

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第3884489号

(P3884489)

(45) 発行日 平成19年2月21日(2007.2.21)

(24) 登録日 平成18年11月24日(2006.11.24)

(51) Int. Cl.	F I
<b>A 6 1 B 5/055 (2006.01)</b>	A 6 1 B 5/05 3 8 2
<b>A 6 1 B 5/0245 (2006.01)</b>	A 6 1 B 5/05 3 9 0
	A 6 1 B 5/02 3 1 0 H

請求項の数 8 (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願平5-90315	(73) 特許権者	390041542
(22) 出願日	平成5年4月19日(1993.4.19)		ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ
(65) 公開番号	特開平6-14904		GENERAL ELECTRIC COMPANY
(43) 公開日	平成6年1月25日(1994.1.25)		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
審査請求日	平成12年4月17日(2000.4.17)	(74) 代理人	100093908
審査番号	不服2004-22447(P2004-22447/J1)		弁理士 松本 研一
審査請求日	平成16年11月1日(2004.11.1)	(74) 代理人	100105588
(31) 優先権主張番号	876656		弁理士 小倉 博
(32) 優先日	平成4年4月30日(1992.4.30)	(74) 代理人	100106541
(33) 優先権主張国	米国(US)		弁理士 伊藤 信和
		(74) 代理人	100129779
			弁理士 黒川 俊久

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 磁気共鳴作像装置用のプレチスモグラフ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

電磁石集成体によりその中に配置された動物内の原子核を励振するようにした磁気共鳴作像装置に用いるプレチスモグラフに於て、

第1及び第2の光ファイバと、該第1及び第2の光ファイバが露出する端を持つ光ファイバ・ケーブルと、

動物の解剖学的な肢体の面と同形になる様に弯曲して、前記光ファイバ・ケーブルの一端を受入れ、前記解剖学的な肢体の一面に隣接する位置に前記第1及び第2の光ファイバの両方を保持する手段と、前記解剖学的な肢体の周りに結合される手段を備える本体と、

前記光ファイバ・ケーブルの一端に結合する第1の部分と、前記第1の部分から略垂直に突出する第2の部分とを有しており、前記第1及び第2の光ファイバが両方の部分、並びに前記第2の部分の開口を通抜けており、前記第2の部分が前記本体に回転自在に接続されている、コネクタと、

前記電磁石コイル集成体の外部で前記光ファイバ・ケーブルの他端に結合されていて、第1の光ファイバに結合される光を発生する光発生手段と、

前記電磁石コイル集成体の外側で前記光ファイバ・ケーブルの他端に結合されていて、前記第2の光ファイバから受取った光にตอบสนองして変化する電気信号を発生する電気信号発生手段と、

を有するプレチスモグラフ。

10

20

**【請求項 2】**

前記本体が、互いに丁番結合した底部とカバーを持つと共に、動物の指を受入れる様にした開口を持つ請求項 1 記載のプレチスモグラフ。

**【請求項 3】**

前記本体が第 1 及び第 2 の部分を有し、その各々は細長い凹形であって、一端に隣接して他方の部分に枢着されており、前記第 1 の部分は他端に爪フィンガを持っていて、該爪フィンガが前記第 2 の部分の他端にある歯と解放自在に係合し、前記第 1 及び第 2 の部分は動物の指を受入れる開口を持ち、一方の部分は前記光ファイバ・ケーブルの一端を受入れる開口を持っている請求項 1 記載のプレチスモグラフ。

**【請求項 4】**

前記本体が向い合った 2 つの縁を持ち、前記解剖学的な肢体の周りに結合される手段は前記部材の一方の縁に隣接して前記肢体に取り付けられる第 1 のストラップ、及び前記肢体の他方の縁に隣接して前記部材に取り付けられる第 2 のストラップを有する請求項 1 記載のプレチスモグラフ。

**【請求項 5】**

前記コネクタは前記本体に着脱自在に接続されている請求項 1 記載のプレチスモグラフ。

**【請求項 6】**

前記光発生手段が赤外線光放出ダイオードで構成される請求項 1 記載のプレチスモグラフ。

**【請求項 7】**

前記電気信号発生手段が、前記第 2 の光ファイバの端に光学的に結合されていて、第 2 の光ファイバから受取った光に対応する電気信号を発生する光センサと、該センサからの電気信号を増幅する手段と、制御信号によって定められた分だけ前記増幅する手段からの出力信号を減衰させる手段とを有する請求項 1 記載のプレチスモグラフ。

**【請求項 8】**

前記電気信号発生手段からの出力にตอบสนองして、前記減衰させる手段に対する制御信号を発生する自動利得制御装置を更に有する請求項 7 記載のプレチスモグラフ。

**【発明の詳細な説明】****【0001】****【発明の背景】**

この発明はプレチスモグラフ (plethysmograph) を利用して心臓の活動を検出する装置、更に具体的に言えば、磁気共鳴作像の際、患者からの脈動を感知するこの様な装置に関する。

磁気共鳴は診断装置に役立つ作像方法として開発されて来た。当業者に理解されている磁気共鳴作像 (MRI) では、作像される身体が、デカルト座標系の Z 軸の方を向く一様な磁界の中に保持される。

**【0002】**

身体内の原子核の正味の磁化が、無線周波 (RF) パルスによって歳差運動をする様に励振され、スピンの減衰する歳差運動が MRI 信号を発生する。MRI 信号の振幅は、取分け、作像される身体内の容積当たりの歳差運動をする原子核の数に関係し、これが「スピン密度」と呼ばれている。

位相及び周波数符号化を通じて、MRI 信号に位置情報を加える為、X、Y 及び Z 軸に沿って勾配磁界  $G_x$ 、 $G_y$  及び  $G_z$  が印加される。この時、1 組の MRI 信号を「再生 (reconstruct)」して、像を作ることが出来る。各組の MRI 信号は多くの「ビュー (view)」で構成され、ビューは、同じ X 及び Y 勾配磁界のもとで行なわれた 1 回又は更に多くの MRI 信号の収集と定義される。

**【0003】**

像を再生するのに十分な数のビューを収集するのに必要な時間の長さは何分にもなることがある。従って、心臓及び呼吸運動を含めた被検体の動きは不可避である。この様な運動

10

20

30

40

50

により、使われる像再生方法に応じて、像のぼやけ又はその他の像の人為効果 (artifact) が起こり得る。普通の2つの像再生方法が、米国特許第5,051,903号に記載されている様な「スピン捩れ形 (spin-warp)」作像又は米国特許第4,471,306号に記載されている様な多重角度投影形再生に関連している。

#### 【0004】

MRI像を収集する時の対象の動きは、位相符号化方向の「ゴースト」及びぼやけの両方を生ずる。動きが周期的であるか或いは周期的に近い場合、特にゴーストが目立つ。ぼやけもゴーストも、データの収集を対象の機能的なサイクルと同期させれば、減少させることが出来る。この方法はゲート形MRI走査として知られており、その目的は、対象が各々のビューで同じに「見える」様に、相次ぐ機能サイクル中の同じ点で、MRIデータを収集することである。収集データから人為効果を取除く為のこの他の方式も工夫されている。例えば、米国特許第4,580,219号、同第4,663,591号及び同第4,706,026号には、対象の機能的なサイクルを表わす信号を使って像データを処理し、ぼやけ及びゴースト効果を減少する方法が記載されている。

10

#### 【0005】

MRI像に影響を与える1つの周期的な生理学的な機能は心臓サイクルである。心電計又は動脈動プレチスモグラフ用の普通のセンサをMRI装置に利用することが出来ない。前に述べた様に、患者には非常に強い磁界が印加され、そのあるものは無線周波数で変化する。こう云う電磁界は普通の心電計又はプレチスモグラフのセンサ及びケーブルに大きな電流を誘起することがあり、その為MRI走査の間、患者が電撃を受けたり或いは火傷をする危険にさらすことがある。従って、MRI走査を受ける患者の周期的な生理学的な機能を検知する為の装置は、磁気共鳴の環境に耐えると共に、大きな勾配磁界及び無線周波磁界が存在する場合でも、患者の適切な安全性を保つ様に特別に設計されていなければならない。更にMRIオペレータは、生理学的な感知装置をどの様に設定するか、並びにMRI磁石の中孔の中のどこに患者とのインターフェース・ケーブルを配置するかについて慎重に注意を払わなければならない。

20

#### 【0006】

適正な保護措置を講じても、センサからその結果得られる信号は、変化する磁界によって生ずる大きな雑音スパイクを持つ場合が多い。こう云う雑音スパイクは生理学的な信号と同じ周波数帯にあることがあり、フィルタ作用によってデータから除くのが困難である。更に、ケーブル及びセンサが磁気共鳴像の中で目に付く。

30

#### 【0007】

##### 【発明の要約】

磁気共鳴作像装置が、集成体の中に配置された動物の原子核を励振する為の電磁石コイル集成体を有する。装置は、励振された原子核から放出される磁気共鳴信号を検知して、感知された情報を使って動物の像を再生する手段を含む。

磁気共鳴作像装置の動作のゲート作用に使う為、動物の動脈の脈動を表わす電気信号を発生するプレチスモグラフを設ける。プレチスモグラフは第1及び第2の光ファイバを有する光ファイバ・ケーブルを持っている。ケーブルの一端が動物に取付けられたプローブに接続される。1実施例のプローブは2つの部分を持つ本体を有し、各々の部分は細長い凹形であって、一端で他方の部分に枢着されている。一方の部分は他端に爪フィンガを持ち、それが他方の部分にある歯と解放自在に係合する。閉じた状態では、2つの部分が動物の指を受入れる開口を形成する。プローブ及び光ファイバ・ケーブルは非金属の非導電材料で作られる。

40

#### 【0008】

コネクタが光ファイバ・ケーブルの一端に設けられ、第1及び第2の光ファイバの端が動物の皮膚に隣接する様に、プローブに取付けられる。光ファイバ・ケーブルの他端は、光源に第1の光ファイバを接続する手段、及び第2の光ファイバを受信器に接続する手段を持ち、この受信器が、光ファイバから受取った光に应答して変化する電気信号を発生する。

50

## 【 0 0 0 9 】

この発明の目的は、磁気共鳴作像装置によって検査される動物の周辺動脈の脈動を検出する為のプレチスモグラフに使われるセンサを提供することである。

別の目的は、磁石集成体の中に入り込むセンサの部分の非金属の非導電部品を提供することである。この様な材料を使うことにより、金属で導電性の部品と強力な無線周波数の電磁界との相互作用から起こり得る患者の電撃又は火傷の恐れをなくす。更に、好ましい材料を使うセンサは、磁気共鳴像では目に付かなくなる。

## 【 0 0 1 0 】

この発明の別の目的は、磁石集成体内部からの生理学的な情報を伝達する媒質として、強力な無線周波数の電磁界による電気雑音の影響を受けない媒質を提供することである。

10

## 【 0 0 1 1 】

## 【 詳しい説明 】

最初に図 1 について説明すると、MRI 装置 10 が、普通の円筒形の恒温室の中に封入された複数個の超導電磁石コイルによって形成された磁石集成体 12 を有する。磁石集成体 12 は、縦軸線の周りに全体的に円筒形であって内部容積 14 を限定し、その中に例えば作像する為に患者 16 が配置される。

## 【 0 0 1 2 】

患者 16 の指に光学式プレチスモグラフプローブ 20 が取付けられる。光ファイバ・ケーブル 22 がプローブ 20 から磁石集成体 12 の中をプレチスモグラフまで伸びる。このプレチスモグラフは、MRI 装置 10 を制御する電子装置を持つ遮蔽区域 23 内に配置されている。

20

MRI 装置 10 の制御回路が図 2 に示されており、パルス制御モジュール 24 を含む。このモジュールは、コンピュータ 25 の制御のもとに、普通の正しいタイミングのパルス順序を発生する。パルス制御モジュール 24 が、集成体 12 内の勾配コイル 28 により、磁界勾配  $G_x$  ,  $G_y$  ,  $G_z$  を発生する勾配電源 26 を制御する。

## 【 0 0 1 3 】

パルス制御モジュール 24 は、RF トランシーバ装置の一部分である無線周波合成器 29 をも制御する。このトランシーバ装置の一部分が破線のブロック 30 の中に囲まれている。パルス制御モジュール 24 は RF 変調器 31 をも制御する。この結果得られる RF 信号が電力増幅器 32 によって増幅され、送信 / 受信スイッチ 34 を介して集成体 12 の中に

30

## 【 0 0 1 4 】

ある RF コイル集成体 33 に印加される。こう云う RF 信号は、患者 16 内の原子核のスピン運動を励振する為に使われる。

励振された原子核からの磁気共鳴信号が RF コイル集成体 33 によって拾われ、送信 / 受信スイッチ 34 を介して前置増幅器 36 に印加される。前置増幅器 36 の出力が直角位相検波器 38 の入力に印加される。検波された信号が、高速アナログ・デジタル (A/D) 変換器 39 によってデジタル化され、患者の MRI 像を表示装置 27 に発生する為に、コンピュータ 25 に印加される。

## 【 0 0 1 5 】

MRI 装置 10 に対するプレチスモグラフ 40 は、患者 16 の動脈の脈動を感知するプローブ 20 を含む。図 3 について説明すると、プローブ 20 は、貝殻状に開く様に、一端 43 で互いに丁番結合された底部 41 及びカバー 42 を有する。底部 41 及びカバー 42 は解放端を持つ凹形要素であって、プローブの他端で開口 44 を形成し、それが患者の指を受入れる。プローブ 20 の閉じた状態が示されており、この時、カバー 42 の他端にある爪フィンガ 46 , 47 が、底部 41 の内面の歯 45 と係合する。爪フィンガ 46 , 47 は溝 48 によってカバー 42 の本体部分から隔てられていて、フィンガが撓むことが出来る様になっている。押込みレバー 49 が底部 41 の両側に設けられている。MRI 技師の向い合った指の間で押込みレバー 49 を押しつづすと、レバーが爪フィンガ 46 , 47 を内向きに押し、爪を歯 45 との係合状態から解放して、カバー及び底部を離すことが出来る様にする。

40

50

## 【 0 0 1 6 】

プローブ 2 0 を患者の指に取付ける時、底部及びカバーを開き、指を底部の中に挿入する。その後、爪フィンガ 4 6 , 4 7 が歯 4 5 と係合して、プローブが患者の指に対してしっかりしたはめ合せになるまで、カバー 4 1 を閉じる。プローブが所定位置になった時、患者の指に対するクッション作用をする様に、底部 4 1 及びカバー 4 2 の両方の内面には弾性パッド（図に示してない）が取付けられている。

## 【 0 0 1 7 】

プローブのカバー 4 2 の中心に開口が設けられている。光ファイバ・ケーブル 2 2 の一端にあるコネクタ 5 0 がカバー 4 2 の開口を介してプローブ 2 0 に取付けられる。プローブは、患者の動脈の脈動を感知する為に、光ファイバ・ケーブル 2 2 の端を患者の皮膚に抑

10

えつける機構になる。図 4 及び 5 について説明すると、ケーブル・コネクタ 5 0 は、ケーブル 2 2 の光ファイバ束 5 4 の端に取付けられた本体 5 1 を有する。コネクタ 5 0 の管状部分 5 8 が本体 5 1 に対して直角に伸びる。ファイバ束 5 4 は 2 本の光ファイバ 5 6 , 5 7 を持ち、それらがコネクタ 5 0 の内部で 9 0 ° 曲がって、部分 5 8 の露出端の開口から出て行く。光ファイバ 5 6 , 5 7 の端はコネクタ部分 5 8 から短かな長さだけ突出する。光ファイバは、使われる光の波長に対して透過性の強い硝子又はプラスチックである。この代りに、個々のファイバ 5 6 , 5 7 を、光ファイバの 2 つの小さな束に置換えてもよい。

## 【 0 0 1 8 】

コネクタ部分 5 8 がプローブのカバー 4 2 にある開口を通抜け、固定スリーブ 5 2 が、この固定スリーブの回転を許す様な形で、押えリング 6 0 により、この部分の周りの所定位置に保持される。固定スリーブ 5 2 の一部分が、カバー 4 2 に接着によって取付けられたカラー 6 2 を通抜ける。カラー 6 2 がプローブのカバー 4 2 にある開口、及びカバーの内面に取付けた弾性パッド 6 1 にある開口を通抜ける。固定スリーブ 5 2 は、カラー 6 2 の孔 6 3 を通る突片 5 5 を持ち、ケーブル・コネクタ 5 0 をプローブ 2 0 に取付ける為のパヨネット形緩み止め機構になる。固定スリーブ 5 2 とコネクタ部分 5 8 が回り継手になることにより、コネクタ 5 0 はプローブ 2 0 に取付けたまゝ回すことができる。この旋回動作により、プローブ及び患者の手を MRI 装置内に位置ぎめする時の融通性が得られる。

20

## 【 0 0 1 9 】

図 6 は、光ファイバ・ケーブル 2 2 の端を患者に取付ける別の装置 1 2 0 を示す。この装置は弯曲した殻体 1 2 2 を持ち、その凹面に弾性材料のパッド 1 2 4 が取付けられている。殻体 1 2 2 の両側の縁に沿って対の溝孔 1 2 5 が設けられ、別々のストラップ 1 2 6 , 1 2 7 , 1 2 8 又は 1 2 9 がその中を通る閉ループとして取付けられている。ストラップは鉤及びループ結合材料で形成される。この代りに、4 つの別々のストラップ 1 2 6 - 1 2 9 は、殻体 1 2 2 にある向い合った 2 つの溝孔 1 2 5 を通抜ける 2 つのストラップに置換えてもよい。殻体は、向い合ったストラップを足の指の周りに巻付けて一緒に接続することにより、患者の足の指に対して当てられる様に配置される。殻体 1 2 2 は開口を持ち、光ファイバ・ケーブル 2 2 のコネクタ 5 0 がこの開口を介して、プローブ 2 0 の場合と同様に取付けられる。

30

## 【 0 0 2 0 】

プローブ 2 0 も装置 1 2 0 も、プラスチックの様に、全部非金属の非導電材料で作られる。同様に、光ファイバ・ケーブル 2 2 も非金属の非導電部品で作られる。動脈の脈動を感知する為に、光ファイバ 5 6 , 5 7 の一端を患者の皮膚に当てゝ保持するのに使うことが出来る他の形式の取付け機構でも、これは同じである。このプレチスモグラフ 4 0 の内、磁石集成体 2 0 の内側に配置される部品は非金属の非導電材料で作られているから、強力な電磁界が金属部品と相互作用をすることによる電撃又は火傷を患者が受ける危険がなくなる。

40

## 【 0 0 2 1 】

光ファイバ束 5 4 の内、コネクタ 2 0 とは反対の端は、弾力性の応力除去部 6 4 で終端しており、この応力除去部がプレチスモグラフ 4 0 に対するキャビネット 6 6 の開口内に配

50

置される。2本の光ファイバ56, 57が応力除去部64から伸びて、夫々別々のコネクタ67, 68に終端する。図2に示す様に、光ファイバ・コネクタ67, 68が収集回路70に接続される。

#### 【0022】

図7について説明すると、収集回路は、第1の光ファイバ56を介してプローブに伝達される光を発生する部分と、プローブからの光を第2の光ファイバ57を介して受取って、その光を電気信号に変換する別の部分とを有する。収集回路70の第1の部分は、入力72の制御信号に応答して調整された出力電流を発生する定電流源として構成された調節自在の電圧調整器71を有する。電圧調整器71の出力が抵抗73を介して赤外線光放出ダイオード(LED)74の陽極に結合され、その陰極は大地に接続されている。電界効果トランジスタ76の導電通路が、LED74と並列に接続されていて、電圧調整器71の調整入力72を大地に結合している。電界効果トランジスタ76のゲートは線77からオン/オフ制御信号を受取る。線77がLED74を選択的にターンオンする。LED74から放出された光が第1の光ファイバ56に光学的に結合され、こうしてプローブ20に光を送出す。

10

#### 【0023】

光が第1の光ファイバ56のプローブ側の端から放出され、プローブ20内にある患者の指の皮膚に当たる。指に入った光が指の組織と血液によって散乱され且つ反射され、脈動する血液の流れと共に変化する。その結果、患者の指によって第2の光ファイバ57に散乱され且つ反射される光の量は、患者の動脈の脈動と共に変化する。第2の光ファイバ57に入った光がデータ収集回路70に送られる。

20

#### 【0024】

収集回路70では、第2の光ファイバ57の端が、LED74から放出された赤外線の波長に応答するダーリントン形フォトトランジスタ80に光学的に結合される。フォトトランジスタ80の導電通路が大地と節81の間に接続されている。抵抗82が節81を第2の電圧調整器84の出力に接続する。従って、節81の瞬時電圧レベルは、第2の光ファイバ57から受取った光に応答して変化するフォトトランジスタ80の導電度に依存する。この光が患者の動脈の脈動と共に変化する。

#### 【0025】

節81がキャパシタ86によって第1の増幅器88の入力に結合され、この入力は抵抗87によって大地に結合されている。キャパシタ86及び抵抗87の組合せが高域フィルタになる。第1の増幅器88は、25ヘルツより高い信号を阻止する内部の低域フィルタを有する。第1の増幅器88の出力がデジタル制御の減衰器90の入力に接続される。

30

#### 【0026】

減衰器90は、アナログ・デバイセズ・インコーポレーテッド社によって製造されるAD7541A形の様な「反転R-2R」梯形構造を利用した掛算形デジタル・アナログ(D/A)変換器を有する。増幅器88の出力がD/A変換器の電圧基準端子に印加される。デジタル・アナログ変換器92の端子95に出る出力は、増幅器88からの入力電圧のレベル、並列データ母線94から受取るデジタル倍率値、及び端子93で加えられるフィードバック電圧に関する。母線94を介して相異なる倍率値を加えることにより、出力電圧を異なる倍率だけ減衰させることが出来る。

40

#### 【0027】

D/A変換器92の出力端子95が減衰器90内にある増幅器96の反転入力に接続される。増幅器96の出力がD/A変換器92のフィードバック入力端子93に直結になると共に、キャパシタ97により増幅器の反転入力に結合される。減衰器90内にある増幅器96の出力が一定利得増幅器98の入力に接続され、患者の動脈の脈動を表わす収集回路70からの出力信号を線99に発生する。

#### 【0028】

再び図2について説明すると、収集回路70からの出力線99が、アナログ・デジタル(A/D)変換器100の入力に接続され、この変換器が、プレチスモグラフ40内にあ

50

るプロセッサ102に脈動信号のデジタル表示を供給する。プロセッサ102は、ランダムアクセス・メモリ(RAM)104内にあるデータベースに、脈動信号のある値を記憶し、それを主プログラム106で使って、MRI装置10のコンピュータ25に対して、線108を介してゲート信号を出すべき時を決定する。主プログラム106は、MRI装置に対するこれまでのプレチスモグラフに用いられているものと同様である。

#### 【0029】

主制御プログラム106はMRI装置のコンピュータ25からの信号に应答して、収集回路70に対し、線77を介してオン/オフ制御信号をも発生する。

更にプロセッサ102が、収集回路70内のデジタル・アナログ変換器92に対する倍率値をも計算する。この倍率値が、収集回路70からの出力信号を線99を介して受取る自動利得制御装置110によって計算される。自動利得制御装置110は、1対の基準レベルに対して出力信号を比較して、図7の回路90によって加えられた減衰を増加すべきか減少すべきかを決定する。この比較結果が自動利得制御装置110内にあるカウンタを制御し、そのカウンタが母線94にデジタル倍率値を発生する。この利得制御装置は、線99の患者の脈動信号が、A/D変換器100のダイナミック範囲全体に対応する様に保証する。

#### 【0030】

この発明のプレチスモグラフは、従来の装置に較べて、幾つかの利点を提供する。磁石集成体12の内側に配置されるプローブ20の部品及び光ファイバ・ケーブル22は非金属の非導電材料で作られる。この為、強力な電磁界が金属部品と相互作用することによる電撃又は火傷を患者が受ける危険がなくなる。更に、磁石集成体から生理学的な情報を伝える為に光信号を使うことにより、この信号は無線周波数磁界による電気雑音の影響を受けない。プレチスモグラフの電子部品及び金属部品は、磁石集成体12から離れた所に配置されていて、この集成体によって発生される強力な磁界からは遮蔽されている。

#### 【図面の簡単な説明】

【図1】この発明を用いたMRI装置の電磁石集成体の部分的な断面図。

【図2】プレチスモグラフを用いた1例のMRI装置のブロック図。

【図3】図1の磁石集成体の中にある患者の動脈の脈動を感知する指プローブの斜視図。

【図4】電子-光学回路に指プローブを接続する光ファイバ・ケーブルの部分断面図。

【図5】図4の線4-4に沿って見たケーブルの端面図。

【図6】患者の身体の異なる部分に対する別のプローブの斜視図。

【図7】光ファイバ・ケーブル及びプローブに関連する電子-光学回路の回路図。

#### 【符号の説明】

12 磁石集成体

20 プローブ

22 光ファイバ・ケーブル

40 プレチスモグラフ

50 ケーブル・コネクタ

56, 57 光ファイバ

70 収集回路

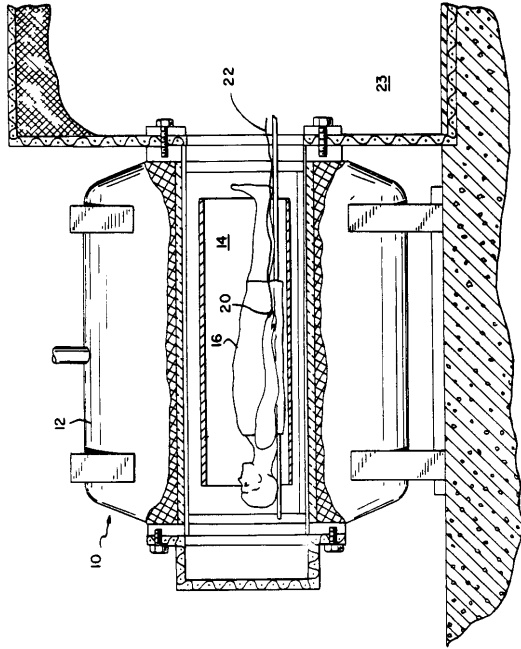
10

20

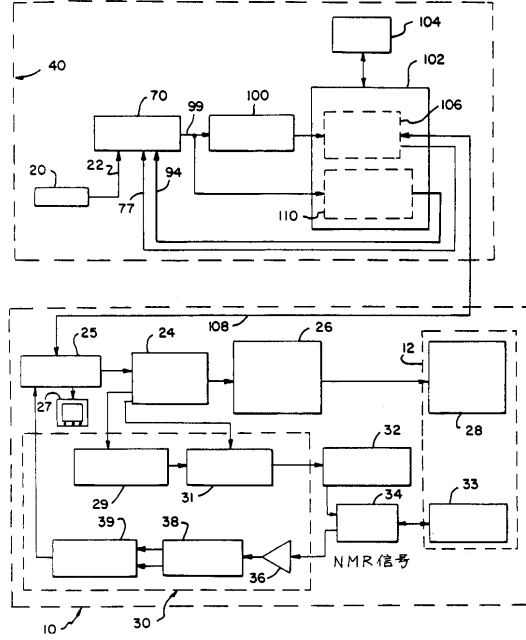
30

40

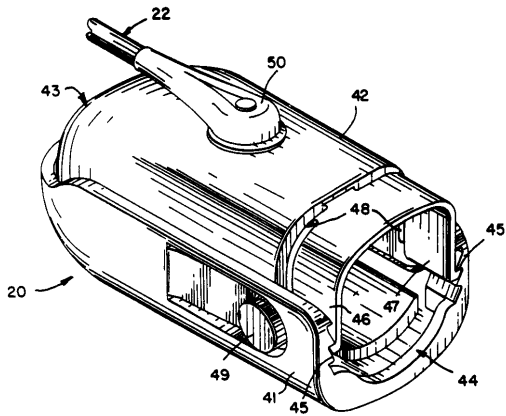
【 図 1 】



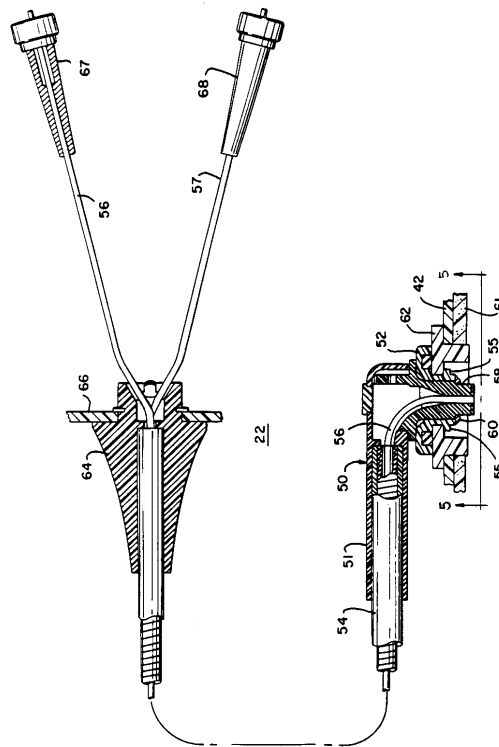
【 図 2 】



【 図 3 】

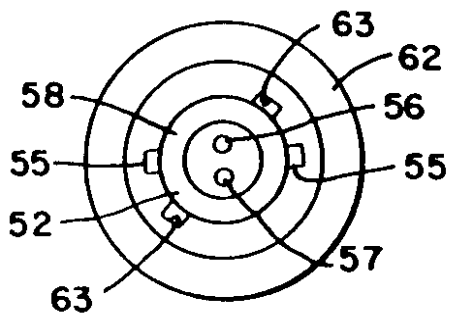


【 図 4 】

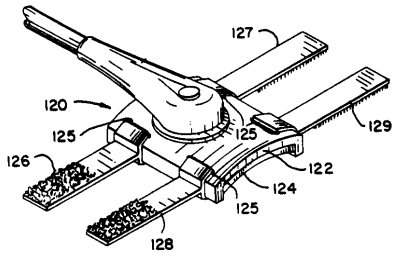




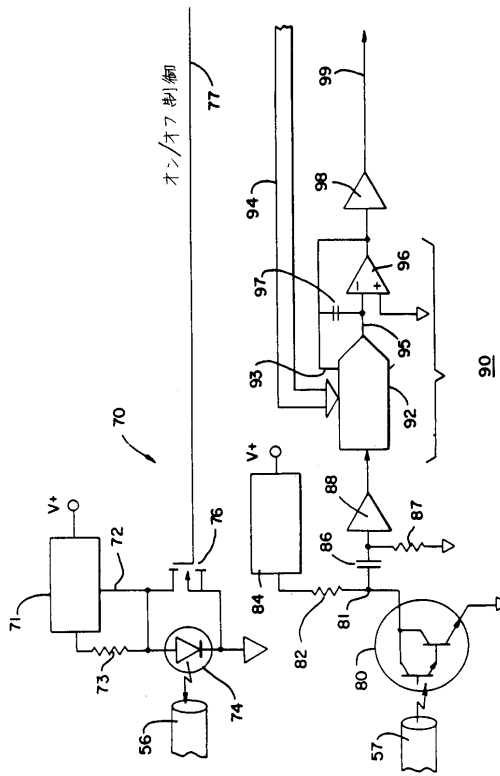
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】



## フロントページの続き

- (72)発明者 カール・ティモシイ・リチャーズ  
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ウォーケシャ、ウエスタン・アベニュー、214番
- (72)発明者 ランダル・ヘンリー・ブックワルド  
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ウォーケシャ、インディアンウッド・コート、エヌ28・ダ  
ブリュ22068(番地なし)
- (72)発明者 ドナルド・ロバート・ジャンスタ  
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ウォーケシャ、エーピーティ17、キムバリー・ドライブ、  
410番
- (72)発明者 ロバート・レイ・リジェウスキ  
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ミルウォーキー、サウス・セブンティエイズ・ストリート、  
3604番

## 合議体

審判長 高橋 泰史

審判官 菊井 広行

審判官 櫻井 仁

- (56)参考文献 特開平03-173536(JP,A)  
特開昭63-309242(JP,A)  
特開平04-102444(JP,A)  
特開平03-017536(JP,A)  
実開平04-026766(JP,U)  
実開平02-046867(JP,U)  
実開平03-082586(JP,U)

## (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/05 382

A61B 5/05 300

A61B 5/02