

(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.CI.

A 61 B 5/055 (2006.01)

F 1

A 61 B 5/05 3 1 1
A 61 B 5/05 3 7 6

テーマコード(参考)

4 C 0 9 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) 國際出願番号 PCT/IB2003/005290
 (87) 國際公開番号 WO2004/048992
 (87) 國際公開日 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 歐州特許庁 (EP)

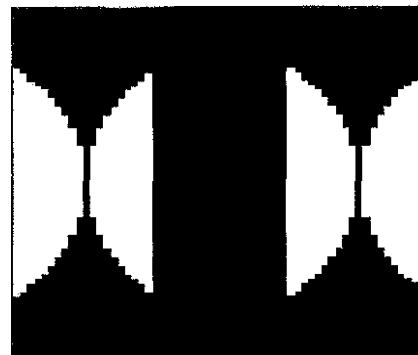
(71) 出願人 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ
 Koninklijke Philips Electronics N. V.
 オランダ国 5621 ペーー アインドーフェン フルーネヴァウツウェッハ
 1
 Groenewoudseweg 1, 5621 BA Eindhoven, The Netherlands
 (74) 代理人 100070150
 弁理士 伊東 忠彦
 (74) 代理人 100091214
 弁理士 大貫 進介

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、受信アンテナ及び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MR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MR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MR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MR画像を前記測定されたMR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MR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MR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】****【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(MR)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MR信号を測定する段階、

ナビゲータMR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MR信号を補正するよう測定されたナビゲータMR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MR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ヂ型ソレノイド・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、直列に電気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、組み合わさ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（サンドウィッヂ）」）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

30

【 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。

40

【 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。

【特許文献1】米国特許公開第2002-0013526号明細書

【特許文献2】欧州特許第1102076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。

【0013】

現在のところ、SENSE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、SENSE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に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SENSE走査が行われる。

3. コイルの感度プロファイル及びSENSE走査画像は、実際の画像を再構成するようSENSE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MR検査では全てのSENSE走査のために一回の予備走査で十分である。

【0014】

内在的な折り返しアーティファクトを可能するために、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。

【0015】

2b. 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、SENSEアルゴリズムで使用されうる。

【0016】

この方法では、約30%の時間短縮を得ることができる。例として、幅40cmの対象を用いる。1mmの解像度では400のエンコード・ステップが必要である。関心領域がわずか20cm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、30cmの視野が選定され、300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40cmの視野のSENSEのみを用いるとき、133のエンコードステップのみが必要である。更に、SENSE法で内在的な折り返しアーティファクトが許され、30cmの視野が用いられるとき、わずか100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SENSE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、30%高速である。

【0017】

SENSEが導入されたとき、SENSE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、SENSE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FOVは、 $3/4 * \text{対象} (\text{mFOV}=0.75\&\text{対象})$ であると定義され、3倍のSENSE減少係数が、mFOVの減少された視野に適用され、即ち、SENSE折り返し距離 $x = 1/3 * \text{mFOV} = 1/4 * \text{対象}$ 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、SENSE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、

【0018】

【数1】

40

$$m_i = c_i(x) \cdot S(x) + c_i(x + \Delta x) \cdot S(x + \Delta x) + c_i(x + 2\Delta x) \cdot S(x + 2\Delta x) + c_i(x + 3\Delta x) \cdot S(x + 3\Delta x) \quad \text{式 (1)}$$

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RF信号である。信号強度 $S(x + \Delta x)$ 及び $S(x + 2\Delta x)$ 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 $S(x + 3\Delta x)$ はもはや重要ではない。SENSE係数3が減少されたmFOV

50

Vに適用されると、画素 m_i について、以下の式、

【0019】

【数2】

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

10

と書くことができる。係数 $c_{i,\text{eff}}(x)$ は、各走査の前に減少されたFOVで参照データを捕捉することによって取得され、この方法は遅く、且つ、望ましくなく、又は、

【0020】

【数3】

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

20

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、 $c_{i,\text{eff}}$ 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} で割り算したものだからであり、従って、

【0021】

【数4】

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

30

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つの要素のうちの一方は、常に他方よりもはるかに大きく、近似は有効となる。

【0022】

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。参考として、16cm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FOVを有するSENSE再構成は、感度マップが上述のステップ2bのように人工的に後ろに折り返されているとき、図1a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1b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1c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1d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。

40

50

【0023】

図2乃至図4は、ファントムが左から右(LR)方向に3倍のSENSE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。SENSE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2a中、等距離の水柱を伴うファントムが用いられ、図3a中、図2a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4a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FOV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SENSE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1dのシミュレーションに示すのと同じリング・アーティファクトを生じさせる実際のSENSE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SENSE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2b、図3b、及び図4b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。

10

20

30

40

【0024】

MR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MR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。RF送信コイル5はRF磁場を発生するのに役立ち、RF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RF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、RF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。RF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。RF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、RF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、RF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MR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、下位繰り返し時間基準(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とする電流/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。

50

【図面の簡単な説明】

【0025】

【図1】アーティファクトを示す小さいFOVを有するSENSE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SENSE再構成MR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示すSENSE再構成MR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SENSE再構成MR画像を示す図である。

【図5】本発明による方法を実行する装置である。

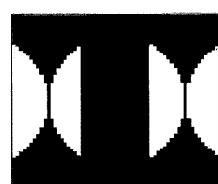


Fig. 1a

Fig. 1b

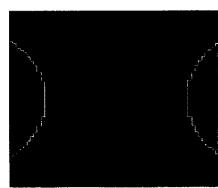


Fig. 1c

Fig. 1d

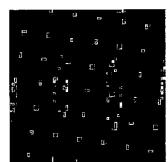


Fig. 2a

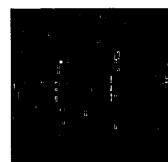


Fig. 2b



Fig. 3a

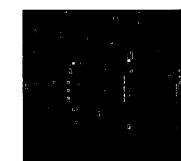


Fig. 3b

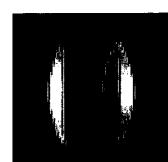


Fig. 4a



Fig. 4b

【図5】

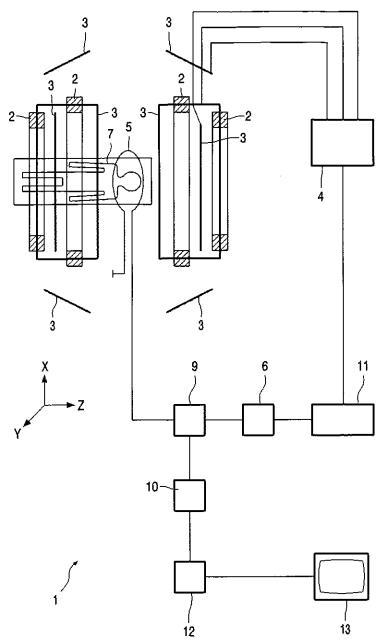


FIG. 5

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		PCT/IB 03/05290
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 G01R33/561 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) 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		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
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 (PRIESSMANN 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 :		
<p>*A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>*E* earlier document but published on or after the international filing date</p> <p>*L* document which may throw doubts on priority claim(s) or which cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)</p> <p>*O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>*P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p>		
<p>*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</p> <p>*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</p> <p>*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.</p> <p>*&* document member of the same patent family</p>		
Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report	
15 April 2004	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 WO 0210788 A1 WO 0210790 A1 EP 1307757 A1 EP 1307758 A1 EP 1307759 A1 JP 2004504907 T JP 2004504908 T JP 2004504910 T US 2002060567 A1 US 2002042568 A1	07-02-2002 07-02-2002 07-02-2002 07-05-2003 07-05-2003 07-05-2003 19-02-2004 19-02-2004 19-02-2004 23-05-2002 11-04-2002
US 6377045	B1	23-04-2002	WO 0072034 A1 EP 1101126 A1 JP 2003500134 T	30-11-2000 23-05-2001 07-01-2003
EP 1102076	A	23-05-2001	EP 1102076 A2 JP 2001198108 A US 6396269 B1	23-05-2001 24-07-2001 28-05-2002
WO 02086528	A	31-10-2002	GB 2374674 A EP 1384088 A1 WO 02086528 A1 US 2003076099 A1	23-10-2002 28-01-2004 31-10-2002 24-04-2003
US 6047039	A	04-04-2000	DE 19835451 A1 JP 11128216 A	04-03-1999 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, 5656 アーアー アンドーフェン, プロフ・ホルストラーン 6

(72)発明者 フアン デン ブリンク, ヨハン エス

オランダ国, 5656 アーアー アンドーフェン, 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