

(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
27. Mai 2010 (27.05.2010)

(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2010/057564 A1

- (51) Internationale Patentklassifikation: 55131 Mainz (DE). HERTZ, Torsten [DE/DE]; Adlerstr. 27a, 23554 Lübeck (DE).
G01R 33/3415 (2006.01)
- (21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2009/007718 (74) **Anwalt: GLAWE, DELFS, MOLL Patent- und Rechtsanwälte**; Rothenbaumchaussee 58, 20148 Hamburg (DE).
- (22) Internationales Anmeldedatum: 28. Oktober 2009 (28.10.2009)
- (25) Einreichungssprache: Deutsch (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, DE, 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, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (26) Veröffentlichungssprache: Deutsch (84) **Bestimmungsstaaten** (*soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare regionale Schutzrechtsart*): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG,
- (30) Angaben zur Priorität: 20 2008 015 239.9
18. November 2008 (18.11.2008) DE
- (71) **Anmelder** (*für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme von US*): LMT MEDICAL SYSTEMS GMBH [DE/DE]; Osterweide 8, 23562 Lübeck (DE).
- (72) **Erfinder; und**
- (75) **Erfinder/Anmelder** (*nur für US*): EWALD, Jörn [DE/DE]; Glockengiesserstr. 62, 23552 Lübeck (DE). MEISE, Florian [DE/DE]; Obere Zahlbacher Str. 62,

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: MULTI-CHANNEL HOUSING DEVICE FOR MR IMAGING

(54) Bezeichnung : MEHRKANALIGE AUFNAHMEEINRICHTUNG ZUR MR-BILDGEBUNG

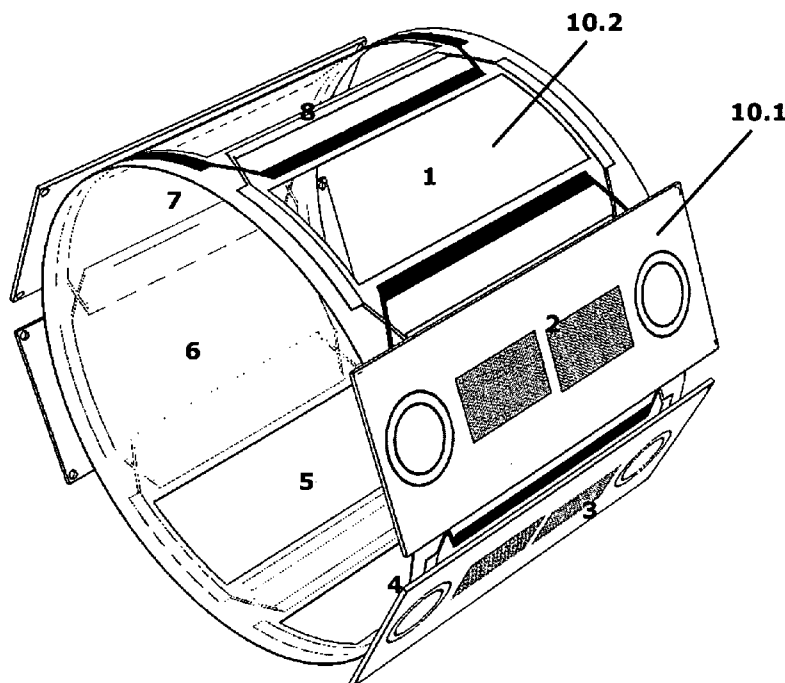


Fig. 10

(57) **Abstract:** The multi-channel housing device for magnetic resonance tomography (MRT) with several arrangements of partially overlapping rectangular coils (1-8), arranged on one or more coil carriers, characterised in comprising two domed arrangements of partly overlapping rectangular coils (1-8).

(57) **Zusammenfassung:** Die mehrkanalige Aufnahmeeinrichtung für die Magnetresonanztomografie (MRT) mit mehreren Anordnungen von teilweise überlappenden Rechteckspulen (1-8), die auf einem oder mehreren Spulenträgern angeordnet sind, zeichnet sich dadurch aus, dass sie mindestens zwei gewölbte Anordnungen von teilweise überlappenden Rechteckspulen (1-8) aufweist.

WO 2010/057564 A1



ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), europäisches (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, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

— *Erfindererklärung (Regel 4.17 Ziffer iv)*

Veröffentlicht:

— *mit internationalem Recherchenbericht (Artikel 21 Absatz 3)*

— *vor Ablauf der für Änderungen der Ansprüche geltenden Frist; Veröffentlichung wird wiederholt, falls Änderungen eingehen (Regel 48 Absatz 2 Buchstabe h)*

Erklärungen gemäß Regel 4.17:

— *hinsichtlich der Identität des Erfinders (Regel 4.17 Ziffer i)*

— *hinsichtlich der Berechtigung des Anmelders, ein Patent zu beantragen und zu erhalten (Regel 4.17 Ziffer ii)*

5

10 Mehrkanalige Aufnahmeeinrichtung zur MR-Bildgebung

Die Erfindung betrifft eine mehrkanalige Aufnahmeeinrichtung für Magnetresonanztomografen (MRT) mit mehreren Anordnungen von teilweise überlappenden Rechteckspulen, die auf
15 einem oder mehreren Spulenträgern angeordnet sind.

Allgemein werden solche Aufnahmeeinrichtungen als MR-Spulen bezeichnet. Bringt man eine solche Spulenanordnung in die Nähe des zu untersuchenden Patienten - z.B. durch Oberflächenberührung - so spricht man auch von Lokalspulen. Durch
20 die MR-Spulen werden die Kernresonanzsignale von einen Kernspin aufweisenden Kernen (in erster Linie Protonen, d.h. Kerne des Wasserstoffs) nach Anregung derselben durch Hochfrequenz aufgenommen. Die Frequenz dieser Signale hängt
25 von der Magnetfeldstärke ab. Indem ein starkes Magnetfeld von typischerweise 1,5 Tesla durch ein oder mehrere Magnetfelder mit Gradienten überlagert wird, können so das Kernresonanzsignale an verschiedenen Stellen des Körpers gemessen und mosaikartig zu einem Gesamtbild zusammengesetzt
30 werden.

Die Untersuchung des Körpers von Neugeborenen und Kleinkindern im MRT stellt besondere Anforderungen an die Lokalspule. Die Untersuchung mit der in den MRT integrierten Körperspule führt in der Regel nicht zu einer ausreichenden
35 Bildqualität. Dies liegt vor allem an dem zu großen Sichtfeld, der zu großen Entfernung vom Patienten und am kleinen

Volumen des Patienten. Das Signal-zu-Rauschverhältnis und die Auflösung von Gewebedetails ist zu gering. Ähnliches gilt für die Standard-Lokalspulen, welche als Zubehör zum MRT bereitgestellt werden. Diese Spulen decken zwar einen
5 weiten Anwendungsbereich zur Untersuchung Erwachsener und Kinder ab, die Eignung für Neonaten ist jedoch analog zu den oben genannten Gründen sehr eingeschränkt.

Bekannt ist der Aufbau einer Lokalspule als eine Mehrfach-
10 Spule (Array-Antenne, US 4 825 162). Diese besteht aus einer Anordnung von nebeneinander angeordneten teilweise überlappenden Einzelspulen. Durch die Einzelspulen können die Kernresonanzsignale unterschiedlicher Körperregionen im Wesentlichen voneinander getrennt aufgenommen werden
15 sein, was wahlweise ein verbessertes Gesamtbild oder eine verkürzte Untersuchungszeit (Parallele Bildgebung) ergibt. Durch die Kombination einer Vielzahl von MR-Spulen mit relativ kleiner Fläche zu einem Array werden die Vorteile eines großen Sichtfelds und eines hohen Signal-zu-
20 Rauschverhältnisses in Deckung gebracht. Die Einzelspulen weisen eine einfache geometrische und flächige Struktur, zum Beispiel als Schleifen- oder Ringspule auf. Die gegenseitige Beeinflussung benachbarter Spulen wird unter anderem durch die teilweise Überlappung nebeneinander liegender
25 Spulen sehr stark verringert.

Die Aufgabe der Erfindung besteht in der Schaffung einer Aufnahmeeinrichtung der eingangs genannten Art, die insbesondere für Kleinkinder und Neonaten (Neugeborene) geeignet
30 ist.

Die erfindungsgemäße Lösung besteht darin, dass sie mindestens zwei Anordnungen von teilweise überlappenden Rechteckspulen aufweist, die gewölbt sind.

- 5 Es ist dadurch ein enges Anliegen an den Körper des Kleinkindes möglich, was bessere Signale ergibt. Bei einer vorteilhaften Ausführungsform ist mindestens eine der Rechteckspulen flexibel.
- 10 Dabei ist insbesondere eine der Anordnungen von Rechteckspulen an einem Spulenträger angebracht, der als leicht gewölbte Patientenliege ausgebildet ist, während die andere Anordnung von Rechteckspulen an einem Spulenträger angebracht ist, der als insbesondere gepolstertes Element an
- 15 den Körper des Patienten angepasst werden kann. Das als Patientenliege ausgebildete Unterteil berücksichtigt die gewünschte Bildgebung der Wirbelsäule vom Nackenbereich bis mindestens hinunter zum Steiß. Die Längsachse der Patientenliege entspricht dabei der z-Achse und der Ausrichtung
- 20 des Hauptmagnetfeldes B_0 im MRT.

Der flexible andere Spulenträger, das Oberteil, kann auf die zu untersuchenden Regionen - den Thorax bzw. Abdomen/Becken des Patienten - gelegt werden. Durch den flexiblen, in der xy-Ebene biegsamen, als Kissen gepolsterten Aufbau kann die Kontur in vorteilhafter Weise an den Patienten angepasst und gegebenenfalls in z-Richtung in das gewünschte Sichtfeld verschoben werden.

- 30 Eine andere vorteilhafte Ausführungsform zeichnet sich dadurch aus, dass die Rechteckspulen auf einem zylinderförmigen Spulenträger angeordnet sind. Auch auch in diesem Falle

umschließen die Rechteckspulen denen kindlichen Körper mit geringem Abstand.

Bei entsprechender Dimensionierung ist diese Ausführungsform besonders für die Untersuchung des kindlichen Kopfs geeignet.

Durch die kompakte Bauart der Spulenträger und der Spulen wird die Möglichkeit geschaffen, die Anordnung in einem MR-kompatiblen Inkubator zu verwenden.

Bei einer vorteilhaften Ausführungsform sind an mindestens einem Spulenträger, insbesondere an dem als Liege ausgebildeten, mehr als eine Anordnung von Rechteckspulen vorgesehen.

Um die Kopplungskapazität der Kopplung benachbarter MR-Spulen zu verringern, ist vorteilhafterweise vorgesehen, dass im Bereich der Überschneidung der Leiterbahnen der Spulen diese wesentlich schmaler als im übrigen Teil der Spulenausgebildet sind und sich unter 45° schneiden. Bei einer vorteilhaften Ausführungsform sind benachbarte Spulen abwechselnd auf der Vorderseite und der Rückseite einer gedruckten Schaltung vorgesehen.

Vorteilhafterweise sind Vorverstärker für die Spulen jeweils im Innenraum der Spulen vorgesehen. Die platzsparende Positionierung der Vorverstärker auf der Innenfläche der Spulen bringt neben einem kompakten Aufbau der Spule den Vorteil einer sehr kurzen Zuleitung für das zu verstärkende Signal pro Kanal.

Vorteilhafterweise sind Vorverstärker von jeweils zwei benachbarten Spulen paarweise im Innenraum jeder zweiten Spule vorgesehen, wobei der Innenraum jeder anderen zweiten Spule transparent oder aufgrund einer entsprechenden Ausnehmung des Spulenträgers luftdurchlässig ist, um z.B. Atmung zu erleichtern.

Vorteilhafterweise sind Einrichtungen zum Verstimmen der Resonanzfrequenz einzelner Spulen vorgesehen. Dadurch kann erreicht werden, dass die Spule während der Sendephase des MRT nicht zur Resonanz angeregt wird.

Vorteilhafterweise weisen die Spulen eine Überstromsicherung, insbesondere eine Schmelzsicherung auf. Diese Sicherung schützt im Fehlerfall - z.B. bei sehr starkem Stromanstieg im Leiter der Spulen, verursacht durch eine (unbeabsichtigt) unverstimmte Spule während der Sendephase des MRT - den Patienten vor Verbrennungen.

Vorteilhafterweise sind Mantelwellensperren vorgesehen, durch die Signale unterdrückt werden, die durch in der Sendephase erzeugte Wirbelströme in Zuleitungsabschirmungen erzeugt werden.

Die Erfindung wird im Folgenden anhand einer vorteilhaften Ausführungsform unter Bezugnahme auf die beigefügten Zeichnungen beispielsweise beschrieben. Es zeigen:

Fig. 1a eine erfindungsgemäße Anordnung in geöffneter Stellung;

Fig. 1b die Anordnung der Fig. 1b in Betriebstellung;

- Fig. 2a die Topologie einer als Oberteil konfigurierten Spulenanordnung mit $N \times n = 1 \times 4 = 4$ Spulen, also somit vier Kanälen;
- 5 Fig. 2b die Topologie einer als Unterteil konfigurierten Spulenanordnung mit $N \times n = 2 \times 4 = 8$ Spulen, also somit acht Kanälen;
- Fig. 3 eine Detaildarstellung der Überlappung der Leiterbahnen der Spulen;
- 10
- Fig. 4 die Kombination zweier Verstärkerplatten zu einer gemeinsamen Doppelverstärkerplatte unter Nutzung der um 180° zueinander gedrehten Spulen;
- 15
- Fig. 5 eine exemplarische Ringantenne mit nachgeschalteter Verstärkerschaltung;
- Fig. 6a eine Darstellung einer Mantelwellensperre;
- 20
- Fig. 6b eine Darstellung einer Mantelwellensperre nach einem zu Fig. 6a alternativen Konzept;
- Fig. 7 eine schaltungstechnische Umsetzung des Blockdiagramms aus Fig. 5;
- 25
- Fig. 8 den Frequenzgang des HF-Sperrfilters (7.1) aus Fig. 7;
- 30 Fig. 9 eine erfindungsgemäße Topologie als Erweiterung von Fig. 2a, in der konfigurierten Spulenanordnung mit $N \times n = 1 \times 8$ Spulen; also mit 8 Kanälen als Mantelfläche eines Zylinders; und

Fig. 10 die Topologie von Fig. 9, mit der schematischen Anordnung der vier Verstärkerplatinen und vier ausgeschnittenen Spuleninnenflächen als Sichtfenster.

5

Fig. 1a und 1b zeigen das Grundkonzept der Erfindung. Die mehrkanalige Körperspule bzw. ihr Spulenträger ist unterteilt in ein Oberteil (1a.1), welches auf die zu untersuchenden Regionen - den Thorax bzw. Abdomen/Becken des Patienten (1b.1) - gelegt wird. Durch den flexiblen, in der xy-Ebene biegsamen, als Kissen gepolsterten Aufbau kann die Kontur in vorteilhafter Weise an den Patienten angepasst und gegebenenfalls in z-Richtung in das gewünschte Sichtfeld verschoben werden.

Das Unterteil (1a.2) ist zugleich als in der xy-Ebene leicht gewölbte Patientenliegefläche geformt, was den Einsatz im MR-Inkubator begünstigt. Die Geometrie des Unterteils berücksichtigt die gewünschte Bildgebung der Wirbelsäule vom Nackenbereich bis mindestens hinunter zum Steiß. Zu beachten ist, dass die z-Achse auch die Ausrichtung des Hauptmagnetfeldes B_0 im MRT darstellt.

25

Man sieht also deutlich die Träger der beiden Teilspulen der mehrkanaligen Körperspule, nämlich das flexible Oberteil (1a.1) und das starre Unterteil (1a.2), das zugleich die Patientenliegefläche darstellt. In den Fig. 1a und 1b wird auch ein Koordinatensystem zur weiteren Bezugnahme festgelegt.

30

Fig. 2a und 2b zeigen die Array-Geometrien der Spulen, aus denen die beiden Spulenanordnungen aufgebaut sind. Die hell eingezeichneten Spulen sind auf der oberen Platinenseite aufgedruckt, entsprechend die dunkel eingezeichneten auf der unteren Seite der Platine, auf der sie angeordnet sind. Kennzeichnend ist, dass die gleiche Geometrie für alle Spulenanordnungen verwendet wird. Das bedeutet für die Anwendung bei Neonaten eine Breite $d=50\text{mm}$ in x-Richtung und eine Länge $l=125\text{mm}$ in z-Richtung. Die Breite der Leiterbahnen beträgt überwiegend 5mm . Für das flexible Oberteil stellt sich der Aufbau gemäß Fig. 2a dar. Die Spulenanordnung besteht aus vier sich in x-Richtung überlappenden Spulen 1 bis 4.

Jede Spule stellt für sich eine Leiterschleife mit einer durch deren Geometrie vorgegebenen Eigeninduktivität L_A dar.

Bringt man zwei solcher Leiterschleifen in räumliche Nähe, so werden diese beiden Schleifen gegenseitig über die Gegeninduktivität M koppeln. Ferner wirken die sich überschneidenden Leiterbahnen von Vor- und Rückseite der gedruckten Schaltung aufgrund der gegenüberliegenden Schnittflächen als Kopplungskapazität C aus. Beide Kopplungsarten sind unerwünscht, da die Bildrekonstruktion im MRT-System (Bildrechner) von entkoppelten Einzelsignalen der Ringantennen ausgeht. Jede elektromagnetische Kopplung benachbarter Ringantennen würde das Rauschen im Bildbereich in erheblichem Maße erhöhen (US 4 825 162). Die Gegeninduktivität M lässt sich durch Überlappen der Spulen minimieren.

Bei gegebener Breite D und Überlappung δ ist (für das Optimum $M \rightarrow 0$) das Verhältnis $\delta/D = 0,14$ (für quadratische Leiterschleifen) bekannt. Für die oben definierte Geometrie wurde $\delta/D = 0,21$ experimentell ermittelt.

Die Kopplungskapazität C wird drastisch reduziert durch eine lokale Verjüngung der Leiterbahn (hier: von 5mm auf 1mm) im Bereich der Überschneidung. Zusätzlich können durch 90° Ausrichtung der Leiterbahnen die sich überschneidenden Flächensegmente auf letztendlich $A = 1\text{mm}^2$ verringert werden. Dies wirkt sich wegen $C \sim A$ sehr vorteilhaft auf die Minimierung der kapazitiven Kopplung aus.

10 Fig. 3 stellt diese Verhältnisse im Detail dar, nämlich die Details in den Bereichen der Überlappung δ und Überschneidungsfläche A zweier benachbarter Spulen. Die hell eingezeichneten Leiterbahnsegmente sind auf der oberen Platine aufgedruckt, entsprechend die dunkel eingezeichneten auf der unteren Seite der Platine.

Fig. 2b zeigt den Aufbau der unteren, starren Anordnung von Spulen 5 bis 12. Hier wird das Teilarray aus Fig. 2a zweimal - jeweils in z-Richtung versetzt - verwendet. Auch in dieser Richtung wird die Entkopplung paarweise gegenüberliegender Spulen durch die Überlappung δ erreicht.

Fig. 4 stellt dar, wie das von den Spulen (4.1) bzw. (4.2) jeweils empfangene Signal über den symmetrischen Anschluss (4.4) resp. (4.5) in die gemeinsame Doppelvorverstärkerplatine (4.3) eingespeist wird. Diese Platine weist einen punktsymmetrischen Aufbau hinsichtlich der Komponenten wie die Vorverstärker (4.6) resp. (4.7) und Mantelwellensperren (4.8) resp. (4.9) auf.

30 Die Zuleitungen (DC und RX aus Fig. 5) werden an den beiden kurzen Seiten der Platine (4.3) angebunden.

Die paarweise Kombination der Vorverstärkerplatinen ist vorteilhaft, da die nunmehr freie Innenfläche der Ringantenne (4.2) ausgeschnitten werden kann und somit ein licht- und luftdurchlässiges Fenster zum Patienten geschaffen wird.

In Fig. 5 ist der Aufbau eines Kanals der Vorverstärkerplatine auf der Ebene von Funktionsblöcken dargestellt. Das letztlich an den MRT gehende Empfangssignal ist RX; mit dem vom MRT kommenden Steuersignal DC kann die Spule gezielt verstimmt und somit abgeschaltet werden. Die Spule (5.1) wird ergänzt um einen Abstimmkreis (5.2), der im einfachsten Fall mit einem Kondensator C_A realisiert wird. Dieser bildet in Reihe zu den beiden in Reihe geschalteten Kondensatoren im Symmetrierkreis (5.3) C_S den kapazitiven Anteil zum induktiv geprägtem Part L_A der Leiterschleife der Spule. Die Resonanzfrequenz lässt sich somit wie folgt darstellen:

$$f_0 = \frac{1}{2\pi\sqrt{L_A(C_A + C_S/2)}}$$

In der Praxis werden die C_S fest gewählt und die gesamte Spule mittels C_A durch Justierung oder gezielter Wertauswahl auf die Resonanzfrequenz eingestellt.

Die Schmelzsicherung (5.8) schützt im Fehlerfall - z.B. bei sehr starkem Stromanstieg im Leiter der Spule verursacht durch eine (unbeabsichtigt) unverstimmte Antenne während der Sendephase des MRT - den Patienten vor Verbrennungen.

Das an der Spule anliegende symmetrische Signal wird mittels des Symmetrierkreises (5.3) asymmetrisch d.h. auf Masse bezogen ausgekoppelt.

- 5 Dieses Signal wird in den Vorverstärker (5.6) gespeist, allerdings über einen in dessen Eingangspfad liegenden Entkopplungskreis (5.5). Dies ist im einfachsten Fall eine kapazitive Komponente $-j/\omega C$, mit der die die kopplungswirksame Komponente $+j\omega M'$ (verursacht durch die restliche
- 10 Wechselwirkung M' zwischen benachbarten Ringantennen) vollständig kompensiert wird.

Um dies zu erreichen ist eine möglichst niedrige Eingangsimpedanz Z_i des Vorverstärkers (5.6) notwendig. Hiermit lä-

15 ge der Ausgang des Entkopplungskreises idealerweise auf Masse. Dieser Sachverhalt wird ebenfalls in US 4 825 162 beschrieben.

Der Vorverstärker selbst ist eine modulare Komponente mit einer festen Spannungsverstärkung v . Diese ist so bemessen,

20 dass das durch die Antenne empfangene Signal auf den vom MRT-Hersteller spezifizierten Pegel angehoben wird, z.B ist $v = 30\text{dB}$ ein typischer Wert.

Eine wichtige Eigenschaft des Vorverstärkers ist ein sehr

25 niedriger Rauschpegel; da dieser Parameter unmittelbar in die Bildqualität eingeht. Die Ausgangsimpedanz beträgt in den meisten Fällen $Z_o = 50\text{ Ohm}$; in der Regel wird der Vorverstärker auch mit einer auf diesen Ausgang überlagerten Gleichspannung versorgt.

30

Der Aufbau der Mantelwellensperre (5.7) wird in Fig. 6a dargestellt. Das vom Vorverstärkerausgang kommende ge-

schirmte Signalkabel (6a.1) wird auf einen toroiden Wickelkörper (6a.2) aus Teflon gewickelt (real ca. 18 Windungen). Somit wird der Schirmmantel als Induktivität L_{MWS} wirksam. An den Ein- und Abgangspunkten des Kabels wird der Schirm
 5 mit einem abstimmbaren Kondensator C_{MWS} (6a.4) gebrückt und hiermit über diesen Parallelschwingkreis ein Sperrfilter für f_0 realisiert.

$$f_0 = \frac{1}{2\pi\sqrt{L_{MWS}C_{MWS}}}$$

10

Dieser sorgt für eine wirksame Unterdrückung von aufgefundenen, schädlichen Mantelwellenströmen. Das Signal wird also über den Innenleiter (6a.4) des auf den Toroidkörper (6a.2) gewickelten Koaxialkabels (6a.1) geleitet. An den
 15 beiden Endpunkten wird das Schirmgeflecht mit einem verstellbaren Kondensator (6a.3) überbrückt. Hiermit wird die Sperrfrequenz auf f_0 justiert und damit der Mantelstrom wirkungsvoll unterdrückt, der von Wirbelströmen verursacht wird, die in der Abschirmung während der Sendephase durch
 20 die eingestrahlte Hochfrequenz erzeugt werden.

Ein alternativer Aufbau der Mantelwellensperre zeigt Fig.6b. Hier erfolgt die Wicklung des Koaxialkabels (6b.1) auf einen zylindrischen Wickelkörper (6b.2) anstelle eines Toroidkörpers. Der Wickelkörper ist innen hohl und nimmt
 25 einen Kupferkern (6b.5) auf, dessen Eintauchtiefe z.B. über ein Gewinde einstellbar ist.

Da Kupfer diamagnetische Eigenschaften ($\chi < 0$) besitzt, wird die wirksame Induktivität L_{MWS} umso geringer, je mehr der
 30 Kupferkern in den Windungskörper eintaucht. Dies wiederum zieht einen Anstieg der Resonanzfrequenz (gleich Sperrfre-

quenz der Mantelwellensperre) nach sich. Der Kondensator (6b.3) kann daher als Festwert CMWS vorgesehen werden; die resultierende Resonanzfrequenz f_0 berechnet sich wiederum nach obiger Formel.

5

Der Verstimmkreis (5.4) wird durch Stromlaufplan Fig. 7 näher erläutert. Ein vom MRT kommender Steuergleichstrom (ca. 100mA) wird über ein HF-Sperrfilter (7.1) über den durch die PIN-Diode (7.2) und der Verstimminduktivität (7.3) gebildeten Strompfad nach Masse geleitet. Die PIN-Diode stellt in Durchlassrichtung durch deren sehr geringen differentiellen Innenwiderstand praktisch einen geschlossenen Schalter dar, welcher die Verstimminduktivität (7.3) in den Resonanzkreis der Spule wirken lässt. Somit wird die Resonanzfrequenz von f_0 nach f_1 verschoben. Da das MRT System nur Resonanzen und Signale in der Nähe von f_0 registriert, ist der jeweils auf f_1 verstimmte Kanal für den MRT unsichtbar. Wird der Steuerstrom vom MRT auf 0 gesetzt, so wird die PIN-Diode hochohmig (geöffneter Schalter) und die Verstimminduktivität aus dem Resonanzkreis herausgenommen. Somit ist wieder f_0 wirksam, und der Kanal ist für den MRT wieder sichtbar. Die Verstimminduktivität (7.3) kann z.B. so ausgelegt werden, dass sie der Induktivität L_A der Spule entspricht. Im Fall der Verstimmung beträgt somit die Gesamtinduktivität $2L_A$, daraus folgt:

$$f_1 = \frac{f_0}{\sqrt{2}}$$

Die Verstimmfrequenz f_1 ist damit weit genug entfernt von der eigentlichen MRT-Resonanzfrequenz f_0 .

30

Das HF-Sperrfilter (7.1) verhindert aus Sicht der Spule den Kurzschluss der hochfrequenten Signale durch die DC-Quelle vom MRT; aus Sicht des MRT verhindert (7.1) das Einkoppeln von hochfrequenten Signalen; dessen Frequenzgang ist in
5 Fig. 8 dargestellt.

Der Symmetrierkreis (7.4) kann als kapazitiver Spannungsteiler mit den beiden Kondensatoren $C_S = 180\text{pF}$ gesehen werden, mit einem geerdeten Mittelabgriff. Der untere Abgriff
10 stellt somit das nun asymmetrische (massebezogene) Ausgangssignal der ansonsten symmetrischen Spule dar.

Bei den in Fig. 5 und Fig. 7 referenzierten Komponenten entspricht (5.4) den zusammengefassten Komponenten
15 (7.1)+(7.2)+(7.3); (5.2) entspricht (7.6); (5.3) entspricht (7.4); (5.5) entspricht (7.7); (5.6) entspricht (7.8) und (5.7) entspricht (7.9).

Fig. 9 zeigt eine Spulenkonfiguration welche auf der Anordnung von Fig. 2a basiert. Die in x-Richtung auf 8 Einzelspulen erweiterte Anordnung ist zu einer Zylindermantelfläche aufgerollt, so dass sich die erste und letzte Einzelspule wieder mit δ überlappen, also eine rotationssymmetrische Struktur ergibt.
20

25

In das Zentrum eines solchen Hohlzylinders lässt sich in vorteilhafter Weise z.B. der Kopf eines Neugeborenen platzieren, was die Vorteile einer hohen Bildauflösung, einem hohem Signal-zu-Rauschverhältnis und der Möglichkeit der
30 Parallelen Bildgebung in sich vereinigt.

Möglich wird dies durch die Verwendung flexiblen Leiterbahn-Trägermaterials (z.B. Pyralux-Folie), welches von bei-

den Seiten mit Kupfer kaschiert ist und sich verarbeiten und durchkontaktieren lässt.

Die beispielhaften, zylindrischen Abmessungen der Mehrkanalspule für Neonaten-Kopfuntersuchungen weisen für den Durchmesser $D = 175$ mm; für die Höhe $h = 120$ mm auf. Die Weite einer Einzelspule wurde mit $d = 86,5$ mm angesetzt; die optimale Überlappung wurde mit $\delta = 16,5$ mm empirisch ermittelt.

10

Fig. 10 zeigt die vorteilhafte Anordnung a) der Verstärkerplatinen (10.1, vier Platinen gemäß Fig. 4) im Bereich der Einzelspulen 2, 3, 6 und 7 sowie b) der Sichtfenster (10.2) im Bereich der Einzelspulen 1, 4, 5 und 8.

15

Die Nähe der Verstärkerplatinen zu den Einzelspulen wirkt sich vorteilhaft auf die Signalqualität aus.

Die Sichtfenster erlauben in vorteilhafter Weise eine unmittelbare Beobachtung des in der Kopfspule befindlichen Patienten, in Ergänzung zu den ohnehin offenen Stirnflächen der Spulenanordnung.

20

Schutzansprüche

5

1. Mehrkanalige Aufnahmeeinrichtung für die Magnetresonanztomografie (MRT) mit mehreren Anordnungen von teilweise überlappenden Rechteckspulen (1-12), die auf einem oder mehreren Spulenträgern (1a.1, 1a.2) angeordnet sind, dadurch gekennzeichnet, dass sie mindestens zwei gewölbte Anordnungen von teilweise überlappenden Rechteckspulen (1-12) aufweist.
2. Aufnahmeeinrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass mindestens eine der Rechteckspulen (1-12) flexibel angeordnet ist.
3. Aufnahmeeinrichtung nach einem der Ansprüche 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass die Rechteckspulen (1 bis 12) auf einem zylinderförmigen Spulenträger angeordnet sind.
4. Aufnahmeeinrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass eine der Anordnungen von Rechteckspulen (5-12) an einem Spulenträger angebracht (1a.2), der als leicht gewölbte Patientenliege ausgebildet ist, während die andere Anordnung von Rechteckspulen (1-4) an einem Spulenträger (1a.1) angebracht ist, der als insbesondere gepolstertes Element an den Körper des Patienten anpassbar ist.
5. Aufnahmeeinrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass an mindestens einem Spulenträger

(1a.2), insbesondere an dem als Liege ausgebildeten, mehr als eine Anordnung von Rechteckspulen (1-12) vorgesehen ist.

- 5 6. Aufnahmeeinrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, dass im Bereich von Über-
schneidungen der Leiterbahnen der Spulen (1-12) diese wesentlich schmaler als im übrigen Teil der Spulen ausgebildet sind und sich unter 90° schneiden.
- 10 7. Aufnahmeeinrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, dass benachbarte Spulen (1-12) abwechselnd auf der Vorderseite und der Rückseite einer gedruckten Schaltung vorgesehen sind.
- 15 8. Aufnahmeeinrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, dass Vorverstärker (4.6, 4.7, 5.6) für die Spulen jeweils im Innenraum der Spulen (1-12) vorgesehen sind.
- 20 9. Aufnahmeeinrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, dass Vorverstärker (4.6, 4.7) von jeweils zwei benachbarten Spulen (1-12) paarweise im Innenraum jeder zweiten Spule (1-12) vorgesehen sind, wobei der Innenraum jeder anderen zweiten Spule (1-12) transparent oder aufgrund einer entsprechenden Ausnehmung des Spulenträgers luftdurchlässig ist.
- 25 10. Aufnahmeeinrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, dass Einrichtungen zum Verstimmen (5.4) der Resonanzfrequenz einzelner Spulen (1-12) vorgesehen sind.
- 30

11. Aufnahmeeinrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, dass die Spulen (1-12) eine Überstromsicherung, insbesondere eine Schmelzsicherung (5.8) aufweisen.
- 5
12. Aufnahmeeinrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 11, dadurch gekennzeichnet, dass Mantelwellensperren (5.7) vorgesehen sind, durch die Signale unterdrückt werden, die durch in der Sendephase erzeugte Wirbelströme in Zuleitungsabschirmungen erzeugt werden.
- 10
13. Aufnahmeeinrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 12, dadurch gekennzeichnet, dass benachbarte Spulen (1-12) zur Minimierung von Kopplungsinduktivitäten um einen definierten Abstand δ überlappen.
- 15
14. Aufnahmeeinrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 13, dadurch gekennzeichnet, dass sich die Leiterbahnen benachbarter Spulen (1-12) zur Minimierung von Kopplungskapazitäten nur um eine minimale Fläche A in der x,z-Ebene überschneiden.
- 20
15. Aufnahmeeinrichtungen nach einem der Ansprüche 1 bis 14, dadurch gekennzeichnet, dass jeder Vorverstärker (4.6, 4.7, 5.6) jeder Spule (1-12) die Unterstrukturen Verstimmkreis (5.6), Entkopplungskreis (5.5), Vorverstärker (4.6, 4.7, 5.6) und Mantelwellensperre (4.8, 4.9, 5.7) enthält.
- 25
- 30
16. Aufnahmeeinrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 15, dadurch gekennzeichnet, im Leiterpfad jeder Spule (1-12) die Unterstrukturen Sicherung (5.8), Sym-

metrierkreis (7.4) und Abstimmkreis (5.2) eingefügt sind.

17. Aufnahmeeinrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis
5 16, dadurch gekennzeichnet, dass für alle Kanäle ei-
ner Spule (1-12) die geschirmte Koaxialleitung des
Empfangssignals und die Ansteuerung für den Verstimm-
kreis (5.6) in einem gemeinsamen geschirmten An-
schlusskabel zusammengefasst sind.

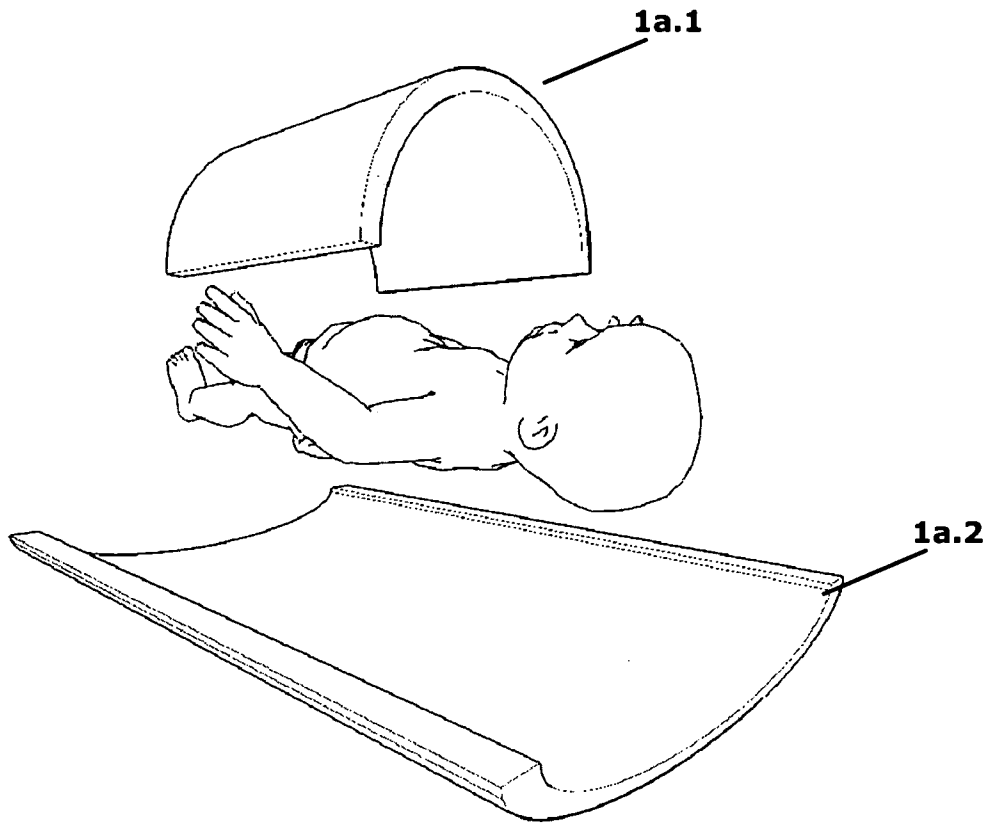


Fig. 1a

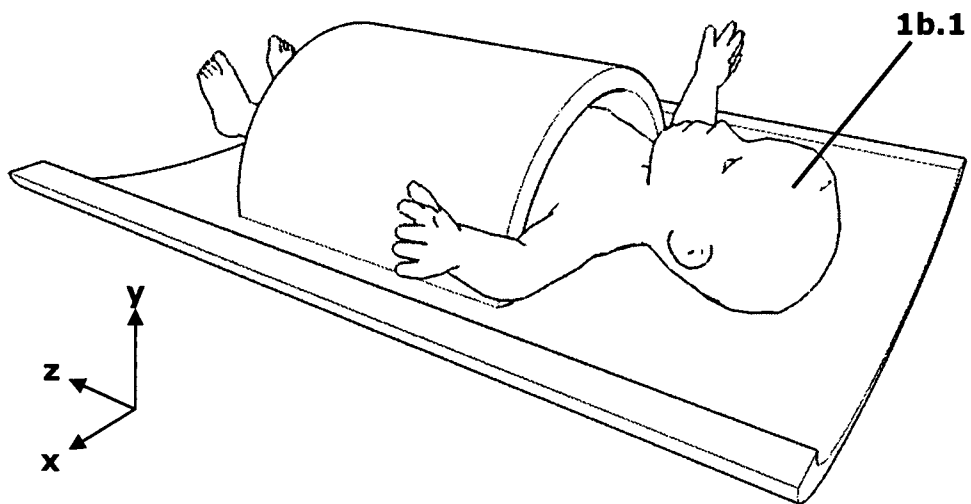


Fig. 1b

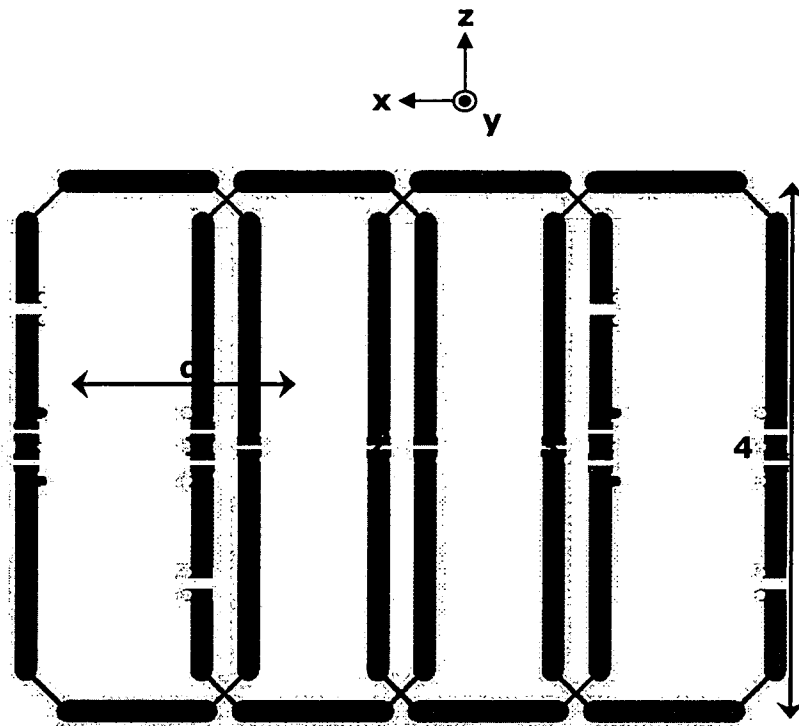


Fig. 2a

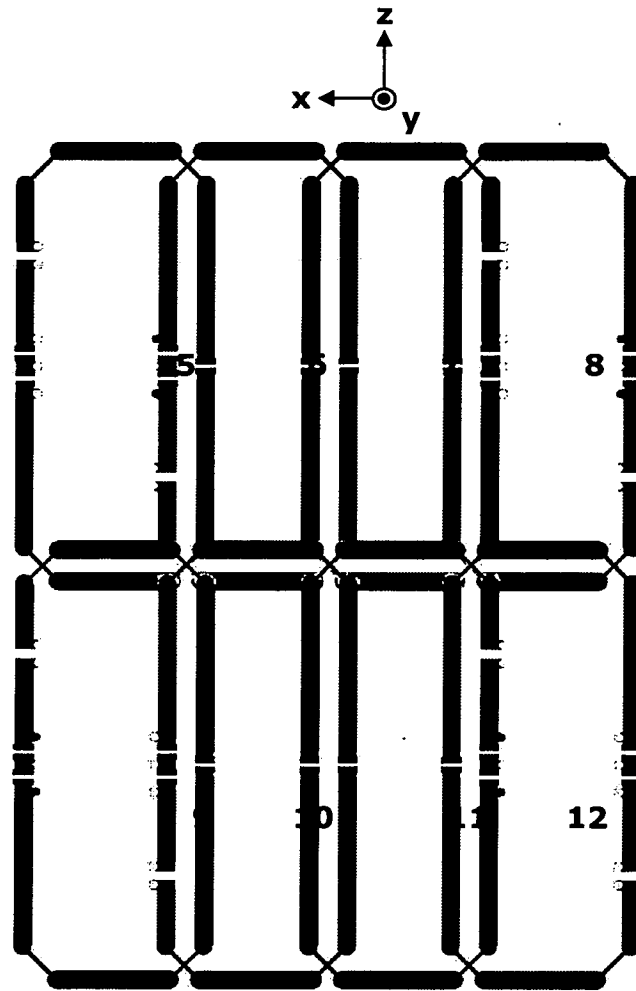


Fig. 2b

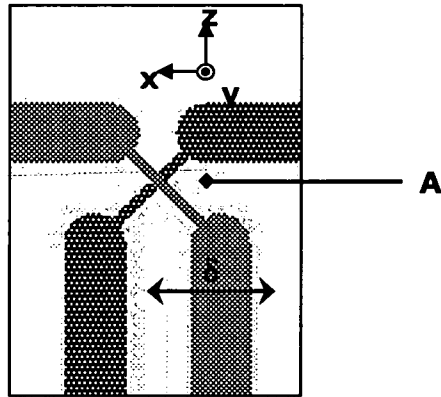


Fig. 3

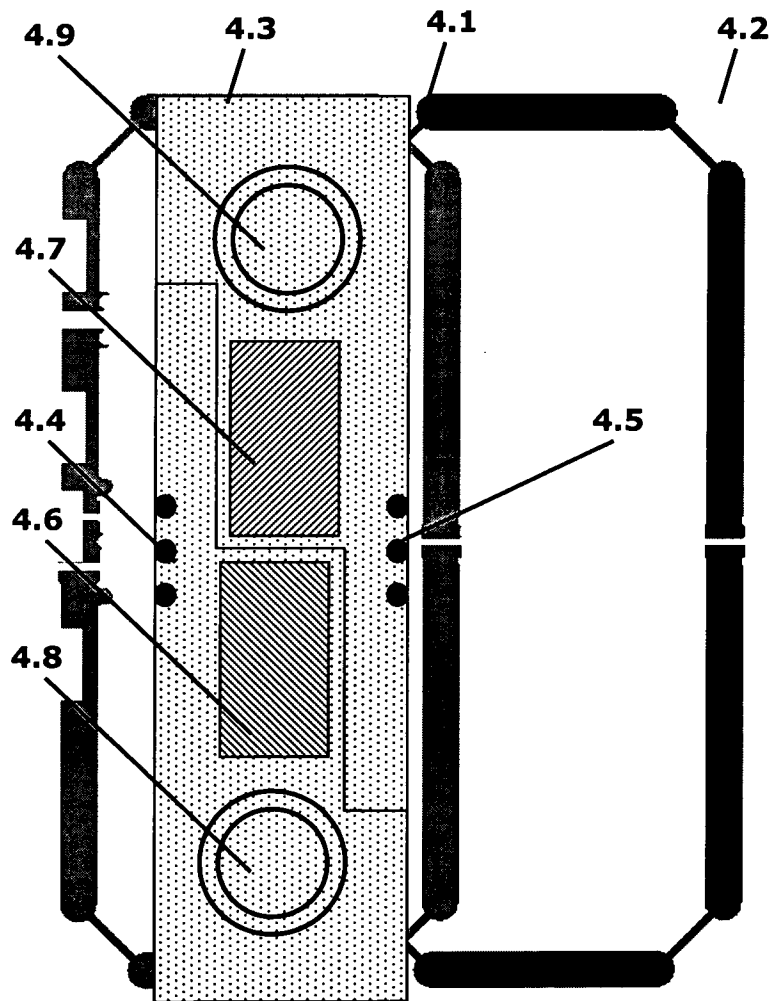


Fig. 4

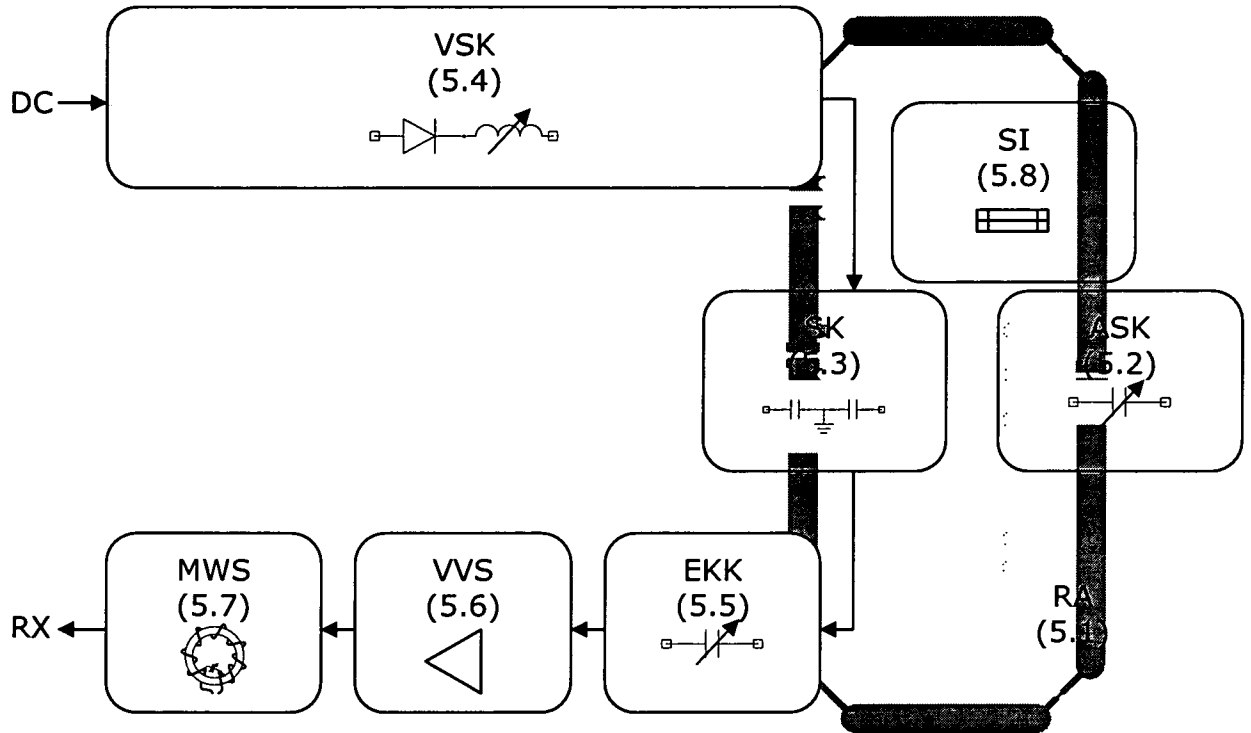


Fig. 5

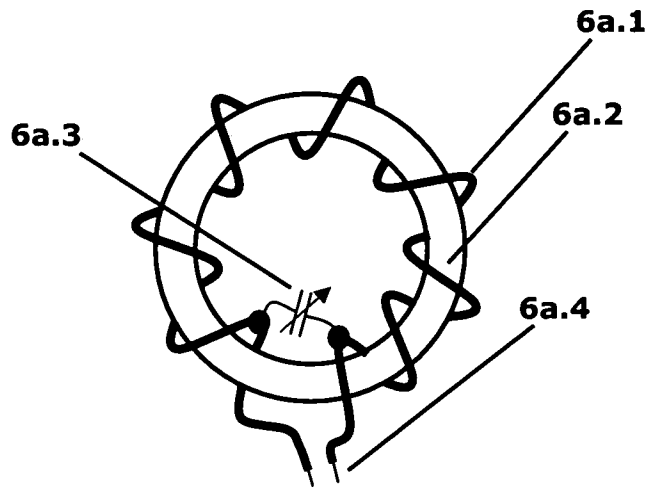


Fig. 6a

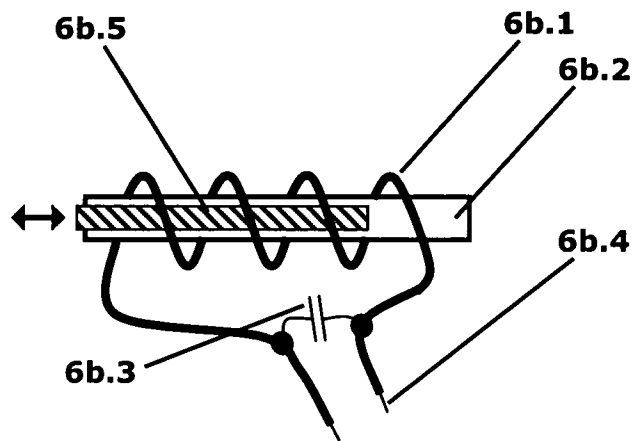


Fig. 6b

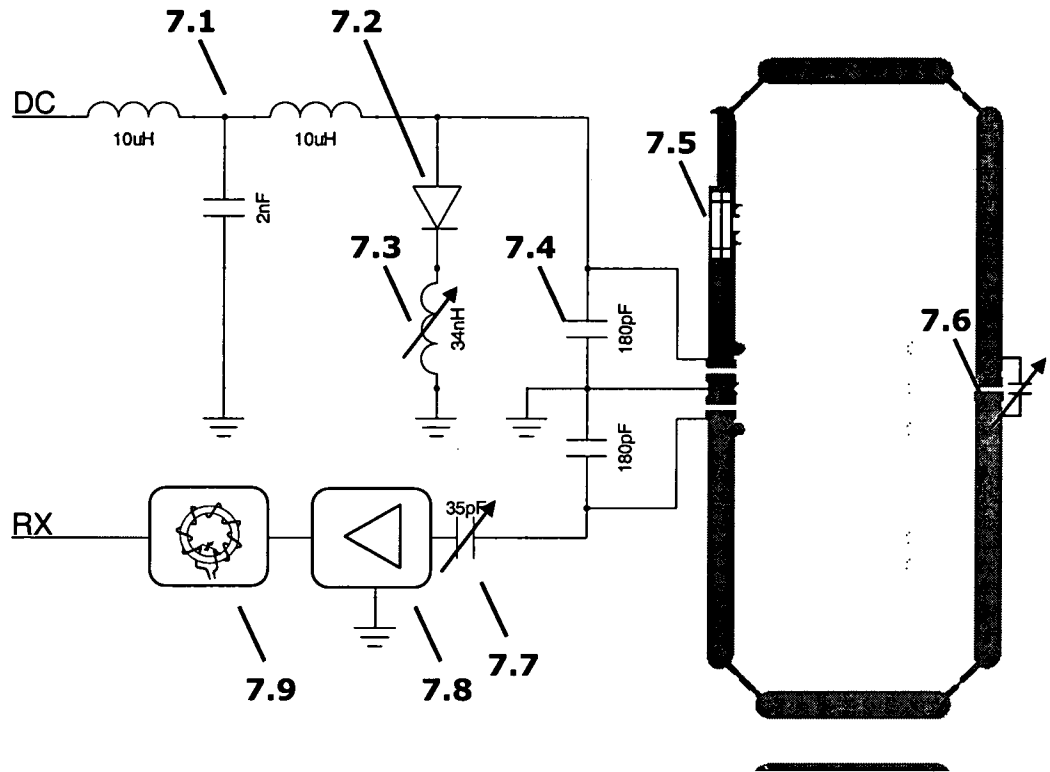


Fig. 7

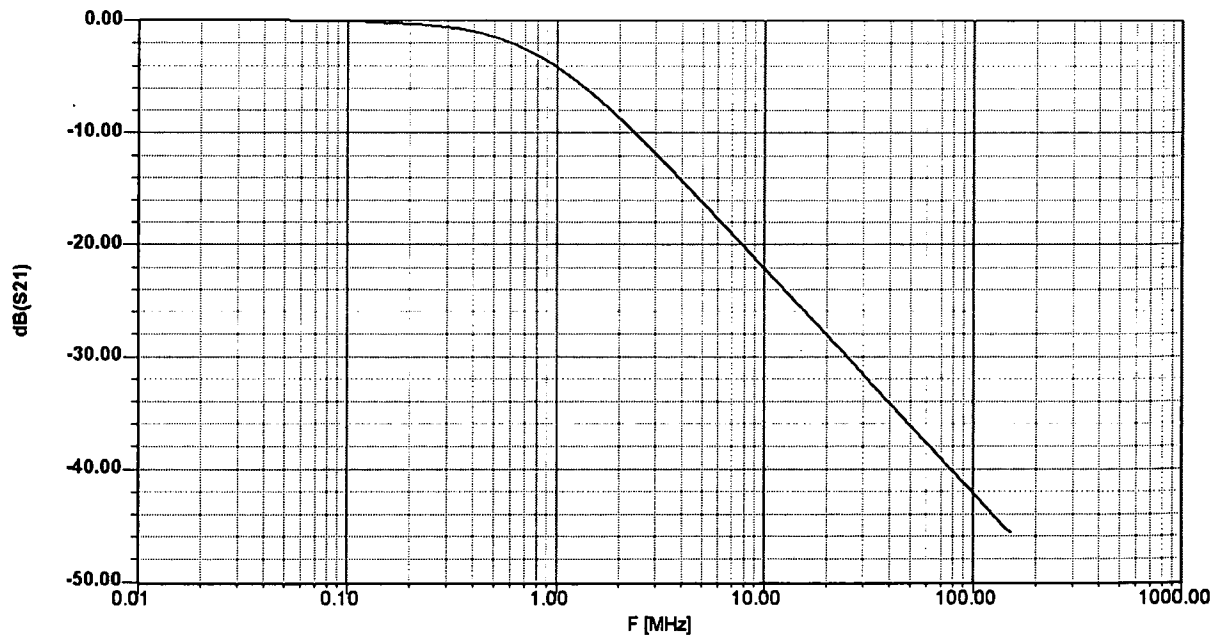


Fig. 8

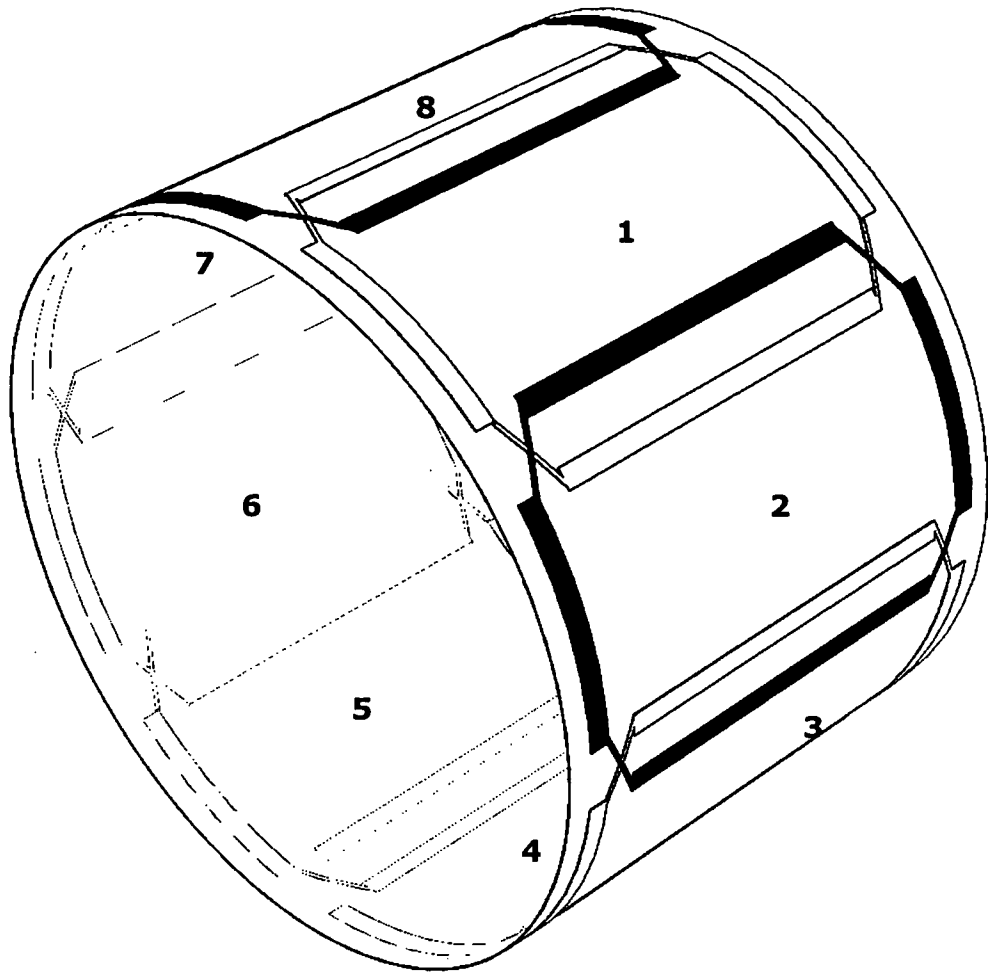


Fig. 9

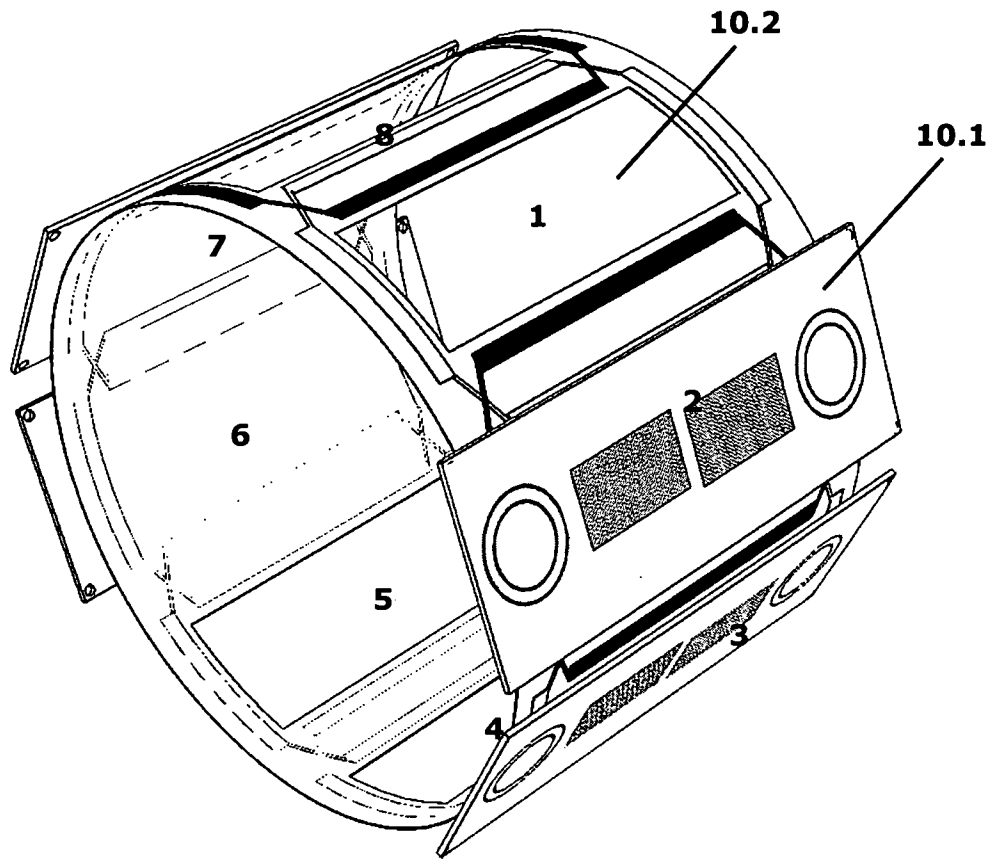


Fig. 10

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2009/007718

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
INV. G01R33/3415

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
G01R

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

EPO-Internal, INSPEC

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	HAYES C E ET AL: "VOLUME IMAGING WITH MR PHASED ARRAYS" MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE, ACADEMIC PRESS, DULUTH, MN, US, vol. 18, no. 2, 1 April 1991 (1991-04-01), pages 309-319, XP000209845 ISSN: 0740-3194 siehe den ersten Absatz des Kapitels 'Methods' und die Figuren 1 und 2 -----	1-2,13
X	DE 10 2005 020025 A1 (GEN ELECTRIC [US]; UNIV JOHNS HOPKINS [US]) 1 December 2005 (2005-12-01) paragraphs [0010] - [0012], [0019], [0021] - [0026]; figures 1,2 ----- -/--	1-2,13



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier document but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

20 Januar 2010

Date of mailing of the international search report

22/04/2010

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040.
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Lersch, Wilhelm

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2009/007718

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 97/26548 A1 (PHILIPS ELECTRONICS NV [NL]; PHILIPS NORDEN AB [SE]) 24 July 1997 (1997-07-24) page 4, line 9 - page 4, line 28; figures 2,4 -----	1,13
X	US 2006/267586 A1 (OKAMOTO KAZUYA [JP] ET AL) 30 November 2006 (2006-11-30) paragraphs [0079] - [0088], [0094], [0096], [0097], [0099], [0100], [0110], [0111], [0115], [0116], [0150], [0158], [0159]; figures 2,5,6,9,11,12,16,17,25,29 -----	1,13
X	EP 1 875 862 A1 (HITACHI LTD [JP]; HITACHI MEDICAL CORP [JP]) 9 January 2008 (2008-01-09) paragraphs [0008], [0026] - [0040], [0044] - [0050], [0061] - [0063]; figures 2,3,9,10,12,13,20-22,26 -----	1,13
X	K.NAEL ET AL.: "Multistation Whole-Body High-Spatial-Resolution MR Angiography Using a 32-Channel MR System" AJR, vol. 188, 2007, pages 529-539, XP002561028 siehe das Kapitel 'Imaging Technique' auf Seite 530 und Fig. 1 -----	1-2,13
A	D.HERLIHY ET AL.: "A clover leaf coil array for neonatal cardiac imaging at 3T" PROC.INTL.SOC.MAG.RESON.MED. 14, 2006, page 2586, XP002561029 the whole document -----	1-2,13
A	T.GRAFENDORFER ET AL.: "An 8-Channel Array Adapted for Pediatric Cardiac Imaging" PROC.INTL.SOC.MAG.RESON.MED. 16, May 2008 (2008-05), page 439, XP002561030 the whole document -----	1-2,13
A	Siemens Medical Solutions: "Small Pediatric Coil - Avanto 1.5T"[Online] 2005, XP002561031 Sales Information, Invivo Corporation Retrieved from the Internet: URL: http://www.saegeling-mt.de/radiologie/produkte/spulen_pdfs/datenblatt/800211_PED_Avanto.pdf > [retrieved on 2009-12-17] the whole document -----	1
	----- -/--	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2009/007718

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	Radiology OneSource: "Pediatric Array"[Online] 2007, XP002561032 ScanMed Retrieved from the Internet: URL: http://www.scanmed.com/content/pds_pediatric.pdf [retrieved on 2009-12-17] the whole document	1
A	DE 10 2004 052943 A1 (GEN ELECTRIC [US]) 23 June 2005 (2005-06-23) paragraphs [0019] - [0024]; figures 1,5	2

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

see supplemental sheet

1. As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:
1-2, 13

Remark on Protest

- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- No protest accompanied the payment of additional search fees.

The International Searching Authority has found that the international application contains multiple (groups of) inventions, as follows:

1. Claims 1-2, 13

At least one of the rectangular coils is flexibly arranged. In this way, it can particularly well adjusted to the shape of the body, thereby solving the problem of achieving a further improvement of the signal-to-noise ratio, which goes beyond the advantage of a convex arrangement.

2. Claim 3

The rectangular coils are arranged on a cylindrical coil carrier. This solves the problem of providing a particularly suitable construction for examinations of the head.

3. Claim 4

A rectangular coil arrangement is fixed to a slightly convex patient bed and another rectangular coil arrangement is fixed to a coil carrier that can be adjusted to the body of the patient,. This solves the problem of obtaining a construction which is particularly suitable for examining regions of the breast and spinal column while at the same time reducing space requirements to a minimum.

4. Claim 5

More than one arrangement of rectangular coils is provided on the coil carrier which is embodied as a bed. This solves the problem of increasing the extent of the examination region.

5. Claims 6, 14

The conduction path surface is reduced to a minimum in overlapping regions. This solves the problem of achieving an improved decoupling of the overlapping coils.

6. Claim 7

Adjacent coils are provided alternately on the front and rear side of a printed circuit, thereby solving the problem of providing a mount for the coils, which is advantageous from the point of view of manufacturing technology

7. Claims 8-9

Preamplifier for the coils are provided in the interior of the coils. This solves the problem of rendering the signal detection with low losses while taking into consideration the reduced space in the interior of the MRT device.

8. Claim 10

Devices for tuning out the resonance frequency of individual coils are provided. This solves the problem of preventing a reciprocal interference between excitation coil and reception coil.

9. Claim 11

The coils have an overcurrent protection. This solves the problem that the patient does not suffer any injuries even in the event of failure of other safety measures.

10. Claim 12

Standing wave traps are provided. This solves the problem of suppressing interference signals.

11. Claim 15

Each preamplifier of each coil contains the substructures tuning circuit, decoupling circuit, preamplifier and standing wave trap. This solves the problem of allowing an efficient and at the same time space-saving arrangement of the HF electronics.

12. Claim 16

The substructures fuse, symmetrical circuit and modulation circuit are introduced into the conduction path of each coil. This also serves to solve the problem of integrating the HF electronics into the assembly in an optimum and at the same time space-saving manner.

13. Claim 17

The shielded coaxial cable of the receiving signal and the control for the tuning circuit are combined for all channels of a coil into a common shielded connection cable. This solves the problem of optimizing the cabling of the HF electronics.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2009/007718

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
DE 102005020025 A1	01-12-2005	JP 2005324028 A	24-11-2005
		NL 1029029 C2	20-05-2008
		NL 1029029 A1	21-11-2005
		US 2005253582 A1	17-11-2005
<hr/>			
WO 9726548 A1	24-07-1997	DE 69634037 D1	20-01-2005
		DE 69634037 T2	22-12-2005
		EP 0815462 A1	07-01-1998
		JP 3789482 B2	21-06-2006
		JP 11502756 T	09-03-1999
		US 5861749 A	19-01-1999
<hr/>			
US 2006267586 A1	30-11-2006	US 2008157772 A1	03-07-2008
<hr/>			
EP 1875862 A1	09-01-2008	CN 101166461 A	23-04-2008
		WO 2006114923 A1	02-11-2006
		US 2010033177 A1	11-02-2010
<hr/>			
DE 102004052943 A1	23-06-2005	NONE	
<hr/>			

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2009/007718

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES
INV. G01R33/3415

Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPC) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPC

B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)
G01R

Recherchierte, aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen

Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)

EPO-Internal, INSPEC

C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	HAYES C E ET AL: "VOLUME IMAGING WITH MR PHASED ARRAYS" MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE, ACADEMIC PRESS, DULUTH, MN, US, Bd. 18, Nr. 2, 1. April 1991 (1991-04-01), Seiten 309-319, XP000209845 ISSN: 0740-3194 siehe den ersten Absatz des Kapitels 'Methods' und die Figuren 1 und 2	1-2,13
X	DE 10 2005 020025 A1 (GEN ELECTRIC [US]; UNIV JOHNS HOPKINS [US]) 1. Dezember 2005 (2005-12-01) Absätze [0010] - [0012], [0019], [0021] - [0026]; Abbildungen 1,2 ----- -/-	1-2,13



Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen



Siehe Anhang Patentfamilie

* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :

- "A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist
- "E" älteres Dokument, das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist
- "L" Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)
- "O" Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht
- "P" Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist

"T" Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist

"X" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden

"Y" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren anderen Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist

"&" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche

20. Januar 2010

Absenddatum des internationalen Recherchenberichts

22/04/2010

Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde
 Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2
 NL - 2280 HV Rijswijk
 Tel. (+31-70) 340-2040,
 Fax: (+31-70) 340-3016

Bevollmächtigter Bediensteter

Lersch, Wilhelm

C. (Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	WO 97/26548 A1 (PHILIPS ELECTRONICS NV [NL]; PHILIPS NORDEN AB [SE]) 24. Juli 1997 (1997-07-24) Seite 4, Zeile 9 - Seite 4, Zeile 28; Abbildungen 2,4 -----	1,13
X	US 2006/267586 A1 (OKAMOTO KAZUYA [JP] ET AL) 30. November 2006 (2006-11-30) Absätze [0079] - [0088], [0094], [0096], [0097], [0099], [0100], [0110], [0111], [0115], [0116], [0150], [0158], [0159]; Abbildungen 2,5,6,9,11,12,16,17,25,29 -----	1,13
X	EP 1 875 862 A1 (HITACHI LTD [JP]; HITACHI MEDICAL CORP [JP]) 9. Januar 2008 (2008-01-09) Absätze [0008], [0026] - [0040], [0044] - [0050], [0061] - [0063]; Abbildungen 2,3,9,10,12,13,20-22,26 -----	1,13
X	K.NAEL ET AL.: "Multistation Whole-Body High-Spatial-Resolution MR Angiography Using a 32-Channel MR System" AJR, Bd. 188, 2007, Seiten 529-539, XP002561028 siehe das Kapitel 'Imaging Technique' auf Seite 530 und Fig. 1 -----	1-2,13
A	D.HERLIHY ET AL.: "A clover leaf coil array for neonatal cardiac imaging at 3T" PROC.INTL.SOC.MAG.RESON.MED. 14, 2006, Seite 2586, XP002561029 das ganze Dokument -----	1-2,13
A	T.GRAFENDORFER ET AL.: "An 8-Channel Array Adapted for Pediatric Cardiac Imaging" PROC.INTL.SOC.MAG.RESON.MED. 16, Mai 2008 (2008-05), Seite 439, XP002561030 das ganze Dokument -----	1-2,13
A	Siemens Medical Solutions: "Small Pediatric Coil - Avanto 1.5T"[Online] 2005, XP002561031 Sales Information, Invivo Corporation Gefunden im Internet: URL: http://www.saegeling-mt.de/radiologie/produkte/spulen_pdfs/datenblatt/800211_PED_Avanto.pdf > [gefunden am 2009-12-17] das ganze Dokument -----	1
	----- -/--	

C. (Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
A	Radiology OneSource: "Pediatric Array"[Online] 2007, XP002561032 ScanMed Gefunden im Internet: URL: http://www.scanmed.com/content/pds_pediatric.pdf [gefunden am 2009-12-17] das ganze Dokument	1
A	DE 10 2004 052943 A1 (GEN ELECTRIC [US]) 23. Juni 2005 (2005-06-23) Absätze [0019] - [0024]; Abbildungen 1,5	2

Feld Nr. II Bemerkungen zu den Ansprüchen, die sich als nicht recherchierbar erwiesen haben (Fortsetzung von Punkt 2 auf Blatt 1)

Gemäß Artikel 17(2)a wurde aus folgenden Gründen für bestimmte Ansprüche kein internationaler Recherchenbericht erstellt:

1. Ansprüche Nr. weil sie sich auf Gegenstände beziehen, zu deren Recherche diese Behörde nicht verpflichtet ist, nämlich

2. Ansprüche Nr. weil sie sich auf Teile der internationalen Anmeldung beziehen, die den vorgeschriebenen Anforderungen so wenig entsprechen, dass eine sinnvolle internationale Recherche nicht durchgeführt werden kann, nämlich

3. Ansprüche Nr. weil es sich dabei um abhängige Ansprüche handelt, die nicht entsprechend Satz 2 und 3 der Regel 6.4 a) abgefasst sind.

Feld Nr. III Bemerkungen bei mangelnder Einheitlichkeit der Erfindung (Fortsetzung von Punkt 3 auf Blatt 1)

Diese Internationale Recherchenbehörde hat festgestellt, dass diese internationale Anmeldung mehrere Erfindungen enthält:

siehe Zusatzblatt

1. Da der Anmelder alle erforderlichen zusätzlichen Recherchegebühren rechtzeitig entrichtet hat, erstreckt sich dieser internationale Recherchenbericht auf alle recherchierbaren Ansprüche.

2. Da für alle recherchierbaren Ansprüche die Recherche ohne einen Arbeitsaufwand durchgeführt werden konnte, der zusätzliche Recherchegebühr gerechtfertigt hätte, hat die Behörde nicht zur Zahlung solcher Gebühren aufgefordert.

3. Da der Anmelder nur einige der erforderlichen zusätzlichen Recherchegebühren rechtzeitig entrichtet hat, erstreckt sich dieser internationale Recherchenbericht nur auf die Ansprüche, für die Gebühren entrichtet worden sind, nämlich auf die Ansprüche Nr.

4. Der Anmelder hat die erforderlichen zusätzlichen Recherchegebühren nicht rechtzeitig entrichtet. Dieser internationale Recherchenbericht beschränkt sich daher auf die in den Ansprüchen zuerst erwähnte Erfindung; diese ist in folgenden Ansprüchen erfasst:
1-2, 13

Bemerkungen hinsichtlich eines Widerspruchs

- Der Anmelder hat die zusätzlichen Recherchegebühren unter Widerspruch entrichtet und die gegebenenfalls erforderliche Widerspruchsgebühr gezahlt.
- Die zusätzlichen Recherchegebühren wurden vom Anmelder unter Widerspruch gezahlt, jedoch wurde die entsprechende Widerspruchsgebühr nicht innerhalb der in der Aufforderung angegebenen Frist entrichtet.
- Die Zahlung der zusätzlichen Recherchegebühren erfolgte ohne Widerspruch.

WEITERE ANGABEN

PCT/ISA/ 210

Die internationale Recherchenbehörde hat festgestellt, dass diese internationale Anmeldung mehrere (Gruppen von) Erfindungen enthält, nämlich:

1. Ansprüche: 1-2, 13

Mindestens eine der Rechteckspulen ist flexibel angeordnet. Dadurch kann sie besonders gut an die Körperform angepasst werden, was die Aufgabe löst, eine über den Vorteil einer gewölbten Anordnung hinausgehende, weitere Verbesserung des Signal-Rausch-Verhältnisses zu erzielen.

2. Anspruch: 3

Die Rechteckspulen sind auf einem zylinderförmigen Spulenträger angeordnet. Dies löst die Aufgabe, eine für Untersuchungen des Kopfes besonders geeignete Bauform bereitzustellen.

3. Anspruch: 4

Eine Rechteckspulenanordnung ist an einer leicht gewölbten Patientenliege angebracht und eine andere an einem Spulenträger, der an den Körper des Patienten anpassbar ist. Dies löst die Aufgabe, unter Minimierung des Platzbedarfs der Anordnungen eine besonders für Untersuchungen des Brust- und Wirbelsäulenbereichs geeignete Bauform zu erhalten.

4. Anspruch: 5

An insbesondere dem als Liege ausgebildeten Spulenträger ist mehr als eine Anordnung von Rechteckspulen vorgesehen. Hierdurch wird die Aufgabe gelöst, die Ausdehnung des Untersuchungsbereichs zu vergrößern.

5. Ansprüche: 6, 14

Die Leiterbahnfläche ist im Bereich von Überschneidungen minimiert. Dadurch wird die Aufgabe einer verbesserten Entkopplung der überlappenden Spulen gelöst.

6. Anspruch: 7

Benachbarte Spulen sind abwechselnd auf der Vorder- und der Rückseite einer gedruckten Schaltung vorgesehen, wodurch die Aufgabe gelöst wird, eine herstellungstechnisch vorteilhafte Halterung für die Spulen bereitzustellen.

7. Ansprüche: 8-9

WEITERE ANGABEN

PCT/ISA/ 210

Vorverstärker für die Spulen sind im Innenraum der Spulen vorgesehen. Dies löst die Aufgabe, unter Berücksichtigung des geringen Platzangebots im Innern des MRT-Geräts die Signalerfassung verlustarm zu gestalten.

8. Anspruch: 10

Es sind Einrichtungen zum Verstimmen der Resonanzfrequenz einzelner Spulen vorgesehen. Dadurch wird die Aufgabe gelöst, eine wechselseitige Störung zwischen Anregungsspule und Empfangsspule zu verhindern.

9. Anspruch: 11

Die Spulen weisen eine Überstromsicherung auf. Dies löst die Aufgabe, dass der Patient selbst bei Versagen anderer Sicherheitsmassnahmen nicht zu Schaden kommt.

10. Anspruch: 12

Mantelwellensperren sind vorgesehen. Dadurch wird die Aufgabe einer Unterdrückung von Störsignalen gelöst.

11. Anspruch: 15

Jeder Vorverstärker jeder Spule enthält die Unterstrukturen Verstimmkreis, Entkopplungskreis, Vorverstärker und Mantelwellensperre. Hierdurch kann die Aufgabe gelöst werden, eine effiziente und zugleich platzsparende Anordnung der HF-Elektronik zu ermöglichen.

12. Anspruch: 16

Im Leiterpfad jeder Spule sind die Unterstrukturen Sicherung, Symmetrierkreis und Abstimmkreis eingefügt. Dies dient auch der Lösung der Aufgabe, die HF-Elektronik in einer für die Funktion optimalen und zugleich platzsparenden Weise in den Aufbau zu integrieren.

13. Anspruch: 17

Für alle Kanäle einer Spule sind die geschirmte Koaxialleitung des Empfangssignals und die Ansteuerung für den Verstimmkreis in einem gemeinsamen geschirmten Anschlusskabel zusammengefasst. Dadurch wird die Aufgabe gelöst, die Verkabelung der HF-Elektronik zu optimieren.

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2009/007718

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
DE 102005020025 A1	01-12-2005	JP 2005324028 A	24-11-2005
		NL 1029029 C2	20-05-2008
		NL 1029029 A1	21-11-2005
		US 2005253582 A1	17-11-2005
WO 9726548 A1	24-07-1997	DE 69634037 D1	20-01-2005
		DE 69634037 T2	22-12-2005
		EP 0815462 A1	07-01-1998
		JP 3789482 B2	21-06-2006
		JP 11502756 T	09-03-1999
		US 5861749 A	19-01-1999
US 2006267586 A1	30-11-2006	US 2008157772 A1	03-07-2008
EP 1875862 A1	09-01-2008	CN 101166461 A	23-04-2008
		WO 2006114923 A1	02-11-2006
		US 2010033177 A1	11-02-2010
DE 102004052943 A1	23-06-2005	KEINE	