

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4630600号  
(P4630600)

(45) 発行日 平成23年2月9日 (2011.2.9)

(24) 登録日 平成22年11月19日 (2010.11.19)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

A 6 1 B 5/05 3 4 0

請求項の数 10 (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2004-236970 (P2004-236970)  
 (22) 出願日 平成16年8月17日 (2004.8.17)  
 (65) 公開番号 特開2005-58773 (P2005-58773A)  
 (43) 公開日 平成17年3月10日 (2005.3.10)  
 審査請求日 平成19年8月14日 (2007.8.14)  
 (31) 優先権主張番号 10/642,846  
 (32) 優先日 平成15年8月18日 (2003.8.18)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 300019238  
 ジーイー・メディカル・システムズ・グロ  
 ーバル・テクノロジー・カンパニー・エル  
 エルシー  
 アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53  
 188・ワウケシャ・ノース・グランドヴ  
 ュー・ブルバード・ダブリュー・710  
 ・3000  
 (74) 代理人 100137545  
 弁理士 荒川 聡志  
 (74) 代理人 100105588  
 弁理士 小倉 博  
 (74) 代理人 100106541  
 弁理士 伊藤 信和

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 音響減衰させた傾斜コイル

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内側傾斜コイル・アセンブリ (16) であって、該内側傾斜コイル・アセンブリ (16) の水平の長さに沿って患者位置決めエリア (13) に隣接する前記内側傾斜コイル・アセンブリ (16) と、

外側傾斜コイル・アセンブリ (14) であって、該外側傾斜コイル・アセンブリ (14) の水平の長さに沿ってマグネット・アセンブリ (12) に隣接する前記外側傾斜コイル・アセンブリ (14) と、

前記内側傾斜コイル・アセンブリ (16) 及び前記外側傾斜コイル・アセンブリ (14) の水平の長さに沿って前記内側と外側の傾斜コイル・アセンブリ (16 と 14) の間に直接挟み込んだ減衰層 (22) と、

を備え、

前記減衰層 (22) がゴム及び、発泡体のうちの少なくとも1つから構成され、垂直方向に分離されている、少なくとも2つの非接触の粘弾性層 (26 と 28) と、該少なくとも2つの非接触の粘弾性層 (26 と 28) の間に挟み込んだ少なくとも1つの非導体円筒 (24) を備え、

前記少なくとも2つの非接触の粘弾性層 (26 と 28) のそれぞれと前記少なくとも1つの非導体円筒 (24) との間に、物理特性が異なることによるインピーダンス不整合が生じ、これによって、前記減衰層 (22) の内部で振動性音響エネルギーが吸収される、磁気共鳴イメージング (MRI) デバイス (10)。

10

20

## 【請求項 2】

前記非導体円筒(24)がセラミック、ガラスフィラメント巻きチューブ、炭素ファイバ、及び高弾性率を示す別の非導体材料のうちの少なくとも1つから構成されている、請求項1に記載のMRIデバイス(10)。

## 【請求項 3】

さらに、前記外側傾斜コイル・アセンブリ(14)と前記マグネット・アセンブリ(12)の水平の長さに沿って前記外側傾斜コイル・アセンブリ(14)と前記マグネット・アセンブリ(12)の間に位置決めされ、ゴム及び、発泡体のうちの少なくとも1つから構成された少なくとも1つの追加の減衰層(22)を備える請求項1に記載のMRIデバイス(10)。

10

## 【請求項 4】

さらに、前記内側傾斜コイル・アセンブリ(16)及び前記外側傾斜コイル・アセンブリ(14)の水平の長さに沿って前記内側傾斜コイル・アセンブリ(16)と前記患者位置決めエリア(13)の間に位置決めされ、ゴム及び、発泡体のうちの少なくとも1つから構成された少なくとも1つの追加の減衰層(22)を備える請求項1に記載のMRIデバイス(10)。

## 【請求項 5】

前記減衰層(22)が複数の非導体円筒(24)を備えており、かつ前記複数の非導体円筒(24)の各々が少なくとも2つの粘弾性層(26と28)の間に位置決めされている、請求項1に記載のMRIデバイス(10)。

20

## 【請求項 6】

前記内側傾斜コイル・アセンブリ(16)は磁場傾斜を発生させており、かつ前記外側傾斜コイル・アセンブリ(14)は前記内側傾斜コイル・アセンブリ(16)の発生させた前記磁場傾斜がMRIデバイス(10)から外方に放射されないようにシールドしている、請求項1に記載のMRIデバイス(10)。

## 【請求項 7】

磁気共鳴イメージング(MRI)デバイス(10)を製造する方法であって、第1の傾斜コイル・アセンブリ(14)と第2の傾斜コイル・アセンブリ(16)の間にスペースを形成させる工程と、

前記スペース内にゴム及び、発泡体のうちの少なくとも1つから構成された液体粘弾性材料を流し込む前に前記スペース内に少なくとも1つの非導体円筒(24)を位置決めする工程と、

30

前記第1の傾斜コイル・アセンブリ(14)と前記第2の傾斜コイル・アセンブリ(16)の間に前記スペースの水平の長さに沿って、垂直方向に分離された減衰層(22)を形成させるために、前記液体粘弾性材料を前記スペース内部で固化させるようにする工程と、

を含み、

前記減衰層(22)がゴム及び、発泡体のうちの少なくとも1つから構成され、垂直方向に分離されている、少なくとも2つの非接触の粘弾性層(26と28)と、該少なくとも2つの非接触の粘弾性層(26と28)の間に挟み込んだ少なくとも1つの非導体円筒(24)を備え、

40

前記少なくとも2つの非接触の粘弾性層(26と28)のそれぞれと前記少なくとも1つの非導体円筒(24)との間に、物理特性が異なることによるインピーダンス不整合が生じ、これによって、前記減衰層(22)の内部で振動性音響エネルギーが吸収される、製造方法。

## 【請求項 8】

前記非導体円筒(24)がセラミック、ガラスフィラメント巻きチューブ、炭素ファイバ、及び高弾性率を示す別の非導体材料のうちの少なくとも1つから構成されている、請求項7に記載の方法。

## 【請求項 9】

50

前記流し込み工程の前に前記スペース内に少なくとも複数の非導体円筒(24)を位置決めする工程を含み、前記少なくとも複数の非導体円筒(24)の各々は、他の非導体円筒(24)、前記第1の傾斜コイル・アセンブリ(14)及び、前記第2の傾斜コイル・アセンブリ(16)と直接接触しない、請求項7に記載の方法。

【請求項10】

磁界を発生するように構成されたマグネット・アセンブリ(12)と、患者位置決めエリア(13)と、  
磁場傾斜を発生させる様に構成された第1の傾斜コイル・アセンブリ(16)であって、該第1の傾斜コイル・アセンブリ(16)の水平の長さに沿って前記患者位置決めエリア(13)に隣接する前記第1の傾斜コイル・アセンブリ(16)と、  
前記第1の傾斜コイル・アセンブリ(16)の発生させた前記磁場傾斜がMRIデバイス(10)から外方に放射されないようにブロックするように構成された第2の傾斜コイル・アセンブリ(14)であって、該第2の傾斜コイル・アセンブリ(14)の水平の長さに沿って前記マグネット・アセンブリ(12)に隣接する前記第2の傾斜コイル・アセンブリ(14)と、  
前記第1の傾斜コイル・アセンブリ(16)及び前記第2の傾斜コイル・アセンブリ(14)の水平の長さに沿って前記第1及び第2の傾斜コイル・アセンブリ(16と14)の間に直接挟み込んだ減衰層(22)と、  
を備え、  
前記減衰層(22)がゴム及び、発泡体のうちの少なくとも1つから構成され、垂直方向に分離されている、少なくとも2つの非接触の粘弾性層(26と28)の間に挟み込んだ少なくとも1つの非導体円筒(24)を備え、  
前記少なくとも2つの非接触の粘弾性層(26と28)のそれぞれと前記少なくとも1つの非導体円筒(24)との間に、物理特性が異なることによるインピーダンス不整合が生じ、これによって、前記減衰層(22)の内部で振動性音響エネルギーが吸収される、磁気共鳴イメージング(MRI)デバイス(10)。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、全般的には磁気共鳴イメージング(MRI)システムに関し、さらに詳細には、音響減衰させた傾斜コイルを含むMRIシステムに関する。

【背景技術】

【0002】

典型的なMRIデバイスは、その磁場に応答して磁場傾斜を発生させるように構成した少なくとも1つの傾斜コイル・アセンブリの存在下で磁場を発生させているようなマグネット・アセンブリを含んでいる。この傾斜コイル・アセンブリは、その各々が互いに対して直交する向きにある(例えば、x、y及びz軸の方向にある)3つの磁場傾斜を発生させるのが典型的であるような複数のコイルを含んでいる。さらにMRI手順については、参照によってその全体を本明細書に組み込む「Method and System for Extended Volume Imaging Using MRI」と題する米国特許第6,584,337号で検討されている。

【0003】

MRI手順中には、傾斜コイルに対してこの傾斜コイルを振動させるような電磁気力が作用する。傾斜コイルの振動のために振動性の音響エネルギーが生じる。多くの場合、この振動性音響エネルギーはMRIデバイス全体に伝わり、これによって音響ノイズが発生する。傾斜コイルの振動に起因する音響ノイズは、周囲のバックグラウンド・ノイズを超えることがある。MRI手順中に発生するこの過剰なノイズは、患者を不安にさせ、また担当医やX線技師にいらつきを起こさせることがある。

【0004】

傾斜コイルの振動が発生させる音響ノイズの量を減少させるためには、傾斜コイルとこの傾斜コイルを支持するボビンとの間にゴム減衰子 (d a m p e r) を配置させてきた。このゴム減衰子は、傾斜コイルからボビンへの音響エネルギーの伝達を低下させる役割をする。さらに、「M a g n e t i c R e s o n a n c e I m a g i n g A p p a r a t u s H a v i n g V i b r a t i o n D a m p i n g M e a n s o n G r a d i e n t C o i l」と題する米国特許第5,345,177号( ' 177号特許) は、傾斜コイル・アセンブリとこの傾斜コイルを支持する構造との間に配置する振動減衰手段について開示している。

【0005】

さらに、「N u c l e a r M a g n e t i c R e s o n a n c e I m a g i n g A p p a r a t u s w i t h R e d u c e d A c o u s t i c N o i s e」と題する米国特許第4,954,781号( ' 781号特許) は、検査を受ける身体と主マグネットの間に位置させる「挟み込み構造 (s a n d w i c h s t r u c t u r e)」について開示している。この挟み込み構造は、第1及び第2の挟み込み部材によって挟み込まれた粘弾性層 (v i s c o e l a s t i c l a y e r) を含んでいる。

【0006】

さらに、「N o i s e R e d u c t i o n A r r a n g e m e n t f o r a M a g n e t i c R e s o n a n c e T o m o g r a p h y A p p a r a t u s」と題する米国特許第6,107,799号( ' 799号特許) は、傾斜コイルとマグネット・アセンブリの間に配置する少なくとも1つのノイズ軽減用枕 (p i l l o w) について開示している。

【特許文献1】米国特許第6,584,337号

【特許文献2】米国特許第5,345,177号

【特許文献3】米国特許第4,954,781号

【特許文献4】米国特許第6,107,799号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

上述したようなMRIシステム内で音響ノイズの量を減少させようとする努力にも関わらず、多くのMRIシステムは依然として、患者並びに技師を落ち着かなくさせるようなレベルの音響ノイズを発生させている。したがって、音響ノイズがより少ない磁気共鳴イメージングのシステム及び方法に対する必要性が存在する。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明のある種の実施形態は、磁場を発生させるためのマグネット・アセンブリと、患者位置決めエリアと、この患者位置決めエリアの近傍にある、マグネット・アセンブリが発生させた磁場の存在に应答して磁場傾斜を発生させるように構成した第1の傾斜コイル・アセンブリと、マグネット・アセンブリの近傍にある、内側傾斜コイル・アセンブリにより発生させた磁場傾斜がMRIデバイスから外方に放射されないように阻止するように構成した第2の傾斜コイル・アセンブリと、第1と第2の傾斜コイル・アセンブリの間に挟み込んだ減衰層と、を含むような磁気共鳴イメージング (MRI) デバイスを提供する。この減衰層は、少なくとも1つの高弾性率円筒 (h i g h m o d u l u s c y l i n d e r) を2つの粘弾性層の間に挟み込んで含むことができる。この減衰層はさらに、その各々が少なくとも2つの粘弾性層の間に位置決めされるようにした複数の高弾性率円筒を含むことができる。任意選択では、その減衰層は高弾性率円筒を含まないことがある。

【0009】

この高弾性率円筒は、セラミック、ガラスフィラメント巻きチューブ、炭素ファイバ、あるいは弾性率が高いその他任意の非導体材料から構成させることができる。粘弾性層の各々は、ゴム、発泡体 (f o a m)、あるいは十分な減衰係数または粘弾性を有するその他任意の材料から構成させることができる。MRIデバイスは、第2の傾斜コイル・アセ

ンブリとマグネット・アセンブリの間に位置決めした少なくとも１つの追加の減衰層を含むことができる。少なくとも１つの追加の減衰層を、第１の傾斜コイル・アセンブリと患者位置決めエリアの間に位置決めすることもできる。

【発明を実施するための最良の形態】

【００１０】

上述した要約、並びに本発明のある種の実施形態の以下の詳細な説明は、添付の図面と共に読むことによってさらに十分な理解が得られよう。本発明を図示するために、図面ではある特定の実施形態を示している。しかし、本発明は添付の図面に示した配置や手段に限定するものではないことを理解すべきである。

【００１１】

図１は、本発明の実施の一形態による磁気共鳴イメージング（MRI）デバイス１０の等角図である。このMRIデバイス１０は、外側傾斜コイル・アセンブリ１４、内側傾斜コイル・アセンブリ１６及び無線周波数（RF）コイル・アセンブリ１８を取り囲んでいるマグネット・アセンブリ１２を含んでいる。このRFコイル・アセンブリ１８はMRIデバイス１０の内部に配置させた分離した独立型のチューブとすることがある。このMRIデバイス１０の内部には、MRIデバイス１０の長手方向の軸２０を通るように患者位置決めエリア１３が規定されている。外側傾斜コイル・アセンブリ１４と内側傾斜コイル・アセンブリ１６の間には減衰層２２を配置させている。この減衰層２２は、１つまたは複数の高弾性率円筒（図２参照）を含むことがある。

【００１２】

動作時において、このマグネット・アセンブリ１０は静磁場を生成させており、一方内側傾斜コイル・アセンブリ１６は磁気共鳴（MR）画像の作成に使用するための磁場傾斜を発生させている。RFコイル・アセンブリ１８は無線周波数パルスを送信し、かつ撮像対象から誘導される複数のMR信号を検出している。外側傾斜コイル・アセンブリ１４は、内側傾斜コイル・アセンブリ１６により発生させた磁場傾斜がMRIデバイス１０から外方に放射されないようにシールドすなわち阻止している。内側傾斜コイル・アセンブリ１６と外側傾斜コイル・アセンブリ１４の間に配置させた減衰層２２は、撮像中にMRIデバイス１０の内部で発生する振動を減衰させている。詳細には、この減衰層２２によって、撮像手順中に内側傾斜コイル１６及び／または外側傾斜コイル１４の振動によって生じる振動性の音響エネルギー（したがって、音響ノイズ）を減衰させている。MRIデバイス１０が発生させる音響ノイズの量が減少するため、磁気共鳴イメージングに関して患者により優しいシステム及び方法を提供することができる。

【００１３】

図２は、MRIデバイス１０を図１の線２－２に沿って切った部分的横断面図を表している。上で言及したように、この減衰層２２は、内側傾斜コイル・アセンブリ１６と外側傾斜コイル・アセンブリ１４の間に形成されている。減衰層２２は、エポキシ接着剤やその他のこうした固定剤によって内側と外側の傾斜コイル・アセンブリ１６、１４に対して確保、添着、またあるいは固定させることができる。減衰層２２は、その内部に複数の層を含むことがある。例えば、減衰層２２は外側粘弾性層２６と内側粘弾性層２８の間に挟み込んだ高弾性率円筒２４を含むことがある。図２に示すように、これら内側と外側の傾斜コイル・アセンブリ１６、１４は互いに直接は接触していない。むしろ、これら内側と外側の傾斜コイル・アセンブリ１６、１４は、減衰層２２によって分離されている。さらに、この減衰層は、粘弾性層間に挟み込んで含む高弾性率円筒２４の数が、これより多いことや少ないことがある。例えば、その減衰層２２は、図２に示すように２つの粘弾性層と１つの高弾性率円筒を有するのではなく、２つの粘弾性層の間にその各々を配置させた２つの高弾性率円筒を含み、その粘弾性層のうちの１つを、２つの高弾性率円筒に対して共通とさせることがある。任意選択では、その減衰層２２は高弾性率円筒２４を含まないことがある。その代わりに、この減衰層２２を１つまたは複数の粘弾性材料から形成させることがある。

【００１４】

粘弾性層 2 6 及び 2 8 は、ゴム、発泡体（ポリエステルやウレタン製の発泡体など）、別の様々な高分子材料、あるいは同様の材料とすることができる。高弾性率円筒 2 4 は、セラミック、ガラスフィラメント巻きチューブ、炭素ファイバ、その他とすることができる。高弾性率円筒 2 4 が粘弾性層 2 6 と 2 8 の間に効率よく挟み込まれるように減衰層を構成することによって、内側傾斜コイル 1 6 と外側傾斜コイル 1 4 の間の振動が減衰する。より硬い 2 つの層の間により柔らかい層を挟み込むか、あるいはこの逆としているような拘束層減衰では、単一層や同じ物理特性を有する隣接層の場合と比べて、振動により発生したエネルギー量の減衰がより大きいことが知られている。

#### 【 0 0 1 5 】

撮像過程において、内側と外側の傾斜コイル・アセンブリ 1 6、1 4 は振動することがある。生じた振動のエネルギーは、MRI デバイス 1 0 を介して移動する。このエネルギーは減衰層 2 2 内に移動し、振動性音響エネルギーの少なくとも一部分が吸収され、これにより MRI デバイス 1 0 の内部の振動が減衰される。この振動は減衰層 2 2 の内部で減衰を受けるため、内側と外側の傾斜コイル・アセンブリ 1 6、1 4 に伝わって来る振動性音響エネルギーや、内側と外側の傾斜コイル・アセンブリ 1 6、1 4 から伝えられる振動性音響エネルギーはより少なくなる。すなわち、内側傾斜コイル・アセンブリ 1 6 からの振動が外側傾斜コイル・アセンブリ 1 4 に、あるいはこの逆に実質的に伝達されることがない。というのは、減衰層 2 2 がこの振動を実質的に吸収しており、これによって、伝達された振動によって MRI デバイス 1 0 の内部に発生する音響エネルギーの量、すなわち音響ノイズ、が実質的に低下するためである。

#### 【 0 0 1 6 】

傾斜コイル・アセンブリ 1 4、1 6 のうちの一方から減衰層 2 2 内に振動が伝わると、傾斜コイル 1 4、1 6 が減衰層 2 2 と異なる物理特性を有することのために、傾斜コイル・アセンブリ 1 4、1 6 のそれぞれと減衰層 2 2 との間でインピーダンス不整合が生じる。振動（または、振動性音波）の伝達は、減衰層 2 2 によって実質的に吸収される。内側傾斜コイル・アセンブリ 1 6 はそのどの部分も外側傾斜コイル・アセンブリ 1 4 に直接接触していないため、傾斜コイル・アセンブリ 1 4、1 6 のいずれの内部で発生した振動も減衰層 2 2 によって実質的に吸収され、傾斜コイル・アセンブリ 1 4、1 6 間で伝達されることがない。振動に起因する音響エネルギーのうち内側と外側の傾斜コイル・アセンブリ 1 6、1 4 間で伝えられるエネルギーがより少ないため、内側と外側の傾斜コイル・アセンブリ 1 6、1 4 は減衰層 2 2 をその間に配置させないとした場合ほどには振動及び／または共鳴を生じることがない。同様に、粘弾性層 2 6、2 8 のそれぞれと高弾性率円筒 2 4 との間にも（物理特性が異なることによる）インピーダンス不整合が生じ、これによってさらに、減衰層 2 2 の内部で振動性音響エネルギーが吸収される。したがって、減衰層 2 2 の振動性音響エネルギーを吸収する特性のために、この MRI デバイス 1 0 は発生させる音響ノイズがより少なくなる。

#### 【 0 0 1 7 】

さらに、減衰層 2 2 などの減衰層を、内側傾斜コイル・アセンブリ 1 6 の両側に配置させることがある。さらに、減衰層 2 2 などの減衰層を、外側傾斜コイル・アセンブリ 1 4 とマグネット・アセンブリ 1 2 の間に配置させることもある。

#### 【 0 0 1 8 】

図 3 は、本発明の実施の一形態による MRI デバイスの製造過程の流れ図である。番号 3 0 において、内側と外側の傾斜コイル・アセンブリを形成させるように、内側と外側の傾斜コイルを円筒状のハウジング内に確保する。次いで、この内側傾斜コイル・アセンブリは、その一方の端部が水平の基部（製造施設内の床など）によって支持されるようにして直立させた向きとさせている。

#### 【 0 0 1 9 】

番号 3 2 では、内側傾斜コイル・アセンブリと外側傾斜コイル・アセンブリの間に円筒状の空洞（または、内側スペース）が形成されるようにして、内側傾斜コイル・アセンブリの第 1 の端部を外側傾斜コイル・アセンブリの第 1 の端部に確保している。この円筒状

10

20

30

40

50

空洞の水平基部に近い側の端部は、内側と外側の傾斜コイル・アセンブリの第１の端部同士を接続する閉鎖用部材によって封止している。したがって、円筒状の空洞は液体材料を受け入れて保持することができる。

#### 【 0 0 2 0 】

番号３４では、内側と外側の傾斜コイル・アセンブリの間に規定されたこの円筒状の空洞（すなわち、内側スペース）内に、液体のゴムや発泡体などの液体の粘弾性材料を流し込む。任意選択では、液体粘弾性材料を円筒状空洞に流し込む前に、この円筒状空洞の内部に高弾性率円筒を配置させることがある。この高弾性率円筒は、内側傾斜コイル・アセンブリと外側傾斜コイル・アセンブリのいずれもが高弾性率円筒と直接接触しないようにして円筒状空洞の内部に配置させることがある。番号３６では、粘弾性材料がこの円筒状空洞の内部で自然に固まって硬化するようにし、これによって減衰層を形成させている。番号３８では、内側と外側の傾斜コイル・アセンブリの第２の端部同士を別の閉鎖用部材によるなどして互いに確保させ、これによって、内側と外側の傾斜コイル・アセンブリの間に形成させた円筒状空洞が密閉されるようにしている。

#### 【 0 0 2 1 】

したがって、本発明の実施形態によれば、一体化した粘弾性層を有する傾斜コイル・アセンブリを使用することによって、磁気共鳴の撮像手順中に発生する振動性音響エネルギーの量が減少する。本発明の実施形態は、内側と外側のアセンブリを有するすべての傾斜コイルに関して、その各コイルの形状、大きさ及び形態によることなく、利用することができる。

#### 【 0 0 2 2 】

本発明をある種の実施形態を参照しながら記載してきたが、当業者によれば本発明の範囲を逸脱することなく様々な変更を行うことができ、また等価物による置換ができることを理解されたい。さらに、本発明の範囲を逸脱することなく、具体的な状況や材料を本発明の教示に適合させた多くの修正をすることもできる。したがって、本発明を開示した具体的な実施形態に限定しようとする意図はなく、本発明は添付の特許請求の範囲の域内にあるすべての実施形態を包含するものである。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【 0 0 2 3 】

【図１】本発明の実施の一形態による磁気共鳴イメージング（MRI）デバイスの等角図である。

【図２】図１のMRIデバイスを線２－２に沿って切った部分的横断面図である。

【図３】本発明の実施の一形態によるMRIデバイスの製造過程の流れ図である。

#### 【符号の説明】

#### 【 0 0 2 4 】

- １０ 磁気共鳴イメージング（MRI）デバイス
- １２ マグネット・アセンブリ
- １３ 患者位置決めエリア
- １４ 外側傾斜コイル・アセンブリ
- １６ 内側傾斜コイル・アセンブリ
- １８ 無線周波数（RF）コイル・アセンブリ
- ２０ 長手方向の軸
- ２２ 減衰層
- ２４ 高弾性率円筒
- ２６ 外側粘弾性層
- ２８ 内側粘弾性層

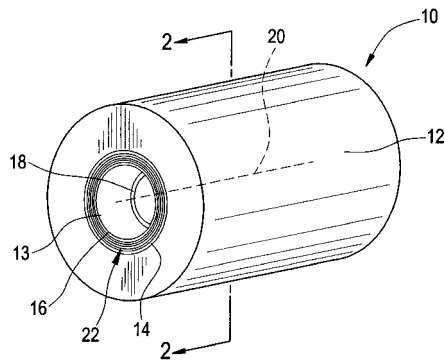
10

20

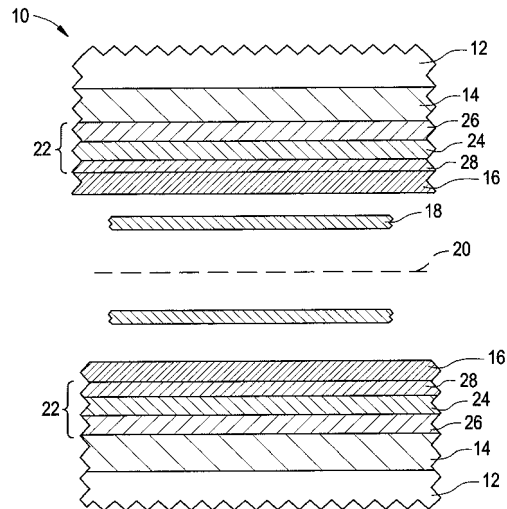
30

40

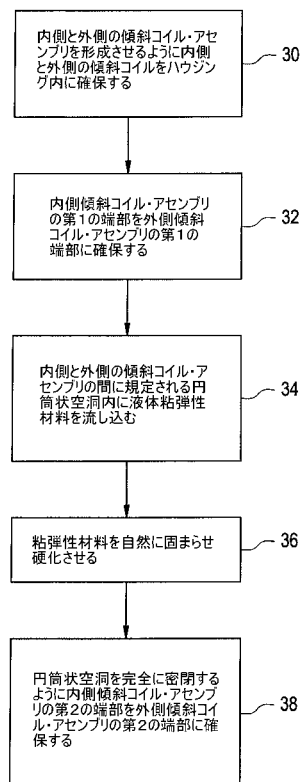
【図 1】



【図 2】



【図 3】





---

フロントページの続き

(74)代理人 100129779

弁理士 黒川 俊久

(72)発明者 マイケル・セラーズ

アメリカ合衆国、サウス・カロライナ州、フローレンス、ストックトン・ドライブ、3326番

(72)発明者 トマス・デュビー

アメリカ合衆国、サウス・カロライナ州、フローレンス、チャドウィック・ドライブ、2312番

(72)発明者 ニール・クラーク

アメリカ合衆国、サウス・カロライナ州、フローレンス、エス・バーリントン・ドライブ、222番

(72)発明者 アンソニー・マントーン

アメリカ合衆国、サウス・カロライナ州、フローレンス、エッジフィールド・ロード、2503番

審査官 島田 保

(56)参考文献 特表2002-528204(JP,A)

特開平02-084935(JP,A)

特開2002-219113(JP,A)

特開2000-232966(JP,A)

特開平03-082448(JP,A)

特開平08-187234(JP,A)

特開平11-128203(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/055

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamII)

Wiley InterScience