

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2008-20249  
(P2008-20249A)

(43) 公開日 平成20年1月31日(2008.1.31)

(51) Int.Cl.

G O 1 L 5/04 (2006.01)

F 1

G O 1 L 5/04

テーマコード(参考)

Z 2 F O 5 1

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号

特願2006-190534 (P2006-190534)

(22) 出願日

平成18年7月11日 (2006.7.11)

(71) 出願人 304021277

国立大学法人 名古屋工業大学  
愛知県名古屋市昭和区御器所町 (番地なし)

(71) 出願人 000102692

N T N 株式会社  
大阪府大阪市西区京町堀1丁目3番17号

(74) 代理人 100064746

弁理士 深見 久郎

(74) 代理人 100085132

弁理士 森田 俊雄

(74) 代理人 100083703

弁理士 仲村 義平

(74) 代理人 100096781

弁理士 堀井 豊

最終頁に続く

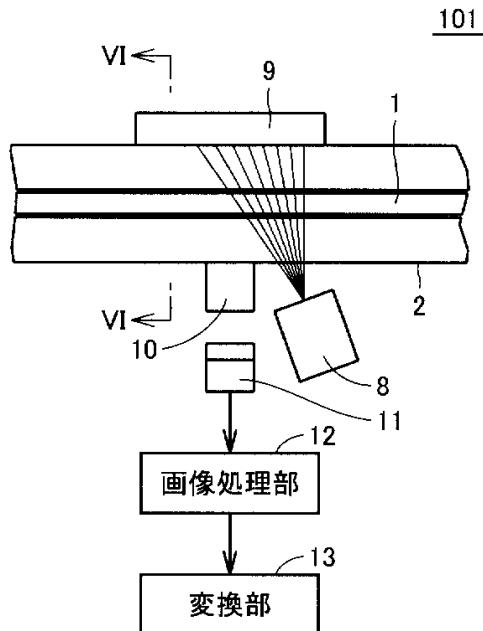
(54) 【発明の名称】計測装置ならびにそれを備えた医療装置および訓練装置

## (57) 【要約】

【課題】医療器具等を簡易な構成で実現し、かつ操作の複雑化を防ぐことが可能な計測装置ならびにそれを備えた医療装置および訓練装置を提供する。

【解決手段】計測装置101は、線状体1が貫通する貫通孔が形成される本体2を備え、線状体1に圧縮力が作用するとき、貫通孔の内部において線状体1が所定の方向へ湾曲し、さらに、貫通孔に光を照射する発光部8と、貫通孔を通過した光を受光する複数個の受光素子を含む受光部11と、受光部11における受光素子の受光量に基づいて受光部11における受光素子の中から複数個の受光素子を選択し、選択した複数個の受光素子の受光量を用いて所定の演算を行なうことにより、線状体1の湾曲度合いを検出する画像処理部12と、検出された湾曲度合いを、線状体1に作用する圧縮力に変換する変換回路13とを備える。

【選択図】図5



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

可撓性を有する線状体に作用する圧縮力を計測する計測装置であって、  
前記線状体が貫通する貫通孔が形成される本体を備え、  
前記線状体に前記圧縮力が作用するとき、前記貫通孔の内部において前記線状体が所定  
の方向へ湾曲し、さらに、  
前記貫通孔に光を照射する発光部と、  
前記貫通孔を通過した光を受光する複数個の受光素子を含む受光部と、  
前記受光部における受光素子の受光量に基づいて前記受光部における受光素子の中から  
複数個の受光素子を選択し、前記選択した複数個の受光素子の受光量を用いて所定の演算  
を行なうことにより、前記線状体の湾曲度合いを検出する画像処理部と、  
前記検出された湾曲度合いを、前記線状体に作用する前記圧縮力に変換する変換回路と  
を備える計測装置。

**【請求項 2】**

前記貫通孔は、前記線状体に前記圧縮力が作用していないとき、前記貫通孔の内部において前記線状体が前記所定の方向に湾曲し、前記線状体に前記圧縮力が作用するとき、前記線状体に前記圧縮力が作用していないときと比べて前記線状体が前記所定の方向へさらに湾曲するように形成される請求項 1 記載の計測装置。

**【請求項 3】**

前記計測装置は、さらに、  
反射部を備え、  
前記発光部は、前記反射部に光を照射して反射させることにより前記貫通孔に光を照射  
する請求項 1 記載の計測装置。

**【請求項 4】**

前記反射部は、前記線状体の貫通方向と略垂直な方向から前記貫通孔を視認できる位置  
に移動可能である請求項 3 記載の計測装置。

**【請求項 5】**

前記計測装置は、さらに、  
前記受光部における受光素子の受光量に基づいて、前記発光部が照射する光の光量および  
前記受光部における受光素子の感度のうちの少なくともいずれか一方を調整する制御部  
を備える請求項 1 記載の計測装置。

**【請求項 6】**

前記画像処理部は、さらに、前記受光部における受光素子の受光量に基づいて、前記貫  
通孔に前記線状体が挿入されているか否かを検出する請求項 1 記載の計測装置。

**【請求項 7】**

前記計測装置は、さらに、  
前記本体における、前記発光部から前記受光素子に照射される光を遮る位置に取り付け  
られるマーカを備え、  
前記画像処理部は、さらに、前記受光部における受光素子の受光量に基づいて前記マ  
ークの像を認識し、前記演算結果および前記認識したマークの像に基づいて前記線状体の湾  
曲度合いを検出する請求項 1 記載の計測装置。

**【請求項 8】**

前記画像処理部は、前記受光部における受光素子の受光量に基づいて前記受光部におけ  
る受光素子の中から複数個の受光素子を選択し、前記選択した複数個の受光素子の受光量  
を用いて所定の演算を行なうことにより、前記マークの像を認識し、前記演算結果および  
前記認識したマークの像に基づいて前記線状体の湾曲度合いを検出する請求項 7 記載の計  
測装置。

**【請求項 9】**

前記発光部は、前記線状体の貫通方向と略垂直な方向から前記貫通孔を視認できる位置  
に移動可能である請求項 1 記載の計測装置。

10

20

30

40

50

**【請求項 10】**

可撓性を有する線状体に作用する圧縮力を計測する計測装置であって、  
 前記線状体が貫通する貫通孔が形成される本体を備え、  
 前記線状体に前記圧縮力が作用するとき、前記貫通孔の内部において前記線状体が所定の方向へ湾曲し、さらに、  
 前記貫通孔に光を照射する発光部と、  
 前記貫通孔を通過した光を受光する複数個の受光素子を含む受光部と、  
 前記本体における、前記発光部から前記受光素子に照射される光を遮る位置に取り付けられるマーカとを備え、  
 前記受光部における受光素子の受光量に基づいて前記線状体の像を認識し、かつ前記受光部における受光素子の受光量に基づいて前記マーカの像を認識し、前記認識した前記線状体の像および前記マーカの像に基づいて前記線状体の湾曲度合いを検出する画像処理部と、  
 前記検出された湾曲度合いを、前記線状体に作用する前記圧縮力に変換する変換回路とを備える計測装置。

10

**【請求項 11】**

請求項 1 ~ 10 のいずれかに記載の計測装置を備える医療装置。

**【請求項 12】**

請求項 1 ~ 10 のいずれかに記載の計測装置を備える訓練装置。

20

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

この発明は、計測装置ならびにそれを備えた医療装置および訓練装置に関し、特に、可撓性を有する線状体に作用する圧縮力の計測装置ならびにそれを備えた医療装置および訓練装置に関する。

**【背景技術】****【0002】**

可撓性を有する線状体は、体内挿入式の医療器具として実用化されている。たとえば、血管および尿管等の管に挿入するガイドワイヤおよびカテーテルが知られている。また、動脈瘤を塞栓するために、先端に塞栓用のコイルがついたワイヤが知られている。体内挿入式の医療器具を操作する際には、これらの線状体を人体の管に挿入し、人体外部から操作して目的部位まで誘導する。体内にある管は直線状ではなく、屈曲および分岐しており、外部からの誘導操作に熟練が必要である。特に操作の際に過度の荷重が人体の管に作用すると、人体の管を損傷する恐れがある。

30

**【0003】**

このような問題点を解決するために、たとえば、特許文献 1 には以下のようなカテーテルが開示されている。すなわち、カテーテルチューブの先端に設けられたセンサ部の触圧をセンサ部の備える感圧センサによって検知するとともに、その感圧センサからのセンサ出力信号に基づいて進行方向前方における障害物の有無を感知するカテーテルにおいて、センサ出力信号の変化を音声に変換して聴覚化する信号聴覚化手段を備える。

40

**【特許文献 1】特開平 10 - 263089 号公報****【発明の開示】****【発明が解決しようとする課題】****【0004】**

しかしながら、特許文献 1 記載のカテーテルのようにチューブの先端にセンサを取り付けて使用する構成では、特に極細のガイドワイヤについては実現性に困難を伴う。細いガイドワイヤ、特に脳動脈瘤を脳血管内部から塞栓する治療のために脳血管内に入れるガイドワイヤの場合、ガイドワイヤの直径は約 0.35 mm であり、ガイドワイヤの先端部に小型の圧力センサを取り付けることは、困難を極める。また、人体外部に圧力センサの信号を取り出すために、ガイドワイヤの中に配線を通すことはさらに困難である。

50

**【0005】**

また、使用するガイドワイヤ等の種類は手術に応じて異なるために、さまざまな手術に適応したセンサ付きガイドワイヤ等を用意することは、不経済であり、コスト増大を招いてしまう。

**【0006】**

また、ガイドワイヤ先端に取り付けた圧力センサの出力と術者の挿入時の力覚とは必ずしも一致しない。これは、人体の管が屈曲しているために、ガイドワイヤの挿入抵抗が管との摩擦等の影響を受けるからである。このため、術者は、人体の透視画像による視覚情報と、人体外部において指先で把持したガイドワイヤの挿入抵抗の力覚情報とに基づいてガイドワイヤの挿入操作を実施する必要があり、操作が複雑になってしまう。

10

**【0007】**

それゆえに、本発明の目的は、医療器具等を簡易な構成で実現し、かつ操作の複雑化を防ぐことが可能な計測装置ならびにそれを備えた医療装置および訓練装置を提供することである。

**【課題を解決するための手段】****【0008】**

上記課題を解決するために、この発明のある局面に係わる計測装置は、可撓性を有する線状体に作用する圧縮力を計測する計測装置であって、線状体が貫通する貫通孔が形成される本体を備え、線状体に圧縮力が作用するとき、貫通孔の内部において線状体が所定の方向へ湾曲し、さらに、貫通孔に光を照射する発光部と、貫通孔を通過した光を受光する複数個の受光素子を含む受光部と、受光部における受光素子の受光量に基づいて受光部における受光素子の中から複数個の受光素子を選択し、選択した複数個の受光素子の受光量を用いて所定の演算を行なうことにより、線状体の湾曲度合いを検出する画像処理部と、検出された湾曲度合いを、線状体に作用する圧縮力に変換する変換回路とを備える。

20

**【0009】**

好ましくは、貫通孔は、線状体に圧縮力が作用していないとき、貫通孔の内部において線状体が所定の方向に湾曲し、線状体に圧縮力が作用するとき、線状体に圧縮力が作用していないときと比べて線状体が所定の方向へさらに湾曲するように形成される。

**【0010】**

好ましくは、計測装置は、さらに、反射部を備え、発光部は、反射部に光を照射して反射させることにより貫通孔に光を照射する。

30

**【0011】**

より好ましくは、反射部は、線状体の貫通方向と略垂直な方向から貫通孔を視認できる位置に移動可能である。

**【0012】**

好ましくは、計測装置は、さらに、受光部における受光素子の受光量に基づいて、発光部が照射する光の光量および受光部における受光素子の感度のうちの少なくともいずれか一方を調整する制御部を備える。

**【0013】**

好ましくは、画像処理部は、さらに、受光部における受光素子の受光量に基づいて、貫通孔に線状体が挿入されているか否かを検出する。

40

**【0014】**

好ましくは、計測装置は、さらに、本体における、発光部から受光素子に照射される光を遮る位置に取り付けられるマーカを備え、画像処理部は、さらに、受光部における受光素子の受光量に基づいてマーカの像を認識し、演算結果および認識したマーカの像に基づいて線状体の湾曲度合いを検出する。

**【0015】**

より好ましくは、画像処理部は、受光部における受光素子の受光量に基づいて受光部における受光素子の中から複数個の受光素子を選択し、選択した複数個の受光素子の受光量を用いて所定の演算を行なうことにより、マーカの像を認識し、演算結果および認識した

50

マークの像に基づいて線状体の湾曲度合いを検出する。

【0016】

好ましくは、発光部は、線状体の貫通方向と略垂直な方向から貫通孔を視認できる位置に移動可能である。

【0017】

またこの発明のさらに別の局面に係わる計測装置は、可撓性を有する線状体に作用する圧縮力を計測する計測装置であって、線状体が貫通する貫通孔が形成される本体を備え、線状体に圧縮力が作用するとき、貫通孔の内部において線状体が所定の方向へ湾曲し、さらに、貫通孔に光を照射する発光部と、貫通孔を通過した光を受光する複数個の受光素子を含む受光部と、本体における、発光部から受光素子に照射される光を遮る位置に取り付けられるマークとを備え、受光部における受光素子の受光量に基づいて線状体の像を認識し、かつ受光部における受光素子の受光量に基づいてマークの像を認識し、認識した線状体の像およびマークの像に基づいて線状体の湾曲度合いを検出する画像処理部と、検出された湾曲度合いを、線状体に作用する圧縮力に変換する変換回路とを備える。

10

【0018】

上記課題を解決するために、この発明のある局面に係わる医療装置は、この発明のある局面に係わる計測装置を備える。

【0019】

上記課題を解決するために、この発明のある局面に係わる訓練装置は、この発明のある局面に係わる計測装置を備える。

20

【発明の効果】

【0020】

本発明によれば、医療器具等を簡易な構成で実現し、かつ操作の複雑化を防ぐことができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0021】

以下、本発明の実施の形態について図面を用いて説明する。なお、図中同一または相当部分には同一符号を付してその説明は繰り返さない。

【0022】

30

<第1の実施の形態>

[構成および基本動作]

図1は、本発明の第1の実施の形態に係る計測装置の本体の構成を示す外観図である。

【0023】

図1を参照して、計測装置101は、計測装置本体2を備え、計測装置本体2には可撓性を有する線状体1が貫通する貫通孔3が形成される。図1は、計測装置101が床面に設置された状態を示しており、図示していないが計測装置101の床面側に後述する光源8、レンズ10およびアレイセンサ11が配置されており、計測装置101の天井面側に後述する反射板9が配置されている。また、計測装置本体2は、たとえば透明体であり、光を透過することが可能な物質で形成される。

【0024】

40

図2は、図1のI—I-I—I線による断面を示す断面図である。図3は、図1のI—I—I—I—I—I線による断面を示す断面図である。

【0025】

図2を参照して、貫通孔3は、線状体1が貫通する出入口を大きくして挿入性を向上させるために、出入口にテープ状の出入力ポート4を形成する。計測装置本体2の内部の拘束部5において、貫通孔3の直径は線状体1の直径よりもわずかに大きい(たとえば線状体1の直径の105%~120%)。また、線状体1の長手軸方向に沿った貫通孔3の長さは線状体1の直径の数倍以上である。したがって、線状体1は、拘束部5において長手軸方向以外への動作を拘束される。

【0026】

50

貫通孔3は、線状体1に長手軸方向の圧縮力が作用していないとき、貫通孔3の内部において線状体1が所定の方向に湾曲し、線状体1に圧縮力が作用するとき、線状体1に長手軸方向の圧縮力が作用していないときと比べて線状体1が所定の方向へさらに湾曲するように形成される。このような構成により、線状体1に作用する長手軸方向の圧縮力が非常に小さい場合でも、正確に圧縮力を検出することができる。より詳細には、貫通孔3は、2つの拘束部5の間で曲がっており、線状体1は一方の壁に沿って曲がりながら貫通孔3を貫通する。また、貫通孔3は、2つの拘束部5の間で、線状体1が沿っていない壁側が広がって幅広部6を形成している。

## 【0027】

幅広部6は、紙面と平行方向における線状体1の動作を拘束しないように形成されている。なお、入出力ポート4および幅広部6において、紙面と垂直方向の貫通孔3の高さは線状体1の直径よりもわずかに大きく(たとえば線状体1の直径の105%~120%)、線状体1に対して紙面と垂直方向の動作を拘束している。すなわち、入出力ポート4および幅広部6において、線状体1の長手軸方向に垂直な断面における貫通孔3の断面の形状は、長方形である。このような構成により、貫通孔3の内部における線状体1の湾曲方向を規定し、線状体1に長手軸方向の圧縮力が作用するときの線状体1の湾曲部の位置を決定している。

## 【0028】

図4は、図2の断面図において、線状体1に圧縮力が作用し、計測装置本体2の内部において線状体1が湾曲している状態を示す図である。

## 【0029】

図4を参照して、線状体1に長手軸方向の圧縮力Pが作用するとき、貫通孔3の内部の幅広部6において所定の方向へ、すなわち幅広部6において線状体1が沿っていない壁側へ向かって線状体1が湾曲する。線状体1の湾曲に伴い、湾曲の山の高さh、すなわち線状体1が沿っていた壁面から線状体1までの距離が大きくなる。

## 【0030】

図5は、図1に示す設置状態で計測装置101を側面方向から見た図である。図6は、図5のV1-V1線による断面を示す断面図である。

## 【0031】

図5および図6を参照して、計測装置101は、計測装置本体2と、光源(発光部)8と、反射板9と、レンズ10と、アレイセンサ(受光部)11と、画像処理部12と、変換部13とを備える。光源8は、たとえば赤外線LEDである。レンズ10は、たとえばセルフォック(登録商標)レンズである。アレイセンサ11は、たとえば一列に配置された複数個の受光素子を含む、1次元の光学式のアレイセンサである。アレイセンサ11および光源8と、反射板9とは、貫通孔3を挟んで対向する位置に配置される。

## 【0032】

計測装置101は、貫通孔3内の線状体1の像を光量変化としてとらえることにより、線状体1の湾曲度合いを検出する。

## 【0033】

より詳細には、光源8は、反射板9に光を照射する。反射板9は、光源8から照射された光を反射して貫通孔3に照射する。

## 【0034】

なお、貫通孔3に照射される光はムラを極力小さくすることが望ましい。このため、反射板9をたとえば白色として拡散性を高くし、光源8から照射される光のムラを低減することが望ましい。また、光源8自体に均一性が高いものを使用するか、光源8に拡散板を取り付ける構成が望ましい。

## 【0035】

アレイセンサ11における複数個の受光素子14は、貫通孔3を通過した光を受光し、受光した光を電気信号に変換して画像処理部12に出力する。受光素子14が出力する電気信号は、受光素子14の受光量を表わす。アレイセンサ11における複数個の受光素子

10

20

30

40

50

は、線状体 1 の湾曲方向に順次配置されている。

【0036】

画像処理部 12 は、アレイセンサ 11 における複数個の受光素子 14 から受けた電気信号に基づいて、アレイセンサ 11 における複数個の受光素子 14 の中から複数個の受光素子 14 を選択する。そして、画像処理部 12 は、選択した複数個の受光素子 14 の受光量を用いて所定の演算を行なうことにより、線状体 1 の湾曲度合いを検出する。

【0037】

変換部 13 は、画像処理部 12 が検出した湾曲度合いを、線状体 1 に作用する圧縮力に変換する。

【0038】

[動作]

次に、計測装置 101 が線状体 1 に作用する圧縮力を検出する際の動作について説明する。

【0039】

図 7 は、図 4 において幅広部 6 を詳細に示した図である。図 8 は、アレイセンサ 11 における複数個の受光素子 14 の位置 X と出力 Y(X) との関係の一例を示す図である。

【0040】

図 7 および図 8 を参照して、図 7 において左端に位置する受光素子 14 の出力が図 8 のグラフにおいて位置番号の最も小さい左端の点に対応し、図 8 において右端に位置する受光素子 14 の出力が図 8 のグラフにおいて位置番号の最も大きい右端の点に対応する。

【0041】

反射板 9 において反射された光を線状体 1 が遮ると受光素子 14 の受光量が小さくなる。図 8 に示す例では、位置番号 j の受光素子 14 が線状体 1 に最も近いために受光量が最小となり、その出力 Y(X) が最小値  $Y_{min}$  となる。また、位置番号 j の受光素子 14 の近傍に位置する位置番号  $j - 2, j - 1, j + 1$  の受光素子 14 の出力 Y(X) が他の受光素子 14 の出力 Y(X) と比べて小さくなっている。

【0042】

画像処理部 12 は、アレイセンサ 11 における複数個の受光素子 14 の出力 Y(X) の最小値  $Y_{min}$  を検出する。そして、画像処理部 12 は、最小値  $Y_{min}$  に所定の閾値 Th を加えた値未満の電気信号を出力する複数個の受光素子 14 を選択する。ここでは、画像処理部 12 は、位置番号  $j - 2, j - 1, j, j + 1$  の受光素子 14 を選択する。そして、画像処理部 12 は、位置番号  $j - 2, j - 1, j, j + 1$  の受光素子 14 の受光量すなわち出力 Y(X) に以下の式(1)で表わされる演算を行なうことにより、位置番号 J を線状体 1 の湾曲度合いとして算出する。

【0043】

【数 1】

$$J = \frac{\sum_{x=x1}^{x2} \{x \times (Y_{min} + Th - Y(x))\}}{\sum_{x=x1}^{x2} (Y_{min} + Th - Y(x))} \quad \dots (1)$$

【0044】

図 8 に示す例では、式(1)において、 $x_1$  には  $j - 2$  が代入され、 $x_2$  には  $j + 1$  が代入される。

【0045】

図 9 は、画像処理部 12 が行なう演算の具体例を示す図である。ここでは、アレイセンサ 11 における受光素子 14 の位置番号が 0 ~ 5 であり、閾値 Th が 6 である。

【0046】

図 9 を参照して、位置番号 0 ~ 5 の受光素子 14 の出力  $Y(0) \sim Y(5)$  は、それぞ

10

20

30

40

50

れ 20 , 18 , 12 , 10 , 15 , 20 である。

【0047】

画像処理部 12 は、出力  $Y(0) \sim Y(5)$  の中から、 $Y(3) = 10$  を最小値  $Y_{min}$  として検出する。そして、画像処理部 12 は、最小値  $Y_{min}$  である 10 に閾値  $T_h$  である 6 を加えた 16 より小さい電気信号を出力する位置番号 2 ~ 4 の受光素子 14 を選択する。そうすると、式(1)において分母が 11 となり、分子が 30 となる。したがって、線状体 1 の湾曲度合いを表わす位置番号  $J$  は  $30 / 11 = 2.73$  となる。すなわち、画像処理部 12 は、選択した複数個の受光素子 14 の受光量を用いて式(1)の演算を行なうことにより、アレイセンサ 11 の分解能を超える位置番号、すなわち線状体 1 の湾曲度合いを検出することができる。

10

【0048】

変換部 13 は、線状体 1 に作用する長手軸方向の圧縮力  $P$  と位置番号  $J$  すなわち線状体 1 の湾曲度合いとの相関関係を予め計測した結果を記憶する。変換部 13 は、記憶している相関関係に基づいて、画像処理部 12 から受けた位置番号を圧縮力  $P$  に変換する。

【0049】

ところで、特許文献 1 記載のカテーテルでは、医療器具等の構成および操作が複雑であるという問題点があった。

【0050】

しかしながら、本発明の第 1 の実施の形態に係る計測装置では、線状体 1 に圧縮力が作用するとき、貫通孔 3 の内部において線状体 1 が所定の方向へ湾曲する。そして、画像処理部 12 は、アレイセンサ 11 における複数個の受光素子 14 の受光量に基づいて、アレイセンサ 11 における複数個の受光素子 14 の中から複数個の受光素子 14 を選択する。そして、画像処理部 12 は、選択した複数個の受光素子 14 の受光量を用いて所定の演算を行なうことにより、線状体 1 の湾曲度合いを検出する。そして、変換部 13 は、画像処理部 12 が検出した湾曲度合いを、線状体 1 に作用する圧縮力に変換する。このような構成により、術者の力覚に相当する、術者の手元付近におけるガイドワイヤの軸方向の圧縮荷重  $P$  を検出することが可能となる。また、ガイドワイヤの先端に圧力センサを取り付ける必要がないため、手術の種類ごとにセンサ付きガイドワイヤ等を用意する必要がない。したがって、本発明の第 1 の実施の形態に係る計測装置では、医療器具等を簡易な構成で実現し、かつ操作の複雑化を防ぐことができる。

20

【0051】

また、前述のようにガイドワイヤ先端に取り付けた圧力センサの出力と術者の挿入時の力覚とが必ずしも一致しないために、術者のガイドワイヤに対する力覚は実際にガイドワイヤを挿入している術者しか知ることができない。したがって、特許文献 1 記載のカテーテルでは、経験の少ない術者へ定量的な手技の伝授ができないという問題点がある。しかしながら、本発明の第 1 の実施の形態に係る計測装置では、線状体 1 に作用する圧縮力  $P$  を計測することにより、熟練術者の操作を定量化することができ、経験の少ない術者の手技を早期に向上させることができる。

30

【0052】

アレイセンサ 11 は、図 2 等に示すように細長い形状である。図 1 に示すように計測装置 101 のアレイセンサ 11 側の面が床に設置される場合、計測装置 101 を安定して設置するためにはアレイセンサ 11 を筐体に収納し、筐体の幅をアレイセンサ 11 の幅よりも大きくする必要がある。ここで、本発明の第 1 の実施の形態に係る計測装置は、反射板 9 を備え、アレイセンサ 11 および光源 8 と、反射板 9 とは、貫通孔 3 を挟んで対向する位置に配置される構成である。このような構成により、アレイセンサ 11 を含む筐体に光源 8 を収納し、アレイセンサ 11 と光源 8 とを床面に対して平行に配置することで、収納効率を高め、計測装置 101 の高さ方向のサイズを小さくすることができる。

40

【0053】

なお、計測装置 101 は、反射板 9 を備えない構成とすることも可能である。この場合、光源 8 は、貫通孔 3 における幅広部 6 に光を直接照射する。

50

## 【0054】

また、本発明の第1の実施の形態に係る計測装置では、画像処理部12は、複数個の受光素子14の受光量に式(1)で表わされる演算を行なうことにより、位置番号Jを線状体1の湾曲度合いとして算出する構成であるとしたが、これに限定するものではない。画像処理部12は、受光量の最も小さい受光素子の位置番号をjとすると、位置番号j±の受光素子、および位置番号jの受光素子の受光量に以下の式(2)で表わされる演算を行なうことにより、位置番号Jを線状体1の湾曲度合いとして算出する構成とすることができます。ここで、Y<sub>max</sub>はアレイセンサ11における複数個の受光素子14の出力Y(X)の最大値である。

## 【0055】

10

## 【数2】

$$J = \frac{\sum_{x=j-\alpha}^{j+\alpha} \{x \times (Y_{\max} - Y(x))\}}{\sum_{x=j-\alpha}^{j+\alpha} (Y_{\max} - Y(x))} \quad \dots (2)$$

## 【0056】

次に、本発明の他の実施の形態について図面を用いて説明する。なお、図中同一または相当部分には同一符号を付してその説明は繰り返さない。

20

## 【0057】

## &lt;第2の実施の形態&gt;

本実施の形態は、第1の実施の形態に係る計測装置に対して受光量をフィードバックする構成を追加した計測装置に関する。以下で説明する内容以外は第1の実施の形態に係る計測装置と同様である。

## 【0058】

図10は、本発明の第2の実施の形態に係る計測装置の構成を示す図である。

図10を参照して、計測装置102は、計測装置101に対して、さらに制御部15を備える。

## 【0059】

30

制御部15は、アレイセンサ11における複数個の受光素子14から受けた電気信号の平均値Y<sub>ave</sub>を算出し、平均値Y<sub>ave</sub>が所定値となるように、光源8が照射する光の光量およびアレイセンサ11の感度のうちの少なくともいずれか一方を調整する。なお、制御部15は、アレイセンサ11における複数個の受光素子14の中から特定の受光素子14を選択し、選択した受光素子14の受光量に基づいて上記調整を行なってもよいし、アレイセンサ11における複数個の受光素子14から受けた電気信号の最大値または中央値が所定値となるように上記調整を行なってもよい。

## 【0060】

光源8は、制御部15の制御に基づいて、反射板9に照射する光の量を変更する。アレイセンサ11は、制御部15の制御に基づいて、受光感度を変更する。たとえば、アレイセンサ11は、受光素子14の出力を增幅し、かつ制御部15から受けた制御信号に基づいて増幅率を変更する増幅器を含む。

40

## 【0061】

図11は、計測装置102が光源8の発光量を調整する際の動作手順を定めたフローチャートである。ここで、Y<sub>tp</sub>はY<sub>ave</sub>の取るべき範囲の上限であり、Y<sub>tm</sub>はY<sub>ave</sub>の取るべき範囲の下限である。

## 【0062】

制御部15は、アレイセンサ11における複数個の受光素子14から受けた電気信号の平均値Y<sub>ave</sub>を算出する(S1およびS2)。

## 【0063】

50

制御部 15 は、平均値  $Y_{ave}$  が  $Y_{tm}$  未満である場合 (S3 で YES) であって光源 8 の発光量を増加させることができるべき (S4 で YES) には、光源 8 に制御信号を出力して光源 8 の発光量を増加させる (S5)。

#### 【0064】

一方、制御部 15 は、平均値  $Y_{ave}$  が  $Y_{tm}$  以上であり (S3 で NO)、かつ  $Y_{tp}$  より大きい場合 (S6 で YES) であって光源 8 の発光量を減少させることができるべき (S7 で YES) には、光源 8 に制御信号を出力して光源 8 の発光量を減少させる (S8)。

#### 【0065】

制御部 15 は、平均値  $Y_{ave}$  が  $Y_{tm}$  以上であり (S3 で NO)、かつ  $Y_{tp}$  以下である場合 (S6 で NO) には、光量調整が正常終了したと判断する (S9)。 10

#### 【0066】

また、制御部 15 は、平均値  $Y_{ave}$  が  $Y_{tm}$  未満である場合 (S3 で YES) であって光源 8 の発光量を増加させることができないとき (S4 で NO)、あるいは、平均値  $Y_{ave}$  が  $Y_{tp}$  より大きい場合 (S6 で YES) であって光源 8 の発光量を減少させることができないとき (S7 で NO) には、光量調整が異常終了したと判断する (S10)。 20

#### 【0067】

図 12 は、計測装置 102 の動作手順を定めたフローチャートである。

制御部 15 は、図 11 のフローチャートに示す光量調整を行なう (S11)。

#### 【0068】

画像処理部 12 は、光量調整が正常終了した場合には (S12 で YES)、線状体 1 の有無判定を行なう (S13)。より詳細には、画像処理部 12 は、アレイセンサ 11 における複数個の受光素子 14 の出力  $Y(X)$  の最小値  $Y_{min}$  を検出する。画像処理部 12 は、最小値  $Y_{min}$  および平均値  $Y_{ave}$  の差が所定値以上である場合には貫通孔 3 に線状体 1 が挿入されていると判断し、最小値  $Y_{min}$  および平均値  $Y_{ave}$  の差が所定値未満である場合には貫通孔 3 に線状体 1 が挿入されていないと判断する。 30

#### 【0069】

画像処理部 12 は、貫通孔 3 に線状体 1 が挿入されていると判断した場合には (S14 で YES)、第 1 の実施の形態に係る計測装置と同様の方法で、位置番号  $J$  を線状体 1 の湾曲度合いとして算出する (S15)。 30

#### 【0070】

変換部 13 は、画像処理部 12 から受けた位置番号  $J$  を圧縮力  $P$  に変換する (S16)。そして、変換部 13 は、図示しない表示部に圧縮力  $P$  を表わす電気信号を出力することにより、表示部に圧縮力  $P$  を表示する (S17)。

#### 【0071】

一方、画像処理部 12 は、光量調整が異常終了した場合には (S12 で NO)、光量調整不能の旨を表示部に表示する (S18)。

#### 【0072】

また、画像処理部 12 は、貫通孔 3 に線状体 1 が挿入されていないと判断した場合には (S14 で NO)、計測装置 102 に線状体 1 が挿入されていない旨を表示部に表示する (S19)。 40

#### 【0073】

したがって、本発明の第 2 の実施の形態に係る計測装置では、光源 8 の発光量およびアレイセンサ 11 の感度を最適化することで、アレイセンサ 11 が極細の線状体の像を正確に認識することができ、線状体に作用する圧縮力の検出性能を高めることができる。

#### 【0074】

次に、本発明の他の実施の形態について図面を用いて説明する。なお、図中同一または相当部分には同一符号を付してその説明は繰り返さない。

#### 【0075】

<第 3 の実施の形態>

本実施の形態は、第1の実施の形態に係る計測装置に対して本体にマーカを取り付けた計測装置に関する。以下で説明する内容以外は第1の実施の形態に係る計測装置と同様である。

#### 【0076】

図13は、本発明の第3の実施の形態に係る計測装置の構成を示す図である。

図13を参照して、計測装置103は、計測装置101に対して、さらにマーカ16を備える。

#### 【0077】

マーカ16は、計測装置本体2の、反射板9において反射されて受光素子14に照射される光を遮る位置に取り付けられる。

10

#### 【0078】

画像処理部12は、第1の実施の形態に係る計測装置と同様に、アレイセンサ11における複数個の受光素子14から受けた電気信号に基づいて、アレイセンサ11における複数個の受光素子14の中から複数個の受光素子14を選択する。そして、画像処理部12は、選択した複数個の受光素子14の受光量を用いて所定の演算を行なう。また、画像処理部12は、アレイセンサ11における複数個の受光素子14から受けた電気信号に基づいてマーカ16の像を認識する。そして、画像処理部12は、演算結果および認識したマーカ16の像に基づいて線状体1の湾曲度合いを検出する。

#### 【0079】

なお、画像処理部12は、第1の実施の形態に係る計測装置と同様に式(1)を用いる構成に限定されるものではなく、単にアレイセンサ11における複数個の受光素子14から受けた電気信号に基づいて線状体1およびマーカ16の像を認識し、認識した線状体1の像およびマーカ16の像に基づいて線状体1の湾曲度合いを検出する構成であってよい。

20

#### 【0080】

図14は、アレイセンサ11における複数個の受光素子14の位置Xと出力Y(X)との関係の一例を示す図である。ここでは、位置番号b1~e1の範囲Aが線状体1の湾曲する領域に対応し、位置番号b2~e2の範囲Bがマーカ16の取り付け領域に対応する。

30

#### 【0081】

範囲Aでは、反射板9において反射された光を線状体1が遮ると受光素子14の受光量が小さくなる。図14に示す例では、位置番号jの受光素子14が線状体1に最も近いために受光量が最小となり、その出力Y(X)が最小値Y<sub>1 min</sub>となる。また、位置番号jの受光素子14の近傍に位置する位置番号j-2, j-1, j+1の受光素子14の出力Y(X)が他の受光素子14の出力Y(X)と比べて小さくなっている。

#### 【0082】

範囲Bでは、反射板9において反射された光をマーカ16が遮ると受光素子14の受光量が小さくなる。図14に示す例では、位置番号kの受光素子14がマーカ16に最も近いために受光量が最小となり、その出力Y(X)が最小値Y<sub>2 min</sub>となる。また、位置番号kの受光素子14の近傍に位置する位置番号k-1, k+1, k+2の受光素子14の出力Y(X)が他の受光素子14の出力Y(X)と比べて小さくなっている。

40

#### 【0083】

画像処理部12は、範囲AおよびBにおいて、アレイセンサ11における複数個の受光素子14の出力Y(X)の最小値Y<sub>1 min</sub>およびY<sub>2 min</sub>をそれぞれ検出する。そして、画像処理部12は、最小値Y<sub>1 min</sub>に所定の閾値Th1を加えた値未満の電気信号を出力する複数個の受光素子14、および最小値Y<sub>2 min</sub>に所定の閾値Th2を加えた値未満の電気信号を出力する複数個の受光素子14をそれぞれ選択する。ここでは、画像処理部12は、位置番号j-2, j-1, j, j+1の受光素子14、および位置番号k-1, k, k+1, k+2の受光素子14をそれぞれ選択する。そして、画像処理部12は、選択した受光素子14の受光量すなわち出力Y(X)に以下の式で表わされる演算を

50

行なうことにより、位置番号 J および K を算出し、位置番号 J を位置番号 K および定数 const を用いて補正した結果である位置番号 G を線状体 1 の湾曲度合いとして算出する。

#### 【 0 0 8 4 】

#### 【 数 3 】

$$J = \frac{\sum_{x=b1}^{e1} \{x \times (Y1\min + Th1 - Y(x))\}}{\sum_{x=b1}^{e1} (Y1\min + Th1 - Y(x))}$$

$$K = \frac{\sum_{x=b2}^{e2} \{x \times (Y2\min + Th2 - Y(x))\}}{\sum_{x=b2}^{e2} (Y2\min + Th2 - Y(x))} \quad \dots (3)$$

$$G = J - K + const$$

#### 【 0 0 8 5 】

ここで、アレイセンサ 1 1 およびセンサ本体 2 を組み付ける場合、アレイセンサ 1 1 およびセンサ本体 2 の組み付け位置に製品間でばらつきが生じる。組みつけ位置のばらつきが生じると、画像処理部 1 2 の算出する位置番号 J にばらつきが生じ、製品間で検出性能のばらつきが生じてしまう。そして、アレイセンサ 1 1 およびセンサ本体 2 は、いくつかの部品を介して組み付けられるため、精度よく組み付けるのは困難である。このような問題点を解決するため、圧縮力 P がゼロの場合における位置番号 J が製品ごとに同じになるように、変換部 1 3 の、圧縮力 P と位置番号 J との相関関係を製品ごとに調整するか、あるいは画像処理部 1 2 の受光量計算においてオフセットを設け、製品ごとにオフセット値を調整することが考えられるが、計測装置の生産時間および生産コストが増大してしまう。

#### 【 0 0 8 6 】

しかしながら、本発明の第 3 の実施の形態に係る計測装置では、マーカ 1 6 をセンサ本体 2 に取り付ける。マーカ 1 6 および貫通孔 3 は、一体的に加工すること、あるいは同時に成型することが可能であるため、マーカ 1 6 および貫通孔 3 の位置関係の精度は非常に高くなる。そして、画像処理部 1 2 は、マーカ 1 6 の像を基準として線状体 1 の湾曲度合いを検出するため、製品間で湾曲度合いの検出結果にばらつきが生じることを防ぐことができる。すなわち、所定の圧縮力が線状体 1 に作用している場合における、画像処理部 1 2 の算出する位置番号 J の製品間のばらつきを防ぐことができ、製品間の検出性能のばらつきを防ぐことができる。そして、上記のような相関関係の調整およびオフセット値の調整が不要となり、計測装置の生産時間および生産コストの増大を防ぐことができる。

#### 【 0 0 8 7 】

なお、位置番号 K の算出方法は式(3)によるものに限定されるものではなく、たとえば範囲 B における、アレイセンサ 1 1 における複数個の受光素子 1 4 のうち、電気信号が最小となる受光素子の位置番号をそのまま位置番号 K とする構成であってもよい。

#### 【 0 0 8 8 】

次に、本発明の他の実施の形態について図面を用いて説明する。なお、図中同一または相当部分には同一符号を付してその説明は繰り返さない。

#### 【 0 0 8 9 】

##### < 第 4 の実施の形態 >

本実施の形態は、第 1 の実施の形態に係る計測装置に対してアレイセンサの構成を変更した計測装置に関する。以下で説明する内容以外は第 1 の実施の形態に係る計測装置と同様である。

#### 【 0 0 9 0 】

図15は、本発明の第4の実施の形態に係る計測装置の構成を示す図である。

図15を参照して、計測装置104は、計測装置101に対して、アレイセンサ11の代わりにアレイセンサ(受光部)21および22と、セルフォック(登録商標)レンズ10の代わりにセルフォック(登録商標)レンズ23および24とを備える。

#### 【0091】

アレイセンサ21および22は、たとえば一列に配置された複数個の受光素子を含む、1次元の光学式のアレイセンサである。

#### 【0092】

画像処理部12は、第1の実施の形態に係る計測装置と同様に、アレイセンサ21および22における複数個の受光素子14から受けた電気信号に基づいて線状体1の湾曲度合いを検出する。

#### 【0093】

このような構成により、線状体1の湾曲度合いの検出精度を高めることができる。

図16は、本発明の第4の実施の形態に係る計測装置の変形例の構成を示す図である。

#### 【0094】

図16を参照して、計測装置105は、計測装置101に対して、アレイセンサ11の代わりにアレイセンサ(受光部)31と、レンズ10の代わりにレンズ32とを備える。

#### 【0095】

アレイセンサ31は、たとえば行列状に配置された複数個の受光素子を含む、2次元の光学式のアレイセンサである。レンズ32は、たとえばセルフォック(登録商標)レンズである。

#### 【0096】

画像処理部12は、アレイセンサ31における複数個の受光素子14から受けた電気信号に基づいて線状体1の像を認識し、画像処理を用いた特徴抽出およびパターンマッチング等を行なうことにより、線状体1の湾曲度合いを検出する。

#### 【0097】

図17は、本発明の第4の実施の形態に係る計測装置が線状体1の湾曲度合いを算出する方法を示す図である。Cは、画像処理部12の認識した線状体1の像である。

#### 【0098】

図17を参照して、画像処理部12は、像Cの湾曲部の頂点から横軸方向に距離X離れた部分における像Cと、湾曲部の頂点との縦軸方向の差Yを検出することにより、線状体1の湾曲度合いを検出する。

#### 【0099】

このような構成により、アレイセンサ11およびセンサ本体2の組み付け位置に製品間ではらつきが生じても、画像処理部12の算出する位置番号Jに製品間ではらつきが生じることを防ぐことができる。なお、図15に示す計測装置104でも、複数個のアレイセンサを使用することから、図16に示す計測装置105と同様に、画像処理部12の算出する位置番号Jにはらつきが生じることを防ぐことができる。

#### 【0100】

したがって、本発明の第4の実施の形態に係る計測装置では、本発明の第3の実施の形態に係る計測装置のようにマーカ16を備える必要がなく、構成の簡易化および画像処理部12の処理の簡易化を図ることができる。

#### 【0101】

次に、本発明の他の実施の形態について図面を用いて説明する。なお、図中同一または相当部分には同一符号を付してその説明は繰り返さない。

#### 【0102】

##### <第5の実施の形態>

本実施の形態は、第1の実施の形態に係る計測装置に対して反射板の構成を変更した計測装置に関する。以下で説明する内容以外は第1の実施の形態に係る計測装置と同様である。

**【0103】**

図18は、本発明の第5の実施の形態に係る計測装置の構成を示す図である。

図18を参照して、計測装置106は、計測装置101に対して、反射板9の代わりに反射板41と、固定具42とを備える。アレイセンサ11および光源8と、反射板41とは、貫通孔3を挟んで対向する位置に配置される。

**【0104】**

反射板41は、可動式である。より詳細には、反射板41は、線状体1の貫通方向と略垂直な方向から貫通孔3を視認できる位置に移動可能である。ユーザは、線状体1に作用する圧縮力Pを計測する場合、反射板41を固定具42の位置に固定する。このような構成により、ユーザは、線状体1を観察しながら貫通孔3に挿入することが可能となり、操作性を向上させることができる。10

**【0105】**

なお、反射板41を可動式とするのではなく、たとえば図16に示す光源8を可動式とする構成であっても同様の効果を奏することができる。

**【0106】**

ただし、反射板41を可動式とする構成は、電気配線の必要な光源8を可動式にする構成と比べて、計測装置の構成の簡易化を図り、かつ光のムラの発生を防ぐことができる望ましい構成である。

**【0107】**

次に、本発明の他の実施の形態について図面を用いて説明する。なお、図中同一または相当部分には同一符号を付してその説明は繰り返さない。20

**【0108】**

## &lt;第6の実施の形態&gt;

次に、本発明の計測装置を実用化する例として、体内の管の中へ挿入される線状の医療器具である線状体に作用する長手軸方向の圧縮力を計測する計測装置が、他の医療機器に組み込まれて使用される例を示す。

**【0109】**

図19は、本発明の第6の実施の形態に係るYコネクタの構成を示す図である。

図19を参照して、Yコネクタ(医療装置)200は、計測装置101と、入力ポート45および46と、出力ポート47とを備える。30

**【0110】**

計測装置101は、Yコネクタ200の内部の、入力ポート45と出力ポート47とを連通する通路に組み込まれている。線状体1は、たとえば、血管および尿管等の体内の管に挿入されるガイドワイヤおよびカテーテル、ならびに動脈瘤を塞栓するための塞栓用コイルが先端に付いたワイヤ等、線状の医療器具である。線状体1は、入力ポート45側からの操作によって体内の目的部位まで誘導される。

**【0111】**

線状体1に作用する長手軸方向の圧縮力の増加を計測することにより、圧縮力の反力すなわち線状体1が体内の管に作用する荷重を計測することができる。すなわち、医療器具の先端が管の内壁に接触することを検知することができ、体内の管に過大な荷重が作用することを防ぐことができる。40

**【0112】**

また、計測装置101がYコネクタ200に組み込まれているため、Yコネクタ200の入力ポート45から線状体1を操作し、入力ポート46から薬剤を注入することができる。たとえば、カテーテルとガイドワイヤとの摩擦を低減するための生理食塩水を入力ポート46から注入することができる。また、血管の中に挿入したカテーテルを人体外部から目的部位まで誘導した後に、入力ポート46から血管造影剤を注入して、血管造影剤を体内の目的部位に注入することができる。

**【0113】**

次に、本発明の他の実施の形態について図面を用いて説明する。なお、図中同一または

相当部分には同一符号を付してその説明は繰り返さない。

【0114】

<第7の実施の形態>

図20は、本発明の第7の実施の形態に係る訓練装置の構成を示す図である。

【0115】

図20を参照して、訓練装置300は、計測装置101と、ガイドワイヤ(線状体)51と、カテーテル52と、シミュレータ54と、ケーブル56と、提示部57とを備える。

【0116】

カテーテル52は、計測装置101に接続され、計測装置101を通過したガイドワイヤ51が挿入される。

【0117】

ガイドワイヤ51を把持する術者53がガイドワイヤ51をシミュレータ54の内部へ進めるためにガイドワイヤ51に圧縮力をかけると、その圧縮力が提示部57によって表示される。

【0118】

シミュレータ54は、人体を模擬するものであり、人体の管の透視画像と同等のものを表示する。医療装置の訓練を行なっている術者53はシミュレータ54の表示画像を見ながらガイドワイヤ51を操作する。シミュレータ54は、挿入されたガイドワイヤ51に対する挿入抵抗を変化させる。操作時の抵抗力すなわち、計測装置101で計測されるガイドワイヤ51に作用する圧縮力は、提示部57に表示されるとともに、ケーブル56を介してシミュレータ54にも伝達される。シミュレータ54は、伝達された圧縮荷重に基づいてガイドワイヤ51の挿入抵抗を変更する。

【0119】

なお、図20では計測装置101およびシミュレータ54が分離されているが、計測装置101およびシミュレータ54が一体化される構成であってもよい。また、提示部57の代わりにシミュレータ54の表示する模擬透視画像にガイドワイヤ51に作用する圧縮力を追加表示する構成であってもよい。

【0120】

このような構成により、熟練術者の操作を定量化することができ、経験の少ない術者の手技を早期に向上させることができる。また、手術中の記録として、透視画像とともに、術者の操作を記録することができる。

【0121】

今回開示された実施の形態はすべての点で例示であって制限的なものではないと考えられるべきである。本発明の範囲は上記した説明ではなくて特許請求の範囲によって示され、特許請求の範囲と均等の意味および範囲内でのすべての変更が含まれることが意図される。

【図面の簡単な説明】

【0122】

【図1】本発明の第1の実施の形態に係る計測装置の本体の構成を示す外観図である。

【図2】図1のI—I-I—I線による断面を示す断面図である。

【図3】図1のII—II-II—I—I線による断面を示す断面図である。

【図4】図2の断面図において、線状体1に圧縮力が作用し、計測装置本体2の内部において線状体1が湾曲している状態を示す図である。

【図5】図1に示す設置状態で計測装置101を側面方向から見た図である。

【図6】図5のVI-VI線による断面を示す断面図である。

【図7】図4において幅広部6を詳細に示した図である。

【図8】アレイセンサ11における複数個の受光素子14の位置Xと出力Y(X)との関係の一例を示す図である。

【図9】画像処理部12が行なう演算の具体例を示す図である。

10

20

30

40

50

【図10】本発明の第2の実施の形態に係る計測装置の構成を示す図である。

【図11】計測装置102が光源8の発光量を調整する際の動作手順を定めたフローチャートである。

【図12】計測装置102の動作手順を定めたフローチャートである。

【図13】本発明の第3の実施の形態に係る計測装置の構成を示す図である。

【図14】アレイセンサ11における複数個の受光素子14の位置Xと出力Y(X)との関係の一例を示す図である。

【図15】本発明の第4の実施の形態に係る計測装置の構成を示す図である。

【図16】本発明の第4の実施の形態に係る計測装置の変形例の構成を示す図である。

【図17】本発明の第4の実施の形態に係る計測装置が線状体1の湾曲度合いを算出する方法を示す図である。 10

【図18】本発明の第5の実施の形態に係る計測装置の構成を示す図である。

【図19】本発明の第6の実施の形態に係るYコネクタの構成を示す図である。

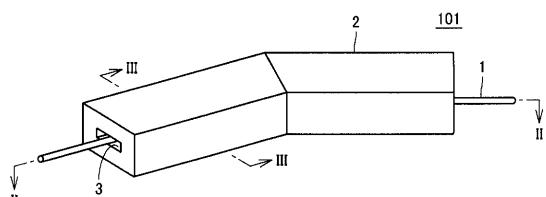
【図20】本発明の第7の実施の形態に係る訓練装置の構成を示す図である。

#### 【符号の説明】

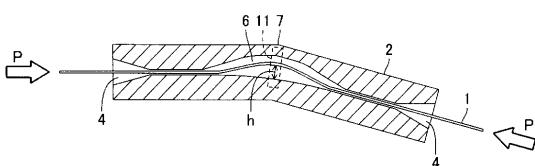
##### 【0123】

1 線状体、2 計測装置本体、3 貫通孔、4 入出力ポート、5 拘束部、6 幅広部、8 光源(発光部)、9, 41 反射板、10, 32 レンズ、11, 21, 22, 31 アレイセンサ(受光部)、12 画像処理部、13 変換部、14 受光素子、15 制御部、16 マーカ、23, 24 セルフォック(登録商標)レンズ、42 固定具、45, 46 入力ポート、47 出力ポート、51 ガイドワイヤ(線状体)、52 カテーテル、54 シミュレータ、56 ケーブル、57 提示部、101~106 計測装置、200 Yコネクタ(医療装置)、300 訓練装置。

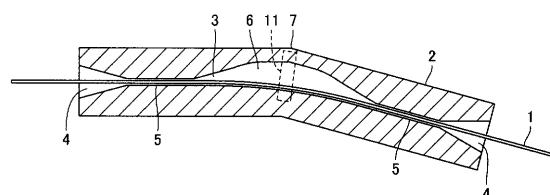
【図1】



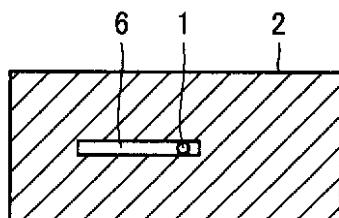
【図4】



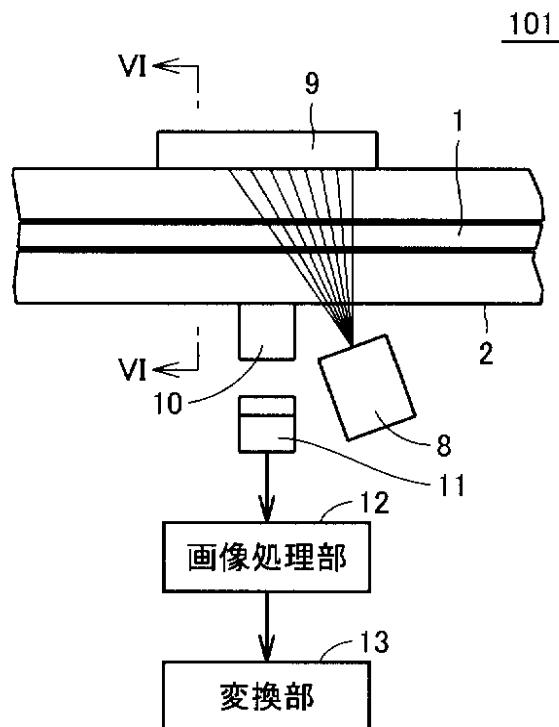
【図2】



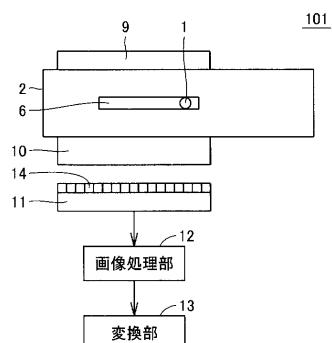
【図3】



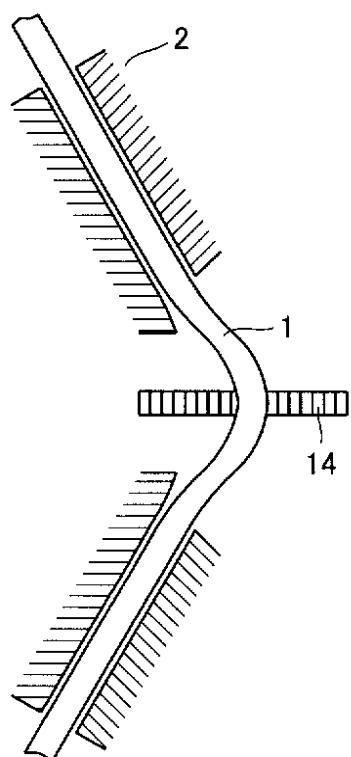
【図5】



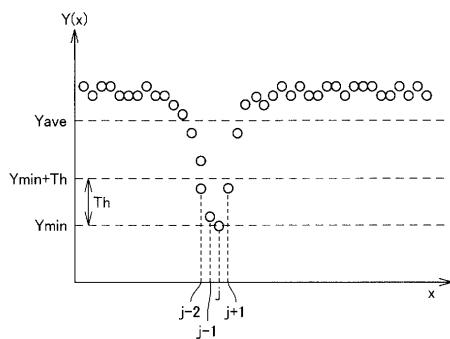
【図6】



【図7】



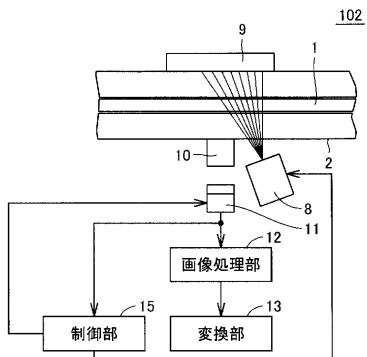
【図8】



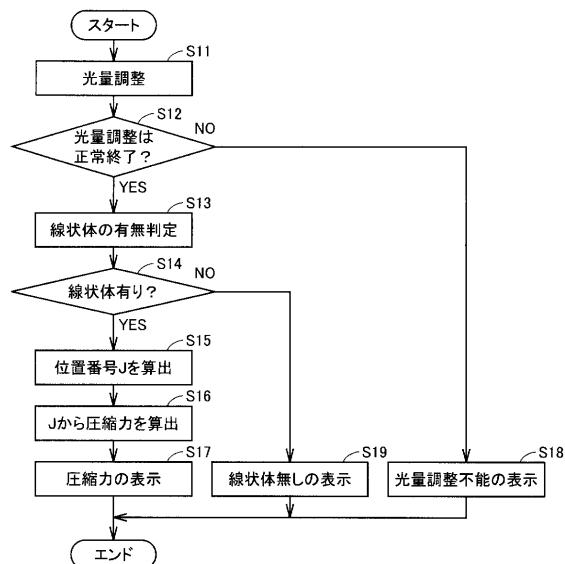
【図9】

$x$	$Y(x)$	$Y_{min+Th}-Y(x)$	$x \times (Y_{min+Th}-Y(x))$
0	20	-	-
1	18	-	-
2	12	$10+6-12=4$	$2 \times 4=8$
3	10	$10+6-10=6$	$3 \times 6=18$
4	15	$10+6-15=1$	$4 \times 1=4$
5	20	-	-
合計		11	30

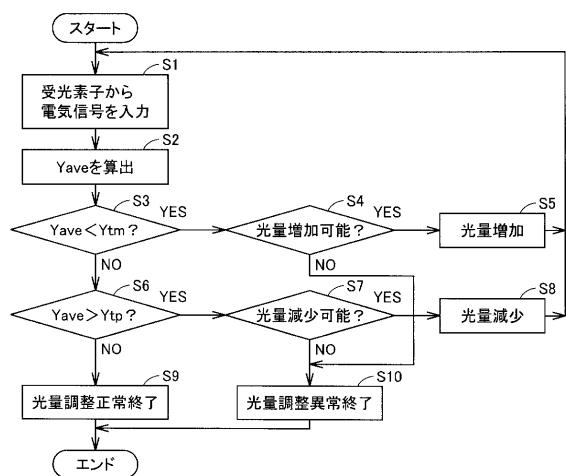
【図 1 0】



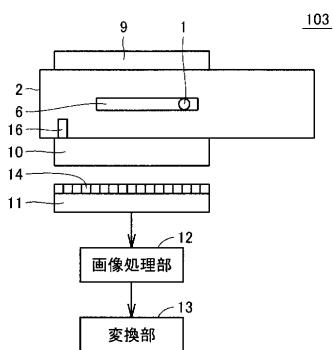
【図 1 2】



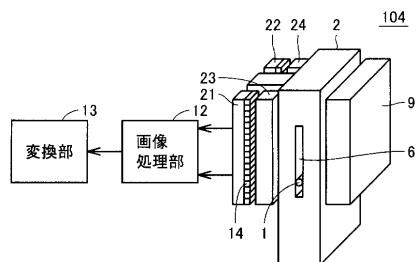
【図 1 1】



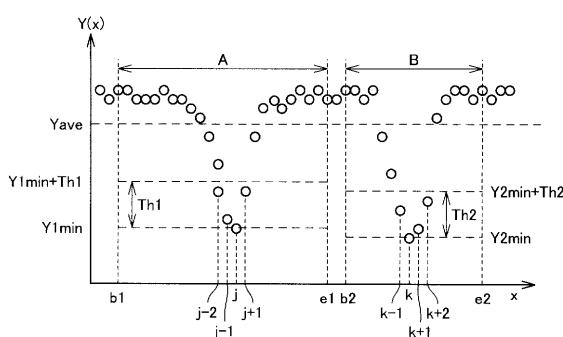
【図 1 3】



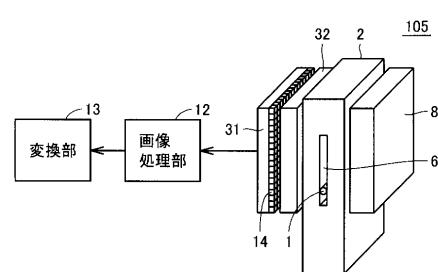
【図 1 5】



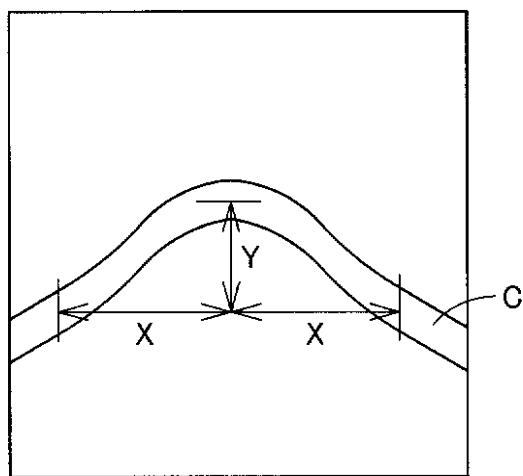
【図 1 4】



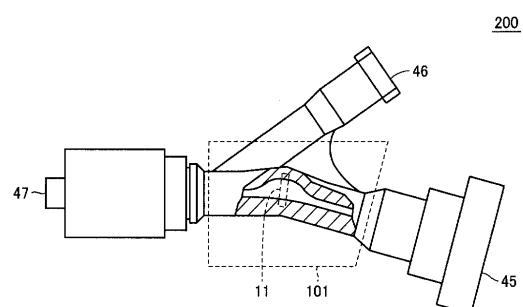
【図 1 6】



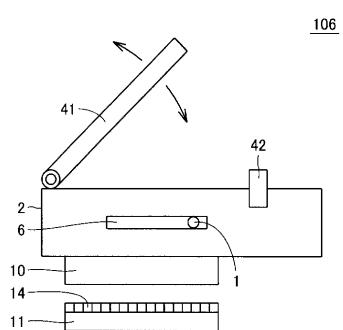
【図17】



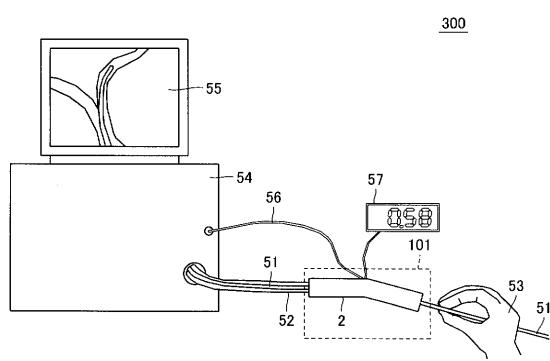
【図19】



【図18】



【図20】



---

フロントページの続き

(74)代理人 100098316  
弁理士 野田 久登

(74)代理人 100109162  
弁理士 酒井 將行

(72)発明者 藤本 英雄  
愛知県名古屋市昭和区御器所町（番地なし） 国立大学法人名古屋工業大学内

(72)発明者 佐野 明人  
愛知県名古屋市昭和区御器所町（番地なし） 国立大学法人名古屋工業大学内

(72)発明者 永野 佳孝  
静岡県磐田市東貝塚1578番地 NTT株式会社内

F ターム(参考) 2F051 AA17 AB03 BA00