



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 10 2004 015 859 A1** 2005.10.20

(12)

Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2004 015 859.2**

(22) Anmeldetag: **31.03.2004**

(43) Offenlegungstag: **20.10.2005**

(51) Int Cl.7: **G01R 33/341**

G01R 33/28, G01R 33/34, G01R 33/30

(71) Anmelder:
Siemens AG, 80333 München, DE

(72) Erfinder:
Candidus, Yvonne, 90587 Tuchenbach, DE;
Feiweier, Thorsten, Dr., 91099 Poxdorf, DE;
Horger, Wilhelm, 90571 Schwaig, DE; Huber,
Jürgen, 91058 Erlangen, DE; Lazar, Razvan, Dr.,
91056 Erlangen, DE; Schmitt, Melanie, 91052
Erlangen, DE; Schön, Lothar, 91077 Neunkirchen,
DE

(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht
gezogene Druckschriften:

US 52 27 727 A

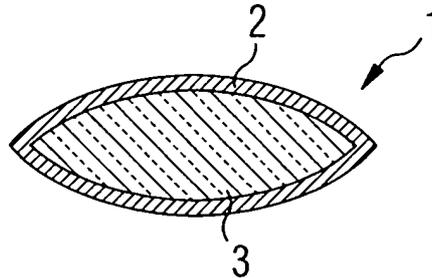
LISSNER, J.: SEIDERER, M.: Klinische
Kernspintomo-
graphie. 2. Aufl. Stuttgart: Ferdinand Enke Ver-
lag, 1990, S.149-155;

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gemäß § 44 PatG ist gestellt.

(54) Bezeichnung: **Verfahren zur Erzeugung von Magnetresonanzaufnahmen eines Untersuchungsobjekts, dielektrisches Element und Verwendung des dielektrischen Elements**

(57) Zusammenfassung: Es wird ein Verfahren zur Erzeugung von Magnetresonanzaufnahmen eines Untersuchungsobjekts (P) beschrieben, bei dem am Untersuchungsobjekt zur lokalen Beeinflussung der B_1 -Feldverteilung ein dielektrisches Element (1) positioniert wird, welches ein Relaxationsagens enthält. Das Relaxationsagens umfasst dabei vorzugsweise eine paramagnetische Substanz. Darüber hinaus werden ein entsprechendes dielektrisches Element (1) sowie die Verwendung eines solchen dielektrischen Elements (1) zur Homogenisierung des B_1 -Feldes beschrieben.



Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Erzeugung von Magnetresonanzaufnahmen eines Untersuchungsobjekts, bei dem am Untersuchungsobjekt zur lokalen Beeinflussung der B_1 -Feldverteilung ein dielektrisches Element positioniert wird. Darüber hinaus betrifft die Erfindung ein entsprechendes dielektrisches Element zur Positionierung an einem Untersuchungsobjekt zur lokalen Beeinflussung der B_1 -Feldverteilung während einer Magnetresonanzaufnahme sowie eine Verwendung des dielektrischen Elements.

[0002] Bei der Magnetresonanztomographie, auch Kernspintomographie genannt, handelt es sich um eine inzwischen weit verbreitete Technik zur Gewinnung von Bildern vom Körperinneren eines lebenden Untersuchungsobjekts. Um mit diesem Verfahren ein Bild zu gewinnen, d. h. eine Magnetresonanzaufnahme eines Untersuchungsobjekts zu erzeugen, muss zunächst der Körper bzw. der zu untersuchende Körperteil des Patienten einem möglichst homogenen statischen Grundmagnetfeld (meist als B_0 -Feld bezeichnet) ausgesetzt werden, welches von einem Grundfeldmagneten der Magnetresonanz-Messeinrichtung erzeugt wird. Diesem Grundmagnetfeld werden während der Aufnahme der Magnetresonanzbilder schnellgeschaltete Gradientenfelder zur Ortskodierung überlagert, die von sog. Gradientenspulen erzeugt werden. Außerdem werden mit einer Hochfrequenzantenne HF-Pulse einer definierten Feldstärke in das Untersuchungsvolumen eingestrahlt, in dem sich das Untersuchungsobjekt befindet. Die magnetische Flussdichte dieser HF-Pulse wird üblicherweise mit B_1 bezeichnet. Das pulsformige Hochfrequenzfeld wird daher im Allgemeinen auch kurz B_1 -Feld genannt. Mittels dieser HF-Pulse werden die Kernspins der Atome im Untersuchungsobjekt derart angeregt, dass sie um einen sogenannten „Anregungsflipwinkel“ (im Folgenden auch kurz „Flipwinkel“ genannt) aus ihrer Gleichgewichtslage, welche parallel zum Grundmagnetfeld B_0 verläuft, ausgelenkt werden. Die Kernspins präzedieren dann um die Richtung des Grundmagnetfelds B_0 . Die dadurch erzeugten Magnetresonanzsignale werden von Hochfrequenzempfangsantennen aufgenommen. Bei den Empfangsantennen kann es sich entweder um die gleichen Antennen, mit denen auch die Hochfrequenzpulse ausgestrahlt werden, oder um separate Empfangsantennen handeln. Die Magnetresonanzbilder des Untersuchungsobjekts werden schließlich auf Basis der empfangenen Magnetresonanzsignale erstellt. Jeder Bildpunkt im Magnetresonanzbild ist dabei einem kleinen Körpervolumen, einem sogenannten „Voxel“, zugeordnet und jeder Helligkeits- oder Intensitätswert der Bildpunkte ist mit der aus diesem Voxel empfangenen Signalamplitude des Magnetresonanzsignals verknüpft. Der Zusammenhang zwischen einem resonant eingestrahlenen HF-Puls mit der Feldstärke B_1 und dem damit erreichten Flipwinkel α ist dabei durch die Gleichung

$$\alpha = \int_{t=0}^{\tau} \gamma \cdot B_1(t) \cdot dt \quad (1)$$

gegeben, wobei γ das gyromagnetische Verhältnis, welches für die meisten Kernspinuntersuchungen als feststehende Materialkonstante angesehen werden kann, und τ die Einwirkdauer des Hochfrequenzpulses ist. Der durch einen ausgesendeten HF-Puls erreichte Flipwinkel und somit die Stärke des Magnetresonanzsignals hängen folglich außer von der Dauer des HF-Pulses auch von der Stärke des eingestrahlenen B_1 -Feldes ab. Räumliche Schwankungen in der Feldstärke des anregenden B_1 -Feldes führen daher zu unerwünschten Variationen im empfangenen Magnetresonanzsignal, die das Messergebnis verfälschen können.

[0003] Ungünstigerweise zeigen aber die HF-Pulse gerade bei hohen magnetischen Feldstärken – die aufgrund des benötigten Magnetgrundfelds B_0 in einem Magnetresonanztomographen zwangsläufig gegeben sind – ein inhomogenes Eindringverhalten in leitfähigen und dielektrischen Medien wie z. B. Gewebe. Dies führt dazu, dass das B_1 -Feld innerhalb des Messvolumens stark variieren kann. Insbesondere bei sogenannten Ultrahochfeld-Magnetresonanzuntersuchungen, bei denen modernere Magnetresonanzsysteme mit einem Grundmagnetfeld von drei Tesla oder mehr verwendet werden, müssen daher besondere Maßnahmen getroffen werden, um eine möglichst homogene Verteilung des transmittierten HF-Felds der Hochfrequenzantenne im gesamten Volumen zu erreichen.

[0004] Ein einfacher, aber effektiver Ansatz zur Lösung des Problems besteht darin, die (di-)elektrische Umgebung des Untersuchungsobjekts in geeigneter Weise zu modifizieren, um unerwünschte Inhomogenitäten auszugleichen. Hierzu können beispielsweise dielektrische Elemente mit definierter Dielektrizitätskonstante und Leitfähigkeit im Untersuchungsvolumen z. B. unmittelbar am Patienten oder auf dem Patienten positioniert werden. Das Material dieser dielektrischen Elemente sollte eine möglichst hohe Dielektrizitätskonstante, bevorzugt $\epsilon \geq 50$, aufweisen. Das dielektrische Material sorgt so für eine dielektrische Fokussierung. Andererseits sollte das Material des dielektrischen Elements eine nicht zu hohe Leitfähigkeit aufweisen, da aufgrund des Skin-Effekts eine zu hohe Leitfähigkeit zu hohen Wirbelströmen insbesondere im Oberflächenbereich des dielektrischen Elements führt, wodurch eine Abschirmwirkung erzeugt wird, die den dielektrischen Fokussie-

rungeffekt wieder abschwächt. Mit Hilfe solcher dielektrischer Elemente können beispielsweise die typischerweise bei Magnetresonanzuntersuchungen eines Patienten im Brust- und Bauchbereich auftretenden HF-Feld-Minima kompensiert werden, indem auf Brust und Bauch des Patienten entsprechende dielektrische Elemente aufgelegt werden, die durch die lokale Erhöhung des eindringenden Hochfrequenzfelds die Minima wieder kompensieren.

[0005] Als dielektrisches Element wird dabei bisher in einem Kunststofffolienbeutel abgefülltes destilliertes Wasser mit einer Dielektrizitätskonstante von $\epsilon \approx 80$ und einer Leitfähigkeit von ca. $10 \mu\text{S}/\text{cm}$ verwendet. Leider hat die Verwendung solcher mit Wasser gefüllter „dielektrischer Kissen“ den unerwünschten Nebeneffekt, dass sie in den Magnetresonanzaufnahmen sichtbar sind. Hinzu kommt, dass es durch Überfaltungseffekte dazu kommen kann, dass das dielektrische Element innerhalb der Magnetresonanzaufnahme nicht an der Stelle abgebildet wird, an der es tatsächlich auch im realen Raum positioniert ist. So kann beispielsweise durch eine Überfaltung das Kissen anstatt an der Oberkante eines MR-Bildes an der Unterkante dargestellt werden. Dies führt dazu, dass auf den Magnetresonanzaufnahmen der Eindruck entsteht, dass sich das dielektrische Element nicht auf dem Körper der Patienten, sondern im Körper befindet. Zwar ist es grundsätzlich möglich, mittels sogenannter Oversampling-Methoden ein Bild so aufzunehmen, dass das dielektrische Element an der richtigen Position ist. In einem solchen Fall kann das dielektrische Element bei der späteren Aufnahme ausgeschnitten werden bzw. es kann ein Bildausschnitt gewählt werden, welcher das dielektrische Element gar nicht erst erfasst. Andererseits sind jedoch diese Oversampling-Methoden recht zeitaufwändig und verlängern daher die Messzeit.

Aufgabenstellung

[0006] Es ist daher eine Aufgabe der vorliegenden Erfindung, ein Verfahren zur Erzeugung von Magnetresonanzaufnahmen unter Verwendung dielektrischer Elemente sowie ein dielektrisches Element derart weiterzuentwickeln, dass auf einfache Weise Störungen in den Magnetresonanzaufnahmen durch die positionierten dielektrischen Elemente reduziert oder sogar ganz vermieden werden.

[0007] Diese Aufgabe wird durch ein Verfahren gemäß Patentanspruch 1 sowie durch ein dielektrisches Element gemäß Patentanspruch 18 und eine Verwendung des dielektrischen Elements gemäß Patentanspruch 35 gelöst.

[0008] Erfindungsgemäß wird dafür gesorgt, dass das dielektrische Element ein Relaxationsagens enthält, das die Relaxationszeit des dielektrischen Elements herabsetzt. Dabei werden sowohl die T_1 -Relaxationszeit als auch die T_2 -Relaxationszeit herabgesetzt. Die Herabsetzung kann dabei, je nach verwendetem Material des dielektrischen Elements und Relaxationsagens, um bis zu 3 Größenordnungen betragen. D. h. dass beispielsweise die Relaxationszeit eines dielektrischen Elements, welches ohne den Zusatz des Relaxationsagens eine Relaxationszeit in der Größenordnung von 1 s hätte, durch das Relaxationsagens auf unter 1 ms abgesenkt werden kann. Das Relaxationsagens sorgt folglich dafür, dass die Relaxationszeiten des diagnostisch irrelevanten dielektrischen Elements kürzer sind als die üblichen Evolutionszeiten. Somit wird dieses dielektrische Element in den Magnetresonanzbildern bei den meisten Anwendungen praktisch unsichtbar und es ist eine störungsfreie Messung möglich. Da in den Bildern letztlich die erfindungsgemäßen dielektrischen Elemente nicht sichtbar sind, kann auf eine zusätzliche Investition von Messzeit zur Vermeidung von Überfaltungsartefakten verzichtet werden. Dabei können bei dem erfindungsgemäßen Verfahren übliche Bildgebungssequenzen unverändert und somit ohne Performanceeinbußen eingesetzt werden. Dennoch wird auf einfache Weise der gewünschte Homogenisierungseffekt des B_1 -Felds erreicht.

[0009] Die abhängigen Ansprüche enthalten jeweils besonders vorteilhafte Ausgestaltungen und Weiterbildungen der Erfindung, wobei insbesondere auch die erfindungsgemäßen dielektrischen Elemente entsprechend den abhängigen Verfahrensansprüchen weitergebildet sein können und umgekehrt.

[0010] Besonders als Relaxationsagentien geeignet sind paramagnetische Substanzen. Die paramagnetischen Atome dieser Substanzen sorgen für lokale Verzerrungen des B_0 -Felds. Für ein sich in diesem lokal inhomogenen Feld bewegendes Wasserstoffatom wirkt dies als zeitlich fluktuierendes B_0 -Feld aus. Sofern die Frequenz der Fluktuationen Komponenten bei der Larmorfrequenz aufweist, sind diese relaxationswirksam. Beispiele für solche paramagnetischen Substanzen sind Substanzen, welche eines oder mehrere der folgenden chemischen Elemente – zumeist mit von Null verschiedener Oxidationszahl – aufweisen: Gadolinium, Europium, Eisen, Chrom, Nickel, Kupfer und/oder Mangan. Diese liegen vorzugsweise in Form von Komplexen vor, da dies eine Gelbildung vereinfacht und außerdem dadurch eine eventuelle Gefährdung durch freie Metallionen, die zum Teil toxisch sein können, reduziert bzw. ausgeschlossen wird.

[0011] In einer bevorzugten Ausführungsform weist das dielektrische Element eine von einer äußeren Festkörperhülle umgebene dielektrische Füllung auf, insbesondere auf Basis von Wasser, welche das Relaxationsagens enthält. Bei einem solchen dielektrischen Element in Form eines Kissens enthält folglich die störende Füllung des Kissens, welche bisher aus einfachem Wasser besteht, nun zusätzlich ein Relaxationsagens, welches die Relaxationszeit der Füllung herabsetzt.

[0012] Für die Festkörperhülle ist im Prinzip jedes MR-stumme, hinreichend diffusionsdichte und mit einem MR-System kompatible Material geeignet. Die Festkörperhülle wird insbesondere aus einem organischen Polymer, besonders bevorzugt aus Weich-PVC, Polyethylen oder Polypropylen gebildet. Eine weitere Möglichkeit besteht darin, die Festkörperhülle aus einem Laminat mit mindestens zwei Lagen zu bilden, welche aus einem oder mehreren organischen Polymeren oder einem Gewebe gefertigt sein können. Beispielsweise kann eine diffusionsdichte Innenseite mit einer bio(haut)verträglichen Außenseite kombiniert werden. Eine Gewebelage (beispielsweise aus Aramid-Fasern wie z. B. Kevlar®) kann insbesondere zum Schutz vor mechanischer Beschädigung einlaminiert werden.

[0013] Grundsätzlich kann die Füllung in beliebiger Konsistenz, z. B. auch in flüssiger Form, vorliegen. In einer besonders bevorzugten Ausführungsform ist die Füllung, welche das Relaxationsagens enthält, in Form eines Gels, vorzugsweise in Form eines wässrigen Gels, aufgebaut. D.h, das Relaxationsagens ist dann in dem Gel enthalten. Dies hat den Vorteil, dass das dielektrische Element bei der Magnetresonanzmessung seine äußere Form – insbesondere seine Dicke – im Wesentlichen beibehält und damit der angestrebte Homogenisierungseffekt gleichmäßig erzielt wird. Neben der Formtreue werden auch die Handhabung erleichtert und der Lagerungskomfort verbessert. So ist in der Regel für den Patienten ein gelhaltiges Kissen während einer Magnetresonanzmessung angenehmer als ein flüssigkeitsgefülltes dielektrisches Element, das zur Wahrung der Formtreue mit einer starren Hülle versehen ist. Ein weiterer Vorteil eines Gels, welches beispielsweise in einem Kissen enthalten ist, besteht darin, dass die Füllung und damit möglicherweise schädliche Substanzen nicht austreten können, falls die Hülle beschädigt wird.

[0014] Wenn für die Füllung ein Gel eingesetzt wird, ist es besonders vorteilhaft, wenn die paramagnetische Substanz in Form eines Komplexes vorliegt, da Komplexe das Anquellen des Gelbildners fördern, während freie Ionen in Lösung dieses oft eher behindern.

[0015] Als Alternative zu einer Gelfüllung ist es bei einer flüssigen Füllung möglich, eine kompartimentierte Hülle, beispielsweise mit Stegen im Inneren, einzusetzen, um die Formtreue des dielektrischen Elements zu verbessern.

[0016] Als Gelbildner können sämtliche Materialien verwendet werden, die toxikologisch unbedenklich sind und in Gegenwart der gewünschten Konzentration an paramagnetischer Substanz in der Lage sind, ein Gel mit der gewünschten Konsistenz zu bilden. Beispielsweise kann Natriumpolyacrylat verwendet werden, welches vorzugsweise in Form eines trockenen Natriumpolyacrylatpulvers, welches eine Partikelgröße von maximal 0,5 mm, bevorzugt unter ca. 0,2 mm, aufweist, eingesetzt wird. Größere Partikelgrößen können dazu führen, dass das finale Gel weniger homogen ist. Allgemein gilt hierbei, dass, je kleiner die Partikelgröße, umso homogener das resultierende Gel ist. Weiterhin können als Gelbildner bzw. zur Einstellung einer hohen Viskosität Agarose, Polysaccharide, Polyacrylsäure, Polyvinylpyrrolidon, Polyvinylalkohol, Polyacrylamid oder sowie modifizierte Stärke oder Cellulose verwendet werden.

[0017] Das zugrunde liegende Acrylatmonomer kann ebenfalls substituiert sein (z. B. durch Alkyl-, Alkoxy- oder Hydroxyalkylgruppen). Auch Copolymere mit ggf. substituiertem Acrylamid sind einsetzbar.

[0018] Der Gelbildner liegt im Allgemeinen in einer Konzentration von 3 – 10 Gew.-%, vorzugsweise von ca. 5 Gew.-%, vor.

[0019] Das Gel kann darüber hinaus ein Konservierungsmittel enthalten, das insbesondere in einem Anteil von mehr als 20 Gew.-%, vorzugsweise mit ca. 25 Gew.-%, vorliegt. Beispiele für das Konservierungsmittel sind 1,2-Propandiol, Ethanol oder 2-Propanol.

Ausführungsbeispiel

[0020] Die Erfindung wird im Folgenden unter Hinweis auf die beigefügten Figuren anhand von Ausführungsbeispielen noch einmal näher erläutert. Es zeigen:

[0021] [Fig. 1](#) eine schematische Darstellung eines dielektrischen Kissens,

[0022] [Fig. 2a](#) eine schematische Darstellung eines auf einer Liege positionierten Patienten bei Einstrahlung eines B_1 -Felds ohne dielektrisches Kissen,

[0023] [Fig. 2b](#) eine schematische Darstellung des Patienten gemäß [Fig. 2a](#) bei Einstrahlung eines B_1 -Felds unter Positionierung eines dielektrischen Kissens gemäß [Fig. 1](#) auf dem Bauch des Patienten.

[0024] Bei dem in [Fig. 1](#) dargestellten dielektrischen Element handelt es sich um ein dielektrisches Kissen **1**, bestehend aus einer äußeren Hülle aus Kunststoffolie **2** und einer Füllung **3**, welche eine paramagnetische Substanz enthält. Bei der Kunststoffolie **2** handelt es sich um ein bioverträgliches Material, welches relativ dünn, aber dennoch ausreichend stabil ist, um ein Austreten der darin befindlichen Füllung **3** zu vermeiden. Vorzugsweise ist die Kunststoffolie **2** rundum verschweißt.

[0025] Zusätzlich kann das dielektrische Kissen **1** im Einsatz noch mit einem waschbaren Kissenbezug überzogen werden, welcher vor einer Nutzung des dielektrischen Kissens **1** an einem anderen Patienten gewechselt werden kann. Vorteilhafterweise ist die Kunststoffhülle **2** mit üblichen Mitteln desinfizierbar.

[0026] In dem konkreten Ausführungsbeispiel handelt es sich bei der Füllung **3** um ein wässriges Natriumpolyacrylatgel, das als paramagnetische Substanz einen Gadoliniumkomplex enthält. Diese spezielle Füllung **3** hat den Vorteil, dass sie neben den gewünschten Eigenschaften, eine Homogenisierung des transmittierten und empfangenen HF-Feldes herbeizuführen und in MR-Bildern unsichtbar zu sein, für den Patienten vollkommen ungefährlich ist.

[0027] Der Effekt eines solchen dielektrischen Elements **1** zur Homogenisierung des B_1 -Felds bei einer Magnetresonanzaufnahme ist anhand der [Fig. 2a](#) und [Fig. 2b](#) schematisch dargestellt.

[0028] [Fig. 2a](#) zeigt einen auf einer Patientenliege **4** innerhalb eines Magnetresonanztomographen (nicht dargestellt) befindlichen Patienten P. Von einer Hochfrequenzantenne des Magnetresonanztomographen wird ein B_1 -Feld ausgesandt, welches hier schematisch durch Feldlinien dargestellt ist. Die Dichte der Feldlinien B_1 soll die Stärke des B_1 -Felds repräsentieren. Im Bauchbereich des Patienten P ist ein lokales Minimum des B_1 -Felds dargestellt, welches üblicherweise im Bauch- und Brustbereich des Patienten bei einer Magnetresonanzaufnahme unter realen Bedingungen auftritt. In diesem Bereich sind die Feldlinien weniger dicht als in den übrigen Bereichen.

[0029] Dieser Effekt wird durch Auflegen eines dielektrischen Kissens **1** gemäß [Fig. 1](#) auf den Bauch des Patienten P kompensiert. Dies ist in [Fig. 2b](#) schematisch dargestellt. Durch das dielektrische Kissen **1** kommt es zu einer lokalen Erhöhung des B_1 -Felds im Bereich des Kissens **1**, wodurch insgesamt die Feldinhomogenität wieder aufgehoben wird, so dass ein homogeneres B_1 -Feld vorliegt als ohne das dielektrische Kissen **1**.

[0030] Im Folgenden wird die Herstellung eines konkreten Füllmaterials beschrieben.

[0031] 150 g pulverförmiges Natriumpolyacrylat (erhalten von BASF) mit einer Partikelgröße von ca. 0,15 mm wurden in 750 g 1,2-Propandiol dispergiert. Anschließend wurde eine Lösung von 150 g des Methylglucamin(Meglumin)salzes der Gadopentetsäure (Gd-DTPA) (im eigenen Labor synthetisiert) in 1950 ml destilliertem Wasser unter Rühren zu der Dispersion zugegeben und weiter gerührt. Das erhaltene homogene Gel wies die folgende Zusammensetzung auf:

Natriumpolyacrylat	5 Gew.-%
Gd-DTPA-Megluminsalz	5 Gew.-%
1,2-Propandiol	25 Gew.-%
destilliertes Wasser	65 Gew.-%

[0032] Dieses Gel wurde in eine Kissenhülle aus Polyethylen gefüllt, die anschließend verschweißt wurde, wobei die Kissengeometrie 35 cm × 25 cm × 4 cm betrug.

[0033] Wenn dieses Kissen bei einer Magnetresonanzmessung wie in [Fig. 2b](#) gezeigt eingesetzt wird, ist das Kissen wegen der extrem kurzen Relaxationszeiten des Füllmaterials im sub-ms-Bereich selbst bei Bildgebungsverfahren mit sehr kurzen Evolutionszeiten (TE ca. 2 ms) z. B. zur Erzeugung von T_1 -Kontrast-Bildern nicht sichtbar.

[0034] Da die Dielektrizitätskonstante des Füllmaterials des dielektrischen Elements in etwa $\epsilon \approx 50$ bis 60 beträgt und auch die elektrische Leitfähigkeit nicht zu hoch ist, werden mit einem solchen dielektrischen Kissen ebenso gute Effekte bei der Homogenisierung des B_1 -Felds erzielt wie mit den bekannten Wasserkissen.

[0035] Das oben beschriebene Füllmaterial kann ebenfalls hergestellt werden, indem eine höher konzentrierte Lösung des Gd-Komplexes in destilliertem Wasser in eine Mischung aus 1,2-Propandiol und Natriumpolyacrylat eingerührt wird und dann bis zu endgültigen Konzentration mit destilliertem Wasser verdünnt wird.

[0036] Eine weitere Möglichkeit zur Herstellung des Füllmaterials besteht in der in situ-Gelbildung durch radikalische Polymerisation von Acrylat-Monomeren unmittelbar in einer wässrigen Lösung in Anwesenheit der gewünschten paramagnetischen Substanz.

[0037] Es wird abschließend noch einmal darauf hingewiesen, dass es sich bei dem vorhergehend detailliert beschriebenen Verfahrensablauf sowie bei dem dargestellten dielektrischen Kissen lediglich um Ausführungsbeispiele handelt, welche vom Fachmann in verschiedenster Weise modifiziert werden können, ohne den Bereich der Erfindung zu verlassen. Obwohl die Erfindung im Wesentlichen am Beispiel von Magnetresonanzgeräten im medizinischen Bereich beschrieben wurde, sind die Einsatzmöglichkeiten der Erfindung nicht auf diesen Bereich beschränkt, sondern die Erfindung kann ebenso auch in wissenschaftlichen und/oder industriell genutzten Magnetresonanzgeräten verwendet werden.

Patentansprüche

1. Verfahren zur Erzeugung von Magnetresonanzaufnahmen eines Untersuchungsobjekts (P), bei dem am Untersuchungsobjekt zur lokalen Beeinflussung der B_1 -Feldverteilung ein dielektrisches Element (1) positioniert wird, **dadurch gekennzeichnet**, dass das dielektrische Element (1) ein Relaxationsagens enthält.

2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass das Relaxationsagens eine paramagnetische Substanz umfasst.

3. Verfahren nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass die paramagnetische Substanz mindestens ein chemisches Element enthält, das ausgewählt ist aus Gadolinium, Europium, Eisen, Chrom, Nickel, Kupfer und Mangan.

4. Verfahren nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass das chemische Element in der paramagnetischen Substanz in einen Komplex eingebunden ist.

5. Verfahren nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, dass der Komplex ein Gadoliniumkomplex ist.

6. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass das dielektrische Element (1) eine von einer äußeren Festkörperhülle (2) umgebene dielektrische Füllung (3) aufweist, welche das Relaxationsagens enthält.

7. Verfahren nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, dass die äußere Festkörperhülle (2) aus einem organischen Polymer, insbesondere aus Weich-PVC, Polyethylen oder Polypropylen gebildet wird.

8. Verfahren nach Anspruch 6 oder 7, dadurch gekennzeichnet, dass die äußere Festkörperhülle (2) aus einem Laminat von mindestens zwei Lagen gebildet wird.

9. Verfahren nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, dass die Lagen aus einem oder mehreren organischen Polymeren oder einem Gewebe gebildet werden.

10. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, dass das Relaxationsagens in einem Gel enthalten ist.

11. Verfahren nach Anspruch 10, dadurch gekennzeichnet, dass das Gel ein wässriges Gel ist.

12. Verfahren nach Anspruch 10 oder 11, dadurch gekennzeichnet, dass das Gel aus dem Gelbildner Natriumpolyacrylat gebildet wird.

13. Verfahren nach Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, dass das Natriumpolyacrylatgel aus einem tro-

ckenen Natriumpolyacrylatpulver gebildet wird, welches eine Partikelgröße von maximal 0,5 mm, bevorzugt unter ca. 0,2 mm, aufweist.

14. Verfahren nach einem der Ansprüche 10 bis 13, dadurch gekennzeichnet, dass der Gelbildner in einer Konzentration von 3 – 10 Gew.-%, vorzugsweise ca. 5 Gew.-%, vorliegt.

15. Verfahren nach einem der Ansprüche 10 bis 14, dadurch gekennzeichnet, dass das Gel des Weiteren ein Konservierungsmittel enthält.

16. Verfahren nach Anspruch 15, dadurch gekennzeichnet, dass das Konservierungsmittel in einem Anteil von mehr als 20 Gew.-%, vorzugsweise mit ca. 25 Gew.-%, vorliegt.

17. Verfahren nach Anspruch 15 oder 16, dadurch gekennzeichnet, dass das Konservierungsmittel 1,2-Propandiol ist.

18. Dielektrisches Element (1) zur Positionierung an einem Untersuchungsobjekt (P) zur lokalen Beeinflussung der B_1 -Feldverteilung während einer Magnetresonanzaufnahme, dadurch gekennzeichnet, dass das dielektrische Element (1) ein Relaxationsagens enthält.

19. Dielektrisches Element nach Anspruch 18, dadurch gekennzeichnet, dass das Relaxationsagens eine paramagnetische Substanz umfasst.

20. Dielektrisches Element nach Anspruch 19, dadurch gekennzeichnet, dass die paramagnetische Substanz mindestens ein chemisches Element enthält, das ausgewählt ist aus Gadolinium, Europium, Eisen, Chrom, Nickel, Kupfer und Mangan.

21. Dielektrisches Element nach Anspruch 20, dadurch gekennzeichnet, dass das chemische Element in der paramagnetischen Substanz in einen Komplex eingebunden ist.

22. Dielektrisches Element nach Anspruch 21, dadurch gekennzeichnet, dass der Komplex ein Gadoliniumkomplex ist.

23. Dielektrisches Element nach einem der Ansprüche 18 bis 22, dadurch gekennzeichnet, dass das dielektrische Element (1) eine von einer äußeren Festkörperhülle (2) umgebene dielektrische Füllung (3) aufweist, welche das Relaxationsagens enthält.

24. Dielektrisches Element nach Anspruch 23, dadurch gekennzeichnet, dass die äußere Festkörperhülle (2) aus einem organischen Polymer, insbesondere aus Weich-PVC, Polyethylen oder Polypropylen gebildet wird.

25. Dielektrisches Element nach Anspruch 23 oder 24, dadurch gekennzeichnet, dass die äußere Festkörperhülle (2) aus einem Laminat von mindestens zwei Lagen gebildet wird.

26. Dielektrisches Element nach Anspruch 25, dadurch gekennzeichnet, dass die Lagen aus einem oder mehreren organischen Polymeren oder einem Gewebe gebildet werden.

27. Dielektrisches Element nach einem der Ansprüche 18 bis 26, dadurch gekennzeichnet, dass das Relaxationsagens in einem Gel enthalten ist.

28. Dielektrisches Element nach Anspruch 27, dadurch gekennzeichnet, dass das Gel ein wässriges Gel ist.

29. Dielektrisches Element nach Anspruch 27 oder 28, dadurch gekennzeichnet, dass das Gel aus dem Gelbildner Natriumpolyacrylat gebildet wird.

30. Dielektrisches Element nach Anspruch 29, dadurch gekennzeichnet, dass das Natriumpolyacrylatgel aus einem trockenen Natriumpolyacrylatpulver gebildet wird, welches eine Partikelgröße von maximal 0,5 mm, bevorzugt unter ca. 0,2 mm, aufweist.

31. Dielektrisches Element nach einem der Ansprüche 27 bis 30, dadurch gekennzeichnet, dass der

Gelbildner in einer Konzentration von 3 – 10 Gew.-%, vorzugsweise ca. 5 Gew.-%, vorliegt.

32. Dielektrisches Element nach einem der Ansprüche 27 bis 31, dadurch gekennzeichnet, dass das Gel weiterhin ein Konservierungsmittel enthält.

33. Dielektrisches Element nach Anspruch 32, dadurch gekennzeichnet, dass das Konservierungsmittel in einem Anteil von mehr als 20 Gew.-%, vorzugsweise mit ca. 25 Gew.-%, vorliegt.

34. Dielektrisches Element nach Anspruch 32 oder 33, dadurch gekennzeichnet, dass das Konservierungsmittel 1,2-Propanediol ist.

35. Verwendung eines dielektrischen Elements (1) nach einem der Ansprüche 18 bis 34 zur Homogenisierung eines B_1 -Feldes eines Magnetresonanzgeräts.

Es folgt ein Blatt Zeichnungen

FIG 1

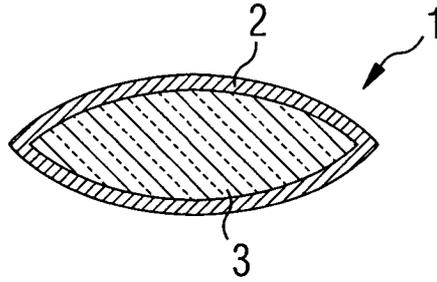


FIG 2A

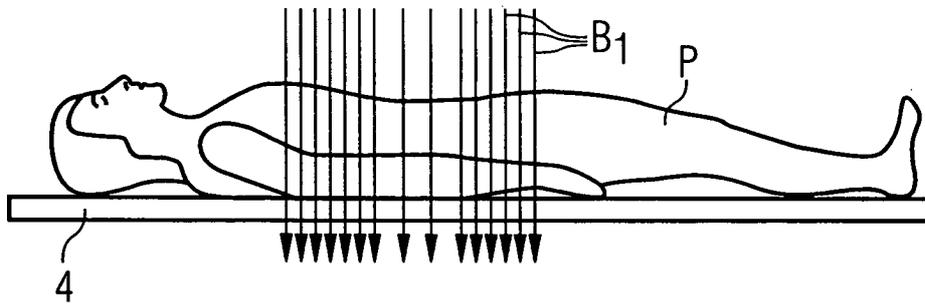


FIG 2B

