(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号

特許第4616010号
(P4616010)

(45)発行日　平成23年1月19日(2011.1.19)　(24)登録日　平成22年10月29日(2010.10.29)

(51)Int.Cl.　F I
A61B 5/055 (2006.01)　A61B 5/05 390
A61B 6/00 (2006.01)　A61B 6/00 390C

請求項の数 29　(全 18 頁)

(21)出願番号　特願2004-565731 (P2004-565731)
(86)(22)出願日　平成15年12月24日 (2003.12.24)
(65)公表番号　特表2006-512163 (P2006-512163A)
(43)公表日　平成18年4月13日 (2006.4.13)
(86)国際出願番号　PCT/US2003/041329
(87)国際公開番号　WO2004/061460
(87)国際公開日　平成16年7月22日 (2004.7.22)
審査請求日　平成18年12月25日 (2006.12.25)
(31)優先権主張番号　10/334,698
(32)優先日　平成14年12月30日 (2002.12.30)
(33)優先権主張国　米国(US)

(73)特許権者　504233731
カリプソー　メディカル　テクノロジーズ　インコーポレイテッド
アメリカ合衆国　ワシントン州　９８１２１　シアトル　フォース　アベニュー　２１０１　スイート　１５５０
(74)代理人　100082005
弁理士　熊倉　禎男
(74)代理人　100067013
弁理士　大塚　文昭
(74)代理人　100074228
弁理士　今城　俊夫
(74)代理人　100086771
弁理士　西島　孝喜

最終頁に続く

(54)【発明の名称】磁気共鳴画像診断装置における使用に適合し、及び／又は放射線撮像処理における使用に適する無線信号送信器を有する埋込可能マーカー

(57)【特許請求の範囲】

【請求項１】

患者内のターゲットの位置を発見するためのマーカーであって、

磁気重心を有する磁場を発生するための、強磁性要素と、該強磁性要素の回りの複数の巻線、及び

患者のターゲットに関連して設置されるように構成されているケーシングであって、前記強磁性要素、前記複数の巻線、及び前記ケーシング内に前記磁気重心と実質的に一致する放射線撮影重心を有する前記マーカーの放射線撮影要素を含む要素の回りのケーシング、を備えるマーカー。

【請求項２】

前記強磁性要素及び前記巻線が、前記磁気重心を定めている請求項１記載のマーカー。

【請求項３】

前記放射線撮影要素が、前記巻線に電気的に接続されたコンデンサを含む請求項１記載のマーカー。

【請求項４】

前記放射線撮影要素が、前記巻線に電気的に接続されたコンデンサを有し、

前記要素が、放射線画像において、コンデンサと類似の放射線撮影特性を有するモジュールを更に含む請求項１記載のマーカー。

【請求項５】

前記コンデンサが前記強磁性要素の一端に位置しており、前記モジュールが前記強磁性

要素の他端に位置していることを特徴とする請求項４記載のマーカー。
【請求項６】
前記コンデンサ及び前記モジュールが、Ｘ線画像において、同じ特性を有する請求項５記載のマーカー。
【請求項７】
前記コンデンサ及び前記モジュールが、ＣＴ画像において、同じ特性を有する請求項５記載のマーカー。
【請求項８】
前記コンデンサ及び前記モジュールが、放射線撮影重心に対して、対称である請求項５記載のマーカー。
【請求項９】
前記強磁性要素は、０．２ｍｍから０．５ｍｍの直径と２ｍｍから１２ｍｍの長さとを有するフェライト棒を含む請求項５に記載のマーカー。
【請求項１０】
患者内のターゲットの位置を発見するためのマーカーであって、
強磁性要素、
前記強磁性要素の周囲にあって、磁気重心を有する共鳴磁場を発生する複数の巻線、及び
前記強磁性要素に対して或る相対的位置に位置する要素を備え、
前記要素が、前記マーカーの放射線撮影要素が、前記磁気重心と実質的に一致する放射線撮影重心を有するように、構成されているマーカー。
【請求項１１】
前記放射性撮影要素が、前記巻線に電気的に接続されたコンデンサを有し、前記要素が、該コンデンサと同様の放射線撮影特性を有するモジュールを含む請求項１０記載のマーカー。
【請求項１２】
前記放射線撮影要素が、前記巻線に電気的に接続され且つ前記強磁性要素の一端に位置したコンデンサを有しおり、前記要素が、該コンデンサと同様の放射線撮影特性を有し且つ前記強磁性要素の他端に位置したモジュールを含む請求項１０記載のマーカー。
【請求項１３】
前記コンデンサ及び前記モジュールが、前記放射線撮影重心に対して対称的である請求項１２記載のマーカー。
【請求項１４】
前記強磁性要素が、０．７ｍｍよりも大きく無い直径を有するフェライト棒を含み、且つ
前記マーカーが、前記強磁性要素及び２ｍｍよりも大きく無い外径を有する巻線の周囲に、ケーシングを更に備える請求項１０記載のマーカー。
【請求項１５】
前記強磁性要素が、０．２ｍｍから０．５ｍｍの直径と２ｍｍから１２ｍｍの長さとを有するフェライト棒を含むことを特徴とする請求項１０に記載のマーカー。
【請求項１６】
前記強磁性要素が、約０．５mm^3から１９．０mm^3の容積を有するフェライト棒を含むことを特徴とする請求項１０に記載のマーカー。
【請求項１７】
前記強磁性要素は、フェライト棒を含み、
前記棒の容積は、１．５Ｔの共鳴磁場によって生成された画像内に１５００mm^2のアーチファクトを生成するフェライトの容積よりも小さい、
ことを特徴とする請求項１０に記載のマーカー。
【請求項１８】
前記強磁性要素は、フェライト棒を含み、

前記棒の容積は、１．５Ｔの共鳴磁場によって生成された画像内に４００ｍｍ^{2}から１２００ｍｍ^{2}のアーチファクトを生成するフェライトの容積よりも小さい、
ことを特徴とする請求項１０に記載のマーカー。
【請求項１９】
（ａ）前記強磁性要素は、０．２ｍｍから０．６ｍｍの直径を有するフェライト棒を含み、
（ｂ）前記巻線は、０．２ｍｍから０．８ｍｍの内径と１．２ｍｍから１．９ｍｍの外径とを有するコイルを含み、
（ｃ）前記マーカーが、前記強磁性要素と前記巻線の周囲に１．５ｍｍから２．５ｍｍの外径を有するケーシングを更に含む
ことを特徴とする請求項１０に記載のマーカー。
【請求項２０】
（ａ）前記強磁性要素は、０．３ｍｍから０．５ｍｍの直径を有するフェライト棒を含み、
（ｂ）前記巻きは、０．３ｍｍから０．６ｍｍの内径と１．２ｍｍから１．９ｍｍの外径とを有するコイルを含み、
（ｃ）前記マーカーが、前記強磁性要素と前記巻線の周囲に２ｍｍの外径を有するケーシングを更に含む
ことを特徴とする請求項１０に記載のマーカー。
【請求項２１】
患者内のターゲットの位置を発見するためのマーカーであって、
前記マーカーが、１．５Ｔの場の強度と３Ｔ／ｍの勾配とを有する撮像磁場内にある時に、該撮像磁場によってマーカーに掛けられた力がマーカーに掛かる重力よりも大きくないような容積を有する強磁性要素と、
前記強磁性要素の回りにあって、磁場重心を有する共鳴磁場を発生するための複数の巻線、及び
患者のターゲットに関連して設置されるように構成されているケーシングであって、前記強磁性要素、前記複数の巻線、及び前記ケーシング内に前記磁気重心と実質的に一致する放射線撮影重心を有する前記マーカーの放射線撮影要素を含む要素の回りのケーシング、を備えるマーカー。
【請求項２２】
前記強磁性要素及び前記巻線が、前記放射線撮影重心を定めている請求項２１記載のマーカー。
【請求項２３】
前記放射線撮影要素が、前記巻線に電気的に接続されたコンデンサを備える請求項２１記載のマーカー。
【請求項２４】
前記放射線撮影要素が、前記巻線に電気的に接続されたコンデンサを有し、
前記ケーシングが、放射線画像において、コンデンサと類似の放射線撮影特性を有するモジュールを含む請求項２１記載のマーカー。
【請求項２５】
前記コンデンサが、前記強磁性要素の一端に位置しており、前記モジュールが前記強磁性要素の他端に位置していることを特徴とする請求項２４記載のマーカー。
【請求項２６】
前記コンデンサ及び前記モジュールが、Ｘ線画像において、同じ特性を有する請求項２５記載のマーカー。
【請求項２７】
前記コンデンサ及び前記モジュールが、ＣＴ画像において、同じ特性を有する請求項２５記載のマーカー。
【請求項２８】

前記コンデンサ及び前記モジュールが、放射線撮影重心に対して、対称である請求項２５記載のマーカー。

【請求項２９】

患者内のターゲットの位置を発見するための方法であって、

放射線画像撮影を使用して、患者内に埋め込まれたマーカーの放射線撮影要素を画像化するステップであり、前記マーカーが、強磁性コアに対する或る相対的位置に位置する要素を有し、前記強磁性コアが、磁気重心を有する共鳴磁場を発生することができる複数の巻線を前記コアの周囲に有し、前記要素が、前記マーカーの放射線撮影要素が、前記ケーシング内に、前記磁気重心と実質的に一致する放射性撮影重心を有するように、構成されている、ステップ、

前記マーカーに前記共鳴磁場を発生させる磁気的励起を発生するステップ、及び

前記マーカーの位置を発見するために、前記共鳴磁場を検出するステップを含む方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、位置信号を無線で送信する信号送信器を有するマーカーに関する。マーカーは、磁気共鳴装置での使用に適合し、及び／又は放射線撮像処理における使用に適切なものである。マーカーのいくつかの実施形態は、患者内及び／又は患者上の少なくとも１つのターゲットの位置を発見するために患者内に永久的に埋込可能又は半永久的に埋込可能である。

【背景技術】

【０００２】

医療処置では、患者内のターゲット区域の位置を発見して治療することを必要とすることが多い。放射線療法や多くの外科的処置では、高度の精度でターゲットの位置を発見してターゲット回りの健康な組織の付随的な損傷を制限することが必要とされる。（ａ）ターゲットに加えられた累積線量を正確に判断することが望ましく、（ｂ）隣接する身体部位を放射線に露出することは有害であるために、放射線腫瘍学においては、ターゲットの正確な位置を知るか又は推定することは特に重要である。例えば、前立腺癌を治療する用途においては、結腸、膀胱、又は他の隣接する身体部位を高強度放射線ビームで照射することは有害である。乳房手術及び柔らかい組織を伴う他の処置のような外科的用途はまた、柔らかい組織内の病変部が患者上の外部目印に対して必ずしも固定されないために、ターゲットの正確な位置を知ることを必要とする。

【０００３】

放射線腫瘍処置又は外科的処置を行う前に患者内の区域又は特定のターゲットの位置を発見するために多くの画像診断システムが使用されている。Ｘ線、磁気共鳴画像診断装置（ＭＲＩ）、ＣＴ、及び他の画像診断技術は、処置の手術前の段階で体内のターゲットの位置を発見するのに有用であるが、それらは、手術又は放射線療法中にリアルタイムで使用することには適切でないか又は困難であることが多い。例えば、柔らかい組織又は器官内の病変部の位置は、手術前の画像診断処置と実際の放射線又は外科的処置との間で患者上の外部の目印に対してずれる場合がある。更に、画像診断システムが放射線又は外科的処置中に使用された時は、それらは、病変部の位置の十分に正確な測定を提供しない場合があり、放射線又は外科的処置を妨害することもある。従って、画像診断技術それ自体は、一般的に、多くの医療用途に対してターゲットの実際の位置を正確に特定するのに十分に適したものではない。

【０００４】

患者内のターゲットの位置を発見する別の技術は、ターゲットに対してマーカーを埋込することである。栄養管を追跡し、品目にタグ付けし、及び組織にマーク付けするために、共鳴磁気回路を有するいくつかの種類のタグ又はマーカーが開発されている。例えば、信号を生成する埋込可能マーカーは、放射線腫瘍処置において患者内の選択されたターゲットの位置を発見するのに使用するために提案されている。Ｂｏｋｓｂｅｒｇｅｒ他に付

与された米国特許第６，３８５，４８２号Ｂ１では、目標とする対象物の内側か又はそれにできるだけ近いところに位置する埋め込まれたエミッタユニットと、患者の外側に位置する複数のレシーバユニットとを有する装置が開示されている。Ｂｏｋｓｂｅｒｇｅｒは、発電機を使用してエミッタユニットに通電し、レシーバユニットでエミッタユニットからの信号を感知することによって目標とする対象物の位置を判断する段階を開示している。Ｂｏｋｓｂｅｒｇｅｒは、レシーバユニットがエミッタユニットによって生成された磁場の勾配を判断するように構成されることを開示してそれを請求している。Ｂｏｋｓｂｅｒｇｅｒは、エミッタユニットが外部発電機との有線接続を用いて通電されることを更に開示している。Ｂｏｋｓｂｅｒｇｅｒはまた、バッテリによって通電されるか又は外部発電機によって生成された電磁場によって励起されたエミッタユニットを使用することが考えられることを示している。しかし、Ｂｏｋｓｂｅｒｇｅｒ特許に開示されている有線装置は、放射線腫瘍学及び多くの外科的処置での使用には適さない場合があり、その理由は、そのような処置の期間に亘って（例えば、５日から４０日）有線マーカーを患者内に埋め込んだままに残すことは実際的でないからである。更に、Ｂｏｋｓｂｅｒｇｅｒは、（ａ）放射線撮像処理での使用に適するか、又は（ｂ）患者内に埋め込まれた後に磁気共鳴画像診断装置での使用に適合する、埋込可能エミッタユニットを設けることに関しては何も開示も示唆もしていない。

【０００５】

患者内のターゲットの位置を発見する別の技術は、受動的な金の基準物をターゲット部位内又はその近くに埋め込むことである。金の基準物の位置は、放射線を用いて定期的に判断される。金の基準物は、患者内にあるターゲットの位置を発見するのに有用であるが、これらのシステムは、放射線腫瘍学処置中にターゲット部位の位置の十分に正確なリアルタイムの測定を提供しない。

共鳴磁気回路を有する他の種類のタグ又はマーカーが開発されている。これらのマーカーは、手術中に使用されるスポンジ又は他の品目にタグ付けするか、又は他の処置における栄養管又は他の計器の大体の位置を発見するために使用されている。小型無線マーカーの１つの重大な課題は、体外にあるセンサによって正確に検出されるほど十分に強い信号を供給することである。

【０００６】

更に、共鳴磁気回路を有するマーカーを用いる際の課題は、ターゲットを処置又は治療中に追跡することができるようにマーカーとターゲットの間の相対的位置を判断することである。ターゲットに対するマーカーの位置を正確に判断することは、埋め込まれたマーカーにより生成された共鳴磁場に基づいてターゲットを正確に追跡するための必須条件である。ターゲットに対するマーカーの位置を正確に判断することが困難である１つの理由は、磁気共鳴マーカーを放射線撮影画像内で識別することが困難である可能性があることである。マーカーは、（ａ）それらを長期間に亘って埋め込むことができるように非常に小さくあるべきであり、かつ（ｂ）それらが高電圧放射線用途（すなわち、超高圧放射線撮影画像）において十分に可視でない場合があるために、放射線撮影画像において見ることが困難である。更に、磁気マーカーを画像内で識別することができる時でさえも、画像内のマーカーの向きを判断することが多くの場合に困難であるために、ターゲットに対するマーカーによって生成された磁場の向きを判断することは依然として困難である可能性がある。従って、共鳴磁気回路を有する埋込可能マーカーは、ターゲットの非常に正確な位置発見が要求される放射線療法及び外科的処置では使い難い場合がある。

【０００７】

【特許文献１】米国特許第６，３８５，４８２号Ｂ１
【特許文献２】国際特許公開番号ＷＯ０２／３９９１７Ａ１
【特許文献３】米国特許出願第１０／０２７，６７５号
【特許文献４】米国特許出願第１０／０４４，０５６号
【特許文献５】米国特許出願第１０／２１３，９８０号
【特許文献６】米国特許出願第１０／４３８，５５０号

【特許文献７】米国特許出願第１０／３３４，７００号
【特許文献８】米国特許出願第０９／８７７，４９８号
【特許文献９】米国特許出願第０９／９５４，７００号
【特許文献１０】米国特許出願第１０／６７９，８０１号
【特許文献１１】米国特許出願第１０／３８２，１２３号
【発明の開示】
【課題を解決するための手段】
【０００８】
Ａ．概説
以下の開示内容は、患者内に埋め込まれるか又は患者の皮膚に外部的に付着させることによって患者に取り付けられるように構成された無線マーカーのいくつかの実施形態について説明するものである。マーカーのいくつかの実施形態は、患者のターゲットに対する磁場の位置及び向きを判断することを目的とした放射線撮影画像システム及び他の種類の画像システムでの使用に非常に適するものである。マーカーの他の実施形態は、放射線撮影画像システムでの使用に適することに加えて又はその代わりに磁気共鳴画像診断装置によって生成された強力な磁場での使用に適合するものである。本発明によるマーカーのいくつかの実施形態及び特徴を図１から図１１に示して説明する。本発明によるマーカーの他の実施形態は、付加的な又は図１から図１１に示すものと異なる特徴を含むことができることが認められるであろう。更に、本発明によるマーカーのいくつかの実施形態は、これらの図に示す特徴の全てを含まないことが認められるであろう。簡潔さのために、同じ参照番号は、類似又は同一の構成要素を指すものとする。
【０００９】
患者内のターゲットの位置を発見するための無線マーカーの一実施形態は、患者内のターゲット部位に対して選択位置に位置決めされるように構成されたケーシングと、導体の複数の巻きを含む誘導子をケーシング内に有する、ケーシングを通って延びる外部電気リード線のない共鳴回路と、マーカーが１．５Ｔの場の強度と３Ｔ／ｍの勾配とを有する撮像磁場内にある時に撮像磁場によってマーカーに掛けられた力がマーカーに掛かる重力よりも大きくないような容積を有する、少なくとも部分的に誘導子内にある強磁性要素とを含む。
【００１０】
患者内のターゲットの位置を発見するための無線マーカーの別の実施形態は、患者に永久的に埋め込まれるように構成されたケーシングと、マーカーが１．５Ｔの場の強度と３Ｔ／ｍの勾配とを有する撮像磁場内にある時に撮像磁場によってマーカーに掛けられた力がマーカーに掛かる重力よりも大きくないような容積を有する、ケーシング内の強磁性要素と、強磁性要素の少なくとも一部分の回りに導体の複数の巻きを含む誘導子をケーシング内に有する、ケーシングを通って延びる外部電気リード線のない共鳴回路とを含み、共鳴回路は、励起場によって通電され、基準センサアセンブリに対するマーカーの位置を特定するための応答信号を生成するように構成される。
【００１１】
患者内のターゲットの位置を発見するための無線マーカーの更に別の実施形態は、長さと長さに垂直な０．７ｍｍよりも大きくない断面寸法とを有する強磁性コアと、強磁性コアの少なくとも一部分を取り囲む複数の巻きを有する導電要素を含む、外部電気リードに結合されない共鳴回路と、強磁性コアと共鳴回路との回りのケーシングとを含む。
患者内のターゲットの位置を発見するための無線マーカーの更に別の実施形態は、約０．７ｍｍよりも大きくない外径を有する強磁性コアと、コアの少なくとも一部分の回りに位置決めされた巻きを有するコイルと、ケーシングから突出する外部電気リードのないコアとコイルとの回りのケーシングとを含む。
【００１２】
患者内のターゲットの位置を発見するための無線マーカーの代替的な実施形態は、１．５Ｔの磁場強度と３Ｔ／ｍの勾配とを使用する磁気共鳴装置からの画像内に１５００ｍｍ

[2]よりも大きくない画像アーチファクトを生成する容積を有する強磁性コアと、強磁性コアの少なくとも一部分を取り囲む複数の巻きを有する導電要素を含む、外部電気リード線に結合されない共鳴回路と、コアと共鳴回路とを封入するケーシングとを含む。

【００１３】

患者内のターゲットの位置を発見するための無線マーカーの更に別の実施形態は、第１の端部と第２の端部とを有する強磁性要素と、強磁性要素の少なくとも一部分を取り囲む導体の複数の巻きを有する誘導子と磁性要素の第１の端部におけるコンデンサと含む共鳴回路と、強磁性要素の第２の端部における、コンデンサに関して対称なモジュールと、強磁性要素と共鳴回路とモジュールとの回りのケーシングとを含む。

【００１４】

無線マーカーの代替的な実施形態は、磁気共鳴画像診断機器と適合することに加えて又はその代わりに、放射線撮影画像診断に適するものとすることができる。例えば、患者のターゲットの位置を発見するための無線マーカーの一実施形態は、ケーシングとケーシングに少なくとも部分的に収容された磁気トランスポンダとを含む。磁気トランスポンダは、無線で送られた励起エネルギに応答して無線で送られる磁場を生成する。磁気トランスポンダはまた、磁気重心を有する。マーカーはまた、ケーシング及び／又は磁気トランスポンダによって担持された撮像要素を含む。撮像要素は、マーカーが磁気重心と少なくともほぼ一致する放射線撮影重心を有するような放射線撮影画像内の放射線撮影プロフィールを有する。

【００１５】

撮像要素は、いくつかの異なる構成を有し、多くの異なる材料で構成することができる。例えば、超高圧Ｘ線画像上で可視であるように、撮像要素は、高密度材料で構成されて撮像要素に入射する光子の実質的に部分を吸収するのに十分な厚さ及び断面積を有する単一のコントラスト要素又は複数のコントラスト要素を含むことができる。画像は、Ｘ線源から撮像要素を通って放射線撮影画像装置又はフィルムまでの経路における光子束密度の低減によって形成される。撮像放射線に対してより低い加速電圧を用いる他の用途においては、撮像要素は、より低い密度を有するコントラスト要素、又は超高圧Ｘ線画像との使用に適さない異なる構成とすることができる。

【００１６】

一実施形態では、撮像要素は、磁気トランスポンダに対して対称を成すように構成された第１及び第２のコントラスト要素を含む。第１及び第２のコントラスト要素は、放射線撮影重心及び磁気重心に対して対称を成すように位置決めされた第１及び第２のリングを含むことができる。第１及び第２のリングは、連続的リング又は間隙を有する不連続部材とすることができる。代替的に、第１及び第２のコントラスト要素は、球、立方体、又は放射線撮影画像内のマーカーのプロフィールを特定するための他の適切な形状とすることができる。

【００１７】

本発明による患者のターゲットの位置を発見するための無線マーカーの別の実施形態は、ケーシングとケーシング内の磁気トランスポンダとを含む。磁気トランスポンダは、無線で送られた励起場に応答して無線で送られる磁場を生成し、また、それは第１の密度を有する。この実施形態のマーカーは、ケーシング及び／又は磁気トランスポンダによって担持された撮像要素を更に含む。撮像要素は、磁気トランスポンダの第１の密度よりも大きい第２の密度を有する。

【００１８】

本発明の更に別の実施形態では、患者のターゲットの位置を発見するための無線マーカーは、ケーシング及び無線で送られた励起場に応答して無線で送られる磁場を生成する磁気トランスポンダを含む。マーカーは、ケーシング及び／又は磁気トランスポンダによって担持された撮像要素（例えば、コントラスト要素）を更に含む。この実施形態では、撮像要素は、超高圧光子療法ビームを用いて生成された放射線撮影画像において可視であるそのような療法ビームの入射光子フルエンスを十分に吸収する。

患者内のターゲットの位置を発見するための無線マーカーの別の実施形態は、ケーシングと、無線で送られた励起場に応答して無線で送られる磁場を生成する磁気トランスポンダとを含む。この実施形態のマーカーは、ケーシング及び／又は磁気トランスポンダによって担持された撮像要素を更に含む。この実施形態の撮像要素は、少なくとも１９ｇ／ｃｍ^{3}の密度を有する。

【００１９】

本発明は、患者のターゲットを追跡する方法を更に含む。例えば、このような方法の一実施形態は、マーカーの画像を得るために第１のエネルギを用いて患者に取り付けられたマーカーを撮像する段階を含む。マーカーは、無線で送られた励起エネルギに応答して無線で送られる信号を生成する磁気トランスポンダを有する。本方法は、励起エネルギをマーカーに送信することによりマーカーの位置を発見する段階を更に含む。

【発明を実施するための最良の形態】

【００２０】

Ｂ．ＭＲＩ処置で使用されるマーカーの実施形態

図１は、内部構成要素を示すために一部が切り取られた本発明の実施形態による埋込可能マーカー１００に等角投影図である。図１に示すマーカー１００の実施形態は、ケーシング１１０と、ケーシング１１０内の磁気トランスポンダ１２０（例えば、共鳴回路）とを含む。磁気トランスポンダ１２０及び共鳴回路１２０は、本明細書の全体に亘って互換的に使用される。ケーシング１１０は、患者内に埋め込まれるか又は他の方法で患者に取り付けられるように構成された生体適合性バリアである。ケーシング１１０は、経皮的埋込用の１４ゲージ注射針内に取り付けられる大きさであるほぼ円筒形カプセルとすることができるが、ケーシングは、他の構成を有し、かつ、それよりも大きいか又は小さいものとすることができる。例えば、ケーシング１１０は、ケーシング１１０を柔らかい組織内に固定させるためのかかり又はケーシング１１０を患者の皮膚に外部的に取り付けるための接着剤を有することができる。適切な固定装置は、米国を指定し、本明細書において引用により組み込まれる、国際特許公開番号ＷＯ０２／３９９１７Ａ１に開示されている。一実施形態では、ケーシング１１０は、（ａ）閉鎖端部１１４と開放端部１１６とを有するガラスカプセル又はシェルと、（ｂ）シェル１１２の開放端部１１６内の密封材１１８とを含む。ケーシング１１０及び密封材１１８は、プラスチック、セラミック、ガラス、又は他の適切な生体適合性材料で作ることができる。

【００２１】

共鳴回路１２０は、無線で送信された励起信号に応答して無線で送られる信号を生成する。一実施形態では、共鳴回路１２０は、導体１２４の複数の巻きによって構成されたコイル１２２を含む。また、共鳴回路１２０の多くの実施形態は、コイル１２２に結合されたコンデンサ１２６を含む。コイル１２２は、選択された共振振動数で共振する。コイル１２２は、コンデンサを有することなく、巻きの寄生容量を用いるだけで選択された共振振動数で共振することができ、又は、コイル１２２とコンデンサ１２６の組合せを用いて選択された共振振動数を生成することができる。従って、単独又はコンデンサ１２６との組合せによるコイル１２２は、励起信号に応答して選択された共振振動数で交番磁場を生成する信号送信器を構成する。図示の実施形態の導体１２４は、約４５から５２のゲージを有する熱風又はアルコール結合式ワイヤとすることができる。コイル１２２は、８００から２０００の巻回を有することができる。巻きは、密着層状コイルに巻かれることが好ましい。

【００２２】

共鳴回路１２０は、共鳴回路がリード線なしである、すなわち、ケーシング１１０を通って延びるか又はケーシング１１０から突出する外部リード線に接続されないような、無線で送信された励起信号によって電力が供給される。一実施形態では、共鳴回路１２０は、共鳴回路の共振振動数で患者に対して外部的に生成された交番励振磁場によって通電することができる。励起場に応答して、共鳴回路１２０は、患者に対して外部的に位置決めされたセンサアレイによって測定することができるマーカー信号又は応答信号を生成する

。磁気励振場を生成してマーカー信号を感知するための適切な装置は、２００１年１２月２０日出願の米国特許出願第１０／０２７，６７５号、２００２年１月１１日出願の第１０／０４４，０５６号、及び２００２年８月７日出願の第１０／２１３，９８０号に開示されており、その全ては、本明細書において引用により組み込まれている。

【００２３】

図２は、図１に示す縦軸２－２に沿って切取られたマーカー１００の実施形態の断面図である。マーカー１００は、第１の端部１４２と第２の端部１４４とを有する強磁性要素１４０を更に含む。強磁性要素１４０は、コイル１２２によって少なくとも部分的に取り囲まれる。図２に示すこの特定的な実施形態では、コイル１２２は、第１の端部１４２から第２の端部１４４まで強磁性要素１４０を取り囲む。他の実施形態では、コイル１２２は、強磁性要素１４０の一部のみを取り囲む。コンデンサ１２６は、強磁性要素１４０の第１の端部１４２に位置決めすることができる。更に、共鳴回路１２０及び強磁性要素１４０は、接着剤１５０によってケーシング１１０に固定することができる。

【００２４】

強磁性要素１４０は、フェライト又は自由空間と比較して高い透磁率を有する他の材料から成ることが好ましい。誘導子が蓄積することができるエネルギ量は、部分的には、強磁性要素１４０の磁場飽和によって制限される。より多くのエネルギを小型無線マーカー内に蓄積するためには、従来技術の教示内容によれば、強磁性材料の大きさをマーカーの制限された空間内で最大化すべきであるということであった。しかし、図２に示すように、強磁性要素１４０の容積は、ケーシング１１０内の有効容積を若干下回っている。強磁性要素１４０の容積が小さいほど、約３Ｔ／ｍの対応する勾配磁場に対して１．５Ｔの磁場強度を有する磁気共鳴画像診断装置内にマーカー１００が置かれた時に、マーカーに掛かる力が小さくなる。一実施形態では、強磁性要素は、マーカーが磁気共鳴装置内にある時に磁場によってマーカーに掛けられる力がマーカーに掛かる重力よりも小さいような容積を有する。更に、強磁性要素１４０の容積が小さいと、磁気共鳴装置による画像内のアーチファクトが小さくなる。強磁性材料により、磁気共鳴画像診断装置によって生成される画像内にアーチファクト（すなわち、画像情報が抑圧される領域）が生成されることが認められるであろう。強磁性要素１４０の容積は、生成されるアーチファクトが磁気共鳴画像装置の画像内において小さくて済むように小型化することができる。一般的に、このような強磁性要素１４０の直径は、直径が僅か０．７５ｍｍのトランスポンダ用途向け市販フェライト棒（すなわち、スペイン所在のＦｅｒｒｏｘｃｕｂｅから販売されているフェライト棒）の大きさよりも小さいものである。

【００２５】

図３は、図２の線３－３に沿って切取られたマーカー１００の断面図である。一実施形態では、強磁性要素１４０は、約０．２０ｍｍから０．７０ｍｍの直径D_1を有するフェライト棒であるが、強磁性要素１４０は、他の実施形態では他の断面構成を有することができる。例えば、押出し成形フェライト棒は、楕円形、卵円形、又は多角形の断面を有することができる。強磁性要素１４０は、約２．０ｍｍから２０ｍｍの長さを有することができる。１つの特定的な実施形態では、強磁性要素１４０は、約０．２５ｍｍから０．５０ｍｍの直径及び２ｍｍから１２ｍｍの長さを有し、別の実施形態では、強磁性要素１４０は、０．３０ｍｍから０．３５ｍｍの直径及び４．０ｍｍから６．０ｍｍの長さを有する。コイル１２２は、約０．２０ｍｍから０，８０ｍｍの内径及び約０．６ｍｍから１．４ｍｍ又は０．８ｍｍから１．９ｍｍの外径D_2を有する。ケーシング１１０は、約１．０ｍｍから３．０ｍの外径D_3を有することができる。他の実施形態では、コイル１２２は、異なる内径及び外径を有し、ケーシング１１０は、異なる外径を有することができる。別の特定的な実施形態では、強磁性要素１４０の直径D_1は、約０．３０ｍｍから０．５０ｍｍであり、コイル１２２の内径は、約０．３０ｍｍから０．６０ｍｍであり、コイル１２２の外径D_2は、約１．２ｍｍから１．９ｍｍ（又は、１．２ｍｍから１．４ｍｍ）であり、ケーシング１１０の外径D_3は、約１．８ｍｍから２．０ｍｍである。強磁性要素１４０の容積は、約０．５mm^3から１９．０mm^3とすることができる。

【００２６】
マーカー１００は、強磁性要素１４０を製造し、コイル１２２を強磁性要素１４０回りに置き、共鳴回路１２０及び強磁性要素１４０をケーシング１１０内に封入することによって製作される。強磁性要素１４０は、約０．２ｍｍから０．７ｍｍの直径を有するフェライト棒を形成するために押出し成形、コアリング、又は高圧成形法を用いて製造することができる。コイル１２２は、導体１２４を強磁性要素１４０、強磁性要素１４０回りのスリーブ、又は強磁性要素１４０から離れたマンドレルに巻き付けることによって形成される。一実施形態では、導体１２４は、強磁性要素１４０上に直接巻かれるが、これは、０．５ｍｍよりも小さい直径を有する強磁性要素を破断させる可能性があるために多くの用途において実現可能でない場合がある。別の実施形態では、導体１２４が強磁性要素上に直接巻かれる時に、収縮可能なスリーブが強磁性要素１４０に沿って摺ることができる。スリーブは、第１の層の巻きが強磁性要素１４０に巻かれるので強磁性要素１４０を支えると予想される。巻きの第１の層は、その後の層の巻きを第１の層上に巻き付けることができるように棒を支える。更に別の実施形態では、コイル１２２は、強磁性要素１４０とは別にマンドレルに巻き付けられる。その後、マンドレルからコイル１２２が取り外され、強磁性要素１４０がコイル１２２の内径部に挿入される。この実施形態では、結果的に強磁性要素１４０とコイル１２２の内径部の間に小さな間隙ができる。この間隙は、共鳴回路１２０の性能を高めるために、最適な状況においては最小限に抑えるべきである。強磁性要素１４０がコイル１２２内に位置決めされた後に、このアセンブリは、接着剤１５０を使用してケーシング１１０に付着され、ケーシング１１０の開放端部１１６を閉じるために密封材１１８が使用される。

【００２７】
図４は、磁気共鳴画像診断装置（図示せず）によって生成された磁場Ｍ内のマーカー１００の作動の代表的な図である。磁場Ｍは、撮像磁場である。この実施形態では、患者は、患者の一部Ｐを撮像するために磁気共鳴画像診断装置内に入れられる。撮像磁場は、複数の磁束線Ｆを含む。強磁性要素１４０は高い透磁率を有するので、強磁性要素１４０は、ＤＣ及び傾斜磁場の存在のために磁場Ｍの存在下で磁力F_Mを及ぼす。磁力ＦＭのマグニチュードは、強磁性要素１４０の容積及び材料の種類（すなわち、磁気飽和）の関数である。強磁性要素１４０の容積は、強磁性要素１４０と磁場Ｍの間の相互作用によって引き起こされた磁力F_Mがマーカー１００に対して掛かる重力F_Gよりも小さいように選択される。これによって、重力によってマーカー１００の動きが引き起こされないのと同様に、確実に、磁場Ｍによってマーカー１００が患者の一部Ｐ内で動かないようになる。

【００２８】
図５は、患者内のターゲット位置Ｔを示す磁気共鳴画像５００の概略図である。画像５００は、マーカー１００の強磁性要素１４０によって引き起こされたアーチファクト５１０を含む。アーチファクト５１０は、一般的に、マーカーの大きさよりも大きいものであり、従って、マーカーの実際の位置及びマーカー近くの組織の画像を曖昧にする傾向がある。アーチファクト５１０の大きさは、マーカー１００内の強磁性要素１４０の大きさと関係がある。いくつかの実施形態では、強磁性要素１４０の容積は、１．５ＴのＤＣ磁場強度を有する共鳴画像診断装置によって生成された画像において１，５００mm^2よりも大きくないアーチファクトを生成するように選択される。他の実施形態では、強磁性要素１４０の容積は、１．５ＴのＤＣ磁場強度を有する磁気共鳴画像診断装置によって生成された画像において４００mm^2から１，２００mm^2、他の場合には、４００mm^2から８００mm^2よりも大きくないアーチファクトを生成するように選択される。

【００２９】
Ｃ．放射線撮影特性が強化されたマーカーの実施形態
図６は、本発明の別の実施形態によるマーカー６００の断面図である。マーカー６００は、図２に示すマーカー１００と実質的には類似のものであるが、マーカー６００は、強磁性要素１４０の第２の端部１４４におけるモジュール６１０を更に含む。モジュール６１０は、強磁性要素１４０の第１の端部１４２におけるコンデンサ１２６に対して対称を

成すように構成されることが好ましい。より詳細には、モジュール６１０は、Ｘ線でコンデンサ１２６と同様に類似の放射線撮影画像を生成するように構成される。一実施形態では、モジュール６１０は、マーカーの磁気重心がマーカーの放射線撮影重心と少なくとも実質的に一致するように構成される。ＣＴ又は他の種類の撮像手段を用いる他の実施形態では、モジュール６１０は、コンデンサ１２６に対して対称を成す画像を生成するように構成される。例えば、モジュール６１０は、コイル１２２に電気的に結合することができるか又はできないコンデンサ１２６と同一の別のコンデンサとすることができる。他の実施形態では、モジュール６１０は、共鳴回路１２０に電気的に結合されていない電気的に不活性な要素又は共鳴回路１２０に電気的に結合された別の種類の電気的に活性な要素とすることができる。適切な電気的に不活性なモジュールとしては、コンデンサ１２６のように形状をしたセラミック製ブロックがある。いずれの場合も、モジュール６１０の１つの目的は、Ｘ線、ＣＴ、及び他の画像診断技術における電気的に活性なコンデンサ１２６と同じ特性を有することである。治療前にターゲット組織に対する磁気重心位置を判断するために、マーカーは、放射線撮影による方法（例えば、ＣＴ又はＸ線）を通じて位置を発見することができることから、マーカーの放射線撮影重心及び磁気重心の位置の誤差があると、結果的に治療中の固定位置の誤差となる場合がある。

【００３０】

図７Ａは、内部構成要素を示すために一部が切り取られた本発明の実施形態によるマーカー７００の等角投影図である。図７Ａに示すマーカー７００は、図１に示すマーカー１００又は図６に示すマーカー６００と類似のものであり、同じ参照番号は、同じ構成要素を指すものである。従って、図７に示すマーカー７００の実施形態は、マーカー１００とケーシング１１０内の磁気トランスポンダ１２０とを含む。磁気トランスポンダ１２０は、無線で送られた励起場に応答して無線で送られる信号を生成する共鳴回路とすることができる。従って、磁気トランスポンダ１２０は、コイル１２２、コンデンサ１２６、及びコア７２８を含むことができる。コア７２８は、図１から図６を参照して上述のように、ＭＲＩ装置において互換性があるように構成された強磁性要素とすることができるが、コア７２８は、ＭＲＩと互換性がある必要はない。従って、コア７２８は、必ずしも図１から図６で上述の強磁性要素１４０と同じ寸法を有するとは限らないものである。

【００３１】

また、マーカー７００は、マーカーを放射線撮影画像においてより識別可能にするためにマーカーの放射線撮影画像を強化する撮像要素を含む。また、この撮像要素は、マーカーが共鳴回路１２０の磁気重心と少なくともほぼ一致する放射線撮影重心を有するように放射線撮影画像内に放射線撮影プロフィールを生成するものである。以下でより詳細に説明するように、放射線撮影重心と磁気重心は、互いに正確に一致する必要はなく、むしろ許容可能な範囲内であるとすることができる。

【００３２】

図７Ｂは、本発明の実施形態に従って共鳴回路１２０をケーシング１１０と撮像要素７３０に付着するための接着剤７２９を示す、線７Ｂ－７Ｂに沿ったマーカー７００の断面図である。図７Ａから図７Ｂに示す撮像要素７３０は、第１のコントラスト要素７３２及び第２のコントラスト要素７３４を含む。第１及び第２のコントラスト要素７３２／７３４は、一般的に、マーカー７００が磁気トランスポンダ１２０の磁気重心M_cと少なくとも実質的に一致する放射線撮影重心R_cを有するように磁気トランスポンダ１２０に対して構成される。例えば、撮像要素７３０が２つのコントラスト要素を有する時は、コントラスト要素は、磁気トランスポンダ１２０及び／又は互いに対して対称を成すように配置することができる。また、コントラスト要素は、放射線撮影において磁気トランスポンダ１２０と異なるものとすることができる。このような実施形態では、異なるコントラスト要素が対称を成すように配置されるので、放射線撮影画像においてマーカー７００の放射線撮影重心を正確に判断する能力が高められる。

【００３３】

図７Ａから図７Ｂに示す第１及び第２のコントラスト要素７３２／７３４は、コア７２

８の両端に位置決めされた連続的なリングである。第１のコントラスト要素７３２は、コア７２８の第１の端部７３６ａか、又はコア７２８の第１の端部７３６ａの回りとすることができ、第２のコントラスト要素７３４は、コア７２８の第２の端部７３６ｂか、又はコア７２８の第２の端部７３６ｂの回りとすることができる。図７Ａから図７Ｂに示す連続的なリングは、実質的に同じ直径及び厚みを有する。しかし、第１及び第２のコントラスト要素７３２／７３４は、他の実施形態では他の構成を有し、及び／又はコア７２８に対して他の位置にあるとすることができる。例えば、第１及び第２のコントラスト要素７３２／７３４は、異なる直径及び／又は厚みを有するリングとすることができる。

【００３４】

撮像要素７３０によって生成された画像の放射線撮影重心は、磁気重心M_cと絶対に一致するものである必要はなく、むしろ放射線撮影重心及び磁気重心は、許容可能な範囲内であるべきである。例えば、放射線撮影重心R_cは、重心間のずれが約５ｍｍ未満である時に、磁気重心M_cと少なくともほぼ一致すると考えることができる。より厳しい用途においては、磁気重心M_c及び放射線撮影重心R_cは、重心間のずれが２ｍｍ又はそれ以下の時に互いに少なくとも実質的に一致すると考えられる。他の用途においては、磁気重心M_cは、重心の離間距離が磁気トランスポンダ１２０及び／又はマーカー７００の長さの半分よりも大きくない時に、放射線撮影重心R_cと少なくともほぼ一致する。

【００３５】

撮像要素７３０は、放射線撮影画像を生成するために使用される放射線ビームの入射光子の大部分を吸収するような材料で作られて適切に構成することができる。例えば、画像診断用放射線が超高圧範囲の高い加速電圧を有する時は、撮像要素７３０は、少なくとも部分的には、得られる放射線撮影で可視であるように撮像要素上に入射する十分な光子フルエンスを吸収するのに十分な厚み及び断面積を有する高密度材料から作られる。治療に使用される多くの高エネルギビームは、６ＭＶから２５ＭＶの加速電圧を有し、これらのビームは、５ＭＶから１０ＭＶの範囲、より具体的には、６ＭＶから８ＭＶの範囲で放射線撮影画像を生成するのに使用されることが多い。従って、撮像要素７３０は、５ＭＶから１０ＭＶの加速電圧、より具体的には、６ＭＶから８ＭＶの加速電圧を有するビームを用いて生成される画像内で可視であるように、入射光子フルエンスを十分に吸収することができる材料で作ることができる。

【００３６】

撮像要素７３０のいくつかの特定的な実施形態は、金、タングステン、白金、及び／又は他の高密度金属で作ることができる。これらの実施形態では、撮像要素７３０は、１９．２５ｇ／ｃｍ^3（タングステン密度）及び／又は約２１．４ｇ／ｃｍ^3（白金の密度）の密度を有する材料で構成することができる。従って、撮像要素７３０の多くの実施形態は、１９ｇ／ｃｍ^{3}を下回らない密度を有する。しかし、他の実施形態では、撮像要素７３０の材料は、実質的により低い密度を有することができる。例えば、より低い密度を有する材料による撮像要素は、より低いエネルギの放射線を用いて放射線撮影画像を生成する用途に適切である。更に、第１及び第２のコントラスト要素７３２／７３４は、第１のコントラスト要素７３２を第１の材料で作り、第２のコントラスト要素７３４を第２の材料で作ることができるように、異なる材料で構成することができる。

【００３７】

図７Ｂを参照すると、マーカー７００は、コンデンサ１２６からのコア７２８の反対端におけるモジュール７４０を更に含むことができる。図７Ｂに示すマーカー７００の実施形態では、モジュール７４０は、放射線撮影画像の対称性を高めるためにコンデンサ１２６に対して対称を成すように構成される。第１及び第２のコントラスト要素７３２／７３４の場合と同様に、モジュール７４０及びコンデンサ１２６は、マーカーの磁気重心がマーカー７００の放射線撮影重心と少なくともほぼ一致するように配置される。モジュール７４０は、コンデンサ１２６と同一の別のコンデンサとすることができ、又は、モジュール７４０は、電気的に不活性な要素とすることができる。適切な電気的に不活性なモジュールとしては、コンデンサ１２６と同様の形状であり、コイル１２２、コア７２８、及び

撮像要素７３０に対して互いに対称を成すように配置されるセラミック製ブロックがある。更に別の他の実施形態では、モジュール７４０は、磁気トランスポンダ１２０と電気的に結合された異なる種類の電気的に活性な要素とすることができる。従って、モジュール７４０は、上述のモジュール１６０とほとんど同じ機能を実行し、かつ、上述のモジュール１６０とほとんど同じように製作することができる。

【００３８】

マーカーを使用する１つの特定の処理では、第１のモダリティーを用いてマーカーを撮像する段階と、次に、第２のモダリティーを用いて患者のターゲット及び／又はマーカーを追跡する段階を伴う。例えば、ターゲットに対するマーカーの位置は、放射線を用いてマーカー及びターゲットを撮像することによって判断することができる。次に、励起エネルギに応答してマーカーによって生成された磁場を用いて、マーカー及び／又はターゲットの位置を発見して追跡することができる。マーカー７００のこのような２つのモードの使用に関する適切な応用及びマーカーの位置発見／追跡のための適切なシステムは、以下の現在出願中の米国特許出願、すなわち、第１０／４３８，５５０号、第１０／３３４，７００号、第０９／８７７，４９８号、第０９／９５４，７００号、第１０／２１３，９８０号、第１０／６７９，８０１号、及び第１０／３８２，１２３号に開示及び説明されており、その全ては、本明細書において引用により組み込まれている。

【００３９】

図７Ａから図７Ｂに示すマーカー７００は、従来の磁気マーカーと比較して、マーカーと患者のターゲットの間の相対的な位置をより正確に判断するために放射線撮影画像を強化することが期待される。例えば、図７Ｃは、マーカー７００の放射線撮影画像７５０と患者のターゲットＴを示すものである。第１及び第２のコントラスト要素７３２／７３４は、磁気トランスポンダ１２０の構成要素よりも高い密度を有する材料で構成することができるので、放射線撮影画像７５０においてより明確に区別することができるものであると期待される。従って、第１及び第２のコントラスト要素７３２／７３４は、磁気トランスポンダ１２０の構成要素が画像内で可視である用途においては、ダンベル形の球根状端部のように見える場合がある。いくつかの超高圧用途においては、磁気トランスポンダ１２０の構成要素は、第１及び第２のコントラスト要素７３２／７３４が互いに別々で個別の領域として現れることになるようには放射線撮影画像７５０上に全く現れない場合がある。いずれの実施形態でも、第１及び第２のコントラスト要素７３２／７３４は、マーカー７００の放射線撮影重心R_cを画像７５０内に設けることができる基準フレームとなる。更に、撮像要素７３０は、放射線撮影重心R_cが磁気重心M_cと少なくともほぼ一致するものであるように構成されるので、マーカー７００を用いてターゲットＴと磁気重心M_cの間の相対的なずれ又は位置を正確に判断することができる。従って、図７Ａから図７Ｃに示すマーカー７００の実施形態は、放射線撮影画像におけるマーカーの放射線撮影重心及び磁気重心を間違って推定することによって引き起こされる誤差を緩和するものと期待される。

【００４０】

図８Ａは、内部構成要素を示すために一部が切り取られたマーカー８００の等角投影図であり、図８Ｂは、図８Ａの線８Ｂ－８Ｂに沿って切取られたマーカー８００の断面図である。マーカー８００は、図７Ａに示すマーカー７００と類似のものであり、従って、同じ参照番号は、同じ構成要素を指すものである。マーカー８００は、マーカー８００が単一のコントラスト要素を有する撮像要素８３０を含む点においてマーカー７００と異なっている。撮像要素８３０は、一般的に、マーカー８００の放射線撮影重心が磁気トランスポンダ１２０の磁気重心と少なくともほぼ一致するものであるように磁気トランスポンダ１２０に対して構成される。撮像要素８３０は、より具体的には、磁気トランスポンダ１２０の内側領域でコイル１２２の回りに延びるリングである。撮像要素８３０は、図７Ａから図７Ｂの撮像要素７３０に関して上述のものと同じ材料で構成することができる。撮像要素８３０は、コイル１２２の外径にほぼ等しい内径とケーシング１１０内の外径とを有することができる。しかし、図８Ｂに示すように、スペーサ８３１を撮像要素８３０の

内径とコイル１２２の外径の間に存在させることができる。

【００４１】

マーカー８００は、上述のマーカー７００と類似の方法で作動することが期待される。しかし、マーカー８００は、放射線撮影画像において２つの別々の領域となる２つの別々のコントラスト要素を有していない。それでも、撮像要素８３０は、放射線撮影画像においてマーカー８００の放射線撮影重心を識別し、また、マーカー８００の放射線撮影重心が磁気トランスポンダ１２０の磁気重心と少なくともほぼ一致するように構成することができるという点で非常に有用である。

【００４２】

図９Ａは、一部が切り取られたマーカー９００の等角投影図であり、図９Ｂは、線９Ｂ－９Ｂに沿って切り取られたマーカー９００の断面図である。マーカー９００は、図８Ａから図８Ｂに示すマーカー８００と実質的に類似のものであり、従って、同じ参照番号は、図７Ａから図９Ｂの同じ構成要素を指すものである。撮像要素９３０は、マーカー９００の放射線撮影重心が磁気トランスポンダ１２０の磁気重心と少なくともほぼ一致するように磁気トランスポンダ１２０に対して構成された高密度リングとすることができる。マーカー９００は、より具体的には、ケーシング１１０の回りの撮像要素９３０を含む。マーカー９００は、図８Ａから図８Ｂに示すマーカー８００とほとんど同じ方法で作動すると期待される。

【００４３】

図１０は、本発明の別の実施形態によるマーカー１０００を示す、一部が切り取られた等角投影図である。マーカー１０００は、図７Ａから図７Ｃに示すマーカー７００と類似のものであり、従って、同じ参照番号は、これらの図における同じ構成要素を指すものである。マーカー１０００は、磁気トランスポンダ１２０の１つの端部における第１のコントラスト要素１０３２と、磁気トランスポンダ１２０の別の端部における第２のコントラスト要素１０３４とを含む撮像要素１０３０を有する。第１及び第２のコントラスト要素１０３２／１０３４は、適切な高密度材料で構成された球である。コントラスト要素１０３２／１０３４は、例えば、金、タングステン、白金、及び／又は放射線撮影画像で使用される他の適切な高密度材料で構成することができる。マーカー１０００は、上述のマーカー７００と類似の方法で作動すると期待される。

【００４４】

図１１は、本発明の更に別の実施形態によるマーカー１１００の一部が切り取られた等角投影図である。マーカー１１００は、図７Ａから図７Ｃ及び図１０に示すマーカー７００及び１０００と実質的に類似のものであり、従って、同じ参照番号は、これらの図における同じ構成要素を指すものである。マーカー１１００は、第１のコントラスト要素１１３２及び第２のコントラスト要素１１３４を含む撮像要素１１３０を含む。第１及び第２のコントラスト要素１１３２／１１３４は、磁気トランスポンダ１２０の両端の近くに位置決めすることができる。第１及び第２のコントラスト要素１１３２／１１３４は、渦電流を緩和するための間隙１１３５を有する不連続なリングとすることができる。コントラスト要素１１３２／１１３４は、本発明の他の実施形態による他の撮像要素のコントラスト要素に関して上述のものと同じ材料で構成することができる。

【００４５】

本発明によるマーカーの付加的な実施形態は、ケーシング１１０、磁気トランスポンダ１２０のコア７２８（図７Ｂ）、及び／又はケーシング内の接着剤７２９（図７Ｂ）の中に組み込まれるか又は他の方法で一体化された撮像要素を含むことができる。例えば、高密度材料の粒子をフェライトと混合して押出してコア７２８を形成することができる。代替的な実施形態では、高密度材料の粒子をガラス又は別の材料と混合してケーシング１１０を形成し、又は、ケーシング１１０に高密度材料をコーティングすることができる。更に他の実施形態では、高密度材料を接着剤７２９と混合してケーシング１１０に注入することができる。これらの実施形態のいずれも、ケーシング１１０、コア７２８、及び／又は接着剤７２９の組合せに高密度材料を組み込むことができる。適切な高密度材料として

は、上述のように、タングステン、金、及び／又は白金を含むことができる。

【００４６】

以上により、本発明の特定的な実施形態が例示的に本明細書で説明されたが、本発明の精神及び範囲から逸脱することなく様々な修正を行うことができることが認められるであろう。例えば、撮像要素は、１つよりも多い材料で構成することができ、又は、様々な実施形態の撮像要素は、互いと交換し又は組み合わせることができる。従って、別の実施形態は、（ａ）ケーシング、（ｂ）無線で送られた励起エネルギに応答して無線で送られる信号を生成する少なくとも部分的にケーシング内にある磁気トランスポンダ、及び（ｃ）トランスポンダの一端におけるリング状のコントラスト要素とトランスポンダの他端における球状のコントラスト要素とを含む撮像要素を有することができるであろう。更に別の実施形態は、コアとして図１から図６を参照して上述したＭＲＩ適合の強磁性要素１４０と、図７Ａから図１１を参照して上述した撮像要素とを含むことができる。例えば、マーカーのこの実施形態は、（ａ）患者のターゲットに対して選択された位置に位置決めされるように構成されたケーシング、（ｂ）マーカーが１．５Ｔの場の強度と３Ｔ／ｍの勾配とを有する撮像磁場内にある時に、撮像磁場によってマーカーに掛けられた力がマーカーに掛かる重力よりも大きくないような容積を有する強磁性コアを含む、無線で送られた励起エネルギに応答して無線で送られる信号を生成する磁気トランスポンダ、及び（ｃ）マーカーが磁気重心と少なくともほぼ一致する放射線撮影重心を有するような放射線撮影画像における放射線撮影プロフィールを生成する、ケーシング及び／又は磁気トランスポンダと共に組み込まれた撮像要素を含む。従って、本発明は、特許請求の範囲による場合を除き限定されないものである。

【図面の簡単な説明】

【００４７】

【図１】内部構成要素を示すために一部分が切り取られた本発明の実施形態による埋込可能無線マーカーの等角投影図である。

【図２】図１のマーカーの実施形態の縦軸に沿って切り取られた断面図である。

【図３】図１に示すマーカーの実施形態によるマーカーの縦軸に垂直な平面における断面図である。

【図４】患者内に埋め込まれた後の本発明の実施形態によるマーカーの縦軸に沿って切り取られた断面図である。

【図５】磁気マーカーによるアーチファクトを伴う磁気共鳴画像の表示図である。

【図６】本発明の別の実施形態によるマーカーの縦軸に沿って切り取られた断面図である。

【図７Ａ】内部構成要素を示すために一部分が切り取られた本発明の実施形態による無線マーカーの等角投影図である。

【図７Ｂ】線７Ｂ－７Ｂに沿って切り取られた図７Ａの無線マーカーの断面図である。

【図７Ｃ】図７Ａ～図７Ｂのマーカーの放射線撮影画像の図である。

【図８Ａ】本発明の別の実施形態による無線マーカーの等角投影図である。

【図８Ｂ】線８Ｂ－８Ｂに沿って切り取られた図８Ａの無線マーカーの断面図である。

【図９Ａ】本発明の別の実施形態による無線マーカーの等角投影図である。

【図９Ｂ】線９Ｂ－９Ｂに沿って切り取られた図９Ａの無線マーカーの断面図である。

【図１０】内部構成要素を示すために一部分が切り取られた本発明の更に別の実施形態による無線マーカーの等角投影図である。

【図１１】内部構成要素を示すために一部分が切り取られた本発明の更に別の実施形態による無線マーカーの等角投影図である。

【図１】

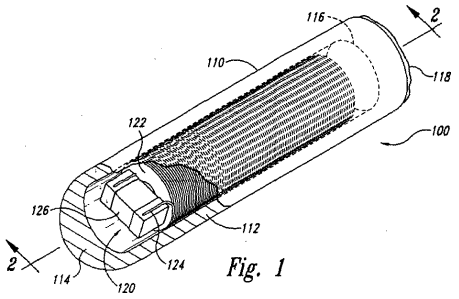


Fig. 1

【図２】

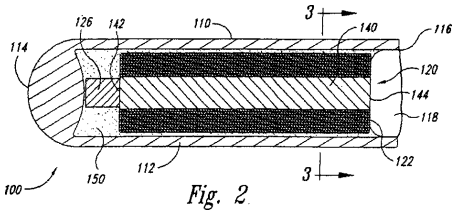


Fig. 2

【図３】

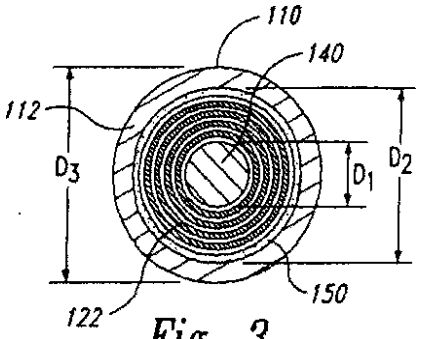


Fig. 3

【図４】

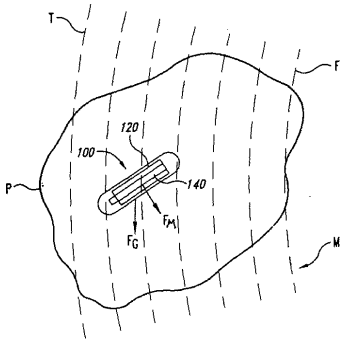


Fig. 4

【図５】

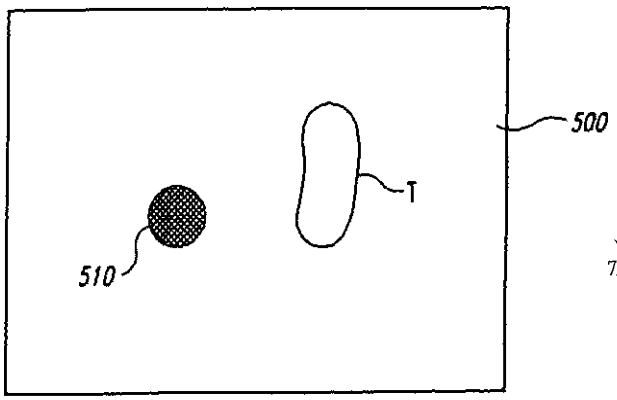


Fig. 5

【図６】

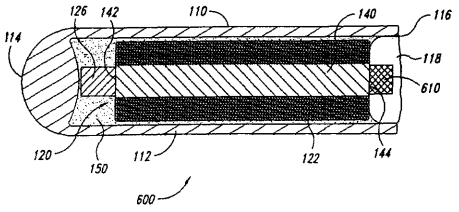


Fig. 6

【図７Ａ】

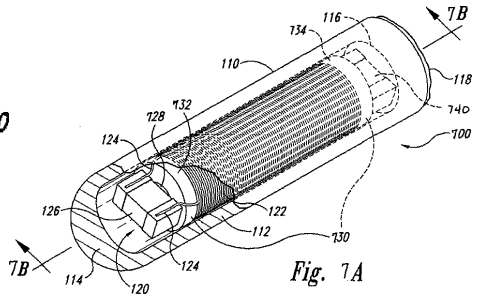


Fig. 7A

【図７Ｂ】

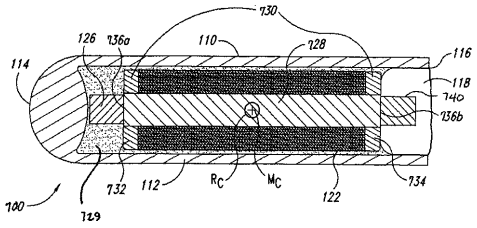


Fig. 7B

【図７Ｃ】

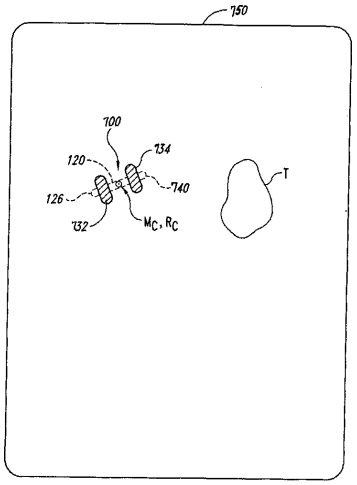


Fig. 7C

【図８Ａ】

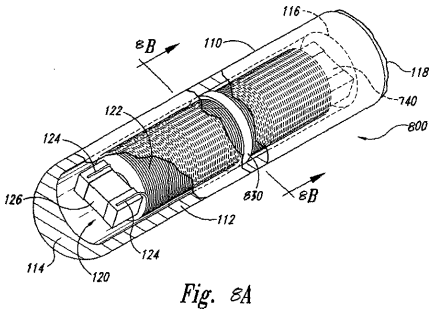


Fig. 8A

【図９Ｂ】

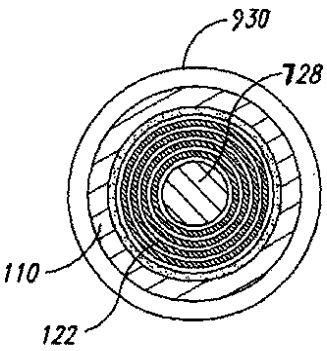


Fig. 9B

【図１０】

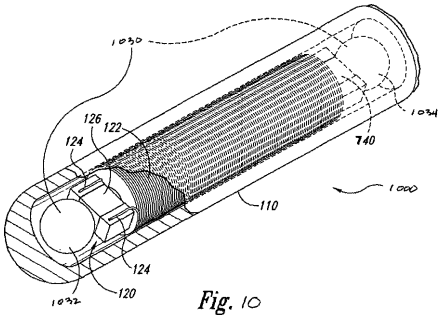


Fig. 10

【図８Ｂ】

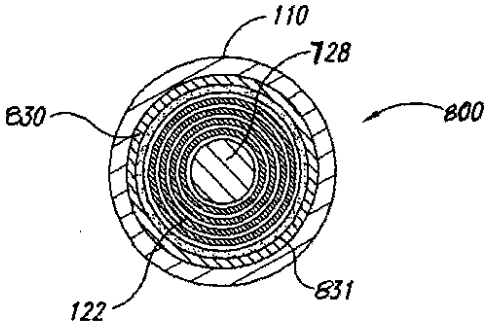


Fig. 8B

【図９Ａ】

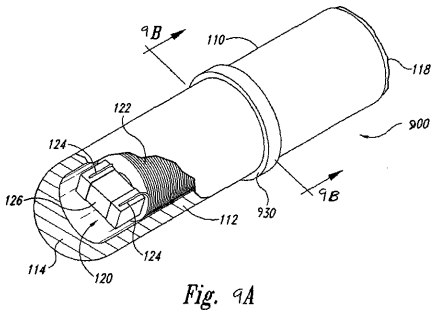


Fig. 9A

【図１１】

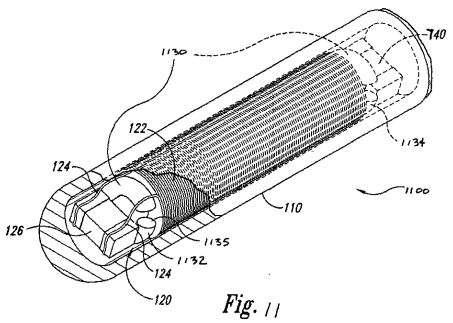


Fig. 11

フロントページの続き

(72)発明者　ディマー　スティーヴン　シー
アメリカ合衆国　ワシントン州　９８００５　ベルビュー　ノースイースト　サーティーセカンド　プレイス　１２８１０
(72)発明者　ハドフォード　エリック
アメリカ合衆国　ワシントン州　９８２９６　スノウホウミッシュ　セヴンティーエイス　アベニュー　サウスイースト　１９９２４

審査官　右▲高▼　孝幸

(56)参考文献　特開平2－1244（ＪＰ，Ａ）
米国特許出願公開第2002／0193685（ＵＳ，Ａ１）
S. Weiss et al, Switchable resonant fiducial marker for safe instrument localisation at all marker orientations, Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. 10, ２００２年　5月, #2245

(58)調査した分野(Int.Cl., ＤＢ名)
A61B　5/055
A61B　6/00
A61B　19/00