

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5345314号
(P5345314)

(45) 発行日 平成25年11月20日 (2013.11.20)

(24) 登録日 平成25年8月23日 (2013.8.23)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 3 5 5

請求項の数 4 (全 9 頁)

(21) 出願番号	特願2007-523184 (P2007-523184)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成17年7月12日 (2005.7.12)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ
(65) 公表番号	特表2008-508017 (P2008-508017A)		オランダ国 5 6 5 6 アーアー アイン ドーフエン ハイテック キャンパス 5
(43) 公表日	平成20年3月21日 (2008.3.21)		
(86) 国際出願番号	PCT/IB2005/052308	(74) 代理人	100087789
(87) 国際公開番号	W02006/013482		弁理士 津軽 進
(87) 国際公開日	平成18年2月9日 (2006.2.9)	(74) 代理人	100114753
審査請求日	平成20年7月11日 (2008.7.11)		弁理士 宮崎 昭彦
(31) 優先権主張番号	04103660.9	(74) 代理人	100122769
(32) 優先日	平成16年7月29日 (2004.7.29)		弁理士 笛田 秀仙
(33) 優先権主張国	欧州特許庁 (EP)	(72) 発明者	ポッサンジニ セシリア
			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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 磁気共鳴画像化装置における高周波磁場を送信及び受信する電気コイルのシステム、斯かる電気コイルのシステムを備える磁気共鳴画像化装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

磁気共鳴画像化装置であって、前記磁気共鳴画像化装置の検査ボリュームにおける高周波磁場を送信及び／受信する電気コイルのシステムを有し、前記システムが、高周波磁場を送信及び／又は受信する平面に伸びる少なくとも1つの表面コイルを有し、前記高周波磁場は、前記表面コイルの前記平面に垂直な方向を向き、前記表面コイルが、前記システムの動作状態において前記磁気共鳴画像化装置の前記検査ボリュームにおける主磁場の方向に平行な方向を向く、前記表面コイルの中心を通り伸びる主コイル軸を持ち、前記表面コイルは、前記主コイル軸の両側に電気導電要素を持っている磁気共鳴画像化装置において、前記表面コイルの前記電気導電要素の少なくとも1つは、少なくとも2つの導体を有し、前記導体は、前記電気導電要素から前記主コイル軸までの距離よりも短い距離で互いに位置決められ、前記表面コイルの前記平面において前記主コイル軸に平行に伸びることを特徴とする磁気共鳴画像化装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の磁気共鳴画像化装置の検査ボリュームにおける高周波磁場を送信及び受信する電気コイルのシステムであって、高周波磁場を送信及び／又は受信する平面に伸びる少なくとも1つの表面コイルを有し、前記高周波磁場が、前記表面コイルの前記平面に垂直な方向を向き、前記表面コイルは、前記システムの動作状態において前記磁気共鳴画像化装置の前記検査ボリュームにおける主磁場の方向に平行な方向を向く、前記表面コイルの中心を通り伸びる主コイル軸を持ち、前記表面コイルが、前記主コイル軸の両側に

電気導電要素を持ち、前記要素は、前記主コイル軸に平行に伸びている電気コイルのシステムにおいて、前記表面コイルの前記電気導電要素の少なくとも1つは、少なくとも2つの導体を有し、前記導体は、前記電気導電要素から前記主コイル軸までの距離よりも短い距離で互いに位置決められ、前記表面コイルの前記平面において前記主コイル軸に平行に伸びることを特徴とする電気コイルのシステム。

【請求項3】

前記主コイル軸の両側の前記電気導電要素が、少なくとも2つの導体をそれぞれ有し、前記導体は、前記電気導電要素から前記主コイル軸までの距離よりも短い距離で互いに位置決められ、前記表面コイルの前記平面において前記主コイル軸に平行に伸びることを特徴とする請求項2に記載の電気コイルのシステム。

10

【請求項4】

前記主コイル軸の両側の前記電気導電要素が、前記主コイル軸の両側に位置決められ、同数の導体を有し、並びに前記導体は、前記電気導電要素から前記主コイル軸までの距離よりも短い距離で互いに位置決められ、前記表面コイルの前記平面において前記主コイル軸に平行に伸びることを特徴とする請求項3に記載の電気コイルのシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、磁気共鳴画像化(MRI)装置の検査ボリュームにおける高周波(RF)磁場を送信及び受信する電気コイルのシステムを有するMRI装置に関する。そのシステムは、RF磁場を送信及び／又は受信する平面において実質的に広がる少なくとも1つの表面コイルを有し、そのRF磁場はその表面コイルの平面に実質的に垂直な向きを持つ。そこでは、その表面コイルは、システムの動作状態においてMRI装置の検査ボリュームにおける主磁場の方向に実質的に平行な向きを持つ主コイル軸を持ち、及びその表面コイルは、その主コイル軸の両側において電氣的に導電する要素を持つ。その要素は、実質的にその主コイル軸に平行に広がる。

20

【0002】

本発明は、斯かるMRI装置の検査ボリュームにおけるRF磁場を送信及び受信する電気コイルのシステムにも関する。

【背景技術】

30

【0003】

冒頭部に述べられるタイプの磁気共鳴画像化(MRI)装置並びに斯かるMRI装置の検査ボリュームにおける高周波(RF)磁場を送信及び受信する電気コイルのシステムが、一般的に知られている。MRI装置は、核スピン共鳴の原理を用いて、患者の体の内部部位を画像化するのに使用されることができる。MRI装置は、検査ボリューム、検査ボリューム内に一様で比較的強い主磁場を生成する主磁石システム、3つの直交方向における主磁場の傾斜を生成する傾斜コイルシステム、並びに検査ボリュームにおけるRF磁場を送信及び受信する電気コイルのシステムを有する。MRI装置の検査ボリュームにおけるRF磁場を送信及び受信する電気コイルのシステムは、RF磁場の送信も受信も両方行うコイルシステムを有するか、又はRF磁場を送信する少なくとも1つの送信コイルを有する第1のコイルシステムとRF磁場を受信する少なくとも1つの受信コイルを有する第2のコイルシステムとを有することができる。

40

【0004】

RF磁場を送信及び受信する電気コイルのシステムの最も簡単な実施形態は、表面コイルを有する。表面コイルは一般的に知られている。それらは、曲面又は非曲面平面に実質的に広がる。表面コイルはしばしば受信コイルとして使用される。なぜなら、それらは、RF磁場を受信するのに他のタイプのコイルを使うときよりも好適な信号対ノイズ比を持つ信号が実現されることができるよう、患者の近くに配置されることができからである。表面コイルは、RF磁場を送信する送信コイルとしても使用されることができ。望むなら、いくつかのタイプの表面コイルは、患者の周囲にある程度まで巻きつけられることができる

50

よう、柔軟な態様で形成されることができる。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

RF磁場を送信及び／又は受信する知られた表面コイルは、それらが、ボリウム内で非一様であるRF磁場を送信する及び／又はボリウム内で非一様なRF磁場への感度を持つという欠点を持つ。ボリウム内で非一様であり表面コイルにより送信されるRF磁場と、表面コイルにより受信されるRF磁場に対する感度であってその感度がボリウム内で非一様であるようなものとは共に、表面コイルの主コイル軸に実質的に平行に伸びる電気導電要素への距離が短くなるにつれ増大し、その増大のうち最大のものは電気導電要素の近傍で生じる。結果的に、比較的満足のいく信号対ノイズ比を持つ信号が、表面コイルに隣接する組織から得られることができる。一方、表面コイルから更に離れた位置にある組織から信号が来るにつれ、得られる信号の信号対ノイズ比は悪くなる。結果的に、斯かる単純な表面コイルを用いて得られるMR画像は、ある人が最も興味のある組織は表面コイルから更に離れた場所にあるという事実により、非常にわずらわしい(disturbing)アーチファクトを示す。

10

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の目的は、RF磁場を送信及び／又は受信する表面コイルを有する、冒頭部で述べられたタイプの磁気共鳴画像化装置を提供することである。そこでは、そのコイルが、表面コイルの主コイル軸に実質的に平行に広がる電気導電要素の近傍に配置される送信コイルとして使用されるとき、知られた表面コイルよりボリウム内で一様なRF磁場を送信する。そして、そこでは、表面コイルの主コイル軸に実質的に平行に伸びる表面コイルの電気導電要素の近傍に配置される受信コイルとして使用されるとき、その表面コイルは、知られた表面コイルよりボリウム内で一様であって表面コイルにより受信されるRF磁場への感度を持つ。その結果、知られた表面コイルを備えるものに起こり得るよりも少ないアーチファクトを持つMR画像が得られる。

20

【0007】

本発明によれば、把握される目的は、冒頭部に述べられるタイプの磁気共鳴画像化装置により達成され、その装置は、主コイル軸との距離に関して互いに比較的短い距離に配置され、かつ、表面コイルの平面において主コイル軸に実質的に平行に広がる少なくとも2つの導体を、表面コイルの電気導電要素の少なくとも1つが有することを特徴とする。

30

【0008】

本発明による電気コイルのシステムは、主コイル軸との距離に関して互いに比較的短い距離に配置され、かつ、表面コイルの平面において主コイル軸に実質的に平行に広がる少なくとも2つの導体を、表面コイルの電気導電要素の少なくとも1つが有することを特徴とする。

【0009】

本発明は、ボリウム内で非一様であり表面コイルにより送信されるRF磁場と、表面コイルにより受信されるRF磁場への感度であってボリウム内で非一様な感度とが共に、表面コイルの主コイル軸に実質的に平行に広がる電気導電要素への距離が短くなるにつれ増大し、その増大のうち最大のものが電気導電要素の近傍で生じるという現象が、表面コイルの電気導電要素を広げることにより影響が弱められることができるという認識に基づかれる。しかしながら、一般的に知られるように、RF磁場を送信及び／又は受信するときわずらわしい渦電流が電気導電要素に生成される。その渦電流は、結果としてMR画像におけるアーチファクトを生じさせる。表面コイルの適切な電気導電要素を広げるのではなく、主コイル軸に関して互いに比較的短い距離に配置され、かつ、表面コイルの平面において主コイル軸に実質的に平行に広がる少なくとも2つの導体を備える表面コイルの適切な電気導電要素を形成することにより、その中にわずらわしい渦電流が生成されることなく、適切な電気導電要素が効果的に広げられることが実現される。それにより、知られた表面

40

50

コイルに比べて、表面コイルが、その知られた表面コイルよりもボリウムにおける一様なRF磁場を送信すること及び／又は表面コイルにより受信されるRF磁場に対する、ボリウムにおける一層一様な感度を持つことが達成される。

【0010】

本発明による電気コイルのシステムの実施形態は、主コイル軸との距離に関して互いに比較的短い距離に配置され、かつ、表面コイルの平面において主コイル軸に実質的に平行に広がる少なくとも2つの導体を、主コイル軸の両側にある電気導電要素がそれぞれ有することを特徴とする。

【0011】

本発明による電気コイルのシステムの追加的な実施形態は、主コイル軸の両側にある電気導電要素が、主コイル軸に対して対称的に配置され、等しい数の導体を有することを特徴とする。その導体は、主コイル軸との距離に関して互いに比較的短い距離に配置され、表面コイルの平面において主コイル軸に実質的に平行に広がる。この実施形態は、ボリウム内できるだけ一様に送信されるRF磁場及び／又はボリウム内でできるだけ一様である、受信RF磁場に対する感度を実現し、表面コイルへの距離が短くなっても距離の単位あたりの増加がわずかな程度であるという利点を持つ。

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

本発明のこれら及び他の側面は、以下に説明される実施形態より明らかとなり、及びそれらを参照して説明されることになる。

【0013】

図1は、本発明による磁気共鳴画像化(MRI)装置の一般的な概略図である。MRI装置は、検査される患者が配置されることができ検査ボリウム3を囲う主磁石システム1を有する。主磁石システム1は、複数の超電導電気コイル5を有する。そのコイルで、一様かつ比較的強い主磁場 B_0 が検査ボリウム3内に生成されることができ。その磁場は、図におけるz方向として示される方向へ広がる。MRI装置は、超電導電気コイル5に対する電気供給源7と、超電導電気コイル5を冷却する冷却ダクト11を備える極低温冷却システム9とを有する。MRI装置は、主磁石システム1と検査ボリウム3との間に配置される傾斜コイルシステム13と、3次元相互直行方向に主磁場 B_0 の傾斜を生成する複数の電気コイル15(傾斜コイル)とを更に有する。更に、MRI装置は、検査ボリウム3内の主磁場 B_0 に実質的に垂直な方向を向く高周波(RF)磁場を送信及び受信する本発明による電気コイルのシステム17を有する。検査ボリウム3内にRF磁場を送信するのに用いられるこの電気コイルのシステム17の一部(RF送信コイル)は、通常、傾斜コイルシステム13と検査ボリウム3との間に配置される。一方、検査ボリウム3からのRF磁場を受信するのに用いられるこの電気コイルのシステム17の一部(RF受信コイル)は、MRI装置の動作状態において検査ボリウム3内に少なくとも部分的に配置される患者の近傍に位置する平面内で実質的に広がる表面コイルを有する。平面において実質的に広がる表面コイルがRF送信コイルとして使用される特定の場合において、その表面コイルは、検査されることになり検査ボリウム3内に少なくとも部分的に位置する患者の近傍にも配置される。明確さのため、平面において実質的に広がる表面コイルは、図1にはそれ以上示されていない。

【0014】

患者の体の内部の画像は、核スピン共鳴の原理を用いるMRI装置を用いて作られることができる。患者の体の内部の画像は、画像化される患者の体の一部を主磁場 B_0 内の検査ボリウム3へ置き、核スピン共鳴効果が位置あわせされる(registered)主磁場 B_0 の傾斜を変化させることを用いて、体における連続的な目標位置を連続的に選択することにより構築されることができる。主磁場 B_0 の傾斜は、制御ユニット19とパワーアンプ21とを用いて傾斜コイル15を流れる電流を変化させる事により変化させることができる。患者の体の選択された目標位置それぞれに対して、主磁場 B_0 に実質的に垂直な向きを向くRF磁場が、選択された位置における核スピン共鳴効果を生成するよう、RF送信コイルにより所定

10

20

30

40

50

の周波数と持続時間とで送信される。続いて、これもまた主磁場 B_0 の方向に実質的に垂直な向きを向き、及びこれらの核スピン共鳴効果の結果として生み出されるRF磁場が、平面において実質的に広がるRF受信コイルで受信される。RF磁場を送信及び受信する電気コイルのシステム17と、傾斜コイルシステム13の電気コイル15のシステムとは両方、制御ユニット19により制御される。制御ユニット19はまた、送信及び受信ユニット23へ制御信号を供給する。送信及び受信ユニット23は、検査ボリューム3内における必要なRF磁場の送信を可能にするよう、RF送信コイルへ電流を供給する。送信及び受信ユニット23は、RF受信コイルからの電流の受信もする。その電流は、この受信コイルにおいて検査ボリュームにおけるRF磁場の結果として生成される。送信及び受信ユニット23からMRI装置のプロセッサ25への信号が適用され、このことが、送信及び受信ユニット23から派生する信号が画像へ変換されることを確実にする。これを実現することを可能にするため、プロセッサ25は連続的に信号増幅器27、復調器29、画像構築ユニット31及び表示スクリーン33を有する。

10

【0015】

図2は、本発明による電気コイルのシステム17の一部を形成する、本発明による表面コイル35の概略図である。図示される実施形態において、表面コイル35は、表面コイル35の平面に実質的に垂直な向きを向くRF磁場を送信及び／又は受信する平面において実質的に広がる方形表面コイル35である。表面コイル35は、コイルの中心を通り伸びる主コイル軸37を持ち、その主コイル軸は、動作状態において、図でz方向で示される主磁場 B_0 の方向に平行な向きを向く。主コイル軸37の両側において、表面コイル35は、主コイル軸37に実質的に平行に広がる導体41を複数有する電気導電要素39を有する。主コイル軸37に垂直に、表面コイル35はそれぞれが唯1つの導体45を有する2つの電気導電要素43を有する。

20

【0016】

表面コイル35の平面に実質的に垂直な方向を向くRF磁場は、電気導電要素39により主に送信及び／又は受信される。電気導電要素43は、電気導電要素39を相互接続するのに主に使用される。電気導電要素39は、RF磁場の送信及び／又は受信を主に受け持ち(responsible for)、導電要素39がその中にわずらわしい渦電流が生成されることなく効率的に広げられることを確実にする複数の導体41をそれぞれ有する。結果的に、電気導電要素39が1つの導体のみを有する場合と比べて、表面コイル35によりボリューム内でより一様なRF磁場が送信されることができ、及び／又は表面コイルにより受信されるRF磁場に対するより一様な感度が可能となる。電気導電要素43が、表面コイル35を通るRF磁場を送信及び／又は受信するのにあまり貢献せず、結果として、表面コイル35により送信されるRF磁場の一様性及び／又は表面コイル35により受信されるRF磁場への感度の一様性に関してほとんど影響を及ぼさないという事実により、唯1つの導体45を備える実施形態が、これらの導電要素43に対して十分である。

30

【0017】

実的な実施形態において、特にRF受信コイルとして使用されるとき、表面コイル35は、好ましくは複数のコンデンサ(図2において図示省略)を具備する。これらのコンデンサを用いて、RF受信コイル35は、核スピン共鳴効果の結果として生み出される特定の周波数でRF磁場を受信するのに適している態様で調整(tune)されることができ、更に、表面コイル35の実質的に平行に伸びる導体41を流れる電流を調整するのにコンデンサが使用されることができ、別個の導体41に加えて、そのコンデンサは、わずらわしい渦電流が表面コイル35において生成されるのを防ぐ追加的な手段として機能することができる。

40

【0018】

図3aは、RF受信コイルとしての知られた方形表面コイルの実験的に得られる感度プロファイルのグラフであり、図3bは、本発明によるRF受信コイル35として方形表面コイルの実験的に得られる感度プロファイルのグラフを示す。本発明によるRF受信コイルでは、複数の導体41を有する電気導電要素39が、コイル35の主コイル軸37の片側の

50

み位置される。使用されるRF受信コイル35は共に等しい寸法を持つ。図2におけるx方向として示される方向に対応する方向において、電気導電要素39の中心までの距離が両方のグラフの水平軸にプロットされ、一方、RF受信コイル35で受信されるRF磁場の大きさが垂直軸にプロットされる。

【0019】

一般的に表面コイル35により送信されるRF磁場及び／又は表面コイル35により受信されるRF磁場の感度プロファイルは、電気導電要素39の実効幅が増加するにつれ一層になることが成り立つ(hold)。図3a及び図3bにおいて、これはRF受信コイル35に対して明確に見て取れる。つまり、唯1つの導体ではなく複数の別個の導体41で電気導電要素が形成されるとき、電気導電要素39の中心にある受信コイル35で受信される(図3a及び図3bで B_{xy} として示される)かなり低いRF磁場になっている。図3a及び図3bは、電気導電要素39に対する距離がx方向で減少しても、電気導電要素の幅を効率的に広げること(effective widening:実効幅を広げること)が、RF受信コイル35の感度の距離(傾斜)の単位あたりの大幅な増加をそれほどもたらさないことも示す。主コイル軸37の片側にのみの代わりに、表面コイル35が、別個の導体41により効率的に広げられる電気導電要素39を備えて主コイル軸37の両側に形成されるとき、表面コイル35により送信されるRF磁場及び／又は表面コイル35により受信されるRF磁場に対する感度プロファイルがより一層になること、並びに、電気導電要素39が主コイル軸37に対して対称的に位置され、かつ同じ数の導体41を具備するとき、最も一様な送信RF磁場及び／又は受信RF磁場に対する最も一様な感度プロファイルが得られることは、当業者には明らかであろう。

【0020】

表面コイル35により送信され、ボリューム内でできるだけ一様なRF磁場、及び／又は表面コイル35により受信され、ボリューム内でできるだけ一様に広がるRF磁場の感度プロファイルを得るために重要な要素は、導体41の数、これらの導体41の幅及びこれらの導体41間の相互距離である。電気導電要素39が表面コイル35により囲まれる総表面の約半分を占めるという態様、及び、これらの別個の導体41の幅が導体41間の相互距離にほぼ等しいという態様で、表面コイル35の主コイル軸37の両側において電気導電要素39の幅が効率的に広げられるような表面コイル35が、表面コイル35により送信される非常に一様なRF磁場及び／又は表面コイル35により受信されるRF磁場に対する非常に一様な感度プロファイルを得るのに極めて適していることが分かった。

【0021】

もちろん、表面コイルにより送信され、ボリューム内で非常に一様であるRF磁場及び／又は表面コイルにより受信されるRF磁場に対する、ボリューム内で非常に一様である感度プロファイルを実現するのに、方形表面コイルだけが適しているのではなく、実際には、すべての表面コイルが、複数の別個の導体41を用いて効率的に広げられる電気導電要素39を具備することができる。表面コイルにより送信され、ボリューム内で非常に一様なRF磁場、及び／又は表面コイルにより受信されるRF磁場に対する、ボリューム内で非常に一様である感度プロファイルを持つ系列状の(series of)表面コイルを形成するよう、本発明による複数の表面コイルは相互に結合されることもできる。それを用いて、1つの表面コイルを備える場合に可能な程度より、患者の体のより大規模な内部を満足のいく信号対ノイズ比で同時に画像化することが可能になる。

【0022】

最後に、本発明による表面コイルは、知られたSENSE画像化技術と組み合わせて用いるのに極めて適していることに留意されたい。SENSE(SENStivity Enconding)は、画像化を行う患者の体の内部が、SENSEなしの場合より、より良い解像度で、そしてより短い時間期間で可能となるよう、RF磁場を受信するのに複数のRF受信コイルが同時に使用される技術である。SENSEを使用する本質は、別個のRF受信コイルが、これらのコイルにより受信されるRF磁場に対する、できるだけ一様な感度を持つことである。この一様な感度に基づき、測定結果に関する修正が行われることができる。その結果、患者の体の内部を画像化

10

20

30

40

50

するのに必要な時間期間が短縮される。最終的な MR画像において、例えば、画像化の間の患者の呼吸などによりもたらされるアーチファクトを防止するため、別個のRF受信コイルの様な感度はSENSEにおいても重要である。SENSEに対して必要とされるRF受信コイルの様な感度は、本発明による表面コイルにより実現される。

【図面の簡単な説明】

【0023】

【図1】磁気共鳴画像化(MRI)装置の検査ボリューム内の高周波(RF)磁場を送信及び受信する電気コイルのシステムを有するMRI装置の一般的な概略図を示す。

【図2】図1に示される電気コイルのシステムにおいて使用する本発明による表面コイルの概略図を示す。

【図3 a】受信コイルとして使用される知られた方形RF表面コイルの感度に関して実験的に得られるデータのグラフである。

【図3 b】受信コイルとして使用される本発明による方形RF表面コイルの感度に関して実験的に得られるデータのグラフである。

10

【図1】

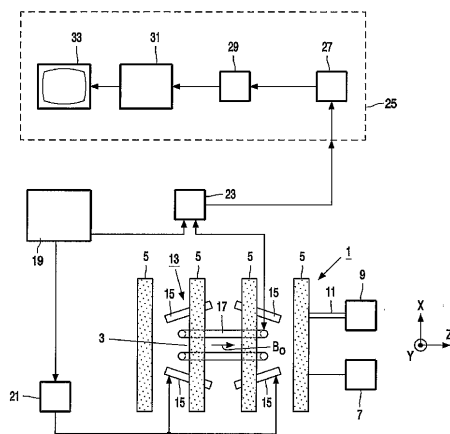


FIG. 1

【図2】

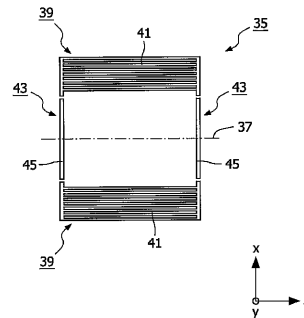


FIG. 2

【図3 a】

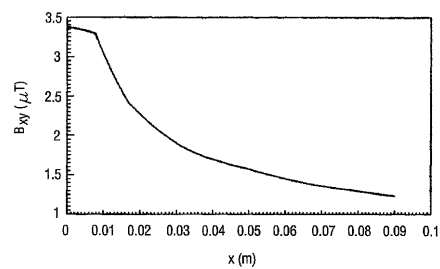


FIG.3a

【図 3 b】

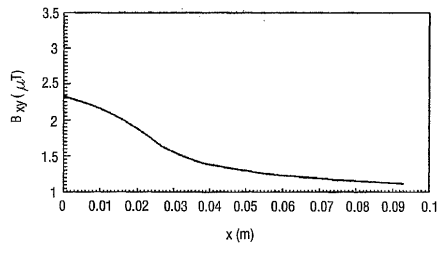


FIG.3b

フロントページの続き

- (72)発明者 ファン ヘルフォールト マリウス ジェイ エイ 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 ワレントイエス ヤン ビー 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 クレイホルスト ロベルト ピー
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

審査官 右▲高▼ 孝幸

- (56)参考文献 特開平3-149033 (J P, A)
特開平8-187233 (J P, A)
特開2000-157512 (J P, A)
特表2005-503907 (J P, A)
特表2007-511331 (J P, A)
米国特許第6586932 (U S, B 1)
米国特許出願公開第2003/0231018 (U S, A 1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., D B名)
A 6 1 B 5 / 0 5 5