

(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2004-518481  
(P2004-518481A)

(43) 公表日 平成16年6月24日(2004.6.24)

(51) Int. Cl. <sup>7</sup>	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/055	A 6 1 B 5/05 3 5 5	4 C 0 9 6
G 0 1 R 33/3415	G 0 1 N 24/04 5 2 0 C	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 27 頁)

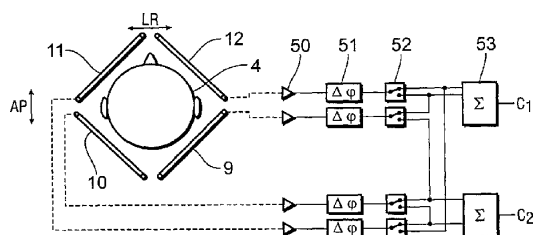
<p>(21) 出願番号 特願2002-563017 (P2002-563017)</p> <p>(86) (22) 出願日 平成14年1月10日 (2002.1.10)</p> <p>(85) 翻訳文提出日 平成14年12月10日 (2002.12.10)</p> <p>(86) 国際出願番号 PCT/IB2002/000058</p> <p>(87) 国際公開番号 W02002/063326</p> <p>(87) 国際公開日 平成14年8月15日 (2002.8.15)</p> <p>(31) 優先権主張番号 01200494.1</p> <p>(32) 優先日 平成13年2月9日 (2001.2.9)</p> <p>(33) 優先権主張国 欧州特許庁 (EP)</p> <p>(81) 指定国 EP (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), JP, KR</p>	<p>(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 アインドーフェン フルーネヴァウツウェeg 1                  Groenewoudseweg 1, 5621 BA Eindhoven, The Netherlands</p> <p>(74) 代理人 100087789                  弁理士 津軽 進</p> <p>(74) 代理人 100114753                  弁理士 宮崎 昭彦</p>
--	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 磁気共鳴イメージング装置

(57) 【要約】

提案されるMRI装置は、限定された数の受信チャネルの問題に対する解決策を提供する。主な考えは、少なくとも2つのRFコイルのRF信号の別個の受信チャネルへの選択及び/又は組み合わせをする場合にイメージングパラメータを使用することにある。このようなイメージングパラメータは例えば位相エンコーディング方向であり得る。



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

磁気共鳴イメージング装置であって、  
関心のある領域からの R F 信号を検出する少なくとも 2 つの R F コイルの少なくとも 2 つのセットを有する R F コイルシステムと、  
検出された前記 R F 信号を受信し、処理する少なくとも 2 つの受信チャンネルと、  
イメージングパラメータに依存して少なくとも 2 つの R F コイルの前記 R F 信号の選択及び / 又は組み合わせをし、選択及び / 又は組み合わせをされた前記 R F 信号を別個の受信チャンネルへ供給する制御装置とを有する磁気共鳴イメージング装置。

**【請求項 2】**

前記制御装置が、少なくとも 2 つの R F コイルの幾つかのグループの前記 R F 信号を別個の受信チャンネルへ組み合わせるために設けられることを特徴とする請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

**【請求項 3】**

前記 R F コイルシステムが 4 つの R F コイルの 2 つのセットを有することを特徴とする請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

**【請求項 4】**

前記 R F コイルシステムが鳥かご型ヘッドコイル構成を有することを特徴とする請求項 3 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

**【請求項 5】**

前記制御装置が、頭部の両側に配設される R F コイルの前記 R F 信号を組み合わせるために設けられることを特徴とする請求項 4 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

**【請求項 6】**

前記制御装置が、隣接する R F コイルの前記 R F 信号を組み合わせるのために設けられることを特徴とする請求項 4 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

**【請求項 7】**

前記制御装置が、位相エンコーディング方向に依存して少なくとも 2 つの R F コイルの前記 R F 信号の選択及び / 又は組み合わせをするために設けられることを特徴とする請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

**【請求項 8】**

前記制御装置が、所望の S E N S E 削減方向に依存して少なくとも 2 つの R F コイルの前記 R F 信号の選択及び / 又は組み合わせをするために設けられることを特徴とする請求項 1 に記載の磁気共鳴イメージング装置。

**【請求項 9】**

磁気共鳴イメージング法であって、  
少なくとも 2 つの R F コイルの少なくとも 2 つのセットを有する R F コイルシステムを用いながら関心のある領域からの R F 信号を検出するステップと、  
少なくとも 2 つの受信チャンネルを用いながら検出された前記 R F 信号を受信し、処理するステップと、  
イメージングパラメータに依存して少なくとも 2 つの R F コイルの前記 R F 信号の選択及び / 又は組み合わせをし、選択及び / 又は組み合わせをされた前記 R F 信号を別個の受信チャンネルへ供給するステップとを有する磁気共鳴イメージング法。

**【発明の詳細な説明】****【0001】****【発明の属する技術分野】**

本発明は、磁気共鳴イメージング ( M R I ) 装置及び磁気共鳴イメージング法に関する。このような M R I 装置及び M R I 法は一般的に既知であり、広く用いられている。M R I 装置及び M R I 法においては、磁石が、検査領域内に時間的に一定の様な磁界を生成するために用いられ、R F コイルシステムを有する無線周波数 ( R F ) 装置が、前記検査領域内に配置された双極子の磁気共鳴を誘導し、操作すべく該検査領域内へ無線周波数信号

10

20

30

40

50

を送信するため及び/又は前記検査領域内に配置された前記双極子からRF信号を受信するために用いられる。

【0002】

【従来の技術】

論文 "SENSE: Sensitivity Encoding for Fast MRI", by Klaas P. Pruessmann et al., Magnetic Resonance in Medicine 42:952-962 (1999) は、多数の受信コイルの配列によって磁気共鳴イメージングの性能をかなり向上させるための概念を記載している。この論文は、受信感度が、一般的に、線形な傾斜磁場 (linear field gradient) によりフーリエ前処理 (Fourier preparation) に対して相補的なエンコーディング効果を持つという事実に基づく感度エンコーディング (sensitivity encoding) (SENSE) を開示している。同時受信コイルの配列の使用は、走査時間を短縮させ、分解能を増大させることを可能にする。上記の方法は、k空間のサンプルの削減又はアンダーサンプリング (undersampling) 及び既知の個別のコイル感度プロファイルを利用する。サンプリングがナイキスト定理によって規定されているものより大きなステップサイズで行なわれることから、(必ず必要な) フーリエ変換の間に所謂折り返し (foldover) が発生し、故に、原則として、物理的イメージ空間 (physical image space) の2つの異なる部分が互いと区別され得ない。

10

【0003】

実際には、検査されるべき解剖学的領域 (anatomical region) は、MRI装置内のハードウェアとして設けられるより多くのコイル素子及び受信チャネルを必要とする。フィリップスにより製造、販売されているMRI装置、即ち、実際に使用されてもいる Gyroscan NT は、6つの受信チャネルを用いることにより同時に6つまでのシナジー/フェイズドアレイコイル (synergy/phased array coils) を取り扱うことが出来るが、或るアプリケーションは、より多くの受信チャネル及びRFコイルを必要とし得る。受信チャネルより多くのRFコイルがある場合には、利用可能な受信チャネルへの割り当てのためにコイルを選択することが必要である。原理的には、多数の受信チャネルは、可能であり、より短い取得時間又はより高い分解能をもたらすであろう。しかし、各付加的な受信チャネルはMRI装置のコストをかなり増大させ、受信チャネルの数の各変更は、システム全体の再設計を必要とする。なぜなら、その場合により多くの帯域幅が必要とされるからである。

20

30

【0004】

【課題を解決するための手段】

それ故、本発明の目的は、上記の問題、とりわけ限定された数の受信チャネル及びより多くのRFコイルの問題を解決するMRI装置及びMRI法を提供することにある。

【0005】

この目的は、

関心のある領域からのRF信号を検出する少なくとも2つのRFコイルの少なくとも2つのセットを有するRFコイルシステムと、

40

検出された前記RF信号を受信し、処理する少なくとも2つの受信チャネルと、

イメージングパラメータに依存して少なくとも2つのRFコイルの前記RF信号の選択及び/又は組み合わせをし、選択及び/又は組み合わせをされた前記RF信号を別個の受信チャネルへ供給する制御装置とを有する請求項1に記載の磁気共鳴イメージング装置により達成される。

【0006】

本発明は、関心のある領域を効果的に取り囲み、厳密に調べる (probe) ため、並びに選択及び/又は組み合わせをされたコイルのRF信号を別個の受信チャネルに入力するために、MRI装置のユーザが、個別のより小さなRFコイルのどれ及び幾つが選択及び/又は組み合わせをされるべきかを選ぶことが出来なければならないという考えに基づい

50

ている。特定の検査、とりわけ検査されるべき解剖学的領域及び特定の検査の方法に依存して、前記ユーザが、関連する該検査にとって最善である折り返し方向又はSENSE削減方向 (SENSE reduction direction) を選ぶことが出来なければならない。その場合に、この方向は、前記より小さなコイルのより大きな素子への組み合わせを決定する。前記方向は、同じ領域の異なる検査において多種多様であることが知られている。それ故、幾つかの小さなループを形成するRFコイルの1つのより大きなループを形成するRFコイルへの固定されたハードウェアの組み合わせは望ましくない。これは1つの検査の中の異なる走査のためにコイルの交換を必要とするであろう。とりわけ、横断スライスにおいては、前後の折り返しが好ましいエコープラナーイメージング (Echo Planar Imaging) (EPI) 走査を除く大半の走査において左右の折り返しが解剖学上好ましい。一般的に言えば、エコープラナーイメージング走査は、位相エンコーディング方向、即ち、走査の遅い方向 (slow-scan-direction) において、バックフォールディング・アーチファクト (backfolding artifact) に対してより敏感である。

#### 【0007】

それとは対照的に、本発明によれば、可変の好ましくはソフトウェア制御の制御装置が、イメージングパラメータに依存して、RFコイル、即ちフェイズドアレイ/シナジーコイルの選択及び/又は組み合わせをするために設けられる。

#### 【0008】

本発明によれば、RFコイルの選択及び/又は組み合わせは、関連する検査の既知のイメージングパラメータに基づき、前記イメージングパラメータは、例えば上記の論文に記載されているような折り返し方向又は削減方向であり得る。更に、関係している検査の種類並びにRFコイルの構成及び特性は、イメージングパラメータとして理解すべきである。

#### 【0009】

このようにして、本発明は、関心のある領域 (検査されるべき領域、例えば患者の一部) からのRF信号を検出する一方、1つの検査の中の異なる走査のためにxyz座標系における優先感度方向を変更するために柔軟性を保つために、最も適切なRFコイルのみ又は組み合わせの場合には存在する受信チャネルより多くのRFコイルが用いられることを可能にする。

#### 【0010】

本発明の好ましい実施例においては、前記制御装置が、少なくとも2つのRFコイルの幾つかのグループのRF信号を別個の受信チャネルへ組み合わせるために設けられる。一方向におけるSENSEを可能にするためには、SENSEアルゴリズムを用いて1つの像に組み合わせられるように、(3つ以上の像のための) 2つ以上の独立受信チャネルが必要とされる。これらの2つ(以上)の異なる受信チャネルは2つ(以上)の異なる感度プロファイルを必要とする。このような感度プロファイルは1つコイル又は2つ(以上)の電氣的に組み合わせられたRFコイルから得られ得る。

#### 【0011】

走査速度又は空間分解能を向上させるために、更に多くのSENSE原理が二方向において用いられ得る。これは、個々の受信チャネルにおいて二方向におけるバックフォールディングをもたらすであろう。従って、二方向において前記SENSE原理を用いるより多くのRFコイル又は感度プロファイルが必要とされる。これらの二方向は事前には(正確に) 知られないことから、少なくとも2つのコイル又は2つの感度プロファイルが各xyz方向において必要とされ、これは、ボリューム的位置 (volumetric position) においては最低でも8個のRFコイルを招く。

#### 【0012】

別の好ましい実施例においては、前記RFコイルシステムは4つのRFコイルの2つのセットを有する。頭部などの幾つかの解剖学的領域は、多数のRFコイルのセットが対象物の周囲、例えば頭部の周囲に配設される構成を必要とする。好ましくは、8個のコイルの構成がとりわけ頭部を検査するために用いられ、前記コイルは好ましくは鳥かご型ヘッド

コイル構成 (birdcage head coil arrangement) の形態で配設される。

【0013】

このようなヘッドコイル構成の場合は、頭部の両側に配設されるRFコイルのRF信号、又は隣接するRFコイルのRF信号のいずれかを組み合わせることも好ましい。組み合わせられるべきRF信号の選択は前記ヘッドコイル構成の詳細及びイメージングパラメータ、例えば所望の削減方向に依存する。

【0014】

本発明の別の特徴によれば、前記制御装置が、位相エンコーディング方向に依存して、又は本発明の更に別の特徴によれば所望のSENSE削減方向に依存して、少なくとも2つのRFコイルのRF信号の選択及び/又は組み合わせをするために設けられる。

10

【0015】

前記目的はまた、

少なくとも2つのRFコイルの少なくとも2つのセットを有するRFコイルシステムを用いながら関心のある領域からのRF信号を検出するステップと、

少なくとも2つの受信チャンネルを用いながら検出された前記RF信号を受信し、処理するステップと、イメージングパラメータに依存して少なくとも2つのRFコイルの前記RF信号の選択及び/又は組み合わせをし、選択及び/又は組み合わせをされた前記RF信号を別個の受信チャンネルへ供給するステップとを有する請求項9に記載の磁気共鳴イメージング法によって達成される。この方法は更に発展され得ること、請求項1に記載のMRI装置に関して記載されているものと矛盾のない (compatible) 又は類似する他の変形例が実現可能であることを理解されたい。

20

【0016】

以下に図面を参照して本発明をより詳細に記載する。

【0017】

【発明の実施の形態】

図1は、本発明を説明するために用いられる幾つかの用語を説明する概略図を示している。この図は、z-y方向に配設された2次元デカルト格子 (two-dimensional cartesian grid) を示している。z方向をスライス選択方向とみなすことができ、y方向を位相エンコーディング方向とみなすことができる。既知の方法は、感度エンコーディングを利用し、k空間のサンプルの削減又はアンダーサンプリング及び既知の個別のコイル感度プロファイルを利用する。斯くして、全体視野 (field of view) (FOV) 1が両方向において縮小される。縮小FOV2におけるピクセル3は、デカルト格子を形成するピクセルの重ね合わせを表している。図1に示されている例においては、これらのピクセルのうち4つが全体FOV1の中にあり、従って、実際のエイリアシング (aliasing) の程度は4である。斯くして、エイリアスされたピクセル (aliased pixels) が、個々のコイルの再構成像の中に作成されるが、前記像は各コイルの異なる感度プロファイルを使用することにより展開され得る。この見地においては、SENSEを用いてのk空間のサンプルの削減及びその後の像の効果的な展開は、多数の受信コイルの方向、即ち削減方向でしか達成され得ないという幾つかの制約がある。SENSE再構成アルゴリズムは前記像を展開するであろう。このようにして、エイリアシング又は折り返しアーチファクトが、同じ方向、即ち折り返し方向に作成される。

30

40

【0018】

図2は、本発明によるRFコイルシステムの第1実施例を示している。各セットが2つのRFコイルを有するRFコイルの2つのセットが検査されるべき患者の頭部4の周囲に配設される。実際には、ユーザは頭部のための折り返し方向として耳から耳への方向を選ぶことを望む。なぜなら、多くの場合、頭部の幅がこの方向で最小であるからである。ユーザにはまた、撮像されるべき所望のスライスの方向及び信号対雑音比 (S/N比) を鑑みて任意に折り返しの方向を選ぶ理由がある。それ故、図2に示されているようなコイルの

50

2つのセット、即ち、LR (= 左 / 右) コイル 5 及び 7 の 1 セット並びに AP (= 前 / 後) コイル 6 及び 8 の 1 セットが使用される。更に、各 RF コイル 5、6、7 又は 8 は別個の前置増幅器 50 とを具備し、前記前置増幅器 50 の各々が別個の受信チャンネル C1、C2、C3 又は C4 を規定する。

【0019】

感度エンコーディング (SENSE) の既知の方法が使用される場合には、SENSE 削減軸 (SENSE reduction axes) が置かれる方向が既知であり、故に、4つのコイルからの2つのコイル組み合わせの焦点の向き (focus orientation) が規定される。本発明によれば、一方向 SENSE において図 2 に示されているような RF コイルシステムを用いる場合には、AP 用にはチャンネル 1 の C1 及びチャンネル 4 の C4 が別個に選択され、用いられる一方で、LR 用にはチャンネル 2 の C2 及びチャンネル 3 の C3 が別個に選択され、用いられ、即ち、前記 RF コイルシステムの RF 信号は別個の受信チャンネルに供給される。二方向 SENSE においては、全 4 チャンネルが別個に選択され、用いられる。

10

【0020】

本発明による RF コイルシステムの別の実施例が図 3 に示されており、この実施例もまた、患者の頭部 4 の周囲に配設される 4 つの RF コイル 9、10、11 及び 12 を有する。図 2 に示されている実施例と比較すると、RF コイル 9、10、11 及び 12 は 45° だけ角度をつけられる。また、各 RF コイル 9、10、11 又は 12 は別個の前置増幅器 50 を具備し、前置増幅器 50 の各々の後には移相器 51 が続く。

20

【0021】

LR SENSE の場合は、即ち削減方向が LR である場合には、RF コイル 9 及び 12 の出力信号が RF 加算器 / コンバイナ (RF adder / combiner) 53 の使用により一方の受信チャンネル C1 へ組み合わせられ、RF コイル 10 及び 11 の出力信号が第 2 RF 加算器 / コンバイナ 53 により第 2 の受信チャンネル C2 へ組み合わせられる。AP SENSE の場合は、RF コイル 11 及び 12 の出力が第 1 受信チャンネルへ組み合わせられ、RF コイル 9 及び 10 の出力が第 2 受信チャンネルへ組み合わせられる。これらの組み合わせは図 3 には示されていない。

【0022】

上記の原理は、ソフトウェア制御のスイッチ 52 及び / 又はソフトウェア制御の移相器 51 によってソフトウェア制御にされ得る。これらのソフトウェア制御のスイッチ 52 は図 4 の実施例において示されている。

30

【0023】

図 4 に示されている原理は z 方向に拡張される得る。これは少なくとも 8 個の個別の RF コイル 21 乃至 28 を招く。4 つの RF コイル 21、22、23 及び 24 並びに 25、26、27 及び 28 の各セットにおいては、図 4 に示されているような組み合わせが形成され得る。

【0024】

頭部などの幾つかの解剖学的領域は、多数の RF コイルのセットが対象物の周囲に配設される構成を必要とする。8 個の RF コイル 21 乃至 28 を備える鳥かご型ヘッドコイル構成を有するこのような RF コイルシステムの実施例が図 5 に示されている。FH (足部 / 頭部) 方向における分割がある。なぜなら、この方向は、既知の感度エンコーディング法を用いる 3D MR アプリケーションにおいて常に削減方向の 1 つとして用いられるからである。図 3 の 2 倍の構成を示す図 5 において参照され得るように、4 つコイルの 2 つのセットがあり、第 1 セットがコイル 21、22、23 及び 24 を有する一方、第 2 セットがコイル 25、26、27 及び 28 を有する。個々のコイルはより良い充填率 (filling factor) を達成するために湾曲されても良い。行なわれるべき MRI 検査に依存して、ユーザが、位相エンコーディング方向を AP 方向又は LR 方向として選ぶことが出来なければならない。

40

【0025】

50

本発明によれば、幾つかのRFコイルが、所望の折り返し方向に依存して1つの受信チャンネルへ組み合わされるであろう。前記組み合わせは好ましくは適当なソフトウェアにより制御される。所望の削減方向がAP方向である場合には、RFコイルの4つの対が形成され、各対は2つのRFコイルを有し、斯くして、コイル21及び24のRF信号、コイル22及び23のRF信号、コイル25及び28のRF信号、コイル26及び27のRF信号が、図6において参照され得るように組み合わせられる。他の例として、所望の削減方向がLR方向である場合には、本発明に基づいてコイル21及び22のRF信号、コイル23及び24のRF信号、コイル25及び26のRF信号、コイル27及び28のRF信号が組み合わせられる。

【0026】

図7は、前置増幅器50、移相器51、ソフトウェア制御のスイッチ52、4つの受信チャンネルC1、C2、C3及びC4のためのRF加算器/コンバイナ53、並びに図6の実施例において用いられているような8個のRFコイル21乃至28の構成を示している。

【0027】

移相器51及びスイッチ52の位置は交換され得ることに注意されたい。更に、RF加算器/コンバイナ53及び移相器52は集積回路として実現され得る。

【0028】

上記の組み合わせは、幾らかの余分の位相差を備える又は備えない2つ(以上)のRFコイル信号を加算する付加的なハードウェアを必要とし得る。この機能のための特別のソフトウェア制御のスイッチボックスの形態の制御装置が図8に示されており、図8は8個のRFコイル21乃至28のRF信号のための8個の入力部を持つ制御装置31を示している。更に、制御装置31は、制御信号のためのソフトウェア制御のバス32のための入力部及び組み合わせられたRF信号を4つの受信チャンネル41、42、43及び44に供給する4つの出力部を持つ。これらの出力部はまた、RFコイルシステム30とMRI装置の処理システム40との間のインタフェース33を形成する。

【0029】

ヘッドコイル構成の場合には、快適さの理由のために頭部を少し傾斜させることは有利である。これは、少しばかり角度をつけられた状態を招くであろう。好ましいSENSE方向はこの場合に角度をつけられるであろう。その代わりに、この問題を克服するために個々のRFコイルも傾斜され得る。

【0030】

対象物の周囲に多数の個別のRFコイルを配設し、少数のコイルのみを幾つかの独立受信チャンネルへ組み合わせることも可能である。その場合に、用いられないチャンネルは非活動状態(inactive)になるであろう。各個別の受信チャンネルを形成するために用いられるべきコイル(又は感度プロファイル)は既知のSENSE方向(同時の且つあらゆるあり得るオフセット及び角度付け(angularization)のなされる二方向)を利用するソフトウェア制御のバスにより選択され得る。

【0031】

本発明は上記の実施例に限定されない。幾つかの他の実施例があり得る。とりわけ、RFコイルの個数、構成及び種類の幾つかの変形例があり得る。更に、受信チャンネルの数は如何なる特定の数にも限定されない。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明を説明するために用いられる所与の用語を説明する概略図を示す。

【図2】4つのRFコイルを有するヘッドコイル構成の第1実施例を示す。

【図3】4つのRFコイルを有するヘッドコイル構成の第2実施例を示す。

【図4】4つのRFコイルを有するヘッドコイル構成の第3実施例を示す。

【図5】8つのRFコイルを有する鳥かご型ヘッドコイル構成を示す。

【図6】RFコイルの組み合わせを説明するために前記鳥かご型ヘッドコイル構成を示す。

【図7】本発明による制御装置の第1実施例を示す。

10

20

30

40

50

【図 8】本発明による制御装置の第 2 実施例を示す。



【国際公開パンフレット】

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

(19) World Intellectual Property Organization  
International Bureau



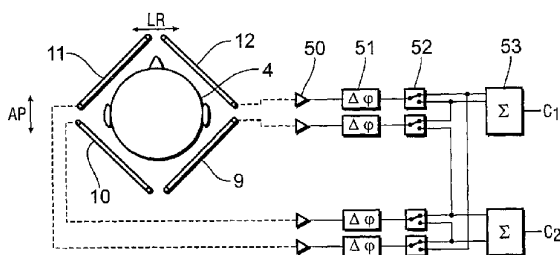
(43) International Publication Date  
15 August 2002 (15.08.2002)

PCT

(10) International Publication Number  
WO 02/063326 A1

- (51) International Patent Classification: G01R 33/3415 A.; Prof. Holstlaan 6, NL-5656 AA Eindhoven (NL); VAN DEN BRINK, Johan, S.; Prof. Holstlaan 6, NL-5656 AA Eindhoven (NL).
  - (21) International Application Number: PCT/IB02/00058
  - (22) International Filing Date: 10 January 2002 (10.01.2002)
  - (25) Filing Language: English
  - (26) Publication Language: English
  - (30) Priority Data: 01200494.1 9 February 2001 (09.02.2001) EP
  - (71) Applicant: KONINKLIJKE PHILIPS ELECTRONICS N.V. [NL/NL]; Groenewoudseweg 1, NL-5621 BA Eindhoven (NL).
  - (72) Inventors: VISSER, Frederik; Prof. Holstlaan 6, NL-5656 AA Eindhoven (NL). HAANS, Paulus, C., H.
  - (74) Agent: BAKKER, Hendrik; Internationaal Octrooibureau B.V., Prof. Holstlaan 6, NL-5656 AA Eindhoven (NL).
  - (81) Designated States (national): JP, KR.
  - (84) Designated States (regional): European patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR).
- Published: with international search report
- For two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guidance Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the beginning of each regular issue of the PCT Gazette.*

(54) Title: MAGNETIC RESONANCE IMAGING APPARATUS



WO 02/063326 A1

(57) Abstract: The proposed MRI apparatus provides a solution to the problem of a limited number of receiver channels. The main idea is to make use of the imaging parameters when selecting and/or combining the RF signals of at least two RF coils into separate receiver channels. Such an imaging parameter may be, for example, the phase encoding direction.

WO 02/063326

PCT/IB02/00058

1

## Magnetic resonance imaging apparatus

The present invention relates to a magnetic resonance imaging (MRI) apparatus and to a magnetic resonance imaging method. Such an MRI apparatus and MRI method are generally known and widely used. Therein a magnet is used for generating a temporally constant, uniform magnetic field in an examination region, and a radio frequency (RF) unit comprising an RF coil system is used for transmitting radio frequency signals into the examination region to induce and manipulate magnetic resonance of dipoles disposed in the examination region and/or for receiving RF signals from the dipoles disposed in the examination region.

The article "SENSE: Sensitivity Encoding for Fast MRI", by Klaas P. Pruessmann et al., *Magnetic Resonance in Medicine* 42:952-962 (1999) describes a concept for considerably enhancing the performance of magnetic resonance imaging by means of arrays of multiple receiver coils. It discloses sensitivity encoding (SENSE) which is based on the fact that receiver sensitivity generally has an encoding effect complementary to Fourier preparation by linear field gradients. The use of an array of simultaneous receiver coils enables the scan time to be reduced and the resolution to be increased. The described method takes advantage of undersampling or reduction of k-space samples and also of known individual coil sensitivity profiles. Since sampling is performed with a step size larger than prescribed by the Nyquist theorem, the so-called foldover occurs during the (always necessary) Fourier transformation, so that in principle two different points from the physical image space cannot be distinguished from one another.

In practice the anatomical region to be examined asks for more coil elements and receiver channels that are provided as hardware in the MRI apparatus. An MRI apparatus produced and sold by Philips, that is, the Gyroscan NT which is also used in practice, can handle up to six synergy/phased array coils simultaneously by using six receiver channels, but certain applications could require more receiver channels and RF coils. If there are more RF coils than receiver channels, it is necessary to select coils for allocation to the available receiver channels. A larger number of receiver channels is possible in principle and would

WO 02/063326

PCT/IB02/00658

2

lead to shorter acquisition times or higher resolutions. But each additional receiver channel increases the costs of an MRI apparatus considerably, and each change in the number of receiver channels necessitates a redesign of the entire system, because more bandwidth is then required.

5 It is, therefore, an object of the present invention to provide an MRI apparatus and an MRI method that solve the above-mentioned problems, in particular the problem of a limited number of receiver channels and a greater number of RF coils.

This object is achieved by a magnetic resonance imaging apparatus as claimed in claim 1, comprising:

10 an RF coil system comprising at least two sets of at least two RF coils for detecting RF signals from a region of interest,  
at least two receiver channels for receiving and processing the detected RF signals, and  
15 a control unit for selecting and/or combining the RF signals of at least two RF coils in dependence on the imaging parameters and for applying the selected and/or the combined RF signals to separate receiver channels.

The invention is based on the idea that the user of the MRI apparatus must be able to choose which and how many individual smaller RF coils are to be selected and/or  
20 combined to as to effectively encompass and probe the region of interest and to input the RF signals of the selected and/or combined coils into separate receiver channels. Depending on the specific examination, in particular the anatomical region to be examined and the specific method of examination, the user must be able to choose the foldover direction or SENSE reduction direction that is best for the relevant examination. This direction then determines  
25 the combination of the smaller coils into larger elements. The direction is known to be manifold in different examinations of the same region. A fixed hardware combination of several small loops forming RF coils into one larger loop forming an RF coil is, therefore, not desirable. This would require an exchange of coils for different scans within one examination. In particular, in transversal slices left-right foldover is anatomically preferred in  
30 most scans except for Echo Planar Imaging (EPI) scans where anterior-posterior foldover is preferred. Generally speaking, Echo Planar Imaging scans are more sensitive in the phase-encoding direction, i.e. the slow-scan-direction, to backfolding artifacts.

WO 02/063326

PCT/IB02/00658

3

In contrast therewith, according to the invention a variable, preferably software-controlled control unit is provided for selecting and/or combining the RF coils, i. e. the phased array/synergy coils, in dependence on the imaging parameters.

According to the invention a selection and/or combination of RF coils is based  
5 on known imaging parameters of the relevant examination, which imaging parameters can be, for example, the foldover direction or the reduction direction as described in the above-mentioned article. Furthermore, the kind of examination concerned and the arrangement and the properties of the RF coils shall be understood as imaging parameters.

The invention thus enables only the most appropriate RF coils or, in the case  
10 of a combination, more RF coils than existing receiver channels to be used for detecting RF signals from the region of interest (the region to be examined, e. g. a part of a patient), while maintaining the flexibility to vary the preferential sensitivity direction in an xyz-coordinate system for different scans within one examination.

In a preferred embodiment of the invention said control unit is provided for  
15 combining the RF signals of several groups of at least two RF coils into a separate receiver channel. In order to enable SENSE in one direction, two or more independent receiver channels (for more than two images) are needed so as to be combined into one image using the SENSE algorithm. These two (or more) different receiver channels require two (or more) different sensitivity profiles. Such a sensitivity profile can be obtained from one coil or from  
20 two (or more) electrically combined RF coils.

To enhance scan speed or spatial resolution even more the SENSE principle  
can be used in two directions. This will lead to backfolding in two directions in the individual receiver channels. Consequently, using the SENSE principle in two directions more RF coils or sensitivity profiles are needed. Since these two directions are not (exactly) known  
25 beforehand, at least two coils or two sensitivity profiles are needed in each xyz-direction, leading to a minimum of eight RF coils in a volumatic position.

In another preferred embodiment said RF coil system comprises two sets of  
four RF coils. Some anatomical regions such as the head demand a configuration of a set of multiple RF coils arranged around the object, e. g. around the head. Preferably, an  
30 arrangement of eight coils is used in particular for examining the head, which coils are preferably arranged in the form of a birdcage head coil arrangement.

For such a head coil arrangement it is also preferred to combine either the RF signals of RF coils arranged on opposite sides of the head or to combine the RF signals of neighbouring RF coils. The choice of the RF signals to be combined depends on the details of

WO 02/063326

PCT/IB02/00058

4

the head coil arrangement and on the imaging parameters, e. g. the desired reduction direction.

According to another aspect of the invention said control unit is provided for selecting and/or combining the RF signals of at least two RF coils in dependence on the phase encoding direction or, according to still another aspect of the invention, in dependence on the desired SENSE reduction direction.

The object is also achieved by a magnetic resonance imaging method as claimed in claim 9, comprising the steps of:

detecting RF signals from a region of interest while using an RF coil system comprising at least two sets of at least two RF coils, receiving and processing the detected RF signals while using at least two receiver channels and selecting and/or combining the RF signals of at least two RF coils in dependence on the imaging parameters and applying the selected and/or the combined RF signals to separate receiver channels. It is to be understood that this method can be developed further and that further versions are feasible which are compatible with or similar to those described with reference to the MRI apparatus as claimed in claim 1.

The invention will now be described in more detail with reference to the drawings in which

Figure 1 shows a diagram explaining given terms used to describe the invention,

Figure 2 shows a first embodiment of a head coil arrangement comprising four RF coils,

Figure 3 shows a second embodiment of a head coil arrangement comprising four RF coils,

Figure 4 shows a third embodiment of a head coil arrangement comprising four RF coils,

Figure 5 shows a birdcage head coil arrangement comprising eight RF coils, Figure 6 shows the birdcage head coil arrangement so as to explain the combination of RF coils,

Figure 7 shows a first embodiment of a control unit according to the invention, and

Figure 8 shows a second embodiment of a control unit according to the invention.

Figure 1 shows a diagram explaining several terms used to describe the invention. This Figure shows a two-dimensional cartesian grid which is arranged in the z-y-direction. The z-direction can be regarded as the slice selection direction, and the y-direction can be regarded as the phase encoding direction. The known method utilises sensitivity encoding and takes advantage of undersampling or reduction of k-space samples and known individual coil sensitivity profiles. The full field of view (FOV) 1 is thus reduced in both dimensions. A pixel 3 in the reduced FOV 2 represents the superposition of pixels forming a cartesian grid. In the example shown in Figure 1 four of these pixels are in the full FOV 1; thus the actual degree of aliasing is four. Aliased pixels are thus created in the individual coil reconstructed images which can, however, be unfolded by making use of the different sensitivity profiles of each coil. There are a few constraints on this aspect: reduction of k-space samples, using SENSE, and subsequent effective unfolding of the image can only be achieved in the direction of multiple receiver coils, i. e. in the reduction direction. The SENSE reconstruction algorithm will unfold the image. Aliasing or foldover artefacts are thus created in the same direction, i. e. in the foldover direction.

Figure 2 shows a first embodiment of an RF coil system according to the invention. Two sets of RF coils, each set comprising two RF coils, are arranged around the head 4 of a patient to be examined. In practice the user wishes to choose the ear to ear direction as the foldover direction for the head, because often the width of the head is smallest in this direction. The user has also reasons for choosing the foldover direction arbitrarily with a view to the signal-to-noise ratio (S/N ratio) and the direction of the desired slice to be imaged. Therefore, use is made of the two sets of coils as shown in Figure 2, that is, one set of LR (=left/right) coils 5, 7 and one set of AP (=anterior/posterior) coils 6, 8. Furthermore, each RF coil 5, 6, 7, 8 is provided with a separate preamplifier 50, each of which defines a separate receiver channel C1, C2, C3, C4.

If use is made of the known method of sensitivity encoding (SENSE) the direction in which the SENSE reduction axes are situated is known, so that the focus orientation of the coil combination of two from four coils is defined. Using an RF coil system as shown in Figure 2 in one direction SENSE for AP use the channels one and four C1, C4 are selected and used separately, i.e. the RF signals thereof are applied to separate receiver channels, while for LR use the channels two and three C2, C3 are selected and used separately according to the invention. In two directions SENSE all four channels are selected and used separately.

WO 02/063326

PCT/IB02/00058

6

Another embodiment of an RF coil system according to the invention is shown in Figure 3, it also comprises four RF coils 9, 10, 11, 12 which are arranged around the head 4 of a patient. Compared to the embodiment shown in Figure 2, the RF coils 9, 10, 11, 12 are angulated by 45°. Again, each RF coil 9, 10, 11, 12 is provided with a separate preamplifier 50, each of which is succeeded by a phase shifter 51.

For LR SENSE, i.e. if the reduction direction is LR, the output signals of the RF coils 9 and 12 are combined into one receiver channel C1 by use of an RF adder/combiner 53, and the output signals of the RF coils 10, 11 are combined into a second receiver channel C2 by a second RF adder/combiner 53. For AP SENSE the outputs of the RF coils 11, 12 are combined into a first receiver channel and the outputs of the RF coils 9, 10 are combined into a second receiver channel, these combinations are not shown in Figure 3.

The described principle can be rendered software-controlled by means of software-controlled switches 52 and/or software-controlled phase shifters 51; these software-controlled switches 52 are shown in the embodiment of Figure 4.

The principle shown in Figure 4 can be extended in the z-direction, leading to at least eight individual RF coils 21 to 28. In each set of four RF coils 21, 22, 23, 24 and 25, 26, 27, 28 the combinations as shown in Figure 4 can be formed.

Some anatomical regions, such as the head, require a configuration of a set of multiple RF coils arranged around the object. An embodiment of such an RF coil system comprising a birdcage head coil arrangement with eight RF coils 21-28 is shown in Figure 5. There is a split in the FH (Feet/Head) direction, because this direction will always be used as one of the reduction directions in a 3D MR application using the known sensitivity encoding method. As can be seen in Figure 5, showing two times the configuration of Figure 3, there are two sets of four coils, the first set comprising the coils 21, 22, 23, 24, while the second set comprises the coils 25, 26, 27, 28. The individual coils may be bent to achieve a better filling factor. Depending on the MRI examination to be performed the user has to be able to choose the phase encoding direction as the AP direction or the LR direction.

According to the invention some RF coils will be combined into one receiver channel in dependence on the desired foldover direction, which combination is controlled preferably by appropriate software. If the desired reduction direction is the AP direction, four pairs of RF coils are formed, each pair comprising two RF coils; the RF signals of the coils 21 and 24, 22 and 23, 25 and 28, 26 and 27 are thus combined as can be seen in Figure 6. If,

WO 02/063326

PCT/IB02/00658

7

as an alternative, the desired reduction direction is the LR direction, the RF signals of the coils 21 and 22, 23 and 24, 25 and 26, 27 and 28 are combined according to the invention.

Figure 10 shows the arrangement of preamplifiers 50, phase shifters 51, software controlled switches 52 and RF adders/combiners 53 for four receiver channels C1, C2, C3, C4 and eight RF coils 21 to 28 as used in the embodiment of Figure 6.

It is to be noted that the positions of the phase shifters 51 and the switches 52 can be interchanged. Furthermore, the RF adder/combiner 53 and the phase shifter 52 can be realized as integrated circuits.

The described combinations may require additional hardware that adds the two (or more) RF coil signals with or without some extra phase difference. A control unit in the form of a special software-controlled switch box for this function is shown in Figure 8 which shows a control unit 31 having eight inputs for the RF signals of eight RF coils 21 -- 28. Furthermore, the control unit 31 has an input for a software-controlled bus 32 for control signals and four outputs applying combined RF signals to four receiver channels 41, 42, 43, 44. These outputs also form the interface 33 between the RF coil system 30 and the processing system 40 of the MRI apparatus.

In the case of a head coil arrangement it is advantageous to tilt the head a little for reasons of comfort. This will lead to a slightly angulated situation. The preferred SENSE direction will now be angulated. The individual RF coils could also be tilted instead to overcome this problem.

It is also possible to arrange a large number of individual RF coils around an object and to combine only a few coils into several independent receiver channels. The channels which are not used will then be inactive. The coils to be used for forming each individual receiver channel (or a sensitivity profile) can be selected by the software-controlled bus utilizing the known SENSE directions (two directions simultaneously and in every possible offset and angulation).

The invention is not limited to the embodiments described above. Several further embodiments are possible. In particular, several variations of the number, the arrangement and the kind of RF coils are possible. Furthermore, the number of receiver channels is not limited to any specific number.



WO 02/063326

PCT/IB02/00058

8

## CLAIMS:

1. A magnetic resonance imaging apparatus comprising:  
an RF coil system (9, 10, 11, 12) comprising at least two sets of at least two  
RF coils for detecting RF signals from a region of interest,  
at least two receiver channels (C1, C2) for receiving and processing the  
5 detected RF signals, and  
a control unit (51, 52, 53; 31) for selecting and/or combining the RF signals of  
at least two RF coils in dependence on the imaging parameters and for applying the selected  
and/or the combined RF signals to separate receiver channels.
- 10 2. A magnetic resonance imaging apparatus as claimed in claim 1,  
wherein said control unit (51, 52, 53; 31) is provided to combine the RF signals of several  
groups of at least two RF coils into a separate receiver channel.
3. A magnetic resonance imaging apparatus as claimed in claim 1,  
15 wherein said RF coil system (9, 10, 11, 12) comprises two sets of four RF coils.
4. A magnetic resonance imaging apparatus as claimed in claim 3,  
wherein said RF coil system (9, 10, 11, 12) comprises a birdcage head coil arrangement.
- 20 5. A magnetic resonance imaging apparatus as claimed in claim 4,  
wherein said control unit (51, 52, 53; 31) is provided to combine the RF signals of RF coils  
arranged on opposite sides of the head.
6. A magnetic resonance imaging apparatus as claimed in claim 4,  
25 wherein said control unit (51, 52, 53; 31) is provided to combine the RF signals of  
neighboring RF coils.
7. A magnetic resonance imaging apparatus as claimed in claim 1,

WO 02/063326

PCT/IB02/00058

9

wherein said control unit (51, 52, 53; 31) is provided to select and/or combine the RF signals of at least two RF coils in dependence on the phase encoding direction.

8. A magnetic resonance imaging apparatus as claimed in claim 1,  
5 wherein said control unit (51, 52, 53; 31) is provided to select and/or combine the RF signals of at least two RF coils in dependence on the desired SENSE reduction direction.
9. A magnetic resonance imaging method, comprising the steps of:  
10 detecting RF signals from a region of interest while using an RF coil system (9, 10, 11, 12) comprising at least two sets of at least two RF coils,  
receiving and processing the detected RF signals while using at least two receiver channels (C1, C2), and  
15 selecting and/or combining the RF signals of at least two RF coils in dependence on the imaging parameters and applying the selected and/or the combined RF signals to separate receiver channels.

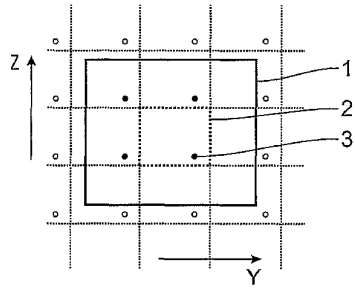


FIG.1

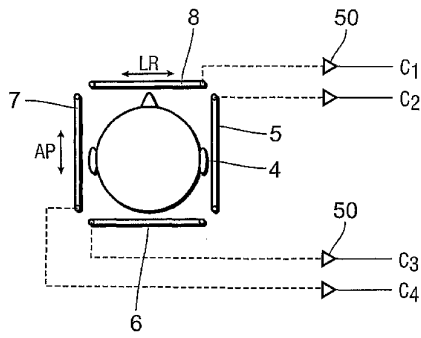


FIG.2

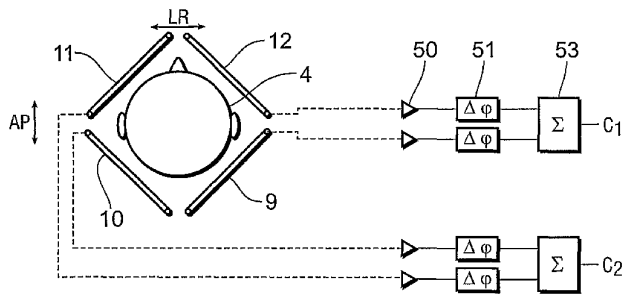


FIG.3

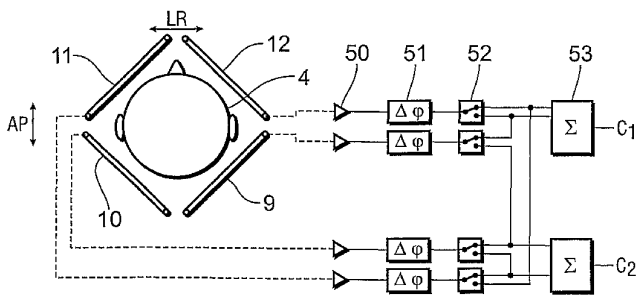


FIG.4

3/5

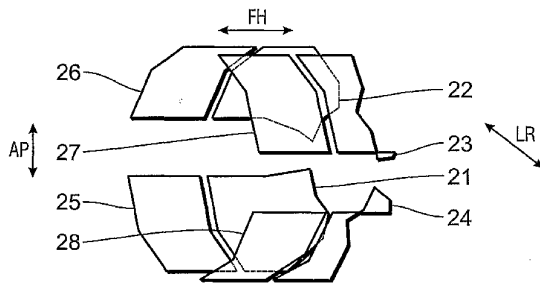


FIG.5

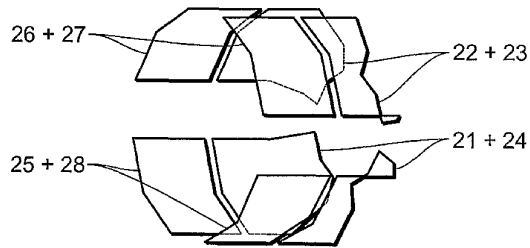


FIG.6

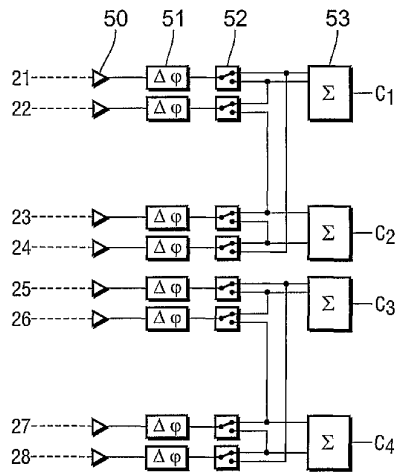


FIG.7

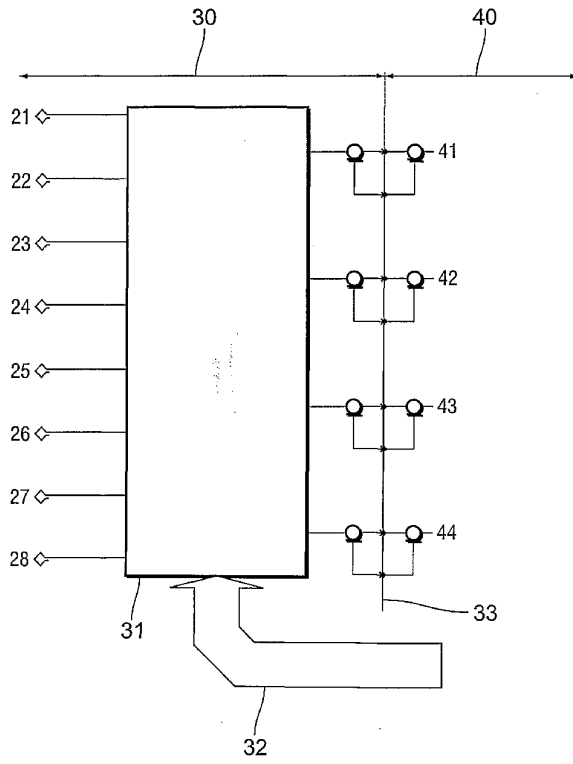


FIG.8

## 【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		Int. Application No. PCT/IB 02/00058
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 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) WPI Data, INSPEC, PAJ		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	D. SODICKSON ET AL.: "SMAH Imaging" MAGNETIC RESONANCE IMAGING, vol. 7, no. 2, May 1999 (1999-05), pages 237-254, XP001018294	1-3,8,9
A	* page 248: "Practical Issues" * * pages 249 - 251: "Receiver Technology" *	4-6
X	EP 0 472 390 A (GEENRAL ELECTRIC COMPANY) 26 February 1992 (1992-02-26)	1,2,7-9
A	page 1, line 3 - line 51 page 5, line 14 - line 19 page 6, line 29 -page 7, line 40 figure 1 --- -/--	3
<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* the document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance *I* earlier document but published on or after the international filing date *L* the document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another claim or other special reason (as specified) *O* the document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means *P* the 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 *Z* document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 26 March 2002		Date of mailing of the international search report 05/04/2002
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5618 Patentlaan 2 NL - 2200 HV Rijswijk Tel: (+31-70) 340-2040, Tx: 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-2010		Authorized officer Volmer, W

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (July 1992)



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No  
PCT/IB 02/00058

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 5 160 891 A (H. KEREN) 3 November 1992 (1992-11-03) column 3, line 1 -column 5, line 20 figure 1 ---	1,2,9
X	US 5 399 970 A (M.J. PELC, TH.J. BROSMAN) 21 March 1995 (1995-03-21) column 3, line 6 -column 5, line 2; figure 3 -----	1,9

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No.  
PCT/JP 02/00058

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
EP 472390 A	26-02-1992	US 5086275 A	04-02-1992
		CA 2042276 A1	21-02-1992
		EP 0472390 A2	26-02-1992
		FI 913919 A	21-02-1992
		JP 2012227 C	02-02-1996
		JP 5115455 A	14-05-1993
		JP 7034794 B	19-04-1995
US 5160891 A	03-11-1992	IL 92510 A	27-11-1995
		DE 4037294 A1	25-07-1991
US 5399970 A	21-03-1995	JP 8502920 T	02-04-1996
		WO 9504947 A1	16-02-1995

---

フロントページの続き

(74)代理人 100121083

弁理士 青木 宏義

(72)発明者 ヴィッセル フレデリク

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 ハーンズ パウルス シー エイチ エイ

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 ヴァン デン プリンク 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 AA20 AB01 AB15 AB24 AC01 AD06 AD10 BA10 BA42 CC05

CC06 CC17 DB18