



PCT

特許協力条約に基づいて公開された国際出願

<p>(51) 国際特許分類6 A61B 5/14, 5/024</p>	<p>A1</p>	<p>(11) 国際公開番号 WO99/00053</p> <p>(43) 国際公開日 1999年1月7日(07.01.99)</p>
<p>(21) 国際出願番号 PCT/JP98/02875</p> <p>(22) 国際出願日 1998年6月24日(24.06.98)</p> <p>(30) 優先権データ 特願平9/172216 1997年6月27日(27.06.97) JP 特願平9/331924 1997年12月2日(02.12.97) JP</p> <p>(71) 出願人 (米国を除くすべての指定国について) 東亜医用電子株式会社 (TOA MEDICAL ELECTRONICS CO., LTD.)[JP/JP] 〒650-0046 兵庫県神戸市中央区港島中町7丁目2番地の1 Hyogo, (JP)</p> <p>(72) 発明者 ; および</p> <p>(75) 発明者 / 出願人 (米国についてのみ) 木村六三郎(KIMURA, Rokusaburo)[JP/JP] 〒657-0064 兵庫県神戸市灘区山田町1丁目2番14号 Hyogo, (JP) 浅野 薫(ASANO, Kaoru)[JP/JP] 〒651-2136 兵庫県神戸市西区中野1丁目17番19号 Hyogo, (JP) 楠澤英夫(KUSUZAWA, Hideo)[JP/JP] 〒651-1513 兵庫県神戸市北区鹿の子台北町4丁目8番14号 Hyogo, (JP)</p>	<p>高地泰浩(KOUCHI, Yasuhiro)[JP/JP] 〒675-0002 兵庫県加古川市山手2丁目14番2号 Hyogo, (JP)</p> <p>小澤利行(OZAWA, Toshiyuki)[JP/JP] 〒672-8031 兵庫県姫路市飾磨区妻鹿1971-1-602 Hyogo, (JP)</p> <p>(74) 代理人 弁理士 野河信太郎(NOGAWA, Shintaro) 〒530-0047 大阪府大阪市北区西天満5丁目1-3 南森町パークビル Osaka, (JP)</p> <p>(81) 指定国 AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, CA, CH, CN, CU, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, GB, GE, GH, HU, IL, IS, JP, KE, KG, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MD, MG, MK, MN, MW, MX, NO, NZ, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, TJ, TM, TR, TT, UA, UG, US, UZ, VN, YU, ARIPO特許 (GH, GM, KE, LS, MW, SD, SZ, UG, ZW), ユーラシア特許 (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), 欧州特許 (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE), OAPI特許 (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, ML, MR, NE, SN, TD, TG).</p> <p>添付公開書類 国際調査報告書</p>	
<p>(54) Title: LIVING BODY INSPECTING APPARATUS AND NONINVASIVE BLOOD ANALYZER USING THE SAME</p> <p>(54) 発明の名称 生体検査装置およびそれを用いた非侵襲血液分析装置</p> <p>(57) Abstract An object of this invention is to obtain inspection results of a high accuracy and a high reproducibility by fixing a part of a living body of a subject naturally and stably. An apparatus for imaging a living body, provided with a base on which a part of a living body of a subject is placed, two side wall members capable of holding from both sides the part placed on the base of the living body, a light source for supplying light to the living body held by the base and side wall members, and a light receiving member for detecting optical information from the part of living body which receives the light; and a noninvasive living body inspection apparatus provided with the above apparatus for imaging a living body wherein the light receiving member comprises imaging elements, and an analyzer adapted to analyze images of the tissues including blood vessels obtained by the imaging elements, and process the information on the blood flowing in the blood vessels.</p> <div data-bbox="778 1339 1449 2011" data-label="Image"> </div>		

(57)要約

測定対象の生体の一部を無理なく安定して固定し、正確で再現性のよい検査結果を得ることを課題とする。

検査対象とする生体の一部を載置する基台と、載置された生体の一部を両側から挟持可能な2つの側壁部材と、基台及び側壁部材により保持された生体に光を供給する光源部と、光を受けた生体の一部から光学的情報を検出する受光部とを備えてなる生体撮像装置、および受光部が撮像素子からなる上記生体撮像装置と、撮像素子によって得られる血管を含む組織の画像を解析してその血管を流れる血液に関する情報を算出する解析部とを備える非侵襲生体検査装置。

PCTに基づいて公開される国際出願のパンフレット第一頁に掲載されたPCT加盟国を同定するために使用されるコード(参考情報)

AL	アルバニア	FI	フィンランド	LK	スリ・ランカ	SI	スロヴェニア
AM	アルメニア	FR	フランス	LR	リベリア	SK	スロヴァキア
AT	オーストリア	GA	ガボン	LS	レソト	SL	シエラ・レオネ
AU	オーストラリア	GB	英国	LT	リトアニア	SN	セネガル
AZ	アゼルバイジャン	GD	グレナダ	LU	ルクセンブルグ	SZ	スワジランド
BA	ボスニア・ヘルツェゴビナ	GE	グルジア	LV	ラトヴィア	TD	チャード
BB	バルバドス	GH	ガーナ	MC	モナコ	TG	トーゴ
BE	ベルギー	GM	ガンビア	MD	モルドヴァ	TJ	タジキスタン
BF	ブルキナ・ファソ	GN	ギニア	MG	マダガスカル	TM	トルクメニスタン
BG	ブルガリア	GW	ギニア・ビサオ	MK	マケドニア旧ユーゴスラヴィア共和国	TR	トルコ
BJ	ベナン	GR	ギリシャ	ML	マリ	TT	トリニダード・トバゴ
BR	ブラジル	HR	クロアチア	MN	モンゴル	UA	ウクライナ
BY	ベラルーシ	HU	ハンガリー	MR	モーリタニア	UG	ウガンダ
CA	カナダ	ID	インドネシア	MW	マラウイ	US	米国
CF	中央アフリカ	IE	アイルランド	MX	メキシコ	UZ	ウズベキスタン
CG	コンゴ	IL	イスラエル	NE	ニジェール	VN	ヴェトナム
CH	スイス	IN	インド	NL	オランダ	YU	ユーゴスラビア
CI	コートジボアール	IS	アイスランド	NO	ノールウェー	ZW	ジンバブエ
CM	カメルーン	IT	イタリア	NZ	ニュージーランド		
CN	中国	JP	日本	PL	ポーランド		
CU	キューバ	KE	ケニア	PT	ポルトガル		
CY	キプロス	KG	キルギスタン	RO	ルーマニア		
CZ	チェッコ	KP	北朝鮮	RU	ロシア		
DE	ドイツ	KR	韓国	SD	スーダン		
DK	デンマーク	KZ	カザフスタン	SE	スウェーデン		
EE	エストニア	LC	セントルシア	SG	シンガポール		
ES	スペイン	LI	リヒテンシュタイン				

## 明 細 書

## 生体検査装置およびそれを用いた非侵襲血液分析装置

## 5 技術分野

この発明は、生体検査装置およびそれを用いた非侵襲血液分析装置に関し、とくに、生体の一部の血管を含む組織からの光学的情報を経皮的に検出する装置と、検出された光学的情報を分析して血液に関する情報、例えばヘモグロビン濃度やヘマトクリットを得る装置に関する。

## 背景技術

この種の生体検査装置においては、ヒトの指を指受け装置の溝に受入れ、指をその輪郭が溝の断面形状になじむまでローラ  
15 で押圧して変形させ、変形した指に光を照射してその透過光を検出するようにしたものが知られている（例えば、特表平6-503728号公報参照）。

しかしながら、このような従来の装置においては、指が溝内で直線状に引伸ばされると共に強く圧迫され、血管や組織が変  
20 形してうっ血や虚血状態となるため、正常な状態の血管や組織からの光学情報を得ることができないという問題がある。

この発明は、このような事情を考慮してなされたもので、過度な矯正力や圧迫を加えることなく生体の一部を安定に保持して正常な光学情報を得ることが可能な生体検査装置とそれを用

いた非侵襲血液分析装置を提供するものである。

#### 発明の開示

この発明は、検査対象とする生体の一部を載置する基台と、  
5 載置された生体の一部を両側から挟持可能な側壁部材と、基台  
及び側壁部材により保持された生体に光を供給する光源部と、  
光をうけた生体の一部から光学的情報を検出する受光部とを備  
えてなる生体検査装置を提供するものである。

この生体検査装置において、基台は例えばヒトの手の掌とそ  
10 の複数の指に適合する形態を有し、側壁部材はその複数の指の  
内の1本の指を光源部と受光部に対して適正に位置決めする。

さらにこの発明は、受光部が撮像素子からなる生体検査装置  
を提供するものである。さらにこの発明は生体検査装置の撮像  
素子によって得られた血管を含む組織の画像を解析してその血  
15 管を流れる血液に関する情報を算出する解析部と、算出された  
情報を入力する出力部とを備える非侵襲生体検査装置を提供す  
るものである。

#### 図面の簡単な説明

20 図1は、この発明の第1実施例における検出部と解析部の構  
成を示すブロック図である。

図2は、この発明の第1実施例における検出部と解析部の外  
形を示す斜視図である。

図3は、この発明の第1実施例の検出部を示す斜視図である。

図 4 は、この発明の第 1 実施例の検出部の平面図である。

図 5 は、この発明の第 1 実施例の検出部の正面図である。

図 6 は、この発明の第 1 実施例の検出部の側面図である。

図 7 は、この発明の第 1 実施例の検出部の背面図である。

5 図 8 は、この発明の第 1 実施例の検出部の図 4 における X - X 矢視断面図である。

図 9 は、この発明の第 1 実施例の検出部の図 4 における Y - Y 矢視断面図である。

10 図 10 は、この発明の第 1 実施例の検出部の図 4 における Z - Z 矢視断面図である。

図 11 は、この発明の第 1 実施例の検出部に用いるスプリングの斜視図である。

図 12 は、この発明の第 1 実施例における検出部と解析部の動作を示すフローチャートである。

15 図 13 は、この発明の第 1 実施例における解析領域の決定手順を示すフローチャートである。

図 14 は、この発明の第 1 実施例により得られる画像例を示す説明図である。

20 図 15 は、この発明の第 1 実施例により得られる画像例を示す説明図である。

図 16 は、この発明の第 1 実施例により得られる画像の濃度プロファイルを示す説明図である。

図 17 は、この発明の第 1 実施例により得られる画像の正規化された濃度プロファイルを示す説明図である。

図 1 8 は、この発明の第 1 実施例の光源部の正面図である。

図 1 9 は、この発明の第 1 実施例により表示される表示例を示す説明図である。

図 2 0 は、この発明の第 1 実施例により表示されるの他の表示例を示す説明図である。

図 2 1 は、この発明の第 2 実施例の検出部を示す斜視図である。

図 2 2 は、この発明の第 2 実施例の検出部を示す側面図である。

10 図 2 3 は、この発明の第 2 実施例の検出部を示す平面図である。

図 2 4 は、この発明の第 2 実施例の検出部を示す正面図である。

15 図 2 5 は、この発明の第 2 実施例の検出部を示す背面図である。

図 2 6 は、この発明の第 2 実施例の検出部を示す底面図である。

図 2 7 は、この発明の第 2 実施例の検出部を示す縦断面図である。

20 図 2 8 は、この発明の第 2 実施例の検出部を示す要部切欠き側面図である。

図 2 9 は、図 2 8 の W - W 矢視断面図である。

図 3 0 は、この発明の第 2 実施例の検出部の動作を示す説明図である。

図 3 1 は、この発明の第 2 実施例の検出部の動作を示す説明図である。

図 3 2 は、この発明の第 3 実施例の検出部と解析部の構成を示すブロック図である。

5 図 3 3 は、この発明の第 3 実施例の検出部と解析部の動作を示すフローチャートである。

図 3 4 は、この発明の第 3 実施例により得られる画像における平均輝度の判定領域を示す説明図である。

10 図 3 5 は、この発明の第 3 実施例により得られる画像において漏光像が存在する例を示す説明図である。

図 3 6 は、この発明の第 3 実施例により漏光像を検出する方法を示す説明図である。

図 3 7 は、この発明の第 3 実施例により得られる画像の輝度プロファイルの一例を示す説明図である。

15 図 3 8 は、この発明の第 3 実施例により得られる画像の輝度プロファイルの他の例を示す説明図である。

図 3 9 は、この発明の第 3 実施例により漏光像を検出する方法を示す説明図である。

20 図 4 0 は、この発明の第 3 実施例により得られる関節部分の画像例を示す説明図である。

図 4 1 はこの発明の第 3 実施例において関節部分を検索する領域の画素グループを示す説明図である。

図 4 2 はこの発明の第 3 実施例において関節部分を検索する領域の画素グループを示す説明図である。

発明を実施するための最良の形態

この発明の生体検査装置において、生体とはヒト、うさぎ、イヌ、ネコ、ラット、マウスなどを含む哺乳動物であり、生体の一部とは生体から分離した組織ではなく、生体のありのままの組織の一部であり、例えばヒトでは手の指や足の指、他の動物では尾部などがあげられる。

この発明において、基台に載置された生体の一部は側壁部材によって両側から適度な圧力で弾性的に挟持されることが好ましい。これは生体の一部を余り強く締付けたり変形させて固定すると血管が圧迫されてうっ血状態や虚血状態を生じて正確な検査結果が得られないからである。また、生体の一部の太さが異なっても基台のセンターに安定して載置することができるからである。また、生体の一部をより自然な状態で基台に載置するために生体の一部を載置する基台は、載置される生体の一部の形態にその表面の少なくとも一部がフィットするように形成されるのが好ましい。

例えば検査対象とする生体の一部がヒトの手の指であるときには、基台が検査対象の指を含む複数の指とそれらの指を有する掌によって形成される曲面に適合可能な曲面からなる表面形状を有し、側壁部材はその複数の指と掌が上記曲面に適合するように基台上に載置されるとき検査対象の指を両側から挟むように基台から突出してなることが好ましい。さらに基台はその上面に検査対象の指を位置決めするための少なくとも1つの窪



みを備えることが好ましく、3つの窪みを備えることがさらに好ましい。つまり複数の指をそれぞれ位置決めする窪みを基台上に併せて備えることにより、指と掌はさらに安定して基台上に載置される。

- 5 また、各側壁部材は、互いに接近して生体の一部を挟むように付勢されることが好ましい。

これは、例えば、両側側壁部材を互いに接近する方向に移動可能に支持する支持部材と、両側壁部材を互いに接近する方向に付勢する付勢部材を基台に備えることにより実現できる。

- 10 この場合、支持部材は、摺動機構又はヒンジ機構を有し、付勢部材はばねのような部材からなることが好ましい。

また、側壁部材は、生体の一部を挟持する状態において、その生体の一部を基台方向に押圧する力成分が生じるように付勢されることが好ましい。

- 15 検査対象とする生体の一部が動物の尾部である場合には、基台は尾部の形態にフィットする表面形状を有し、側壁部材も載置された尾部を変形や圧迫しない程度に挟持するものであることが好ましい。この場合、基台は尾部を位置決めする少なくとも1つの窪みを備えるとよい。

- 20 また、生体検査装置において、基台および側壁部材は、生体の一部の大きさに応じて複数種類のサイズのものを準備しておくことができる。例えば、生体の一部がヒトの手の指の場合には、乳児用、子供用、大人用の3種類を準備することができる。その際、基台および側壁部材がその他の構成部材から容易に離

脱可能に設置される構造であると好都合である。

光源部には、半導体レーザー（以下、LD）やLEDあるいはハロゲン光源などの光源が使用でき、直接生体の一部に照射してもよいし、ファイバーを介して照射してもよい。波長としては、生体組織を透過し水に対する吸収が大きくない600～950nmの範囲にあることが好ましい。

受光部は、レンズなどの光学系とフォトダイオードやCCDなどの受光素子とから構成できる。

血管部分の濃度分布情報を詳細に得るためには、受光素子としてCCDなどの撮像素子を用いることが好ましい。CCDの他にラインセンサーやフォトダイオード・アレイが使用できる。

また、フォトダイオード1個を血管を横切る方向に走査させて濃度分布情報を得ることもできる。

受光部の光学系は、受光素子としてCCDなどの撮像素子を用いる場合には単にTV用レンズ（例えばCOMICAR製 BD1214D）だけを用いて構成してもよい。

この発明の装置は、カバー部材をさらに備え、そのカバー部材は側壁部材に挟持された生体の一部の上方を覆うようにしてもよい。この場合、光源部をカバー部材に設け、受光部を基台の下方に設け、受光部を、光源から生体の一部を透過した光を基台に設けた開口を介して受光するように設置することができる。

また、この発明の非侵襲血液分析装置は、受光部が撮像素子からなる上記生体検査装置によって得られた血管を含む画像を

解析してその血管を流れる血液に関する情報を算出する解析部を備えるが、ここで血液に関する情報とは、血液や血流に関する情報であって、具体的には血液成分濃度や血管径などである。

5 なお、上記解析部はパーソナルコンピュータで構成することができる。

この発明の非侵襲血液分析装置は、生体検査装置により得られた画像に基づいて生体の一部の基台に対する載置状態を判定する判定部と、判定された載置状態に基づく指示メッセージを出力する出力部とをさらに備えてもよい。

10 また、この発明の非侵襲血液分析装置は、得られた画像に基づいて光源部の光量を制御する光量制御部をさらに備えてもよい。

以下、図面に示す実施例に基づいてこの発明を詳述する。これによってこの発明が限定されるものではない。

### 15 第1実施例

図1はこの発明の生体検査装置を用いた非侵襲血液分析装置の第1実施例の構成を示すブロック図である。図1において、生体検査装置としての検出部1は、血管を含む生体の一部（ここではヒトの手の中指）を照明するための光源部11と、照明された生体部分の光像（ここでは透過光像）を撮像する撮像部12を備える。すなわち、検出部1はここでは生体撮像装置である。

解析部2は、撮像部12が生体の一部を経時的に複数回撮像するとき、撮像された画像ごとにその画像における生体の一部

の位置的特徴（ここでは、指の関節部分の輪郭におけるくぼみの座標）を抽出する特徴抽出部 3 1 と、抽出された各特徴を記憶する記憶部 3 2 と、各特徴を比較する比較部 3 3 と、比較結果に基づき複数の画像において同一血管部位を含む解析領域を  
5 設定する解析領域設定部 3 4 を備える。

さらに、解析部 2 は、撮像された画像について解析領域内の血管を直角に直線的に横切る部分の画像濃度分布を画像の濃度プロファイルとして抽出する抽出部 2 1 と、抽出された濃度プロファイルの形態的特徴を定量化する定量化部 2 2 と、定量化  
10 された特徴に基づいて血管径および血液の成分濃度などを演算する演算部 2 3 と、演算結果を記憶する記憶部 2 5 と、演算結果やモニタ画像を出力する出力部（CRT）2 4 を備える。

なお、入力部 3 5 はキーボードとマウスからなり、計測モードの設定や解析領域の初期設定、演算部 2 3 の演算条件の入力  
15 などを行う。また、解析部 2 はパーソナルコンピュータによって構成される。

図 2 は図 1 に示す装置の外観斜視図であり、検出部 1 と解析部 2 とは信号ケーブル 3 によって接続されている。

図 3 は検出部 1 を示す斜視図、図 4 ～図 7 は、それぞれ検出  
20 部 1 を示す平面図，正面図，側面図および背面図である。また、図 8 ～図 10 は、それぞれ図 4 における X - X，Y - Y，Z - Z 矢視断面図である。

これらの図において、基台部材 5 1 は、検査対象とする生体の一部としてのヒトの手の中指 F（図 8，図 9）を載置する基

台 5 2, 5 3 と、基台 5 2, 5 3 を支持する基板 5 4 を備える  
(図 6)。基板 5 4 には基台 5 2, 5 3 に載置された中指 F (以下、指 F という) を両側から弾性的に挟持可能な 2 つの側壁部材 5 5, 5 6 が、基台 5 2, 5 3 を挟むように配置される

5 (図 9)。また、カバー部材 5 7 は、基台 5 2, 5 3 に載置される指 F の上方を覆うように設けられる (図 6)。また、基板 5 4 はハウジング 5 8 の上に固定される (図 6)。

カバー部材 5 7 は、カバー 5 7 a と、その下面に接着されたアーム 5 7 b を備える (図 8)。図 4 および図 7 に示すように、  
10 アーム 5 7 b の一端は、アームホルダー 5 9 の突出部 5 9 a と 5 9 b との間にスプリング 6 0, 6 1 と共に挿入され、それらを貫通する頭付きシャフト 6 2 によって支持される。スプリング 6 0, 6 1 は図 1 1 に示すように線材をターンさせてその両端が 9 0 度をなすように製作されたものである。

15 突出部 5 9 a と 5 9 b との間にシャフト 6 2 によって装着されたスプリング 6 0, 6 1 は、図 6, 図 7 に示すように、その一端が 3 つのビス 6 3 によってアーム 5 7 b の両側面にそれぞれ固定され、その他端は、アームホルダ 5 9 の後面に係止される。スプリング 6 0, 6 1 は、図 6 に示す状態においては、各  
20 両端が 9 0 度よりも大きい角度を形成し、アーム 5 7 b を矢印 A 1 方向に付勢する。また、シャフト 6 2 の先端には抜止め用カラー 6 4 が嵌入されている。

つまり、アーム 5 7 b とアームホルダー 5 9 とは、ヒンジ機構を構成し、アーム 5 7 b は図 6 に示すようにシャフト 6 2 を

中心として矢印 A 1, A 2 方向に回動可能であると共に、スプリング 6 0, 6 1 の付勢力により常時矢印 A 1 の方向に付勢される。

一方、図 6, 図 1 0 に示すように、側壁部材 5 5, 5 6 の下面にそれぞれ突出する突出部 5 5 a, 5 5 b および 5 6 a, 5 6 b は、基板 5 4 にそれぞれ突出する突出部 5 4 a, 5 4 b および 5 4 c, 5 4 d の間に挿入され、それらを貫通する頭付シャフト 6 5, 6 6 によって支持される。また、シャフト 6 5, 6 6 の各先端には抜止め用カラー 6 5 a, 6 6 a が固定されている。

これによって、図 9 に示すように側壁部材 5 5 はシャフト 6 5 を中心に矢印 B 1, B 2 方向に、側壁部材 5 6 はシャフト 6 6 を中心に矢印 C 1, C 2 方向に回動可能となる。図 9 に示すように、コイルスプリング 6 7, 6 8 がそれぞれ側壁部材 5 5 の下面と基板 5 4 の上面との間、および側壁部材 5 6 の下面と基板 5 4 の上面との間に装着され、側壁部材 5 5 を矢印 B 1 方向に、側壁部材 5 6 を矢印 C 1 方向にそれぞれ付勢する。

また、光源部 1 1 は図 8 に示すようにアーム 5 7 b に形成された孔 5 7 c 内に設けられ、基台 5 2 と 5 3 との間の溝 6 9 を介してハウジング 5 8 に設置された撮像部 1 2 と互いに対向する。

また、溝 6 9 の上部開口部には指 F を支持すると共に光源部 1 1 からの光を透過させるガラス板 7 0 が基台 5 2 から 5 3 へ渡るように装着されている。図 4, 図 5 に示す 2 本のピン 5 7

dはアーム57bの両側に突出し、指Fが挿入されないときにそれぞれ側壁部材55, 56の上面に係止する。

ここで、指Fが図8に示すように基台52, 53の上に載置されると、図9に示すように指Fの両側が側壁部材55, 56の側壁面によりほぼ均等な軽い力で押圧されると共に、指Fの上側がアーム57bによって軽く押圧される。これによって指Fは基台52, 53上に位置決めされる。

指Fが基台52, 53上に位置決めされると、光源部11が指Fを照明し、その透過光が撮像部12で受光される。撮像部12はレンズとCCDを備え、透過光による指Fの画像を撮像する。

ここで、図8に示すように、基台52, 53およびガラス板70は、指Fと接触する面が、指Fの自然の曲りにフィットするよう円弧状に形成されているので、指Fを載置したときに、指Fが不自然に引き伸ばされることや指の血管がうっ血したり虚血状態を生じることがない。

また、図9に示すように、側壁部材55, 56の指Fに接触する対向面は、互いに平行ではなく上部が下部に比べて狭くなるようなテーパ（傾き）を有するので、側壁部材55, 56は、指Fに対して水平な力成分だけでなく下向き（垂直方向）の成分、つまり指Fを基台52, 53に押圧する力成分を与えることができ、指Fを基台52, 53上に抱きしめるようにして安定に固定することが可能となる。

図18は光源部11の正面図であり、LED11aとLED

1 1 b を備えた発光素子からなる。

LED 1 1 a として、中心波長 8 3 0 n m、半値幅 4 0 n m の L 3 9 8 9 (浜松ホトニクス(株)製)を使用し、LED 1 1 b として中心波長 8 9 0 n m、半値幅 5 0 n m の L 2 6 5 6 5 (同上製)を使用している。なお、後述するように、「血管幅計測モード」では LED 1 1 a のみを点灯させる。

このような構成において実施される血管幅および血液成分濃度の計測手順を図 1 2 および図 1 3 に示すフローチャートを用いて説明する。

#### 10 (1) 血管幅計測モード

まず、被検者が図 1, 図 8 に示すように指 F を検出部 1 に挿入すると、操作者は入力部 3 5 を操作して「血管幅計測モード」を設定し(ステップ S 1)、LED 1 1 a (第 1 波長)によって指 F を照明して撮像する。それによって、図 1 4 に示すように、指 F の輪郭 1 6 a と共に、撮像部 1 2 側の皮膚近傍に局在する血管(静脈)像 4 0 を含む組織の画像 4 1 が得られ出力部 2 4 にモニター画像として出力される(ステップ S 2)。次に、画像 4 1 において解析領域 R 1 が設定される(ステップ S 3)。

20 解析領域 R 1 の設定手順は図 1 3 に示す手順により実行される。つまり、計測が第 1 回目であるときには(ステップ S 3 1)、解析領域設定部 3 4 が血管像 4 0 の最もコントラストのよい領域を検索し、検索の結果、決定した領域を長方形の解析領域 R 1 として設定する(ステップ S 3 2)。なお、解析領



域 R 1 は通常、解析領域設定部 3 4 により自動的に設定されるが、使用者が出力部 2 4 に出力されるモニタ像を見ながら入力部 3 5 を操作して手動設定してもよい。

5 設定された解析領域 R 1 は、画像 4 1 の画面を X - Y 座標平面として、その各頂点の座標が記憶部 3 2 に記憶される（ステップ S 3 3）。次に、特徴抽出部 3 1 が、画像 4 1 の輪郭 1 6 a における関節部分のくぼみ位置 P 1 を抽出し、抽出した位置 P 1 の座標を記憶部 3 2 に格納する（ステップ S 3 4, S 3 5）。

10 また、ステップ 3 1 において、計測が第 2 回目以降である場合には、前のステップにおいて、例えば、図 1 5 に示すような画像 4 1 a が得られると、記憶されている解析領域 R 1 の座標が読み出されると共に、画像 4 1 a から関節部分のくぼみの位置 P 2 が特徴抽出部 3 1 によって抽出される（ステップ S 3 6, 15 S 3 7）。

次に、第 1 回の計測時に設定した位置 P 1 と今回抽出した位置 P 2 について座標の差  $\Delta X$ ,  $\Delta Y$  が比較部 3 3 によって算出される（ステップ S 3 8）。そして、 $\Delta X$ ,  $\Delta Y$  がいずれも所定の許容範囲  $\delta$  を越えない場合には（ステップ S 3 9）、解析領域設定部 3 4 は初期に設定した解析領域 R 1 を  $\Delta X$ ,  $\Delta Y$  だけずらすことにより、新しい解析領域 R 2 を設定する（ステップ S 4 0）。

これによって領域 R 2 内の血管部位は、第 1 回目の計測時に設定された領域 R 1 内の血管部位と実質的に同一となる。この

ようにして、一人の被検者の指について経時的（例えば、2時間おき）にn回計測しても、解析領域R<sub>1</sub>、R<sub>2</sub>……R<sub>n</sub>がその都度設定され、常に血管の同一部位についての計測が行われる。なお、ステップS<sub>39</sub>において、 $\Delta X$ 、 $\Delta Y$ のいずれかが許容値 $\delta$ を越えると、指16が検出部1に対して正常に設置されてい  
5 ないものと判断され、出力部24に「エラー」が表示される。

次に、図12のステップS<sub>4</sub>において、プロフィール抽出部21が、設定された解析領域R<sub>1</sub>内で血管に垂直な方向の濃度  
10 プロファイル（図16）を作成する。そして、定量化部22は、この濃度プロフィールをベースラインで規格化する。ベースラインは、濃度プロフィールの血管部分以外の部分から、最小二乗法などによって求め、これで図16のプロファイルを図17  
15 に示すように規格化する（ステップS<sub>5</sub>）。このようにすることによって、入射光量に依存しない濃度プロフィールを得ることができる。

演算部23は、この規格化した濃度プロフィール（図17）からピーク高さh<sub>1</sub>を求め、 $(1/2)h_1$ における分布幅（半値幅）w<sub>1</sub>を血管幅として算出し、記憶部25に格納する  
20 （ステップS<sub>6</sub>）。そして、所定回数の計測が完了すると、算出した血管幅からその経時的変化を表わすグラフや表を作成して表示する（ステップS<sub>7</sub>～S<sub>9</sub>）。

図19は、1人の被検者の指について、2時間おきに計測し、血管幅w<sub>1</sub>の相対的な経時変化をグラフにして出力部24に表

示させた例である。

(2) 血液成分濃度計測モード

まず、操作者は、入力部 3 5 (図 1) を操作して図 1 2 に示すように「血液成分濃度計測モード」を設定し (ステップ S 1 1)、LED 1 1 a (第 1 波長) と LED 1 1 b (第 2 波長) とによって順に被検者の指 F を照明し、それぞれ撮像を行い (ステップ S 1 2, S 1 3)、第 1 波長により得られた画像について、ステップ S 3 と同じ手順、つまり図 1 3 に示す手順により解析領域を設定する (ステップ S 1 4)。

10 次に、プロファイル抽出部 2 1 が、第 1 および第 2 波長により得られた各画像について、それぞれの濃度プロファイル (図 1 6) を作成する (ステップ S 1 5)。定量化部 2 2 は、各濃度プロファイルをベースラインで図 1 7 に示すように規格化する (ステップ S 1 6)。

15 そこで、演算部 2 3 は、規格化された各濃度プロファイルについて、ピーク高さ  $h_1$ ,  $h_2$  および半値幅  $w_1$  を算出し (ステップ S 1 7)、次のようにしてヘモグロビン濃度 HGB およびヘマトクリット HCT を算出する (ステップ S 1 8)。

つまり、第 1 波長における血液の散乱係数を  $S_1$ 、吸収係数を  $A_1$  とし、近似的に Beer の法則が成立しているとすると

$$\log(1 - h_1) = -k(S_1 + A_1)w_1 \dots\dots (1)$$

である。ここで、 $k$  は比例定数である。

ところで散乱係数  $S_1$  と吸収係数  $A_1$  は、それぞれ血液のヘマトクリット HCT とヘモグロビン量に比例すると考えられる。

$$S_1 = \sigma_1 \cdot HCT, A_1 = \sigma_2 \cdot HGB \quad \dots\dots (2)$$

故に、

$$\log(1 - h_1) = - (k \sigma_1 \cdot HCT + k \sigma_2 \cdot HGB) \cdot w_1 \quad \dots\dots (3)$$

5 となる。

そこで、LED 11b (第2波長)による画像から求めたピーク高  $h_2$  についても同様に、

$$\begin{aligned} \log(1 - h_2) &= -k(S_2 + A_2) \cdot w_1 \\ &= - (k \sigma_3 \cdot HCT + k \sigma_4 \cdot HGB) \cdot w_1 \quad \dots\dots (4) \end{aligned}$$

10

となる。

$k, \sigma_1, \sigma_2, \sigma_3, \sigma_4$  は実験的に決定されるので、 $h_1, h_2, w_1$  により  $HGB, HCT$  が求まる。

しかしながら、実際には血管から表皮までに存在する組織によって画像はボケるため、観察されるピーク値は組織がない場合に比べて小さくなる。よって、

15

$$\log(1 - h_1) = -k(S + A)w_1 + T \quad \dots\dots (5)$$

となる。

ここで、 $S$  は血液の散乱係数、 $A$  は血液の吸収係数、 $T$  は生

20 体組織による影響を表す項である。

さて、この  $T$  は、得られる画像の中で血管像のコントラストが最大となる部分を解析領域に選択することによって、比較的一定となることを実験的に見いだした。従って、実験的に求めた  $T$  を用いても実用上は問題とはならない。

算出されたHGBとHCTは記憶部25に格納される。このような計測が所定回数くり返されると、演算部23は、算出した値からその経時変化を表わすグラフや表を作成して表示する（ステップS19, S20）。

- 5 図20は、1人の被検者の指について2日おきに計測し、HGBとHCTの経時変化をグラフにして出力部24に表示させた例である。

## 第2実施例

- 10 図21はこの発明の第2実施例の検出部101を示す斜視図である。この実施例は第1実施例の検出部1の構成を変形したものであり、その他の構成は第1実施例と同等である。

図22～図27は、それぞれ検出部101を示す左側面図、平面図、正面図、背面図、底面図、縦断面図である。なお、右側面図は左側面図と対称であるので、ここでは図示しない。

- 15 図28は検出部101の要部切欠き側面図、図29は図28のW-W矢視断面図、図30と図31は要部の動作を示す説明図である。

- 20 この実施例では、手全体（手の平及び指）を無理なく自然な状態で安定して載置し測定することができ、載置時に被検者が疲れを感じることをないように工夫されている。

つまり、第1実施例の図3に示す基台部材51及びハウジング58を図21に示すように一つにまとめて中空の卵形状のハウジング151となし、ハウジング151の上面の頂上部分を第1実施例の基台52, 53として機能させている。

測定時には第1実施例の図8と同様に、中指Fを2つの側壁部材155と156の間に挿入すると共に、他の指を側壁部材155と156の外側に対照的に2本ずつ配置し、アーム157で中指Fを押圧するようにする（図30，図31参照）。この時、ハウジング151上に手の平全体を載置することにより、その卵形の凸曲面が自然な状態における手の平とその指によって形成される凹曲面によく合致する。

図29に示すようにハウジング151は上部ハウジング151aと底部151bからなり、両者は周縁部を互いに嵌合することにより一体に接合されている。側壁部材155，156の下部は、ハウジング151の内部において上部ハウジング151aの内側から下方へ突出する突出部154a，154bにそれぞれシャフト165，166により軸支され、スプリング167，168によってそれぞれ矢印U，V方向に付勢される。つまり、突出部154a，154bとシャフト165，166は側壁部材155，156を矢印U，V方向に回転可能に支持するヒンジ機構を構成している。側壁部材155，156の上部はハウジング151の上部中央部に設けられた開口部169から外部に突出している。

20 生体の一部である指Fは2つの側壁部材155，156の間に設置され、両側から弾性的に挟持される（図31）。ここでは測定対象の指Fを中指としているが、他の指でも測定可能である。

この実施例では中指Fを側壁部材155，156間に設置し

各側壁部材 1 5 5, 1 5 6 の外側に他の指を 2 本ずつ載置するために、ハウジング 1 5 1 の表面に人指指, 薬指などを好適に載置できるよう各指形状に合致した窪み 1 8 1, 1 8 2, 1 8 3 (図 2 3, 図 3 1) を設けて、各指がハウジング 1 5 1 の表面によくフィットするようにしている。

また、側壁部材 1 5 5, 1 5 6 の外側壁部は、ハウジング 1 5 1 表面近傍においてくびれた凹部 1 5 5 a, 1 5 6 a を有し (図 2 4)、凹部 1 5 5 a, 1 5 6 a は中指の両側の指である人指指と薬指との各中指側曲面によくフィットする曲面を形成している。また、指載置部分において側壁部材 1 5 5, 1 5 6 の厚みが薄くなっているため、指を大きく広げることなく、自然な状態で手の平と指を載置して測定を行うことができる。

さらにフィット感を高めるため、例えば図 3 0 と図 3 1 に示すように側壁部材 1 5 5, 1 5 6 の内側壁部に工夫をしてもよい。図 3 0 と図 3 1 は側壁部材 1 5 5, 1 5 6 をそれぞれ上方と正面から見た図である。この場合、側壁部材 1 5 5, 1 5 6 の内側壁部にはゴムやスポンジ等の不透光性の軟質の弾性体 1 5 5 b, 1 5 6 b が設けられている (黒色が好ましい)。このため側壁部材 1 5 5, 1 5 6 は中指 F をその形状に合わせて無理なく安定して挟持することができる。

また、光源部 1 1 1 (図 2 7) から照射された光が側壁部材 1 5 5, 1 5 6 と指 F の間に生じた隙間から撮像部 1 2 側へ漏れるということがなくなるので、より良好な光情報を得ることができるという効果も生じる。

図 2 7 に示すように、アーム 1 5 7 は一端部においてハウジング 1 5 1 内で上部ハウジング 1 5 1 a の内面から下方へ突出する突出部 1 5 9 にシャフト 1 6 2 により回動可能に支持され、開口 1 9 0 から突出している。

- 5     アーム 1 5 7 は、他端部が図 2 7 に示すように側壁部材 1 5 5, 1 5 6 に近い位置にあるときは側壁部材 1 5 5, 1 5 6 に近づく方向つまり矢印 T 1 方向に回転しようとし、図 2 8 に示すように側壁部材 1 5 5, 1 5 6 から遠い位置にあるときには側壁部材 1 5 5, 1 5 6 から遠ざかる方向つまり矢印 T 2 方向
- 10    に回転しようとするようなトグル機構により支持されている。

このトグル機構では、図 2 7 に示すようにアーム 1 5 7 の端部と突出部 1 5 9 にはそれぞれ突起 1 6 1 と 1 6 3 が設けられ、その間にスプリング 1 6 0 が掛け渡されている。アーム 1 5 7 の矢印 T 1 又は T 2 方向への回転により突起 1 6 1, 1 6 3 間の距離が変化する。アーム 1 5 7 が図 2 7 のように側壁部材 1 5 5, 1 5 6 に当接している状態を初期位置とし、アーム 1 5 7 を矢印 T 2 方向に回転させていくと突起間 1 6 1, 1 6 3 の距離が増大するのでスプリング 1 6 0 は突起間距離を縮めようとする。すなわちアーム 1 5 7 は側壁部材 1 5 5, 1 5 6 側へ

15    戻ろうとする。

20

アーム 1 5 7 をさらに矢印 T 2 方向に回転させ、突起 1 6 1, シャフト 1 6 2, 突起 1 6 3 が一直線状になる状態を境にして突起間距離が減少するのでアーム 1 5 7 は逆に側壁部材 1 5 5, 1 5 6 から遠ざかる方向に回転しようとする。そして、アーム



1 5 7の背がハウジング開口1 9 0の縁に当接した状態で回転を停止する。このことにより、被験者は、一方の手の中指を側壁部材1 5 5, 1 5 6間に挿入するとき、他方の手でアーム1 5 7を開いて保持しておく必要がなくなるので操作性が向上5 する。

この実施例では、図2 7に示すように、第1実施例の光源部1 1と同様に、アーム1 5 7の他端部には指Fに光照射するための光源部1 1 1が設けられ、ハウジング1 5 1の内部には第1実施例の撮像部1 2と同等の撮像部1 2が設けられ、さらに、10 ハウジング1 5 1の開口部1 6 9には、第1実施例のガラス板7 0に対応するアクリル樹脂製の光透過板1 7 0が設けられている。なお、1 7 1は光透光板1 7 0と撮像部1 2を接続するフードである。

光源部1 1 1では、基板1 5 7 a上に実施例1の光源部に用15 いた図1 8に示す発光素子1 1を2個載置して光量の増大を計り、発光素子1 1が下向きになるようにアーム1 5 7の他端部の開口部1 5 7 aの上部に基板1 5 7 dを設置している。さらに、開口部1 5 7 aは下向きに末広りの壁面1 5 7 dを有し、その壁面には、白色又は銀色塗装が施され、2つの発光素子1 20 1からの光が撮像部1 2の方向へ効率よく反射されるようになっている。

また、指Fに光を照射する場合、皮膚表面の微細な凹凸により光が乱反射して、生体内部に十分な光を供給することができないことがある。そこで、この実施例では指Fの内部への光の

入射効率を高めるため、光出射部分に指Fと接触する透光性部材157cを開口部157aに配置し、皮膚表面の凹凸をなくした上で光照射するようにしている。これによって、指Fの内部に効率よく光が供給されるので撮像部12で良好な光情報を得ることができる。なお、透光性部材157cは図27のように、下向きに凸、つまり指F側に凸の形状を有すると効果的である。

また、アーム157は図27に示すように中空状に設計され、アーム157内にリード線200が設けられ、光源部111への電力の供給は、解析部（パーソナルコンピュータ）2（図2）からケーブル3，基板201，コネクタ202およびリード線200を介して行われるようになっているので、コネクタ202においてリード線200は基板201から分離できる。このような構成により、この実施例の検出部101は、上部ハウジング151a側と下部ハウジング151b側とに分離できるので、製造時の組立てやメンテナンス時の内部チェックが容易になる。

図23に示すように、側壁部材155，156の上面には、それぞれ位置決めマーク203，204が設けられている。これらは、測定時に指Fを側壁部材155，156間に挿入するとき、指Fの長手方向の位置決めを行うためのものであり、例えば、指Fの第2関節をこのマークに一致させる。

また、図26に示すように下部ハウジング151の底面には、4つのすべり止めのゴム座205と、電源用スライドスイッチ

206の操作片が突出しているが、ゴム座205の高さはその操作片よりも高く設計されている。

なお、スライドスイッチ206は、光源部111および撮像部12に供給する電力をオン・オフするものであり、これを上部ハウジング151に設置すると、被験者が手をハウジング151上に載置する時にその操作片が障害になるので、この位置に設けられている。

### 第3実施例

図32はこの発明の検出部と解析部の第3実施例の構成を示すブロック図である。同図において、解析部2aは、第1実施例の解析部2（図1）に判定部26と光量制御部27とを追加したものであり、その他において図1と同じ要素には同じ番号を付している。

第1および第2実施例のように生体の一部としてヒトの手の指（中指）を検出対象とする場合には、その関節部分において血管が皮膚の表面近傍に存在して撮像が容易であることから、解析領域R1（図14）が関節部分又はその近傍に設定されることが好ましい。

そのため、この実施例では第1又は第2実施例の計測作業（図12）を行う前に、予備工程を行うようにしている。つまり、被験者が検出部1に指Fを載置するときその関節部分が撮像部12の撮像領域に対して適正な位置にあるか否かを判定部26が判定し、適正な位置にない場合にはその旨を出力部24に出力して被験者に伝達し、指を正しく載置するよう促すよう

にしている。

さらに、この予備工程では、光量制御部 2.7 が光源部 1.1 又は 1.1.1 の光量を撮像部 1.2 から得られる画像情報に基づいて適正にフィードバック制御し、光量調整を行うようにしている。

5 次に、判定部 2.6 および光量制御部 2.7 の動作について図 3.3 に示すフローチャートを用いて詳述する。

図 1.2 に示す計測の開始時に被験者が指を検出部 1 に載置したとき、まず、操作者は入力部 3.5 を操作して光源部 1.1 又は 1.1.1 によってその指を照明して撮像を行うと、図 3.4 に示す  
10 ように  $a$  (640 画素)  $\times$   $b$  (480 画素) の画面に輪郭 1.6.a を有する指の画像が得られる。そこで、判定部 2.6 は、予め画像領域の中央部に設定した判定領域  $S$  ( $c$  (352 画素)  $\times$   $d$  (240 画素)) 内の全画素の平均輝度  $Q$  と基準値  $Q_0$  との差が所定値  $\delta_1$  より大きいか否かを判定する (ステップ S 5  
15 3)。  $Q$  と  $Q_0$  との差が  $\delta_1$  以上の場合には、その差が  $\delta_1$  より小さくなるまで LED 1.1.a 又は 1.1.b へ供給する駆動電流を光量制御部 2.7 が制御して光量の粗調整を行う (ステップ S 5.7, S 5.2, S 5.3)。

ところで、被験者が指を検出部 1 に載置したときに、指がそ  
20 の長手方向に対して直交する方向つまり左右方向に適正位置からずれると、側壁部材 5.5, 5.6 又は 1.5.5, 1.5.6 と指との隙間から光源部 1.1 又は 1.1.1 の光の一部が漏れて、撮像部 1.2 から得られる画像内に図 3.5 に示すような高輝度の漏光像  $K$  が現れ適正な画像分析の妨げとなる。

そこで、判定部 26 は漏光像 K の存在の有無を次のようにして検出する（ステップ S 54）。

まず、図 36 に示すように Y 方向に延びる帯状の画素グループ（ $8 \times 480$  画素）を 1 グループとして粗分画し、各グループ毎に Y 方向の輝度のプロファイルを求める。図 37 は漏光像 K を横切る場合のプロファイル例であり、図 38 は漏光像 K を横切らない場合のプロファイル例である。判定部 26 は、求めた各グループのプロファイルからその立ち上がりおよび立ち下がり位置を検出しそれらを線で結び、図 39 に示すような外縁線 16b, 16c としてそれぞれ認識する。

次に同図に示すように外縁線 16b, 16c の内側にそれぞれ幅  $\Delta Y$  画素の内側領域を設定し、両方の内側領域の平均輝度  $B_f$  を算出する。両方の内側領域において  $B_f \times k$ （ $k$  は 1 より大きい所定の定数）より高い輝度の画素が所定数より多いとき、漏光像 K が存在する、つまり光源部 11 又は 111 の光が漏れて撮像部 12 へ直接入射していると判定する（ステップ S 54）。

漏光像 K の検出時には判定部 26 は指の左右方向のずれが検出できるので、その検出結果に応じて「もっと右に配置して下さい」とか「もっと左に配置して下さい」又は「指を抜いて再度挿入して下さい」というメッセージを出力部 24 に出力させる（ステップ S 58）。

ステップ S 54 において漏光像 K が検出されない場合には、判定部 26 は関節部分が領域 S（図 34）内に存在するか否か

を判定する（ステップ S 5 5）。図 4 0 に示すように関節部分 J は他の画像部分に比べて輝度が高いのでその位置は次のようにして容易に識別される。

つまり、判定部 2 6 は図 4 1 に示すように全画像領域（ $a \times b$ ）の中に長さ  $a$ 、幅  $c$ （3 5 2 画素）からなる検索領域 S 1 を設定し、検索領域 S 1 内の  $8 \times 8$  画素を 1 グループとして粗分画する。判定部 2 6 は、各グループの画素の平均輝度を算出し、その平均輝度が最大となるグループの位置を関節部分 J の位置として検出する。

10 また、判定部 2 6 は、検索領域 S 1 を図 4 2 に示すように Y 方向に延びる帯状の画素グループ（ $8 \times 3 5 2$  画素）を 1 グループとして粗分画し、各グループの画素の平均輝度を算出し、その平均輝度が最大となるグループの位置を関節部分 J の位置（X 座標位置）として検出してもよい。

15 なお、光源部 1 1 又は 1 1 1 の照射特性などにより、判定部 2 6 が上記のようにして検索した関節部分 J の位置が、実際の関節部分の位置と若干ずれることがある。そのような場合には、判定部 2 6 は上記のように検索した関節部分 J の位置を適当な補正関数に代入して真の関節部分の位置を算出するようにして  
20 もよい。

そして、判定部 2 6 は、関節部分 J が領域 S（図 3 4）の外にある場合には、「もっと奥に配置して下さい」とか「もっと手前に配置して下さい」というメッセージを出力部 2 4 に出力させる（ステップ S 5 9）。

また、ステップ S 5 5 において関節部分 J が領域 S 内にある場合には、判定部 2 6 はその関節部分 J の位置の X 座標がその中心になるように図 3 4 の領域 S を X 軸に平行に移動させ、移動させた領域 S 内の全画素の平均輝度 Q と基準値  $Q_0$  との差が

5 所定値  $\delta_2$  より大きいかな否かを判定する（ステップ S 5 6）。

Q と  $Q_0$  との差が  $\delta_2$  以上の場合には、その差が  $\delta_2$  より小さくなるまで LED 1 1 a 又は 1 1 b へ供給する駆動電流を光量制御部 2 7 が制御して光量の微調整を行う（ステップ S 6 0, S 6 1, S 5 6）。

10 このようにして、判定部 2 6 が指の載置状態と光源の光量について適正であると判定すると、第 1 又は第 2 実施例に示すように図 1 2 に示す計測作業が開始される。以下の作業は、第 1 又は第 2 実施例と同等であるので説明を省略する。

なお、図 1 2 の計測作業において、ステップ S 2, S 1 2,

15 S 1 3 の前にそれぞれ図 3 3 に示す工程が挿入されるが、図 3 3 の工程が、ステップ S 2, S 1 2 の前に挿入される場合にはステップ S 5 2 における撮像は第 1 波長で、ステップ S 1 3 の前に挿入される場合には第 2 波長で行われる。

また、出力部 2 4 にスピーカを設けステップ S 5 8, S 5 9

20 において、メッセージを音声で出力させてもよい。

#### 産業上の利用可能性

この発明によれば、測定対象の生体の一部が無理なく安定して固定されるので、正確で再現性のよい検査結果が得られる。

## 請求の範囲

1. 検査対象とする生体の一部を載置する基台と、載置された生体の一部を両側から挟持可能な側壁部材と、基台及び側壁部材により保持された生体に光を供給する光源部と、光をうけた生体の一部から光学的情報を検出する受光部とを備えてなる生体検査装置。
2. 各側壁部材は、互いに接近するように付勢されてなる請求項 1 記載の生体検査装置。
- 10 3. 基台は、両側側壁部材を互いに接近する方向に移動可能に支持する支持部材と、両側壁部材を互いに接近する方向に付勢する付勢部材とを備えてなる請求項 1 記載の生体検査装置。
4. 支持部材が、ヒンジ機構からなり、かつ付勢部材が、スプリングからなる請求項 3 記載の生体検査装置。
- 15 5. 側壁部材は、生体の一部を挟持する状態において、その生体の一部を基台方向に押圧する力成分が生じるように付勢される請求項 1 記載の生体検査装置。
6. 基台は、載置される生体の一部の形態にその表面の少なくとも一部が適合するように形成されてなる請求項 1 記載の生体
- 20 検査装置。
7. 光学的情報が、血管と血管を流れる血液の情報である請求項 1 記載の生体検査装置。
8. 検査対象とする生体の一部が、ヒトの手の指であり、かつ基台が、指と掌によって形成される曲面に適合可能な表面形状



を有し、側壁部材は、その複数の指と掌が基台上に載置される  
とき検査対象の指を両側から挟むように基台から突出してなる  
請求項 1 記載の生体検査装置。

9. 基台は、その上面に指を位置決めするための少なくとも 1  
5 つの窪みを備えてなる請求項 8 記載の生体検査装置。

10. 指が、中指である請求項 8 記載の生体検査装置。

11. 基台は、その上面に中指とその両側の指を位置決めする  
ための複数の窪みを備えてなる請求項 10 記載の生体撮像装置。

12. カバー部材をさらに備え、そのカバー部材は、側壁部材  
10 に挟持された生体の一部の上方を覆うことができる請求項 1 に  
記載の生体検査装置。

13. 光源部が、カバー部材に設けられ、かつ受光部は、光源  
から生体の一部を透過した光を基台に設けた開口を介して受光  
するように基台の下方に設けられてなる請求項 12 記載の生体  
15 検査装置。

14. 光源部が、LED からなり、かつ受光部が、CCD から  
なる請求項 1 記載の生体検査装置。

15. 各側壁部材は、生体の一部に接触可能な弾性部材を備え  
てなる請求項 1 記載の生体検査装置。

20 16. 透光性部材をさらに備え、その透光部材は、2 つの側壁  
部材に挟持された生体の一部に接触可能に設けられ、かつ光源  
部は、その透光性部材を介して生体に光を供給する請求項 1 に  
記載の生体検査装置。

17. 受光部が、撮像素子からなる請求項 1 ~ 16 のいずれか

1 つに記載の生体検査装置。

1 8. 受光部が、撮像素子からなる請求項 1 ~ 1 6 のいずれか  
1 つに記載の生体検査装置によって得られた血管を含む組織の  
画像を解析してその血管を流れる血液に関する情報を算出する  
5 解析部と、算出された情報を出力する出力部とを備えてなる非  
侵襲血液分析装置。

1 9. 解析条件を入力する入力部をさらに備え、解析部は得ら  
れた血管を含む組織の画像を入力された解析条件に基づいて解  
析する請求項 1 8 記載の非侵襲血液分析装置。

10 2 0. 血液に関する情報が、ヘモグロビン濃度とヘマトクリッ  
トの情報である請求項 1 8 記載の非侵襲血液分析装置。

2 1. 生体撮像装置により得られた画像に基づいて生体の一部  
の基台に対する載置状態を判定する判定部と、判定部により判  
定された載置状態に基づく指示メッセージを出力するメッセー  
15 ジ出力部とをさらに備えてなる請求項 1 8 記載の非侵襲血液分  
析装置。

2 2. 生体撮像装置により得られた画像情報に基づいて光源部  
の光量を制御する光量制御部をさらに備えてなる請求項 1 8 記  
載の非侵襲血液分析装置。

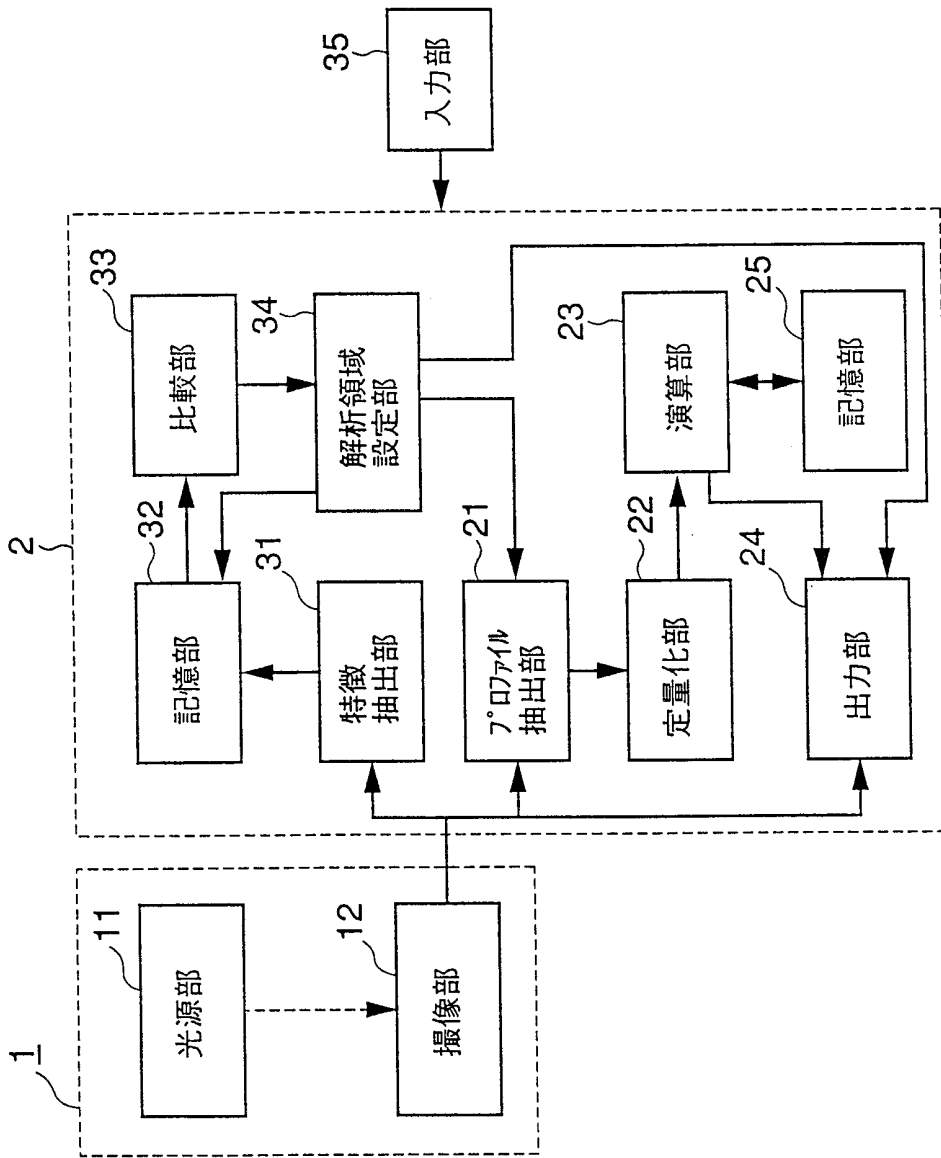
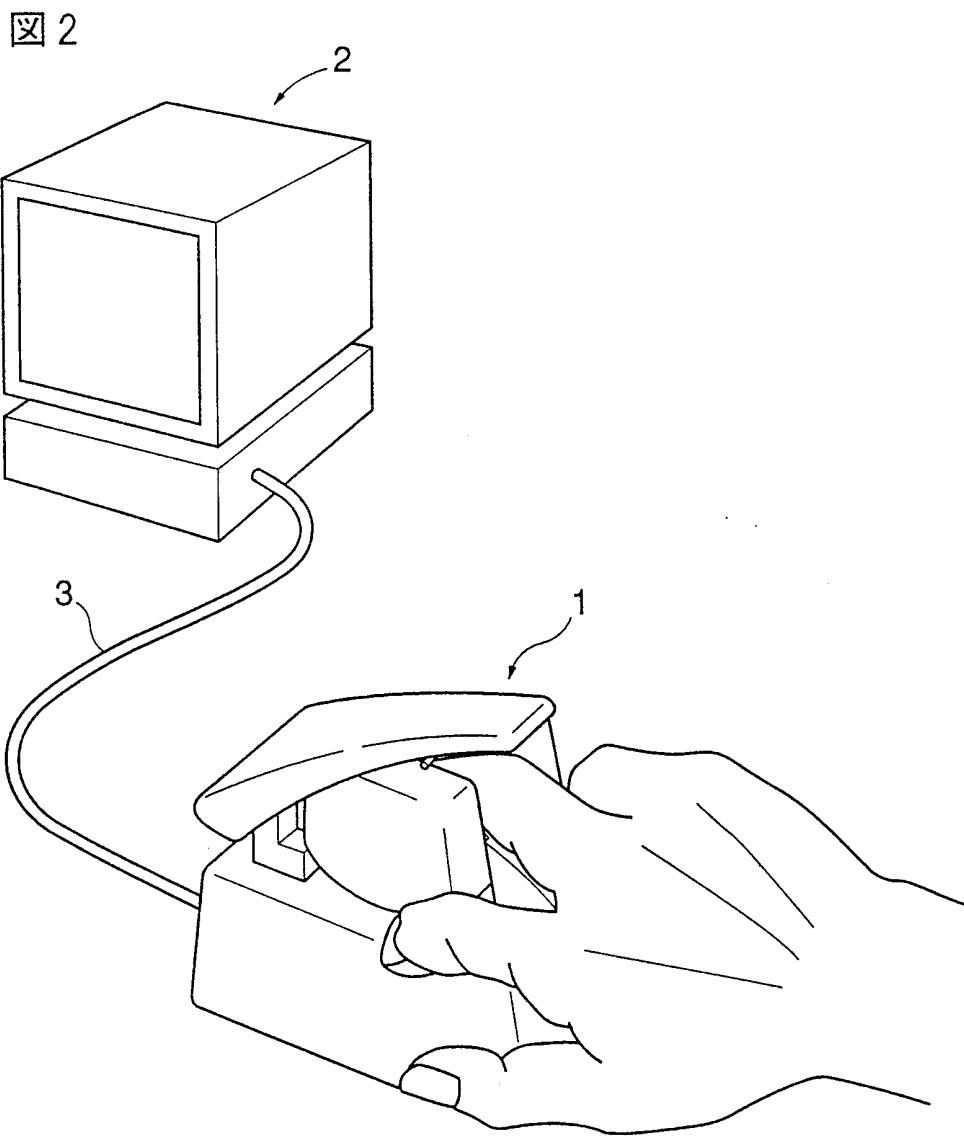


図1

2 / 3 0



3 / 3 0

図 3

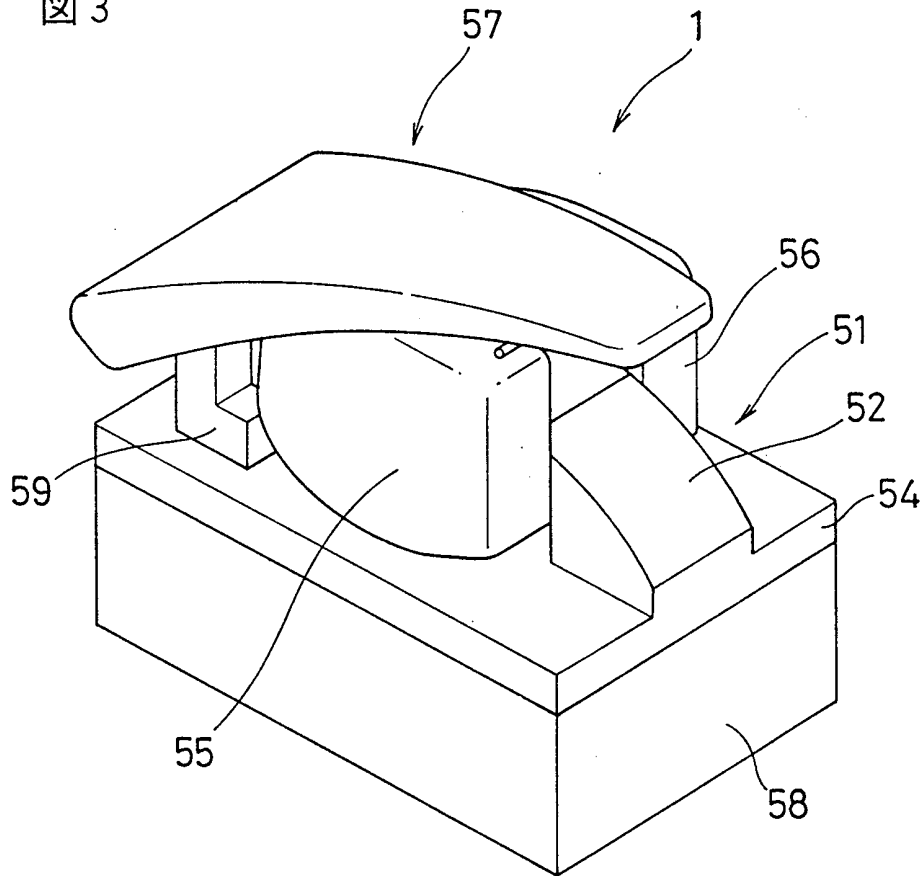
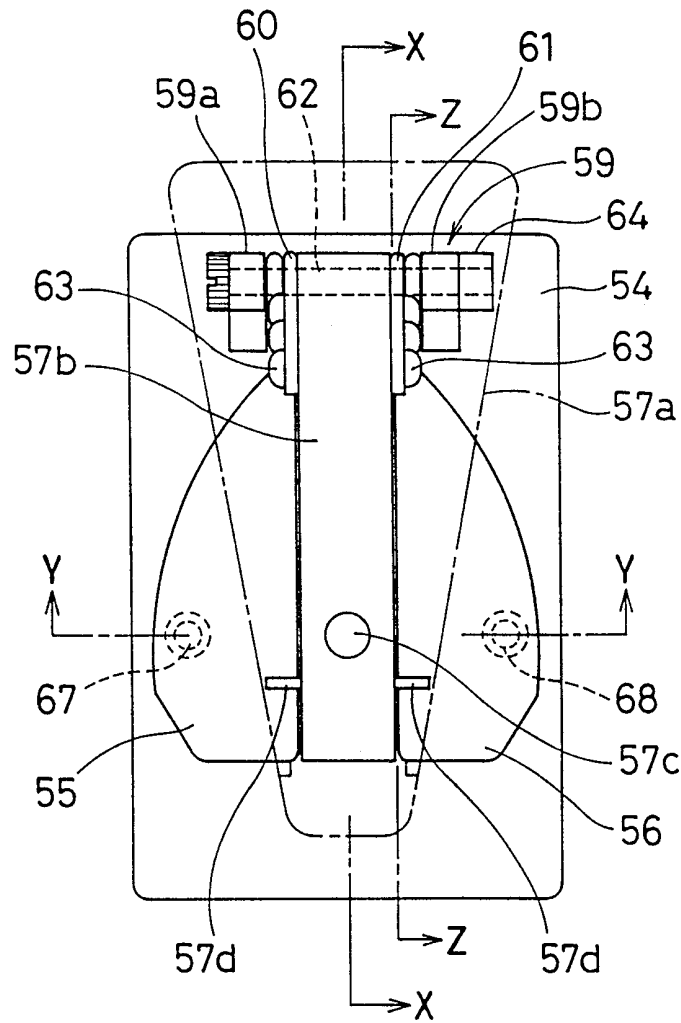
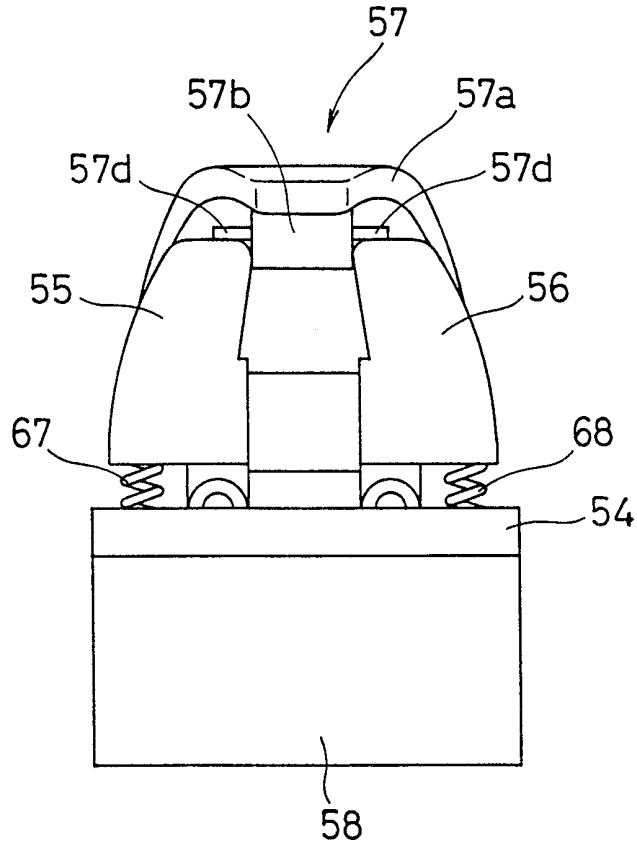


図 4



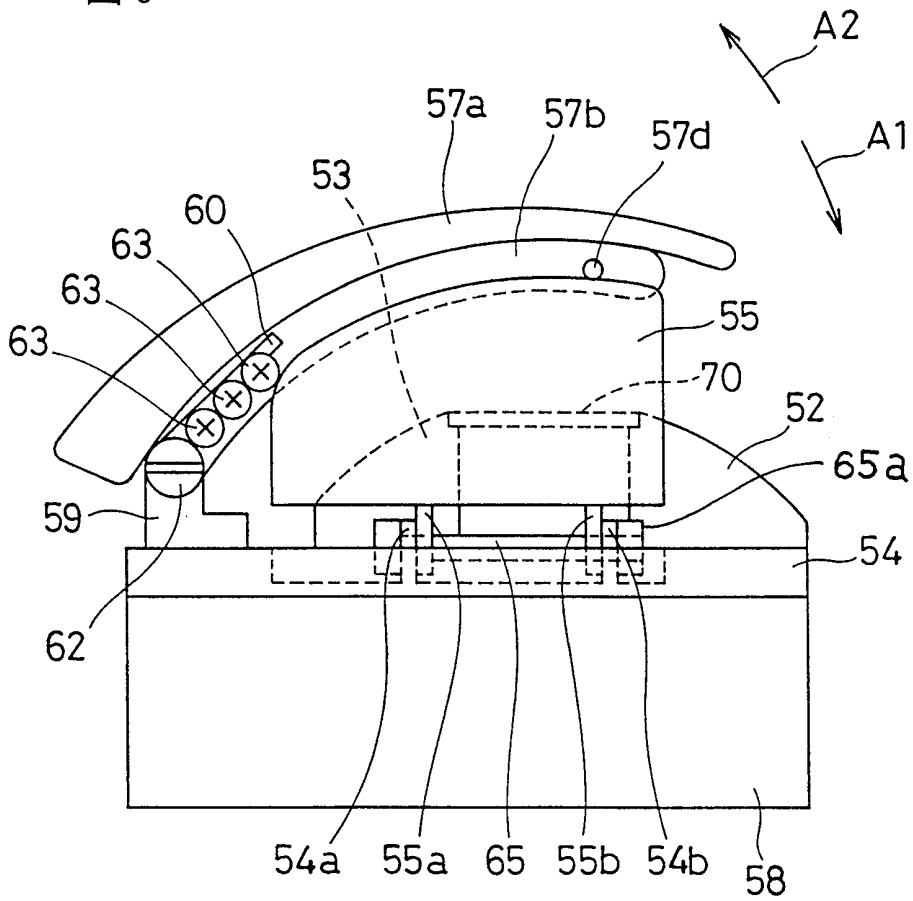
5 / 3 0

図 5



6 / 3 0

図 6





7 / 3 0

図 7

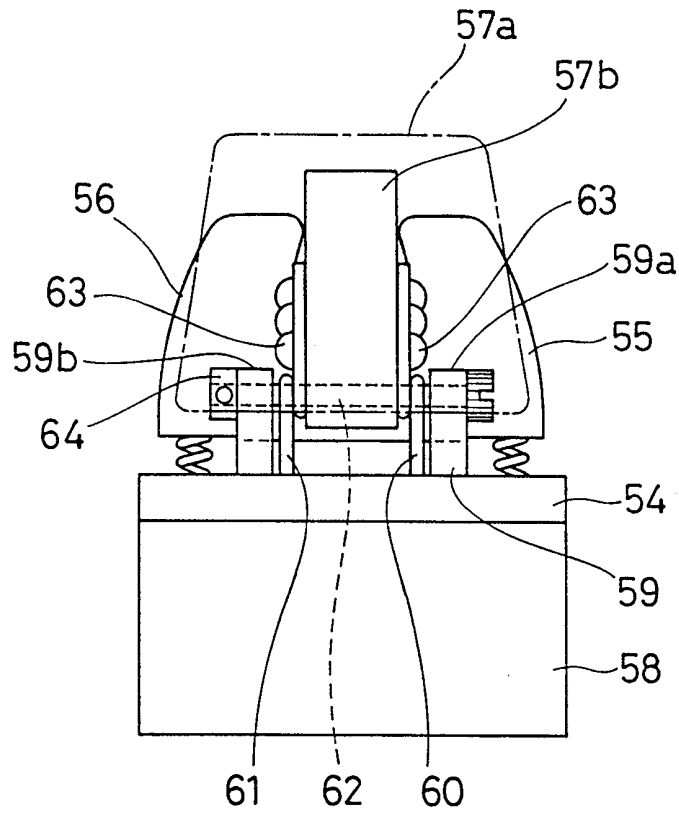


図 8

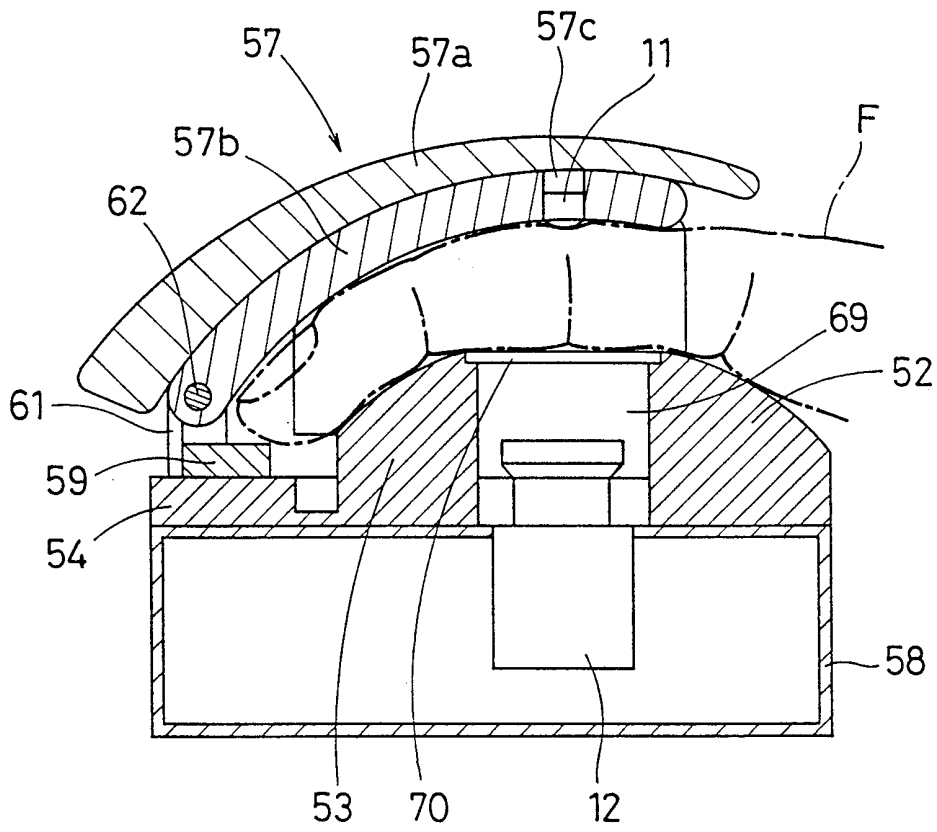
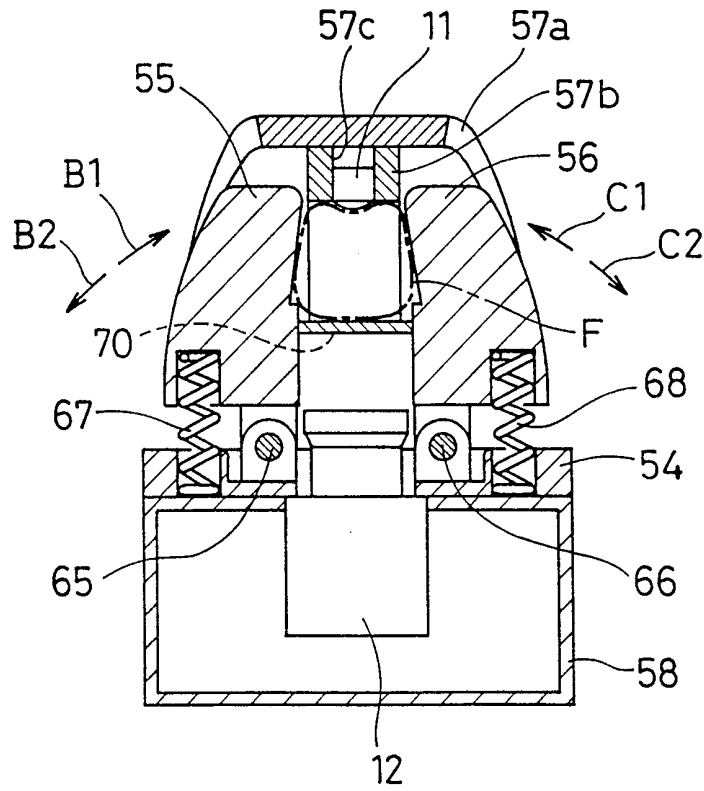


図 9



10 / 30

図 10

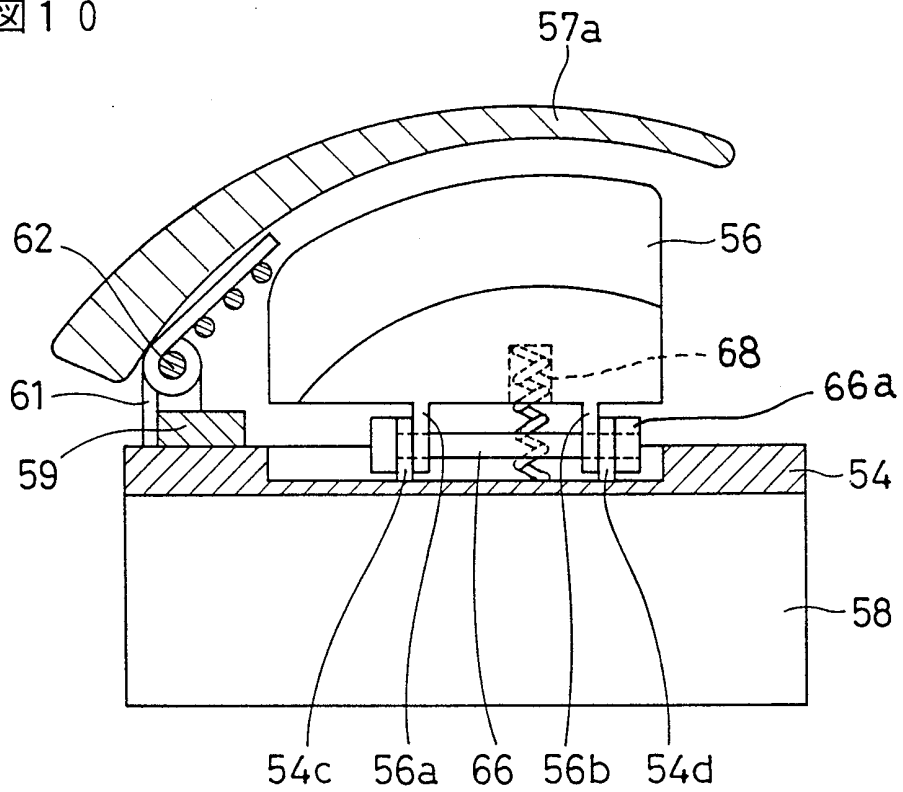


図 11

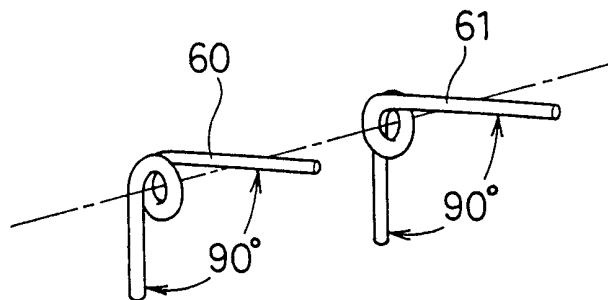


図 1 2

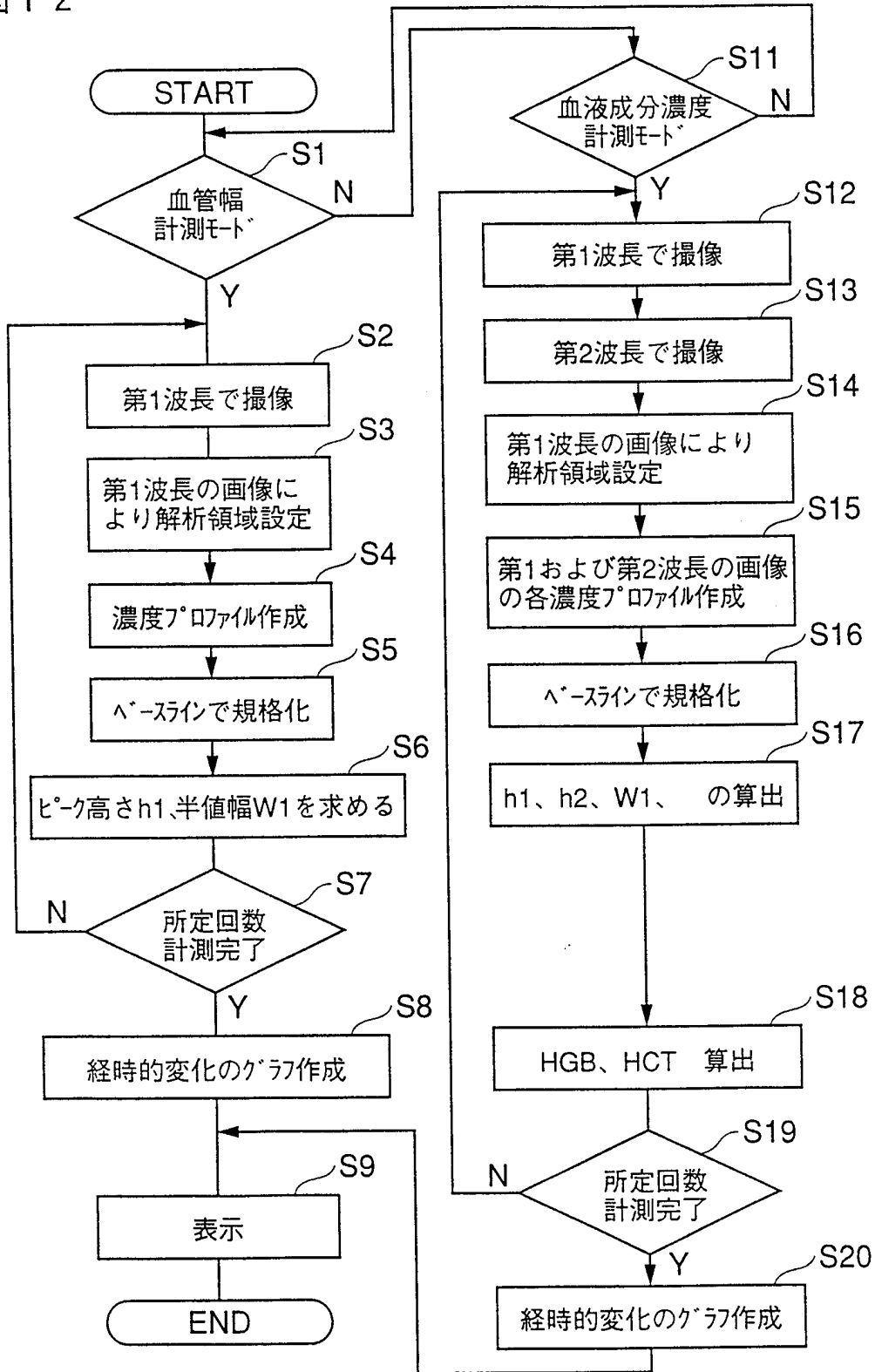
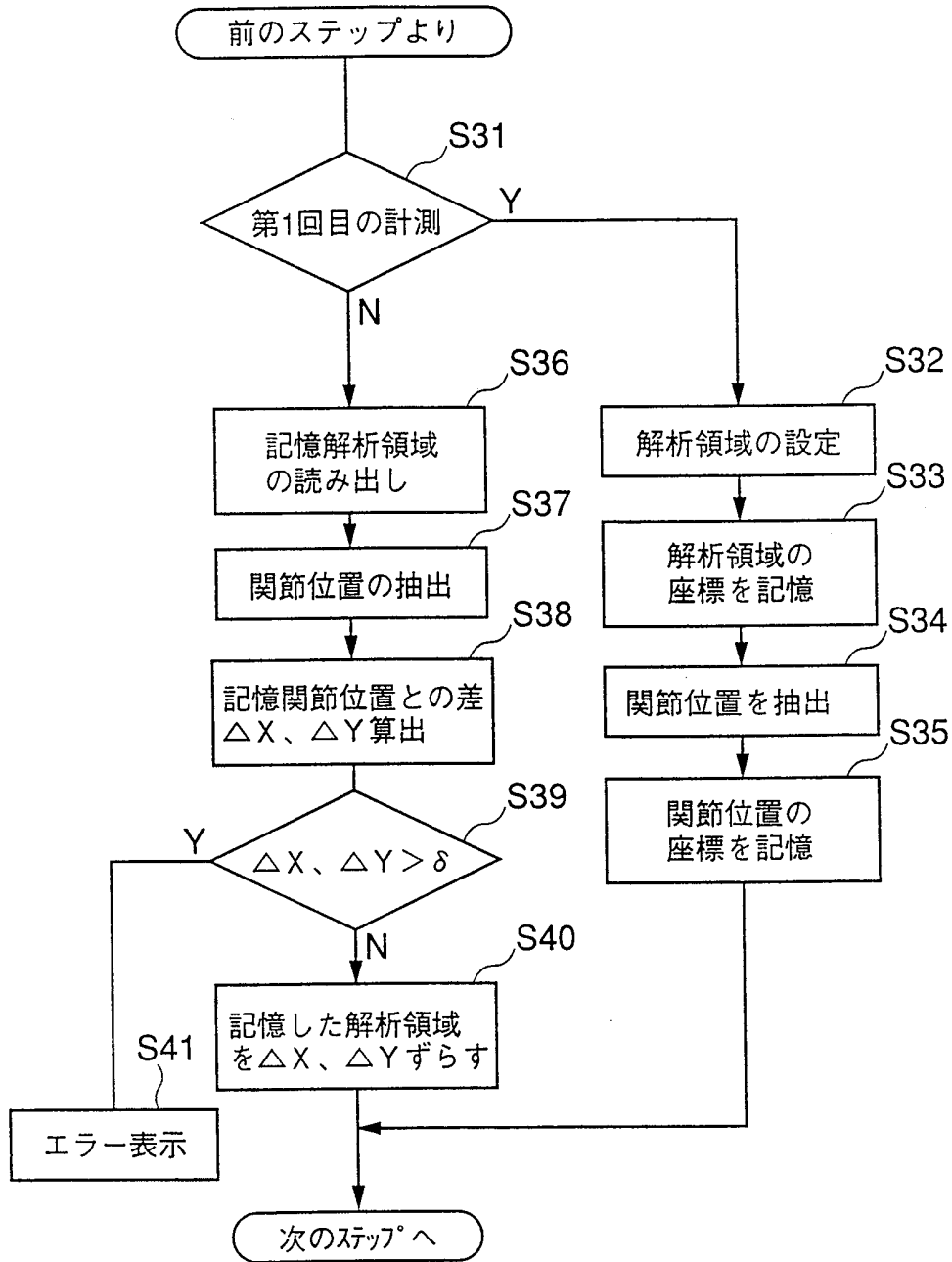


図 1 3



13 / 30

図 14

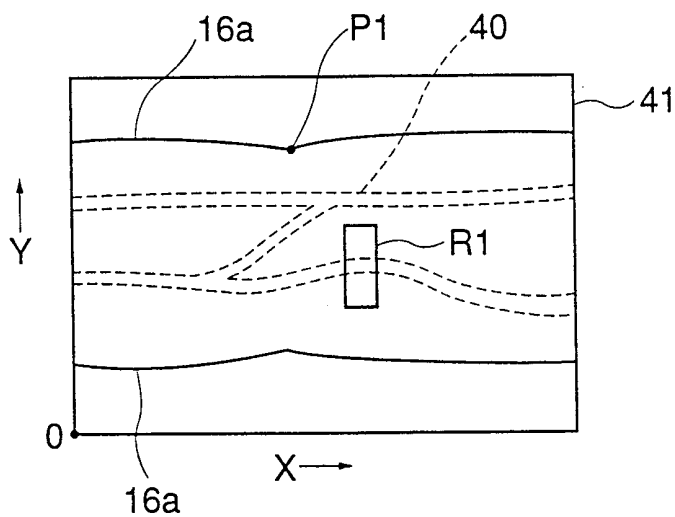
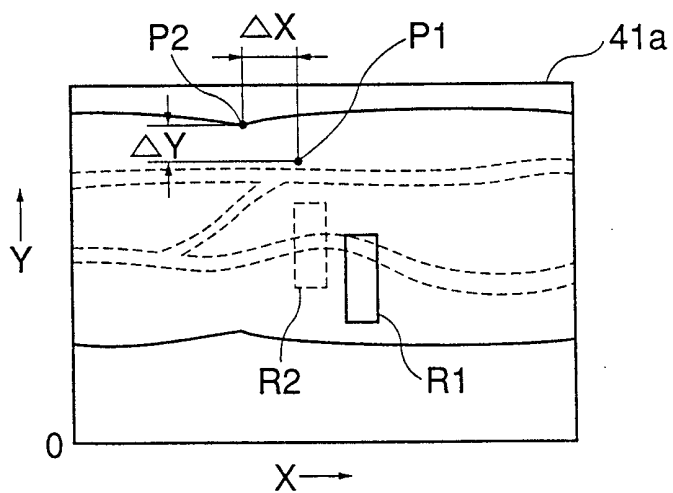


図 15



14 / 30

図 16

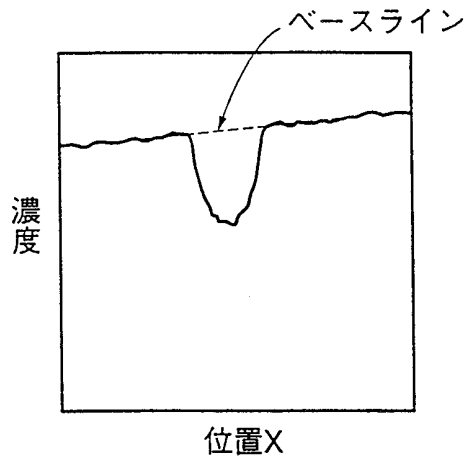
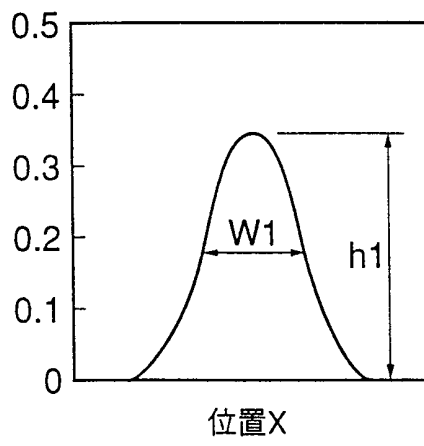


図 17





15 / 30

図 18

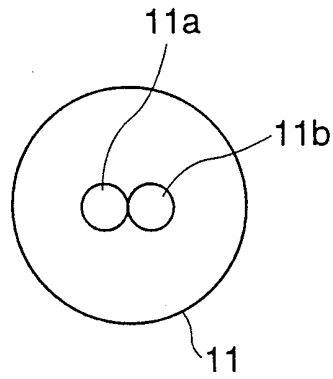
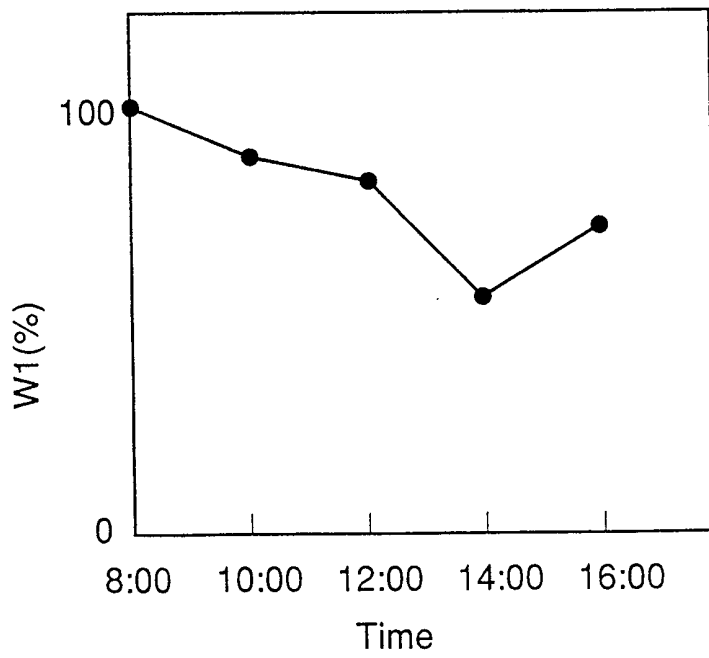
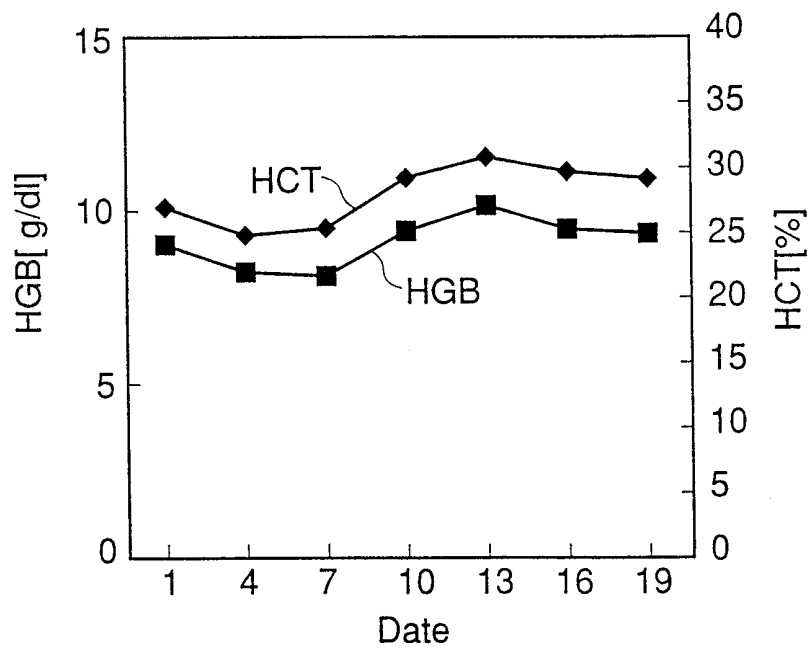


図 19



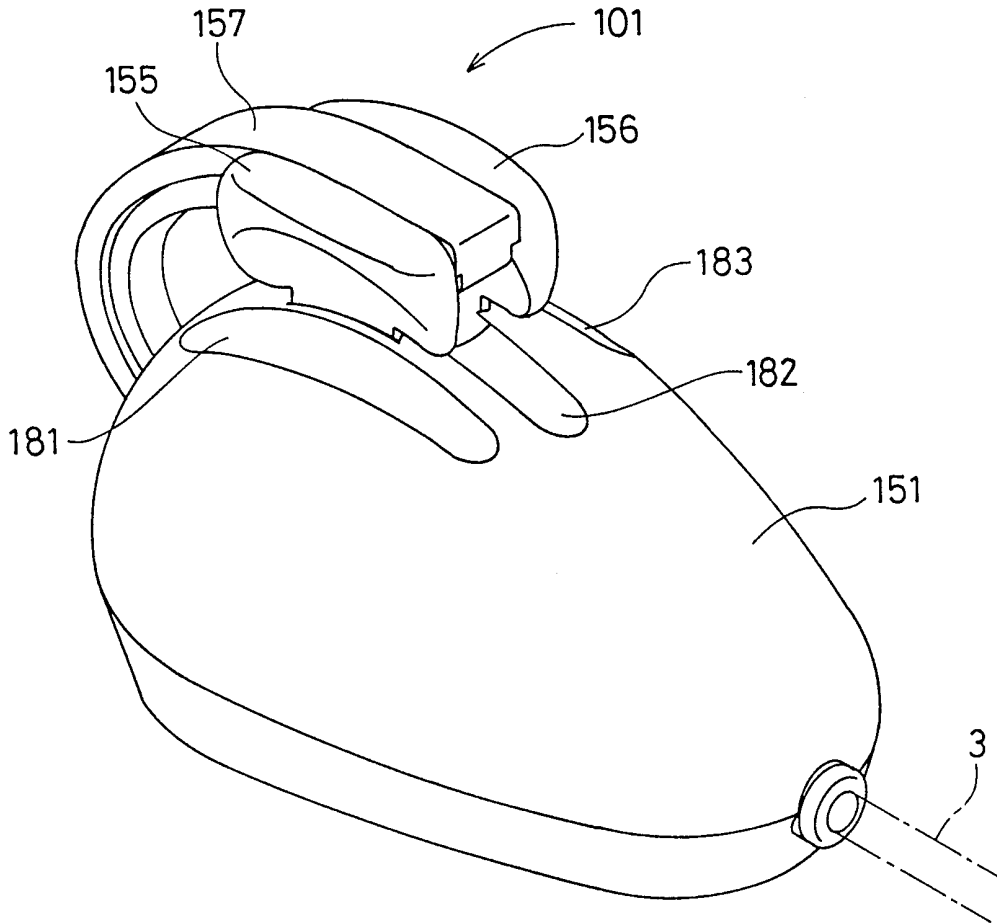
16 / 30

図 20



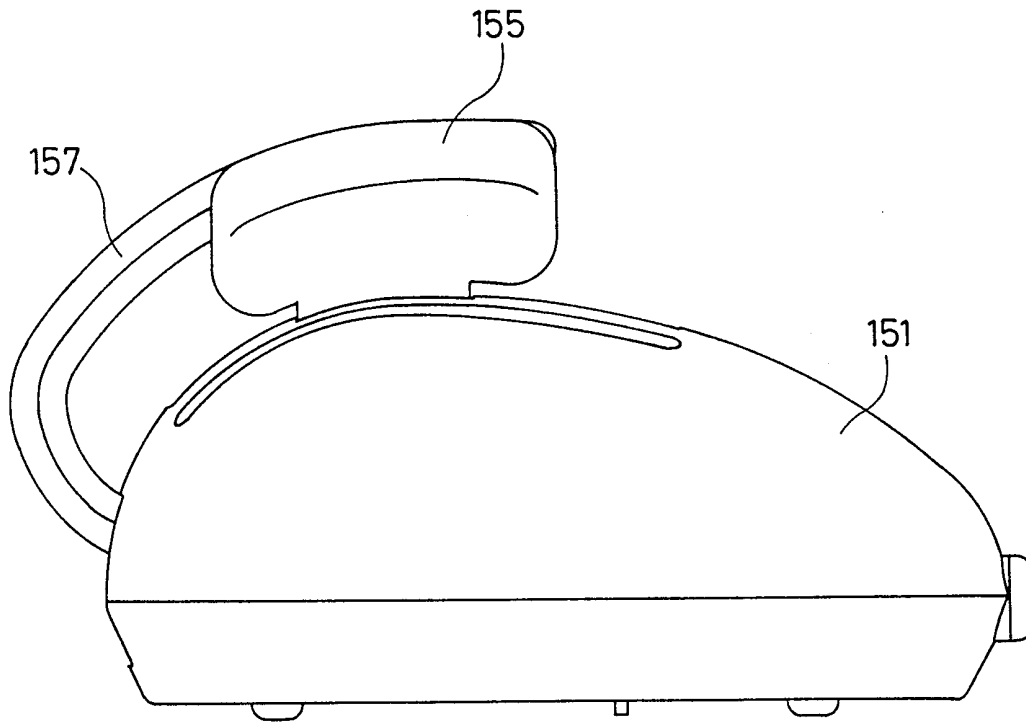
17/30

図 2 1



18 / 30

図 22



19/30

図 23

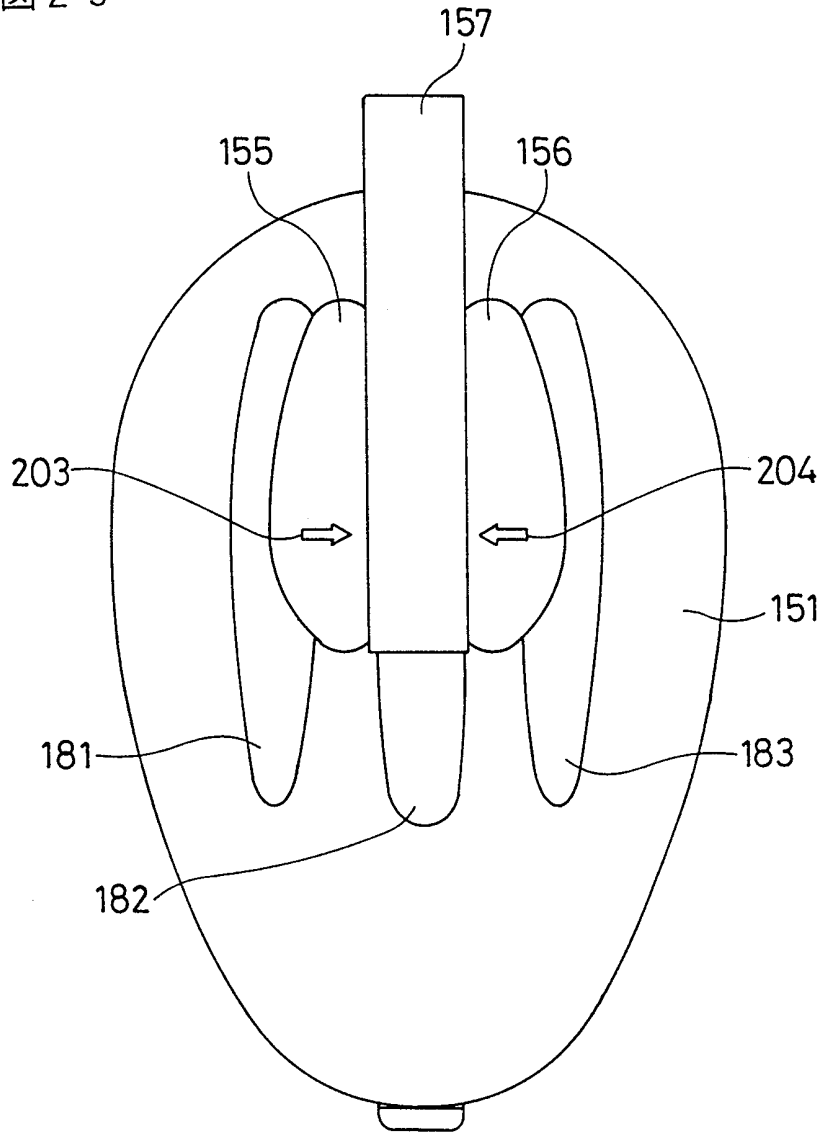


図 2 4

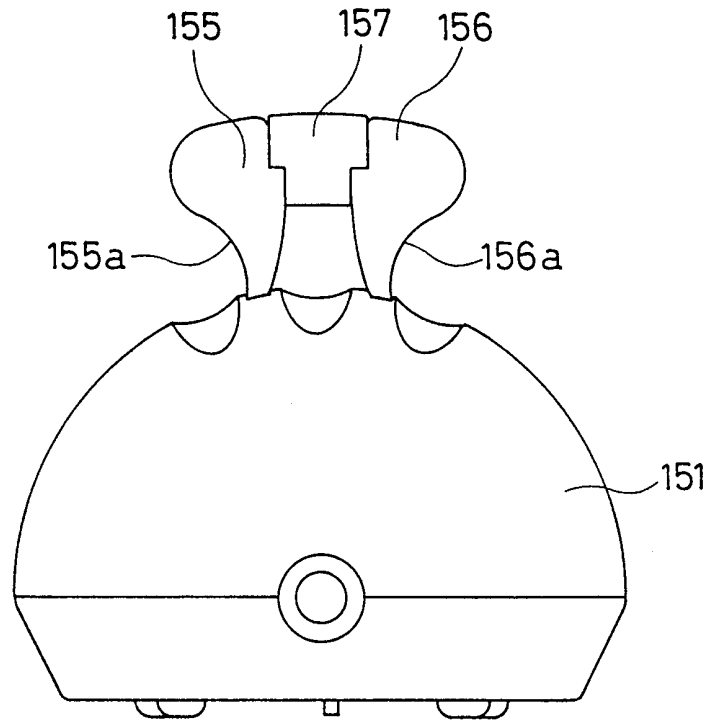
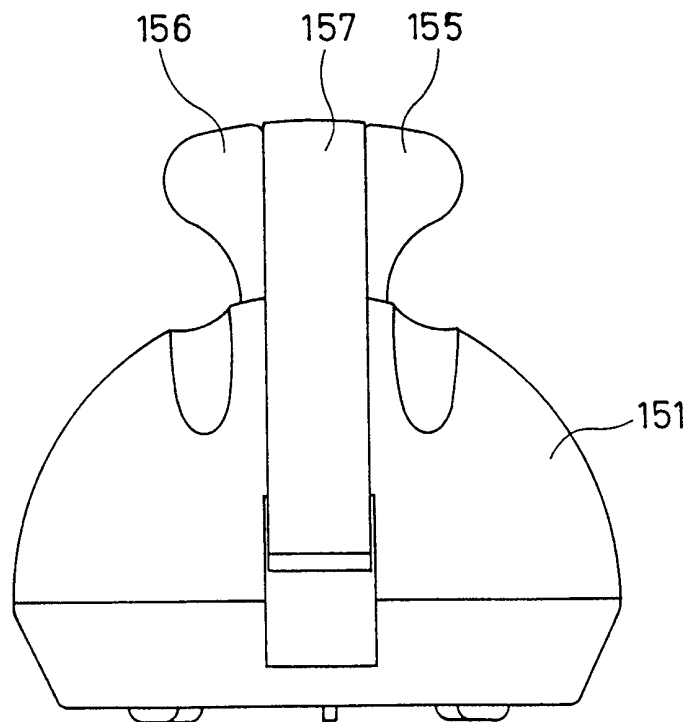
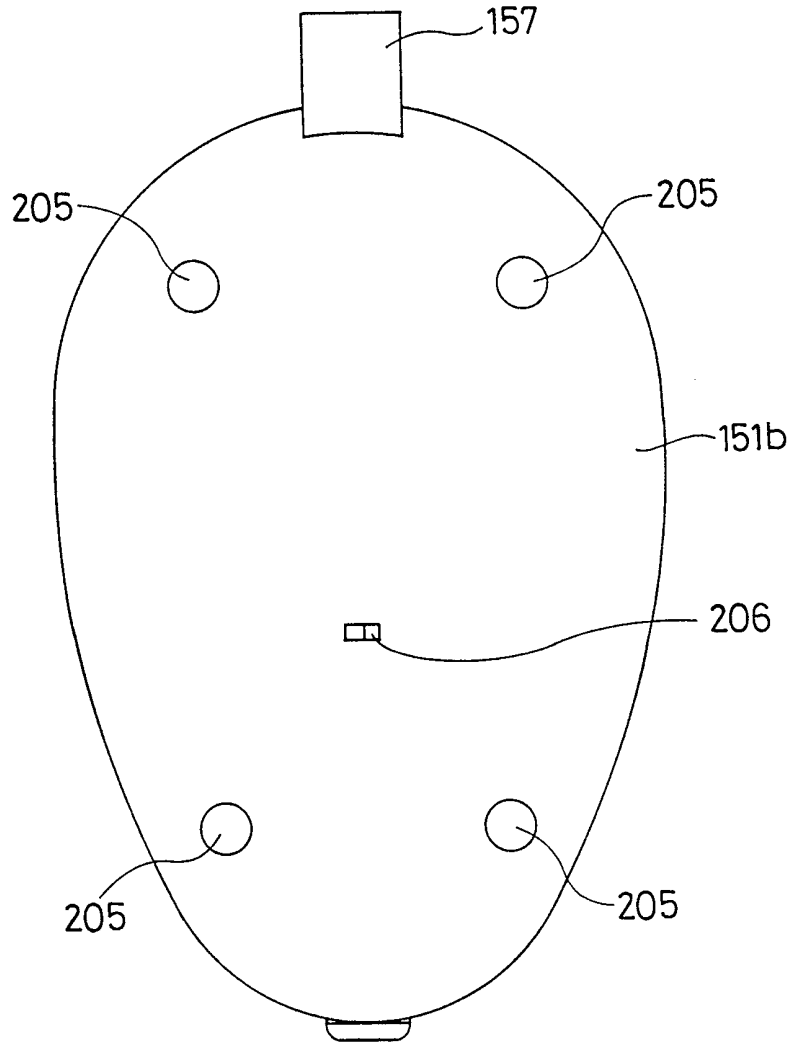


図 2 5



21 / 30

☒ 26



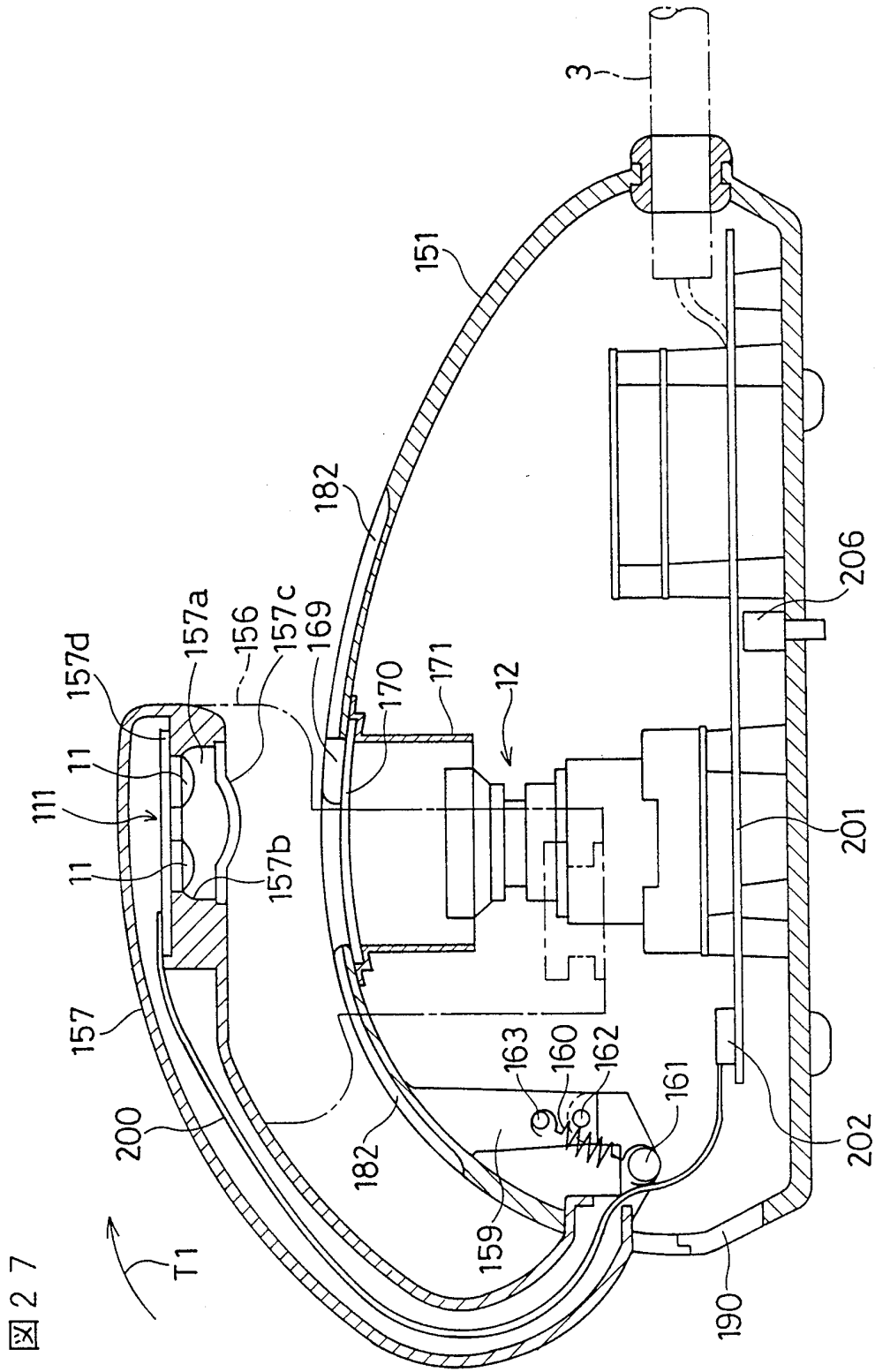


図 27



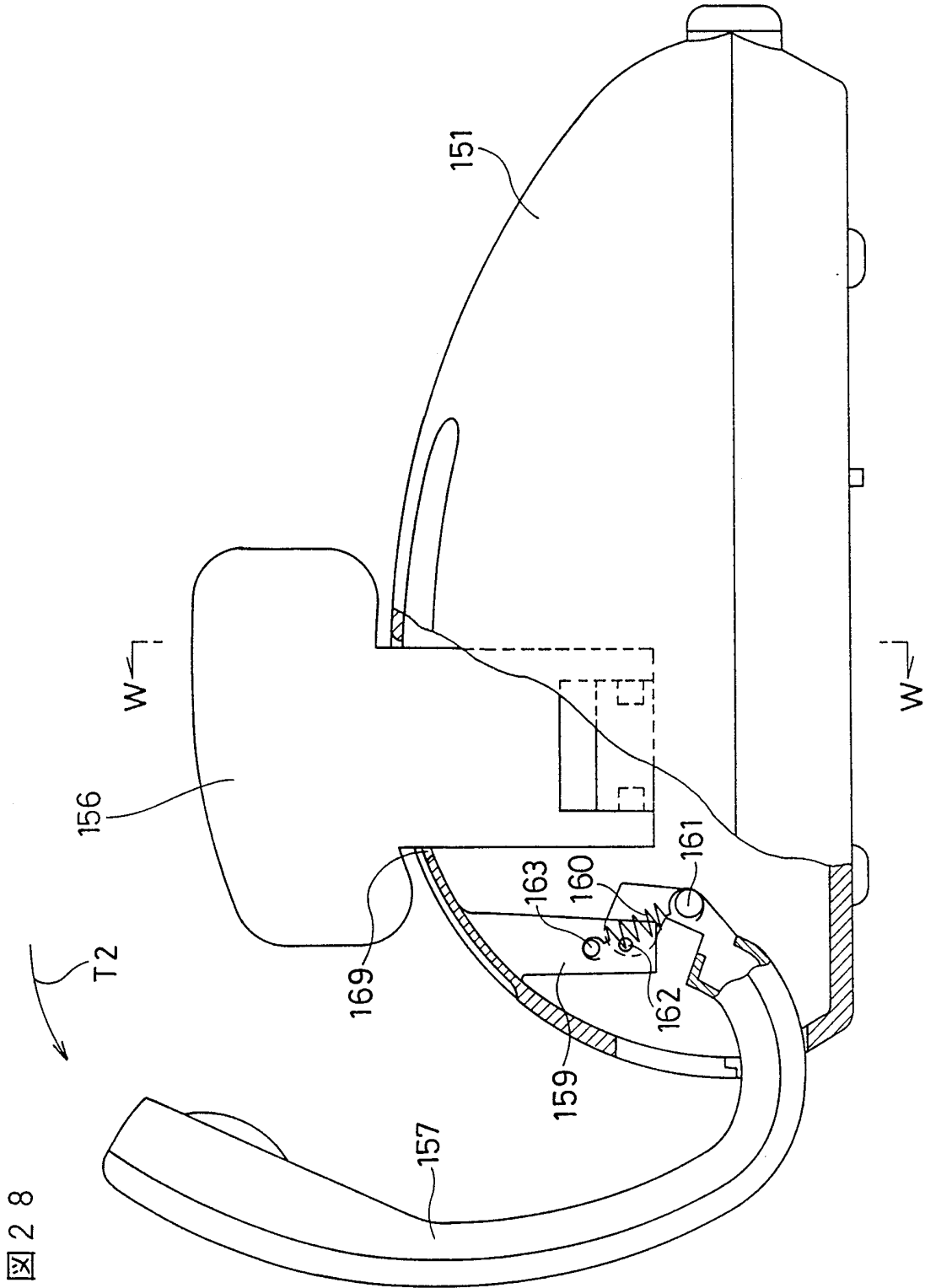


図 29

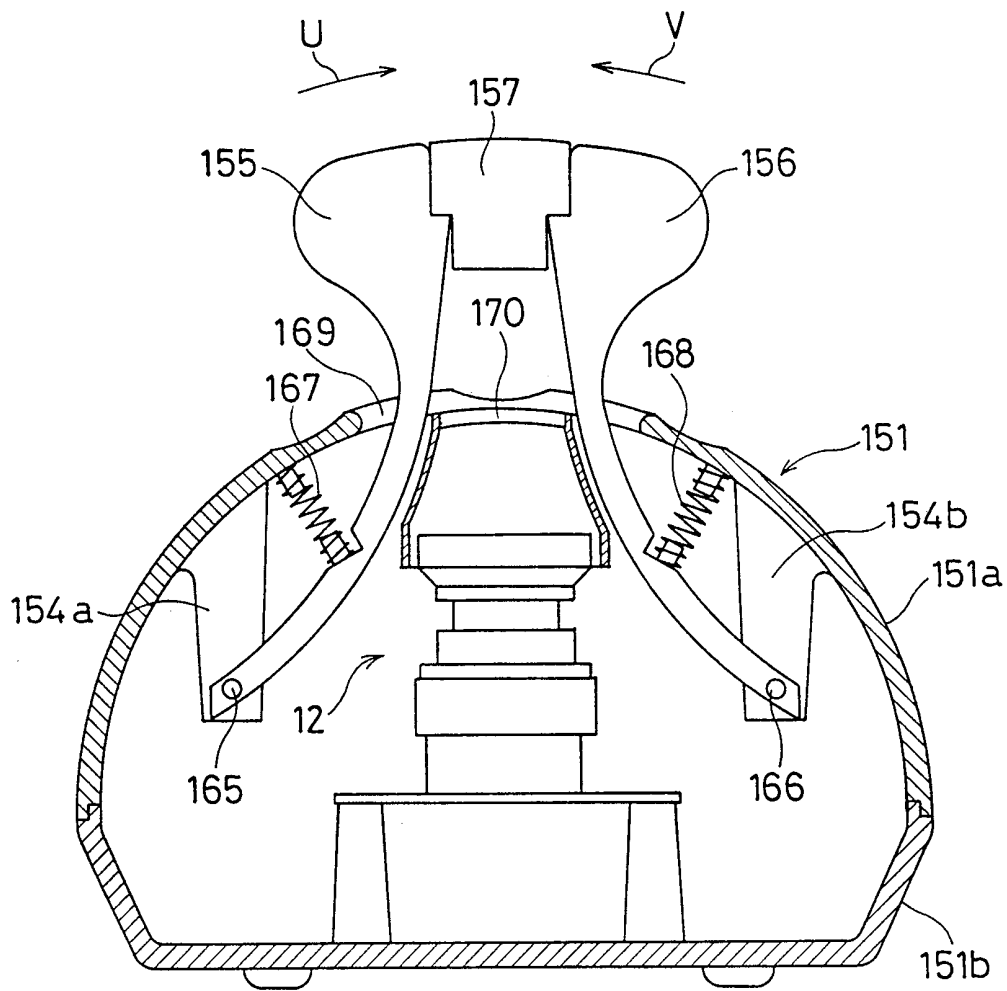


図 30

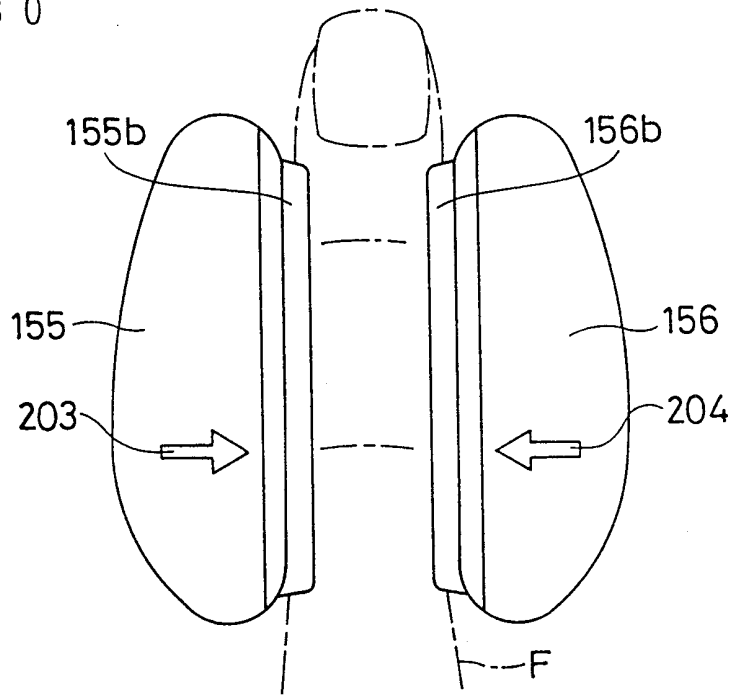
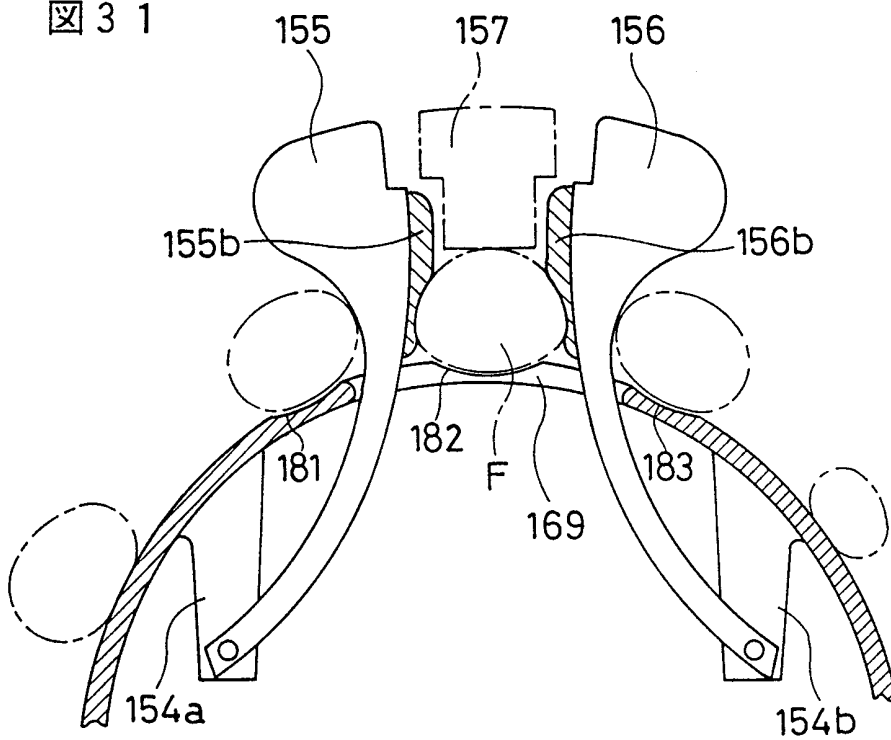


図 31



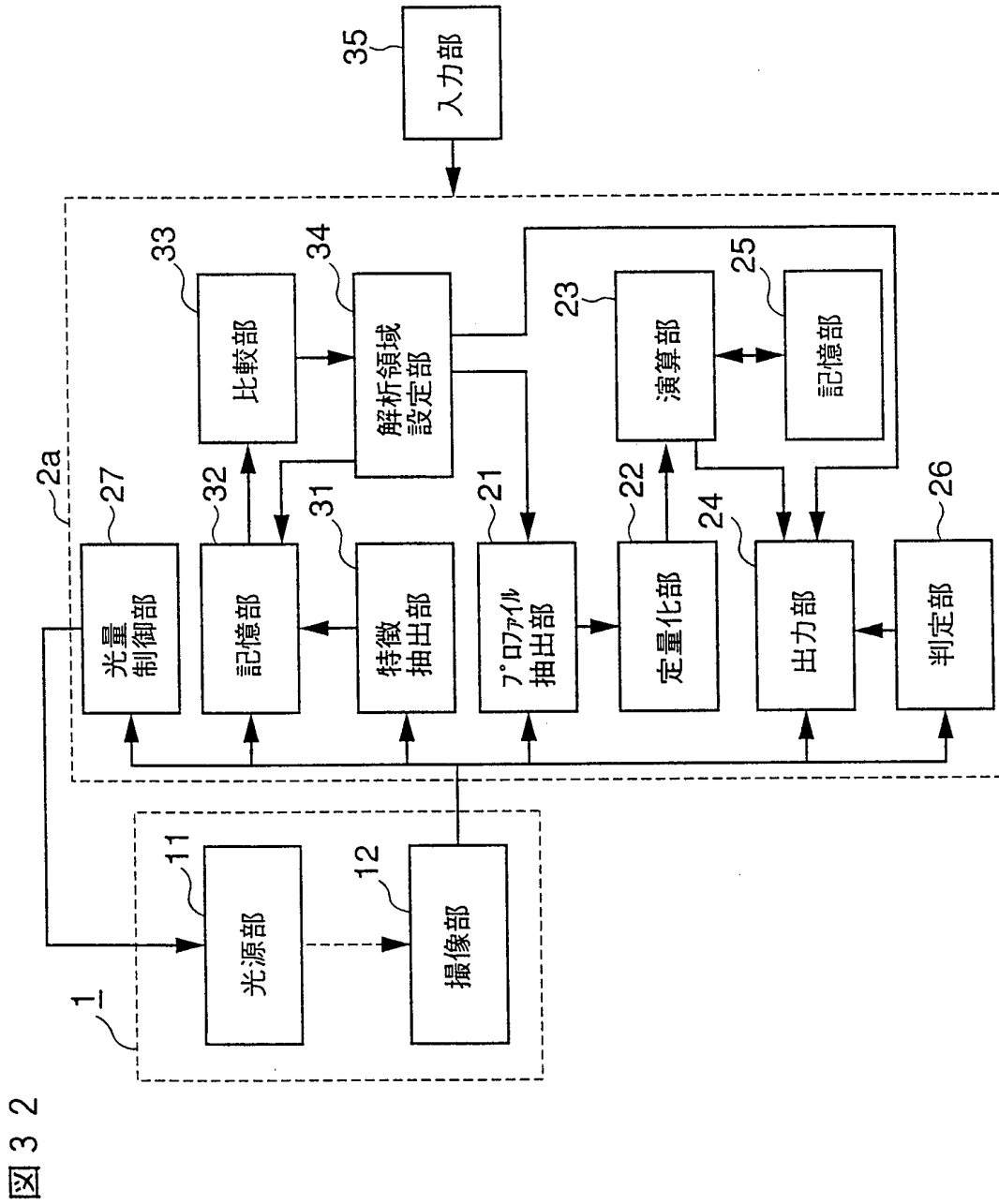
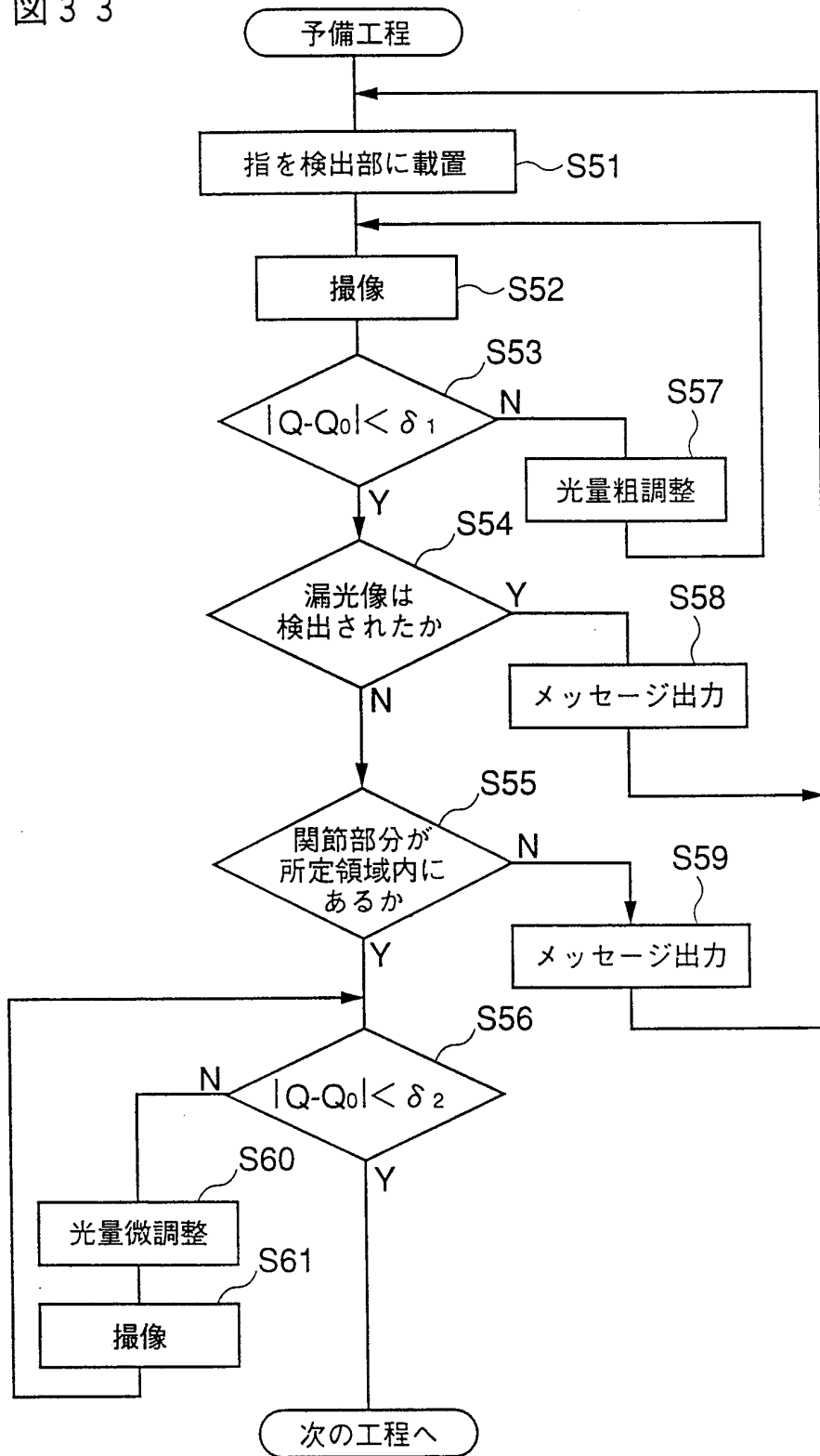


図 3 2

図 3 3



28 / 30

図 3 4

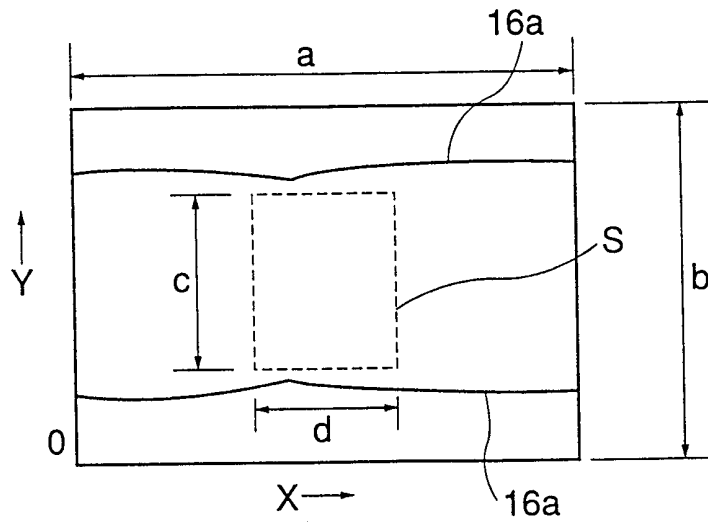


図 3 5

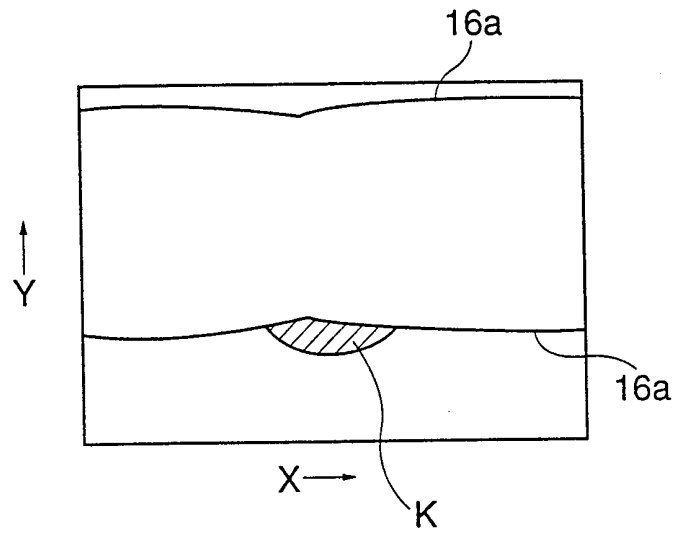
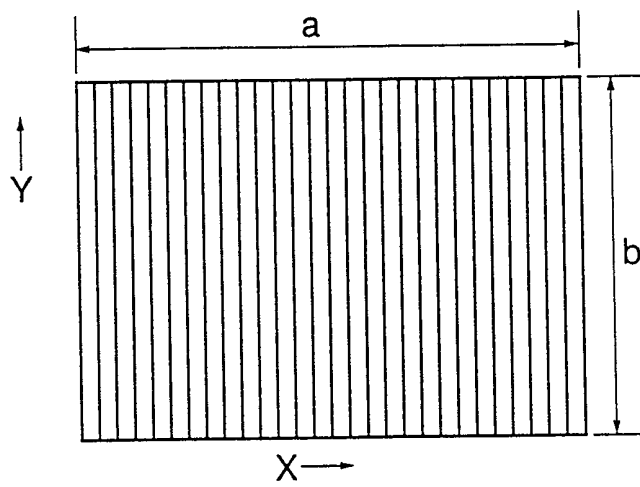


図 3 6



29 / 30

図 3 7

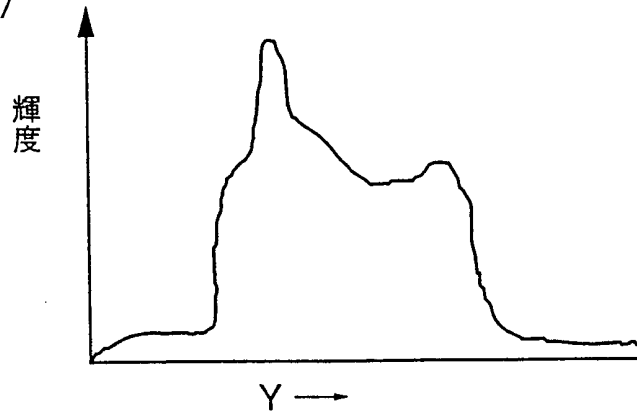


図 3 8

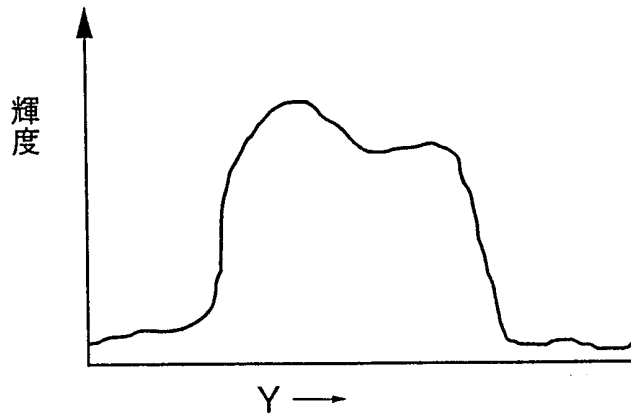
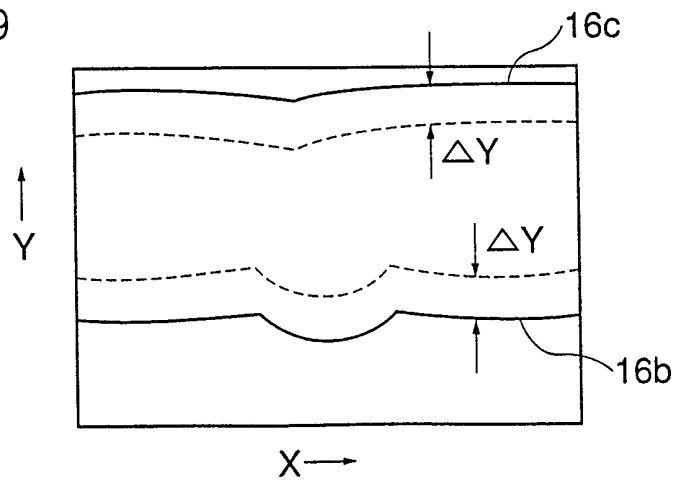


図 3 9



30/30

図 4 0

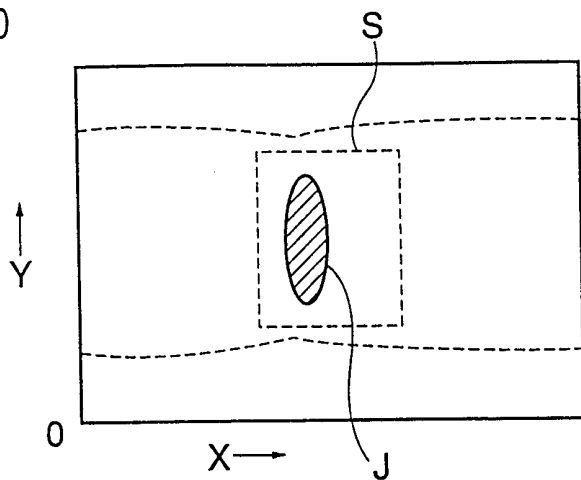


図 4 1

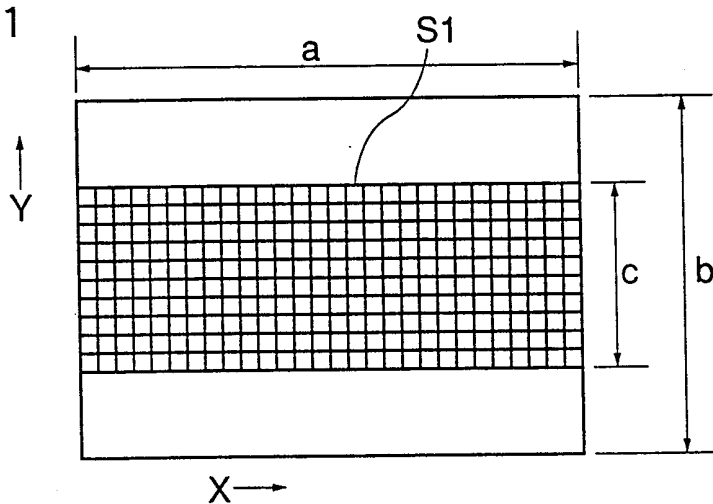
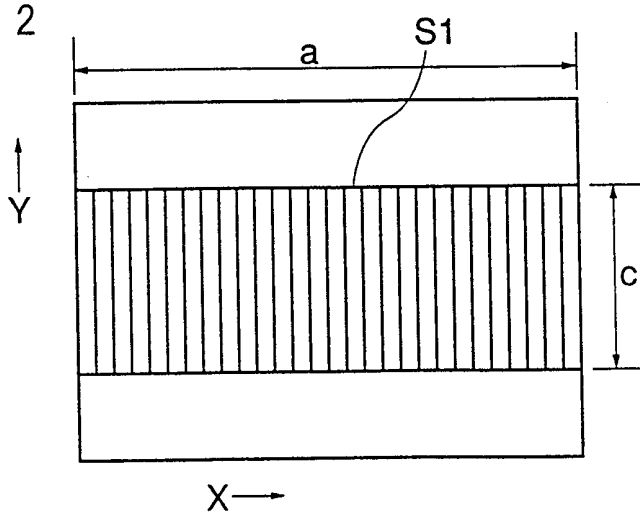


図 4 2





## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.  
PCT/JP98/02875

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER Int.Cl <sup>6</sup> A61B5/14, 5/024		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) Int.Cl <sup>6</sup> A61B5/14, 5/024		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1945-1997 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-1997 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-1995		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	Microfilm of Japanese Utility Model Application No. 88505/1991 (JP, 3-88505, U) (K.K. Misawa Homu Sogo Kenkyusho), September 10, 1991 (10. 09. 91) (Family: none)	1-22
A	Microfilm of Japanese Utility Model Application No. 39005/1991 (JP, 3-39005, U) (K.K. Misawa Homu Sogo Kenkyusho), April 16, 1991 (16. 04. 91) (Family: none)	1-22
A	Microfilm of Japanese Utility Model Application No. 61309/1990 (JP, 2-61309, U) (Minolta Camera Co., Ltd.), May 8, 1990 (08. 05. 90) (Family: none)	1-22
A	JP, 4-51936, A (OTAX Co., Ltd.), February 20, 1992 (20. 02. 92) (Family: none)	1-22
A	JP, 7-88105, A (Kowa Co., Ltd.), April 4, 1995 (04. 04. 95) (Family: none)	1-22
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* "A" "E" "L" "O" "P"	Special categories of cited documents: document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance earlier document but published on or after the international filing date document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	"T" "X" "Y" "&" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art document member of the same patent family
Date of the actual completion of the international search July 10, 1998 (10. 07. 98)	Date of mailing of the international search report July 21, 1998 (21. 07. 98)	
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office	Authorized officer	
Facsimile No.	Telephone No.	

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP98/02875

## C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP, 7-213498, A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), August 15, 1995 (15. 08. 95) (Family: none)	1-22
A	JP, 6-125881, A (Misawa Homes Co., Ltd.), May 10, 1994 (10. 05. 94) (Family: none)	1-22
A	JP, 6-503728, A (Cadell Theodore E.), April 28, 1994 (28. 04. 94) & WO, 92/3965, A1	1-22
A	JP, 6-505903, A (Mashimo Corp.), July 7, 1994 (07. 07. 94) & WO, 92/16142, A1	1-22

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))  
 Int. Cl<sup>o</sup> A61B5/14, 5/024

B. 調査を行った分野  
 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))  
 Int. Cl<sup>o</sup> A61B5/14, 5/024

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの  
 日本国実用新案公報 1945-1997年  
 日本国公開実用新案公報 1971-1995年  
 日本国登録実用新案公報 1994-1997年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	日本国実用新案登録出願昭3-88505号 (JP, 3-88505, U) のマイクロフィルム (株式会社ミサワホーム総合研究所) 10. 9月. 1991 (10. 09. 91) (ファミリーなし)	1-22
A	日本国実用新案登録出願昭3-39005号 (JP, 3-39005, U) のマイクロフィルム (株式会社ミサワホーム総合研究所) 16. 4月. 1991 (16. 04. 91) (ファミリーなし)	1-22
A	日本国実用新案登録出願昭2-61309号 (JP, 2-61309, U) のマイクロフィルム (ミノルタカメラ株式会社) 8. 5月. 1990 (08. 05. 90) (ファミリーなし)	1-22
A	JP, 4-51936, A (オータックス株式会社) 20. 2月. 1992 (20. 02. 92) (ファミリーなし)	1-22
A	JP, 7-88105, A (興和株式会社). 4月4. 1995 (04. 04. 95) (ファミリーなし)	1-22

C欄の続きにも文献が列挙されている。  パテントファミリーに関する別紙を参照。

\* 引用文献のカテゴリー  
 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの  
 「E」 先行文献ではあるが、国際出願日以後に公表されたもの  
 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)  
 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献  
 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献  
 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの  
 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの  
 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの  
 「&」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日 10. 07. 98  
 国際調査報告の発送日 21.07.98

国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	特許庁審査官 (権限のある職員) 山本 春樹 印 電話番号 03-3581-1101 内線 3251	2 J	7638
---	--	-----	------

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	し) JP, 7-213498, A(松下電器産業株式会社)15. 8月. 1995(15. 08. 95) (フ アミリーなし)	1-22
A	JP, 6-125881, A(ミサワホーム株式会社)10. 5月. 1994(10. 05. 94) (フ アミリーなし)	1-22
A	JP, 6-503728, A(カデル、セオドア・イー)28. 4月. 1994(28. 04. 94) & WO, 92/3965, A1	1-22
A	JP, 6-505903, A(マシモ・コーポレイション)7. 7月. 1994(07. 07. 94 )&WO, 92/16142, A1	1-22