

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2006-507071

(P2006-507071A)

(43) 公表日 平成18年3月2日(2006.3.2)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B 5/055 (2006.01)</b>	A 6 1 B 5/05 3 1 1	4 C 0 9 6
	A 6 1 B 5/05 3 7 6	

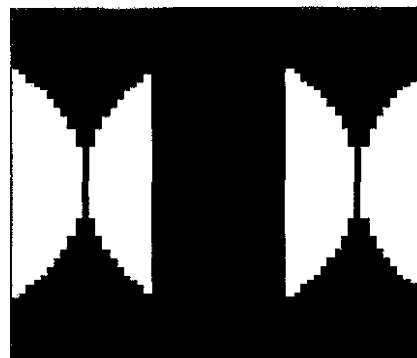
審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2004-554814 (P2004-554814) (86) (22) 出願日 平成15年11月20日 (2003.11.20) (85) 翻訳文提出日 平成17年5月25日 (2005.5.25) (86) 国際出願番号 PCT/IB2003/005290 (87) 国際公開番号 W02004/048992 (87) 国際公開日 平成16年6月10日 (2004.6.10) (31) 優先権主張番号 02079908.6 (32) 優先日 平成14年11月26日 (2002.11.26) (33) 優先権主張国 欧州特許庁 (EP)	(71) 出願人 590000248 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ Koninklijke Philips Electronics N. V. オランダ国 5621 ペーアー アイン ドーフエン フルーネヴァウツウェッハ 1 Groenewoudseweg 1, 5 621 BA Eindhoven, T he Netherlands (74) 代理人 100070150 弁理士 伊東 忠彦 (74) 代理人 100091214 弁理士 大貫 進介 最終頁に続く
---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------

(54) 【発明の名称】 磁気共鳴方法

## (57) 【要約】

多数の受信アンテナの配列から捕捉された複数の信号から対象の画像を形成する新規な磁気共鳴撮像方法が提示される。撮像前に各受信アンテナの感度マップが与えられ、少なくとも2つの隣接するアンテナは、同じ撮像位置から発せられる信号を記録し、画像強度は異なったアンテナによって測定される信号から計算され、位相エンコード・ステップの数はその完全な集合よりも減少される。更に、視野は、内在的な折り返しアーティファクトを生じさせる位相エンコード方向上、対象の大きさよりも小さく設定され、受信アンテナ及の感度マップ及び内在折り返しアーティファクトを示す参照画像は、MR画像を展開された画像へ再構成するのに用いられる。



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

受信アンテナによって捕捉された複数の信号から対象の画像を形成し、前記各受信アンテナの感度マップが与えられ、適用される符号化ステップの数はその完全な集合に対して減少される、磁気共鳴撮像方法であって、

前記視野は、エンコード方向上、対象の寸法よりも小さく設定され、前記受信アンテナの感度マップ及び内在折り返しアーティファクトを示す参照画像は前記 M R 画像を展開された画像へ再構成するのに用いられることを特徴とする、磁気共鳴撮像方法。

## 【請求項 2】

前記展開された画像に、エッジアーティファクトを除去するエッジフィルタリングが適用されることを特徴とする、請求項 1 記載の方法。 10

## 【請求項 3】

前記展開された画像に、リング・アーティファクトを除去するリングフィルタリングが適用されることを特徴とする、請求項 2 記載の方法。

## 【請求項 4】

複数の信号から M R 画像を取得する磁気共鳴装置であって、  
前記対象の一部内でスピンを励起する手段と、  
複数の受信アンテナと、  
読み出し傾斜磁場及び他の傾斜磁場の印加により k 空間内に複数のラインを含む所定の軌跡に沿って M R 信号を測定し、前記位相エンコードステップの数はその完全な集合に対して減少される、手段と、 20

各受信アンテナの夫々に対して感度マップを与える手段と、  
前記視野を前記対象寸法よりも小さく設定する手段と、  
前記受信アンテナの感度マップ及び内在折り返しアーティファクトを示す参照画像を用いることにより、前記 M R 画像を前記測定された M R 信号から折り返された画像へ再構成する手段とを有する、磁気共鳴撮像装置。

## 【請求項 5】

磁気共鳴方法により画像を形成するようコンピュータ使用可能な媒体上に格納されたコンピュータプログラムプロダクトであって、  
前記コンピュータに、 30  
磁気共鳴撮像装置が複数の信号から M R 画像を取得することの実行を制御させ、前記コンピュータプログラムは、

前記対象よりも小さい視野を設定し、  
前記受信アンテナの感度マップ及び内在折り返しアーティファクトを示す参照画像を用いて前記 M R 画像を展開された画像へ再構成するための命令を有する、

コンピュータ読み取り可能なプログラム手段を有する、コンピュータプログラムプロダクト。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】 40

## 【0001】

本発明は、安定した磁場内に配置された対象の撮像の磁気共鳴 ( M R ) 方法に関連し、この方法により以下の段階、即ち、

対象の一部内のスピンを励起する段階、

読み出し傾斜磁場及び他の傾斜磁場の印加により k 空間内の複数のラインを含む所定の軌跡に沿って M R 信号を測定する段階、

ナビゲータ M R 信号の測定のためにナビゲータ傾斜磁場を印加する段階が繰り返され、

前記方法はまた、測定された M R 信号を補正するよう測定されたナビゲータ M R 信号の位相及び大きさから位相補正を決定する段階と、補正された M R 信号から対象の一部の画像を決定する段階とを更に含む、方法に関連する。 50

## 【 0 0 0 2 】

本発明はまた、かかる方法を実行するMR装置及びコンピュータプログラムプロダクトに関連する。

## 【 背景技術 】

## 【 0 0 0 3 】

特許文献1には、水平磁場及び垂直磁場の両方のMRIシステムでNMR無線周波信号を受信するのに使用される内在的に減結合されたサンドウィッチ型ソレノイド・アレイ・コイルが記載されている。その最も基本的な構成では、アレイコイルは、2つの同軸RF受信コイルを含む。アレイの第1のコイルは、共通軸に沿って互いから離された2つのソレノイド（又はループ）部分を有する。2つの部分は、直列に電氣的に接続されているが、各部分の導体は反対の方向に巻回されており、コイルを通る電流は各部分内に反対の極性の磁場を生成する。コイルアレイの第2のコイルは、第1のコイルの2つの別々のソレノイド部分の間の、組み合わせられた反対の磁場がヌルとなるよう打ち消し合う領域に配置される（「挟み込まれている（サンドウィッチ）」）巻回配置及び幾何学的対称性により、アレイの受信コイルは互いから電磁的に「減結合」され、それらの感度をNMR信号を受信することに向けて維持する。多コイル・アレイ配置はまた、画像データ捕捉中の時間の犠牲なしに画像折り返し問題を防止するよう、より大きい視野（FOV）とより小さい視野（FOV）との間で選択を行うことを可能とする。また、等しくない構成要素コイル直径、等しくない構成要素コイル巻線、同軸でないコイル形態を含む多の実施例が開示される。

10

20

## 【 0 0 0 4 】

この参考文献のコイル・アレイ配置では、FOVは、画像が小さい関心領域又は体積から得られる場合に折り返しアーティファクトを克服するために、アレイの幾つかのコイルからNMR信号を組み合わせることによって大きく、又は、単一のコイルのNMR信号のみを選択することによって小さく選択されうる。従って、FOVは、撮像対象のサイズに依存して選択されうる。

## 【 0 0 0 5 】

更に、特許文献2では、位相エンコード及び読み出し方向の傾斜磁場が、患者の関心領域中で励起されたMR活性核を空間エンコードするために印加される磁気共鳴撮像方法が開示されている。読み出し方向に減少された数の読み出しがとられ、それによりエイリアシングのある減少された視野の画像が作成される。データの収集の時間が減少されるという利点とともに、完全な画像を生成するようエイリアシングされた画像を展開するために、これらのコイルに関する感度情報とともに、少なくとも2つのRF受信コイルが用いられる。感度情報は、画像情報が収集されるよりも低い解像度で収集される。コイルの感度を較正するのに用いられる参照データ中のより低い解像度の効果は、参照データ中のノイズを減少させることであり、従って目標となる展開されたSENSEデータの信号対雑音比は高められる。

30

## 【 0 0 0 6 】

FOVが撮像された対象よりも小さい場合、内在的な折り返しアーティファクトが生ずる。内在的な折り返しアーティファクトは、関心となる領域、即ち心臓、が対象のスライスよりも遙かに小さい心臓撮像に、又は、腕が折り曲げられる、腹部の撮像に、及び、大きいFOVの変形されたエッジが使用されない全身MR撮像に使用される。SENSE又はSMASHのような並列撮像法では、内在的な折り返しアーティファクトはコイル感度行列を決定させないため、位相エンコード方向上、対象の寸法よりも小さい視野を選択することは許されない。SENSEが用いられる場合、操作者は対象全体を囲む大きい視野を選択することが強制され、これはSENSE方法によって与えられる時間の減少を部分的に無駄なものとする。

40

【 特許文献 1 】 米国特許公開第 2 0 0 2 - 0 0 1 3 5 2 6 号 明 細 書

【 特許文献 2 】 欧州特許第 1 1 0 2 0 7 6 号 明 細 書

【 発明の開示 】

50

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0007】

本発明は、SENSE又はSMASHといった並列撮像技術の効率を更に高めることを目的とする。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0008】

本発明のこの目的は、請求項1に記載の方法によって達成される。本発明は更に、請求項4に記載の装置、並びに、請求項5に記載のコンピュータ・プログラム・プロダクトに関連する。

## 【0009】

本発明は、減少されたFOVが選択されるという主な利点を有する。内在的な折り返しアーティファクトが発生される結果として、参照画像の計算によって解決されうる。

## 【発明を実施するための最良の形態】

## 【0010】

本発明の上述の及び他の利点は、従属項、及び、添付の図面を参照して本発明の典型的な実施例が記載されている以下の説明に開示されている。

## 【0011】

磁気共鳴撮像法では、より短い期間内に許容可能な画像を得るという一般的な傾向がある。このために、近年、スイス連邦工科大学チューリッヒ校、生体工学及び医療情報学研究所 (Institute of Biomedical Engineering and Medical Informatics) により、「SENSE」と称される感度エンコード法が開発された。SENSE法は、磁気共鳴装置のコイルによって検出されるように画像に対して直接作用するアルゴリズムに基づくものである。画像に対する位相エンコード・ステップの数は、R倍だけ減少され、その倍数だけ信号捕捉を加速させ、Rは1よりも大きい任意の数でありうる。即ち、(位相)エンコード・ステップの数は、完全な集合のエンコード・ステップに対して減少される。この完全な集合は、再構成されるMR画像の予め選択された空間解像度に対して十分なk空間内のMR信号をサンプリングするのに必要なエンコード・ステップを生じさせる。結果として得られる、多数のコイルからのエイリアシングされた画像は、単一のR回折り返された画像を発生するようSENSEアルゴリズムによって用いられる。SENSE方法に重要なものは、いわゆる感度マップとして配置されたコイルの感度の知識である。この方法を加速させるために、シングルコイル参照の「平方和」による、又は、ボディコイル参照による分割を通じて取得されうる生感度マップを使用することが提案される(例えば、K.Pruessmann外、ISMRM議事録、1998年、アブストラクト第579頁、799頁、803頁及び2087頁参照)。実際、SENSE法は、意図的にk空間をアンダーサンプリングすることにより、即ち捕捉すべき対象よりも小さい視野(FOV)を意図的に選択することにより、走査時間を減少させることを可能とする。このアンダーサンプリングから、異なったコイル感度パターンを有する一組の別個のコイルについての知識を用いて分解又は展開される、折り返しアーティファクトが得られる。アンダーサンプリングは、両方の位相エンコード方向のうちのいずれかでありうる。

## 【0012】

NMR撮像法では、内在的な折り返しアーティファクトの方法が用いられ、例えば、関心領域、即ち心臓が対象のスライスよりも遙かに小さい心臓撮像に、又は、腕が折り曲げられる、腹部の撮像に、及び、大きいFOVの変形されたエッジが使用されない全身MR撮像に使用される。SENSE又はSMASHのような並列撮像法では、内在的な折り返しアーティファクトはコイル感度行列を決定させないため、位相エンコード方向上、対象の寸法よりも小さい視野を選択することは許されない。SENSEが用いられる場合、操作者は対象全体を囲む大きい視野を選択することが強制され、これはSENSE方法によって与えられる時間の減少を部分的に無駄なものとする。この制限は、SENSEのような並列撮像法に用いられるときに数学に基づいて克服されることが不可能であると考えられる。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 1 3 】

現在のところ、S E N S E 測定は、基本的には以下のように与えられる。

- 1 . 患者の解剖学的細部なしに、S E N S E 法で用いられるコイルの各素子についての低解像度画像を得るための予備走査が行われる。
- 2 . 全ての素子のエイリアシングされた画像を生じさせる S E N S E 走査が行われる。
- 3 . コイルの感度プロファイル及び S E N S E 走査画像は、実際の画像を再構成するよう S E N S E アルゴリズムによって使用される。ボディコイル参照スキャンもまた、規則のために用いられる。通常は、特定の M R 検査では全ての S E N S E 走査のために一回の予備走査で十分である。

## 【 0 0 1 4 】

内在的な折り返しアーティファクトを可能とするために、ステップ 2 の後に 1 つの付加的なステップが追加されるべきである。

## 【 0 0 1 5 】

2 b . 予備走査の画像から、内在的な折り返しを示すコイル素子の感度プロファイル及び内在的な折り返しを示す参照画像が計算される。この走査は、再構成処理の一部として、又は走査中に、数分の一秒でなされうる。続いて、これらの明示的に折り返された画像は、S E N S E アルゴリズムで使用されうる。

## 【 0 0 1 6 】

この方法では、約 3 0 % の時間短縮を得ることができる。例として、幅 4 0 c m の対象を用いる。1 m m の解像度では 4 0 0 のエンコード・ステップが必要である。関心領域がわずか 2 0 c m であり、内在的な折り返しアーティファクトが許されると、3 0 c m の視野が選定されえ、3 0 0 のエンコード・ステップが必要である。3 倍の縮小率で必ず 4 0 c m の視野の S E N S E のみを用いるとき、1 3 3 のエンコードステップのみが必要である。更に、S E N S E 法で内在的な折り返しアーティファクトが許され、3 0 c m の視野が用いられるとき、わずか 1 0 0 のエンコード・ステップが必要である。関心領域内のノイズは、3 倍の減少の通常の S E N S E 法によって形成される画像のノイズに等しい。しかしながら、内在的な折り返しアーティファクトを有する提示される方法は、3 0 % 高速である。

## 【 0 0 1 7 】

S E N S E が導入されたとき、S E N S E 法の数学的な原理に基づき、内在的な折り返しアーティファクトを有するいかなる組合せも不可能であると考えられた。しかしながら、実験により、実際は、S E N S E の数学が依然として成り立つが、上述の方法は非常にうまくいくことが示されている。以下の例について考える。視野 F O V は、 $3/4 \times \text{対象}$  ( m F O V =  $0.75 \times \text{対象}$  ) であると定義され、3 倍の SENSE 減少係数が、m F O V の減少された視野に適用され、即ち、SENSE 折り返し距離  $x = 1/3 \times \text{m F O V} = 1/4 \times \text{対象}$  である。ここで、全てのコイル素子  $i$  のエイリアシングされた画像の中の画素  $m$  は、対象内の 4 つの位置から信号を導出し、S E N S E 減少係数 3 に内在的な折り返しアーティファクトを加えると、

## 【 0 0 1 8 】

## 【 数 1 】

$$m_i = c_i(x) \cdot S(x) + c_i(x + \Delta x) \cdot S(x + \Delta x) + c_i(x + 2\Delta x) \cdot S(x + 2\Delta x) + c_i(x + 3\Delta x) \cdot S(x + 3\Delta x)$$

式 (1)

であり、式中、 $c_i(x)$  は、位置  $x$  におけるコイル素子  $i$  の感度であり、 $S(x)$  は位置  $x$  から受信した R F 信号である。信号強度  $S(x + x)$  及び  $S(x + 2x)$  のみが関心領域内であり、崩壊 (corruption) なしに再構成されうるため、信号の現実の値  $S(x)$  及び  $S(x + 3x)$  はもはや重要ではない。S E N S E 係数 3 が減少された m F O

10

20

30

40

50

Vに適用されると、画素  $m_i$  について、以下の式、

【 0 0 1 9 】

【 数 2 】

$$m_i = c_{i,eff}(x) \cdot S_{eff}(x) + c_i(x + \Delta x) \cdot S(x + \Delta x) + c_i(x + 2\Delta x) \cdot S(x + 2\Delta x) \quad \text{式 (2)}$$

と書くことができる。係数  $c_{i,eff}(x)$  は、各走査の前に減少された  $mFOV$  で参照データを捕捉することによって取得されえ、この方法は遅く、且つ、望ましくなく、又は、 $c_{i,eff}(x)$  は、再構成において参照データの明示的な折り返しを適用し、以下の式、

【 0 0 2 0 】

【 数 3 】

$$c_{i,eff}(x) = c_i(x) + c_i(x + 3\Delta x) \quad \text{式 (3)}$$

を想定することによって近似されうる。即ち、減少された  $FOV(x)$  だけ離れた整数倍であるアンテナ感度値から有効アンテナ感度が拒否される。数学的な観点の唯一の問題は、この近似にあり、なぜならば、 $c_{i,eff}$  は、複素コイル素子信号  $S_i$  を複素直交ボディコイル信号  $S_{QBC}$  で割り算したものであるからであり、従って、

【 0 0 2 1 】

【 数 4 】

$$C_{i,eff}(x) = S_i(x) + \frac{S_i(x + 3\Delta x)}{S_{QBC}(x)} + S_{QBC}(x + 3\Delta x) \neq \frac{S_i(x)}{S_{QBC}(x)} + \frac{S_i(x + 3\Delta x)}{S_{QBC}(x + 3\Delta x)} = C_i(x) + C_i(x + 3\Delta x)$$

である。しかしながら、コイル素子の感度は距離とともに急速に低下するため、式 (4) 内の 2 つの要素のうち的一方は、常に他方よりもはるかに大きく、近似は有効となる。

【 0 0 2 2 】

上述のようなフォーカスされた  $SENSE$  の近似のために、8 つの感度マップを得るために 8 つの素子のヘッドコイルを有する  $MRI$  装置が使用された。感度マップの解像度は、 $SENSE$  画像の解像度に等しい。参照として、16 cm 直径の水で充填されたファントムと、 $14 \times 16 \text{ cm}^2$  の  $FOV$  が用いられ、それにより画像中に内在的な折り返しアーティファクトがある。感度マップは、より大きな体積に亘って測定された。より小さい  $mFOV$  を有する  $SENSE$  再構成は、感度マップが上述のステップ 2 b のように人工的に後ろに折り返されているとき、図 1 a に示すようなアーティファクトを示す。 $14 \times 16 \text{ cm}^2$   $FOV$  中の 1 つの素子の結果として得られる (絶対値) 画像を、図 1 b に示す。素子は、右上に配置されている。後ろに折り返された感度マップが入力として用いられると、 $SENSE$  再構成は細かく作用する。再構成の後、図 1 c に示すように、内在的な折り返しアーティファクトのみが残される。通常は、感度マップの解像度は、実際の  $SENSE$  画像の解像度よりも小さいよう選択される。図 1 d に示すように、後ろへ折り返された鮮鋭なエッジは、これらのアーティファクトを生じさせうる。しかしながら、多くの場合、後ろへ折り返されたエッジにおける感度は低く (例えば心臓画像中)、アーティファクトははっきりしたものではなく、従って無視されうる。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 2 3 】

図 2 乃至図 4 は、ファントムが左から右 ( L R ) 方向に 3 倍の S E N S E 係数で測定される画像を示す。視野は、ファントムよりも小さいよう選定され、内在的な折り返しアーティファクトを生じさせる。S E N S E を用いて展開するとき、感度推定値は、左側の一組の画像からわかるように重大なアーティファクトを生じさせる内在的な折り返しにより、誤っている。図 2 a 中、等距離の水柱を伴うファントムが用いられ、図 3 a 中、図 2 a と同じファントムからの、更に大きい水柱をファントムが側方にあり、図 4 a 中、均質に充填された水のファントムが示される。これらの画像は、操作者があまりにも小さい F O V を選択したときに通常は何が生ずるかを示す。同じファントムの右側の一組の画像は、内在的な折り返しアルゴリズムを含む S E N S E と共にとられる。内在的な折り返しアーティファクトは、対象のエッジの内在的な折り返しを除き消滅する。この急速な可能な例では、参照スキャンは、図 1 d のシミュレーションに示すのと同じリングング・アーティファクトを生じさせる実際の S E N S E スキャンよりも低い解像度でとられたものである。両方のスキャンの解像度及びリングングフィルタの適用のよりよい一致は、画像を改善させる。この例では、エッジにおける全体感度は、この特定のコイルでは対象の中心の全体感度よりもはるかに大きく、強いエッジアーティファクトを生じさせる。意図されたコイル、即ち S E N S E 心臓コイル、については、エッジアーティファクトは、位相エンコード方向が前頭面のいずれかの場所に選定されると、前頭面内のエッジにおける感度が中心よりも低くなるため、かなり減少される。従って、図 2 b、図 3 b、及び図 4 b 中の画像は正しく展開され、はっきりとした関心領域と、側に幾つかの折り返しアーティファクトを残す。

## 【 0 0 2 4 】

M R 装置の実際的な実施例について図 5 に示し、図 5 は安定した磁場を発生する第 1 の磁石系 2 と、傾斜磁場コイル 3 として知られる手段である X , Y , Z 方向に傾斜を有する追加的な磁場を発生する手段とを含む。しかしながら、コイル 3 は、上述のように非常に非線形であり、磁場のパターン即ち「傾斜磁場」は、通常の M R システムのように X , Y , Z のうちの 1 つのみに向けられるのではない。図示の座標系の Z 方向は、慣習通り磁石系 2 内の安定した磁場の方向に対応し、これは線形で線形でありさえすればよい。使用されるべき測定座標系 x , y , z は、図 2 に示す X , Y , Z 系と独立に選定されうる。傾斜磁場コイル 3 は、電源装置 4 によって給電される。R F 送信コイル 5 は R F 磁場を発生するのに役立ち、R F 送信及び変調器 6 に接続される。受信コイルは、例えば人間又は動物の体である、検査されるべき対象 7 中に R F 磁場を発生するよう磁気共鳴信号を受信するのに用いられる。このコイル 5 は、R F 送信コイル 5 と同じコイルであってもよく、又は、多数の受信アンテナの配列 ( 図示せず ) であってもよい。コイル 5 は、非フェーズド・アレイ受信アンテナであり、これは多数の受信アンテナの配列とは異なる。更に、磁石系 2 は、検査されるべき体 7 の一部を収容するのに十分に大きい検査空間を囲む。R F コイル 5 は、この検査空間内で検査されるべき体 7 の一部の周り又はその上に配置される。R F 送信コイル 5 は、送信 / 受信回路 9 を介して信号増幅及び復調ユニット 10 に接続される。制御ユニット 11 は、R F パルス及び傾斜磁場を含む特別なパルスシーケンスを発生するよう、R F 送信及び変調器 6 と電源ユニット 4 とを制御する。制御ユニット 11 は、復調ユニット 10 から得られる位相及び振幅が処理ユニット 12 に印加される M R 信号の検出を制御する。制御ユニット 11 と、夫々の受信コイル 3 及び 5 は、下位繰返し時間基準 ( 一般的には、10 ミリ秒未満 ) で検出経路間での切り換えを可能とする制御手段を具備する。これらの手段は、特に、アンテナの信頼性の高い位相動作を確実にする電流 / 電圧安定化ユニット、及び、コイルと処理ユニット 12 の間の信号経路中の 1 つ又はそれ以上のスイッチ及びアナログ・ディジタル変換器を含むことを意味する。処理ユニット 12 は、変換により画像を形成するよう提示された信号値を処理する。この画像は、例えばモニタ 13 により視覚化されうる。

## 【 図面の簡単な説明 】

## 【 0 0 2 5 】

10

20

30

40

50

- 【図 1】アーティファクトを示す小さい F O V を有する S E N S E 再構成を示す図である。
- 【図 2】等距離の水柱を伴うファントムからの S E N S E 再構成 M R 画像を示す図である。
- 【図 3】図 2 と同じファントムからの、更に大きい水柱をその側方に見す S E N S E 再構成 M R 画像を示す図である。
- 【図 4】均質に充填された水のファントムからの S E N S E 再構成 M R を示す図である。
- 【図 5】本発明による方法を実行する装置である。



Fig. 1a

Fig. 1b

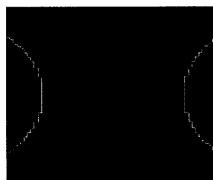


Fig. 1c

Fig. 1d

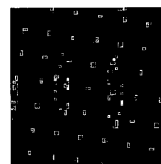


Fig. 2a

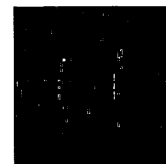


Fig. 2b

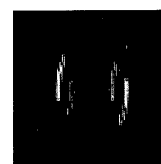


Fig. 3a

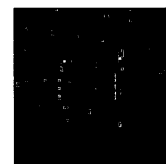


Fig. 3b



Fig. 4a



Fig. 4b



【 図 5 】

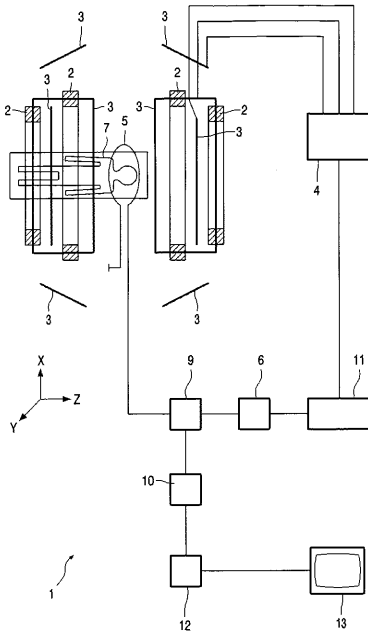


FIG. 5

## 【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		PCT/IB 03/05290																		
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> IPC 7 G01R33/561 G01R33/3415																				
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC																				
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 7 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																				
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b> <table border="1"> <thead> <tr> <th>Category *</th> <th>Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages</th> <th>Relevant to claim No.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>X</td> <td>US 2002/039024 A1 (FUDERER MIHA ET AL) 4 April 2002 (2002-04-04) page 2, paragraphs 3,4; claims 1-8 ---</td> <td>1,2,4,5</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>US 6 377 045 B1 (PRUESSMANN KLAAS PAUL ET AL) 23 April 2002 (2002-04-23) claim 1 ---</td> <td>1,4,5</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>EP 1 102 076 A (MARCONI CASWELL LTD) 23 May 2001 (2001-05-23) abstract ---</td> <td>1,4,5</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>WO 02/086528 A (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV ;PHILIPS MEDICAL SYSTEMS CLEVEL (US) 31 October 2002 (2002-10-31) abstract; claims 1-3 ---</td> <td>1,4,5</td> </tr> <tr> <td colspan="2" style="text-align: center;">-/--</td> <td></td> </tr> </tbody> </table>			Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.	X	US 2002/039024 A1 (FUDERER MIHA ET AL) 4 April 2002 (2002-04-04) page 2, paragraphs 3,4; claims 1-8 ---	1,2,4,5	A	US 6 377 045 B1 (PRUESSMANN KLAAS PAUL ET AL) 23 April 2002 (2002-04-23) claim 1 ---	1,4,5	A	EP 1 102 076 A (MARCONI CASWELL LTD) 23 May 2001 (2001-05-23) abstract ---	1,4,5	A	WO 02/086528 A (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV ;PHILIPS MEDICAL SYSTEMS CLEVEL (US) 31 October 2002 (2002-10-31) abstract; claims 1-3 ---	1,4,5	-/--		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.																		
X	US 2002/039024 A1 (FUDERER MIHA ET AL) 4 April 2002 (2002-04-04) page 2, paragraphs 3,4; claims 1-8 ---	1,2,4,5																		
A	US 6 377 045 B1 (PRUESSMANN KLAAS PAUL ET AL) 23 April 2002 (2002-04-23) claim 1 ---	1,4,5																		
A	EP 1 102 076 A (MARCONI CASWELL LTD) 23 May 2001 (2001-05-23) abstract ---	1,4,5																		
A	WO 02/086528 A (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV ;PHILIPS MEDICAL SYSTEMS CLEVEL (US) 31 October 2002 (2002-10-31) abstract; claims 1-3 ---	1,4,5																		
-/--																				
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C.		<input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in 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 *G* document member of the same patent family																				
Date of the actual completion of the international search 15 April 2004		Date of mailing of the international search report 07/05/2004																		
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Dragomir, A																		

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

PCT/IB 03/05290

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 6 047 039 A (FLOHR THOMAS) 4 April 2000 (2000-04-04) column 1, paragraphs 3,4 -----	1-3

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

PCT/IB 03/05290

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2002039024 A1	04-04-2002	WO 0210787 A1	07-02-2002
		WO 0210788 A1	07-02-2002
		WO 0210790 A1	07-02-2002
		EP 1307757 A1	07-05-2003
		EP 1307758 A1	07-05-2003
		EP 1307759 A1	07-05-2003
		JP 2004504907 T	19-02-2004
		JP 2004504908 T	19-02-2004
		JP 2004504910 T	19-02-2004
		US 2002060567 A1	23-05-2002
		US 2002042568 A1	11-04-2002
US 6377045 B1	23-04-2002	WO 0072034 A1	30-11-2000
		EP 1101126 A1	23-05-2001
		JP 2003500134 T	07-01-2003
EP 1102076 A	23-05-2001	EP 1102076 A2	23-05-2001
		JP 2001198108 A	24-07-2001
		US 6396269 B1	28-05-2002
WO 02086528 A	31-10-2002	GB 2374674 A	23-10-2002
		EP 1384088 A1	28-01-2004
		WO 02086528 A1	31-10-2002
		US 2003076099 A1	24-04-2003
US 6047039 A	04-04-2000	DE 19835451 A1	04-03-1999
		JP 11128216 A	18-05-1999

## フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW

(74)代理人 100107766

弁理士 伊東 忠重

(72)発明者 ワルンチェス, ヤン ベー エム

オランダ国, 5 6 5 6 アーアー アインドーフエン, プロフ・ホルストラーン 6

(72)発明者 ファン デン ブリンク, ヨハン エス

オランダ国, 5 6 5 6 アーアー アインドーフエン, プロフ・ホルストラーン 6

Fターム(参考) 4C096 AB15 AB25 AD12 AD13 CC06 DA08 DB18