

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2020-39557
(P2020-39557A)

(43) 公開日 令和2年3月19日(2020.3.19)

(51) Int.Cl.
A61B 90/00 (2016.01)

F 1
A61B 90/00

テーマコード (参考)

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2018-168725 (P2018-168725)
(22) 出願日 平成30年9月10日 (2018.9.10)

(71) 出願人 504136568
国立大学法人広島大学
広島県東広島市鏡山1丁目3番2号
(74) 代理人 110000338
特許業務法人HARAKENZO WORLD PATENT & TRADEMARK
(72) 発明者 越智 光夫
広島県東広島市鏡山一丁目3番2号 国立大学法人広島大学内
(72) 発明者 亀井 直輔
広島県広島市南区霞一丁目2番3号 国立大学法人広島大学病院 未来医療センター内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 磁場誘導装置

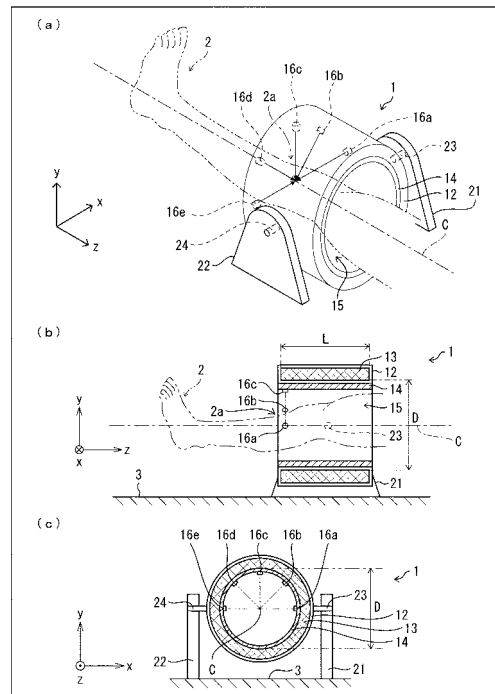
(57) 【要約】

【課題】磁性複合体をコイル(13)の軸方向に沿って誘導することが容易な磁場誘導装置(1)を提供する。

【解決手段】磁場誘導装置(1)は、横断面形状が環状又はC字型形状であり、患部を環状又はC字型形状の内側空間(15)に收容するコイル(13)であって、内側空間(15)の軸方向に沿った長さ(L)が内側空間(15)の内径の0.3倍以上であるコイル(13)を備えている。

【選択図】 図1

図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

患部の近傍に注入された磁性複合体を上記患部に向かって誘導する磁場誘導装置であって、

横断面形状が環状形状であり、上記患部を上記環状形状の内側空間に収容するコイル、又は、横断面形状がC字型形状であり、上記患部を上記C字型形状の内側空間に収容するコイルであって、上記内側空間の軸方向に沿った長さが上記内側空間の内径の0.3倍以上であるコイルを備えている、ことを特徴とする磁場誘導装置。

【請求項 2】

上記コイルは、上記横断面形状が環状形状であり、上記患部を上記環状形状の内側空間に収容するコイルである、ことを特徴とする請求項 1 に記載の磁場誘導装置。

【請求項 3】

上記コイルは、上記横断面形状がC字型形状であり、上記患部を上記C字型形状の内側空間に収容するコイルである、ことを特徴とする請求項 1 に記載の磁場誘導装置。

【請求項 4】

上記C字型形状は、開口角度が180度以下である、ことを特徴とする請求項 3 に記載の磁場誘導装置。

【請求項 5】

上記コイルを収容し、且つ、上記内側空間に対応する領域に空洞が形成されたケーシングと、

上記ケーシングを支持する支持部であって、上記軸方向の向きを調整可能な支持部と、を更に備えている、ことを特徴とする請求項 1 ~ 4 の何れか 1 項に記載の磁場誘導装置。

【請求項 6】

上記コイルを収容し、且つ、上記内側空間に対応する領域に空洞が形成されたケーシングと、

上記ケーシングに配置された1又は複数のレーザ光源と、を更に備え、当該1又は複数のレーザ光源の各々が発するレーザ光が上記空洞に含まれる所定の位置を指し示すように、上記1又は複数のレーザ光源の各々が配置されている、ことを特徴とする請求項 1 ~ 4 の何れか 1 項に記載の磁場誘導装置。

【請求項 7】

上記所定の位置は、上記空洞に含まれる領域のうち、磁化力の絶対値が所定の値を上回る位置に設定されている、ことを特徴とする請求項 6 に記載の磁場誘導装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、体内に注入された磁性複合体を患部へ誘導する磁場誘導装置に関する。

【背景技術】

【0002】

人体の関節に含まれる軟骨が、その近傍に位置する骨の表層とともににはがれることにより軟骨損傷が生じることが知られている。このような軟骨損傷は、離断性骨軟骨炎と呼ばれている。

【0003】

軟骨および骨の表層がはがれた患部に軟骨および骨を再生させるための方法として、軟骨および骨を再生させる機能を有する細胞と磁性粒子とを複合化した磁性複合体を患部近傍に注射器などを用いて注入し、磁化力を利用して、磁性複合体を患部へ誘導する方法が

10

20

30

40

50

知られている。軟骨を再生させる機能を有する細胞の一例としては、骨髄間葉系幹細胞が挙げられる。磁性粒子を構成する磁性体の一例としては、マグネタイトが挙げられる。マグネタイトの微粒子は、造影剤などにも含まれている。なお、磁化力を利用して、磁性複合体を患部へ誘導する方法は、磁気ターゲティングとも呼ばれる。

【0004】

特許文献1には、磁気ターゲティングに利用可能な磁気誘導装置が記載されている。特許文献1の図1に図示された磁気誘導装置は、ソレノイドコイルと、円環状の外形を有するケーシングとを備えている。ソレノイドコイルは、磁場を発生する磁場発生源であり、ケーシングは、ソレノイドコイルを収納する筐体である。

【先行技術文献】

10

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2007-151605号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

ところで、磁性複合体をスムーズに患部に移動させるためには、磁化力ベクトルを患部の方向に発生させる必要がある。

【0007】

特許文献1に記載の磁気誘導装置では、特許文献1の図7に図示されているように、ケーシングの内側空間に、患部である関節（特許文献1の図7では膝）が挿入される。ここで、ソレノイドコイルにより発生される磁化力ベクトルは、ソレノイドコイルの内側空間においては様々な方向を向く。特に、ソレノイドコイルの軸方向の長さとの比が小さいほど、ソレノイドコイルの内側空間の端部近傍において、磁化力ベクトルにおける径方向の成分が大きくなる。

20

【0008】

患部の近傍に注射された磁性複合体を、患部にスムーズに移動させるためには、ソレノイドコイルの端部近傍および内側空間において、ソレノイドコイルの軸方向に沿った磁化力が生じることが好ましい。すなわち、ソレノイドコイルの端部近傍および内側空間に生じる磁化力において、軸方向の成分が大きく、径方向の成分が小さいことが好ましい。しかし、特許文献1に記載の磁気誘導装置では、ソレノイドコイルの内径が大きく、且つ、ソレノイドコイルの軸方向の長さが短いため、ソレノイドコイルの軸方向の長さとの比が小さくなる。したがって、特にソレノイドコイルの端部近傍に生じる磁化力において、軸方向の成分が小さく、径方向の成分が大きくなるため、患部の近傍に注射された磁性複合体を患部に向かう方向に誘導することが難しい。

30

【0009】

本発明の一態様は、上述した課題に鑑みなされたものであり、その目的は、磁性複合体をコイルの軸方向に沿って誘導することが容易な磁場誘導装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0010】

40

上記の課題を解決するために、本発明の一態様に係る磁場誘導装置は、患部の近傍に注入された磁性複合体を上記患部に向かって誘導する磁場誘導装置であって、横断面形状が環状形状であり、上記患部を上記環状形状の内側空間に収容するコイル、又は、横断面形状がC字型形状であり、上記患部を上記C字型形状の内側空間に収容するコイルであって、上記内側空間の軸方向に沿った長さが上記内側空間の内径の0.3倍以上であるコイルを備えている。

【0011】

上記内側空間の軸方向に沿った長さ、換言すれば、上記コイルの軸方向に沿った長さが、上記内側空間の内径の0.3倍未満である場合、上記コイルの両端部に生じる磁化力ベクトルは、上記コイルの径方向に大きく傾く。すなわち、磁化力ベクトルと軸方向とのな

50

す角が大きくなる。そのため、上記磁化力ベクトルにおいて、径方向の成分は、軸方向の成分に迫る大きさになる。したがって、患部の近傍に注入された磁性複合体を上記患部に向かって誘導する場合に、該磁性複合体を上記軸方向に沿って誘導することが困難となる。

【0012】

上記の構成によれば、上記内側空間の軸方向に沿った長さが上記内側空間の内径の0.3倍以上であるため、長さが内径の0.3倍未満である場合と比較して、上記コイルの両端部に生じる磁化力ベクトルと軸方向とのなす角を小さくすることができる。そのため、上記磁化力ベクトルにおいて、径方向の成分を抑制し、且つ、軸方向の成分を大きくすることができる。したがって、患部の近傍に注入された磁性複合体を上記患部に向かって誘導する場合に、該磁性複合体を上記軸方向に沿って誘導することが容易になる。

10

【0013】

また、本発明の一態様に係る磁場誘導装置において、上記コイルは、上記横断面形状が環状形状であり、上記患部を上記環状形状の内側空間に収容するコイルである、ことが好ましい。

【0014】

上記の構成によれば、上記横断面形状がC字型形状であり、上記患部を上記C字型形状の内側空間に収容するコイルを採用する場合と比較して、内側空間により対称性が高い磁場を発生させることができる。また、上記横断面形状がC字型形状であり、上記患部を上記C字型形状の内側空間に収容するコイルを採用する場合と比較して、より少ない電力で

20

【0015】

また、本発明の一態様に係る磁場誘導装置において、上記コイルは、上記横断面形状がC字型形状であり、上記患部を上記C字型形状の内側空間に収容するコイルであってもよい。

【0016】

上記の構成によれば、上記コイルの横断面形状がC字型形状であるため、上記コイルの内側空間は、上記コイルの両端部だけでなく、上記コイルの側面においても外側空間に対して開放されている。そのため、上記の構成によれば、上記横断面形状が環状形状であり、上記患部を上記環状形状の内側空間に収容するコイルを採用する場合と比較して、上記患部を上記内側空間に容易に配置することができる。したがって、患者の負担を軽減することができる。

30

【0017】

また、本発明の一態様に係る磁場誘導装置において、上記C字型形状は、開口角度が180度以下である、ことが好ましい。

【0018】

上記の構成によれば、上記患部を上記内側空間に容易に配置することができつつ、所定の強さの磁場を発生させるために過度に電力が必要となることを防ぐことができる。

【0019】

また、本発明の一態様に係る磁場誘導装置は、上記コイルを収容し、且つ、上記内側空間に対応する領域に空洞が形成されたケーシングと、上記ケーシングを支持する支持部であって、上記軸方向の向きを調整可能な支持部と、を更に備えている、ことが好ましい。

40

【0020】

上記の構成によれば、上記コイルの上記軸方向を所望の向きに調整することができる。したがって、上記患者が上記患部の位置を動かすことなく、上記軸方向の向きを調整することができるので、上記磁性複合体を誘導する位置をよりの確に制御することができる。

【0021】

また、本発明の一態様に係る磁場誘導装置は、上記コイルを収容し、且つ、上記内側空間に対応する領域に空洞が形成されたケーシングと、上記ケーシングに配置された1又は複数のレーザ光源と、を更に備え、当該1又は複数のレーザ光源の各々が発するレーザ光

50

が上記空洞に含まれる所定の位置を指し示すように、上記 1 又は複数のレーザ光源の各々が配置されている、ことが好ましい。

【0022】

上記構成によれば、上記患部を上記ケーシングの上記空洞に挿入する場合において、上記患部の位置を定めるガイドとして上記複数のレーザ光源の各々が発するレーザ光を用いることができる。したがって、上記患部を所定の位置にセットすることが容易になる。

【0023】

また、本発明の一態様に係る磁場誘導装置において、上記所定の位置は、上記空洞に含まれる領域のうち、磁化力の絶対値が所定の値を上回る位置に設定されている、ことが好ましい。

【0024】

上記構成によれば、上記患部を磁化力が強い位置にセットすることが容易になる。

【発明の効果】

【0025】

本発明の一態様によれば、磁性複合体をコイルの軸方向に沿って誘導することが容易な磁場誘導装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0026】

【図 1】(a) は、本発明の実施形態 1 に係る磁場誘導装置の斜視図である。(b) および (c) の各々は、それぞれ、(a) に示した磁場誘導装置の縦断面図および横断面図である。

【図 2】本発明の一実施形態に係る磁場誘導装置における磁化力ベクトルの傾きについて説明する図である。

【図 3】(a) および (c) は、本発明の実施形態 2 に係る磁場誘導装置を示す斜視図である。(b) および (d) の各々は、それぞれ、(a) および (c) に示した磁場誘導装置の横断面図である。

【図 4】(a) ~ (d) はそれぞれ、本発明の比較例 1 (a)、実施例 2 (b)、実施例 3 (c)、および実施例 4 (d) における磁化力分布のシミュレーション結果を示す図である。

【図 5】本発明の比較例 1 および 2 並びに実施例 1 および 2 における磁化力ベクトルの傾きを示すグラフである。

【図 6】(a) ~ (d) は、本発明の比較例 1 (a)、実施例 2 (b)、実施例 3 (c) および実施例 4 (d) における、コイル端部の磁化力ベクトルを示す図である。

【図 7】(a) および (b) は、本発明の実施例 5 (a) および実施例 6 (b) における磁化力分布のシミュレーション結果を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0027】

〔実施形態 1〕

以下、本発明の一実施形態である磁場誘導装置 1 について説明する。なお、以下の記載は発明の趣旨をより良く理解させるためのものであり、特に指定のない限り、本発明を限定するものではない。また、本明細書において特記しない限り、数値範囲を表す「A ~ B」は、「A 以上 B 以下」を意味する。本出願における各図面に記載した構成の形状および寸法（長さ、奥行き、幅等）は、実際の形状および寸法を必ずしも反映させたものではなく、図面の明瞭化および簡略化のために適宜変更している。

【0028】

（磁場誘導装置 1 の概要）

磁場誘導装置 1 について、図 1 および図 2 を参照して以下に説明する。図 1 の (a) は、磁場誘導装置 1 の斜視図である。図 1 の (b) および (c) の各々は、それぞれ、磁場誘導装置 1 の縦断面図および横断面図である。なお、本願明細書において縦断面図とは、コイル 13 の中心軸 C（図 1 参照）を含む断面における断面図を意味する。また、横断面

10

20

30

40

50

図とは、中心軸 C に直交する断面における断面図を意味する。

【 0 0 2 9 】

図 1 の (a) ~ (c) に示すように、磁場誘導装置 1 は、ケーシング 1 2 と、コイル 1 3 と、スリーブ 1 4 と、レーザダイオード (L D) 1 6 a ~ 1 6 e と、一对のスタンドであるスタンド 2 1 , 2 2 と、一对の支持軸である支持軸 2 3 , 2 4 とを備えている。

【 0 0 3 0 】

本実施形態では、ケーシング 1 2、コイル 1 3、およびスリーブ 1 4 の各々の中心軸をまとめて中心軸 C と呼ぶ (図 1 の (a) 参照)。換言すれば、何れも円筒形であるケーシング 1 2、コイル 1 3、およびスリーブ 1 4 の各々は、同心円状に配置されている。

【 0 0 3 1 】

図 1 は、中心軸 C が床 3 の表面に沿うように中心軸 C の角度を定めた磁場誘導装置 1 を示している。すなわち、図 1 において、床 3 の表面は、z x 平面に沿っている。

【 0 0 3 2 】

なお、図 1 に図示する座標系は、鉛直方向に沿う方向を y 軸方向と定め、中心軸 C に沿う方向を z 軸方向と定め、y 軸方向および z 軸方向とともに右手系の直交座標系を形成するように x 軸方向を定めている。より詳しくは、鉛直方向上向きを y 軸正方向と定め、磁場誘導装置 1 に挿入された際に、足 2 の先端から基端に向かう向きを z 軸正方向と定め、後述するスタンド 2 2 から後述するスタンド 2 1 へ向かう向きを x 軸正方向と定めている。

【 0 0 3 3 】

スリーブ 1 4 は、両端 (z 軸正方向側および z 軸負方向側の端部) が開放され、その横断面における断面形状が円形の筒状部材である。スリーブ 1 4 の側壁により囲まれた空洞は、後述する内側空間 1 5 に対応する領域として構成される。スリーブ 1 4 は、上記空洞に対して、患部 2 a を含む足 2 を挿入することができるようにその内径 (長軸方向の長さおよび短軸方向の長さ) が定められている。

【 0 0 3 4 】

なお、本実施形態においては、足 2 を上記空洞に挿入するものとして説明している。しかし、上記空洞に挿入する体の部位は、足 2 に限定されるものではなく、体の如何なる部位であってもよい。スリーブ 1 4 の内径は、上記空洞に挿入する体の部位のサイズに応じて適宜定めることができる。また、スリーブ 1 4 は、図 1 の (a) に示した状態において、その横断面における長軸が x 軸方向に沿い、その横断面における短軸が y 軸方向に沿うように配置されている。

【 0 0 3 5 】

スリーブ 1 4 は、熱伝導率が低く、強度が高い材料により構成されていることが好ましい。本実施形態において、スリーブ 1 4 は、断熱性を持った強化プラスチック製である。熱伝導率が低い材料を用いることによって、スリーブ 1 4 は、コイル 1 3 において発生する熱が後述する足 2 に伝わりにくくすることができる。また、強度が高い材料を用いることによって、足 2 の重さが磁場誘導装置 1 に掛かるような場合であっても、その重さに耐え、ケーシング 1 2 およびコイル 1 3 が変形することを防止することができる。

【 0 0 3 6 】

ケーシング 1 2 は、コイル 1 3 を収容する環状の筐体であり、スリーブ 1 4 の外側を取り囲み、且つ、スリーブ 1 4 と同軸になるように構成されている。ケーシング 1 2 は、その横断面における断面形状が円形である筒状部材である。この点において、ケーシング 1 2 は、スリーブ 1 4 と同様である。本実施形態において、ケーシング 1 2 は、強化プラスチック製である。

【 0 0 3 7 】

ケーシング 1 2 の内側には、図 1 の (b) に示すように、縦断面における断面形状が長方形である空間が形成されている。この空間内には、コイル 1 3 が収容されている。コイル 1 3 は、ケーシング 1 2 の内側壁に対して導線 (本実施形態では銅線) を巻き付けることによって、横断面形状が環状形状となるように構成されている。コイル 1 3 において、

10

20

30

40

50

中心軸 C を含む中空部分の空間を、本実施形態では内側空間 15 と呼ぶ。コイル 13 は、図 1 に図示しない電流源から電流を供給されることによって、電磁石として機能し、磁場を発生する。すなわち、コイル 13 は、磁場発生源である。なお、図 1 の (b) および (c) においては、コイル 13 を構成する導線の図示を省略し、格子状のハッチングを付している。

【0038】

スリーブ 14 の内壁には、LD 16 a ~ 16 e が取り付けられている。LD 16 a ~ 16 e は、それぞれ、図 1 の (b) に示すように、スリーブ 14 の内壁のうち、スリーブ 14 の z 軸負方向側の端部近傍に取り付けられている。また、LD 16 a ~ 16 e は、それぞれ、図 1 の (c) に示すように、スリーブ 14 の内壁のうち、y 軸正方向側の端部（天頂部）、x 軸正方向側の端部および x 軸負方向側の端部、並びに、これらの中間となる位置に、それぞれ取り付けられている。

10

【0039】

LD 16 a ~ 16 e の各々の光軸は、それぞれが発するレーザ光が中心軸 C 上において交わるように設定されている。LD 16 a ~ 16 e の各々が発するレーザ光が交わる中心軸 C 上のある点は、特許請求の範囲に記載の所定の位置の一例である。

【0040】

スタンド 21 は、支持軸 23 を用いて、ケーシング 12 に対して回転可能に取り付けられている。同様に、スタンド 22 は、支持軸 24 を用いて、ケーシング 12 に対して回転可能に取り付けられている。スタンド 21, 22 は、それぞれの側面が y z 平面に沿うように配置されており、それぞれの底面が z x 平面に沿うように配置されている。

20

【0041】

支持軸 23, 24 は、何れも x 軸に沿い、互いに同軸になるように配置されている。したがって、磁場誘導装置 1 において、ケーシング 12、コイル 13、およびスリーブ 14 の各々は、支持軸 23, 24 を回転軸として、回転することができる。したがって、磁場誘導装置 1 は、中心軸 C の向き（中心軸 C と z x 平面とのなす角）を調整可能である。スタンド 21, 22 および支持軸 23, 24 は、特許請求の範囲に記載された支持部の一例である。

【0042】

（磁場誘導装置 1 の効果）

このように構成されたコイル 13 は、図 1 に図示しない電流源から電流を供給されることによって、電磁石として機能し、磁場を発生することができる。ここでは、内側空間 15 に生じる磁場について説明する。なお、磁性複合体を誘導させる力は、磁場の強さである磁束密度そのものではなく、磁化力に起因する。磁化力は、磁束密度の分布を空間的に微分することによって得られるベクトル量であるため、以下では、磁化力のことを磁化力ベクトル F_M と記載する。磁化力ベクトル F_M は、内側空間 15 における開放端部近傍において大きくなる（例えば図 4 参照）。

30

【0043】

磁場誘導装置 1 により誘導される磁性化細胞 C_M は、磁性体（例えばマグネタイト）からなる磁性粒子を含む細胞である。そのため、磁性化細胞 C_M は磁化力ベクトル F_M の作用によって患部 2 a に誘導される。したがって、磁性化細胞 C_M を効率良く患部 2 a に誘導させるためには、患部 2 a を上記開放端部に近接させることが好ましい。なお、磁性化細胞 C_M は、特許請求の範囲に記載された磁性複合体の一例である。

40

【0044】

このとき、電流源からコイル 13 に供給する電流値を制御することによって、内側空間 15 に生じる磁場の磁束密度を調整することができる。この電流値は、磁性化細胞 C_M を誘導可能な磁束密度であればよく適宜定めることができる。磁性化細胞 C_M を誘導可能な磁束密度としては、例えば 0.1 T 以上が挙げられる。したがって、電流源からコイル 13 に供給する電流値は、LD 16 a ~ 16 e の各々が発するレーザ光が交わる中心軸 C 上のある点における磁束密度が 0.1 T 以上となるように制御することが好ましい。すなわ

50

ち、 0.1 T という磁束密度は、磁気ターゲティングを実施する場合の閾値といえる。

【0045】

なお、 0.1 T は、磁気ターゲティングを実施する場合の閾値の一例である。この閾値は、磁性化細胞 C_M に含まれる磁性粒子を構成する磁性体の磁気特性等に応じて変化する。コイル13の各設計パラメータおよびコイル13に供給される電流量などは、上述した磁性体の種類などに応じて最適化することができる。

【0046】

このように構成された磁場誘導装置1は、磁気ターゲティングの手法を用いた軟骨および骨の再生に利用可能である。

【0047】

(コイル13の長さ)

内側空間15の開放端部に発生する磁化力ベクトル F_M の向きは、内側空間15の軸方向に沿った長さ L と、内側空間15の内径 D との比 L/D と相関する。上記 L/D の値が小さいほど、内側空間15の開放端部近傍において、磁化力ベクトル F_M の径方向の成分が大きくなり、軸方向の成分が小さくなる。すなわち、磁化力ベクトル F_M の軸方向(z 軸方向)に対する傾きである傾き(図2参照)が大きくなる。一方、上記 L/D の値を大きいほど、内側空間15の開放端部近傍において、磁化力ベクトル F_M の軸方向の成分が大きくなり、径方向の成分が小さくなる。すなわち、磁化力ベクトル F_M と軸方向である z 軸方向とのなす角である傾き(図2参照)が小さくなる。

【0048】

このように、内径 D に対して長さ L を長くすることで、内側空間15の開放端部近傍において、磁化力ベクトル F_M の傾きを抑制することができる。したがって、磁性化細胞 C_M を軸方向に沿って誘導することが容易になる。すなわち、磁性化細胞 C_M を患部2aに誘導することが容易になる。

【0049】

図2は、磁場誘導装置1における磁化力ベクトル F_M の傾きについて説明する図である。図2は、膝を構成する骨のうち大腿骨Bの端部に患部2aがある場合を図示している。ここで、患部2aの表面が図1に図示した座標系の $x-y$ 平面におよそ沿うように、足2は、内側空間15に挿入されている。したがって、軸方向の成分は、患部2aに向かう方向の成分であり、径方向の成分は、患部2aの表面に沿う方向の成分である。

【0050】

磁化力ベクトル F_M は、軸方向の成分である成分 F_z と、径方向の成分である成分 F_y とに分解できる。このとき、成分 F_z が大きいほど(すなわち成分 F_y が小さいほど)、患部2aにおける磁性化細胞 C_M の横滑りを抑制することができ、磁性化細胞 C_M を患部2aに効率よく定着させることができる。 $F_z > F_y$ の関係を満たすこと、すなわち、傾きが 45 度未満となるように、磁場誘導装置1は、比 L/D が 0.3 以上になるように設計されている。例えば、図1に示した磁場誘導装置1において、比 L/D は、 1 である。

【0051】

比 L/D の値が 0.3 以上であれば、内側空間15の開放端部近傍において傾きは、 45 度未満となる。そのため、磁性化細胞 C_M をコイル13の軸方向に沿って患部2aに誘導することが容易になる。

【0052】

L/D の値は、 0.5 以上がより好ましい。このような L/D の値によれば、上記傾きが 35 度未満となり、磁性化細胞 C_M はさらに患部2aに沿って横滑りににくくなる。また、 L/D の値は、 1.0 以上がより好ましい。このような L/D の値によれば、上記傾きが 25 度未満となり、磁性化細胞 C_M はさらに患部2aに沿って横滑りににくくなる。

【0053】

また、磁場誘導装置1は、上述した通り支持軸23, 24を回転軸として回転すること

10

20

30

40

50

ができる。この構成によれば、磁性化細胞 C_M に作用する磁化力ベクトル F_M と、患部 2 a の法線とのなす傾き が少なくとも 45 度未満となるように、中心軸 C の向きを容易に調整することができる。したがって、磁性化細胞 C_M が患部 2 a の表面に沿って横滑りすることを抑制可能であり、効率良く磁性化細胞 C_M を患部 2 a に定着させることができる。

【0054】

(レーザー光源)

磁場誘導装置 1 は、上述したように、特許請求の範囲に記載の 1 又は複数のレーザー光源の一態様である LD 16 a ~ 16 e を備えている。LD 16 a ~ 16 e の各々が発するレーザー光は、内側空間 15 に含まれる所定の位置を指し示す。

10

【0055】

このような構成によれば、患部 2 a を内側空間 15 に挿入する場合の位置を定めるガイドとして、LD 16 a ~ 16 e の各々が発するレーザー光を用いることができる。したがって、患部 2 a を所定の位置にセットすることが容易になる。また、LD 16 a ~ 16 e の各々が発するレーザー光の光軸は、中心軸 C と交わるように設定されている。すなわち、LD 16 a ~ 16 e の各々が発するレーザー光は、中心軸 C 上のある点を指し示す。

【0056】

また、図 1 の (b) に示すように、磁場誘導装置 1 において、LD 16 a ~ 16 e は、スリーブ 14 の内壁において、患部 2 a に近接する端部近傍に形成されている。コイル 13 により発生される磁化力ベクトル F_M は、コイル 13 の開放端部付近で極大となる。LD 16 a ~ 16 e は、磁化力ベクトル F_M が極大となる位置を指し示すように、スリーブ 14 の内壁に配置されていることが好ましい。磁化力ベクトル F_M が極大となる位置は、特許請求の範囲に記載の磁化力の絶対値が所定の値を上回る位置の一例である。

20

【0057】

ここで、上記所定の値とは、磁性化細胞 C_M が患部 2 a に誘導されることができ磁化力ベクトル F_M の大きさである。コイル 13 は、少なくとも内側空間 15 の開放端部付近において、磁化力ベクトル F_M の大きさが上記所定の値を上回るように設計される。なお、磁化力ベクトル F_M の大きさが極大となる位置は L/D の値が大きいほど、コイル 13 の開放端部から内側に移動する。例えば、 L/D の値が 1.5 であるとき、コイル 13 の開放端部から内側略 30 mm の位置において、磁化力が極大となる。

30

【0058】

以上のような LD 16 a ~ 16 e の構成によれば、患部 2 a を磁化力が強い位置にセットすることが容易になる。

【0059】

(磁場誘導装置 1 の変形例)

本実施形態において、ケーシング 12、コイル 13、およびスリーブ 14 の横断面の形状は、円形であるものとして説明した。しかし、当該横断面の形状は、円形に限定されるものではなく、例えば、楕円形および長円形であってもよいし、正方形および長方形であってもよい。当該横断面の形状は、内側空間 15 に挿入する体の部位に応じて適宜定められてもよい。

40

【0060】

また、本実施形態においては、コイル 13 を構成する導線の線材として、常伝導体である銅を採用した。しかし、線材は、銅以外の常伝導体により構成されていてもよいし、超伝導体により構成されていてもよい。超伝導体としては、例えば Bi 系の高温超伝導体などを採用することができる。

【0061】

なお、ケーシング 12、コイル 13、およびスリーブ 14 の横断面の形状が円形とは異なる場合、内側空間 15 の内径としては、内側空間 15 の最大内径を採用すればよい。

【0062】

また、本実施形態において、ケーシング 12 は、支持軸 23、24 を回転軸として回転

50

することができる態様により、スタンド 2 1, 2 2 に対して回転可能に取り付けられている。しかし、特許請求の範囲に記載された支持部は、このようなスタンド 2 1, 2 2 に限られない。例えば、ケーシング 1 2 を x 軸, y 軸および z 軸方向に自在に回転および移動させることが可能な回転関節部を備えるアームにより、ケーシング 1 2 が支持されていてもよい。このような構成によれば、患者を動かすことなく、患部 2 a に対し好適な角度となるように、内側空間 1 5 の軸方向の向きを調整することが容易となる。

【0063】

また、本実施形態において、磁場誘導装置 1 は、レーザ光源として 5 つの LD 1 6 a ~ 1 6 e を備えている。しかし、磁場誘導装置 1 がレーザ光源を備える場合、レーザ光源の数はこれに限られず、いくつ備えていてもよい。例えば、無数のレーザ光源が、内側空間 1 5 に囲まれる所定の位置を取り囲むように配置されていてもよい。このような構成によれば、レーザ光が 3 6 0 ° 全方向から、略面状に上記所定の位置を指し示す。したがって、患部 2 a を上記所定の位置に精密にセットすることができる。

10

【0064】

また、本実施形態において、磁場誘導装置 1 は単一のコイル 1 3 を備えている。しかし、本発明の一態様に係る磁場誘導装置は、複数のコイルを備えていてもよい。

【0065】

〔実施形態 2〕

本発明の実施形態 2 に係る磁場誘導装置 1 0 1 について、図 3 を参照して説明する。図 3 の (a) は、磁場誘導装置 1 0 1 の斜視図である。図 3 の (b) は、磁場誘導装置 1 0 1 の横断面図である。なお、図 3 に図示する座標系は、図 1 に図示した座標系と同様に定めている。図 3 の (a) および (b) に示すように、磁場誘導装置 1 0 1 は、ケーシング 1 1 2 と、コイル 1 1 3 と、スリーブ 1 1 4 と、レーザダイオード (LD) 1 1 6 a ~ 1 1 6 h と、スタンド 1 2 1, 1 2 2 と、支持軸 1 2 3, 1 2 4 とを備えている。

20

【0066】

磁場誘導装置 1 0 1 を構成する各部材の部材番号の多くは、実施形態 1 に係る磁場誘導装置 1 を構成する各部材の部材番号を 1 0 0 番台に変更することによって得られる。すなわち、磁場誘導装置 1 0 1、ケーシング 1 1 2、コイル 1 1 3、スリーブ 1 1 4、内側空間 1 1 5、および LD 1 1 6 a ~ 1 1 6 e は、それぞれ、磁場誘導装置 1 のケーシング 1 2、コイル 1 3、スリーブ 1 4、内側空間 1 5、および LD 1 6 a ~ 1 6 e に対応する。また、磁場誘導装置 1 0 1 のスタンド 1 2 1, 1 2 2 および支持軸 1 2 3, 1 2 4 は、それぞれ、磁場誘導装置 1 のスタンド 2 1, 2 2 および支持軸 2 3, 2 4 に対応する。したがって、本実施形態では、磁場誘導装置 1 0 1 の構成のうち磁場誘導装置 1 と同様に構成され、同じ機能を有する部材については、その説明を省略する。

30

【0067】

(コイル 1 1 3 の横断面形状)

ケーシング 1 1 2 は、両端 (z 軸正方向側および z 軸負方向側の端部) が開放されるとともに、側面の一部が両端を接続するように開放された側面開口部 1 1 7 が形成され、その横断面における断面形状が半円形である半円筒状部材である。スリーブ 1 1 4 は、ケーシング 1 1 2 の内側壁に形成される。

40

【0068】

スリーブ 1 1 4 の側壁および側面開口部 1 1 7 により囲まれた空間は、コイル 1 1 3 の内側空間 1 1 5 に対応する空洞を構成する。スリーブ 1 1 4 は、当該空洞に対して、患部 2 a を含む足 2 を挿入することができるようにその内径 (長軸方向の長さおよび短軸方向の長さ) が定められている。

【0069】

本実施形態において、磁場誘導装置 1 0 1 は、側面開口部 1 1 7 を通して、足 2 に被せることで装着することができる。これにより、内側空間 1 1 5 に、患部 2 a を含む足 2 が配置される。そのため、ケーシング 1 1 2 の開放された一端から、内側空間 1 1 5 に対して足 2 を挿入する必要がない。よって、磁場誘導装置 1 0 1 を足 2 に装着することが容易

50

になる。

【0070】

なお、本実施形態においては、足2を内側空間115に配置するものとして説明している。しかし、内側空間115に配置する体の部位は、足2に限定されるものではなく、体の如何なる部位であってもよい。スリーブ114の内径は、内側空間115に挿入する体の部位のサイズに応じて適宜定めることができる。

【0071】

ケーシング112の内側には、図1の(b)に示すケーシング12と同様に、縦断面における断面形状が長方形である空間が形成されている。この空間内には、コイル113が収容されている。すなわち、コイル113もまた、横断面における断面形状が半円形である。このような形状は、特許請求の範囲に記載のC字型形状の一例である。なお、図3の(b)においては、コイル113を構成する導線の図示を省略している。

10

【0072】

ケーシング112、コイル113、およびスリーブ114の各々は、同軸となるように配置されている。ケーシング112、コイル113、およびスリーブ114に共通の中心軸を中心軸Cとする。

【0073】

コイル113の内側空間115は、コイル113の内側壁および側面開口部117により囲まれた空間である。内側空間115の横断面の断面形状が半円である場合、内側空間115の内径として上記半円における直径を採用すればよい。また、内側空間115の横断面の断面形状が半円とは異なる場合、内側空間115の内径としては、内側空間115の最大内径を採用すればよい。

20

【0074】

ケーシング112における側面開口部117は、開口角度が180度である。ここで、上記開口角度とは、ケーシング112における横断面の全周において、側面開口部117が開口していなかった場合の全周を360度としたときに側面開口部117に対応する中心角の角度を表す。すなわち、本実施形態において、ケーシング112の横断面の断面形状はちょうど半円形であることから、ケーシング112における上記開口角度は180度となる。

【0075】

このような開口角度によれば、磁場誘導装置101を上から置くことで、足2に容易に装着できるため、患部2aを内側空間115に容易に配置することができる。また、0.1T以上の磁場を印加するために過度に電力が必要となることを防ぐことができる。

30

【0076】

(磁場誘導装置101の変形例)

磁場誘導装置101の変形例として、磁場誘導装置201について図3の(c)および(d)を参照して以下に説明する。図3の(c)は、磁場誘導装置201の斜視図である。図3の(d)は、磁場誘導装置201の横断面図である。

【0077】

磁場誘導装置201を構成する各部材の部材番号の多くは、実施形態2に係る磁場誘導装置101を構成する各部材の部材番号を200番台に変更することによって得られる。すなわち、磁場誘導装置201、ケーシング212、コイル213、スリーブ214、内側空間215、LD216a~216e、側面開口部217、およびコイル芯218は、それぞれ、磁場誘導装置101のケーシング112、コイル113、スリーブ114、内側空間115、LD116a~116e、側面開口部117、およびコイル芯118に対応する。また、磁場誘導装置201のスタンド221, 222および支持軸223, 224は、それぞれ、磁場誘導装置101のスタンド121, 122および支持軸123, 124に対応する。したがって、磁場誘導装置201の構成のうち磁場誘導装置101と同様に構成され、同じ機能を有する部材については、その説明を省略する。

40

【0078】

50

本実施形態において、ケーシング 112 の横断面の形状は、半円形であるものとして説明した。しかし、図 3 の (c) および (d) に示すように、当該横断面形状は半円形ではなく、ケーシング 212 のように、側面開口部 217 の開口角度が 90 度の C 字型形状であってもよい。

【0079】

このような構成によれば、磁場誘導装置 201 の内側空間 215 を患部 2a に容易に配置することができ、かつ、0.1 T 以上の磁場を印加するために必要な電力は、磁場誘導装置 101 よりも少なくすることができる。上記開口角度が小さいほど、内側空間 215 を覆うコイル 213 は大きくなり、コイル 213 が大きいほど、少ない電力により内側空間 215 に強い磁場を印加することができるためである。なお、側面開口部 117 の開口角度は 180 度以下の如何なる角度であってもよい。

10

【0080】

また、磁場誘導装置 101, 201 の変形例として、磁場誘導装置 1 の変形例として記載した各構成を適宜適用することができる。したがって、ここでは、磁場誘導装置 101, 201 に適用可能な変形例の構成に関する説明を省略する。

【0081】

〔実施例および比較例〕

本発明の実施例 1 ~ 4 と、本発明の比較例 1, 2 について、図 3 ~ 図 6 を参照して説明する。

【0082】

20

(コイル 13 の長さ L)

磁場誘導装置 1 におけるコイル 13 の長さ L を設計パラメータとして複数の条件を設定し、内側空間 15 における磁化力分布のシミュレーションを行った。コイル 13 の内径 D は 200 mm、コイル 13 の径方向の巻き段数は 20 段とした。本発明の比較例 1, 2 の各々においては、長さ L として、それぞれ、20 mm および 40 mm を採用した。それに対して、実施例 1 ~ 4 の各々においては、長さ L として、それぞれ、60 mm、100 mm、200 mm、および 300 mm を採用した。したがって、比 L/D は、比較例 1 では 0.1、比較例 2 では 0.2、実施例 1 では 0.3、実施例 2 では 0.5、実施例 3 では 1.0、実施例 4 では 1.5 となる。

【0083】

30

また、コイル 13 の軸方向の巻き段数は、比較例 1 では 10 段、比較例 2 では 20 段、実施例 1 では 30 段、実施例 2 では 50 段、実施例 3 では 100 段、実施例 4 では 150 段とした。コイル 13 を構成する導線の直径は、2 mm (被膜込み) とした。コイル 13 に供給する電流は 2.5 A とした。磁気感受率は 1 とした。

【0084】

図 4 の (a) は、本発明の比較例 1 における磁化力ベクトル F_M の分布のシミュレーション結果を示す図である。図 4 の (b) ~ (d) の各々はそれぞれ、本発明の実施例 2 ~ 4 における磁化力分布のシミュレーション結果を示す図である。図 4 の (a) ~ (d) の各々において、コイル 13 の形状を二点鎖線により示している。図 4 の (a) ~ (d) の各々に図示する座標系は、図 1 に図示した座標系と同様に定めている。

40

【0085】

図 5 は、本発明の比較例 1, 2 および実施例 1, 2 における磁化力ベクトル F_M の傾きを示すグラフである。図 5 のグラフの横軸は、コイル 13 の x 軸方向における位置を中心からの距離として示している (単位は cm)。また、当該グラフの縦軸は、コイル 13 により発生される磁化力ベクトル F_M の傾き (図 2 参照) を示す。

【0086】

図 6 の (a) ~ (d) の各々は、それぞれ、本発明の比較例 1、実施例 2、実施例 3、および実施例 4 において、コイル 13 の開放端部における所定の線分上の磁化力ベクトルを示す図である。図 6 においては、コイル 13 の開放端部の位置を $x = 0$ としている。なお、図 6 の (a) ~ (d) において使用する座標系は、図 4 の (a) ~ (d) に図示した

50

座標系と同様である。図6の(a)~(d)各々の図において、横軸はコイル13のz軸方向における中心からの距離を示し、縦軸はコイル13のx軸方向における中心からの距離を示す(いずれも単位はcm)。

【0087】

図5に示すように、実施例1,2において、磁化力ベクトル F_M における傾きは45度未満であった。一方、比較例1において、傾きの最大値は45度を大きく上回り、60度を越えていた。また、比較例2において、傾きの最大値は略45度であった。

【0088】

図6の(a)に示すように、比較例1において、磁化力ベクトル F_M における径方向の成分は、軸方向の成分よりも大きかった。一方、図6の(b)~(d)に示すように、実施例2~4において、磁化力ベクトル F_M における径方向の成分は、軸方向の成分よりも小さかった。

10

【0089】

以上の結果より、コイル13のL/Dの値が0.3以上である場合に、コイル13から発生する磁化力ベクトル F_M における傾きは45度未満となることが分かった。すなわち、L/Dの値が0.3以上となるような形状であるコイル13によれば、患部2aの近傍に注入された磁性化細胞 C_M を患部2aに向かって誘導する場合に、磁性化細胞 C_M を上記軸方向に沿って誘導することが容易になることが分かった。

【0090】

(C字型形状のコイル113, 213)

20

磁場誘導装置101のコイル113および磁場誘導装置201のコイル213における、内側空間115, 215の磁化力分布のシミュレーションを行った(それぞれ、本発明の実施例5および6とする)。図7の(a)および(b)は、本発明の実施例5および実施例6における磁化力ベクトル F_M の分布のシミュレーション結果を示す図である。図7の(a)および(b)において、コイル113, 213の形状を二点鎖線により示している。なお、図7の(a)および(b)に図示する座標系は、図1に図示した座標系と同様に定めている。

【0091】

コイル113, 213はいずれも、最大内径は200mm、径方向の巻き段数は20段、軸方向の巻き段数は200段、長さLは400mmとした。コイル113, 213を構成する導線の直径は、2mm(被膜込み)とした。また、コイル113, 213に供給する電流は2.5Aとした。磁気感受率は1とした。

30

【0092】

実施例5および6において、横断面形状がC字型形状のコイル113, 213に2.5Aの電流を流した場合でも、コイル113, 213の端部付近において大きな磁化力ベクトル F_M が発生することが分かった。また、磁化力ベクトル F_M は、径方向の成分よりも軸方向の成分が多いことが分かった。

【0093】

以上の結果より、横断面形状がC字型形状のコイル113, 213によっても、過度に大きな電力を必要とせず、患部2aの近傍に注入された磁性化細胞 C_M に磁化力を作用させることができることが示された。

40

【0094】

本発明は上述した各実施形態に限定されるものではなく、請求項に示した範囲で種々の変更が可能であり、異なる実施形態にそれぞれ開示された技術的手段を適宜組み合わせて得られる実施形態についても本発明の技術的範囲に含まれる。

【符号の説明】

【0095】

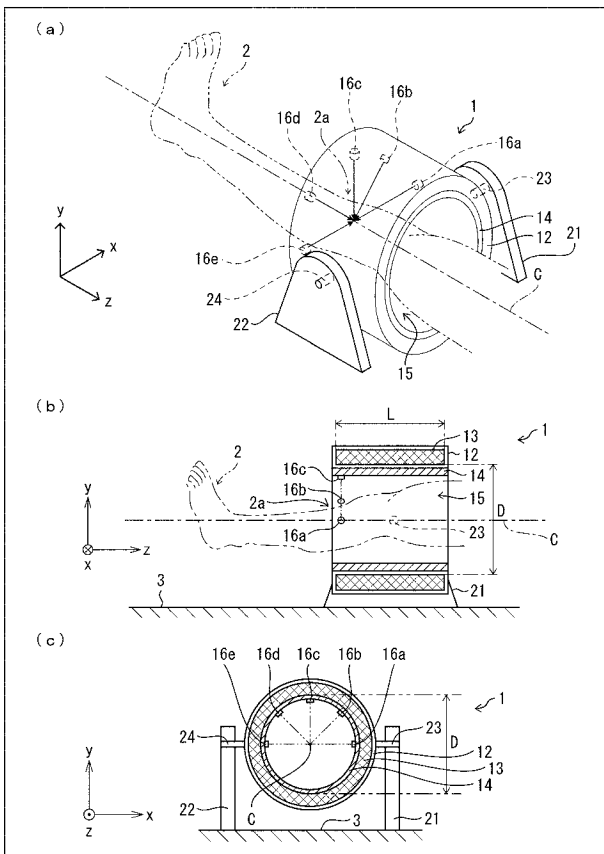
- 1、101、201 磁場誘導装置
- 2 足
- 2a 患部

50

- 1 2、1 1 2、2 1 2 ケーシング
- 1 3、1 1 3、2 1 3 コイル
- 1 4、1 1 4、2 1 4 スリーブ
- 1 5、1 1 5、2 1 5 内側空間
- 1 6 a ~ 1 6 e、1 1 6 a ~ 1 1 6 e、2 1 6 a ~ 2 1 6 e レーザダイオード (L D)
- (レーザ光源)
- 2 1、2 2、1 2 1、1 2 2、2 2 1、2 2 2 スタンド (支持部)
- 2 3、2 4、1 2 3、1 2 4、2 2 3、2 2 4 支持軸
- 1 1 7、2 1 7 側面開口部

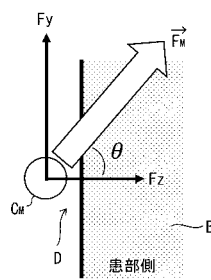
【 図 1 】

図 1

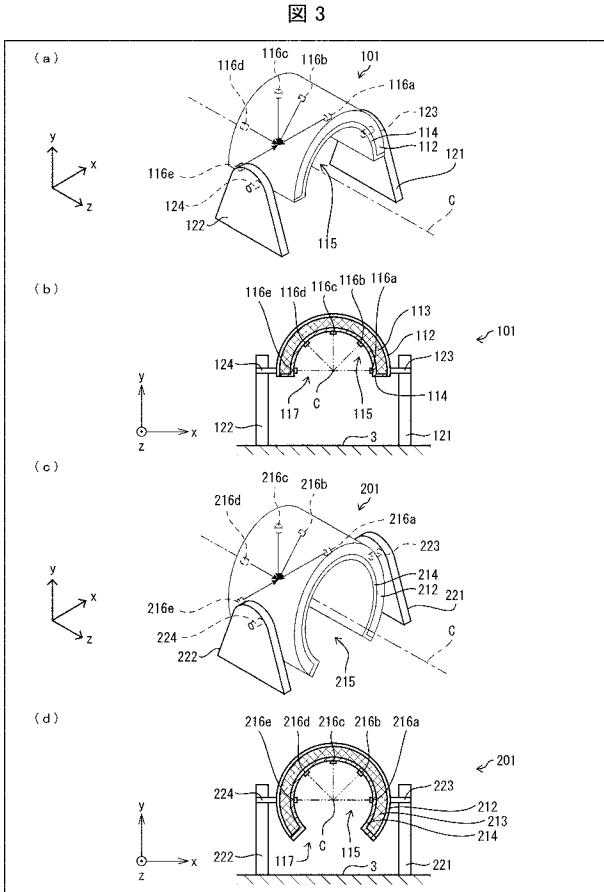


【 図 2 】

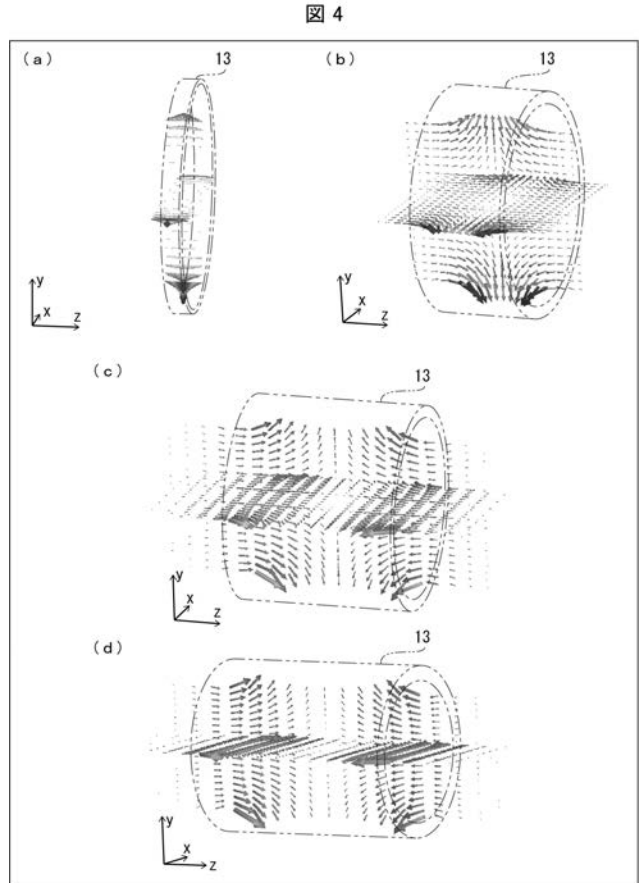
図 2



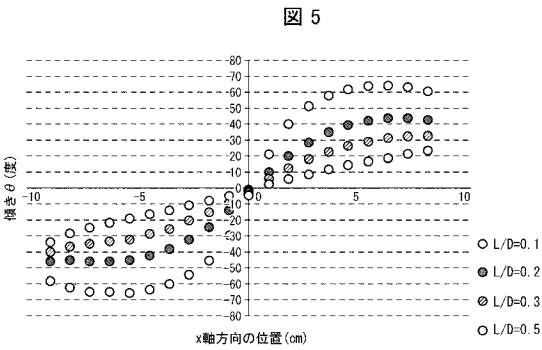
【 図 3 】



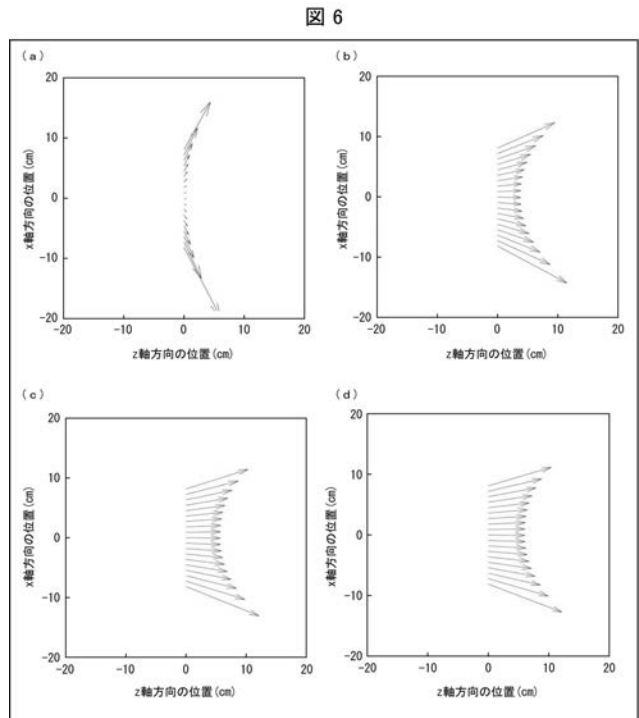
【 図 4 】



【 図 5 】

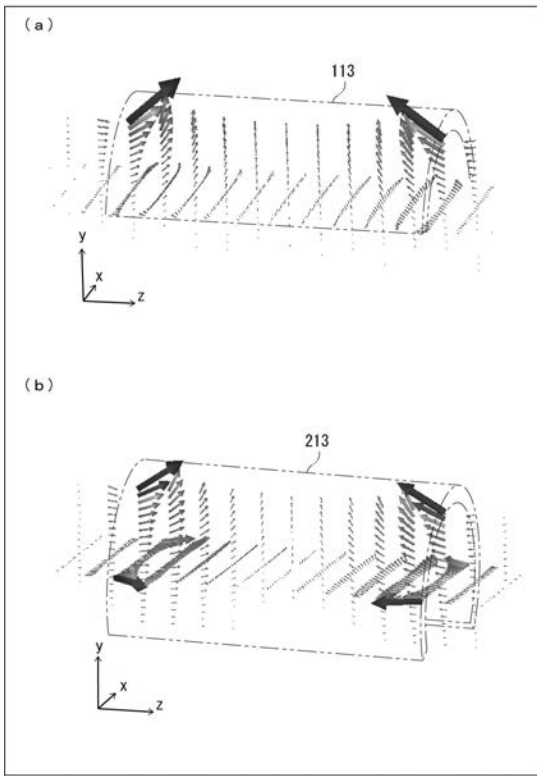


【 図 6 】



【 図 7 】

図 7



フロントページの続き

- (72)発明者 田中 義和
広島県東広島市鏡山一丁目4番1号 国立大学法人広島大学大学院工学研究科内
- (72)発明者 平見 尚隆
広島県東広島市鏡山一丁目3番2号 国立大学法人広島大学内