

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5020631号  
(P5020631)

(45) 発行日 平成24年9月5日(2012.9.5)

(24) 登録日 平成24年6月22日(2012.6.22)

(51) Int.Cl.

F I

**A 6 1 B 5/055 (2006.01)**

A 6 1 B 5/05 3 5 5

請求項の数 7 (全 34 頁)

(21) 出願番号	特願2006-517720 (P2006-517720)	(73) 特許権者	390041542
(86) (22) 出願日	平成16年6月28日 (2004.6.28)		ゼネラル・エレクトリック・カンパニー
(65) 公表番号	特表2007-524465 (P2007-524465A)		アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネクタデー、リバーロード、1番
(43) 公表日	平成19年8月30日 (2007.8.30)	(74) 代理人	100137545
(86) 国際出願番号	PCT/US2004/020653		弁理士 荒川 聡志
(87) 国際公開番号	W02005/006007	(74) 代理人	100105588
(87) 国際公開日	平成17年1月20日 (2005.1.20)		弁理士 小倉 博
審査請求日	平成19年6月20日 (2007.6.20)	(74) 代理人	100129779
(31) 優先権主張番号	60/483, 731		弁理士 黒川 俊久
(32) 優先日	平成15年6月30日 (2003.6.30)	(72) 発明者	ロブ, フレイザー・ジェイ・エル
(33) 優先権主張国	米国 (US)		アメリカ合衆国、オハイオ州、オーロラ (番地なし)

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 オープン末梢血管コイル及び末梢血管イメージングを行う方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

末梢血管コイル(50)を有して末梢血管イメージングを行うオープン磁気共鳴イメージング・システムにおいて、

前記末梢血管コイル(50)が、

複数のコイル素子を有するベースコイルセクション(52)と、

各々が複数のコイル素子を有する複数のコイルセクション、

とを具備し、

前記複数のコイルセクションの各々は、

前記ベースコイルセクション(52)に取り外し自在に取り付けられるように構成され、また、

不均一な逆回転コイル素子と共回転2巻きソレノイド・コイル素子とサドル・コイル素子の少なくとも1つを含み、

前記ベースコイルセクション及び複数のコイルセクションが、共に複数のイメージングステーション(92, 94, 96, 98)を形成し、

前記複数のイメージング・ステーションの少なくとも3つが、不均一な逆回転アレイで構成されるコイル素子(62, 70, 78)を備えることを特徴とするオープン磁気共鳴イメージング・システム。

【請求項 2】

前記複数のイメージングステーションの各々が、2つのサドル・コイル素子を含む請求項

10

20

1に記載のオープン磁気共鳴イメージング・システム。

【請求項3】

前記複数のイメージングステーションは、

( i ) 後ベースセクション ( 5 2 )、

( i i ) 複数の前セクション ( 5 4 , 5 6 , 5 8 )、

( i i i ) つま先セクション ( 6 0 ) により形成され、

前記複数の前セクション ( 5 4 , 5 6 , 5 8 ) の各々と前記つま先セクションとが前記後ベースセクション ( 5 2 ) に取り外し自在に取り付けられていることを特徴とする請求項 1 に記載のオープン磁気共鳴イメージング・システム。

【請求項4】

前記複数のイメージングステーション ( 9 2 , 9 4 , 9 6 , 9 8 ) の各々が、少なくとも1つの前サドル・コイル ( 6 6 , 7 4 , 8 2 , 8 8 ) 及び1つの後サドル・コイル ( 6 8 , 7 6 , 8 4 , 9 0 ) を含む請求項 3 に記載のオープン磁気共鳴イメージング・システム。

【請求項5】

オープン磁気共鳴イメージング・システムを用いて末梢血管イメージングを行なう方法であって、

コイルセクションを取り外し自在に取り付けて前記複数のイメージング・ステーションを形成するための接続システムを準備する段階と、

前記複数のイメージングステーションを、各々のステーションが、不均一な逆回転コイル素子と共回転2巻きソレノイド・コイル素子とサドル・コイル素子のうちの少なくとも1つの素子を有するように、構成する段階、

とを含み、更に2方向における S E N S E イメージングを行うように前記複数のイメージング・ステーションを構成する段階を含む方法。

【請求項6】

前記複数のイメージング・ステーションのうちの3つ ( 9 2 , 9 4 , 9 6 ) が2つのサドル・コイル素子及び2つのソレノイド・コイル素子を含み、

前記複数のイメージング・ステーションのうちの1つ ( 9 8 ) が2つのサドル・コイル素子及び1つのソレノイド・コイル素子を含むことを特徴とする請求項 5 の方法。

【請求項7】

前記複数のイメージング・ステーションが、少なくとも1つのベースセクション ( 5 2 ) 、1つのつま先セクション ( 6 0 ) 、及び複数の上部セクション ( 5 4 , 5 6 , 5 8 ) を含む請求項 5 または 6 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本出願は、2003年6月30日に出願された米国仮出願番号第60/483,731号の出願日に対する優先権及びその恩恵を主張し、該仮出願は引用により全体が本明細書に組み込まれる。

【0002】

本発明は一般に、磁気共鳴イメージング ( M R I ) システムに関し、より具体的には、このような M R I システムの高周波 ( R F ) コイルに関する。

【背景技術】

【0003】

磁気共鳴イメージング ( M R I ) 又は核磁気共鳴 ( N M R ) イメージングは一般に、磁場の R F 波と核との間の共鳴相互作用の空間識別を提供する。具体的には、M R I は、人体の水分子の水素核スピンを利用し、これはマグネットの強力な均一な静磁場により分極される。この磁場は通常は、 $B_0$  又は主磁場と呼ばれる。磁気により分極された核スピンは、人体に磁気モーメントを発生する。磁気モーメントは、定常状態で主磁場の方向を示すが、これらの磁気モーメントが任意の励起により擾乱されない場合には有用な情報は生

10

20

30

40

50

成しない。

【0004】

MRIデータ収集のためのNMR信号の発生は、均一なRF磁場で磁気モーメントを励起させることにより達成される。このRF磁場は通常は、 $B_1$ 磁場又は励起磁場と呼ばれる。 $B_1$ 磁場は、電力増幅器を備えたコンピュータ制御のRF送信器により通常駆動されるRF送信コイルにより、関心イメージング領域内に生成される。励起中、核スピン系は磁気エネルギーを吸収し、磁気モーメントは主磁場の方向の周りで歳差運動をする。励起後、歳差運動している磁気モーメントは、自由誘導減衰(FID)のプロセスを経て、吸収したエネルギーを放出して定常状態に戻る。FID中、NMR信号は受信RFコイルを用いて検出され、このコイルは人体の励起ボリュームの近傍に配置される。

10

【0005】

NMR信号は、ヒト組織の歳差運動する磁気モーメントにより誘導された受信RFコイルの2次電圧(又は電流)である。受信RFコイルは、受信モードで動作している送信コイルか、又は独立した受信専用のRFコイルのいずれかとすることができる。NMR信号は、追加的なパルス傾斜磁場を用いることによりMR画像を生成するのに用いられ、該パルス傾斜磁場は、主磁気システム内に統合される傾斜コイルにより生成される。傾斜磁場は、信号を空間的にエンコードして、人体の特定のボリュームを選択的に励起するのに用いられる。標準的なMRIシステムには通常3つのセットの傾斜コイルがあり、主磁場の同方向で磁場を発生し、イメージング・ボリューム内で直線的に変化する。

【0006】

20

MRIにおいて、励起及び受信は、画像の均一性をより良好にするために、イメージング・ボリューム内で空間的に均一であるのが望ましい。公知のMRIシステムにおいて、最良の励起磁場の均一性は通常、送信用全身ボリュームRFコイルを用いることにより得られる。全身送信コイルは、システム内で最大のRFコイルである。しかしながら、大型のコイルは、受信用にも用いられる場合には、低い信号対雑音比(SNR又はS/N)をもたらすが、この理由は主に、撮像されている信号発生組織から距離が大きく離れていることによる。信号対雑音比が高いことはMRIにおいて極めて望ましいので、特殊用途のコイルは、受信用として関心ボリュームからのS/N比を増強するのに用いられてきた。実際、良好に設計された専門又は特殊用途のRFコイルは、以下の機能的特性：高いS/N比、良好な均一性、共鳴回路の高い無負荷品質係数(Q)、及び負荷Q係数に対する無負荷係数の高い比率を有する。加えて、コイルは、患者への対処及び快適性を高めると共に、患者及びRF電子機器間の保護障壁を形成するように機械的に設計すべきである。

30

【0007】

MRIデータ収集時間を短縮するために、より迅速で強力な(例えばより強力な処理能力の)傾斜ハードウェアを用いることが公知である。例えば、感度エンコード(SENSE)及び空間高調波の同時収集(SMASH)などのパラレル・イメージング法は、多重受信器コイルアレイに特有の空間情報を用いることによりイメージング時間の短縮を可能にする。これらのパラレル・イメージング法において、多重位相エンコード・データは、単一位相エンコードMR信号から並行して収集される。動作中、K空間データの多重ラインは、多重受信器コイル・システムを用いて同時に収集される。アレイシステム中の各構成コイルは、独自の $B_1$ 感度関数により特徴付けられる。各感度関数は、空間エンコード処理に用いることができる空間情報を含む。この情報を用いて、空間エンコード・ステップに基づく傾斜数を低減することができるので、イメージング速度が速くなる。

40

【0008】

個人が狭窄性及び閉塞性の末梢血管疾患を患うと、閉塞又は血流制限が動脈系で発現する。これは脳卒中に至る可能性があり、或いは切断となる場合もある。個人が末梢血管疾患を発現すると、放射線医は主に、心臓からつま先までの患者の動脈系の検査に関心を持つ。

【0009】

この末梢血管疾患は、以前は造影剤を注入するX線技法を用いて評価された。臨床ツ-

50

ルとしてMRIが発達するにつれ、末梢血管疾患を検出又は評価する同様の検査は、MR造影剤を用いて行われた。この技法は、「造影剤増強マルチ・ステーション末梢血管MR血管造影法」と呼ばれることが多い。マルチ・ステーションという用語は、患者の全長からの画像が収集されるまで、ステージ又はステーションにおいてシステムのボアを通して患者を移動させる手段に適用される。

【0010】

結果として得られた画像の分解能は、大面積システム本体コイル（例えば全身コイル）の使用により当初は不十分であった。下肢及びつま先では動脈の一部は極めて小さいので、これらの動脈を視覚化するのは困難である可能性がある。MR画像の分解能を改善するために、位相アレイを用いてきた。具体的には、末梢血管（PV）コイルが、水平ボア・ミル・システムと共に用いられていた。しかしながら、コイルアレイは、オープンPVシステムと共に動作するように構成されていない。

10

水平システムにおいて、静磁場（ $B_0$ ）は、被検体が横たわる状態で人体と平行である方向に発生される。オープン・システムにおいて、静磁場は、横たわっている人体と直交する方向に発生される。オープンMRIシステムにより、より体格の大きな個人を撮像することが可能となり、これら体格の大きな個人のMRI末梢血管検査を行うことを含む。しかしながら、公知のオープンMRIシステムは、PV検査を行うことはできない。更に、全身コイルをPV検査用に使用することができるが、こうした検査から得られる画像の分解能は許容できないことが多く、これにより、例えば適正な診断が不可能になる。

【特許文献1】米国特許公開第2003057944号

20

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0011】

1つの例示的な実施形態において、複数のコイル素子を有するベースコイルセクションと、該ベースコイルセクションに取り外し自在に取り付けられるように構成された複数のコイルセクションとを含む末梢血管コイルが提供される。複数のコイルセクションの各々は、複数のコイル素子を含む。

【0012】

別の例示的な実施形態において、(i)後ベースセクション、(ii)複数の前セクション、及び(iii)つま先セクションにより形成される複数のイメージング・ステーションを含む末梢血管コイルが提供される。複数の前セクションの各々及びつま先セクションは、後ベースセクションに取り外し自在に取り付けられるように構成される。末梢血管コイルは更に、各セクションを形成し、不均一な逆回転コイル素子、共回転2巻きソレノイド・コイル素子、及びサドル・コイル素子のうちの少なくとも1つを含む複数のコイル素子を含む。

30

【0013】

更に別の例示的な実施形態において、オープン磁気共鳴イメージング・システムを用いて末梢血管イメージングを行う方法が提供される。本方法は、複数のイメージング・ステーションのうちの3つが2つのサドル・コイル素子及び2つのソレノイド・コイル素子を含み、複数のイメージング・ステーションのうちの1つが2つのサドル・コイル素子及び1つのソレノイド・コイル素子を含むように複数のイメージング・ステーションを構成する段階を含む。本方法は更に、コイルセクションを取り外し自在に取り付けて複数のイメージング・ステーションを形成するための接続システムを準備する段階を含む。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

本発明の様々な実施形態により、末梢血管（PV）検査（例えばPVイメージング）をオープンMRIシステムを用いて実行することができる。より具体的には、本発明の様々な実施形態のコイルアレイは、オープンMRIシステムを用いて胴体からつま先部位まで延びる脈管構造及び軟組織構造のイメージングを提供する。従って、MRI画像は、例えば、本発明の様々な実施形態のコイルアレイに関連するSENSEイメージングを用いて

50

取得することができる。

【0015】

一般に、図1に示されるように、本発明の様々な実施形態は、主コイルベース52、第1の上部コイルセクション54、第2の上部コイルセクション56、第3の上部コイルセクション58、及びつま先セクション60を有するPVコイル50を提供する。本明細書でより詳細に説明されるように、上部セクション52、54及び56、並びにつま先コイルセクション60は、例えば、機械的接続を形成する接続システム（ラッチ・システムなど）及び電氣的接続を形成する電気接触ピンを用いて主コイルベース52に取り外し自在に接続することができる。1つの例示的な実施形態において、主コイルベース52は後セクションとして構成され、第1の上部コイルセクション54、第2の上部コイルセクション56、第3の上部コイルセクション58、及びつま先コイルセクション60は各々、前セクションとして構成される。

10

【0016】

各セクションは、PVコイル50内で検査又は撮像される患者からのNMR信号を受信するように構成される。具体的には、1つの例示的な実施形態において、第1の上部コイルセクション54は患者の胴体部位を撮像するように構成され、第2の上部コイルセクション56は患者の骨盤部位を撮像するように構成され、第3の上部コイルセクション58は患者の上肢を撮像するように構成され、つま先コイルセクション60は患者の下肢及びつま先を撮像するように構成される。1つの実施形態において、種々のセクションは、別個の取り外し自在のステーション、より具体的にはイメージング又は電気ステーションとして構成される。

20

【0017】

PVコイル50の1つの実施形態の電氣的構成が、図2に4つのイメージング・ステーション92、94、96及び98を有して示されている。そこに示されるように、コイル素子62、70及び78は、不均一な逆回転コイル（例えば不均一な逆回転ソレノイド・コイル）である。コイル素子64、72、80及び86は、共回転2巻きソレノイド・コイルである。コイル素子66、74、82及び88は上部サドル・コイルである。コイル素子68、76、84及び90は、下部サドル・コイルである。この実施形態において、イメージング・ステーション92、94及び96の各々において4つの素子（2つのサドル・コイルと2つのソレノイド・コイル）があり、イメージング・ステーション98において3つの素子（2つのサドル・コイルと1つのソレノイド・コイル）がある。素子の全ては、例えば図1に示されるような硬質プラスチックハウジング100であるハウジング内に封入される。上部及び前部、並びに下部及び後部といった用語は、本明細書では互換的に用いられる点に留意されたい。

30

【0018】

ここで、種々のステーションを詳細に説明する。具体的には、図3に示されるように、胴体部位を撮像するよう構成されるステーション92は、4つのコイル素子、より具体的には、コイル素子62、64、66及び68から形成される。コイル素子62、64、66及び68はまた、図4から図7において別個に図示される。図8に示されるように、骨盤部位を撮像するよう構成されるステーション94は、4つのコイル素子、より具体的にはコイル素子70、72、74及び76から形成される。コイル素子70、72、74及び76はまた、図9から図12に別個に図示される。図13に示されるように、上肢を撮像するよう構成されるステーション96は、4つのコイル素子、より具体的にはコイル素子78、80、82及び84から形成される。コイル素子78、80、82及び84はまた、図14から図17に別個に図示される。図18に示されるように、下肢及びつま先を撮像するよう構成されるステーション98は、3つのコイル素子、より具体的にはコイル素子86、88及び90から形成される。コイル素子86、88及び90はまた、図19から図21に別個に図示される。

40

【0019】

この実施形態において、ステーションは、本明細書で図示され説明されるように、患者

50

の特定部分を撮像するような大きさにされ構成されている。全てのステーションは、イメージング・ボリュームの中央にイメージングカバレッジを与えるように構成された上部及び下部サドル・コイルを含む。ステーション 92、94 及び 96 はまた、不均一な逆回転コイル及び 2 巻きソレノイド・コイルを含み、不均一な逆回転 (UCR) ソレノイドアレイを提供する。

**【0020】**

ステーション 92、94、96 及び 98 から形成された PV コイル 50 は、着脱可能なセクションを備える。具体的には、前セクションとも呼ばれる場合がある上部コイルセクション 54、56 及び 58 に関して、図 22 及び図 23 に示されるような機械的接続システムが、上部コイルセクション 54、56 及び 58 を主コイルベース 52 に取り外し自在に機械的に接続するために備えられる。図示のように、機械的接続システムは、セクションの下部上でラッチ部分 112 を操作する延長部 111 (図 26 に示される) を有するレバー 110 を含む。ラッチ部分 112 は、例えば、バネ付きコネクタとすることができる。この構造により指 1 本で操作が可能となる。動作中レバー 110 は、ラッチ部分 112 をロック及び解放する。

10

**【0021】**

1 つの実施形態において、接続部材は、例えば張力要件に合わせて個別に調整可能な図 24 から図 27 に示される 2 つのケーブル 130 及び 132 (例えばコード又はひも) のような複数のケーブルを含み、これらは、ハウジング 100 (図 1 に示す) 内のチャンネル 134 を通して提供することができる。機械的接続システムはまた、例えば 4 つのプーリー 136 などの複数のプーリーを含む。動作中、レバー 110 を引くことにより、図 27 の矢印で示されるようにケーブル 130 又は 132 の一方を引っ張り、これによりスプリング 115 を含むラッチ機構 113 (図 28 に示す) が旋回して、上部セクション 54、56 及び 58 を主コイルベース 52 のラッチ部分 112 から解放する。上部セクション 54、56 及び 58 は、バネ荷重接続によって解放されると跳ね上がる。ラッチ部分 112 は、図 29 により明確に示されている。

20

**【0022】**

上部セクション 54、56 及び 58 の各々は、要求又は必要に応じて (例えばセクションの大きさに基づき) 様々な数及び種類の構成部品を有することができる点に留意されたい。

30

**【0023】**

図 31 及び図 32 に示されるように、主コイルベース 52 は、凹部であり且つ上部セクション 54、56 及び 58 のラッチ部分 112 に接続するよう構成された相補的ロック部分 114 (例えばラッチ点) を含む。ロック部分 114 は、図 30 及び図 33 により明確に示されている。電気的接続 116 及び受入部分 118 は、主コイルベース 52 の下側部分に備えられ、つま先コイルセクション 60 に接続するよう構成される (例えば大きさ及び形状が定められる)。

**【0024】**

つま先コイルセクション 60 は、図 34 から図 36 に示されるように、つま先コイルセクション 60 を主コイルベース 52 に機械的に誘導して接続するために受入部分 118 により受けられるロッド部材 120 を含む。主コイルベース 52 の中央受入部分 118 は、つま先コイルセクション 60 のバネ付きコネクタ 122 を受ける。電気的接続 140 (例えば RF コネクタ) もまた、つま先コイルセクション 60 を電気的接続部 116 を介して主コイルベース 52 に電気的に接続するために備えられる。

40

**【0025】**

機械ローラ 124 はまた、支持面 (例えば検査テーブル) 上でのつま先コイルセクション 60 の移動を可能にするために備えることができる。つま先コイルセクション 60 はまた、例えば患者を支持するために発泡性パッドをそこに含むことができる。つま先コイルセクション 60 はまた、中央受入部分 118 とのロック動作を可能にするバネ付きコネクタ 122 の一部として図 37 に示されるラッチ機構 142 を含む。例えば、図 38 及び図

50

39に示されるように、つま先コイルセクション60を主コイルベース52に機械的に係合し且つ主コイルベース52から係合解除する(例えばパネ付きコネクタを上下に動かす)ために手動レバー144を備えることができる。

【0026】

主コイルベース52はまた、PVコイル50を動かすために(例えば検査テーブルの上及びこれから離すように)図40に示されるようなハンドル146を含むことができる。

【0027】

動作時には、PVコイル50を受信システムとして使用して、送信器として専用システム全身コイルを用いるMRIシステム(図示せず)において画像を生成することができる。受信専用コイルとして構成されるPVコイル50は、撮像ボリューム内に磁場又は電場を生成しない。従って、PVコイル50は、全身送信コイル内部、及びこれに対応して全身コイルの励起 $B_1$ 磁場内に位置決めすることができる。PVコイル50は、全身コイルが送信しているときにはオフにされ、すなわち共鳴しない。更に、1つの例示的な実施形態において、各2巻きコイル素子64、72、80及び86に対して8つのRFチョーク(図示せず)が備えられ、各サドル・コイル素子66、68、74、76、82、84、88及び90に対して5つのRFチョークが備えられ、及び各不均一な逆回転コイル素子62、70及び78に対しては12個のRFチョークが備えられる。これらのチョークは、要求又は必要に応じて(例えば所望のシステム動作特性に基づいて)配列及び構成することができる。動作時には、RFチョークは、能動的又は受動的にオン及びオフにするように構成することができる。例えば、受動的デカップリング・チョークは、送信時間の間にダイオード両端の誘導RF電圧により作動することができる小信号ダイオードを含むことができる。能動的デカップリングRFチョークは、送受信時間の間にPINダイオード両端の印加DC電圧によりターンオン及びターンオフすることができるPINダイオードを含むことができる。

【0028】

動作時には、能動的遮断回路(図示せず)が、PINダイオードのDCバイアスを介して形成され、オンオフすることができる。送信期間中、PINダイオードは、MRIシステムにより供給される順方向バイアスDC源でのショートとしてターンオンされる。受動的遮断回路の小信号ダイオードは、送信場により結合されたチョークの誘導RF電圧によりターンオンされる。各小信号ダイオードは、誘導RF電圧が約0.5ボルトに達するとターンオンされる。PINダイオード又は小信号ダイオードのいずれかがターンオンされると、対応する遮断回路のインピーダンスが高くなる(例えば2kΩを上回る)。高インピーダンス素子は、PVコイル50を幾つかの絶縁電子セグメントに分離する。従って、非共鳴PVコイル50は、送信コイルにより誘導することができるRF電流フローを遮断する。ダイオードの1つが機能しない場合には、小信号ダイオードはショートを形成し、PVコイル50を恒久的に共鳴しないことになる(例えばダイオードが交換又は修理されるまで)。

【0029】

PVコイル50は、例えば、標準RG同軸型ケーブルなどのRFケーブルの中心導体を介してスイッチ電力が供給されることができる。中心導体は、絶縁誘電材料、接地回路に接続された外側シールド、外側絶縁材料、及び被覆材を絶縁するケーブル組立体に囲まれる内部導体である。電源電圧もまた、PVコイル50の回路内に備えることができ、これはハウジング100(図1参照)内に封入される。

【0030】

従って、図41に示されるように、本発明の様々な実施形態が、例えば、取り外し自在に接続可能なセクション又は取り付け可能なセクションを有する4つのステーションPVコイル50などのマルチ・ステーションを提供する。上部セクション又は前セクションは、ベースセクションに取り外し自在に接続することができる。PVコイルは、例えば、コイルセクションに追加コイルを設けることにより変更することができる点に留意すべきである。例えば、図42に示されるように、ステーション92は2つの追加ループ・コイル

10

20

30

40

50

150を含み、左右SENSE加速(患者の左右に対して)を構成することができる。2つの追加ループ・コイル150は、図43に別個に示されている。同様の追加ループ・コイルもまた、左右SENSE加速を可能にするようにステーション94及び96に設けることができる。

【0031】

コイルの位置決めにより、拡大画像カバレッジ及び拡大撮像領域(FOV)(例えば135cmより大きいもの)をもたらす。更に、分離可能なつま先セクションにより、大型の合成FOVを可能にする。PVイメージング並びに全身イメージングは、PVコイル50を備えることができる。

【0032】

PVコイル50により、MRIオープン・システム上での末梢血管の臨床イメージングが可能となり、及び、水平MRIシステム上で体格の大きな患者のイメージングが可能となる(例えば、分離可能なセクションの1つ又は複数を移動させることによる)。

【0033】

ステーションは、PINダイオード技術を用いて切り換えることができ、受動的、能動的ダイオードスイッチング又は自動バイアス技術を用いてデカップリングすることができる。SENSEの両立性は、2方向において可能であり、本明細書で述べたようにx方向に配置される2つの追加ループ・コイルを加えることにより3D(左右方向を含む)で可能とすることができる。

【0034】

本発明を様々な特定の実施形態に関して説明してきたが、本発明は、請求項の精神及び範囲内での修正を実施することができることは当業者であれば理解するであろう。

【図面の簡単な説明】

【0035】

【図1】本発明の例示的な実施形態による末梢血管(PV)コイルの斜視図。

【図2】図1のPVコイルのコイル素子を示す概略図。

【図3】図1のPVコイルの1つのステーションのコイル素子の斜視図。

【図4】図3のステーションのコイル素子の1つの斜視図。

【図5】図3のステーションのコイル素子の別のものの斜視図。

【図6】図3のステーションのコイル素子の別のものの斜視図。

【図7】図3のステーションのコイル素子の別のものの斜視図。

【図8】図1のPVコイルの別のステーションのコイル素子の斜視図。

【図9】図8のステーションのコイル素子の1つの斜視図。

【図10】図8のステーションのコイル素子の別のものの斜視図。

【図11】図8のステーションのコイル素子の別のものの斜視図。

【図12】図8のステーションのコイル素子の別のものの斜視図。

【図13】図1のPVコイルの別のステーションのコイル素子の斜視図。

【図14】図13のステーションのコイル素子の1つの斜視図。

【図15】図13のステーションのコイル素子の別のものの斜視図。

【図16】図13のステーションのコイル素子の別のものの斜視図。

【図17】図13のステーションのコイル素子の別のものの斜視図。

【図18】図1のPVコイルの別のステーションのコイル素子の斜視図。

【図19】図18のステーションのコイル素子の1つの斜視図。

【図20】図18のステーションのコイル素子の別のものの斜視図。

【図21】図18のステーションのコイル素子の別のものの斜視図。

【図22】本発明の例示的な実施形態によるPVコイルのラッチの斜視図。

【図23】本発明の例示的な実施形態によるPVコイルのコイルセクションの底面図。

【図24】本発明の例示的な実施形態によるPVコイルの接続システムの平面図。

【図25】本発明の例示的な実施形態によるPVコイルの接続システムの斜視図。

【図26】本発明の例示的な実施形態によるPVコイルの接続システムのラッチ機構の斜

10

20

30

40

50

視図。

【図 27】本発明の例示的な実施形態による P V コイルの接続システムのラッチ機構の別の斜視図。

【図 28】本発明の例示的な実施形態による P V コイルの接続システムのラッチ機構の別の斜視図。

【図 29】本発明の例示的な実施形態による P V コイルの接続システムのラッチ部分の斜視図。

【図 30】本発明の例示的な実施形態による P V コイルの接続システムのロック部分の斜視図。

【図 31】本発明の例示的な実施形態による P V コイルのベースセクションの斜視図。

10

【図 32】本発明の例示的な実施形態による P V コイルのベースセクションの側面の斜視図。

【図 33】本発明の例示的な実施形態による P V コイルの接続システムのロック部分の別の斜視図。

【図 34】本発明の例示的な実施形態による P V コイルのつま先セクションの斜視図。

【図 35】本発明の例示的な実施形態による P V コイルのつま先セクションの接続を示す部分斜視図。

【図 36】本発明の例示的な実施形態による P V コイルのつま先セクションの接続を示す別の部分斜視図。

【図 37】本発明の例示的な実施形態による P V コイルのつま先セクションの下部分の斜視図。

20

【図 38】本発明の例示的な実施形態による P V コイルのつま先セクションのレバーの斜視図。

【図 39】本発明の例示的な実施形態による P V コイルのつま先セクションのレバーの別の斜視図。

【図 40】本発明の例示的な実施形態による P V コイルのベースセクションのハンドルの斜視図。

【図 41】本発明の例示的な実施形態による P V コイルの別の斜視図。

【図 42】追加コイル素子を有する図 1 の P V コイルの 1 つのステーションの斜視図。

【図 43】図 42 の追加コイル素子の斜視図。

30

【符号の説明】

【 0 0 3 6 】

5 0 P V コイル

5 2 主コイルベース

5 4 第 1 の上部コイルセクション

5 6 第 2 の上部コイルセクション

5 8 第 3 の上部コイルセクション

6 0 つま先セクション

1 0 0 ハウジング

【図1】

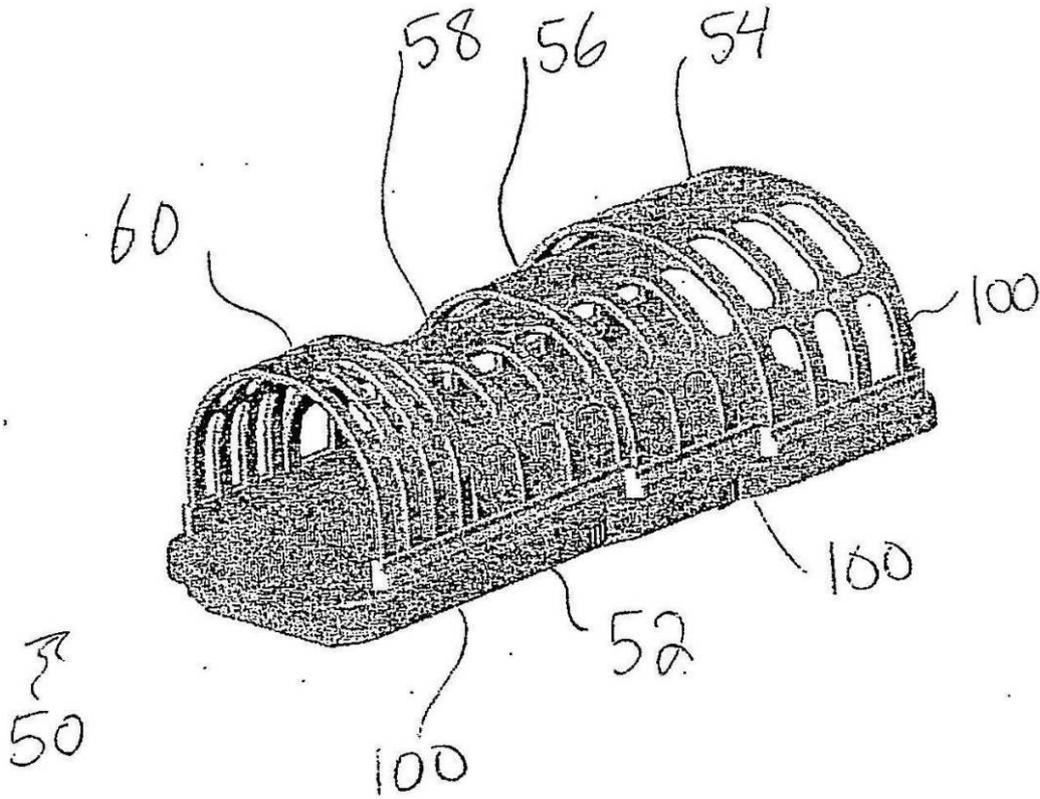


FIG.1

【図2】

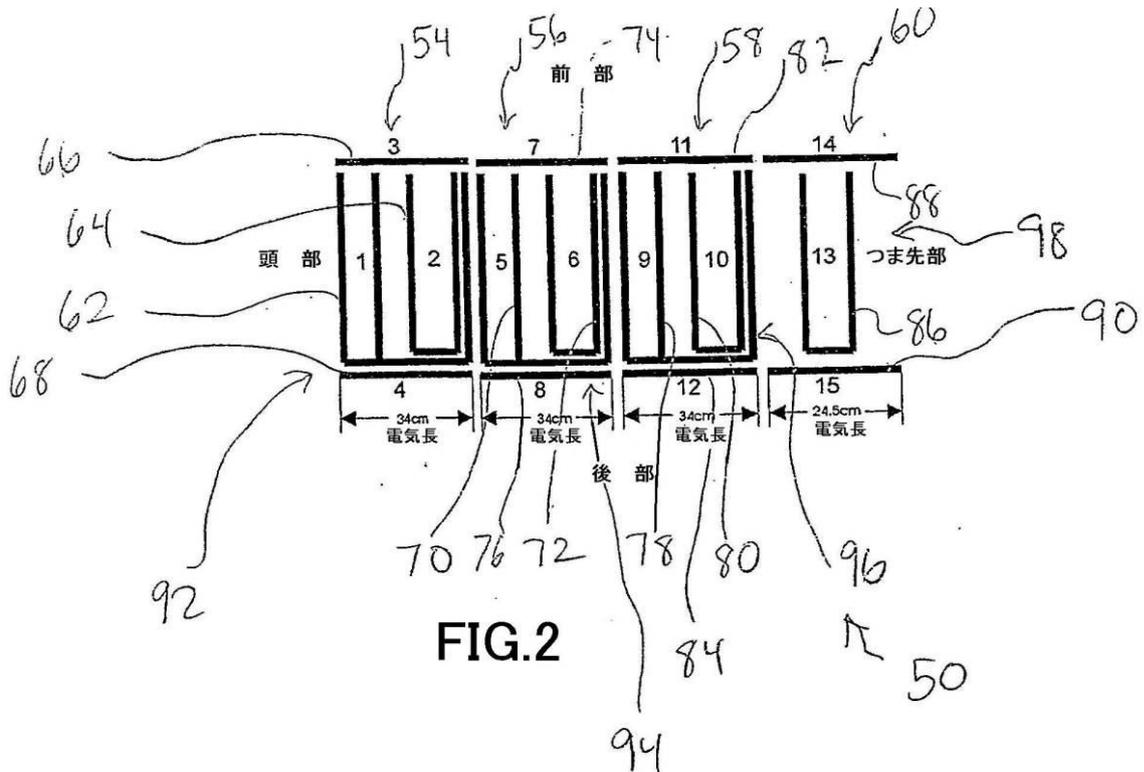
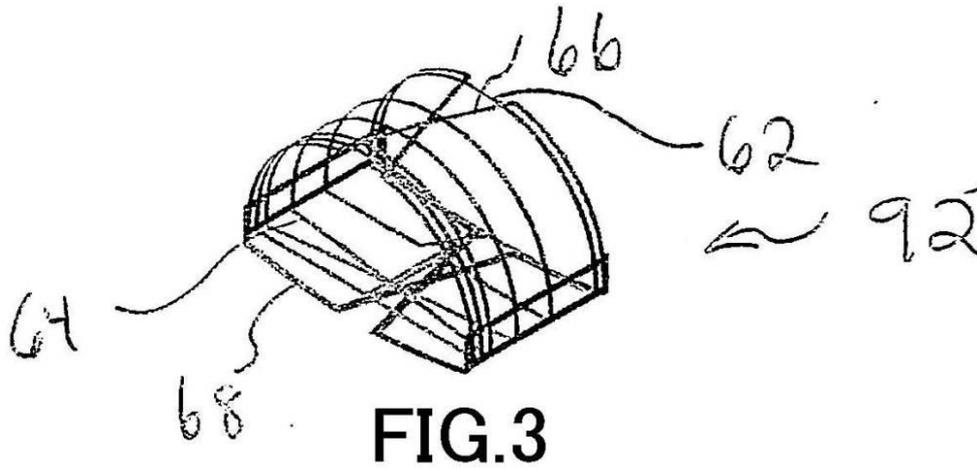
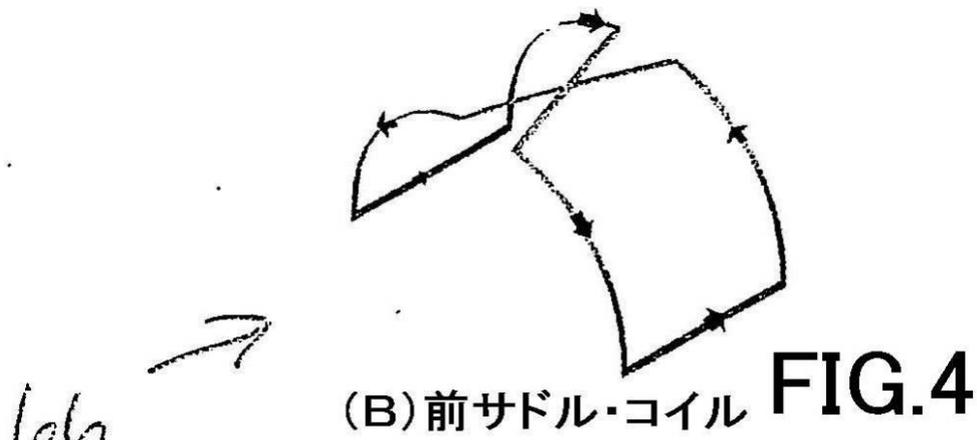


FIG.2

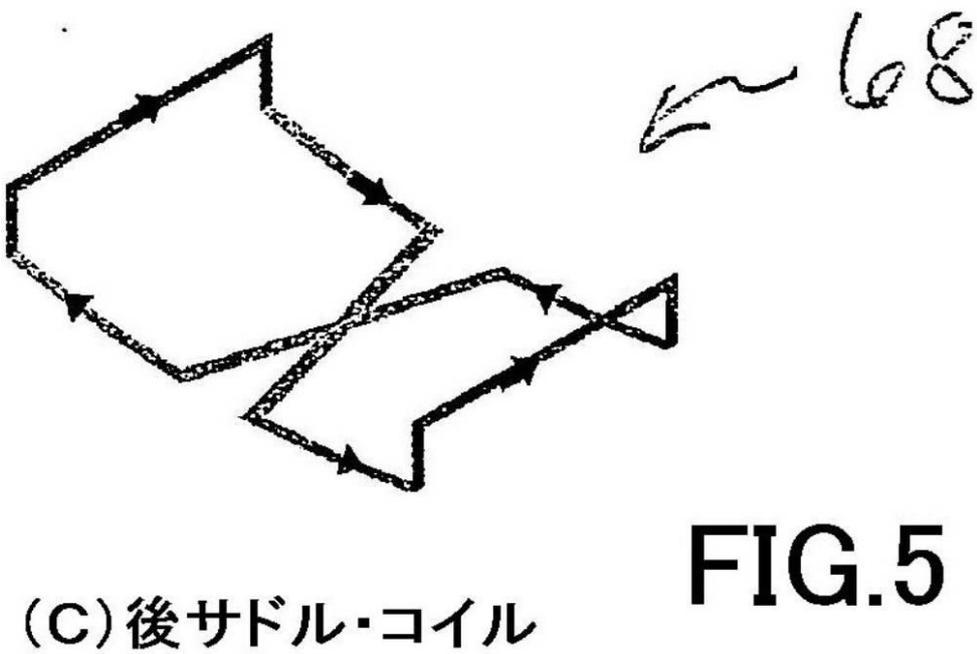
【図3】



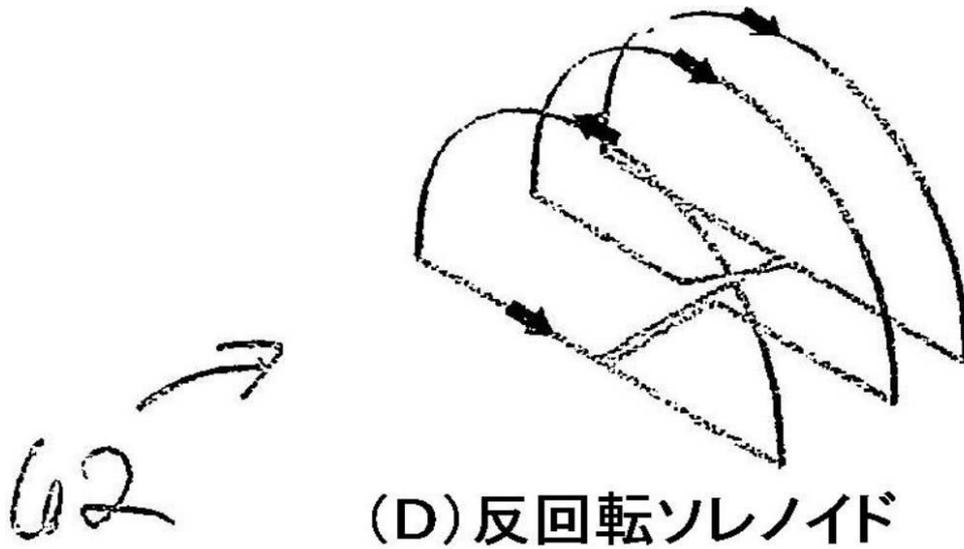
【図4】



【図5】



【図6】



(D) 反回転ソレノイド

FIG.6

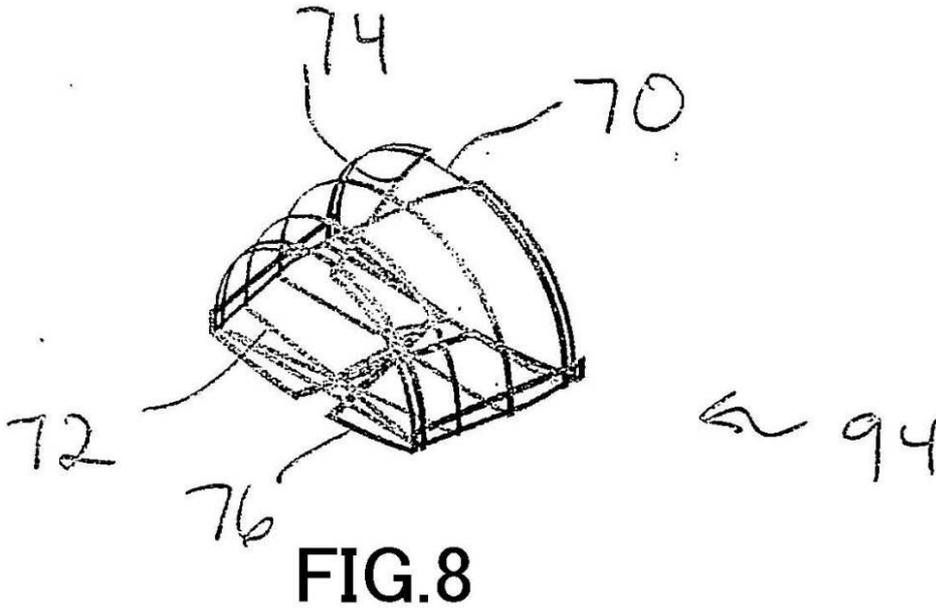
【図7】



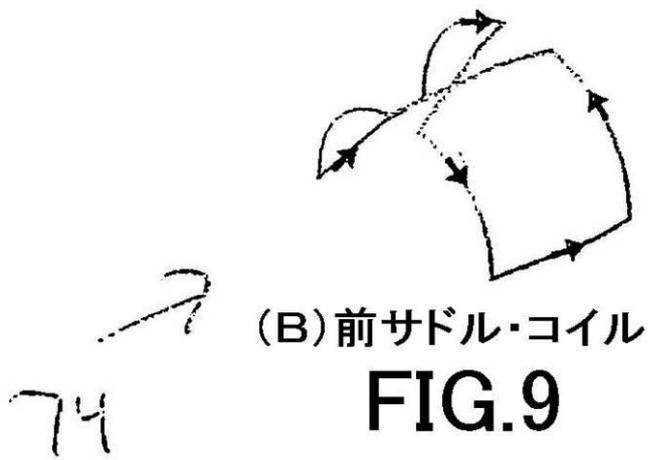
(E) 2巻きソレノイド

FIG.7

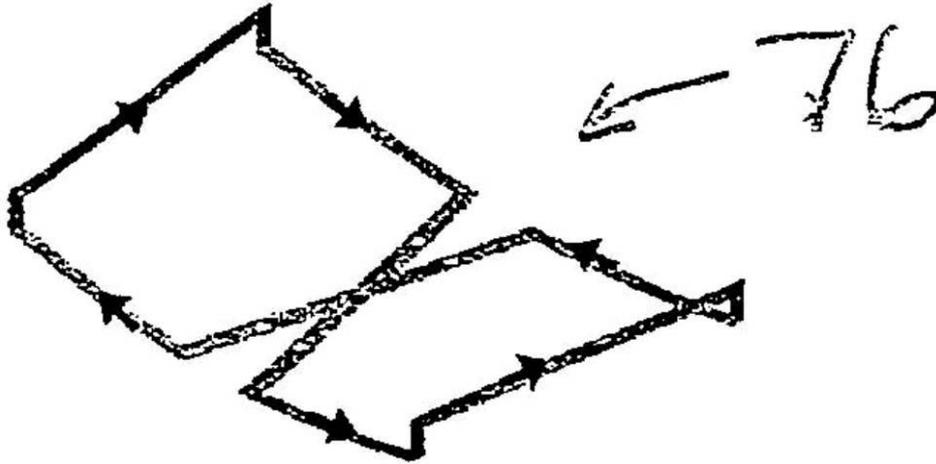
【図8】



【図9】



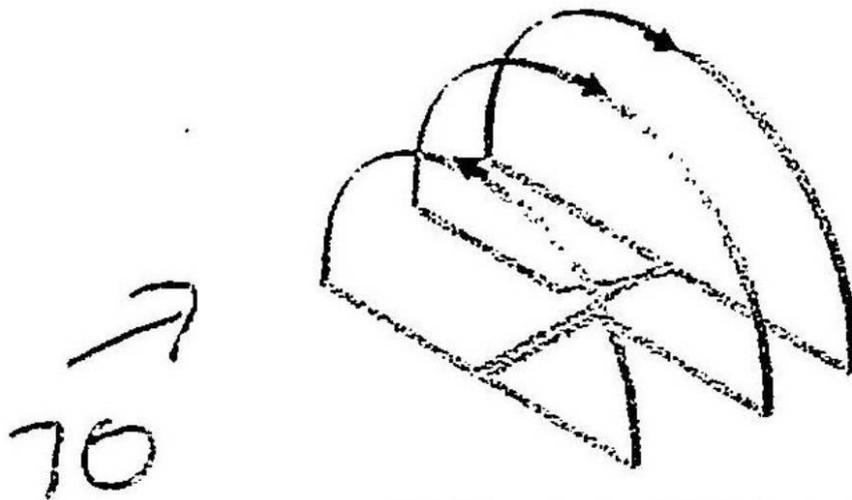
【図10】



(C) 後サドル・コイル

# FIG.10

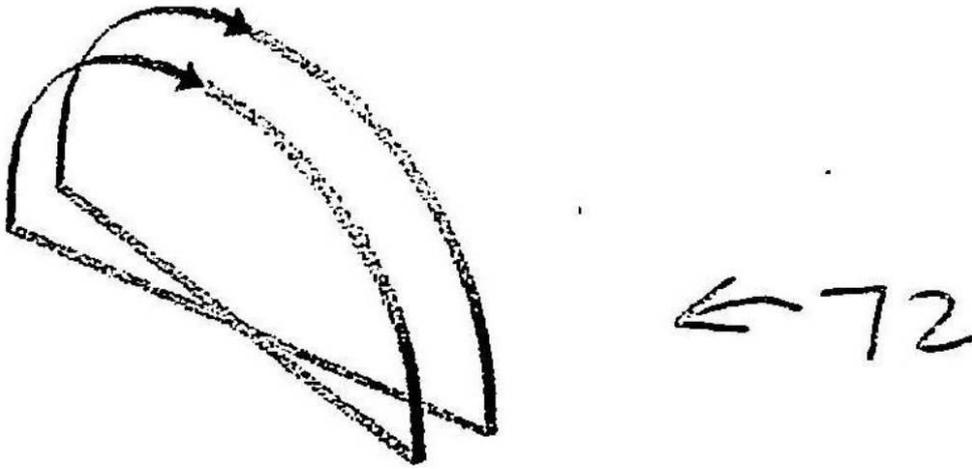
【図11】



(D) 反回転ソレノイド・コイル

# FIG.11

【図12】



(E) 2巻きソレノイド

FIG.12

【図13】

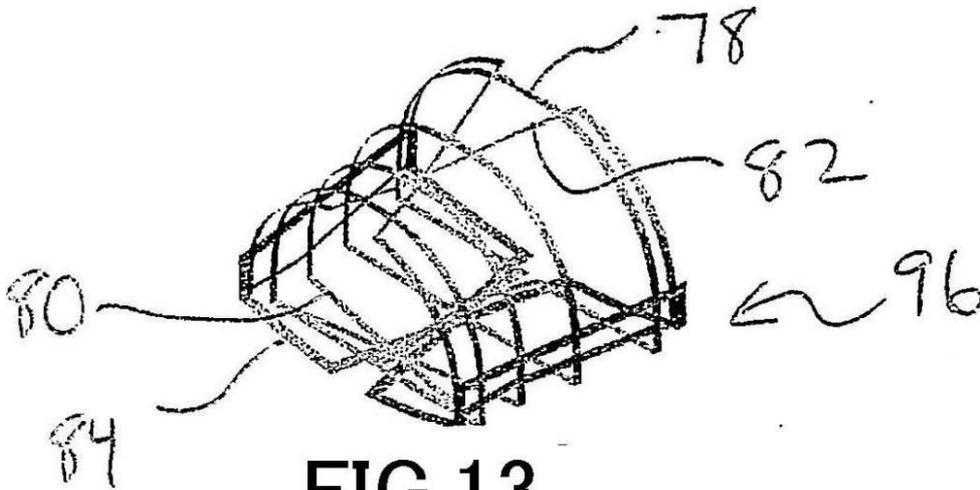


FIG.13

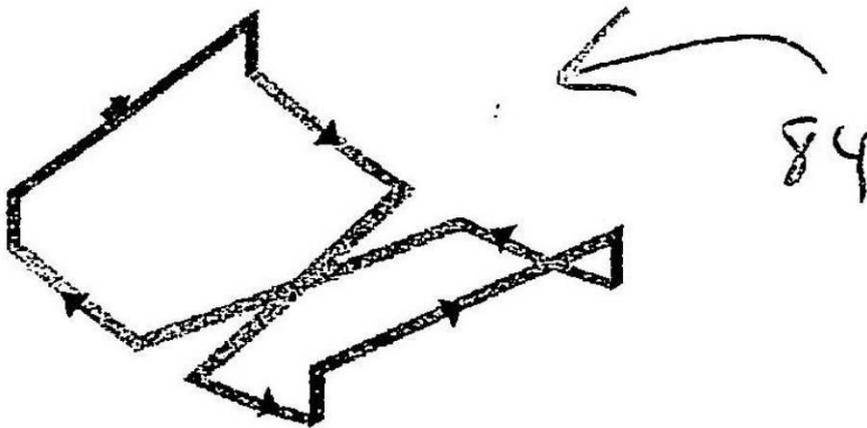
【図14】



(B) 前部サドル・コイル

FIG.14

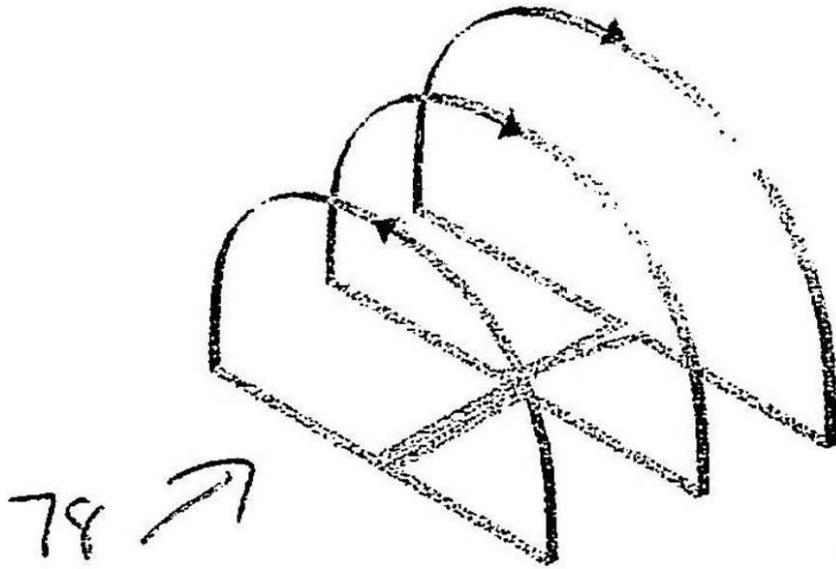
【図15】



(C) 後サドル・コイル

FIG.15

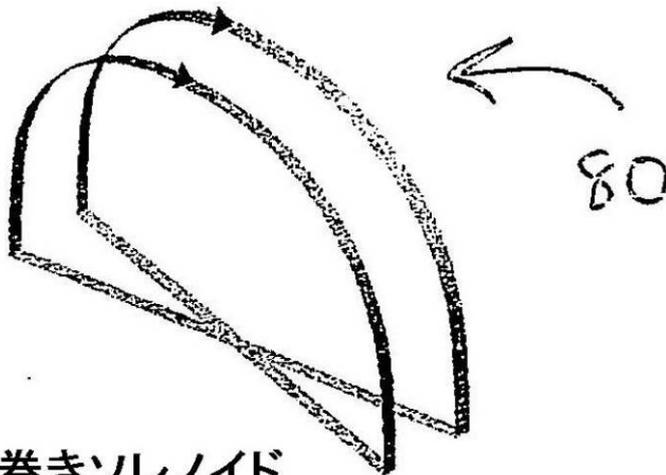
【図16】



(D) 反回転ソレノイド・コイル

**FIG.16**

【図17】



(E) 2巻きソレノイド

**FIG.17**

【図18】

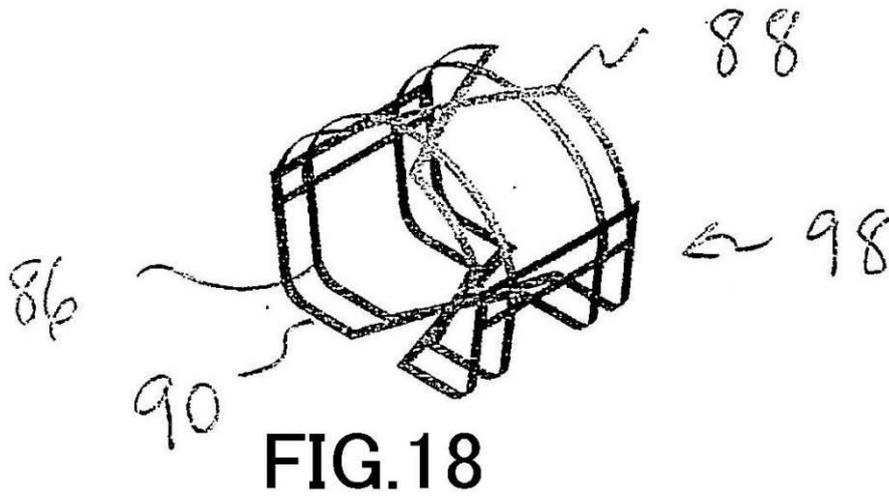
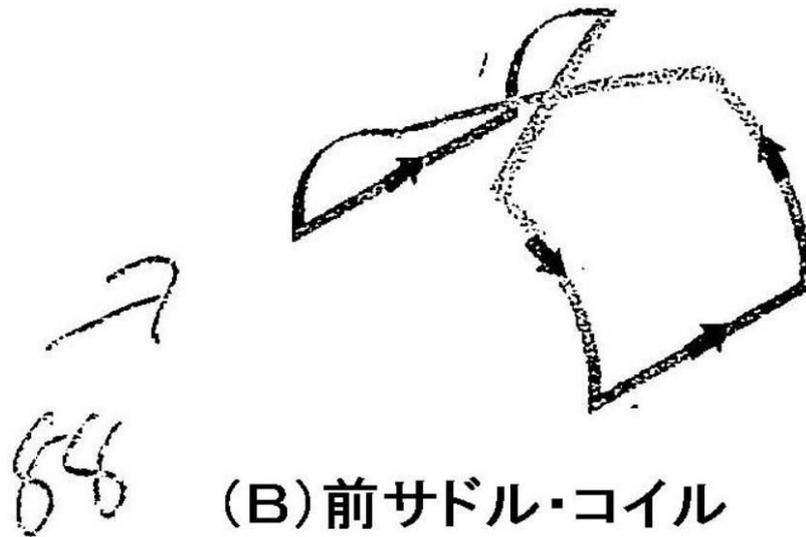


FIG.18

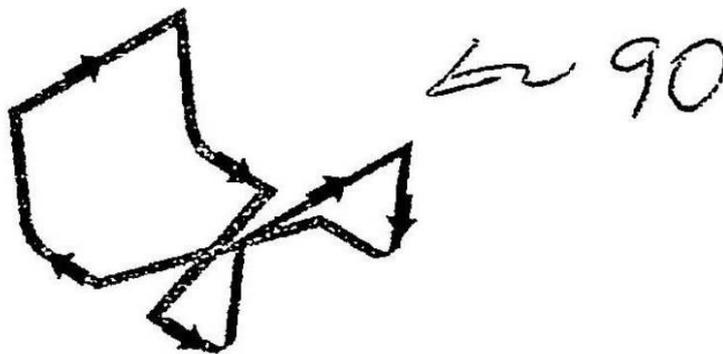
【図19】



(B)前サドル・コイル

FIG.19

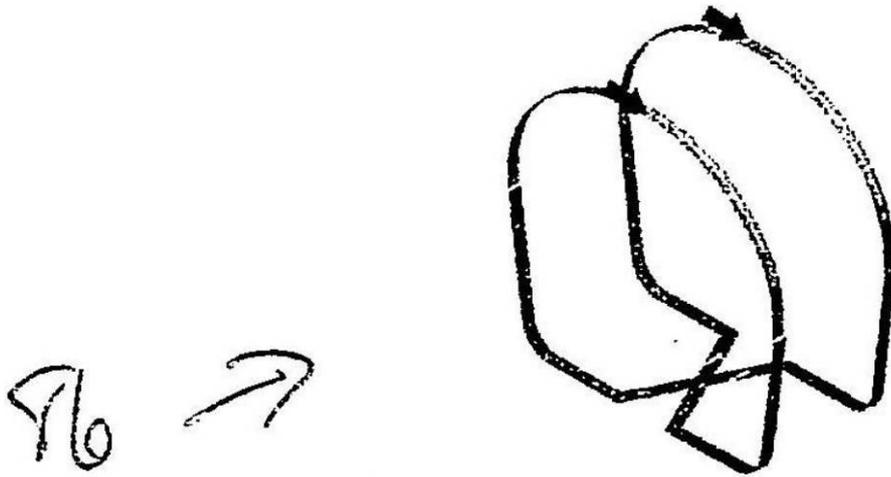
【図20】



(C)後サドル・コイル

FIG.20

【図21】



(D) 2巻きソレノイド・コイル

FIG.21

【図22】



110

FIG.22

【 2 3 】

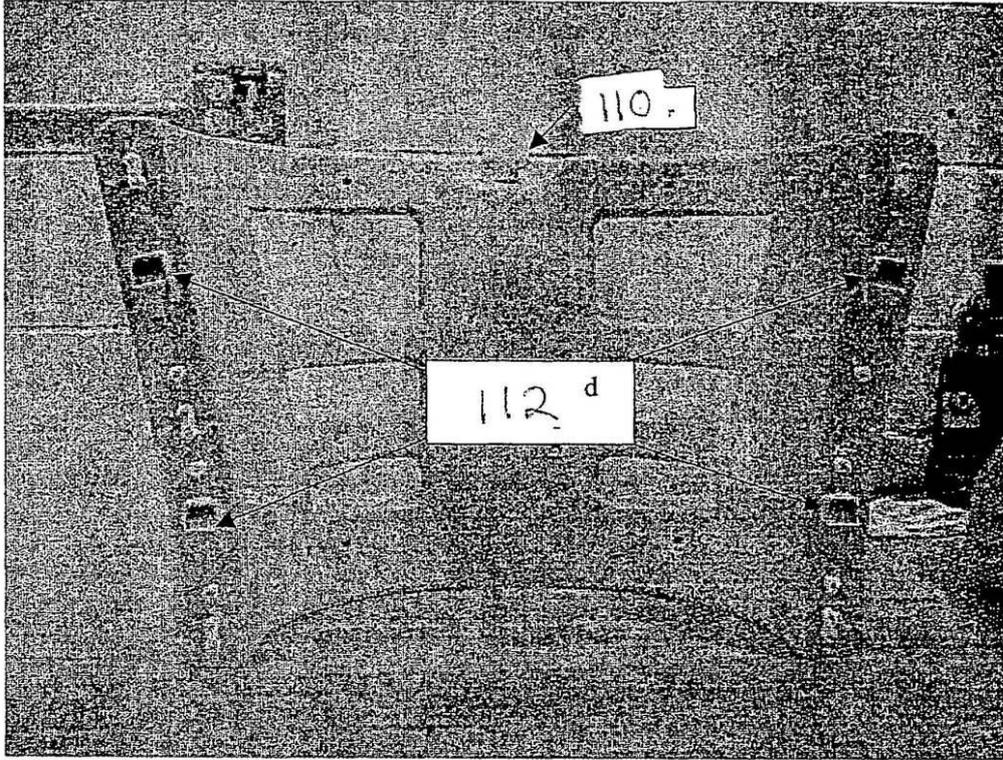


FIG.23

【 2 4 】

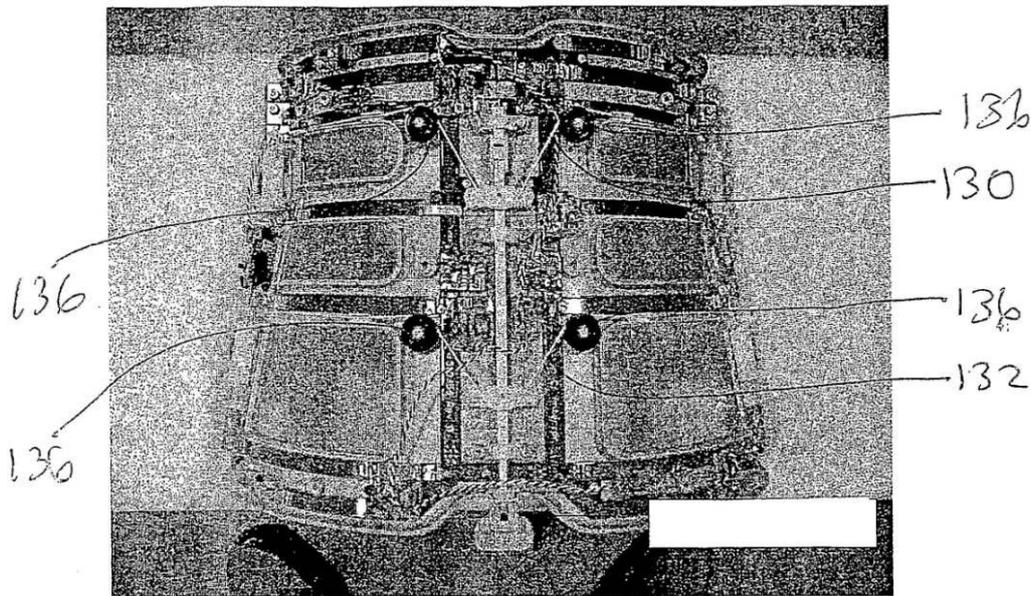


FIG.24

110

【 25 】

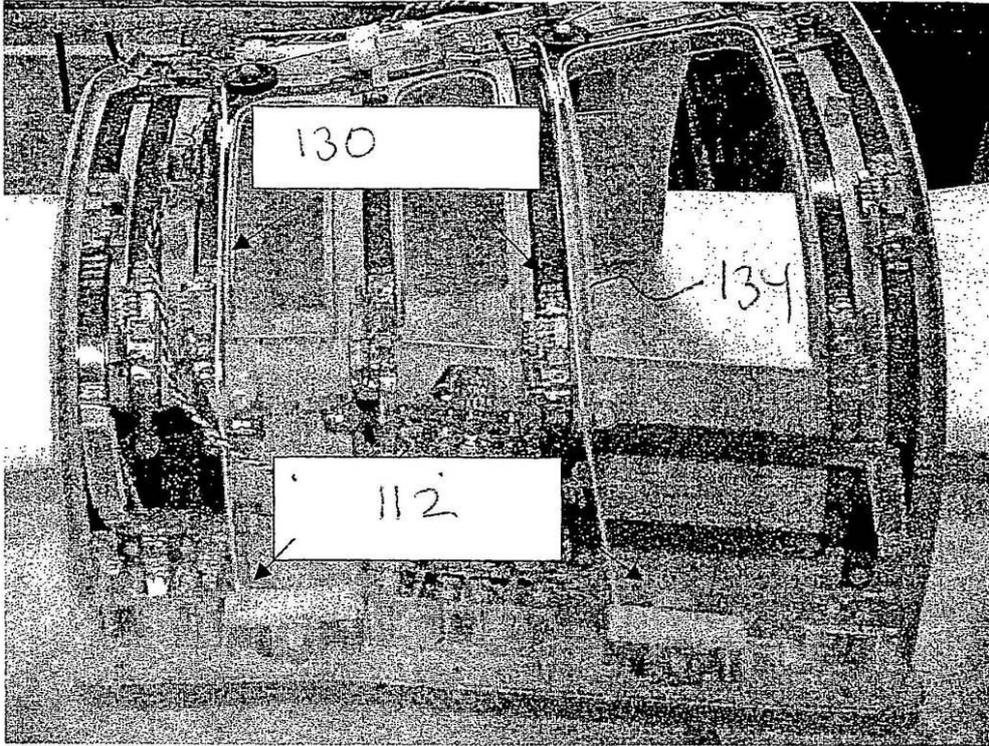


FIG.25

【 26 】

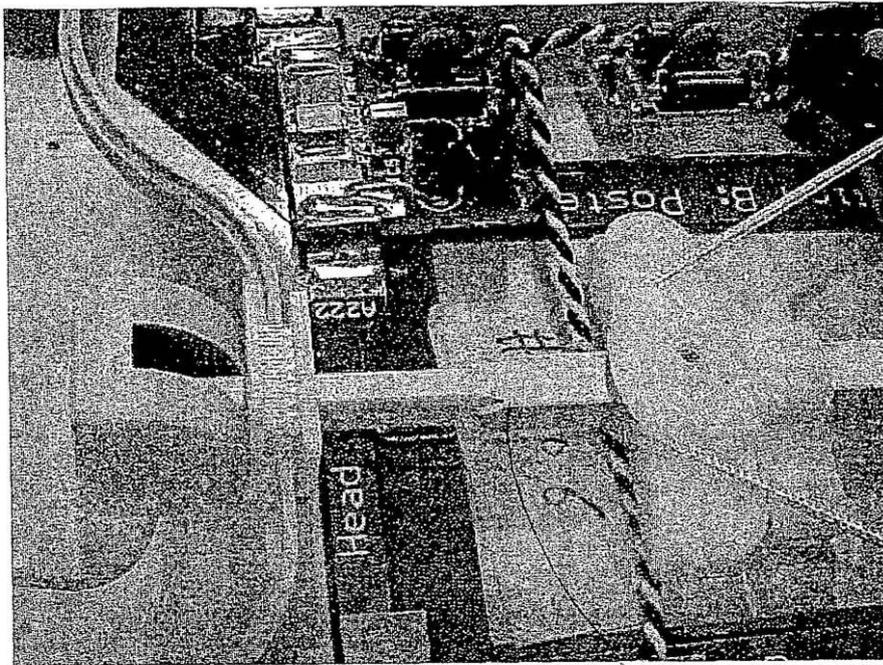


FIG.26

111

【 27 】

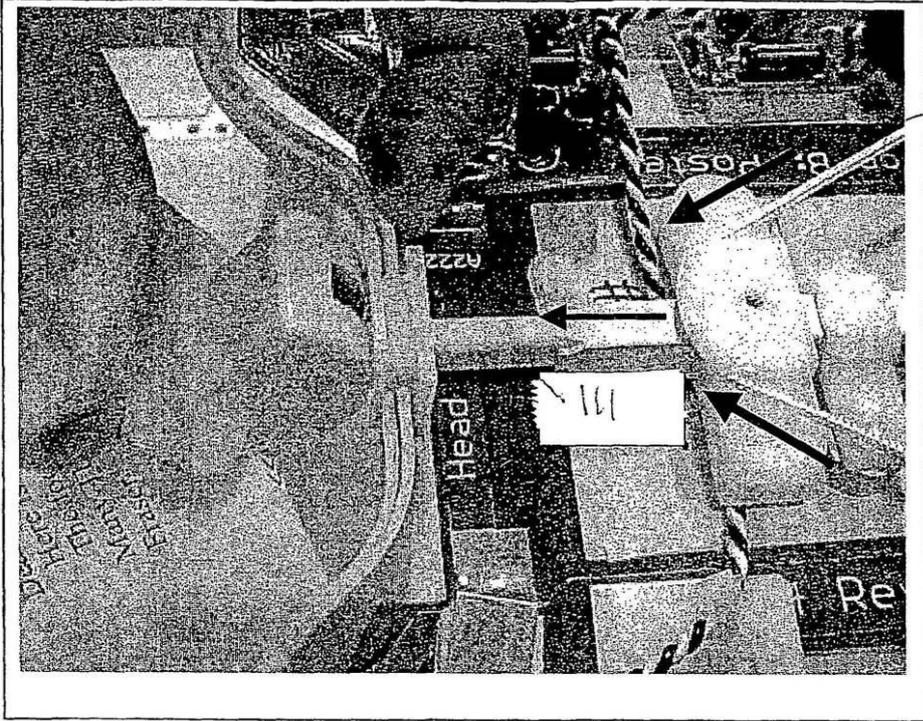


FIG.27

【 28 】

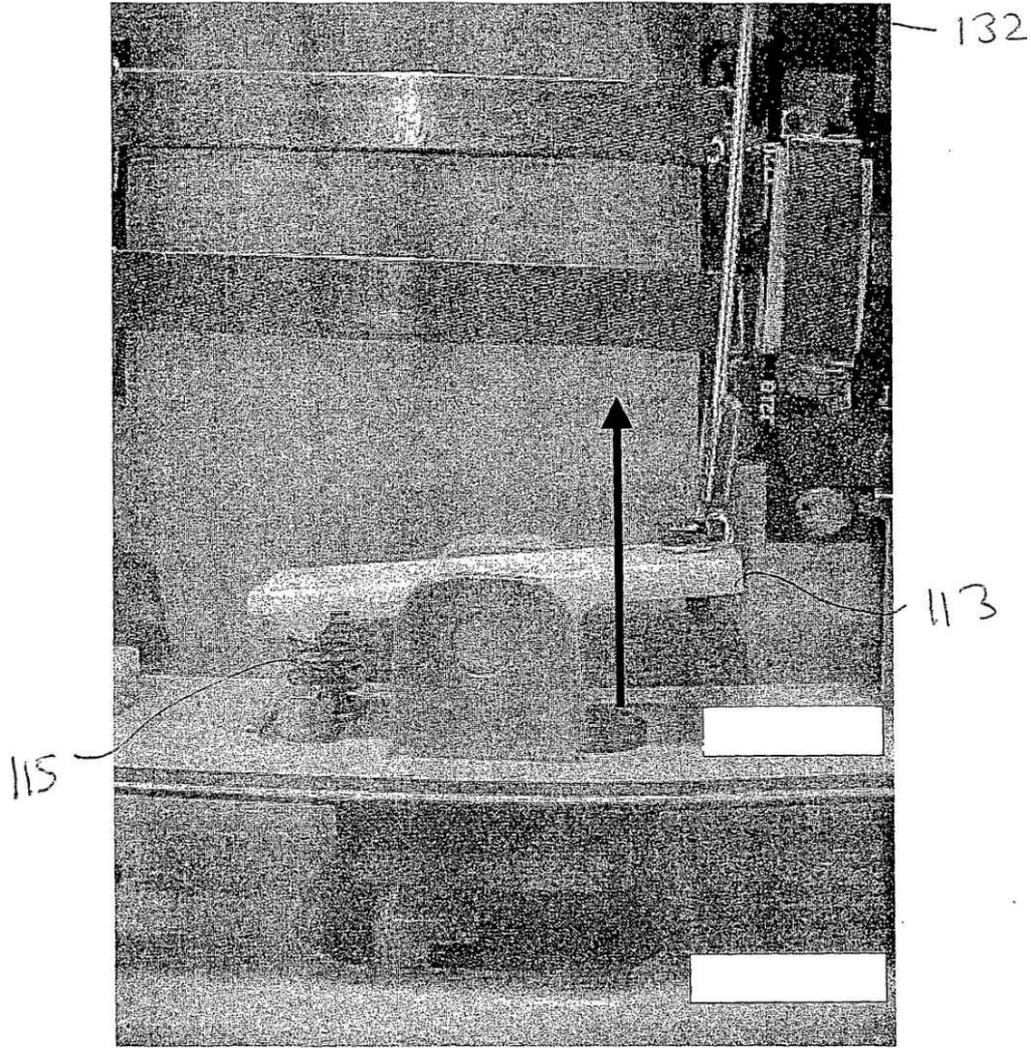


FIG.28

【 29 】

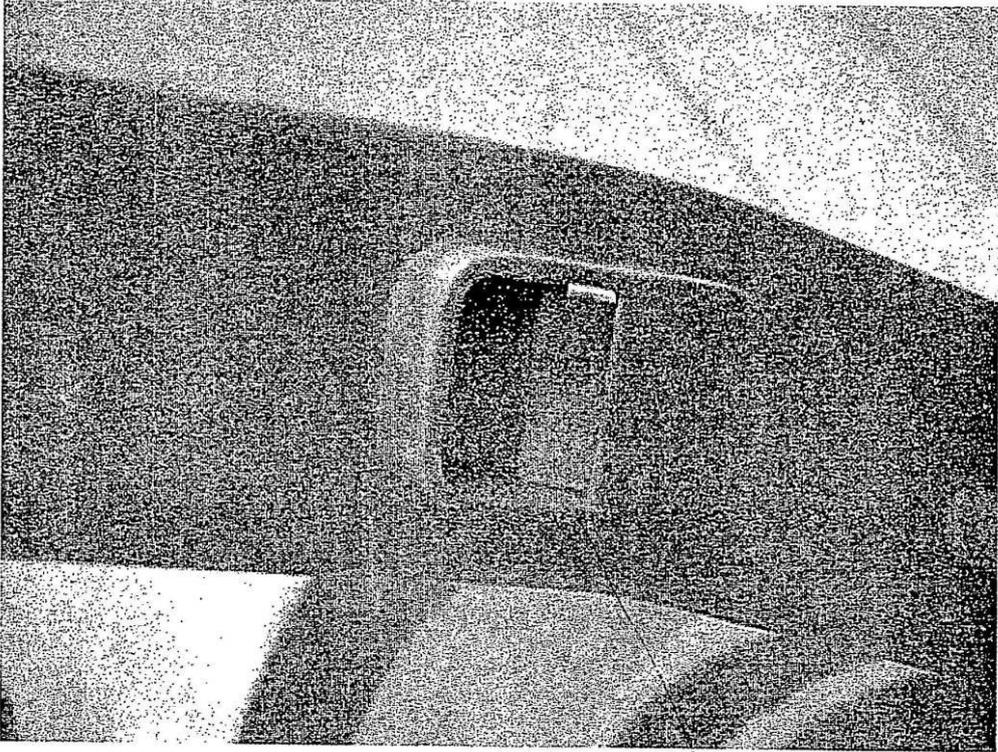


FIG.29

112

【 30 】

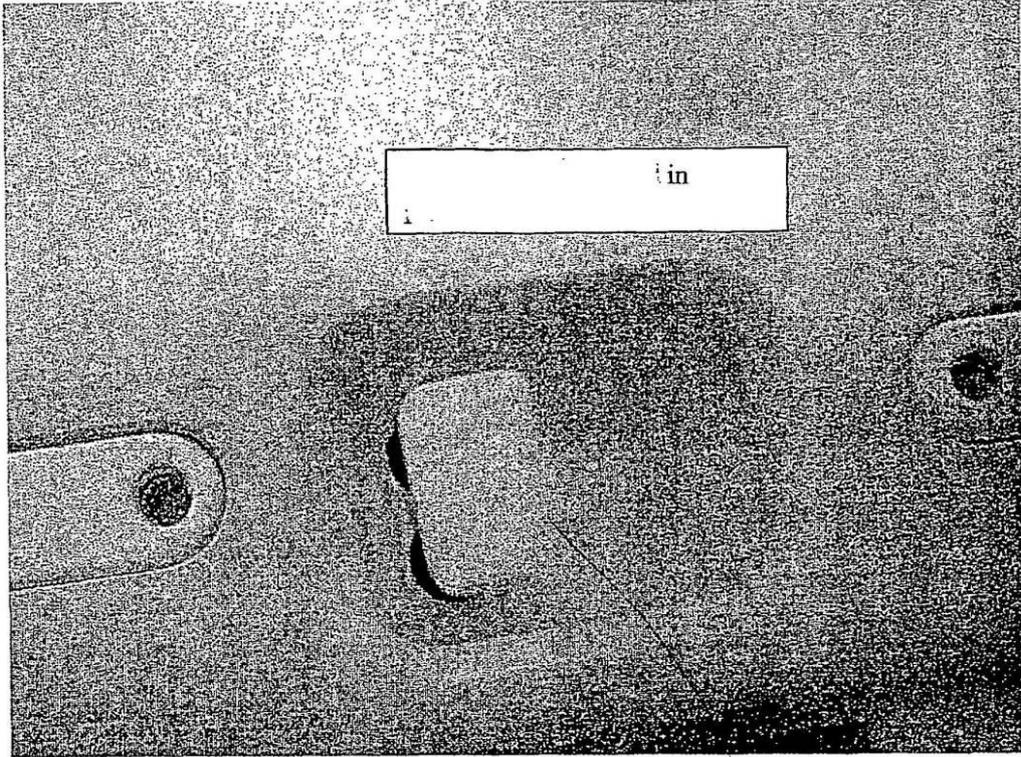


FIG.30

114

【図31】

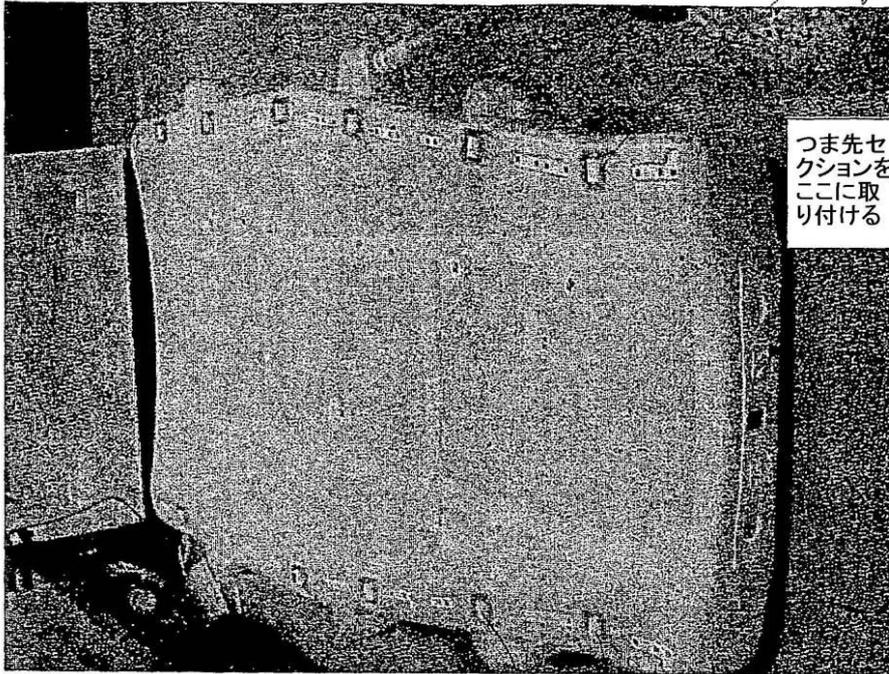


FIG.31

【図32】

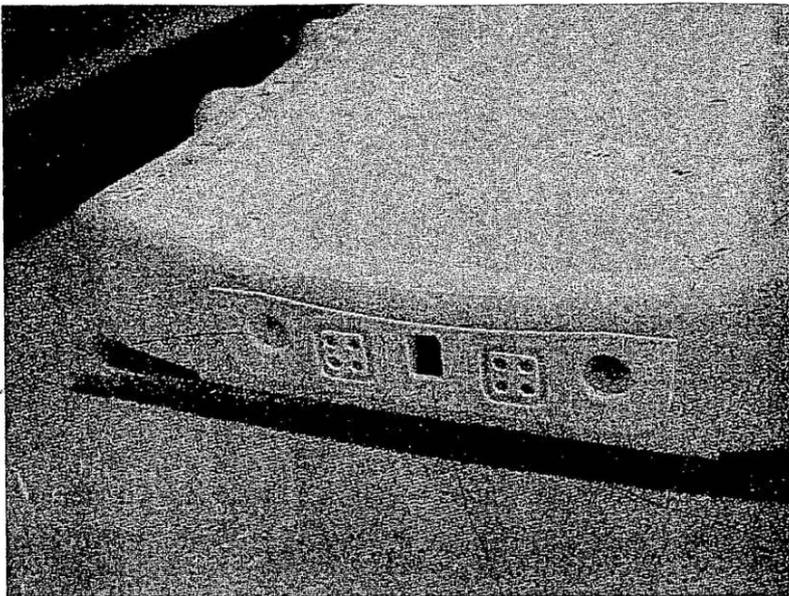


FIG.32

【 図 33 】

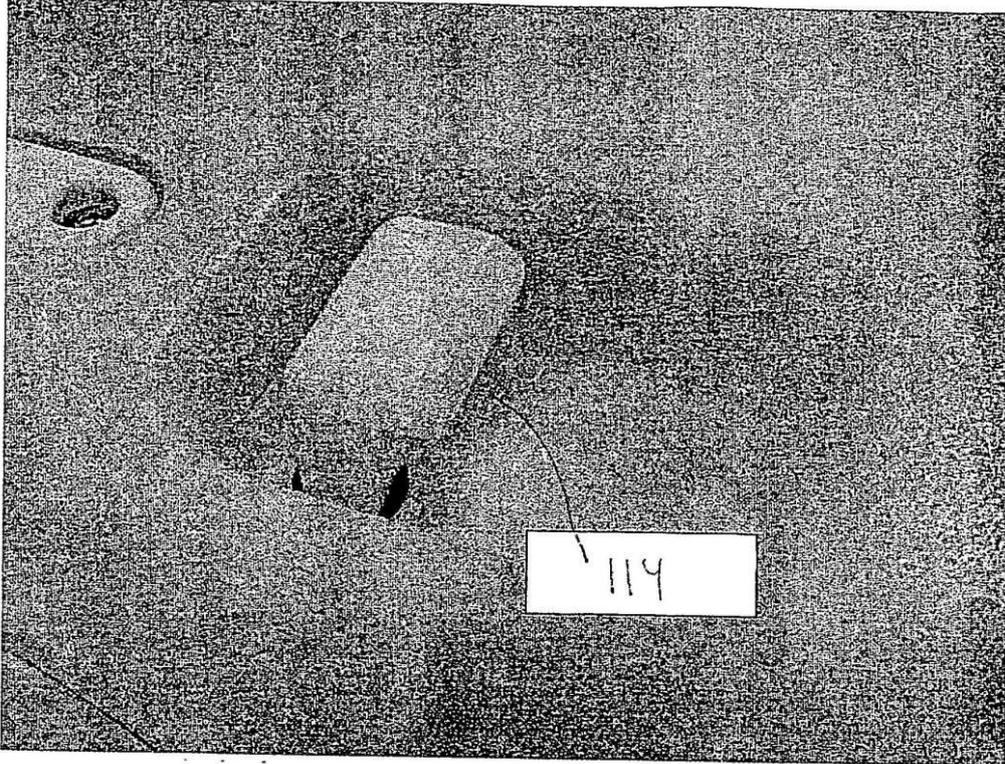


FIG.33

【 3 4 】

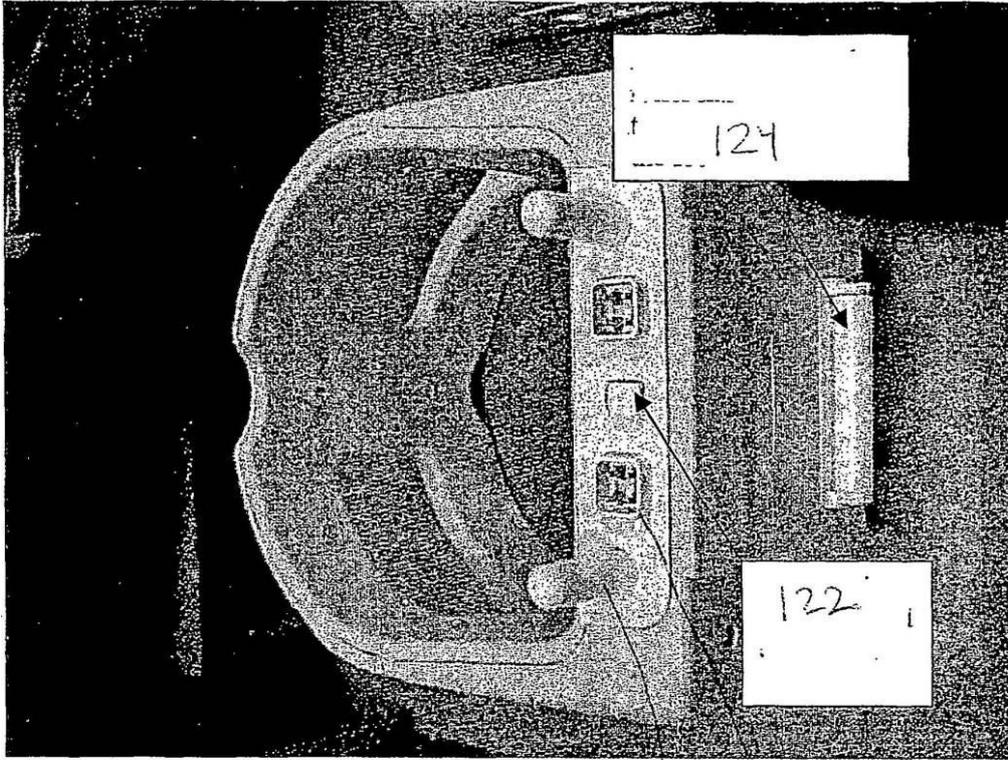


FIG.34

120  
140

【図 35】

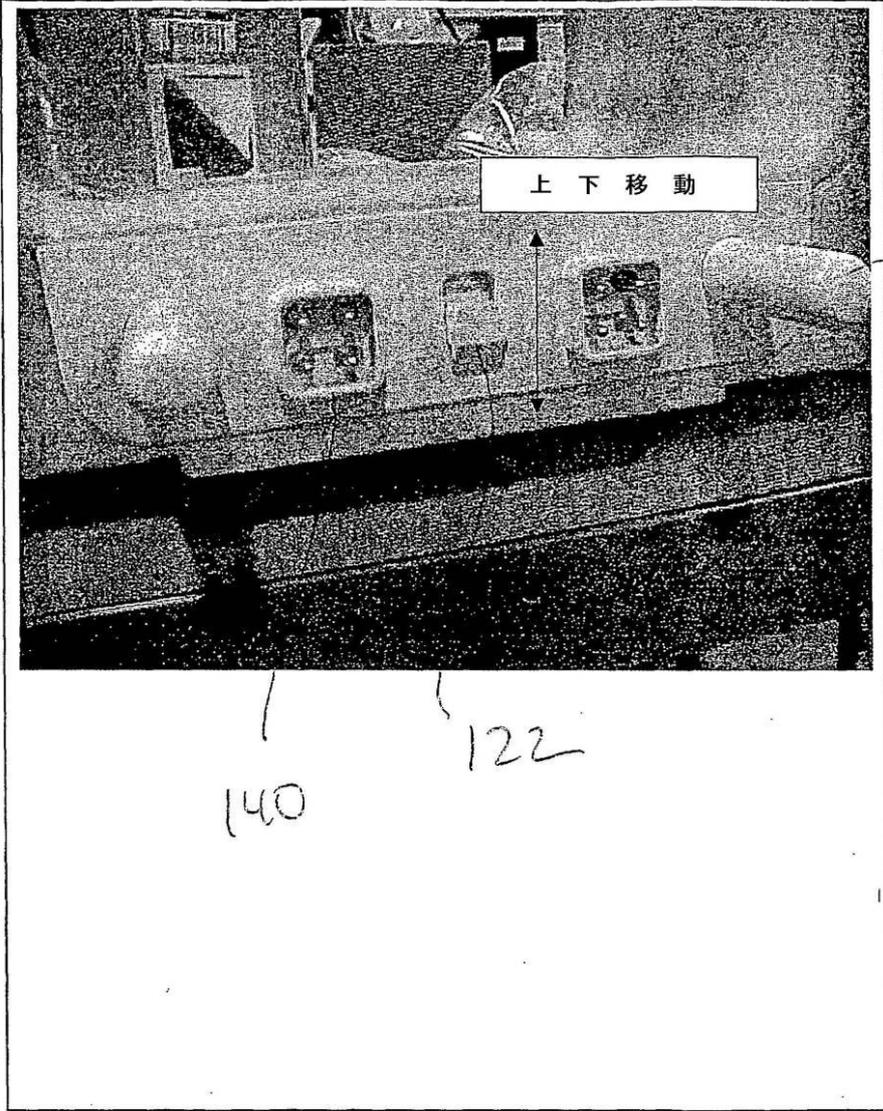


FIG.35

【 36 】

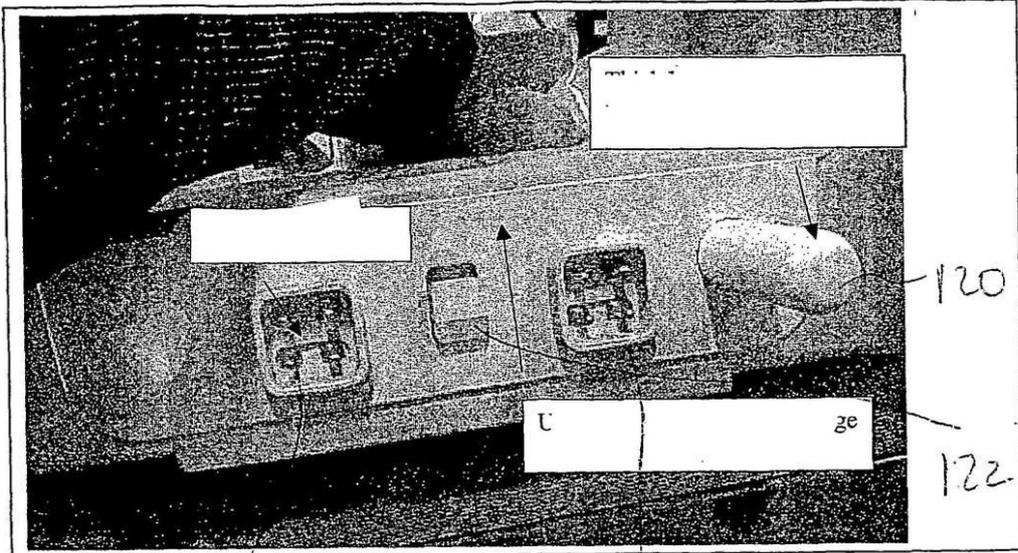


FIG.36

【 37 】

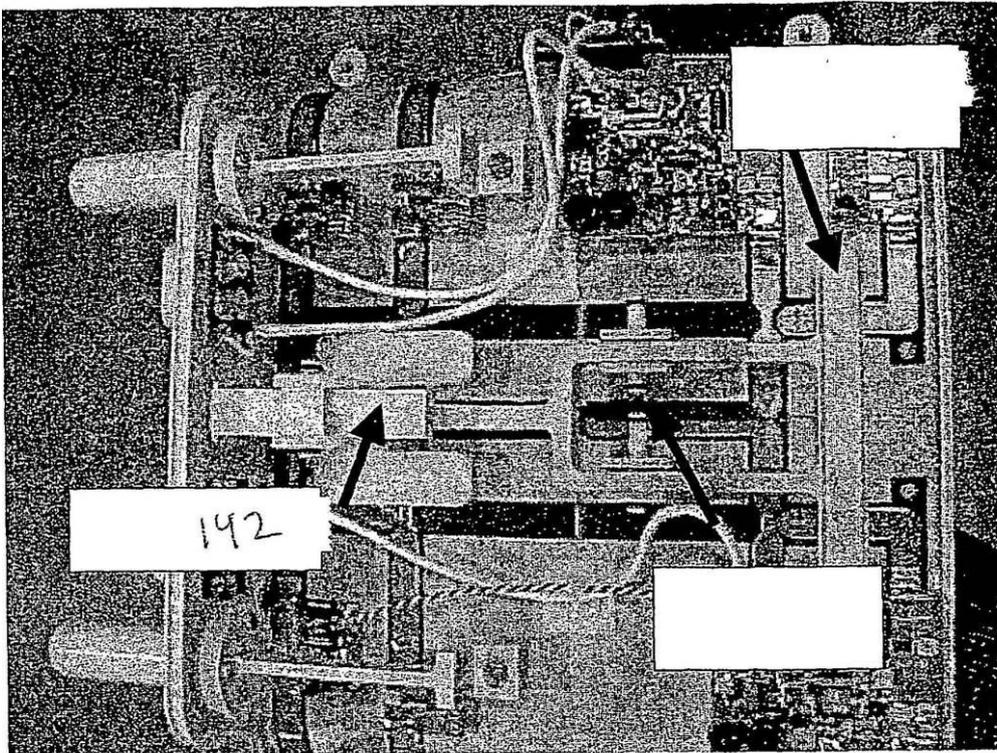


FIG.37

【 38 】

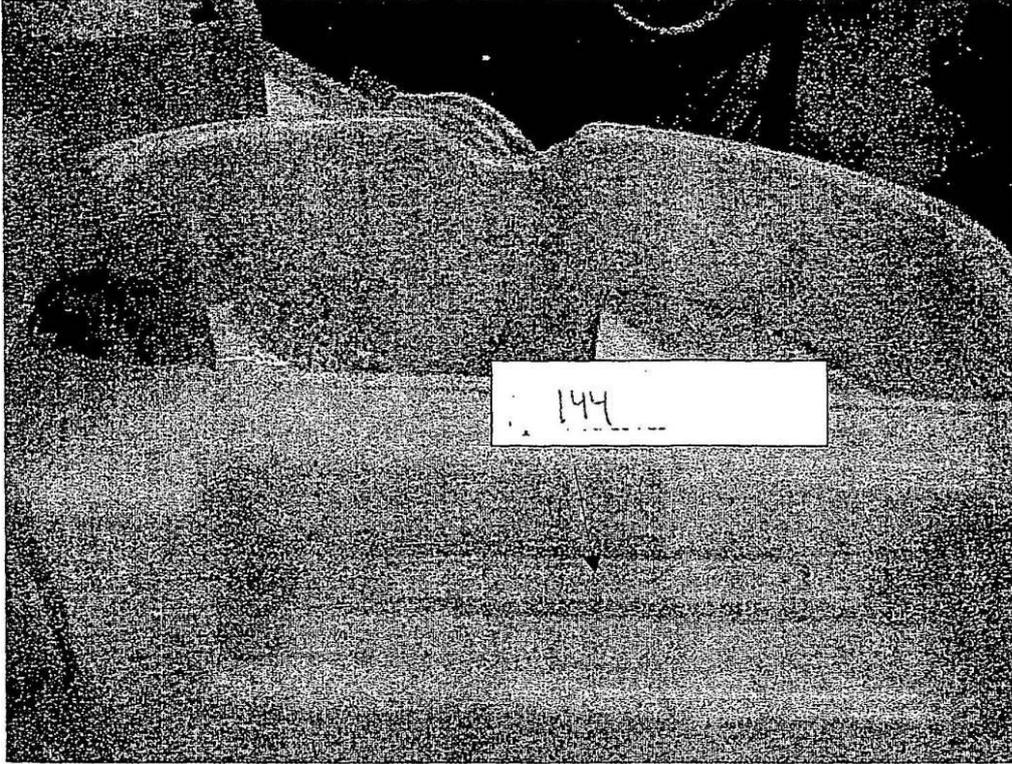


FIG.38

【 39 】

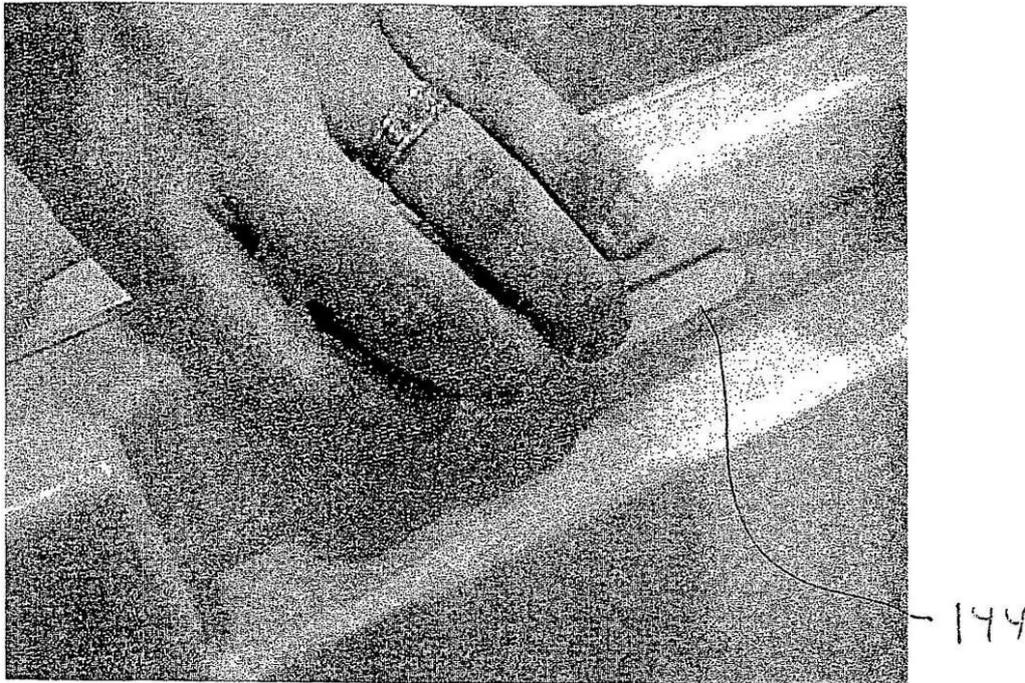


FIG.39

【図40】

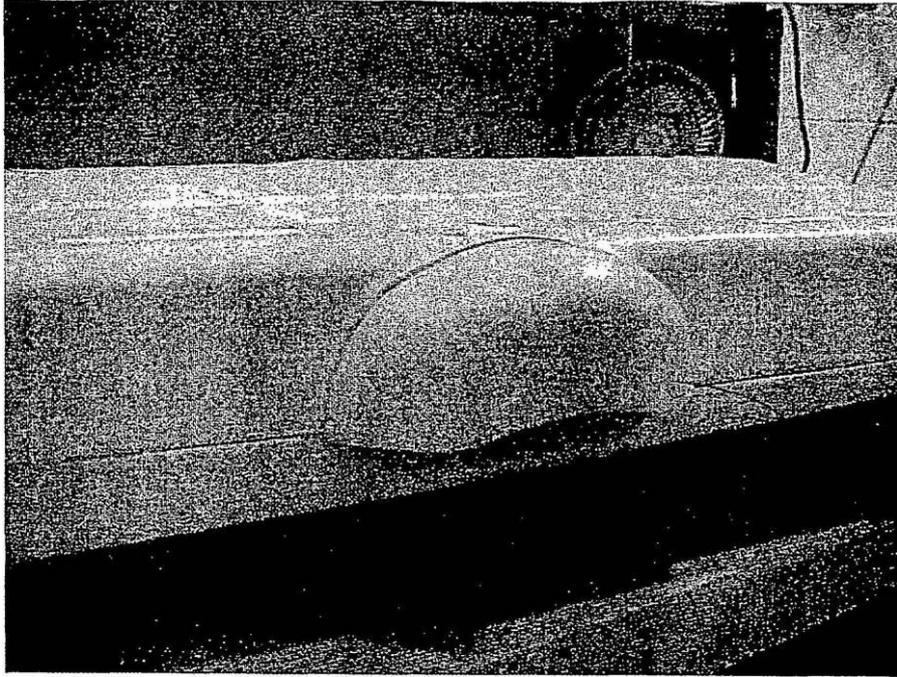


FIG.40

【図41】

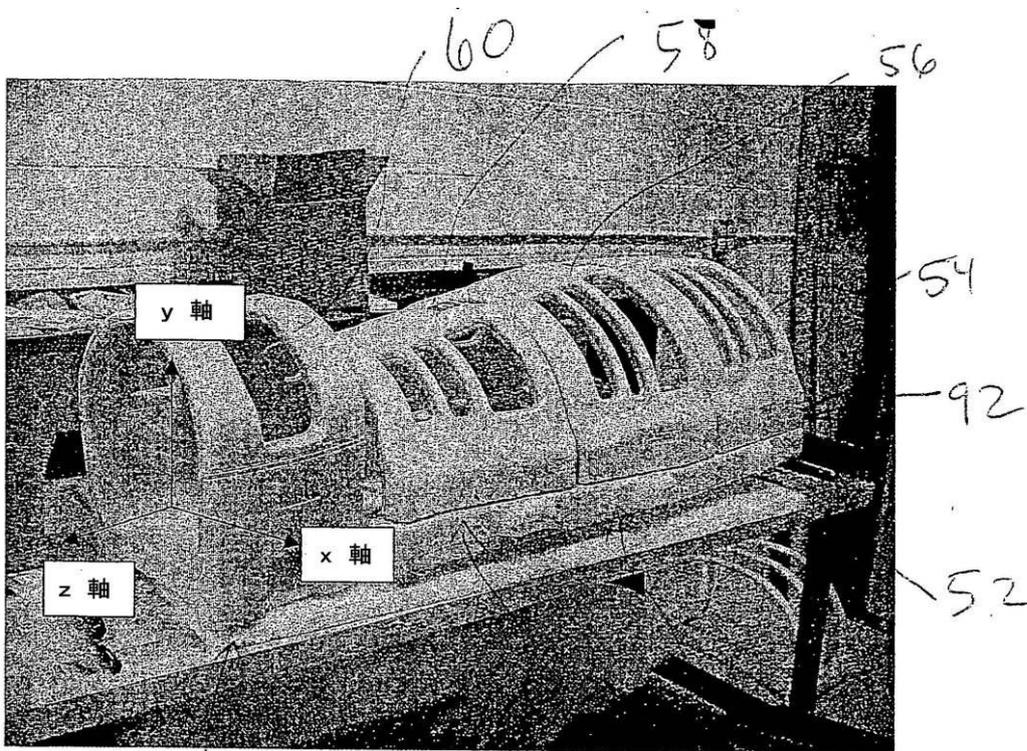


FIG.41

【 4 2 】

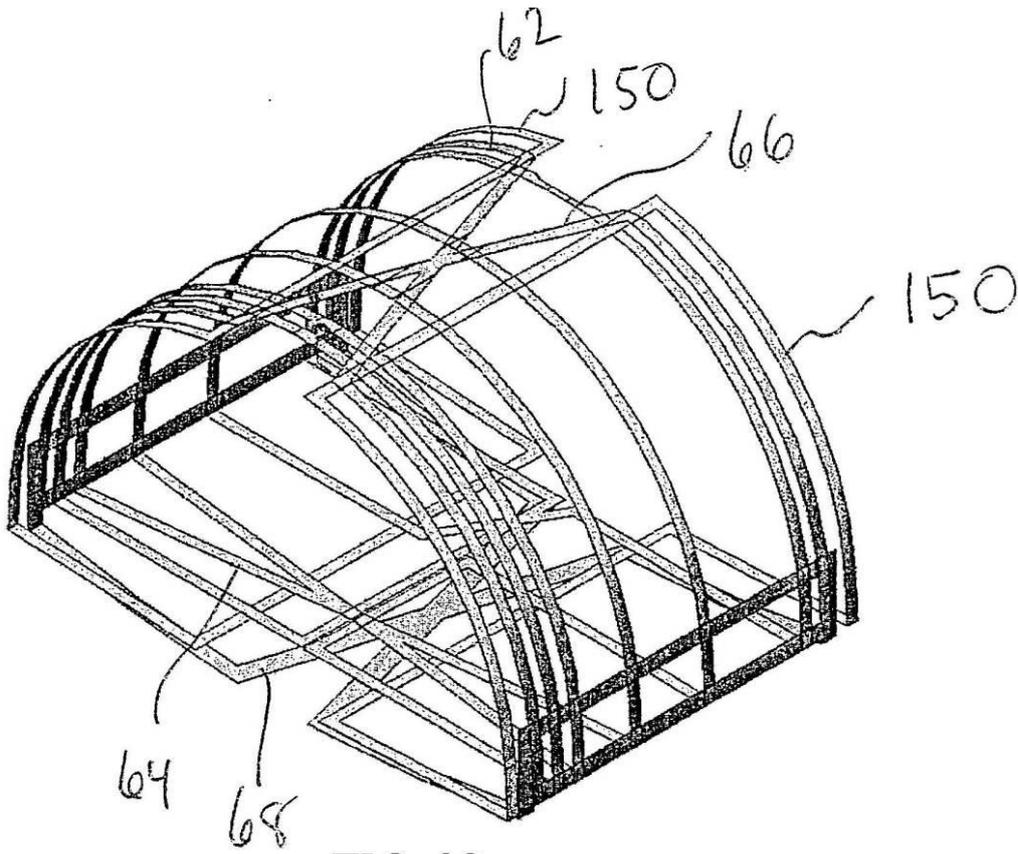


FIG.42

【 4 3 】

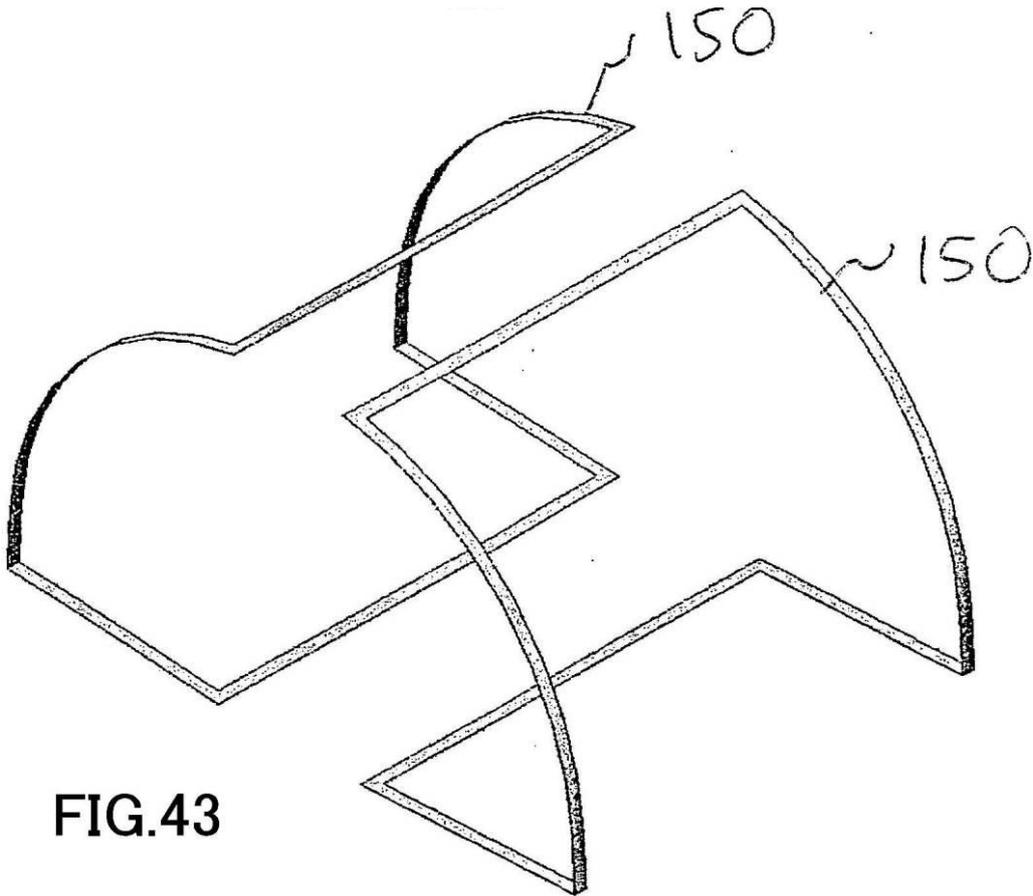


FIG.43

## フロントページの続き

- (72)発明者 イッピング, グァン  
アメリカ合衆国、オハイオ州、オーロラ (番地なし)
- (72)発明者 マシエラ, スコット  
アメリカ合衆国、オハイオ州、シルバー・レイク (番地なし)
- (72)発明者 ロブ, ジャニン・シー  
アメリカ合衆国、オハイオ州、オーロラ (番地なし)
- (72)発明者 スー, サンユ  
アメリカ合衆国、オハイオ州、ハドソン (番地なし)
- (72)発明者 ザオオ, スーレン  
アメリカ合衆国、オハイオ州、オーロラ (番地なし)
- (72)発明者 ゴウ, マーク・ズウエミン  
アメリカ合衆国、オハイオ州、オーロラ (番地なし)

審査官 島田 保

- (56)参考文献 特開2000-254109 (JP, A)  
特開平05-317284 (JP, A)  
特開平05-154132 (JP, A)  
米国特許第05594337 (US, A)  
特表2005-503222 (JP, A)  
Kryss Y.Kojima,BS, Jerzy Szumowski,PhD, Robert C.Sheley,MD, Stephen F.Quinn,MD, "Lower  
Extremities: MR Angiography with a Unilateral Telescopic Phased-Array Coil", Radiolog  
y, 米国, R S N A, 1995年 9月, vol. 196 No.3, p871-p874  
W.E.Kwok, et al., "A Four-coil Phased Array Coil for High Resolution MR Imaging of the  
Knee", Proceedings of International Society for Magnetic Resonance in Medicine, 19  
98年 4月18日, p2026

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 5/055  
Wiley InterScience