

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6190357号
(P6190357)

(45) 発行日 平成29年8月30日(2017.8.30)

(24) 登録日 平成29年8月10日(2017.8.10)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 5/05 3 9 0

請求項の数 12 (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2014-503259 (P2014-503259)
 (86) (22) 出願日 平成24年4月4日 (2012.4.4)
 (65) 公表番号 特表2014-509918 (P2014-509918A)
 (43) 公表日 平成26年4月24日 (2014.4.24)
 (86) 國際出願番号 PCT/IB2012/051661
 (87) 國際公開番号 WO2012/137148
 (87) 國際公開日 平成24年10月11日 (2012.10.11)
 審査請求日 平成27年4月1日 (2015.4.1)
 (31) 優先権主張番号 11161457.4
 (32) 優先日 平成23年4月7日 (2011.4.7)
 (33) 優先権主張国 歐州特許庁 (EP)

(73) 特許権者 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エヌ
 ヴェ
 KONINKLIJKE PHILIPS
 N. V.
 オランダ国 5656 アーネー アイン
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5,
 High Tech Campus 5,
 NL-5656 AE Eindhoven
 (74) 代理人 110001690
 特許業務法人M&Sパートナーズ

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】目標区域へのシャフトの磁気共鳴ガイド

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

医療システムであって、
 被験体から磁気共鳴データを取得する磁気共鳴画像化システムと、
 前記被験体に挿入されるシャフトを有する介入デバイスと、
 前記シャフトに取り付けられる円環状の第1磁気共鳴基準マーカであって、前記シャフトが該第1磁気共鳴基準マーカの中心点を通過する第1磁気共鳴基準マーカと、
 前記医療システムを制御するためのプロセッサと、
 前記プロセッサにより実行するマシン実行可能な命令を記憶するメモリと、
 を有し、

前記命令の実行が前記プロセッサに前記磁気共鳴データを取得させ、前記命令の実行が更に前記プロセッサに前記磁気共鳴データを磁気共鳴画像に再生させ、前記命令の実行が更に前記プロセッサに前記磁気共鳴画像内の目標ボリュームの選択情報を受信させ、

前記命令の実行が更に前記プロセッサに繰り返し、
 - 前記磁気共鳴画像化システムを使用して前記第1磁気共鳴基準マーカから、該第1磁気共鳴基準マーカの位置を示す磁気共鳴位置データを取得させ、
 - 少なくとも前記位置データ及び前記目標ボリュームの位置を用いて決定される、目標ボリュームに対する前記シャフトの位置を示すビュー画像を表示装置上にレンダリングさせ、

前記第1磁気共鳴基準マーカが共振コイル及びコンデンサを有し、

10

20

前記磁気共鳴基準マーカが前記シャフトを案内するための中央支持体を有し、該中央支持体が該磁気共鳴基準マーカから取り外され得る、
医療システム。

【請求項 2】

前記命令の実行が更に前記プロセッサに繰り返し、

- 前記磁気共鳴データを再取得させ、
- 前記再取得された磁気共鳴データを用いて、前記ビュー画像が有する前記磁気共鳴画像を再生させる、

請求項 1 に記載の医療システム。

【請求項 3】

10

前記医療システムが更に第 2 磁気共鳴基準マーカを有し、前記第 2 磁気共鳴基準マーカは該第 2 磁気共鳴基準マーカの中心点を介して前記シャフトを案内し、前記位置データが更に前記第 2 磁気共鳴基準マーカの位置を示す請求項 1 又は 2 に記載の医療システム。

【請求項 4】

前記第 2 磁気共鳴基準マーカが第 2 共振コイル及び第 2 コンデンサを有する請求項 3 に記載の医療システム。

【請求項 5】

前記命令の実行が更に前記プロセッサに、

- 前記磁気共鳴位置データを用いて前記第 1 磁気共鳴基準マーカの中心点及び前記第 2 磁気共鳴基準マーカの中心点を位置特定させ、
- 少なくとも位置特定されたこれら中心点を用いて前記シャフトの位置又は向きを計算させると共に、前記位置データが該シャフトの位置又は向きを有するようにさせる、

20

請求項 3 又は 4 に記載の医療システム。

【請求項 6】

前記命令の実行が更に前記プロセッサに、

- 前記磁気共鳴位置データを用いて前記第 1 磁気共鳴基準マーカの向きを決定させ、
- 前記第 1 磁気共鳴基準マーカの位置特定された中心点及び向きを少なくとも用いて前記シャフトの位置を計算させる、

請求項 1 ないし 5 の何れか一項に記載の医療システム。

【請求項 7】

30

前記ビュー画像が二次元であり、前記命令の実行が更に前記プロセッサに前記磁気共鳴データにおける前記シャフトの侵入点の選択情報を受信させ、該シャフトの侵入点は前記シャフトが前記被験体に侵入する位置を示し、前記ビュー画像が少なくとも前記シャフトの侵入点を用いて決定される請求項 1 ないし 6 の何れか一項に記載の医療システム。

【請求項 8】

シャフトに取り付けられる磁気共鳴基準マーカであって、該磁気共鳴基準マーカは円環状であり、前記シャフトが該磁気共鳴基準マーカの中心点を貫通し、

前記磁気共鳴基準マーカが共振コイル及びコンデンサを有し、

前記磁気共鳴基準マーカが前記シャフトを案内するための中央支持体を有し、該中央支持体が該磁気共鳴基準マーカから取り外され得る、
磁気共鳴基準マーカ。

40

【請求項 9】

前記磁気共鳴基準マーカが前記シャフトの末端に取り付けられたハブを通り抜けることができる請求項 8 に記載の磁気共鳴基準マーカ。

【請求項 10】

前記磁気共鳴基準マーカの前記中央支持体が接着剤により被験体に取り付けるための被験体面を有している請求項 8 又は 9 に記載の磁気共鳴基準マーカ。

【請求項 11】

前記被験体面が無菌性である請求項 10 に記載の磁気共鳴基準マーカ。

【請求項 12】

50

前記磁気共鳴基準マーカが円環を有し、前記円環が該円環を介して前記シャフトを通過させるスロットを有している請求項 8 ないし 11 の何れか一項に記載の磁気共鳴基準マーク。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、磁気共鳴画像化に、特に被験体内の目標区域にシャフトを案内するための磁気共鳴の使用に関する。

【背景技術】

【0002】

対話的でリアルタイムな M R I 及び M R を条件とする器具の利用可能性は、特に針（ニードル）又は線状アブレーションプローブを用いて実行される経皮的処置における M R ガイダンスの利用を増加させている。イオン化させる放射が無いことに加えて、M R ガイダンスは、斯様な処置に対して多数の利点を提供し、最も重要な利点は C T 又は U S と比較した場合の M R の軟組織のコントラスト及び完全な断層撮影能力である。現在の臨床の M R で案内される経皮的介入処置は、デバイス経路を計画するために手術前 3 D M R 画像を使用し、次いで定位（stereotactic）装置が該デバイスを目標に位置合わせし、該デバイスの挿入を案内するようにガイドするもので、これは殆どが M R ボアの外側で実行される。最後に、上記デバイスが目標に到達したかを確認するために M R が使用される。

【0003】

定位手順は患者の動き及びニードルの曲がりによる位置合わせ誤差を受け易く、且つ、これら手順は複雑な作業の流れ（患者のボアの内外への移動）を含んでいるので、進んだセンタは、所謂、フリーハンド（手作業）手順を実践しており、該手順では上記デバイスは M R 内でのリアルタイムな画像ガイダンスの下で如何なる物理的装置の案内も無しに進められる。この手順は、目標病変及び当該デバイスを高い顯示度で視覚化する専用の M R シーケンスにより、及び開放型 M R システムの利用可能性により促進される。

【0004】

Magnetic Resonance in Medicine, vol. 40, 1998, pages 908-913のCoutts他の文献「Integrated and Interactive Position Tracking and Imaging of Interventional Tools and Internal Devices Using Small Fiducial Receiver Coils」には、磁気共鳴スキャナ内の剛性デバイスの位置を追跡する方法が開示されている。該位置追跡は、個々の受信器チャンネルに取り付けられた 2 個又は 3 個の小さな磁気共鳴受信器コイルにより実行される。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本発明は、独立請求項に記載の医療装置、コンピュータプログラム製品及び磁気共鳴基準マーカを提供する。実施態様は、従属請求項に記載されている。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の幾つかの実施態様は、ニードル及び / 又は目標病変に対する画像化スライスの位置合わせを自動的に実行することができる故に特に有利であり得る。スライスの手動的調整が現在の慣行であるが、要求されるスライス調整を介入者が M R 室外の M R 操作者に通知することを要し、これは簡単ではなく、経験を有する良く協調されたチームを必要とする。このようなフリーハンド（free-hand）の介入処置の作業の流れを支援、自動化及び改善する手段が、広範囲に及ぶ使用を育てるためには必須である。

【0007】

本発明の実施態様による基準マーカの円環形状（toroidal shape；ドーナツ形状）は、点状のマーカの場合に当てはまるようにニードル軸を妨害することなく、1 つだけの又は 2 つのマーカによるニードル軸の位置及び / 又は向きの測定を可能にする。従って、本発

10

20

30

40

50

明の実施態様は如何なるニードル型デバイスと相性が良いものであり得ると共に、更に、第2のデバイス（例えば、探り針又は生体検査デバイス）を中空ニードル内に導入することができる。

【0008】

デバイスガイドとして個別の計量（light）マーカを使用することは、その寸法を減少させると共に配線の機械的柔軟性を大きく増加させ、このことは、当該デバイスを患者内へと進める場合に必要とされるような微小な触覚的フィードバック及び妥協のない操縦性を可能にするために必須である。当該デバイスガイドは、医師による付加的な注意（保持／操縦／位置合わせ等）を必要とせず、ニードル型デバイスは通常のように操作することができる。

10

【0009】

本発明の実施態様は、重量が低減された介入デバイス及び／又は片手で一層容易に操作される介入デバイスを提供することができる。現在の介入デバイスは、相対的に大きな寸法を有し得る。斯かる寸法は、十分な精度でデバイスの位置及び向きを測定するために、少なくとも3つのマーカを十分な相互間距離で組み込む必要性により生じる。このことは、当該デバイスに対する画像化スライスの適切な位置合わせ達成するために重要である。さもなければ、小さな角度誤差さえ、患者内のスライスとニードルとの間のズレに繋がり得る。目標病変は、患者内の20cmもの深さに位置し得る。本発明の実施態様は、この限界を克服する手段を提供し得る。大きな寸法のデバイスは、幾つかのニードル及びカテーテルが、HDR近接照射療法のような一人の患者内で互いに近接して適用される場合に特に不利である。

20

【0010】

本発明の実施態様は、現在の介入デバイスに対して、当該介入デバイスへのワイヤの数を減少させることができる。複数の基準マーカの使用に依存する現在のデバイスは、不体裁な配線を有し得る。デバイス内での数個のマーカの使用の結果、約1.5cm直径の重くて柔軟性のない接続ケーブル及び危険なシールド電流を回避するための大きくて重いケーブルトラップとなる。本発明の実施態様は、このような制限を克服する手段を提供することができる。

【0011】

本発明の実施態様は、基準マーカが当該介入デバイスのシャフト又はニードルに取り付けられる介入デバイスを提供することができる。幾つかの現在のデバイスによれば、デバイスの寸法及び重量並びに該デバイスの配線及び斯かる配線の相対的な非柔軟性の結果、最初に意図されるようにニードルをガイド自体に剛的に取り付ける懸念が生じる。代わりに、介入者が自身の第2の手でニードルを位置合わせするV字状の溝を備えた棒体が使用される。しかしながら、試験は、2つの手によるニードルと案内ツールとの扱いは厄介であり、幾人かのユーザにとっては全く不可能でさえあることを示している。本発明の実施態様は、このような限界を克服する手段を提供することができる。

30

【0012】

本発明の実施態様は、介入デバイスの改善された操縦性及び触覚を提供することができる。フリーハンドのニードル介入処置は、当該ニードルを患者内に進める際に必要とされる微細な触覚的フィードバックに依存する。介入者は内部境界の横断を“感じる”ことができなければならない。当該デバイスの寸法、相対的に太いケーブルの重量及び非柔軟性、並びにニードル及びツールを操縦するために2つの手を使用する必要性は、操縦性及び触覚を大きく妨害する。本発明の実施態様は、このような制限を克服する手段を提供することができる。

40

【0013】

本発明の実施態様は、基準マーカが磁気共鳴画像化システムの視野又は画像化領域外となる可能性を低減し得る。幾つかの現在の構成では、相対的に大きな寸法の案内ツールがニードルの近傍に取り付け／配置されると共に該ニードルに大凡位置合わせされ、かくして、当該アセンブリのニードル先端から最も近いマーカまでの全長は30cm程度となる。

50

病変は患者内の 15 cm の深さであり得る。当該ニードルを皮膚に侵入させる間に、全ての活性追跡マーカ及び病変は、典型的には 45 cm 直径未満の球である当該 M R スキャナの画像化ボリューム内にあるべきである。これを達成するために患者は非常に注意深く位置決めされるべきであるが、たとえそのようであったとしても、関心対象は当該画像化球のうちの低 S N R 及び幾何学的歪が関連する縁部に位置する。本発明の実施態様は、この限界を克服する手段を提供することができる。

【 0 0 1 4 】

本発明の実施態様は、基準マーカの改善された向き依存性を提供することができる。現在の活性マーカは、ソレノイドコイル内に含まれる水充填ビードから信号を受診する。ソレノイドが B 0 に整列された場合、該ソレノイドの B 1 感度の垂直方向成分は非常に小さいので、該信号の S N R は大きく低下する。本発明の実施態様は、このような限界を克服する手段を提供することができる。10

【 0 0 1 5 】

本発明の実施態様は、直観的な観察面制御を提供することができる。驚くべきことに、幾人かの介入者は、走査面の完全な 6 D 制御を有するという事実に対処することが困難である。これは、これら面がツールに“堅く取り付けられた”ままとなるからである。この種の制御は、操作者がツールを定められた位置及び向きに維持することを必要とする。これは、ニードルだけが保持及び操縦され、コンソールの操作者が走査面を制御するという前の状況とは非常に相違する。本発明の実施態様は、このような制限を克服する手段を提供することができる。20

【 0 0 1 6 】

本発明は、単一の円環形状（ドーナツ形状）の活性マーカが備えられた軽量で小型のデバイスガイドを提供することができる。該デバイスガイドは、当該デバイスの侵入点における皮膚の近傍に配置された又は該皮膚に接着する同様の形状のマーカとの組み合わせで使用することができる。円環形状を持つ該マーカは、案内されるべきニードル型デバイスにより、該マーカの信号分布の重心が該ニードルの軸上に位置するようにして、中心で交差される（横切られる）。このことは、上記ニードル軸上の各点を单一のマーカチャンネルにより且つ B 0 に対する当該ガイドの向きに無関係に位置特定することを可能にする。当該デバイスガイドにおいて単一の斯様なマーカを用いることは、該ガイドの寸法を低減すると共に配線の柔軟性を大幅に増加させる。30

【 0 0 1 7 】

画像ガイダンスのための走査面は、上記 2 つのマーカにより定められる 2 つの点（即ち、前記ニードルのハブの位置及び皮膚侵入点）を含むように定められる。2 つの略直交する面（例えば、肝臓介入治療における 1 つのパラ冠状スライス及び 1 つのパラ横断スライス等）が以前のように案内のために使用される。上記パラ冠状スライスは、両マーカ位置及び F H 軸を含むように定められる。上記パラ横断スライスは、当該ニードルが主に R L 方向に進められ及びその逆である場合に A P 軸を含むように定められる。

【 0 0 1 8 】

当該構成は、軽量且つ小型のガイドマーカ及び皮膚マーカからなることができる。両マーカは、ニードルを通過させる中心開口を有している。両マーカは、表面コイルにおけるソケットにプラグ結合することが可能なプラグを備えることができる。この構成は、ケーブル長及び作業の流れを最小化する。40

【 0 0 1 9 】

前記信号ボリュームの円環状の形状は、ニードル軸を、2 つのマーカのみにより、2 つの点状マーカの場合にそうであるように当該ニードルを妨害することなしに測定することを可能にする。従って、全てのニードル型のデバイスを正確に案内することができ、加えて、当該ガイドが依然として使用中である処置の間における如何なる時点でも第 2 のデバイス（例えば、中空ニードル内への探し針若しくは生体検査デバイス又はセルジンガー導入技術に必要なガイドワイヤ等）を導入することができる。

【 0 0 2 0 】

10

20

30

40

50

本発明の実施態様を用いるための可能性のある作業の流れは、下記の通りであり得る：

1. 介入者が皮膚侵入点を従来の“指差し法”により又は皮膚マーカを皮膚上で移動させることにより定め且つ印す。最後に、上記侵入点は挿入の準備のためにペンにより印され（実際には、消毒、局部麻酔等が前に実行されている）、該準備された侵入点に皮膚マーカが取り付けられる。当該皮膚マーカを例えれば目標腫瘍等の既知の座標と一緒に使用することで、既に、例えば1つのパラ横断及び1つのパラ冠状画像スライスにおいて推定されたニードル経路に沿う適切なリアルタイム画像化が可能になり、従って、この対話的計画段階の間における最適なガイダンスを提供する。

2. ニードルの先端が上記侵入点上に配置される。

10

3. ニードルのハブを移動させることにより、計画された軌道にニードル軸が整列される。これは、次の2つの方法で達成することができる。即ち、a) M Rシステムが上記マーカの位置を追跡し、結果としての軌道を手術前画像（ナビゲーション画像）上に線として表示する。b) 前述したように定められたパラ冠状及び/又はパラ横断リアルタイムスライスが取得される。正しい軌道に到達したら、当該ニードルは目標病変に狙いを定めてはいるはずであり、これは、ナビゲーション表示又はリアルタイムスライス（若しくは複数のスライス）の何れかにより確認することができる。

4. 連続した画像制御により、ニードルは身体内に進められる。このことは、ニードルの逸れ、ニードルの曲がり、生理的運動を見及び調整することを可能にする。

【0021】

20

他の作業の流れにおいて、ニードルの侵入点はソフトウェアパッケージを用いて仮想的に定められ、能動的なニードルガイダンスは当該ニードルを正しい侵入点及び軌道に位置決めするために使用される。この作業の流れの場合、両マーカはニードル上に配置され、侵入点は物理的に印を付す必要はないであろう。

【0022】

一実施態様において、受信コイルは当該円環状信号ボリュームの周りの簡単な円形コイルとして形成することができる。この一層簡単なコイル構成は、円の軸が低信号を生じさせるB0に整列されることが当該介入のタイプにより排除されるなら、可能である。1テスラの磁気共鳴画像化システムにおいて実行される肝臓介入処置においては、これが当てはまり、一層簡単なコイル構成を使用することができる。

30

【0023】

一実施態様においては、前記皮膚マーカに斯様な円形受信コイルが装備され、自身の円環状信号ボリュームは有さない。代わりに、皮膚が信号源として使用される。

【0024】

一実施態様において、好ましくは斯様な簡単な円形コイルを備えたマーカは使い捨てデバイスとする。

【0025】

一実施態様において、前記皮膚マーカのコイルはM R受信器には配線されず、コンデンサと共に振させられ、該コイルの信号は表面コイルとの誘導結合を介して検出される。全体的バックグラウンド信号を低減するために、能動的分離（減結合）及び差分測定を用いることができる。

40

【0026】

マーカ中心のニードル軸との整列は、当該マーカより僅かに大きな寸法の使い捨て小型接着パッチを用いる無菌的方法に基づくものであり得る。これらパッチは、当該マーカに両側からマーカ面に平行に：

a) これらパッチが当該マーカを完全に封入し、従って当該アセンブリを無菌にし、

b) 接着面が当該マーカの開口（ボア）領域において互いに接触し、

c) ニードル型デバイスを、上記接着パッチが互いに接触するマーカ中心を経て突き通すことができ、これにより、該マーカはニードル軸と整列された状態に留まるが、FOV問題を回避するか又は一層好ましい位置に移動させる（例：介入処置の間に発生するスペー

50

スの制限の場合に、マーカ又はマーカ配線を別の位置に移動させる)ために当該ニードルに沿って滑らすことができ、

d) 当該ニードル型デバイスが依然として挿入されている間に、パッチを除去することができ、マーカとニードル型デバイスとを分離することができる、
ように取り付けられる。

【0027】

一実施態様において、前記円形皮膚マーカは、案内される当該デバイスの完全な挿入の後に該マークを容易に横方向に外し、該活性皮膚マーカを連続する作業流れ過程で再利用するようにするためのギャップを特徴とする。

【0028】

一実施態様において、当該処置の間においては別個のコーディング(例えば、形状、信号等を介して)を備えた複数のマーカが利用可能である。この構成は、挿入された別々のデバイスを、これらデバイスの経皮ポート位置を介して識別することを可能にする。挿入の際の記憶されたデバイスの向きとの組み合わせで、(リアルタイム)画像化面を容易に呼び出し/対応するデバイスに対して調整することができる。

【0029】

一実施態様において、両マーカは、ニードル上に1つ及び皮膚上に1つの代わりに、共にニードル上にあり、皮膚マーカを別の作業流れ段階として手で配置することが最早必要とされないような片手1移動の作業流れを提供する。

【0030】

一実施態様において、画像化される軌道の精度が維持されることを保証するために、プラスチックスペーサが、2つのマーカが過度に互いに接近することを防止する。

【0031】

一実施態様において、ニードルの挿入深度が、ニードルハブと共に移動するマーカ、皮膚により定位置に保持されるマーカ及びニードルに対するマーカの既知の位置から計算される。

【0032】

2つのマーカの位置におけるニードル座標に対して約1mmの測定精度を仮定すると、画像化面の予測される位置合わせ誤差は、当該ニードルにより生ぜられる画像アーチファクトの幅と比較して典型的には小さいであろう。2つのマーカが非常に接近するように移動されねばならない状況においてのみ、長いニードルの先端が画像から外れ得る。このような可能性のある位置合わせミスを補正するために下記の2つの実施態様が提案される:

1. 2つのマーカを使用する上記の能動的追跡方法が、画像解析によるニードル指向方向の検出を利用する受動的追跡方法と組み合わされる。

2. ニードルの進行の間におけるニードル座標の履歴を記憶し、最良の画像面の向きを推測するためにソフトウェアツールが使用される。代わりに又は追加して、当該介入処置の開始前に決定された目標(例えば、腫瘍)座標を(先に“作業流れ”に関して述べたように)、ニードル先端が目標に接近する際に第3のマーカ点として使用することができる。

【0033】

本発明の実施態様は、以下のような利点を有し得る。即ち、当該ガイドマーカ(磁気共鳴基準マーカ)は小型で、軽量であり、最小限の配線しか備えない。該マーカは中心でニードルに取り付けられる。結果として、介入者は、裸のニードルを用いるのと略同様の精細な触覚的フィードバック及び操作する自由度を有する。当該デバイスの長さはニードルの長さまで減じることになるので、“視野外問題(Out-of-FOV problem)”は低減/解決される。非常に長いニードルの場合でさえ、当該ガイドマーカはニードルシャフト上を滑らすことができ、該マーカをアイソセンタの近傍まで持って行くことができる。前記円環内には当該円環状コイルのビオサバール場が横方向となる常に2つの領域が存在するので、マーカの向きの問題は解決される。これらの領域では、最大の信号が存在する。信号が消滅するようなマーカの向きは存在しない。操作者は片手のみでニードル自体を主に操作

10

20

30

40

50

する慣れた方法に戻るので、非直観的な走査面制御の問題は解決される。第2の手は、これを補助するため又は他の目的のために自由となる。目標設定フェーズ及び初期のニードル挿入フェーズの間におけるガイドマーカと皮膚マーカとの間の大きな距離の結果、高い目標設定精度が得られる。ビード状マーカと比較した場合の当該円環状マーカの大きな信号ボリュームの結果、潜在的に位置測定の一層高い精度が得られる。これらマーカは、使い捨ての（1回のみの使用の）デバイスとして実施化することができ、デバイスに基づく収入を生じさせることができる。本発明は、線状のデバイスを用いて実行される全てのMRによりガイドされる経皮的介入処置に適用することができる。

【0034】

ここで使用される“コンピュータ読取可能な記憶媒体”とは、コンピュータ装置のプロセッサにより実行可能な命令を記憶することができる如何なる有形記憶媒体をも含む。該コンピュータ読取可能な記憶媒体は、コンピュータ読取可能な非一時的記憶媒体と称することができる。上記コンピュータ読取可能な記憶媒体は、有形コンピュータ読取可能な媒体と称することもできる。幾つかの実施例において、コンピュータ読取可能な記憶媒体は、コンピュータ装置のプロセッサによりアクセスすることができるデータを記憶することもできる。コンピュータ読取可能な記憶媒体の例は、これらに限定されるものではないが、フロッピー（登録商標）ディスク、磁気ハードディスクドライブ、固体ハードディスク、フラッシュメモリ、USBメモリ（USB thumb drive）、ランダムアクセスメモリ（RAM）、リードオンリメモリ（ROM）、光ディスク、光磁気ディスク及びプロセッサのレジスタファイルを含む。光ディスクの例は、コンパクトディスク（CD）及びデジタル汎用ディスク（DVD）、例えばCD-ROM、CD-RW、CD-R、DVD-ROM、DVD-RW又はDVD-Rディスクを含む。コンピュータ読取可能な記憶媒体なる用語は、ネットワーク又は通信リンクを介して当該コンピュータ装置によりアクセスすることが可能な種々のタイプの記録媒体も指す。例えば、データはモデムを介して、インターネット上で又はローカルエリアネットワークを介して取り出すことができる。コンピュータ読取可能な記憶媒体に対する言及は、可能性として複数のコンピュータ読取可能な記憶媒体であると解釈されるべきである。プログラム又は複数のプログラムの種々の実行可能な構成部分は、異なる位置に記憶することができる。コンピュータ読取可能な記憶媒体は、例えば、同一のコンピュータシステム内の複数のコンピュータ読取可能な記憶媒体であり得る。また、コンピュータ読取可能な記憶媒体は、複数のコンピュータシステム又はコンピュータ装置の間に分散されたコンピュータ読取可能な記憶媒体でもあり得る。

【0035】

“コンピュータメモリ”又は“メモリ”は、コンピュータ読取可能な記憶媒体の一例である。コンピュータメモリは、プロセッサに直接アクセス可能な如何なるメモリでもある。コンピュータメモリの例は、これらに限定されるものではないが、RAMメモリ、レジスタ及びレジスタファイルを含む。“コンピュータメモリ”又は“メモリ”に対する言及は、可能性として複数のメモリであると解釈されるべきである。メモリは、例えば、同一のコンピュータシステム内の複数のメモリであり得る。また、メモリは、複数のコンピュータシステム又はコンピュータ装置間に分散された複数のメモリでもあり得る。

【0036】

“コンピュータ記憶部”又は“記憶部”は、コンピュータ読取可能な記憶媒体の一例である。コンピュータ記憶部は、如何なる不揮発性コンピュータ読取可能な記憶媒体もある。コンピュータ記憶部の例は、これらに限定されるものではないが、ハードディスクドライブ、USBメモリ、フロッピー（登録商標）ドライブ、スマートカード、DVD、CD-ROM及び固体ハードディスクを含む。幾つかの実施例において、コンピュータ記憶部はコンピュータメモリとすることもでき、その逆も同様である。“コンピュータ記憶部”又は“記憶部”に対する言及は、可能性として複数の記憶部であると解釈されるべきである。記憶部は、例えば、同一のコンピュータシステム又はコンピュータ装置内の複数の記憶装置であり得る。また、記憶部は、複数のコンピュータシステム又はコンピュータ装置間に分散された複数の記憶部もあり得る。

10

20

30

40

50

【0037】

ここで使用される“プロセッサ”とは、プログラム又はマシン実行可能な命令を実行することができる電子部品を含む。“プロセッサ”を有するコンピュータ装置を参照する場合、2以上のプロセッサ又は処理コアを可能性として含むと解釈されるべきである。プロセッサは、例えば、マルチコア・プロセッサであり得る。プロセッサは、単一のコンピュータシステム内の又は複数のコンピュータシステムの間に分散された一群のプロセッサを指すこともできる。コンピュータ装置なる用語は、各々がプロセッサ若しくは複数のプロセッサを有するコンピュータ装置の集合又はネットワークを可能性として指すとも解釈されるべきである。多くのプログラムは、同一のコンピュータ装置内にあり得る、又は複数のコンピュータ装置にわたって分散され得る複数のプロセッサにより実行される命令を有する。

10

【0038】

ここで使用される“ユーザインターフェース”とは、ユーザ又は操作者がコンピュータ又はコンピュータシステムと対話するのを可能にするインターフェースである。“ユーザインターフェース”は、“ヒューマンインターフェース装置”と称することもできる。ユーザインターフェースは、情報若しくはデータを操作者に供給し、及び／又は操作者から情報若しくはデータを受信することができる。ユーザインターフェースは、操作者からの入力がコンピュータにより受信されることを可能にし得ると共に、コンピュータからの出力をユーザに供給することができる。言い換えると、ユーザインターフェースは操作者がコンピュータを制御又は操作することを可能にし得ると共に、該インターフェースはコンピュータが操作者の制御又は操作の効果を示すことを可能にし得る。ディスプレイ又はグラフィックユーザインターフェース上でのデータ又は情報の表示は、操作者への情報の供給の一例である。キーボード、マウス、トラックボール、タッチパッド、ポインティングスティック、グラフィックタブレット、ジョイスティック、ゲームパッド、ウェブカム、ヘッドセット、ギアスティック、ステアリングホイール、ペダル、ワイヤグローブ、ダンスパッド、リモコン及び加速度計を介してのデータの受信は、全て操作者からの情報又はデータの受信を可能にするユーザインターフェースの構成部品の例である。

20

【0039】

ここで使用される“ハードウェアインターフェース”は、コンピュータシステムのプロセッサが外部コンピュータデバイス及び／又は装置と対話し、及び／又は斯かるコンピュータデバイス及び／又は装置を制御することを可能にするインターフェースを含む。ハードウェアインターフェースは、プロセッサが外部コンピュータデバイス及び／又は装置に制御信号又は命令を送信することを可能にし得る。ハードウェアインターフェースは、プロセッサが外部コンピュータデバイス及び／又は装置とデータを交換することも可能にし得る。ハードウェアインターフェースの例は、これらに限定されるものではないが、汎用直列バス、IEEE 1394ポート、パラレルポート、IEEE 1284ポート、直列ポート、RS-232ポート、IEEE 488ポート、ブルートゥース接続、無線ローカルエリアネットワーク接続、TCP/IP接続、イーサネット（登録商標）接続、制御電圧インターフェース、MIDIインターフェース、アナログ入力インターフェース及びデジタル入力インターフェースを含む。

30

【0040】

ここで使用される“ディスプレイ”又は“表示装置”は、画像又はデータを表示するように構成された出力装置又はユーザインターフェースを含む。ディスプレイは、視覚、音響及び／又は触覚データを出力することができる。ディスプレイの例は、これらに限定されるものではないが、コンピュータモニタ、テレビジョンスクリーン、タッチスクリーン、触覚電子ディスプレイ、点字スクリーン、陰極線管（CRT）、蓄積管、バイスティーブルディスプレイ、電子ペーパ、ベクトルディスプレイ、フラットパネルディスプレイ、真空蛍光ディスプレイ（VFD）、発光ダイオード（LED）ディスプレイ、エレクトロルミネッセントディスプレイ（ELD）、プラズマディスプレイパネル（PDP）、液晶ディスプレイ（LCD）、有機発光ダイオード（OLED）ディスプレイ、プロジェクタ及びヘッドマウント（頭部装着）ディスプレイを含む。

40

50

【 0 0 4 1 】

磁気共鳴（M R）データとは、ここでは、磁気共鳴画像化走査の間における磁気共鳴装置のアンテナによる、原子スピンにより放出される無線周波数信号の記録された測定であると定義される。磁気共鳴画像化（M R I）画像とは、ここでは、上記磁気共鳴画像化データ内に含まれる解剖学的データの再生された二次元又は三次元視覚化であると定義される。この視覚化は、コンピュータを用いて実行することができる。

【 0 0 4 2 】

本発明は、被験体から磁気共鳴データを取得する磁気共鳴画像化システムを有する医療装置を提供する。該医療装置は、更に、シャフトを備えた介入デバイスを有する。該シャフトは上記被験体に挿入されるように構成される。例えば、該シャフトは、被験体に挿入することが可能なニードル又は他の長い細い構造体であり得る。幾つかの実施態様において、該シャフトは被験体の皮膚又は表面を貫通することができるものとすることができる。当該医療装置は、更に、前記シャフトに取り付けられる第1磁気共鳴基準マーカを有する。幾つかの実施態様において、該第1磁気共鳴基準マーカは取り外し可能である。例えば、該第1磁気共鳴基準マーカは上記シャフトに沿ってスライドさせることができると共に、該シャフトの端部から取り外すことができるものとすることができる。該第1磁気共鳴基準マーカは、円環状（toroidal：ドーナツ状）である。円環は、二次元形状を軸の周りに回転させることにより形成される形状である。例えば、円が軸の周りに回転された場合、該円環はトーラスとなる。正方形、長方形、卵形又は他の形状を上記軸の周りに回転させることもできる。第1磁気共鳴基準マーカが円環状であると言うことにより、該第1磁気共鳴基準マーカが実質的に円環状である又は該第1磁気共鳴基準マーカの構成成分が円環状であると言うことも普通である。幾つかの実施態様では、円環状に形成された格納器が該第1磁気共鳴基準マーカを形成するために使用される。他の実施態様では、回路基板又はテフロン（登録商標）の円形又はワッシャ状部分が、該第1磁気共鳴基準マーカを形成するために使用される。

【 0 0 4 3 】

前記シャフトは、上記第1磁気共鳴基準マーカの中心点を通過する。この中心点は、該中心点を介してシャフトを案内するために使用される孔又は他の構造を有することができる。他の実施態様では、第1磁気共鳴基準マーカは上記シャフトにより突き通され得る紙又はプラスチックの薄い層を有することができ、上記中心点は該紙又は薄いプラスチック上に印される。

【 0 0 4 4 】

当該医療装置は、該医療装置を制御するためのプロセッサを更に有する。該医療装置は、上記プロセッサにより実行するマシン実行可能な命令を記憶するメモリを更に有する。上記命令の実行は、前記プロセッサに前記磁気共鳴データを取得させる。これは、上記プロセッサが前記磁気共鳴画像化システムを制御すると共に、該システムに前記磁気共鳴データを取得させる適切な命令を送信することにより達成することができる。上記命令の実行は、更に、前記プロセッサに前記磁気共鳴データを磁気共鳴画像に再生させる。これは、上記磁気共鳴データを磁気共鳴画像に再生するためのソフトウェアモジュールを使用して達成することができる。前記命令の実行は、更に、前記プロセッサに前記磁気共鳴画像内の目標ボリュームの選択情報を受信させる。目標ボリュームの選択は、手動で実行することができる。例えば、目標ボリュームは、前記磁気共鳴画像の領域又は一部を目標ボリュームとして選択するグラフィックユーザインターフェースを用いて識別することができる。更に他の実施態様では、目標ボリュームの選択は、画像分割（セグメンテーション）モジュールにより自動的に実行することもできる。当業技術において既知の種々のモデル及び方法を、解剖学的構造の位置を識別するために使用することができる。

【 0 0 4 5 】

他の実施態様において、前記命令の実行は、更に、前記プロセッサに前記磁気共鳴画像化システムを使用して前記第1磁気共鳴基準マーカから磁気共鳴位置データを繰り返し取得させる。このことは、当該第1磁気共鳴基準マーカがどの様に構成されているかに依存

10

20

30

40

50

して幾つかの異なる方法で達成することができる。例えば、当該第1磁気共鳴基準マーカの容器内の磁気的に分極可能な材料を空間的に符号化するために、種々の勾配磁場を使用することができる。この場合、上記円環状構造体の周りに巻回されたコイルを、上記磁気共鳴位置データを取得するために使用することができる。更に他の実施態様では、当該第1磁気共鳴基準マーカの円環状構造体を通常の磁気共鳴画像内に配置することができる。上記磁気共鳴位置データは、当該第1磁気共鳴基準マーカの位置を示す（記述する）。前記命令の実行は、更に、前記プロセッサに当該目標区域に対する前記シャフトの位置を示すビュー画像を表示装置上に繰り返しレンダリングさせる。該ビュー画像は、少なくとも前記位置データ及び前記目標ボリュームの位置を用いて決定される。この実施態様は、当該第1磁気共鳴基準マーカの円環状の形状が該マーカの位置及び／又は向きが決定されることを可能にするので、特に有利である。このことは、介入デバイスのシャフトの位置を識別するために必要な磁気共鳴基準マーカの数を大幅に低減させる。また、このことは例えば当該介入デバイスの重量及び寸法の低減を可能にし、これは該介入デバイスが磁気共鳴画像化システムの画像化区域内に容易に入るのを可能にする。該介入デバイスを使用することは、医師又は他の医療専門家にとり一層便利且つ人間工学的でもあり得る。10

【0046】

他の実施態様において、前記命令の実行は、更に、前記プロセッサに前記磁気共鳴データを繰り返し再取得させる。また、前記命令の実行は、更に、前記プロセッサに前記再取得された磁気共鳴データを用いて前記磁気共鳴画像を繰り返し再生させる。前記ビュー画像が、該磁気共鳴画像を有する。この実施態様において、前記磁気共鳴データは繰り返し取得され、更新された又は新たな磁気共鳴画像を表示するために使用される。この構成は、被験体が当該介入デバイスの使用の間に動く内部的及び外部的動きを有し得る故に、有利であり得る。この構成は、介入デバイスの一層正確な使用法を提供し得る。20

【0047】

他の実施態様において、前記命令の実行は、更に、前記プロセッサに前記磁気共鳴データを用いて前記目標区域の位置を繰り返し再決定させる。例えば、幾つかの実施態様では上記目標区域の位置を自動的に識別するために画像分割モジュールを使用することができる。この構成は、被験体が上記目標区域の位置を時間の関数として変化させる内部的及び／又は外部的動きを有し得る故に、有利であり得る。

【0048】

他の実施態様において、前記第1磁気共鳴基準マーカは、円環状磁気共鳴信号ボリュームを囲む磁気共鳴受信コイルを有する。この構成は、上記磁気共鳴受信コイルが上記円環状磁気共鳴信号ボリュームから磁気共鳴信号を拾うと共に、該第1磁気共鳴基準マーカの位置及び／又は向き正確に位置特定するために使用することができる故に、有利である。30

【0049】

他の実施態様において、前記第1磁気共鳴基準マーカは、共振コイル及びコンデンサを有する。幾つかの実施態様において、上記共振コイルは円環状の形状又は円形の形状とすることができる。円環状の形状によれば、上記共振コイル及びコンデンサは、形状が円環状又は実質的に円環状である基板、回路基板又はテフロン（登録商標）片上に形成することができる。これは、当該コイルが円環状又は実質的に円環状の形状であることを示すために使用することもできる。この実施態様は、自身の位置及び／又は向きを識別させる小型の磁気共鳴基準マーカを形成するために使用することができる故に、有利であり得る。40

【0050】

他の実施態様において、当該装置は更に第2磁気共鳴基準マーカを有する。この第2磁気共鳴基準マーカは、該第2磁気共鳴基準マーカの第2中心点を介して前記シャフトを案内するように構成される。前記第1中心点は第1磁気共鳴基準マーカを経るものである一方、該第2中心点は上記第2磁気共鳴基準マーカの中心点である。前記位置データは、該第2磁気共鳴基準マーカの位置を更に記述する。この実施態様は、磁気共鳴基準マーカの中心点を識別することが該磁気共鳴基準マーカの中心点及び向きの両方を識別するよりも容易である故に、特に有利である。上記第1及び第2中心点の位置を単に識別することに50

より、当該介入デバイスのシャフトの向きが決定される。

【0051】

他の実施態様において、上記第2磁気共鳴基準マーカは円環状磁気共鳴受信コイルを有する。この実施態様において、上記受信コイルは磁気共鳴信号ボリュームを囲む必要はない。このことは、第2磁気共鳴基準マーカが被験体の皮膚又は表面上に配置される場合に、当てはまり得る。この場合、該被験体が第2磁気共鳴基準マーカのための信号ボリュームとして機能し得る。

【0052】

他の実施態様において、上記第2磁気共鳴基準マーカは、第2の円環状磁気共鳴信号ボリュームを囲む円環状磁気共鳴受信コイルを有する。この実施態様は、上記磁気共鳴受信コイルが上記第2の信号ボリュームからの磁気共鳴信号を受信することができ、これが、その中心点及び／又は向きの決定を可能にする故に、有利であり得る。10

【0053】

他の実施態様において、上記第2磁気共鳴基準マーカは円環状に形成された共振コイル及びコンデンサを有する。この実施態様は、円環状に形成された共振コイル及びコンデンサを用いて形成された前記第1磁気共鳴基準マーカに関するのと同様の利点を有する。

【0054】

他の実施態様において、上記第2磁気共鳴基準マーカは被験体の表面に取り付けられるよう構成される。この構成は、該第2磁気共鳴基準マーカを被験体への前記シャフトの侵入点を識別するために使用することができる故に、特に有益であり得る。20

【0055】

他の実施態様において、上記第2磁気共鳴基準マーカは前記シャフトの侵入点に取り付けられるよう構成される。

【0056】

他の実施態様において、当該装置は、前記第1磁気共鳴基準マーカ及び第2磁気共鳴基準マーカを分離するためのスペーサを更に有する。この実施態様は、該実施態様が前記シャフトの向きの一層正確な識別を可能にする故に、有利であり得る。例えば、前記第1及び第2中心点が互いに一層近付くにつれて、前記シャフトの向きを計算するために使用される誤差の範囲は一層大きくなる。第1磁気共鳴基準マーカと第2磁気共鳴基準マーカとの間にスペーサを配置することにより、前記シャフトの計算された位置の誤差を、所定の閾値より小さく維持することができる。30

【0057】

他の実施態様において、前記命令の実行は、更に、前記プロセッサに前記磁気共鳴位置データを用いて前記第1中心点及び前記第2中心点を位置特定させる。前記命令の実行は、更に、前記プロセッサに少なくとも前記位置特定された第1中心点及び前記位置特定された第2中心点を用いて前記シャフトの位置及び／又は向きを計算させる。前記位置データは、該シャフトの位置及び／又は向きを有するようになる。この実施態様は、前記シャフトの2つの点の位置が空間内での該シャフトの位置及び向きが決定されることを可能にする故に、特に有利である。

【0058】

他の実施態様において、前記命令の実行は、更に、前記プロセッサに前記磁気共鳴位置データを用いて前記第1磁気共鳴基準マーカの向きを決定させる。例えば、第1の侵入点の位置を決定することができる。前記命令の実行は、更に、前記プロセッサに少なくとも前記位置特定された第1中心点及び前記第1磁気共鳴基準マーカの向きを用いて前記シャフトの位置を計算させる。前記円環状の形状は、空間内での第1磁気共鳴基準マーカの向きが決定されることを可能にする。前述したように、この構成は、単一の磁気共鳴基準マーカによる前記シャフトの位置及び／又は向きの識別を可能にする故に、非常に有利であり得る。

【0059】

他の実施態様において、前記ビュー画像は二次元的である。これは、当該ビュー画像が40

50

前記磁気共鳴データの二次元スライスの表示であることを意味する。前記命令の実行は、更に、前記プロセッサに前記磁気共鳴データにおける前記シャフトの侵入点の選択情報を受信させる。該シャフトの侵入点は、幾つかの異なる方法で識別することができる。例えば、もし存在するなら、シャフトの侵入点は前記第2磁気共鳴基準マーカが被験体の表面又は皮膚に取り付けられている場合、該第2磁気共鳴基準マーカを用いて識別することができる。シャフト侵入点は、マウス等のヒューマンインターフェース装置を用いて医師又は操作者により磁気共鳴画像内で識別することもできる。シャフト侵入点の選択情報の受信は、シャフトが被験体に侵入する位置を識別するための画像分割又は認識を用いることにより達成することもできる。シャフト侵入点は、シャフトが被験体に侵入する位置を記述する(示す)。前記ビュー画像は、少なくともシャフト侵入点を用いて決定される。この実施態様は、シャフトが被験体に一旦挿入されたなら該シャフト侵入点は変化しない故に、有利である。被験体は動き得るが、該被験体の生体構造に対するシャフト侵入点は、該シャフトが該被験体から取り去られるまで一定に留まる。

【0060】

他の実施態様において、前記命令の実行は、更に前記プロセッサに観察面オフセット及び角度付け(angulation)コマンドを受信させる。典型的には、前記磁気共鳴データは三次元ボリュームに対して取得される。介入デバイスを用いた処置の間ににおいて、医師又は他の医療専門家は、典型的には、当該データにおける見る二次元スライスを有したいと欲する。面のオフセット及び/又は角度付けコマンドを発することにより、医師又は医療専門家は、当該処置を実行する間に何の面を見たいかを調整し、選択することができる。前記命令の実行は、更に、前記プロセッサに斯かる観察面オフセット及び角度付けコマンドを用いてビュー画像を調整させる。この実施態様は、幾つかの実施態様ではビュー画像をシャフト侵入点及び/又は目標区域の位置を識別することにより自動的に選択することができる故に、特に有利であり得る。上記観察面オフセット及び角度付けコマンドは、目標ボリューム及び/又はシャフト侵入点の位置に対して付与することができる。この構成は、処置の間にデータの最適な表示を調整することを可能にする。

【0061】

他の実施態様において、前記命令の実行は、更に、前記プロセッサに当該ビュー画像上にシャフトの投影図を表示させる。この構成は、当該シャフトがビュー画像の面の外側にある可能性がある故に、極めて有利であり得る。シャフトをビュー画像上に投影することにより、医師又は他の医療専門家には当該シャフトを目標区域に案内するために有用な追加の情報が提供される。

【0062】

他の実施態様において、当該シャフトの何の部分が当該画像面の前側、内部及び/又は背後にあるかを視覚化するために該シャフトのカラーコーディングが使用される。この構成は、追加の情報を提供すると共に医師が当該シャフトを目標区域に一層良好に案内することを可能にするので、特に有効である。例えば、当該シャフトの特定の部分が当該面からどの程度遠く外れているかを示すために、疑似カラーマップを使用することができる。

【0063】

他の実施態様において、前記磁気共鳴画像は三次元画像としてレンダリングされる。これは二次元ディスプレイ上にレンダリングされる三次元画像であり得、又は該三次元画像は三次元ディスプレイを用いて若しくは医師(又は他の医療専門家)に三次元画像を見せる眼鏡を用いて三次元でレンダリングすることもできる。

【0064】

他の実施態様において、当該医療装置は前記磁気共鳴データを受信するための表面コイルを更に有する。この構成は、上記表面コイルを前記シャフトが被験体の身体に侵入する位置を囲むように配置することができる故に、特に有利であり得る。この場合、該表面コイルは、被験体の表面に第2磁気共鳴基準マーカが配置される際に該第2磁気共鳴基準マーカを囲む。特定の実施態様の場合、特には第2磁気共鳴基準マーカが円環状に形成された共振コイル及びコンデンサを有する場合、上記表面コイルは該磁気共鳴基準マーカの位

10

20

30

40

50

置を容易に識別するために使用することができる。

【0065】

他の実施態様において、前記介入デバイスはニードルである。

【0066】

他の実施態様において、前記介入デバイスは線状のアブレーションプローブである。

【0067】

他の実施態様において、前記介入デバイスは凍結プローブである。凍結プローブは、組織をアブレーション点まで冷却するために、極低温流体を供給し又はプローブ先端の近傍を極低温温度まで冷却する。

【0068】

他の実施態様において、前記介入デバイスはレーザアブレーションプローブである。

【0069】

他の実施態様において、前記介入デバイスは生体検査ニードルである。

【0070】

他の実施態様において、前記介入デバイスは中空ニードルである。

【0071】

他の実施態様において、前記介入デバイスはマイクロ波プローブである。マイクロ波プローブはシャフトの先端の近傍の組織にマイクロ波エネルギーを供給するように構成される。

【0072】

他の実施態様において、前記介入デバイスはガイドワイヤ供給システムである。ガイドワイヤは、例えば中空ニードル又は他の構造体を用いて供給する（送る）ことができる。この場合、ガイドワイヤは他の介入装置を目標区域に供給するために使用することができる。

【0073】

他の態様において、本発明は、医療装置のプロセッサにより実行するマシン実行可能な命令を有するコンピュータプログラム製品を提供する。例えば、該コンピュータプログラム製品は、コンピュータ読取可能な記憶媒体上に記憶することができる。上記医療装置は被験体から磁気共鳴データを取得する磁気共鳴画像化システムを有する。該医療装置は更にシャフトを備えた介入デバイスを有する。該シャフトは、前記被験体に挿入されるように構成される。当該医療装置は更に前記シャフトに取り付けられる第1磁気共鳴基準マーカを有する。該第1磁気共鳴基準マーカは円環状である。前記シャフトは、該第1磁気共鳴基準マーカの第1中心点を通過する。前記命令の実行は、前記プロセッサに前記磁気共鳴データを取得させる。前記命令の実行は、更に、前記プロセッサに前記磁気共鳴画像に再生させる。前記命令の実行は、更に、前記プロセッサに前記被験体内的目標ボリュームの選択情報を受信させる。前記命令の実行は、更に、前記プロセッサに前記磁気共鳴画像化システムを使用して前記第1磁気共鳴基準マーカから磁気共鳴位置データを繰り返し取得させる。該磁気共鳴位置データは、上記第1磁気共鳴基準マーカの位置を記述する。前記命令の実行は、更に、前記プロセッサに目標区域に対する前記シャフトの位置を示すビュー画像を表示装置上にレンダリングさせる。該ビュー画像は、少なくとも前記位置データ及び目標ボリュームの位置を用いて決定される。

【0074】

他の態様において、本発明は上述したコンピュータプログラム製品を実行するための方法及びコンピュータで実施される方法を提供する。

【0075】

他の態様において、本発明はシャフトに取り付けられるように構成された磁気共鳴基準マーカを提供する。第1磁気共鳴基準マーカは円環状である。前記シャフトは該磁気共鳴基準マーカの中心点を通過するように構成される。この実施態様は、上記円環状磁気共鳴基準（位置）マーカを单一の磁気共鳴基準（位置）マーカを用いて上記シャフトの位置及び向きの両方を識別するために使用することができる故に、有利である。シャフトの向き

10

20

30

40

50

又は位置は、2つの磁気共鳴位置マーカを用いても非常に容易に識別される。例えば、上記シャフトは、上記中心点におけるスロット又は孔に簡単に滑り込ませることができる。

【0076】

他の実施態様において、上記磁気共鳴基準マーカは上記シャフトを案内するための中央支持体を有する。該中央支持体は、当該磁気共鳴基準マーカから取り外されるように構成される。この構成は、当該磁気共鳴基準マーカが上記シャフトを被験体から除去することなしに取り外されることを可能にし得る故に、特に有利である。例えば、医師が被験体に多数のシャフトを挿入しなければならない場合、上記磁気共鳴基準マーカをその場に残すことは有利ではないであろう。

【0077】

他の実施態様において、上記磁気共鳴基準マーカは上記シャフトの末端に取り付けられたハブを通り抜けられるように構成される。この構成は、当該磁気共鳴基準マーカを、上記シャフトを除去することなく取り外すことができる故に、有利であり得る。上記磁気共鳴基準マーカは、上記シャフトが被験体に挿入されたままで、該シャフトから末端のハブを越えて外されるように構成される。

【0078】

他の実施態様において、上記磁気共鳴基準マーカは、接着剤により被験体に取り付けられるように構成された被験体面を有する。この構成は、当該磁気共鳴基準マーカを前記シャフトが被験体に侵入する侵入点を識別するために使用することができる故に、有利である。

【0079】

他の実施態様において、上記被験体面は無菌的である。例えば、上記磁気共鳴基準マーカは無菌包袋又はパッケージに入れた状態で供給することができる。この場合、該磁気共鳴基準マーカは被験体の無菌面上に配置することができる。このことは、感染の可能性を低減する利点を有する。

【0080】

他の実施態様において、上記磁気共鳴基準マーカは、円環を有する。この円環は、該円環を通して前記シャフトを通過させるように構成されたスロットを有する。幾つかの実施態様では、該磁気共鳴基準マーカを、ハブを越えて通過させることができが可能であり得る。例えば、当該円環状構造体にはスロットが存在し得る。該円環上にコイル構造体が存在するなら、該コイル構造体は、前記シャフトの取り外しが該コイルの一部を破断又は破壊して該シャフトが取り除かれるのを可能にするように、構成することができる。

【0081】

他の実施態様において、上記磁気共鳴基準マーカは、オプションとして円環状磁気共鳴信号ボリュームを囲む円環状磁気共鳴受信コイルを有する。この実施態様の利点は、前述したとおりである。

【0082】

他の実施態様において、上記磁気共鳴基準マーカは円環状に形成された共振コイル及びコンデンサを有する。この実施態様の利点も、前述した通りである。

【図面の簡単な説明】

【0083】

【図1】図1は、本発明の一実施態様による方法を説明したフローチャートを示す。

【図2】図2は、本発明の他の実施態様による方法を説明したフローチャートを示す。

【図3】図3は、本発明の一実施態様による介入デバイスを図示する。

【図4】図4は、図3の介入デバイスを、第2磁気共鳴基準マーカとの組み合わせで示す。

【図5】図5は、1つの空間次元において磁気共鳴基準マーカの中心点の位置を識別する方法を図示する。

【図6】図6は、本発明の実施態様による2つの磁気共鳴基準マーカを図示する。

【図7】図7は、本発明の他の実施態様による磁気共鳴基準マーカを図示する。

10

20

30

40

50

【図8】図8は、本発明の他の実施態様による磁気共鳴基準マーカの上面図を示す。

【図9】図9は、本発明の他の実施態様による磁気共鳴基準マーカの上面図及び側断面図を示す。

【図10】図10は、本発明の他の実施態様による磁気共鳴基準マーカの側断面図を示す。

【図11】図11は、本発明の一実施態様による医療装置を図示する。

【発明を実施するための形態】

【0084】

以下、本発明の好ましい実施態様を、図面を参照して例示としてのみ説明する。尚、これらの図における同様の符号の構成要素は、等価な構成要素であるか又は同じ機能を果たす。また、前に説明された構成要素は、機能が等価であれば、後の図では必ずしも説明されない。

10

【0085】

図1は、本発明の一実施態様による方法を説明したフローチャートを示す。ステップ100において、磁気共鳴データが取得される。ステップ102において、上記磁気共鳴データを用いて、磁気共鳴画像が再生される。ステップ104において、被験体における目標ボリュームの選択情報が受信される。これは、例えば手動で実行することができ、選択情報はグラフィックユーザインターフェースから受信することができる。他の実施態様において、上記目標ボリュームは分割（セグメンテーション）モジュールを用いて当該磁気共鳴画像内で自動的に識別される。次に、ステップ106において、磁気共鳴位置データが第1磁気共鳴位置マーカから取得される。ステップ108において、表示装置上でビュー画像がレンダリングされる。該ビュー画像は、目標ボリュームに対するシャフトの位置を示す。幾つかの実施態様では、磁気共鳴画像も該ビュー画像上に表示される。ステップ106及び108は、介入デバイスを用いた処置の間に繰り返される。

20

【0086】

図2は、本発明の他の実施態様による方法を説明したフローチャートを示す。ステップ200において、磁気共鳴データが取得される。ステップ202において、上記磁気共鳴データを用いて、磁気共鳴画像が再生される。ステップ204において、当該磁気共鳴画像における目標ボリュームの選択情報が受信される。ステップ206において、磁気共鳴位置データが第1磁気共鳴位置マーカから取得される。次に、ステップ208において、磁気共鳴データが再取得される。ステップ210において、上記再取得された磁気共鳴データを用いて磁気共鳴画像が再生される。ステップ212において、ビュー画像が表示装置上にレンダリングされる。該ビュー画像は目標ボリュームに対するシャフトの位置を示し、上記磁気共鳴画像は該ビュー画像の一部として表示される。ステップ206、208、210及び212は、シャフトを有する介入デバイスを用いた処置の間に繰り返される。

30

【0087】

図3は、本発明の一実施態様による介入デバイス300を図示している。介入デバイス300は、ハブ304に取り付けられたシャフト302又はニードルを有している。該シャフト302には第1磁気共鳴基準マーカ306が装着される。該第1磁気共鳴基準マーカ306は、円環状信号ボリューム308を有している。該円環状信号ボリューム308にはコイル310が巻回されている。該コイル310にはワイヤ312が接続されている。該ワイヤは、例えば、前置増幅器又は他の無線周波数部品に接続するために使用することができる。

40

【0088】

図4は、図3の介入デバイス300を第2磁気共鳴基準マーカ406と一緒に示す。図3では、介入デバイス300の側面図が示された。この図では、介入デバイス300は或る角度で傾斜されている。ハブ304は円環状の第1磁気共鳴基準マーカ306の中心を通過することができる事が分かる。このことは、第2デバイスの自由な通過又は挿入を可能にする。このことは、第1磁気共鳴基準マーカ306が、被験体からシャフト302

50

を取り除くことなく、取り除かれることを可能にする。第2磁気共鳴基準マーカ406は、例えば、被験体の表面に接着剤により貼り付けることができる。この場合、シャフト302は第2磁気共鳴基準マーカ406の中心点に挿入される。該第2磁気共鳴基準マーカ406は、円環状の信号ボリューム408を有している。該円環状信号ボリューム408を囲むコイルが存在する。ワイヤ312がコイル310に接続されているのと同様の理由で、ワイヤ412がコイル410に接続されている。

【0089】

図5は、磁気共鳴基準マーカ504の位置を、一次元勾配技術を用いてどの様に識別するかの一例を示す。当該グラフにおいて、500は周波数であるか、又は他の例では空間位置である。勾配を特定の方向に付与することができ、磁気共鳴信号を、当該磁気共鳴基準マーカを用いて測定することができる。y軸は502の符号が付され、信号の大きさである。506は、上記信号を位置の関数として又は周波数の関数としてプロットした曲線である。単一勾配場が使用されるので、周波数は位置と等価となる。当該信号が点508に窪みを有することが分かる。これが、磁気共鳴基準マーカ504の中心点の位置である。

10

【0090】

図6は、磁気共鳴基準マーカの2つの例600, 602を示す。該図の600に示す例では、コイル606により囲まれた信号ボリューム604が存在する。602に示す実施態様では、直列に配線された8個のソレノイドコイル608が存在する。

20

【0091】

図7は、磁気共鳴基準マーカ600を図示している。ここでも、コイル606により囲まれた信号ボリューム604が存在する。該磁気共鳴基準マーカ600は、シャフトを案内するための中心点610を有している。この実施態様において、磁気共鳴基準マーカ600は前置増幅器基板700に直に接続されている。該前置増幅器基板は、電源基板702に対する接続部、及び無線周波数ケーブルを介して無線周波数受信器に接続するための接続部704を有している。

【0092】

図8は、本発明の一実施態様による磁気共鳴基準マーカ800の上面図を示す。該磁気共鳴基準マーカ800は、コイル804により囲まれた信号ボリューム802を有している。中央支持体806が存在し、該中央支持体はスロット又は穿孔808及び孔810を有している。孔810は、シャフトを案内するように適合されている。スロット808は、信号ボリューム802及び中央支持体の両方を通り抜けている。中央支持体806には破壊(break)領域812が存在し、該破壊領域は孔810にシャフトが挿入された場合に破壊され得る。シャフトが上記破壊領域に押圧されると、該シャフトはスロット808に移動され得る。同様にして、シャフトはコイル814の破壊領域に力を付与するために使用することもできる。このようにして、シャフトは、該シャフトを被験体から取り除くことなく、磁気共鳴基準マーカ800から外すことができる。

30

【0093】

図9は、本発明による磁気共鳴基準マーカの他の実施態様の上面図900及び側面図902を示す。この実施態様では、形状が円環状の基板904が存在する。基板904は中央支持体906に接続されている。中央支持体906にはシャフトを案内するための孔908が存在する。基板904の表面上には、コンデンサ914と直列なコイル912が存在する。これらコイル912及びコンデンサ914は、磁気共鳴画像化システムにより検出され得る共振回路を形成する。幾つかの実施態様における中央支持体906は被験体に装着することができ、その場合、表面916が被験体面であり得、接着面を有することもできる。

40

【0094】

図10は、本発明の一実施態様による磁気共鳴基準マーカ1000を示す。この実施態様では、信号ボリューム1002が存在する。この実施態様では、コイルは図示されていない。中央支持体1004が存在し、該支持体は円環状の上記信号ボリューム1002の

50

中央にある。上記中央支持体 1004 にはシャフト 1014 を案内するための孔 1006 が存在する。該中央支持体 1004 の底面上には接着剤 1008 が存在する。幾つかの実施態様では、該接着剤 1008 は信号ボリューム 1002 上にもある。更に他の実施態様では、該接着剤 1008 は信号ボリューム 1002 上にのみ存在する。接着剤 1008 は被験体面 1010 を有し、被験体 1012 の表面に接着するように適合されている。シャフト 1014 は孔 1006 を介して挿入されたように図示されており、該シャフト 1014 の末端はハブ 1016 となっている。この実施態様において、上記中央支持体 1004 は信号ボリューム 1002 からもぎ取り又は取り外すことができる。例えば、幾つかの実施態様では上記接着剤は信号ボリューム 1002 の下に存在しない場合がある。信号ボリューム 1002 が中央支持体 1004 から強制的に外された場合、該信号ボリュームはハブ 1016 を通過することができる。当該円環状信号ボリューム 1002 の中心部分は、ハブ 1016 の外周よりも大きい。このようにして、マーカ 1000 は、シャフト 1014 をその場に残したまま、取り外すことができる。中央支持体 1004 上にのみ接着剤 1008 を有することが有益である。何故なら、上記信号ボリュームを該中央支持体 1004 から分離する助けとなるならである。

【0095】

図 11 は、本発明の一実施態様による医療装置 1100 を示す。該医療装置 1100 は、磁気共鳴画像化システム 1102 を有している。該磁気共鳴画像化装置 1102 は開放型磁石 1104 を有している。該開放型磁石内には、2 つの超伝導コイルが上下に取り付けられ、これらコイルはヘルムホルツコイルが生成するのと同様に磁場を生成する。開放型磁石 1104 の利点は、該磁石が被験体 1110 に対する容易なアクセスを提供することである。

【0096】

磁石 1104 は、超伝導コイルを備えた液体ヘリウムにより冷却される低温保持装置を有している。永久又は抵抗性磁石を使用することも可能である。異なるタイプの磁石の使用も可能であり、例えば、分割円筒磁石及び円筒磁石の両方を使用することも可能である。もっとも、両者は開放型磁石より使用するのが不便である。分割円筒磁石は、低温保持装置が磁石の等磁気面へのアクセスを可能にするために 2 つの部分に分割されている点を除き、標準的円筒磁石と同様である。開放型磁石は、空間を挟んで上下の 2 つの磁石部分を有し、該空間は被験体を受容するほど十分に大きい。前述したように、これら 2 つの部分はヘルムホルツコイルのものと同様である。開放型磁石は、被験体が余り制限されないので、好評である。円筒磁石の低温保持装置内には、1 群の超伝導コイルが存在する。磁石 1104 内には、磁気共鳴画像化を実行するのに十分なほど磁場が強く且つ均一な画像化区域 1108 が存在する。

【0097】

磁石 1104 の内側上には勾配磁場コイル 1106 が存在し、該コイルは当該磁石の画像化区域内の磁気スピンを空間的に符号化する磁気共鳴データの収集のために使用される。該勾配磁場コイル 1106 は勾配磁場コイル電源 1107 に接続されている。該勾配磁場コイルは、代表的に示すことを意図している。典型的には、勾配磁場コイルは 3 つの直交する空間方向を空間的に符号化するための 3 組のコイルを含んでいる。勾配磁場電源は、これら勾配磁場コイルに電流を供給する。これら磁場コイルに供給される電流は、時間の関数として制御され、傾斜され又はパルス状にすることができる。被験体 1110 は被験体サポート 1112 上に横たわり、空間的には画像化区域 1118 に位置する。

【0098】

表面コイル 1114 が被験体 1110 の表面上にあるように示されている。表面コイル 1114 は、画像化区域内の磁気スピンの向きを操作すると共に該画像化区域内のスピンからの無線伝播を受信するための無線周波数アンテナである。表面コイル 1114 は送受信器 1116 に接続されている。該無線周波数送受信器 1116 は、別個の送信及び受信コイル並びに別個の送信器及び受信器により置換することもできる。上記無線送受信器は単に代表的に示したものである。上記表面コイルは、専用の送信アンテナ及び専用の受信

アンテナを代表的に示すことを意図している。例えば、当該磁気共鳴画像化システムは、磁気スピンを励起するためのボディコイル（body coil）を含むこともできる。同様に、上記送受信器は別個の送信器及び受信器を表すこともできる。送受信器 1116 は多チャンネル送受信器であり、磁気共鳴マーカ 1122 及び表面コイル 1114 の両方に接続されている。

【0099】

被験体 1110 内には、目標区域 1118 が存在する。シャフト又はニードル 1120 が該被験体 1110 に挿入されている。該シャフト 1120 上には、磁気共鳴基準マーカ 1122 が存在する。該磁気共鳴基準マーカ 1122 は送受信器 1116 にも接続されている。該送受信器 1116 及び勾配コイル電源 1107 は、コンピュータシステム 1124 のハードウェアインターフェース 1126 に接続されている。該コンピュータシステムは、更に、プロセッサ 1128 を有している。該プロセッサ 1128 は上記ハードウェアインターフェース 1126 を使用して磁気共鳴画像化システム 1102 に対するコマンド信号を送信及び受信する。プロセッサ 1128 は該ハードウェアインターフェース 1126 を介して磁気共鳴画像化システム 1102 を制御することができる。

【0100】

プロセッサ 1128 は、更に、ユーザインターフェース 1130、コンピュータ記憶部 1132 及びコンピュータメモリ 1134 にも接続されている。コンピュータ記憶部 1132 は、更に、磁気共鳴データ 1140 から再生された磁気共鳴画像 1142 を格納するようにも示されている。コンピュータ記憶部 1132 は、更に、目標区域 1118 の位置 1144 を格納するようにも示されている。これらは、目標区域 1114 の座標である。コンピュータ記憶部 1132 は、更に、磁気共鳴位置データ 1146 を格納するように示されている。コンピュータ記憶部 1132 は、更に、レンダリングされ且つ目標区域 1118 に対するシャフト 1120 の関係を示す画像 1148 を格納するようにも示されている。

【0101】

コンピュータメモリ 1134 は、更に、制御モジュール 1150 を格納するようにも示されている。該制御モジュール 1150 は、当該医療装置 1100 の動作及び機能を制御するためのコンピュータ実行可能なコードを格納する。コンピュータメモリ 1134 は、更に、位置識別モジュール 1152 を格納するようにも示されている。該位置識別モジュール 1152 は、前記磁気共鳴位置データ 1146 を用いて磁気共鳴基準マーカ 1122 の位置を決定することができる。コンピュータメモリ 1134 は、更に、画像分割（セグメンテーション）モジュール 1154 を格納するようにも示されている。該画像分割モジュール 1154 は、前記磁気共鳴画像 1142 を用いて目標区域、シャフト侵入点及び／又は解剖学的構造を位置特定するよう構成されている。コンピュータメモリ 1134 は、更に、レンダリングモジュール 1156 を格納するように示されている。該レンダリングモジュール 1156 は、少なくとも前記磁気共鳴位置データ 1146 及び目標区域の位置 1144 を用いて画像 1148 を発生するために使用される。コンピュータメモリ 1134 は、更に、画像再生モジュール 1158 を格納するように示されている。該画像再生モジュール 1158 は、前記磁気共鳴データ 1140 から磁気共鳴画像 1142 を再生するためのコンピュータ実行可能なコードを格納している。

【0102】

前記ユーザインターフェース 1130 の一部として、表示装置上にはグラフィックユーザインターフェース 1160 が表示される。該グラフィックユーザインターフェース 1160 内には、画像 1162 がある。該画像は、磁気共鳴画像であり得るか、又は発生された画像であり得る。画像 1162 内には、被験体 1164 の位置が示される。該被験体 1164 内には、目標区域 1168 がある。ニードル 1170 が存在し、該ニードルは上記目標区域 1168 に対する位置で示される。印された点 1172 は、被験体 1110、1164 へのシャフト 1120 のシャフト侵入点 1172 である。

【0103】

10

20

30

40

50

以上、本発明を図面及び上記記載において詳細に図示及び説明したが、このような図示及び説明は解説的又は例示的であって、限定するものではないと見なされるべきである。即ち、本発明は開示された実施態様に限定されるものではない。

【0104】

尚、開示された実施態様に対する変形は、当業者によれば請求項に記載された本発明を実施するに際して図面、当該開示及び添付請求項の精査から理解され且つ実施することができるものである。また、請求項において、“有する”なる文言は他の構成要素又はステップを排除するものではなく、単数形は複数を排除するものでもない。また、單一のプロセッサ又は他のユニットは、請求項に記載された幾つかの項目の機能を満たすことができる。また、特定の手段が相互に異なる従属請求項に記載されているという单なる事実は、これら手段の組み合わせが有利に使用することができないということを示すものではない。また、コンピュータプログラムは、光記憶媒体又は他のハードウェアと一緒に若しくは斯かるハードウェアの一部として供給される固体媒体等の適切な媒体で記憶／分配することができるのみならず、インターネット又は他の有線若しくは無線通信システムを介して等の他の形態で分配することもできる。また、請求項における如何なる符号も、当該範囲を限定するものと見なしてはならない。

10

【符号の説明】

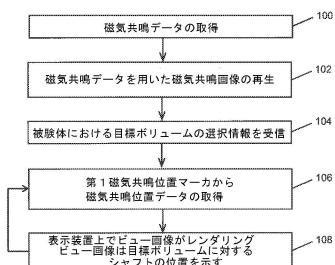
【0105】

3 0 0	介入デバイス	20
3 0 2	シャフト	
3 0 4	ハブ	
3 0 6	第1磁気共鳴基準マーカ	
3 0 8	円環状信号ボリューム	
3 1 0	コイル	
3 1 2	ワイヤ	
4 0 6	第2磁気共鳴基準マーカ	
4 0 8	円環状信号ボリューム	
4 1 0	コイル	
4 1 2	ワイヤ	
5 0 0	空間次元に対応する周波数	30
5 0 2	信号強度	
5 0 4	磁気共鳴基準マーカ	
5 0 6	位置の関数としての信号	
5 0 8	中心点の位置	
6 0 0	磁気共鳴基準マーカ	
6 0 2	磁気共鳴マーカ	
6 0 4	信号ボリューム	
6 0 6	コイル	
6 0 8	直列に配線されたソレノイドコイル	
6 1 0	中心点	40
7 0 0	前置増幅器	
7 0 2	電源基板	
7 0 4	無線周波数受信器に対する接続部	
8 0 0	磁気共鳴基準マーカ	
8 0 2	信号ボリューム	
8 0 4	コイル	
8 0 6	中央支持体	
8 0 8	スロット	
8 1 0	孔	
8 1 2	中央支持体の破壊領域	50

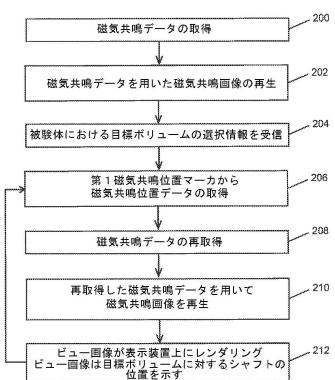
8 1 4	コイルの破壊領域	
9 0 0	磁気共鳴基準マーカの上面図	
9 0 2	磁気共鳴基準マーカの側面図	
9 0 4	基板	
9 0 6	中央支持体	
9 0 8	孔	
9 1 2	コイル	
9 1 4	コンデンサ	
9 1 6	被験体面	
1 0 0 0	磁気共鳴マーカ	10
1 0 0 2	信号ボリューム	
1 0 0 4	中央支持体	
1 0 0 6	孔	
1 0 0 8	接着剤	
1 0 1 0	被験体面	
1 0 1 2	被験体	
1 0 1 4	シャフト	
1 0 1 6	ハブ	
1 1 0 0	医療装置	
1 1 0 2	磁気共鳴画像化システム	20
1 1 0 4	開放型磁石	
1 1 0 6	勾配コイル	
1 1 0 7	勾配コイル電源	
1 1 0 8	画像化区域	
1 1 1 0	被験体	
1 1 1 2	被験体サポート	
1 1 1 4	表面コイル	
1 1 1 6	送受信器	
1 1 1 8	目標区域	
1 1 2 0	シャフト	30
1 1 2 2	磁気共鳴マーカ	
1 1 2 4	コンピュータシステム	
1 1 2 6	ハードウェアインターフェース	
1 1 2 8	プロセッサ	
1 1 3 0	ユーザインターフェース	
1 1 3 2	コンピュータ記憶部	
1 1 3 4	コンピュータメモリ	
1 1 4 0	磁気共鳴データ	
1 1 4 2	磁気共鳴画像	
1 1 4 4	目標区域の位置	40
1 1 4 6	磁気共鳴位置データ	
1 1 4 8	画像	
1 1 5 0	制御モジュール	
1 1 5 2	位置識別モジュール	
1 1 5 4	画像分割モジュール	
1 1 5 6	レンダリングモジュール	
1 1 5 8	画像再生モジュール	
1 1 6 0	グラフィックユーザインターフェース	
1 1 6 2	画像	
1 1 6 4	被験体	50

1 1 6 8 目標区域
 1 1 7 0 シャフト
 1 1 7 2 シャフト侵入点

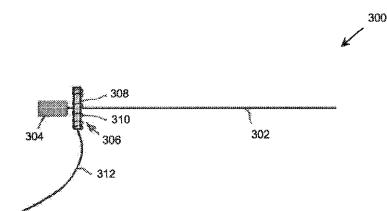
【図 1】



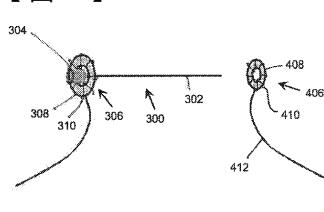
【図 2】



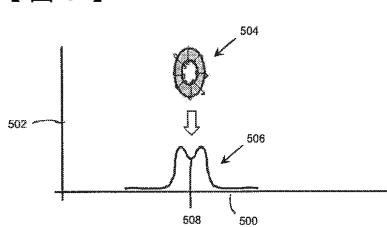
【図 3】



【図 4】



【図 5】



【図6】

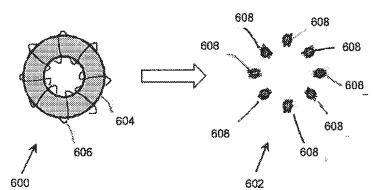


FIG. 6

【図7】

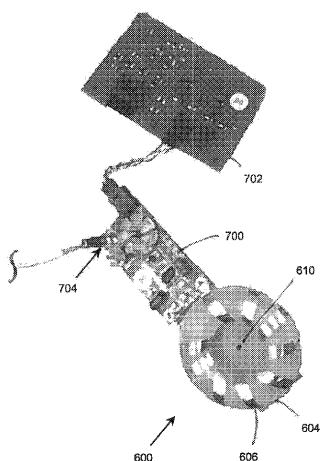


FIG. 7

【図8】

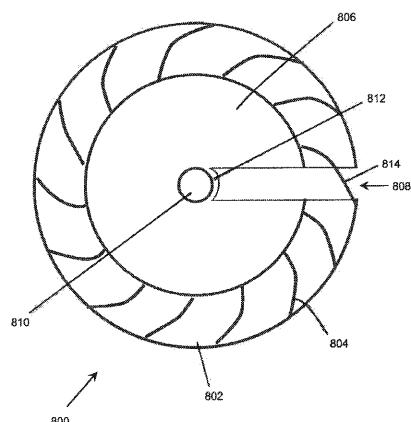


FIG. 8

【図9】

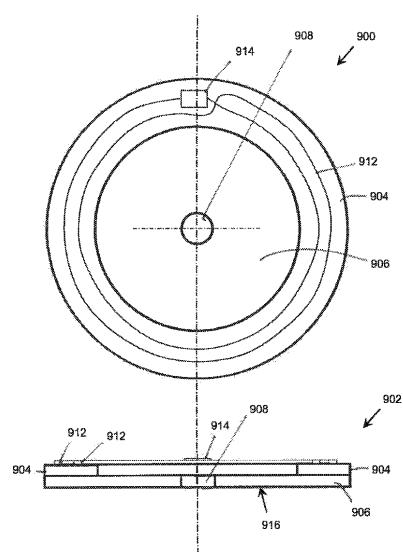


FIG. 9

【図10】

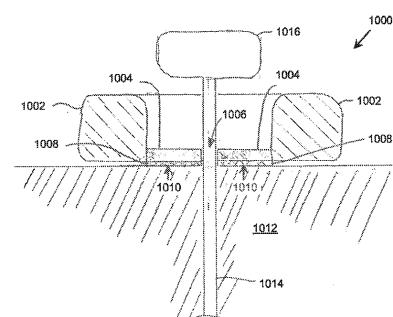


FIG. 10

【図 11】

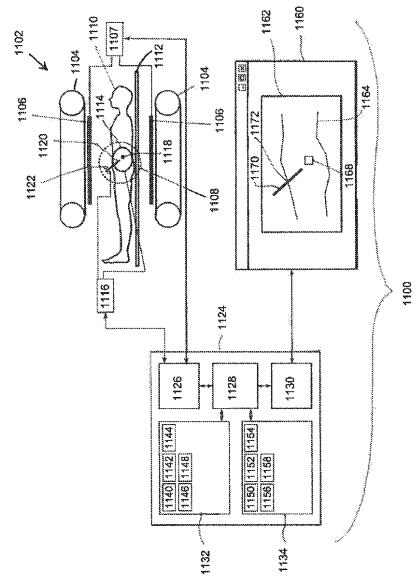


FIG. 11

フロントページの続き

- (72)発明者 ウェイス ステッphen
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アンドーフェン ハイ テック キャンパス ビルディング
4 4
- (72)発明者 ホルトフイゼン ロナルドウス フレデリック ヨハネス
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アンドーフェン ハイ テック キャンパス ビルディング
4 4
- (72)発明者 クルーガー サシャ
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アンドーフェン ハイ テック キャンパス ビルディング
4 4
- (72)発明者 コーケン ピーター
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アンドーフェン ハイ テック キャンパス ビルディング
4 4
- (72)発明者 ウィルツ ダニエル
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アンドーフェン ハイ テック キャンパス ビルディング
4 4
- (72)発明者 アムソー トマス エリック
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アンドーフェン ハイ テック キャンパス ビルディング
4 4
- (72)発明者 ウーレマン フォーク
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アンドーフェン ハイ テック キャンパス ビルディング
4 4

審査官 荒井 隆一

- (56)参考文献 特開2004-248683(JP,A)
特表2010-540153(JP,A)
特開平04-053533(JP,A)
米国特許出願公開第2010/0063383(US,A1)
特開2002-058658(JP,A)
特開2002-272700(JP,A)
特許第4265698(JP,B2)
米国特許第06574497(US,B1)
特開2007-021199(JP,A)
HEGDE SANJEEET, INTERACTIVE MR IMAGING AND TRACKING OF CATHETERS WITH MULTIPLE TUNED FIDUCIAL MARKERS, JOURNAL OF VASCULAR AND INTERNATIONAL RADIOLOGY, 2006年 7月 1日, Vol.17 No.7, pp.1175-1179
MARC REA, SUB-PIXEL LOCALISATION OF PASSIVE MICRO-COIL FIDUCIAL MARKERS IN INTERVENTIONAL MRI, MAGNETIC RESONANCE MATERIALS IN PHYSICS, 英国, 2008年 9月 19日, Vol.22 No.2, pp.71-76
KUEHNE TITUS, PAIR OF RESONANT FIDUCIAL MARKERS FOR LOCALIZATION OF ENDOVASCULAR CATHETERS AT ALL CATHETER ORIENTATIONS, JOURNAL OF MAGNETIC RESONANCE IMAGING, 2003年 5月, Vol.17 No.5, pp.620-624

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B 5 / 0 5 5
G 0 1 R 3 3 / 2 0 - 3 3 / 6 4