

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4213861号
(P4213861)

(45) 発行日 平成21年1月21日(2009.1.21)

(24) 登録日 平成20年11月7日(2008.11.7)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 5/055 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 5/05 3 5 0

請求項の数 10 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2000-522838 (P2000-522838)
 (86) (22) 出願日 平成10年11月25日 (1998.11.25)
 (65) 公表番号 特表2001-524340 (P2001-524340A)
 (43) 公表日 平成13年12月4日 (2001.12.4)
 (86) 國際出願番号 PCT/IB1998/002111
 (87) 國際公開番号 WO1999/027846
 (87) 國際公開日 平成11年6月10日 (1999.6.10)
 審査請求日 平成17年11月17日 (2005.11.17)
 (31) 優先権主張番号 60/066,980
 (32) 優先日 平成9年11月28日 (1997.11.28)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(73) 特許権者 000153498
 株式会社日立メディコ
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
 (72) 発明者 リチャード、マーク アドリアン
 アメリカ合衆国 オハイオ、サウス ュー
 クリッド、ブリッジビュー ドライブ 3
 743
 (72) 発明者 コアモス、ドナルド ウィリアム
 アメリカ合衆国 オハイオ、バーマ、マゼ
 パ トレイル 1635
 審査官 伊藤 幸仙

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】インターベンショナルMR I応用のためのコイルハーネス組立体

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

M R I コイル組立体であつて，
 ベース，前記ベースの第1の側部から前記ベースより上にそれを覆って延びる第1及び第2のアーム部材，前記ベースの第2の側部から前記ベースより上にそれを覆って延びる第3及び第4のアーム部材，前記第1のアーム部材と前記第2のアーム部材の間に延びる第1のクロス部材，及び前記第3のアーム部材と前記第4のアーム部材の間に延びる第2のクロス部材を含み，前記第1のアーム部材は前記第3のアーム部材と整列しつゝこれに取外し可能に接続され，また前記第2のアーム部材は前記第4のアーム部材と整列しつゝこれに取外し可能に接続されたハーネスと，前記ベースに沿って延びる共通セグメント，前記共通セグメントから延び，前記第1のアーム部材に沿い前記第1のクロス部材に達しこれに沿い，そして前記第2のアーム部材に沿い前記共通セグメントに戻る第1の翼部材，及び前記共通セグメントから延び，前記第3のアーム部材に沿い前記第2のクロス部材に達しこれに沿い，そして前記第4のアーム部材に沿い前記共通セグメントに戻る第2の翼部材を含み，前記ハーネスに沿って延びる第1のコイル部材と，前記ハーネスに沿って延び，少なくとも第1及び第2のループを含み，前記第1のループはほぼ前記第1のアーム部材と前記第3のアーム部材に沿って延び，前記第2のループはほぼ前記第2のアーム部材と前記第4のアーム部材に沿って延び，前記第1及び第2のループは電気的に接続される第2のコイル部材と，を包含するM R I コイル組立体。

【請求項2】

10

20

請求項 1 に記載の M R I コイル組立体であつて，前記第 1 及び第 2 のアーム部材は，実質的に相互に平行であり，また前記第 3 及び第 4 のアーム部材は，実質的に相互に平行である M R I コイル組立体。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の M R I コイル組立体であつて，前記第 1 及び第 2 のクロス部材は実質的に相互に平行に延びる M R I コイル組立体。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の M R I コイル組立体であつて，前記の第 2 のコイル部材の第 1 のループは，前記第 1 のアーム部材に沿って延びる第 1 のセグメントと前記第 3 のアーム部材に沿って延びる第 2 のセグメントにより形成され，前記組立体は更に前記第 1 及び第 2 のセグメントを電気的に接続するため前記第 1 及び第 3 のアーム部材の端部にそれぞれ置かれる第 1 及び第 2 の嵌合電気的コネクタを含む M R I コイル組立体。10

【請求項 5】

請求項 4 に記載の M R I コイル組立体であつて，前記の第 2 コイル部材の第 2 のループは，前記第 2 のアーム部材に沿って延びる第 3 のセグメントと前記第 4 のアーム部材に沿って延びる第 4 のセグメントにより形成され，前記組立体は更に前記第 3 及び第 4 のセグメントを電気的に接続するため前記第 1 及び第 3 のアーム部材の端部にそれぞれ置かれる第 3 及び第 4 の嵌合電気的コネクタを含む M R I コイル組立体。

【請求項 6】

請求項 1 に記載の M R I コイル組立体であつて，前記の第 1 コイル部材はサドルコイルを含み，また前記の第 2 コイル部材はソレノイドコイルを含む M R I コイル組立体。20

【請求項 7】

請求項 1 に記載の M R I コイル組立体であつて，第 1，2，3，及び第 4 のアーム部材は柔軟性である M R I コイル組立体。

【請求項 8】

請求項 1 に記載の M R I コイル組立体であつて，第 1 のコイル部材は出力を含み，また前記第 2 コイル部材は出力を含み，前記 M R I コイル組立体は更に前記出力の各々に接続され，前記ハーネスから延びる少なくとも 1 つの導体を含む M R I コイル組立体。

【請求項 9】

M R I コイル組立体であつて，30
縦軸，前記縦軸にほぼ直角に延びる第 1 の構造用ループ，前記第 1 の構造用ループから軸方向に離れ，前記縦軸にほぼ直角に延びる第 2 の構造用ループ，前記縦軸にほぼ平行に，前記第 1 と第 2 の構造用ループの間に延びる 1 本または 2 本のクロス棒，及び前記第 1 と第 2 の構造用ループの間に延びるベースを含むハーネスと，

前記ハーネスに沿って延びる第 1 のコイル部材と，

前記ハーネスに沿って延びる第 2 のコイル部材とを包み，

前記第 1 のコイル部材は，前記ベースに沿って延びる共通セグメントと，前記共通セグメントから部分的に前記第 1 の構造用ループに沿いその第 1 の側において延び，前記少なくとも 1 つのクロス棒に達してそれに沿い，そして部分的に前記第 2 の構造用ループに沿いその第 1 の側において延び前記共通セグメントへ戻る第 1 の翼セグメントと，前記共通セグメントから部分的に前記第 1 の構造用ループに沿いその第 2 の側において延び，前記少なくとも 1 つのクロス棒に達してそれに沿い，そして部分的に前記第 2 の構造用ループに沿いその第 2 の側において延び前記共通セグメントへ戻る第 2 の翼セグメントとを含む M R I コイル組立体。40

【請求項 10】

請求項 1 に記載の M R I コイル組立体であつて，前記第 1 と第 2 のアーム部材は間隙を隔てて配置され，前記第 3，第 4 のアーム部材も間隙を隔てて配置されている M R I コイル組立体。

【発明の詳細な説明】

【0001】

優先権主張

この出願は、1997年11月28日に出願された予備出願一連番号第60/066,980号の利益を主張する。

(背景)

本発明は、一般に磁気共鳴イメージングに関し、より詳しくは、磁気共鳴イメージングにおいて使用するためのコイルハーネス(coil harness)組立体に関する。

【0002】

磁気共鳴イメージング('MRI')は、核磁気共鳴('NMR')原理に基づき患者の詳細な、2次元及び3次元画像を得るための周知の手順である。MRIは、柔らかい組織のイメージングに良く適しており、また主として内部損傷又は内科の病気の診断に使用されてきた。典型的なMRIシステムは、一般に、患者の組織の一部を覆い又は取巻く様な大きさの極めて強い均質な磁界を発生することの出来る磁石と、検査中の患者の組織のその部分を取り巻く受信機コイルを含む無線周波数('RF')送信機及び受信機システムと、検査中の患者の組織の特定の部分を空間内に配置する磁気勾配システムと、受信機コイルからの信号を受信し、医師又はMRI係員により見るための可視画像の様な解釈できるデータへ信号を処理するための計算機処理/イメージングシステムを含む。MRI技術及び機器に関するその上の情報は、バン・ノストランドの科学百科辞典、英語版、pp. 2198-2201及び米国健康及びヒューマンサービス省、「磁気共鳴イメージングシステムとの医療デバイスインタラクション」、1997年2月7日に見出だすことが出来る。MRIにおいて使用される一般原理及び関連機器は周知であり、従って追加の開示は必要ない。

10

【0003】

「オープン」MRIシステムの出現は、患者により快適な検査プロセスを提供し、またMRI係員及び医師にも、患者の一部がMRIシステムにより観られている間患者へのアクセスを提供した。この様なオープンMRIシステムの例は、AIRIS(登録商標)及びAIRIS(登録商標)IIシステムであり、日立・メディカルシステムズ・アメリカ社から市販されている。オープンMRIシステムは、MRIシステムが画像を生成しながら、医師及び他のMRI係員が患者にインターベンショナル外科手術(interventional surgery)又は他の医療処置を行うことを可能にする。

20

【0004】

30

オープンMRIシステムは、また実時間に近い信号捕捉、画像再構成及び画像表示をこの様なインターベンショナル処置と組合わせる「MR透視法」(Fluoroscopy)を便利にする。従って、MR透視法を利用することにより、医師は、その組織に対して医療処置を遂行しながら組織の2次元又は3次元画像を実質的に実時間(ほぼ1秒当たり1画像)で監視出来るであろう。例えば、もし医師が針又は内視鏡の様なMRと両立出来る道具を特定の器官の中へ、他の器官を避けながら挿入しようと望むならば、医師は内視鏡の通路を、MR画像を観察画面上で觀ることにより内部的に監視出来るであろう。

【0005】

インターベンショナルMRI処置に使用するための従来のコイルは、典型的には単ーループソレノイドコイル設計を含む。なぜなら、これらのコイルは極めて狭く(幅が3-5cm)、そのコイルは固有的にオープンで患者のアクセスに対して広い領域を許容する。その様な単ーループソレノイドコイルの不利益は、この様なコイルを用いて遂行されるインターベンショナル処置の種類が制限されることである。その理由は、この単ーループソレノイドコイルは、望ましくない信号対雑音比をもつ傾向があり、更に、それらは比較的大きな検査容積を与えないことである。従って、その様な単ーループソレノイドコイルは、内視鏡器具が患者の身体の中へ、例えば傾斜した角度で入るインターベンショナル処置においては望ましくない。

40

【0006】

直交コイル('QD')装置は望ましい信号対雑音比を与える。しかし、この様なQD装置をインターベンショナル処置において使用する不利益は、コイルを収容しつつコイルを

50

検査される患者の部分の回りに位置決めするためのコイルハーネスが、医師による患者のその部分への直接アクセスを妨げることである。例えば、Q D 装置のための従来の背柱(s p i n e) / 胸体(b o d y)コイルハーネスは、各側から横方向に延びる孔のないコイルラップを持つ実質的に長方形のベースを含んでいる。2つのラップは、患者の胸体の回りを包み、患者より上で出会い、患者の回りの連続的な孔のないループを形成する。したがって、これらラップは検査される患者の組織のその部分を実質的に囲むので、患者のこの部分へのインターベンショナルのアクセスは制限される。

【 0 0 0 7 】

したがって、M R I 観察プロセス中、及び特に、M R 透視法中に、患者への最適のアクセスを与えるように修正されたQ D ハーネスを提供する必要性が存在する。

10

【 0 0 0 8 】

(概要)

本発明は、M R I 観察プロセス中に観察されている患者の組織のその部分へのアクセスを本質的に最適にする直交コイル装置のためのコイルハーネスを提供する。本発明の1つの観点において、直交コイル装置は、2巻のソレノイドコイル及びサドル(s a d d l e)コイルを含む。その2巻のソレノイドコイルは、そのループの軸が患者の軸に本質的に平行な様に方向付けられている。そのサドルコイルは、そのループの軸が本質的に患者の軸に垂直であるように方向付けられる。ソレノイドコイル及びサドルコイルはケーシング内に収容され、このケーシングは、長方形ベースと、そこから横方向に延びる2対の実質的に平行で、かつ柔軟性を有したアームであって、アームの各々は、その端に取付られたカップリングを持ち、アームがループを形成するように一緒に連結される2対のアームと、1対のクロス棒であって、各クロス棒がそれぞれ1対の平行アームの間に延びる1対のクロス棒とを含む。

20

【 0 0 0 9 】

平行な柔軟性のアーム、及び1対の端を別の対に連結して形成されるループは、それらの間が実質的に大きな隙間、好ましくは15 - 25 cmで相互に軸方向に離れている。それ故に、本発明のQ D コイルハーネスは、動作状態にある時は、ハーネスの各側に開口を与え、各開口は2つの柔軟性のアームの間でベースからハーネス回りに150°近く延びている。これらの開口は、他のインターベンショナル処置と同様に背柱処置の様なM R 透視法処置の間患者へのアクセスを提供する。

30

【 0 0 1 0 】

本発明の別の観点において、M R I イメージングにおいて使用するためのコイル組立体は、ベースを含むハーネスを含む。第1及び第2のアーム部材は、ベースの第1の側からベースより上にこれを覆って延び、また第3及び第4のアーム部材は、ベースの第2の側からベースより上にこれを覆って延びる。第1のクロス部材は第1のアーム部材と第2のアーム部材の間に延び、また第2のクロス部材は第3のアーム部材と第4のアーム部材の間に延びる。第1のアーム部材の端は第3のアーム部材の端と整列し、これに取外し可能に接続され、また第2のアーム部材の端は第4のアーム部材の端と整列し、これに取外し可能に接続される。第1及び第2のコイル部材は各々がハーネスに沿って延びる。

40

【 0 0 1 1 】

(詳細な説明)

図1及び2に示す様に、この発明の1つの実施例においてはサドルコイル及びソレノイドコイルが利用される。サドルコイル10は、ベース又は共通セグメント12及びベースセグメント12に平行に結合された1対の翼セグメント14a、14bを含む。2巻ソレノイドコイル16は、2つのループ18a、18bを形成するため捩じられている単一コイルであり、これらループは点20においてオーバーラップしている。

【 0 0 1 2 】

サドルコイル10及び2巻ソレノイドコイル16の各々は信号取出しポート22、24をそれぞれ含む。これらコイルの各々は、これらコイル内の固有インダクタンスがこれらコンデンサにより打消されるように選択された複数のコンデンサを含む。コイルの各々はM

50

R I システムの動作の周波数に同調される。動作の周波数は、テスラ (Tesla) の単位における静磁場の強度を磁気回転比 (gyromagnetic ratio) で掛算したもので定義され、この磁気回転比は陽子に対してテスラ当たり約 42.6 MHz である。したがって、0.3 T 磁石を持つ A I R I S システム (上述の) に対して動作の周波数は約 12.7 MHz である。コンデンサなしのコイルはインダクタンス (及び導体に固有の抵抗) を持つだけである。このコイルは式を使用して共鳴に同調される。

【0013】

【数1】

$$f = 1 / (2 \pi (L C))$$

【0014】

10

ここに L はコイルのインダクタンス、C は付加されたコンデンサのキャパシタンスである。通常、しかし、1つより多いコンデンサがコイルと直列に置かれる。それで、合計キャパシタンスは $1/C_1 + 1/C_2 + \dots$ として計算される。

【0015】

図3に示すように、直交コイル装置のサドルコイル及び2巻ソレノイドコイルを収容するためのコイルハーネス26は、両側及び両端をそれぞれ持つ長方形ベース28を含む。本質的に平行で、柔軟性のアーム30a、30bの2つの相対向する対は、ベース28の両側から横方向に延び、一般にベースより上でこれを覆う。アームの各々は、相対向し、整列する両アームが取外し可能に結合され一緒にループを形成するように、その両端に取付けたカップリング機構32を持つ。ハーネスの軸Aは、ベースの両端を横切って延びかつ相互接続されたアームにより形成されるループを大体中心を通って延びる一つの線により定義される。クロス棒34a、34bは各それぞれのアームの対の間に、好ましくはアームのカップリング機構32の間に延びる。コイルハーネス26は、またMRI処置中に相対向する柔軟性アームを取り外し可能に一緒に接続するためのラッチ機構36を含む。少数だけ名をあげると、フック及びラッチ手段、帯及びプラスチックバックル (buckle) 又はクリップ接続器、又はプラスチックスナップ接続器を含む種々のラッチ機構が利用出来る。

20

【0016】

アームの各々は、好ましくは実質的に大きな空隙で相互に離れ、これは好ましくは 15 - 25 cm である。相対向する柔軟性アームの対が一緒に結合される時、クロス棒34a、34bは示される様に相互に離れその間に、患者又はハーネス軸Aに平行な空隙を与えても良く、それは約 50 - 70 mm である。代わりに、クロス棒34a、34bは相互に隣接して位置決めされその間に意味のある空隙を与える事なくても良い。それ故に、本発明のコイルハーネス26は、動作状態 (柔軟性アームは取り外し可能に一緒に結合) にある時、その各側に円周の回りにベース28の側部からクロス棒34a、34bへほぼ 150° 延びる開口を与える。クロス棒の間の患者上部の開口はもし望むならば設けても良い。2つの側方の開口は、ベースの形状及びクロス棒の位置決めに依存して変化することが認められ、各クロス棒はベース28の最も近い側面部分から円周に沿い少なくとも 125° 離れるのが好ましい。しかし、円周に沿い 125° より少ない間隔は、本発明の範囲内にあると考えられる。

30

【0017】

図4に示す様に、サドルコイル10はハーネス26内に収容され、これによりベース又は共通セグメント12は長方形ベース28に沿って延び、また翼部分14a、14bは別個にそれぞれのアーム30a、30bの対に沿って延び、彼等の関連するクロス棒34a、34bの中に延びる。それ故に、サドルコイル10はハーネス26内において、そのループ(翼)の軸は本質的に患者又はハーネス軸Aに垂直である様に方向付けられる。より詳しくは、共通セグメント12は、ベースに沿って延びる。翼セグメント14aは、共通セグメント12から延び、対 30a の一方のアーム部材に沿い、クロス棒34aに達しましたそれに沿い、そして対 30a の他方のアーム部材に沿い共通セグメント12へ戻る。翼セグメント14bは、共通セグメント12から延び、対 30b の一方のアーム部材に沿い、

40

50

クロス棒 34b に達しましたそれに沿い、そして対 30b の他方のアーム部材に沿い共通セグメント 12 へ戻る。

【 0018 】

図 5 に示す様に、ソレノイドコイル 16 はハーネス 26 内に収容され、これによりクロスオーバ点 20 はベース 28 内に存在し、また各ループ 18a、18b は、相対向し、取外し可能に接続される柔軟性アームにより形成される別個のハーネスループ 19a、19b の中に位置決めされる。図 2 及び 5 に示される様に、個々のループ 18a、18b の各々は、分離可能な 2 つのセグメントにより形成され、また点 38a、38b において電気的に接続可能となっている。それ故に、2 巻ソレノイドコイル 16 は、そのループの軸が患者に対し又はハーネス軸 A に対し実質的に平行になるように方向付けられる。2 つの別個の導電性セグメント 70、72 は、両ループ 18a、18b を電気的に接続するためベース 28 に沿って延びる。別個の導電性セグメント 70、72 は点 20 においてオーバラップするが、この様な点 20 において相互に電気的な導電性接触にはない。従って、ベース 28 の一方の側におけるループ 18a の側 74 は、ベース 28 の他方の側におけるループ 18b の側 76 とセグメント 70 により電気的に接続される。同様に、ループ 18a の側 78 はループ 18b の側 80 とセグメント 72 により電気的に接続される。
10

【 0019 】

サドルコイル 10 と 2 巻ソレノイドコイル 16 の両方は同じコイルハーネス 26 内に収容されることは本技術分野に習熟した者にとって明らかであろうが、しかし、それらは明瞭のため図 4 及び 5 に分離して示されている。このハーネスは、一般的な形状を保つため十分に堅いが、また好ましくはアームの幾らかの運動を許容するため十分に柔軟性のあるいかなる適当な非強磁性体材料で作ることが出来る。例えば、成型されたプラスチック又は他の高分子材料がハーネスの骨格に利用出来、またコイルはプラスチックの表面に沿い又はプラスチックの中に形成又は機械加工された溝内を通ることが出来る。コイルを持つハーネスの骨格は、次にコイルを患者から隔離するためビニールの様な材料で覆われる。ハーネス骨格及びカバーのため他の材料が利用出来ることは認められる。
20

【 0020 】

図 3 に戻り参照すると、ベース 28 は、サドルコイル 10 及び 2 巻ソレノイドコイル 16 の収容部分に加えて、コイルの動作に必要な他の回路を含み、またケーブル 40 を通ってベース 28 を出る信号取出し線 22、24 を含む。図 6 - 8 に示す様に、オープン位置にあるハーネス 26 が示され、ソレノイドループ 18a、18b は一緒に点 38a、38b において正及び負のリード（ピン及びソケット形式のコネクタ）40、42 にそれぞれ結合される。同じ目的のため多くの他の電子的カップリング／コネクタがあることは本技術分野に習熟した者にとって明らかであろう。
30

【 0021 】

本実施例は、脊柱／胴体コイルハーネスとして使用するための物であるが、本発明の他の実施例は患者の組織の他の部分に使用するための寸法に合わせることが出来る。更に、コイルとハーネスは、胴体の直径に従って信号対雑音比を最適にするため異なる寸法の患者に使用するため修正できる。それ故に、ここに特定した寸法は、胴体ハーネスに対して好みしいが、この様な寸法は広く変化することが出来、特により小さなハーネスが、腕又は脚の様な組織のより小さな部分に対して作られる場合にそうである。なお更に、ベースの相反対側から延びるアーム部材は好ましくは整列し、ループを形成するため取外し可能に接続されるが、ベースの相反対側から延びるアーム部材を持ち、そこにアーム部材は相互に恒久的な方法で接続され又は相互に一体として形成され本発明の範囲内にあるコイル組立体を作ることが出来る。
40

【 0022 】

アームは柔軟性ではなく、実質的に剛性であるものも本発明の範囲内にあることが認められる。2 巻ソレノイドコイルを置換した 4 巻ソレノイドコイルも更に本発明の範囲内にある。この様なコイルは 2 組の 2 ソレノイド巻きを持つであろう。各組は柔軟性アームの 1 つの中に一緒に接近して（2 から 5 cm）位置決めされ、しかるにこれらの組は 15 から
50

20 cm離れている。同様に、他のコイル形式及び形状は本発明のハーネスを使用して確立できるかも知れない。

【0023】

図9を参照すると、本発明の代わりの実施例が示され、そこではまだ1個のクロス部材34'がアーム30bの対の間に設けられる。アーム30aの対はアーム30bの対に前述と同様な方法で接続されるが、異なる点は、直交コイルの翼部分14aを完成させるリンクを与えるため追加の電気的接続を設ける点である。従って、動作可能な様式に接続されると、両方の翼部分14a及び14bは、単一のクロス部材34'に沿って延びる一つのセグメントを含む。この単一のクロス部材には、もし望むならば中央開口を設けることが出来ることも理解される。更に、本発明の範囲から逸脱することなく1組の平行アームの間に2つの別個のクロス部材を同様に設けることが出来る。

10

【0024】

ここに述べた形状及び装置は、本発明の好ましい実施例を構成するが、この発明はこれらの正確な装置の形状には限定されず、その中に本発明の範囲から逸脱することなく変更がなされ得ることを理解すべきである。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明の1つの観点により提供される直交コイル装置のサドルコイルの概略の表示を与える。

【図2】 直交コイル装置のソレノイドコイルの概略の表示を与える。

【図3】 本発明の別の観点による動作状態に接続された2対の平行アームを持ったハーネスの斜視図を与える。

20

【図4】 図3のハーネス内に収容されたサドルコイルの斜視図を与える。

【図5】 図3のハーネス内に収容されたソレノイドコイルの斜視図を与える。

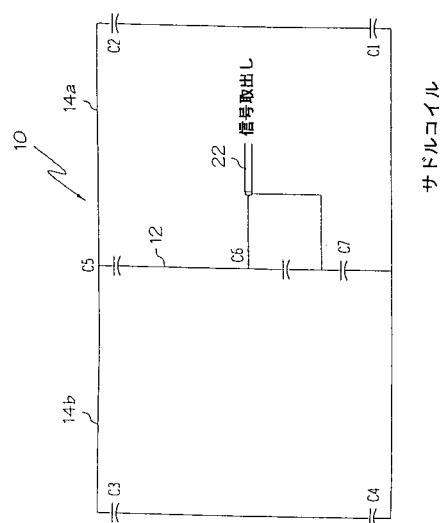
【図6】 オープン位置における図3のハーネスの斜視図を与える。

【図7】 図6のハーネスの1つの接続部分の拡大された斜視図を与える。

【図8】 図6のハーネスの別の接続部分の拡大された斜視図を与える。

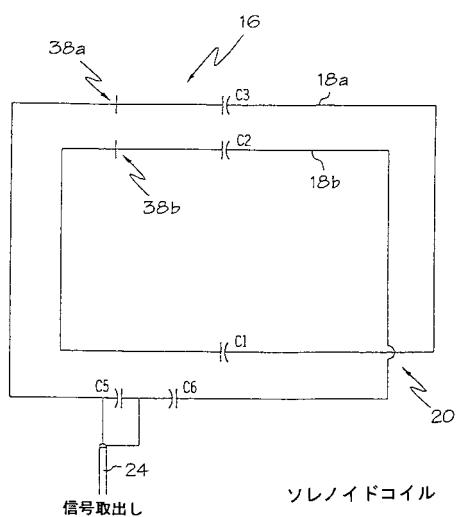
【図9】 クロス棒を1本で構成したハーネスの斜視図を与える。

【図1】



サolenoidコイル

【図2】



ソolenoidコイル

【図3】

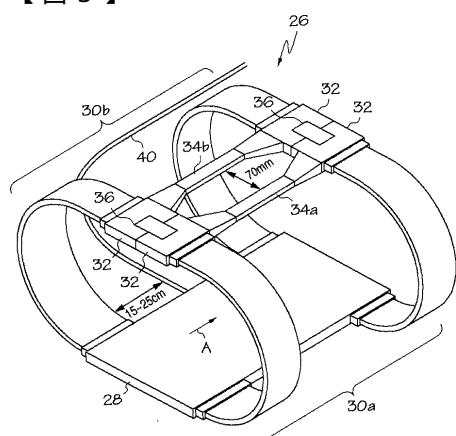


FIG. 3

【図4】

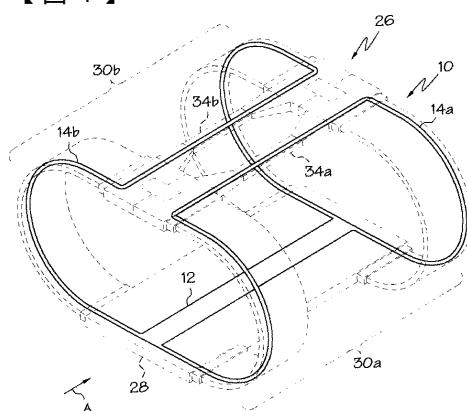


FIG. 4

【図5】

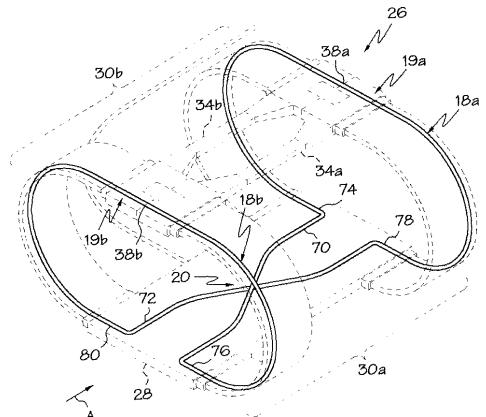


FIG. 5

【図6】

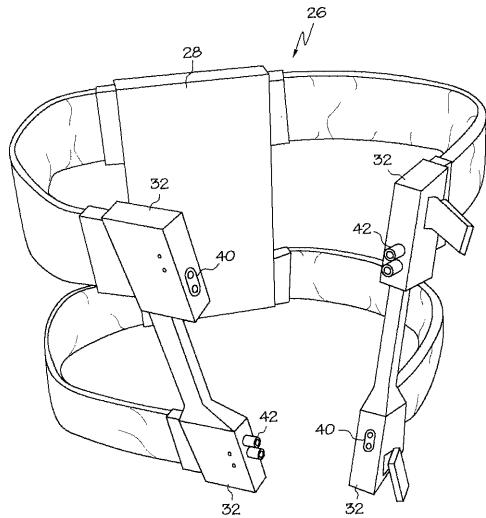


FIG. 6

【図7】

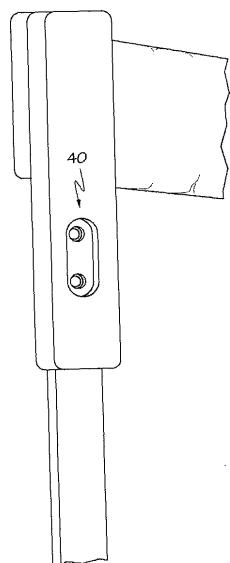


FIG. 7

【図8】

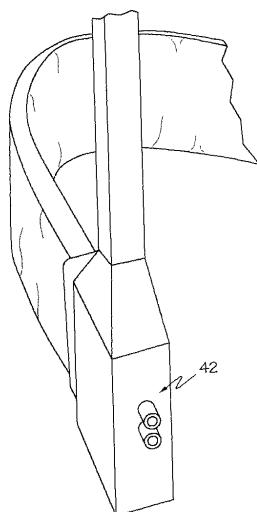


FIG. 8

【図9】

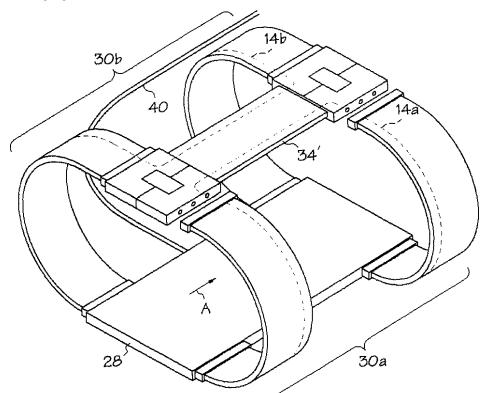


FIG. 9

フロントページの続き

(56)参考文献 特開平05-269109(JP,A)
特開平10-043162(JP,A)
特開平10-179538(JP,A)
特開平05-245125(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/055