Resonanzverfahren

Die Erfindung betrifft einen Kernspintomograph sowie ein kernmagnetisches Resonanzverfahren.

Für die Bildgebung sind nach dem Stand der Technik verschiedene kernmagnetische Resonanzverfahren bekannt. Diese machen von Kernspintomographen Gebrauch. Ein nach dem
5 Stand der Technik gebräuchlicher Kernspintomograph umfasst einen zylindrischen Magneten zur Erzeugung eines statischen Magnetfeldes, der im Allgemeinen als Magnet bezeichnet wird, eine weitere Gradientenspule zur Erzeugung eines Magnetgradientenfeldes, und eine Hochfrequenz-Sender-Empfängereinheit mit Antennenanordnung, die Radiostrahlung im H_{11} -Mode sendet und registriert, sowie eine Datenverarbeitungsanlage zur Steuerung, Bearbeitung und Anzeige der Bilddaten. Die Sender- Empfängereinheit generiert dabei fortschreiten-
10 de Wellen. In einer der Erfindung naheliegenden Ausführung handelt es sich bei dem ausgesendeten und empfangenen Feld um eine Hohlleitermode im runden Hohlleiter vom Typ H_{11} . Mit diesen Geräten werden die zu untersuchenden Proben bzw. in der Medizin Tiere und Menschen axial in den Magneten gelegt und einem Gradientenfeld ausgesetzt, wobei durch
15 die Sende- und Empfängereinheit Radiostrahlung im H_{11} Mode ausgestrahlt und registriert wird.

Mit diesen Geräten, welche H_{11} -Moden anregen, werden Bilder erzeugt, welche entlang der Achse des Magneten scharf und rauscharm sind, da sie nur entlang der Achse aus Ortsbereichen der Probe oder des Lebewesens kommen, in denen die Sensitivität des Messgeräts sehr
20 hoch ist. Für Ortsbereiche, die weiter von der Magnetachse entfernt sind bzw. durch leitende Materialien von direkter Feldeinstrahlung abgeschirmt werden, nehmen Rauschen und Unschärfe der erzeugten Bilder zu, da die Sensitivität des Messgerätes hier kleiner wird.

In den Randbereichen, also in größerer Entfernung zur Achse des Magnetes wird die Sensitivität des Messgeräts kleiner, so dass in diesen Bereichen weniger scharfe bzw. weniger
25 rauschfreie Bilder entstehen.

Es ist daher die Aufgabe der Erfindung, einen Kernspintomograph und ein kernmagnetisches Resonanzaufnahmeverfahren zur Verfügung zu stellen, mit denen auch in den Randbereichen

des Messvolumens sowie in einer langen Probe gute, scharfe bzw. rauscharme Bilder generiert werden können. Das Messvolumen wird dabei durch den homogenen Feldbereich des statischen Magnetfeldes definiert. Es soll ein Verfahren und eine Vorrichtung zur Verfügung gestellt werden, welche es ermöglichen, die Energie bei Anregung gezielt auf das zu untersuchende Objekt oder den Menschen bzw. das Tier einzustrahlen ohne die spezifische Absorptionsrate, beispielsweise an Kopf oder den Füßen eines tierischen oder menschlichen Untersuchungsobjektes, zu erhöhen bzw. ohne die gesetzlichen Grenzwerte der spezifischen Absorptionsrate auf der Antennen zugewandten Seite des menschlichen oder tierischen Untersuchungsobjekts, also dem Kopf oder den Füßen, zu überschreiten.

Ausgehend vom Oberbegriff des Anspruchs 1 wird die Aufgabe erfindungsgemäß gelöst mit den Merkmalen des kennzeichnenden Teils des Anspruchs 1 sowie des nebengeordneten Verfahrensanspruchs.

Mit dem erfindungsgemäßen Verfahren und der Vorrichtung ist es nunmehr möglich, scharfe, rauscharme, bessere Bilder im Randbereich des durch den Magneten eingeschlossenen Messvolumens zu erzielen. Insbesondere die Messvolumina, welche in radialer Richtung von der Rotationsachse des Magneten entfernt sind, lassen sich besser und genauer und rauschärmer vermessen. Zudem besteht nicht mehr die Problematik, dass die Empfindlichkeit des Messgerätes entlang der Achse durch Absorption stark variiert. Es besteht nicht mehr die Problematik, dass die Empfindlichkeit der Sende-Empfängereinheit entlang der Achse des Magneten unterschiedlich ist. Mit der erfindungsgemäßen Vorrichtung und dem erfindungsgemäßen Verfahren ist es möglich, mehr Energie bei Anregung mit fortschreitenden Wellen einzustrahlen ohne die spezifische Absorptionsrate an Kopf oder an den Füßen eines tierischen oder menschlichen Untersuchungsobjektes zu erhöhen.

Die Figuren zeigen einen Vergleich der Ergebnisse gemäß dem Stand der Technik und dem erfindungsgemäßen Verfahren.

Es zeigt:

Fig.1: Darstellung der Sensitivität in Abhängigkeit vom Abstand von der Achse des durch den Magneten eingeschlossenen Messvolumens nach dem Stand der Technik.

Fig.2: Darstellung der Sensitivität in Abhängigkeit vom Abstand von der Achse des durch den Magneten eingeschlossenen Messvolumens gemäß der Erfindung.

Fig.3: Verlauf der Sensitivität entlang der Rotationsachse des Magneten nach dem Stand der Technik.

Fig.4: Verlauf der Sensitivität entlang der Rotationsachse des Magneten gemäß der Erfindung.

In den Figuren 1 und 2 bezeichnen die Abszissen jeweils den dimensionslosen Abstand von der Rotationsachse des Magneten, wobei $R = 0$ in der Mitte liegt und die Ordinaten bezeichnen jeweils die dimensionslose Sensitivität.

In den Figuren 3 und 4 bezeichnen die Abszissen jeweils den dimensionslosen Abstand von dem Sender und die Ordinaten jeweils die dimensionslose Sensitivität.

Im Folgenden soll das erfindungsgemäße Verfahren und die Vorrichtung erläutert werden.

Erfindungsgemäß wird ein Kernspintomograph zur Verfügung gestellt, welcher eine Spule zur Erzeugung eines statischen Magnetfeldes, sowie ein Mittel zur Erzeugung eines zeitvariablen magnetischen Feldgradienten aufweist, der weiterhin Mittel zur Einkopplung eines fortschreitenden elektromagnetischen Feldes eines E_{01} -Mode besitzt.

Die Mittel zum Einkoppeln eines fortschreitenden elektromagnetischen Feldes bzw. einer fortschreitenden elektromagnetischen Welle eines E_{01} -Mode bewirken, dass insbesondere in den Randbereichen des Messvolumens, welche sich in größerer Entfernung von der Achse, welche den Magneten durchläuft befindet, Messungen mit hoher Sensitivität vorgenommen werden können. Damit werden vor allen Dingen bei der Vermessung von Menschen oder Tieren rauscharme, scharfe Bilder erhalten. Weiterhin besteht nicht mehr die Problematik, dass die Empfindlichkeit des Messgerätes entlang der Achse durch Absorption stark variiert. Unter dieser Achse im Sinne der Erfindung ist die Rotationsachse des Magneten zu verstehen, welche die Bohrung des Magneten durchläuft.

Bei dem Mittel zum Einkoppeln eines fortschreitenden elektromagnetischen Feldes im E_{01} -Mode, kann es sich beispielsweise um eine Antenne oder um einen Wellentransformator handeln.

Das Mittel zum Einkoppeln des fortschreitenden elektromagnetischen Feldes befindet sich vorzugsweise außerhalb des Volumens, das durch den Magneten eingeschlossen wird, da somit bei der Untersuchung von lebenden Objekten klaustrophobische Effekte, die sich auch auf das Messergebnis auswirken können, vermindert oder sogar ausgeschlossen werden können. Das Messvolumen wird durch den homogenen Feldbereich des statischen Magnetfeldes gebildet. Somit können Proben von größeren Abmessungen untersucht werden sowie bei der Untersuchung von lebenden Objekten klaustrophobische Effekte reduziert oder ganz ausgeschlossen werden. Für die Verminderung von klaustrophobischen Effekten kann es auch ausreichend sein, wenn das Mittel zum Einkoppeln eines elektromagnetischen Feldes eines E_{01} -Mode, nicht tief in das durch den Magneten eingeschlossene Volumen hineinragt.

Das Mittel zum Einkoppeln eines fortschreitenden elektromagnetischen Feldes eines E_{01} -Modes kann sich an einem Ende des durch den Magneten begrenzten Untersuchungs- bzw. Messvolumens befinden und kann mit einem Deckel ausgestattet sein, welcher das Ende des Messvolumens nach außen abdeckt. Dadurch kann das elektromagnetische Feld besonders effizient eingekoppelt werden. Der Deckel muss das Messvolumen jedoch nicht komplett nach außen abschließen.

Das Mittel zum Einkoppeln eines fortschreitenden elektromagnetischen Feldes in einem E_{01} - Mode befindet sich vorzugsweise in einer Position, die sich auf der Rotationsachse des Magneten befindet, da in dieser Position eine optimale Einkopplung in das Messvolumen erfolgen kann.

Das Mittel zum Einkoppeln eines fortschreitenden elektromagnetischen Feldes eines E_{01} -Mode, kann auch als Empfänger für die Messsignale dienen.

Alternativ kann der Empfänger auch als gesonderte Einheit ausgeführt sein.

In einer bevorzugten Ausführungsform ist das Mittel zum Einkoppeln von fortschreitenden elektromagnetischen Wellen ein Frequenzgenerator, der über ein Koaxialkabel mit einem Wellentransformator mit dem Hohlleiter, der durch die Bohrung des Magneten dargestellt wird, verbunden ist. Der Wellentransformator bildet einen Hohlleiter, der durch die Bohrung des Magneten fortgesetzt wird. Im Wellentransformator ragen die Innenleiter des Koaxialkabels als Stifte in den Hohlleiter hinein und bilden eine kapazitive Ankopplung der geführten Welle an den Hohlleitermode.

Alternativ ist auch eine induktive Ankopplung der geführten Welle an den Hohlleitermode möglich. Dies geschieht durch eine Einkopplung mittels eines gebogenen Leiters. Mit dieser Anordnung können fortschreitende elektromagnetische Wellen der E_{01} -Mode in den Hohlleiter eingekoppelt werden.

- 5 Die erfindungsgemäße Vorrichtung, die mit Mitteln zum Einkoppeln eines fortschreitenden elektromagnetischen Feldes in einem E_{01} -Mode ausgestattet ist, ermöglicht eine rauscharme Vermessung von Messvolumenbereichen, die weiter von der Rotationsachse des Magneten entfernt sind.

- 10 Es können jedoch auch weitere Moden, wie H_{11} -, H_{21} - H_{01} -, E_{11} -, H_{31} -, E_{21} -Moden eingekoppelt werden. Hierzu umfasst die Vorrichtung Mittel zum Einkoppeln von fortschreitenden elektromagnetischen Feldern weiterer Moden, beispielsweise der H_{11} -, H_{21} - H_{01} -, E_{11} -, H_{31} -, oder E_{21} -Mode.

- 15 Das hat den Vorteil, dass Bereiche des Messvolumens, welche durch fortschreitende elektromagnetische Wellen des E_{01} -Mode weniger gut vermessen werden können, ebenfalls einer sensitiven Messung zugeführt werden können.

- 20 Das Mittel zum Einkoppeln eines fortschreitenden elektromagnetischen Feldes der E_{01} -Mode kann auch als Empfänger für die aus der Messung resultierenden Signale fungieren. Alternativ kann jedoch auch ein anderer Empfänger vorhanden sein, der zu dem Mittel zum Einkoppeln eines fortschreitenden elektromagnetischen Feldes im E_{01} -Mode eine gesonderte Einheit darstellt. Dabei kann es sich um einen Empfänger außerhalb der Bohrung der Magnetspule oder innerhalb des Magneten handeln. Befindet sich der Empfänger innerhalb des Magneten, so soll er erfindungsgemäß vorzugsweise wenig Platz einnehmen. Dies hat den Vorteil, dass
- 25 klaustraphobische Effekte verhindert werden können. Selbiges gilt auch für Mittel zum Einkoppeln und Senden von fortschreitenden elektromagnetischen Wellen, eines anderen Mode, beispielsweise eines H_{11} -, H_{21} - H_{01} -, E_{11} -, H_{31} - oder E_{21} -Mode.

- Die Mittel zum Einkoppeln eines fortschreitenden elektromagnetischen Feldes verschiedener Modes, wie dem H_{11} -, H_{21} - H_{01} -, E_{11} -, H_{31} - oder E_{21} -Mode können sich ebenfalls an einem Ende der Bohrung des Magneten befinden, vorzugsweise in einer Position, insbesondere auf der Rotationsachse des Magneten, z. B. wenn ein E_{01} -Mode eingekoppelt wird, in der eine
- 30 Direkteinstrahlung erfolgen kann. Vorzugsweise befindet sich das Mittel zum Einkoppeln von elektromagnetischen Wellen solcher Modes am gleichen Ende der Bohrung wie das Mittel zur

Einkopplung von elektromagnetischen Wellen des E_{01} -Mode. Dies hat den Vorteil, dass die zweite Öffnung des Magneten frei zugänglich bleibt.

- 5 In einer weiterhin bevorzugten Ausführungsform befinden sich die Mittel zum Einstrahlen von fortschreitenden elektromagnetischen Wellen unterschiedlicher Modes in einer Position, dass diese Mittel jeweils in einer Position angeordnet sind, die einem Nulldurchgang des jeweils anderen Modes entspricht. Dies hat den Vorteil, dass die Modes voneinander entkoppelt sind. Weiterhin können Mittel zum Einkoppeln fortschreitender elektromagnetischer Felder unterschiedlicher Moden in das Messvolumen gleichzeitig vorhanden sein.
- 10 Weiterhin können mindestens zwei oder verschiedene Mittel zur Einkopplung fortschreitender elektromagnetische Felder unterschiedlicher Moden in das Messvolumen gleichzeitig vorhanden sein, was eine noch vollständigere Ausmessung des Messvolumens ermöglicht.

- 15 Eine Vorrichtung, welche sowohl Mittel zur Einkopplung eines fortschreitenden elektromagnetischen Feldes eines E_{01} - Mode als auch eines anderen Mode umfasst, ermöglicht die Anwendung von Transmit-SENSE-Verfahren, bei dem die Sensitivitätsunterschiede in den Koordinaten des Messvolumens zur zusätzlichen Informationskodierung verwendet werden können. Hierzu werden mindestens zwei Moden benötigt, beispielsweise aus der Gruppe der Modes H_{11} -, H_{21} - H_{01} -, E_{11} -, H_{31} - oder E_{21} .

- 20 Die Anwendbarkeit von fortschreitenden elektromagnetischen Feldern unterschiedlicher Moden ist nur von den baulichen Abmessungen des Magneten begrenzt. Die Bohrung soll die Ausbreitung von fortschreitenden elektromagnetischen Wellen ermöglichen. Beispielfhaft, aber nicht beschränkend können Durchmesser für die Bohrung des Magneten bei einem 9.4 Tesla-System von 58 cm bis beispielsweise 63 cm angegeben werden. Der Durchmesser für
- 25 die Bohrung ist nach oberen Werten grundsätzlich offen und nur durch die technische Realisierbarkeit beschränkt. Der minimale Durchmesser, ab dem Moden ausbreitungsfähig sind, hängt von der Betriebsfrequenz des kernmagnetischen Kernspintomographen und den Materialeigenschaften der Messprobe ab.

- 30 Durch eine wenigstens teilweise Beladung des Magneten mit einem dielektrischen Material kann ein fortschreitendes elektromagnetisches Feld eines bestimmten Mode auch dann eingekoppelt und ausbreitungsfähig gemacht werden, wenn die Bohrung des Magneten im unbeladenen Fall unterhalb des minimalen Durchmessers zur Ausbreitung einer Welle des ge-

wünschten Mode ist. Für einen solchen Aufbau wird die Grenzfrequenz der Mode herabgesetzt.

In einer weiteren Ausführungsform der Erfindung kann wenigstens eine Mode, beispielsweise die H_{11} -Mode, in einem Winkel, vorzugsweise orthogonal polarisiert werden, was beispielhaft durch eine geometrische Rotation des entsprechenden Einkoppelstiftes auf dem Wellentransformator realisiert werden kann. Hierzu sind zwei Stifte in einem Winkel, vorzugsweise orthogonal zueinander angeordnet, die jeweils denselben Mode, beispielsweise den H_{01} -Mode, einkoppeln. Das hat den Vorteil, dass auch orthogonale Moden eines Typs zur Sensitivitätskodierung verwendet werden können, und dass das eingekoppelte fortschreitende elektromagnetische Feld der räumlichen Ausdehnung des zu untersuchenden Objekts optimal angepasst werden kann. Bei einem anderen Winkel als 90° werden ebenfalls günstige räumliche Erfassungen des zu vermessenden Objekts ermöglicht.

Der Empfänger befindet sich vorzugsweise außerhalb des durch den Magneten eingeschlossenen Messvolumens. Dies hat den Vorteil, dass klaustrophobische Effekte verhindert werden können. Selbiges gilt auch für Mittel zum Einkoppeln von fortschreitenden elektromagnetischen Wellen, eines anderen Mode, beispielsweise eines H_{11} -Mode.

Der Empfänger kann sowohl der Sender, als auch eine andere, davon unabhängige Einheit sein.

Nach dem erfindungsgemäßen Bildgebenden Verfahren wird ein zu untersuchendes Objekt in einem Kernspintomograph untersucht, welcher über einen Magneten verfügt, der ein statisches Magnetfeld aufbaut. Es wird zusätzlich ein zeitvariables Magnetfeld erzeugt, welches eine Raumkodierung ermöglicht. Erfindungsgemäß wird in dem Bildgebenden Verfahren eine elektromagnetische fortschreitende Welle bzw. ein fortschreitendes elektromagnetisches Feld in die Bohrung des Magneten in einem E_{01} -Mode eingekoppelt.

Dies hat den Vorteil, dass insbesondere in den Randbereichen des Messvolumens, welche sich in größerer Entfernung von der Achse die den Magneten durchläuft, Messungen mit einer höheren Sensitivität durchgeführt werden können, als mit dem Stand der Technik. Damit können insbesondere in Bereichen des Messvolumens, die durch einen menschlichen oder tierischen Probanden ausgefüllt werden, besonders rauscharme Messergebnisse erhalten

werden. Weiterhin variiert die Empfindlichkeit des Messgeräts entlang der Achse nicht mehr so stark.

Zum Einkoppeln des erfindungsgemäßen fortschreitenden elektromagnetischen Feldes werden eine Antenne oder ein Wellentransformator eingesetzt.

- 5 Das fortschreitende elektromagnetische Feld wird vorzugsweise von einer Position außerhalb des Magneten in das Messvolumen eingekoppelt, da somit bei der Untersuchung von lebenden Objekten klaustrophobische Effekte, die sich auch auf das Messergebnis auswirken können, vermindert oder sogar ausgeschlossen werden können.

- 10 In einer bevorzugten Ausführungsform des erfindungsgemäßen Verfahrens wird die Öffnung des Magneten an deren Ende sich das Mittel zum Einkoppeln des fortschreitenden elektromagnetischen Feldes einer E_{01} -Mode, durch einen Deckel abgeschirmt. Das hat den Vorteil, dass das fortschreitende elektromagnetische Feld besonders effektiv in das Messvolumen eingekoppelt werden kann.

- 15 Vorzugsweise wird das fortschreitende elektromagnetische Feld von einem Punkt auf der Rotationsachse des Magneten in das Messvolumen eingekoppelt.

Mit dem erfindungsgemäßen Verfahren, nach dem in das Messvolumen ein fortschreitendes elektromagnetisches Feld in das Messvolumen eingekoppelt wird, lassen sich rauscharme Messung in Bereichen durchführen, die weiter von der Rotationsachse des Magneten entfernt sind.

- 20 Zusätzlich können in einer weiteren vorteilhaften Ausgestaltung des erfindungsgemäßen Verfahrens, fortschreitende elektromagnetische Wellen anderer Moden, wie der H_{11} -, H_{21} - H_{01} -, E_{11} -, H_{31} - oder E_{21} -Mode, in das Messvolumen eingekoppelt werden. Das hat den Vorteil, dass Bereiche des Messvolumens, welche durch fortschreitende elektromagnetische Wellen der E_{01} -Mode oder einer anderen Mode nicht ausreichend gut vermessen werden können, ebenfalls einer hohen Sensitivität durchgeführt werden können.

- 25 In einer weiteren vorteilhaften Ausgestaltung des erfindungsgemäßen Verfahrens, werden fortschreitende elektromagnetische Felder unterschiedlicher Moden von Positionen in das Messvolumen eingekoppelt, die sich jeweils in der Position eines Nulldurchgangs der Felder anderer Moden befindet. Dies hat den Vorteil, dass die Moden voneinander entkoppelt werden können.
- 30

In einer vorteilhaften Ausgestaltung des erfindungsgemäßen Verfahrens, bei dem fortschreitenden Wellen mindestens zweier verschiedener Moden eingekoppelt werden, ermöglicht die Anwendung von Transmit-SENSE-Verfahren im Sendebetrieb, bei dem die Sensitivitätsunterschiede in den Koordinaten des Messvolumens zur zusätzlichen Informationskodierung verwendet werden können. Hierzu werden mindestens zwei Moden benötigt. Werden die Mittel zum Senden oder andere Empfangsantennen mit einer Mannigfaltigkeit von mindestens zwei zum Empfangen eingesetzt, können ebenfalls SENSE-Methoden im Empfangsbetrieb eingesetzt werden.

In einer weiteren Ausführungsform der Erfindung kann dieselbe Mode zweimal eingekoppelt werden, wobei die zweite Einkopplung zu der ersten in einem Winkel, vorzugsweise orthogonal zu der ersten polarisiert eingekoppelt wird. Grundsätzlich kann diese polarisierte Einkopplung mit jeder Mode erfolgen deren Feldlinien nicht rotationssymmetrisch sind, z.B. mit der H_{11} -Mode. Das hat den Vorteil, dass durch das resultierende elektromagnetische Feld, der räumlichen Ausdehnung des zu untersuchenden Objekts optimal angepasst werden kann.

Weicht der Winkel der Polarisierung der zweiten Einkopplung des Mode von 90° ab, so kann ebenfalls eine verbesserte räumliche Vermessung des Objekts erzielt werden. Insbesondere bei der Untersuchung von Menschen und Tieren ist eine Polarisierung von Modes vorteilhaft.

In einer weiteren Ausführungsform des erfindungsgemäßen Verfahrens wird die Grenzfrequenz mindestens einer eingekoppelten Mode herabgesetzt. Dies kann dadurch erfolgen, dass dielektrische Materialien innerhalb der Bohrung des Magneten angebracht werden.

Der Empfänger wird vorzugsweise außerhalb des durch den Magneten eingeschlossenen Volumens positioniert. Dies hat den Vorteil, dass klaustrophobische Effekte verhindert werden können. Selbiges gilt auch für Mittel zum Einkoppeln von fortschreitenden elektromagnetischen Wellen, eines anderen Mode, beispielsweise eines H_{11} -Mode.

Als Empfänger können sowohl die Mittel zum Senden, als auch davon unabhängige Einheiten eingesetzt werden.

Beispiel:

Der Erfindung liegen folgende Fragestellungen zugrunde:

1. Wie kann die Region hoher Sensitivität bei der Anregung und/oder Aufnahme von kernmagnetischer Resonanz mittels fortschreitender Wellen vergrößert werden?

2. Wie können die Methoden der parallelen Anregung („Transmit-SENSE“) und/oder Aufnahme („SENSE/GRAPPA“) der kernmagnetischen Resonanz auf Magnet Resonanz Tomographie (MRT) Systeme mit Aufnahme/Anregung mittels fortschreitender Wellen angewendet werden?
- 5 3. Wie kann mehr Energie bei Anregung mit fortschreitenden Wellen in die zu untersuchende Körperregion eingestrahlt werden, ohne die spezifische Absorptionsrate (SAR) an Kopf oder Füßen drastisch zu erhöhen?

Hochfeld MRT Systeme nutzen die Hochfrequenz (HF) Abschirmung des Gradientensystems als Wellenleiter. Die in der Abschirmung geführte Welle kann dann sowohl zur Anregung der kernmagnetischen Resonanz, als auch zum Empfang des Relaxationssignals verwendet werden. Damit sich eine fortschreitende Welle in einem Hohlleiter ausbreiten kann, muss die Grenzfrequenz („cut-off-frequency“) der entsprechenden Mode überschritten werden. Die Grenzfrequenz einer Methode wird durch die Querschnittsabmessung des Hohlleiters bestimmt. Für 7 Tesla (T) Systeme mit einer Protonen Resonanzfrequenz von 300 MHz und einem typischen Durchmesser der HF-Abschirmung von 58 cm liegt die Grenzfrequenz der Grundmode (Mode mit der niedrigsten Grenzfrequenz - dies ist die H_{11} -Mode in einem kreiszylindrischen Hohlleiter) bei knapp über 300 MHz. Durch die Beladung des Magneten mit einem dielektrischen Körper (Menschlicher Körper oder Phantom) kann die Grenzfrequenz auf knapp unter die Resonanzfrequenz gesenkt werden, so dass die Grundmode ausbreitungsfähig und MRT mittels einer fortschreitenden Welle möglich wird. Die H_{11} -Mode weist eine charakteristische Verteilung der magnetischen Feldstärke über dem Querschnitt des Hohlleiters auf. Sie ist in der Mitte am höchsten und nimmt radial zum Rand hin ab. Da die Effizienz/Sensitivität einer MRT Anregung/Aufnahme proportional zur magnetischen Feldstärke ist, können Volumina in der Mitte des Hohlleiters gut abgebildet werden. Zum Rand des Hohlleiters fallen Effizienz und Sensitivität stark ab und sind auf der Hohlleiteroberfläche identisch Null. Die Anregung/Aufnahme der fortschreitenden Welle erfolgt zumeist mit einer Antennenstruktur (Patch-Antenne, Dipolantenne) die konzentrisch zur HF-Abschirmung montiert wird. Für die SAR-Verteilung sind die elektrischen Felder ausschlaggebend. Auch hier weist die H_{11} -Mode Nachteile auf. Wie bei der magnetischen Feldstärke sind die elektrischen Felder in der Mitte des Hohlleiters konzentriert. Von der Service- oder Patientenseite des Magneten eingestrahlt Wellen führen deshalb zu hohen SAR-Werten im Kopf oder an den Füßen.

Zur Erhöhung der Sensitivität in den Randgebieten (z. B. für die Aufnahme von Körperteilen die Nahe an der HF-Abschirmung liegen) ist deshalb eine Verstärkung der magnetischen Feldstärke nahe der Abschirmung notwendig. Da sich die Feldverteilung einer Mode über dem Querschnitt nicht verändern lässt, müssen zusätzliche Moden zur Anregung/Aufnahme der MRT-Signale herangezogen werden. Komplementär zur Feldverteilung der H_{11} -Mode ist die Feldverteilung der E_{01} -Mode – sie hat eine hohe magnetische Feldstärke in den Randgebieten die zur Achse des Hohlleiters hin auf Null abfällt. Gleichzeitig weist die E_{01} -Mode eine elektrische Feldverteilung auf, die ebenfalls in den Randgebieten des Hohlleiters konzentriert ist. Bei MRT-Sequenzen mit SAR-Limitierung kann bei Anregung nur der E_{01} -Mode die SAR Belastung reduziert werden. Die E_{01} -Mode ist in einem 7T-System mit einem Durchmesser des HF-Schirms von 58 cm nicht ausbreitungsfähig, da die Grenzfrequenz deutlich höher als 300 MHz ist. Der Erfindung liegt deshalb eine MRT-System mit höherer Resonanzfrequenz (9.4T das entspricht einer Resonanz der Wasserstoffkerne von 400 MHz) und größerem Durchmesser der HF-Abschirmung (63 cm), die durch eine größere Magnetbohrung ermöglicht wird, zugrunde. Bei 400 MHz und der genannten Abmessung der HF-Abschirmung sind sowohl die H_{11} -Mode als auch die E_{01} -Mode ausbreitungsfähig. Die oben aufgeführten Antennenstrukturen erzeugen zunächst primär eine H_{11} -Mode im Hohlleiter. Es ist deshalb eine Methode der Modeneinkopplung erforderlich, die ebenfalls die E_{01} -Feldverteilung anregt. Damit der unter Punkt zwei aufgeführte Gesichtspunkt erfüllt wird, müssen die beiden Moden unabhängig voneinander angeregt werden können. Dies bedeutet, dass ein Sende-/Empfangskanal die H_{11} -Mode anregt bzw. für deren Feldverteilung als Empfänger sensitiv ist, während ein zweiter Sende-/Empfangskanal mit der E_{01} -Mode koppelt. Die Ankopplung weiterer Moden oder eine orthogonale Polarisierung ist vorteilhaft. Wir haben die Aufgabe durch den Einsatz von Wellentransformatoren gelöst. Diese erlauben die Umwandlung einer TEM Mode, wie sie z. B. auf einem Koaxialkabel übertragen wird, in eine Hohlleiter Mode. So kann mittels einer kapazitiven Ankopplung am Rand des Hohlleiters eine H_{11} -Mode erzeugt werden. Ein zentral in der Mitte (auf der Achse) angeordneter Stift kann eine E_{01} Mode anregen. Zu diesem Zweck kann die ursprünglich offene HF-Abschirmung (Zylinder ohne die Deckelseiten) vorteilhafter Weise auf einer Seite des Magneten mit einer Deckelplatte verschlossen werden. Dies ist in unserer Ausführung das so genannte „Service-Ende“ des Magneten, da an der anderen Seite („Patienten-Ende“) die Patientenliege montiert ist. Um die Moden getrennt anregen zu können, wurde der H_{11} -Koppelstift eine viertel Hohlleiterwellenlänge von dem Deckel entfernt angebracht. Auf diese Weise wirkt der Deckel wie ein leerlaufendes Ende auf den Koppelstift und hat keinen Einfluss auf die Anregung der Mode. Die

Entkopplung zwischen beiden Stiften findet durch die geometrische Anordnung statt. Die Stifte sind so angeordnet, dass sie in den Nullstellen der Felder der jeweiligen anderen Mode liegen. Alternativ kann eine Einkopplung der verschiedenen Moden auch mit speziellen Antennen erfolgen. Aufgrund der höheren technischen Komplexität wurde jedoch die Ankopplung mittels Wellentransformator gewählt.

P a t e n t a n s p r ü c h e

-
1. Kernspintomograph umfassend einen Magneten, eine Gradientenspule, sowie Mittel zur Einkopplung von fortschreitenden, elektromagnetischen Wellen,
dadurch gekennzeichnet, dass
- 5 das Mittel zur Einkopplung von fortschreitenden, elektromagnetischen Wellen ein Mittel ist, welches fortschreitende, elektromagnetische Wellen im E_{01} -Mode erzeugt.
2. Kernspintomograph nach Anspruch 1,
dadurch gekennzeichnet, dass
- 10 das Mittel zur Einkopplung von fortschreitenden, elektromagnetischen Wellen im E_{01} -Mode eine Antenne oder ein Wellentransformator ist.
3. Kernspintomograph nach Anspruch 1 oder 2,
dadurch gekennzeichnet, dass
- 15 sich das Mittel zur Einkopplung von fortschreitenden, elektromagnetischen Wellen im E_{01} -Mode außerhalb der Bohrung des Magneten befindet oder nicht tief in diese hineinragt.
4. Kernspintomograph nach einem der Ansprüche 1 bis 3,
dadurch gekennzeichnet, dass
- sich das Mittel zur Einkopplung von fortschreitenden, elektromagnetischen Wellen im E_{01} -Mode am Ende des durch den Magneten begrenzten Volumens befindet.
- 20 5. Kernspintomograph nach Anspruch 4,
dadurch gekennzeichnet, dass
- das Mittel zur Einkopplung von fortschreitenden, elektromagnetischen Wellen im E_{01} -Mode mit einem Deckel ausgestattet ist, welcher das Ende des Volumens nach außen abdeckt.
- 25 6. Kernspintomograph nach einem der Ansprüche 1 bis 5,
dadurch gekennzeichnet,
- dass sich das Mittel zur Einkopplung von fortschreitenden, elektromagnetischen Wellen im E_{01} -Mode auf einer Position auf der Rotationsachse des Magneten befindet.

7. Kernspintomograph nach einem der Ansprüche 1 bis 6,
dadurch gekennzeichnet, dass
das Mittel zur Einkopplung von fortschreitenden, elektromagnetischen Wellen im E_{01} -
Mode ein Frequenzgenerator ist, der über ein Koaxialkabel mit einem Wellentransfor-
mator, der durch die Bohrung des Magneten fortgesetzt wird, verbunden ist, wobei in
5 den Wellentransformator der Innenleiter des Koaxialkabels als Stift in den Hohlleiter
hineinragt.
8. Kernspintomograph nach einem der Ansprüche 1 bis 6,
dadurch gekennzeichnet, dass
10 das Mittel zur Einkopplung von fortschreitenden, elektromagnetischen Wellen im E_{01} -
Mode ein Frequenzgenerator ist, der über ein Koaxialkabel mit einem Wellentransfor-
mator, der durch die Bohrung des Magneten fortgesetzt wird, verbunden ist, wobei in
den Wellentransformator der Innenleiter des Koaxialkabels in gebogener Geometrie in
den Hohlleiter hineinragt.
- 15 9. Kernspintomograph nach einem der Ansprüche 1 bis 8,
dadurch gekennzeichnet, dass
er über Mittel zum Einkoppeln mindestens einer weiteren fortschreitenden, elektromag-
netischen Welle eines anderen Modes, als dem E_{01} - Mode verfügt.
10. Kernspintomograph nach Anspruch 9,
20 dadurch gekennzeichnet, dass
das Mittel zum Einkoppeln mindestens einer weiteren fortschreitenden, elektromagneti-
schen Welle eines anderen Modes, als dem E_{01} -Mode, ein Mittel zum Einkoppeln einer
fortschreitenden, elektromagnetischen Welle eines H_{11} -, H_{21} - H_{01} -, E_{11} -, H_{31} - oder E_{21} -
Mode ist.
- 25 11. Kernspintomograph nach einem der Ansprüche 9 oder 10,
dadurch gekennzeichnet, dass
die Mittel zum Einkoppeln verschiedener fortschreitender, elektromagnetischer Wellen
unterschiedlicher Modes in einer Position angeordnet sind, die einem Nulldurchgang
des jeweils anderen Modes entspricht.

12. Kernspintomograph nach einem der Ansprüche 1 bis 11,
dadurch gekennzeichnet, dass
zwei Einkopplungsstifte für die Einkopplung des selben Mode in einem Winkel zueinander angeordnet sind.
- 5 13. Kernmagnetisches Resonanzverfahren, bei dem ein zu untersuchendes Objekt in einem statischen Magnetfeld einem sich zeitlich ändernden Magnetfelds ausgesetzt wird, welches eine Raumkodierung ermöglicht, und zur Vermessung des Objekts eine fortschreitende, elektromagnetische Welle in das durch das statische Magnetfeld definierte Messvolumen eingekoppelt wird,
10 dadurch gekennzeichnet, dass
als fortschreitende, elektromagnetische Welle eine Welle des E_{01} -Mode eingekoppelt wird.
14. Kernmagnetisches Resonanzverfahren nach Anspruch 13,
dadurch gekennzeichnet,
15 dass die fortschreitende elektromagnetische Welle eine Welle des E_{01} -Mode von einer Position eingekoppelt wird, die sich außerhalb der Bohrung des Magneten definierten Volumenbereichs befindet oder nicht tief in dieses hineinragt.
15. Kernmagnetisches Resonanzverfahren nach einem der Ansprüche 13 oder 14,
dadurch gekennzeichnet, dass
20 die Öffnung des Magneten an dem Ende, an dem die elektromagnetische Welle des E_{01} -Modes eingekoppelt wird, abgeschirmt wird.
16. Kernmagnetisches Resonanzverfahren nach einem der Ansprüche 13 bis 15,
dadurch gekennzeichnet, dass
mindestens eine weitere fortschreitende, elektromagnetische Welle in das Messvolumen
25 eingekoppelt wird.
17. Kernmagnetisches Resonanzverfahren nach einem der Ansprüche 16,
dadurch gekennzeichnet, dass
mindestens eine fortschreitende, elektromagnetische Welle eines H_{11} -, H_{21} -, H_{01} -, E_{11} -, H_{31} - oder E_{21} -Modes eingekoppelt wird.

18. Kernmagnetisches Resonanzverfahren nach einem der Ansprüche 16 oder 17, dadurch gekennzeichnet, dass zwei fortschreitende elektromagnetische Wellen des selben Mode in einem Winkel zueinander polarisiert eingekoppelt werden. .
- 5 19. Kernmagnetisches Resonanzverfahren nach einem der Ansprüche 16 bis 18, dadurch gekennzeichnet, dass fortschreitende elektromagnetische Wellen unterschiedlicher Modes von Positionen in das Messvolumen eingekoppelt werden, die sich jeweils in der Position eines Nulldurchgangs der Felder der anderen Mode befindet.
- 10 20. Kernmagnetisches Resonanzverfahren nach einem der Ansprüche 16 bis 19, dadurch gekennzeichnet, dass die Sensitivitätsunterschiede verschiedener Moden für ein Transmit-SENSE-Verfahren eingesetzt werden.

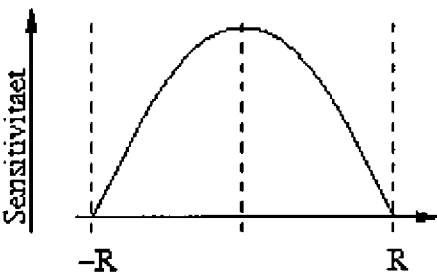


Fig. 1

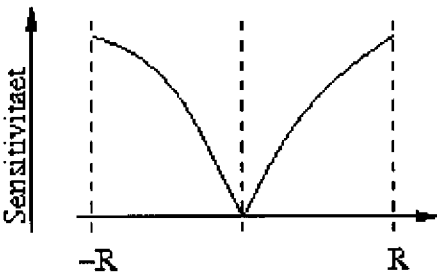


Fig. 2

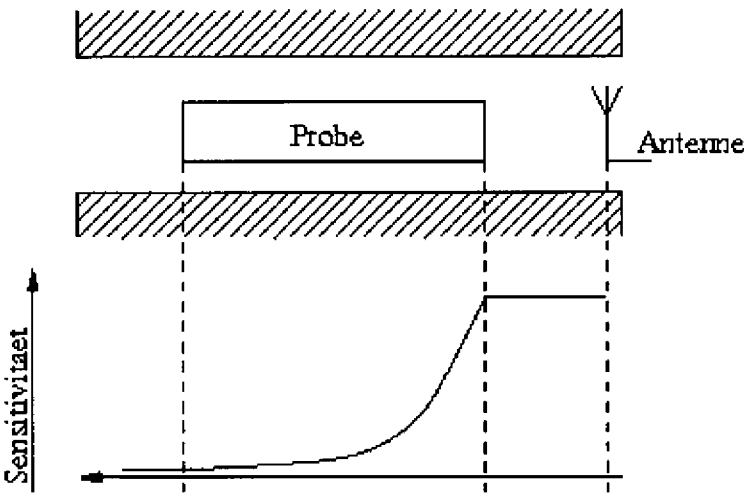


Fig. 3

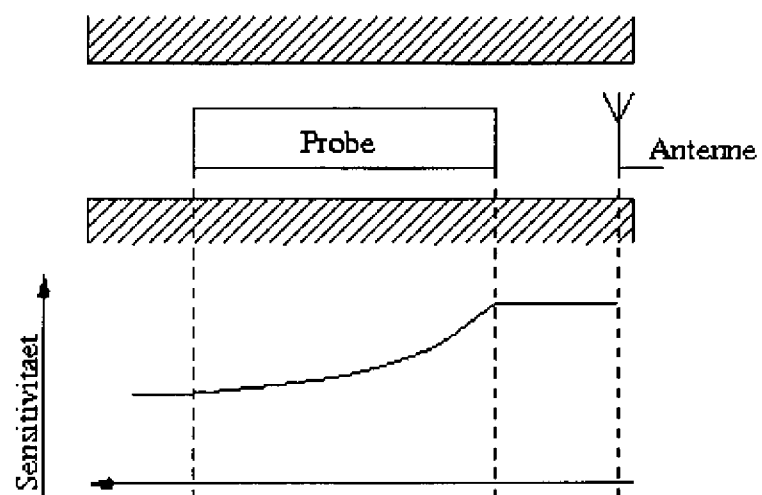


Fig. 4