

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2011年4月21日(21.04.2011)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2011/046028 A1

- (51) 国際特許分類:
A61M 25/01 (2006.01) G01L 5/04 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2010/067242
- (22) 国際出願日: 2010年10月1日(01.10.2010)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2009-236869 2009年10月14日(14.10.2009) JP
- (71) 出願人(米国を除く全ての指定国について): 国立大学法人 名古屋工業大学(NATIONAL UNIVERSITY CORPORATION NAGOYA INSTITUTE OF TECHNOLOGY) [JP/JP]; 〒4660061 愛知県名古屋市長区昭和区御器所町字木市2-9番 Aichi (JP). 国立大学法人名古屋大学(NATIONAL UNIVERSITY CORPORATION NAGOYA UNIVERSITY) [JP/JP]; 〒4648601 愛知県名古屋市長区千種区不老町1番 Aichi (JP). NTN株式会社(NTN CORPORATION) [JP/JP]; 〒5500003 大阪府大阪市西区京町堀1丁目3番17号 Osaka (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人(米国についてのみ): 藤本 英雄 (FUJIMOTO, Hideo) [JP/JP]; 〒4660061 愛知県名古屋市長区昭和区御器所町字木市2-9番 国立大学法人 名古屋工業大学内 Aichi (JP). 宮地 茂 (MIYACHI, Shigeru) [JP/JP]; 〒4648601 愛知県名古屋市長区千種区不老町1番 国立大学法人名古屋大学内 Aichi (JP). 永野 佳孝(NAGANO, Yoshitaka) [JP/JP]; 〒4388510 静岡県磐田市東貝塚1-5-7 8番地 NTN株式会社内 Shizuoka (JP). 尾崎 孝美(OZAKI, Takayoshi) [JP/JP]; 〒4388510 静岡県磐田市東貝塚1-5-7-8番地 NTN株式会社内 Shizuoka (JP).
- (74) 代理人: 特許業務法人深見特許事務所(Fukami Patent Office, p.c.); 〒5300005 大阪府大阪市北区中之島二丁目2番7号 中之島セントラルタワー Osaka (JP).

[続葉有]

(54) Title: INSERTION DEVICE, TRAINING DEVICE, AND RECORDING SYSTEM

(54) 発明の名称: 挿入装置、訓練装置および記録システム

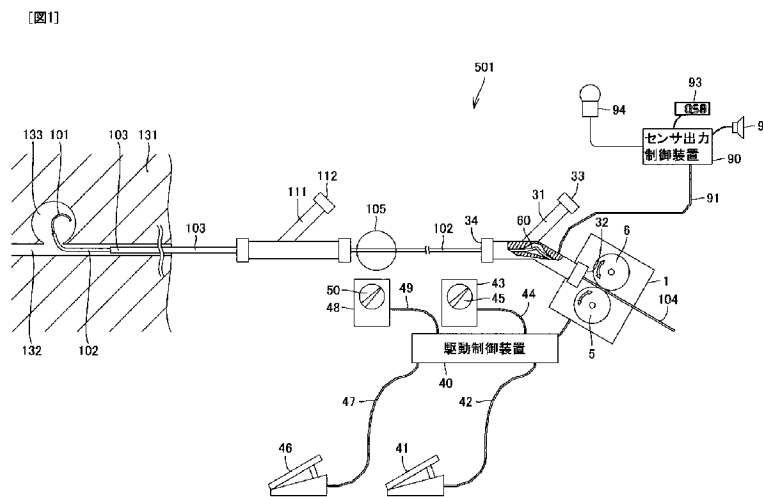


FIG. 1:
90 SENSOR-OUTPUT CONTROL DEVICE
40 DRIVE CONTROL DEVICE

(57) Abstract: An insertion device is a device for inserting a medical linear body (104) into a tube in the interior of the body. The insertion device is provided with: a drive device (1) for moving the medical linear body (104) in the longitudinal axis direction; a measurement device (60) for measuring a compressive force or a tensile force acting in the longitudinal axis direction on the medical linear body (104); and informing devices (92-94) for informing the operator of the compressive force or the tensile force measured by the measurement device (60).

(57) 要約: この挿入装置は、医療用線状体(104)を体内の管へ挿入する挿入装置であって、医療用線状体(104)を長手軸方向へ移動させる駆動装置(1)と、医療用線状体(104)に作用する長手軸方向の圧縮力および引張力を計測する計測装置(60)と、計測装置(60)によって計測された圧縮力および引張力を術者に通報する通報装置(92~94)とを備える。



WO 2011/046028 A1



(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW,

MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

- 国際調査報告 (条約第 21 条(3))
- 補正された請求の範囲 (条約第 19 条(1))

明 細 書

発明の名称：挿入装置、訓練装置および記録システム

技術分野

[0001] この発明は、挿入装置、訓練装置および記録システムに関し、特に、医療用線状体を体内の管へ挿入する挿入装置、訓練装置および記録システムに関する。

背景技術

[0002] 可撓性を有する線状体は、体内の管の中へ挿入される線状の医療器具として実用化されている。たとえば、血管、尿管、気管支、消化管あるいはリンパ管などの体内にある管に挿入されるガイドワイヤやカテーテル、また、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などが知られている。これらの線状体を体内の管の中へ挿入し、体外からの操作によって目的部位まで誘導する。

[0003] 線状体が挿入される管は必ずしも直線状ではなく、部分的に屈曲および分岐をしている場合が多い。また、管の径は必ずしも一定ではなく、管自体が細くなっていたり、血管内に生じる血栓などの管内部にある障害物によって管の径が細くなっていたりする場合がある。しかし、従来の線状体では、線状体の進行方向前方の状況を検知する手段がなく、線状体の操作を操作者の勘に頼らざるを得ず、体外からの誘導操作には熟練が必要であった。そこで、線状体の進行方向前方における障害物の存在を検知する装置として、線状体の先端に圧力センサを設ける装置が開示されている（たとえば特許文献1（特開平10-263089号公報）参照）。

[0004] しかしながら、線状体の先端に圧力センサを設ける装置は、特に極細の線状体については実現性に困難を伴う。たとえば脳血管に挿入するガイドワイヤの場合、その直径は0.35mm程度であり、このような極細の線状体の先端に小型の圧力センサを設けることは困難である。また、圧力センサの信号を外部に取り出すために、線状体の中に配線を挿通するのは、さらなる困

難を要する。

- [0005] また、線状体が挿入される管が屈曲している場合、および管の径が細くなっている場合には、線状体の挿入抵抗は、管との摩擦の影響を受ける。よって、線状体の先端に設ける圧力センサの出力と、操作者の挿入時の力覚とが必ずしも一致しない場合がある。したがって、線状体の先端に圧力センサを設ける装置を用いる場合においても、操作者が外部において指先で把持した線状体の挿入抵抗の力覚情報に基づいて、すなわち操作者の勘に頼って、線状体の操作を実施することになる。その上、操作者の力覚は操作者しか知ることができないため、熟練操作者の手技を定量化し経験の少ない操作者へ伝授するのは困難である。
- [0006] さらに、異なる用途に適応するための種々の形状および材質を有する線状体を用意し、それぞれに圧力センサを設けることは、不経済であり、製造コストの増大を招く。
- [0007] このような問題点を解決するための技術として、たとえば、特許文献2（特開2007-292711号公報）には、以下のような構成が開示されている。すなわち、可撓性を有す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であって、上記線状体が貫通する貫通孔が形成される本体を備え、上記線状体に上記圧縮力が作用するとき、上記貫通孔の内部において上記線状体が所定の方向へ湾曲し、さらに、上記湾曲の度合いを検出するセンサと、検出される上記湾曲度合いを、上記線状体に作用する上記圧縮力へ変換する、変換回路とを備える。
- [0008] 特許文献1および2に記載の構成は、線状体に作用している圧縮力を測定するものである。一方、線状体に作用している引張力を測定する技術として、たとえば、特許文献3（特開2002-90239号公報）には、以下のような構成が開示されている。すなわち、線状体に作用する引張力を検出する線状体張力検出装置において、支持体に、線状体の移動を許容して該線状体の途中箇所に対して自在に着脱可能とされ、該支持体の両端部に設けられた取付部と、これら取付部の中央部に設けられ、線状体に対して直交方向に

張り出して線状体を屈曲させる屈曲部と、この屈曲部によって屈曲させられた線状体が直線状に戻ろうとする際に該線状体から与えられる力を検出する検出器とを備え、検出器によって検出された力から、引張力を検出する。

[0009] 最近、カテーテルを使用した治療などの、低侵襲の外科手術が行われている。カテーテルを使用した治療には、たとえば、コイル塞栓術治療が挙げられる。コイル塞栓術治療とは、脳動脈瘤内にコイルを留置して塞栓させ、くも膜下出血の原因である脳動脈瘤の破裂を防止する治療である。図29は、コイル塞栓術治療に用いられる医療器具を示す模式図である。

[0010] 図29に示す医療器具100において、脳動脈瘤133をコイル塞栓させるための白金製のコイル101は、デリバリーワイヤ104の先端に接続されている。デリバリーワイヤ104が内部に挿通されるカテーテルは、親カテーテル103を外管とし、子カテーテル102を内管とする、二重管カテーテルである。子カテーテル102は中空であり、デリバリーワイヤ104は子カテーテル102の中空部に挿入される。デリバリーワイヤ104はYコネクタ121に挿入され、子カテーテル102はYコネクタ111に挿入されている。

[0011] Yコネクタ121の入り口付近の把持部106において、医師がデリバリーワイヤ104を操作する。Yコネクタ111の入り口付近の把持部105において、他の医師がカテーテル102を操作する。つまり、Yコネクタ111、121の入り口付近において、二人の医師がそれぞれデリバリーワイヤ104と子カテーテル102とを操作する。

[0012] Yコネクタ111、121には3つの接続ポートがある。1つはカテーテルの接続ポート、他の1つはカテーテルやデリバリーワイヤなどの線状体を挿入するポート、他の1つは生理食塩水や薬剤の入力ポート112、122である。

[0013] 親カテーテル103は、人体131の血管132内に挿入されており、先端が脳動脈瘤133の近傍部まで達している。子カテーテル102は、親カテーテル103の内部に挿入されており、親カテーテル103の先端から脳

動脈瘤 133 の内部へ進められる。脳動脈瘤 133 の内部に到達した子カテーテル 102 からコイル 101 が押し出され、細くやわらかいコイル 101 が脳動脈瘤 133 に詰められる。これにより、脳動脈瘤 133 の破裂を防止する。

[0014] 図 30 は、コイル塞栓術治療の手順を示す流れ図である。コイル塞栓術治療は、一般に図 30 に示す手順で行なわれる。まず工程 (S10) において、大腿部の動脈に、二重管構造の二本のカテーテル (親カテーテル 103 および子カテーテル 102) と、カテーテルを目的部位にまで導くために使用されるガイドワイヤとを挿入する。子カテーテル 102 は親カテーテル 103 の中に挿入され、ガイドワイヤは子カテーテル 102 の中に挿入されている。次に工程 (S20) において、子カテーテル 102 の先端がガイドワイヤによって誘導されて、脳動脈瘤 133 の中におかれる。

[0015] 次に工程 (S30) において、ガイドワイヤを子カテーテル 102 から引き抜く。続いて工程 (S40) において、先端に白金製のコイル 101 のついたデリバリーワイヤ 104 を、ガイドワイヤに代って、子カテーテル 102 の中に挿入する。

[0016] 次に工程 (S50) において、コイル 101 を脳動脈瘤 133 内に留置する。その後工程 (S60) において、デリバリーワイヤ 104 に電極を接続し、人体 131 に予め穿刺した針にも電極を接続して、その後、これら電極を介してデリバリーワイヤ 104 と人体 131 との間に電流を流す。コイル 101 とデリバリーワイヤ 104 とは、電気分解する材料で接続されているので、通電によってコイル 101 とデリバリーワイヤ 104 は分離され、その結果、コイル 101 が脳動脈瘤 133 内に留置される。

[0017] 次に工程 (S70) において、デリバリーワイヤ 104 を子カテーテル 102 から引き抜く。その後工程 (S80) において、コイル 101 が脳動脈瘤 133 内に密に充填されたか否かを判断する。脳動脈瘤 133 内がコイル 101 で密に充填されていないと判断されれば、工程 (S40) に戻って、別のコイル 101 のついたデリバリーワイヤ 104 を子カテーテル 102 の

中に挿入する。コイル101が脳動脈瘤133内に密に充填されるまで、工程(S40)～(S70)を繰り返す。

[0018] 脳動脈瘤133内がコイル101で密に充填されたと判断されれば、次に工程(S90)において、親カテーテル103および子カテーテル102を人体131から引き抜く。このようにして、脳動脈瘤133のコイル塞栓術治療が完了する。

[0019] 図31は、コイルを脳動脈瘤内に留置するときのカテーテル操作について示す模式図である。図31(a)に示すように、デリバリーワイヤ104の先端に接続されたコイル101を脳動脈瘤133内へ留置して脳動脈瘤133を塞栓させるとき、脳動脈瘤133の内部でコイル101が偏在して、子カテーテル102先端部近傍のコイル101密度が大きくなる場合がある。子カテーテル102の先端部がコイル密度大領域134内にあると、脳動脈瘤133内へのコイル101の挿入抵抗が大きくなる。

[0020] 挿入抵抗が大きい状態でデリバリーワイヤ104をさらに血管132内へ挿入すると、血管壁が薄くて脆くなっている脳動脈瘤133に破裂を生じる場合がある。そのため、コイル101の挿入抵抗が大きいことを感知すると、デリバリーワイヤ104を操作する医師は、デリバリーワイヤ104の挿入を一時中止する。

[0021] また、子カテーテル102を操作する医師は、子カテーテル102を後退させる。つまり、図31(b)に示すように、子カテーテル102を操作する医師は、血管132から引き抜くDR1方向へ子カテーテル102を移動させる。その後、子カテーテル102を操作する医師は、子カテーテル102を再度前進させる。つまり子カテーテル102を操作する医師は、図31(c)に示すように、血管132内へ挿入するDR2方向へ子カテーテル102を移動させる。

[0022] 子カテーテル102を一旦後退させて再度前進させる操作によって、子カテーテル102の先端部の位置が変わり、子カテーテル102の先端部は、脳動脈瘤133内のコイル密度小領域135内へ移動する。子カテーテル1

02の先端部近傍におけるコイル101の密度が小さくなると、脳動脈瘤133内へのコイル101の挿入抵抗が小さくなる。この状態で、デリバリーワイヤ104を操作する医師が、デリバリーワイヤ104の挿入、すなわち脳動脈瘤133内へのコイル101の挿入を再開する。

- [0023] このように、カテーテル治療には、カテーテル102、103やデリバリーワイヤ104の操作に微妙なコントロールが必要なために、術者の熟練を必要とする。そこで、カテーテル治療におけるカテーテル102、103やデリバリーワイヤ104の操作性を改善するために、いくつかのマスタースレーブ型の駆動装置が提案されている（たとえば、特許文献4（特開2000-42116号公報）および特許文献5（特開2001-157662号公報）参照）。

先行技術文献

特許文献

- [0024] 特許文献1：特開平10-263089号公報
特許文献2：特開2007-292711号公報
特許文献3：特開2002-90239号公報
特許文献4：特開2000-42116号公報
特許文献5：特開2001-157662号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

- [0025] しかしながら、特許文献1から3に記載の構成では、線状体の圧縮力および引張力の一方しか検出することができない。
- [0026] 線状体に作用している圧縮力の測定は、体内に導入される線状体に過大な圧縮力すなわち挿入力が加わって人体が損傷しないようにするために必要な機能である。
- [0027] また、脳動脈瘤のコイル塞栓術では、線状体を介して体内に治療デバイスを送り込む際に、治療デバイスの位置合わせを行ったり、よりよい適合の

ために治療デバイスを別のサイズに変更したりすることがある。この場合、線状体の引き戻し作業を行なうことになるが、線状体がスムーズに引き戻せないときには、体内に挿入された治療デバイスまたは線状体と体内との間に引っ掛りがあることが予想される。このような場合に線状体を無理に引き戻すと、人体、治療デバイスおよび線状体に過度な荷重を加えることになり好ましくない。

[0028] そして、マスタースレーブ型の駆動装置においては、手作業でデリバリーワイヤ104やカテーテル102, 103などの線状体を操作する場合とは、要求される操作が異なる。そのため、術者の訓練が新たに必要となる。また、マスタースレーブ装置を用いた場合、患者の拍動や血管132などにおける細かな変化を感じとることが難しい。したがって、術者が線状体を把持して、手作業で線状体を操作する方が好ましい。

[0029] 上述したように、従来のカテーテル治療では、子カテーテル102およびデリバリーワイヤ104をそれぞれ把持する二人の医師が連携して治療を行なっているが、どちらか一人の手技が異なる場合や手技のレベルに差がある場合などでは、十分な連携をとるのに時間がかかることがある。また、連携をとるために医師にストレスがかかることがある。特許文献4に記載の駆動装置では、カテーテルとワイヤに見立てた線状体の操作は上述の従来の手術と変わらないため、線状体を2人の医師で操作する必要があり、この課題を解決する手段は提案されていない。

[0030] また、マスタースレーブシステムにおいて、操作性を向上させるためのスケール機能に関する別の課題が生じていた。スケール機能は、微細な操作を行なうときにマスタ側の操作量に対するスレーブ側の線状体の移動量の比率を変化させ、人間の扱いやすいスケールにするものである。スケール値をN倍とすれば、マスタ側の操作に対してスレーブ側の移動量はスケール値の逆数の $1/N$ 倍となるが、このときにマスタ側の線状体の操作部の長さは、スレーブ側の線状体の移動量のN倍となる。そのため、最大スケール値に比例した長さを持つ操作部を用意する必要があるが、カテーテルおよびワイヤは

1 mから2 mの長さがあるために、このような操作部は非現実的である。さらに、操作される線状体同士は同心で重ねているため、内側の線状体は、外側の線状体がない部分で操作しなくてはならず、操作する2人の医師間の距離がスケール値に比例して長くなることになり、医師間の連携がますます難しくなる。

[0031] さらに、医療機器の場合、清潔性を維持する必要があり、人体に触れる部分は使い捨てが望ましい。使い捨てのためには安価にしなくてはならないが、部品点数が多いマスタースレーブシステムでは、高価となってしまう。

[0032] 本発明は上記の問題に鑑みてなされたものであり、その主たる目的は、簡易な構成で、医療用線状体に過度の圧縮力（挿入力）および引張力（引抜き力）が作用することを防ぐとともに、一人の医師が操作することが可能な挿入装置、訓練装置および記録システムを提供することである。

課題を解決するための手段

[0033] 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挿入装置は、医療用線状体を体内の管へ挿入する挿入装置であって、医療用線状体を長手軸方向へ移動させる駆動装置と、医療用線状体に作用する長手軸方向の圧縮力および引張力を計測する計測装置と、計測装置によって計測された圧縮力および引張力を術者に通報する通報装置とを備える。

[0034] 好ましくは、さらに、計測装置によって計測された圧縮力が第1の閾値を超えた場合、または計測装置によって計測された引張力が第2の閾値を超えた場合には、駆動装置を制御することにより、圧縮力および引張力がそれぞれ第1および第2の閾値を超えた量に応じて医療用線状体の移動速度を低下させるか、または医療用線状体の移動を停止させる制御装置を備える。

[0035] また好ましくは、さらに、カテーテルの中に医療用線状体を挿入するためのYコネクタを備える。駆動装置は、Yコネクタにおける医療用線状体の挿入口側に配置され、Yコネクタと着脱可能になっている。

[0036] また好ましくは、医療用線状体は、先端に塞栓用コイルが設けられたデリバリーワイヤである。

- [0037] また好ましくは、さらに、術者の操作に応答して、駆動装置による医療用線状体の移動を開始および停止させるためのフットスイッチを備える。
- [0038] また好ましくは、通報装置は、医療用線状体に作用する圧縮力および引張力を術者に光または音によって通報し、計測装置によって計測された圧縮力および引張力の大きさに応じて、光の輝度、光の波長、光の周波数、断続的に発生する光の所定時間あたりの数、音量、音の波長、音の周波数または断続的に発生する音の所定時間あたりの数を変更する。
- [0039] また好ましくは、計測装置は、医療用線状体を挿通するための貫通孔が形成された本体を含む。貫通孔は、貫通孔の内部において医療用線状体が円弧状に湾曲し、圧縮力および引張力に応じて医療用線状体の湾曲度合いが変化することを許容するように形成される。計測装置は、さらに、医療用線状体の湾曲度合いを検出するセンサと、センサによって検出された湾曲度合いを、医療用線状体に作用する圧縮力および引張力を示す信号に変換する変換回路とを含む。変換回路は、医療用線状体に圧縮力および引張力が作用していないときの医療用線状体の湾曲度合いと比べて医療用線状体の湾曲度合いが増加した場合には、検出された湾曲度合いを医療用線状体に作用する圧縮力を示す信号に変換し、医療用線状体に圧縮力および引張力が作用していないときの医療用線状体の湾曲度合いと比べて医療用線状体の湾曲度合いが減少した場合には、検出された湾曲度合いを医療用線状体に作用する引張力を示す信号に変換する。
- [0040] また好ましくは、さらに、カテーテルの中に医療用線状体を挿入するためのYコネクタを備え、計測装置はYコネクタと一体化されている。
- [0041] また好ましくは、センサは、光源器が発する光を受ける受光器を含み、光源器が発する光を医療用線状体が遮って、受光器の受ける光量が小さくなる位置を検出することによって、医療用線状体の湾曲度合いを検出するための光学式のラインセンサである。
- [0042] また好ましくは、さらに、カテーテルの中に医療用線状体を挿入するためのYコネクタを備え、Yコネクタはラインセンサと着脱可能になっている。

[0043] また好ましくは、ラインセンサと駆動装置とは土台を介して一体化されている。

また好ましくは、駆動装置は、回転力発生器と、回転力発生器で発生した回転力によって回転駆動される駆動ローラと、駆動ローラの回転に従動して回転する従動ローラと、回転力発生器、駆動ローラおよび従動ローラを内包するケースと、ケースと従動ローラとの間に設けられた弾性体とを含む。駆動ローラの回転面および従動ローラの回転面によって医療用線状体が挟持され、従動ローラは、弾性体を介してケースに支持され、弾性体の弾性力によって駆動ローラに押圧される。駆動ローラに対する従動ローラの押圧は手動で解除可能になっている。

[0044] また好ましくは、駆動装置は、供給された駆動電流に基づいて、医療用線状体を長手軸方向へ移動させるための回転力を発生する回転力発生器と、駆動電流を検出する電流検出器とを含む。計測装置は、電流検出器によって検出された駆動電流に基づいて医療用線状体に作用する圧縮力および引張力を計測する。

[0045] また好ましくは、さらに、術者の操作に応答して、駆動装置による医療用線状体の移動速度を制御する線状体速度指令部を備える。

[0046] 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、上記挿入装置を備える。

[0047] 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記録システムは、医療用線状体を体内の管へ挿入する挿入装置と、記録装置とを備え、挿入装置は、医療用線状体を長手軸方向へ移動させる駆動装置と、医療用線状体に作用する長手軸方向の圧縮力および引張力を計測する計測装置と、計測装置によって計測された圧縮力および引張力を術者に通報する通報装置とを含む。記録装置は、医療用線状体を撮影して得られた画像と、計測装置によって計測された圧縮力および引張力とを時間的に対応付けて記録する。

[0048] 好ましくは、記録装置は、画像と、圧縮力および引張力と、駆動装置による医療用線状体の移動速度とを時間的に対応付けて記録する。

発明の効果

[0049] 本発明によれば、簡易な構成で、医療用線状体に過度の圧縮力（挿入力）および引張力（引抜力）が作用することを防ぐとともに、一人の医師が操作することができる。

図面の簡単な説明

[0050] [図1]本発明の第1の実施の形態に係る、デリバリーワイヤを血管へ挿入する挿入装置の構成を示す模式図である。

[図2]医療用線状体の駆動装置の断面模式図である。

[図3]図2に示すI I I - I I I線に沿う駆動装置の部分断面模式図である。

[図4]図2に示すI V - I V線に沿う駆動装置の断面模式図である。

[図5]図2～図4に示す駆動装置の側面図である。

[図6]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7]図6のV I I - V I I線に沿った断面を示す断面図である。

[図8]図6のV I I I - V I I I線に沿った断面を示す断面図である。

[図9]計測装置の全体構成を示す模式図である。

[図10]図7の断面図において、デリバリーワイヤ104に圧縮力が作用し、本体52の内部においてデリバリーワイヤ104が湾曲している状態を示す図である。

[図11]図7の断面図において、デリバリーワイヤ104に引張力が作用し、本体52の内部においてデリバリーワイヤ104が湾曲している状態を示す図である。

[図12]線状体に作用する力とラインセンサで検出した線状体の位置との相関関係を示す図である。

[図13]本発明の第1の実施の形態に係る計測方法の手順を示す図である。

[図14]本発明の第1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15]本発明の第1の実施の形態に係る挿入装置におけるセンサ出力制御装置が行なう音響制御を示す図である。

[図16]本発明の第1の実施の形態に係る挿入装置におけるセンサ出力制御装置が行なう音響制御を示す図である。

[図17]本発明の第1の実施の形態に係る挿入装置におけるセンサ出力制御装置が行なう音響制御を示す図である。

[図18]脳動脈瘤コイル塞栓術用のコイルの構成を示す図である。

[図19]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断面図である。

[図20]図19のXX-XX線に沿った断面を示す断面図である。

[図21]図19の断面図において、本体52に鞘85を挿通した状態を示す図である。

[図22]本発明の第3の実施の形態に係る挿入装置の構成を示す図である。

[図23]本発明の第3の実施の形態に係る挿入装置の構成を示す図である。

[図24]本発明の第4の実施の形態に係る挿入装置における駆動装置の構成を示す図である。

[図25]本発明の第5の実施の形態に係る線状体操作記録システムの構成を示す図である。

[図26]本発明の第6の実施の形態に係る挿入装置におけるYコネクタ、計測装置および駆動装置の分離構造を示す図である。

[図27]本発明の第7の実施の形態に係る挿入装置におけるYコネクタ、計測装置および駆動装置の分離構造を示す図である。

[図28]本発明の第8の実施の形態に係る訓練装置の構成を示す図である。

[図29]コイル塞栓術治療に用いられる医療器具を示す模式図である。

[図30]コイル塞栓術治療の手順を示す流れ図である。

[図31]コイルを脳動脈瘤内に留置するときのカテーテル操作について示す模式図である。

発明を実施するための形態

[0051] 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。

[0052] なお、以下に説明する実施の形態において、各々の構成要素は、特に記載がある場合を除き、本発明にとって必ずしも必須のものではない。また、以下の実施の形態において、個数、量などに言及する場合、特に記載がある場合を除き、上記個数などは例示であり、本発明の範囲は必ずしもその個数、量などに限定されない。

[0053] <第1の実施の形態>

図1は、本発明の第1の実施の形態に係る、デリバリーワイヤを血管へ挿入する挿入装置の構成を示す模式図である。図1を参照して、コイル塞栓術治療に用いられる、カテーテル102、103内に挿通されたデリバリーワイヤ104を体内の血管132へ挿入する挿入装置について説明する。

[0054] 図1に示すように、医療用線状体としてのデリバリーワイヤ104は、Yコネクタ31に挿入されている。デリバリーワイヤ104の先頭には、脳動脈瘤133をコイル塞栓させるための、白金製のコイル101が接続されている。デリバリーワイヤ104は、第一の入力ポート32からYコネクタ31に挿入され、Yコネクタ31を貫通して、出力ポート34に接続された子カテーテル102の中へ挿入されている。なお、Yコネクタ31の出力ポート34から人体131の内部に至るまでの挿入装置の構成は、図29に示す従来の医療器具100と同じであるので、その説明は繰り返さない。

[0055] 挿入装置501は、デリバリーワイヤ104を長手軸方向へ移動させる駆動装置1を備える。駆動装置1は、Yコネクタ31におけるデリバリーワイヤ104の挿入口側に配置され、Yコネクタ31と着脱可能である。駆動装置1は、駆動ローラ5と従動ローラ6とを備える。デリバリーワイヤ104は、駆動ローラ5の回転面と従動ローラ6の回転面とによって挟持されるとともに、駆動ローラ5の回転を受けて長手軸方向に移動する。駆動装置1によるデリバリーワイヤ104の長手軸方向の移動は、駆動制御装置40によって制御される。駆動制御装置40には、配線42によって挿入用フットスイッチ41が電氣的に接続されており、また配線47によって引抜用フットスイッチ46が電氣的に接続されている。

[0056] 図2は、医療用線状体の駆動装置の断面模式図である。図3は、図2に示すI I I - I I I線に沿う駆動装置の部分断面模式図である。図4は、図2に示すI V - I V線に沿う駆動装置の断面模式図である。図5は、図2～図4に示す駆動装置の側面図である。図2～図5を参照して、医療用線状体（デリバリーワイヤ104）の駆動装置1の構成を説明する。なお図2は、図5に示すI I - I I線に沿う駆動装置の断面図である。

[0057] 図2～図5に示すように、駆動装置1は、ハウジング2を備える。ハウジング2は、蝶番11を支軸として回転移動することにより開閉可能に設けられた、蓋部材10を有する。ハウジング2と蓋部材10とによって囲まれるように形成された駆動装置1の内部空間内には、隔壁16が設けられている。隔壁16によって、駆動装置1の内部空間は、第一空間である大室2aと第二空間である小室2bとに仕切られている。小室2b内には、回転力発生器としてのモータ3と、モータ3で発生した回転力の回転速度を減じて出力する減速機9とが配置されている。モータ3は、電気的エネルギーを機械的エネルギーに変える電動機である。

[0058] 隔壁16には、隔壁16を厚み方向に貫通する孔部16aが形成されている。孔部16aを貫通するように、回転部としての回転シャフト4が配置されている。回転シャフト4は、モータ3で発生し減速機9で回転速度を減じられた回転力を、駆動ローラ5へ伝達する。

[0059] 小室2bの外殻を形成するケースは、ハウジング2の一部および隔壁16によって形成されている。ハウジング2の一部と隔壁16とは、モータ3および減速機9を内包するケースの壁部を形成する。図3および図4に示すように、ケースは直形状の箱型に形成されており、隔壁16はケースの壁面の一面を形成し、ハウジング2はケースの底面、天井面および壁面の三面を形成する。ケースの一部を構成する隔壁16に、回転シャフト4が貫通する孔部16aが形成されている。

[0060] 隔壁16に形成された孔部16aの内周面には、シール部19が設けられている。シール部19は、孔部16aの内周面と接触し、かつ回転シャフト

4の外周面と接触するように、形成されている。シール部19は隔壁16と回転シャフト4との間の隙間を閉塞させ、上記ケースの内部である小室2bを外部から遮断する。モータ3および減速機9が配置されている小室2bは、孔部16aを介してのみ大室2aと連通しているが、シール部19によって孔部16aが閉塞されているために、大室2aと小室2bとは別空間とされている。シール部19が孔部16aを塞ぐことにより、小室2bは密閉空間とされている。シール部19は、孔部16aを經由して液体が大室2aから小室2bへ漏洩することを抑制している。

[0061] 大室2a内には、モータ3で発生し回転シャフト4を介在させて伝達された回転力によって回転運動を行なう、駆動ローラ5が設けられている。駆動ローラ5は、回転シャフト4および減速機9を介在させてモータ3に取り付けられた送りローラであって、略円筒形状に形成されている。減速機9は、モータ3と駆動ローラ5との間に介在する。回転シャフト4は、減速機9から駆動ローラ5へ回転力を伝達する。駆動ローラ5の円筒形状の側面である回転面5aには、送り溝5bが形成されている。送り溝5bはV字または適当な曲率を有している。

[0062] また大室2a内には、駆動ローラ5の回転面5aと対向するように、従動ローラ6が配置されている。デリバリーワイヤ104に圧力を加える抑えローラである従動ローラ6は、略円筒形状に形成されている。その円筒形状の側面である従動ローラ6の回転面6aと、駆動ローラ5の回転面5aとによって、デリバリーワイヤ104が挟持される。駆動ローラ5の回転面5aと、従動ローラ6の回転面6aとは、デリバリーワイヤ104を介在させて、対向するように位置している。デリバリーワイヤ104は、駆動ローラ5の回転面5aに形成された送り溝5bに沿うように、回転面5a、6aの間に配置される。

[0063] モータ3が起動して駆動ローラ5が回転運動を行なうと、従動ローラ6は、駆動ローラ5の回転に従動して回転運動を行なう。駆動ローラ5と従動ローラ6とが、互いに逆方向に回転することにより、デリバリーワイヤ104

は、デリバリーワイヤ104の長手軸方向に移動する。デリバリーワイヤ104は、駆動ローラ5によって駆動される。回転力を発生させるモータ3と、回転力を伝達する減速機9および回転シャフト4と、回転運動を行なう駆動ローラ5および従動ローラ6とは、デリバリーワイヤ104をその長手軸方向に移動させる送り装置である、アクチュエータに含まれる。アクチュエータは、デリバリーワイヤ104を挟持してその長手軸方向に送るように移動させる。アクチュエータは、ハウジング2の内部空間内に配置されており、ハウジング2によって保持されている。

[0064] 従動ローラ6が駆動ローラ5へ押し付けられてデリバリーワイヤ104を挟持するとき、デリバリーワイヤ104に損傷が発生することを抑制でき、かつデリバリーワイヤ104を円滑に移動させることができるように、駆動ローラ5の回転面5aおよび従動ローラ6の回転面6aを形成することが望ましい。たとえば、駆動ローラ5および従動ローラ6の材質としてステンレスを使用し、回転面5a、6aの材質としてウレタン樹脂などをコーティングして使用することができる。

[0065] 駆動ローラ5の回転面5aおよび従動ローラ6の回転面6aを、ウレタン樹脂などの弾性材料で形成することにより、デリバリーワイヤ104の表面を回転面5a、6aに面接触させ、回転面5a、6aとデリバリーワイヤ104との間に発生する摩擦力を増大させることができる。この摩擦力により、デリバリーワイヤ104を移動させるときに、デリバリーワイヤ104に対しその長手軸方向に作用する圧縮力が増大しても、デリバリーワイヤ104が回転面5a、6aに対して滑ることを抑制することができる。また、駆動ローラ5の回転面5aに送り溝5bが形成されているため、デリバリーワイヤ104と回転面5aとの接触面積が増加している。この送り溝5bの形成によっても、回転面5a、6aとデリバリーワイヤ104との間に発生する摩擦力を増大させることができる。

[0066] 図3では、送り溝5bが駆動ローラ5の回転面5aに形成されている例が図示されているが、この構成に限られない。駆動ローラ5の回転面5aは溝

が形成されず起伏のない平滑な曲面に形成され、従動ローラ 6 の回転面 6 a に線状体が内部に配置される送り溝が形成されてもよい。また、回転面 5 a, 6 a の両方に送り溝が形成されてもよい。つまり、駆動ローラ 5 および従動ローラ 6 の少なくともいずれか一方の回転面 5 a, 6 a に溝部が形成され、デリバリーワイヤ 104 がその溝部内に配置され、デリバリーワイヤ 104 の表面が溝部の内表面と面接触する構成であれば、デリバリーワイヤ 104 と回転面 5 a, 6 a との接触面積を増加させて摩擦力を増大させ、デリバリーワイヤ 104 の滑りを抑制する効果を得ることができる。

[0067] 従動ローラ 6 は、駆動装置 1 の内部空間の大室 2 a 内において、従動ローラ 6 を回転可能に支持する支持部材 7 と、弾性体 8 とを介在させて、蓋部材 10 によって支持されている。従動ローラ 6 は、蓋部材 10 から吊り下げられた状態で支持されている。弾性体 8 は、蓋部材 10 に取り付けられている。従動ローラ 6 は、蓋部材 10 との間たとえばゴムなどの弾性体 8 を介在させて、蓋部材 10 に支持されている。

[0068] 蓋部材 10 は、蓋部材 10 の開閉を操作するレバー 12 を有する。レバー 12 は、弾性変形可能に形成されている。図 3 に示すレバー 12 は、略 U 字型の形状を有している。レバー 12 は、U 字型の幅を狭くする、または U 字型の幅を広げるように、弾性変形可能である。レバー 12 には、突起部 13 が形成されている。この突起部 13 がハウジング 2 の係止部 14 に係止することによって、レバー 12 はハウジング 2 に固定される。

[0069] ハウジング 2 には弾性部 15 が設けられている。また、蓋部材 10 には弾性部 15 が設けられている。図 2 に示すように、ハウジング 2 側の弾性部 15 と蓋部材 10 側の弾性部 15 とによって挟持されるように、Y コネクタ 31 が固定されている。ハウジング 2 は、医療器具としての Y コネクタ 31 を保持する。Y コネクタ 31 には、第一の入力ポート 32 から出力ポート 34 に至るように内部を貫通する、貫通孔が形成されている。デリバリーワイヤ 104 は、Y コネクタ 31 の貫通孔に挿通される。また Y コネクタ 31 には、第二の入力ポート 33 から出力ポート 34 に至るように内部を貫通する、他

の貫通孔が形成されている。

[0070] Yコネクタ31は、駆動装置1の固定部において固定される、被固定部材である。固定部は、ハウジング2の側壁と蓋部材10の側壁との突合せ部に形成された穴形状と、当該穴形状の内周側に設けられたゴムなどの弾性部15とを有する。駆動装置1は、上記固定部において、被固定部材としてのYコネクタ31を固定可能である。Yコネクタ31は、ハウジング2と蓋部材10とに取り付けられた弾性部15によって挟み込まれて、固定部に取り付けられる。弾性部15は、ハウジング2によって保持されている。

[0071] Yコネクタ31を固定可能な固定部が設けられているハウジング2および蓋部材10の一の側壁と対向する、ハウジング2の他の側壁と蓋部材10の他の側壁との突合せ部には、案内溝17が形成されている。案内溝17は、蓋部材10との突合せ部において、弾性部15が設けられているハウジング2の側壁に対向するハウジング2の他の側壁に形成されている。蓋部材10の上記他の側壁には、案内溝17と嵌合する形状の突き出し部18が形成されている。案内溝17は、ハウジング2の上記他の側壁の一部を切り取って形成されている。

[0072] 蓋部材10が閉められているとき、突き出し部18は案内溝17の内部へ嵌合する。このとき、突き出し部18と案内溝17とによって囲まれる空間は、デリバリーワイヤ104の径よりもわずかに大きな径を有することになり、デリバリーワイヤ104は上記空間に挿通可能とされている。つまり、蓋部材10を閉めてデリバリーワイヤ104およびYコネクタ31を一体として駆動装置1の固定部に取り付けるときに、デリバリーワイヤ104は案内溝17によって位置決めがされる。駆動装置1には、デリバリーワイヤ104の位置決めをする案内部としての、デリバリーワイヤ104を通す案内溝17が設けられている。

[0073] デリバリーワイヤ104が載置される位置である案内溝17の最深部は、Yコネクタ31に形成された貫通孔の延長線がハウジング2および蓋部材10の上記他の側壁と交わる位置の付近に（典型的には、ハウジング2の上記

他の側壁を貫通する案内溝 17 の最深部の延びる方向が Y コネクタ 31 の貫通孔の延びる方向と一致するように) 形成されている。

[0074] 案内溝が設けられている駆動装置 1 の蓋部材 10 を閉めることにより、デリバリーワイヤ 104 の位置決めがされ、デリバリーワイヤ 104 は正しい位置に設置される。つまり、蓋部材 10 を閉めるとき、デリバリーワイヤ 104 は、駆動ローラ 5 と従動ローラ 6 との間に正しく設置される。そのため、デリバリーワイヤ 104 が蓋部材 10 とハウジング 2 との突合せ部に挟まれて、デリバリーワイヤ 104 の移動が妨げられたり、デリバリーワイヤ 104 が損傷したりする不具合の発生を抑制することができる。

[0075] 案内溝 17 は、図 5 に示すように V 字状の形状に形成されてもよく、または U 字状や円弧形状などの適当な曲率を持つ曲面を有する形状に形成されても構わない。

[0076] 以下、駆動装置 1 の蓋部材 10 の開閉動作について説明する。図 2 および図 3 に示す蓋部材 10 が閉められた状態から、U 字型の幅を狭くするようにレバー 12 を弾性変形させて、突起部 13 と係止部 14 との係合を外す。突起部 13 が係止部 14 から外れると、蓋部材 10 は蝶番 11 を回転軸として回転自在となる。図 3 に示す断面視では、蝶番 11 を回転中心として蓋部材 10 を反時計回り方向に動かすことによって、蓋部材 10 が開けられる。術者がレバー 12 を把持して操作することにより、手動で蓋部材 10 を開放できる形状になっている。レバー 12 を弾性変形させて突起部 13 と係止部 14 との係合を解除し、蓋部材 10 を開けることができる。

[0077] 蓋部材 10 が開けられると、蓋部材 10 に取り付けられた弾性部 15 は、蓋部材 10 と共に移動する。弾性部 15 から加えられる弾性力により保持されていた Y コネクタ 31 の外周の一部に、当該弾性力が加えられなくなる。そのため、Y コネクタ 31 は、手動で移動可能となる。また、従動ローラ 6 も蓋部材 10 と共に移動する。従動ローラ 6 の回転面 6a から駆動ローラ 5 の回転面 5a へ向かって加えられていた押圧力が解放され、デリバリーワイヤ 104 の挟持が外れるので、当該押圧力によって押さえられていたデリバ

リーワイヤ104は、手動で移動可能となる。蓋部材10が移動して案内溝17の周縁の一部が開放されるので、デリバリーワイヤ104は、長手軸方向に限らず自由に移動できるようになる。

[0078] Yコネクタ31とデリバリーワイヤ104とがいずれも手動で移動できるようになるので、デリバリーワイヤ104がYコネクタ31の貫通孔に挿通された状態で、デリバリーワイヤ104およびYコネクタ31を一体として移動させることができる。駆動装置1に設けられた蓋部材10は、駆動ローラ5と従動ローラ6とを含むローラ部、Yコネクタ31が固定される固定部、および案内溝17を開放することができる。蓋部材10を開けることで、Yコネクタ31に挿入されたデリバリーワイヤ104およびYコネクタ31を一体として、Yコネクタ31を固定する固定部から取り外し可能となる。そのため、停電など何らかの異常事態が発生して駆動装置1が停止しても、手動でデリバリーワイヤ104とYコネクタ31とを一体のまま取り外すことができる。

[0079] 一方、蓋部材10が開かれた状態から、蝶番11を回転軸として蓋部材10を回転させると、蓋部材10は閉まる方向に移動する。図3に示す断面視では、蝶番11を回転中心として蓋部材10を時計回り方向に動かすことによって、蓋部材10が閉められる。術者がレバー12を把持して操作することにより、手動で蓋部材10を閉めることができる。レバー12の突起部13が係止部14に衝突すると、レバー12のU字型の幅が狭くなるようにレバー12が弾性変形する。突起部13が係止部14の表面を摺動するようにして、突起部13は係止部14を通過する。

[0080] 突起部13が係止部14を通過すると、レバー12はU字型の幅を広げるように弾性変形して、突起部13が係止部14に係合する。蓋部材10をハウジング2側へ近接するように押し下げるとき、蓋部材10に取り付けられた従動ローラ6および支持部材7のハウジング2側への移動は、ハウジング2に固定されているモータ3に軸支された駆動ローラ5によって妨げられる。そのため、蓋部材10と支持部材7とによって挟まれた弾性体8が弾性変

形する。

- [0081] 弾性変形している弾性体 8 が反作用として蓋部材 10 に及ぼす弾性力によって、蓋部材 10 が押圧される。弾性体 8 から蓋部材 10 側へ加えられる力によって、レバー 12 の突起部 13 は係止部 14 に密着して、レバー 12 はハウジング 2 に押し付けられる。蓋部材 10 を閉めると、弾性体 8 が蓋部材 10 を押圧する弾性力によって、レバー 12 はハウジング 2 へ押し止される。弾性体 8 の弾性力によりレバー 12 がハウジング 2 へ押し付けられることによって、蓋部材 10 が閉められる。
- [0082] 蓋部材 10 が開かれているとき、デリバリーワイヤ 104 が貫通孔を貫通している状態で、Yコネクタ 31 を、ハウジング 2 の弾性部 15 に組み付けることができる。この状態で蓋部材 10 が閉められると、Yコネクタ 31 は、ハウジング 2 側の弾性部 15 および蓋部材 10 側の弾性部 15 によって挟持される。またデリバリーワイヤ 104 は、駆動ローラ 5 の回転面 5a と従動ローラ 6 の回転面 6a とによって挟持されるとともに、案内溝 17 の形成されたハウジング 2 を貫通するように、案内溝 17 の内部に配置される。デリバリーワイヤ 104 と Yコネクタ 31 とは、弾性部 15、ローラ部の駆動ローラ 5 と従動ローラ 6 との間、および案内溝 17 において、駆動装置 1 に支持される。蓋部材 10 を閉めることで、デリバリーワイヤ 104 および Yコネクタ 31 を一体として、駆動装置 1 の固定部に装着することができる。
- [0083] 蓋部材 10 の開閉は、レバー 12 を操作して、手動操作によって行なうことができる。上記の通り蓋部材 10 が開けられるとデリバリーワイヤ 104 および Yコネクタ 31 を一体のまま固定部から取り外し可能となり、蓋部材 10 を閉めることによりデリバリーワイヤ 104 および Yコネクタ 31 を一体で固定部へ装着することができる。つまり、本実施の形態のデリバリーワイヤ 104 の駆動装置 1 では、デリバリーワイヤ 104 および Yコネクタ 31 を一体として駆動装置 1 の固定部に手動で着脱可能である。
- [0084] なお、デリバリーワイヤ 104 と Yコネクタ 31 とは、デリバリーワイヤ 104 が Yコネクタ 31 の貫通孔に挿通された一体の状態で駆動装置 1 に着

脱することが可能である。しかしながら、デリバリーワイヤ104とYコネクタ31とを必ず一体として駆動装置1に取り付ける必要はない。つまり、案内内部が設けられている駆動装置1では、デリバリーワイヤ104を案内内部によって確実に位置決めすることができる。そのため、蓋部材10を閉めてYコネクタ31を固定部に装着した後に、案内内部を経由させてデリバリーワイヤ104を駆動装置1に挿通することで、デリバリーワイヤ104をYコネクタ31の貫通孔に挿通することも可能である。これにより、常にデリバリーワイヤ104とYコネクタ31とを一体で取り扱う必要がなくなるために、駆動装置1の操作性をより向上させることができる。

[0085] 駆動装置1は、Yコネクタ31の貫通孔に接続された子カテーテル102の中空部にデリバリーワイヤ104を挿通して、デリバリーワイヤ104を人体131の血管132に挿入する、図1に示す挿入装置に適用されている。この場合、停電など何らかの異常事態が発生して駆動装置1が停止しても、手動でデリバリーワイヤ104とYコネクタ31とを一体のまま取り外すことができる。Yコネクタ31とデリバリーワイヤ104とを一体で駆動装置1から取り外せることにより、取り外し前後において子カテーテル102とデリバリーワイヤ104との位置関係は変わらない。したがって、血管132や脳動脈瘤133の中にあるコイル101の位置をほとんど変えることなく、すぐに治療を手動で再開することができる。

[0086] Yコネクタ31には、デリバリーワイヤ104を挟んでラインセンサハウジング51および光源器81が取り付けられている。ラインセンサハウジング51の中にレンズ23およびラインセンサ80が組み込まれている。

[0087] 以上説明した医療用線状体の駆動装置1は、デリバリーワイヤ104を長手軸方向に移動させるアクチュエータを備える。アクチュエータは、モータ3と、モータ3で発生した回転力の回転速度を減じて出力する減速機9と、モータ3から伝達された回転力によって回転運動を行なう駆動ローラ5と、駆動ローラ5の回転に従動して回転運動を行なう従動ローラ6を含む。

[0088] これにより、デリバリーワイヤ104を駆動する駆動ローラ5の回転はモ

ータ 3 によって行なわれるが、モータ 3 の回転駆動力は減速機 9 を経由して駆動ローラ 5 に伝達される。減速機 9 によりモータ 3 で発生した回転駆動力の回転数が落とされると、モータ 3 の出力軸と減速機 9 の出力軸との回転数の比、すなわち減速比に比例して、トルクを増大させることができる。減速機 9 によって回転数を低減させることにより、駆動ローラ 5 に伝達されるトルクを増大させ、デリバリーワイヤ 104 を長手軸方向に移動させる駆動力を増大させることができる。したがって、小型のモータで所望のデリバリーワイヤ 104 の駆動力を得ることができるので、駆動装置 1 の製造コストを低減できる。

[0089] デリバリーワイヤ 104 の駆動速度は数 mm/s である。たとえば、デリバリーワイヤ 104 の移動速度を 1 mm/s、駆動ローラ 5 の半径を 10 mm とすれば、駆動ローラ 5 の回転数は約 1 rpm ($= 1 \text{ mm/s} \div (10 \text{ mm} \times 2\pi) \times 60 \text{ s}$) である。この駆動ローラ 5 の回転数を得るために、駆動ローラ 5 の回転数よりも大きな回転数で回転可能なモータ 3 を使用し、モータ 3 の出力軸の回転数を減速機 9 によって減じて駆動ローラ 5 に出力する構成とすれば、駆動ローラ 5 によるデリバリーワイヤ 104 の駆動力を増大させることができる。

[0090] モータ 3 がデリバリーワイヤ 104 を駆動するときにデリバリーワイヤ 104 に外部から摩擦力などの外部負荷により抵抗が加えられても、その抵抗力は減速比の逆数になる。たとえば、100~1000 程度の比較的大きな減速比でモータ 3 を回転させれば、モータ 3 の回転駆動力に対してデリバリーワイヤ 104 に作用する抵抗力は無視できる。したがって、デリバリーワイヤ 104 を所定の速度で安定して駆動することができる。

[0091] なお、デリバリーワイヤ 104 を長手軸方向に移動させるアクチュエータは、長尺のデリバリーワイヤ 104 をその延在する方向に移送できる設備であればどのようなものでもよいが、本実施の形態で説明した電動機としてのモータ 3 を含むアクチュエータが望ましい。電動機としてのモータ 3 を備え、モータ 3 で発生した回転力によってデリバリーワイヤ 104 を移動させる

駆動装置 1 であれば、モータ 3 の回転数をモータ 3 に印加される電圧の増減によって制御することができる。

[0092] デリバリーワイヤ 104 の移動速度はモータ 3 の回転数に従って決定される。たとえば実用範囲（挿入力数 N 以下）では、モータ 3 に印加される電圧とデリバリーワイヤ 104 の移動速度とは、線形関係となる。そこで、モータ 3 へ加える電圧とデリバリーワイヤ 104 の移動速度との関係表を予め用意しておくことにより、術者が意図するデリバリーワイヤ 104 の移動速度すなわち駆動制御装置 40 によって指示された回転速度に合わせて、モータ 3 へ加える電圧を変更することができる。

[0093] これにより、モータ 3 に印加する電圧を変化させるだけで、任意の移動速度でデリバリーワイヤ 104 を長手軸方向に移動させることができるので、簡単な構成によりデリバリーワイヤ 104 の移動速度を制御できる。駆動ローラ 5 の回転速度を検出するためのエンコーダなどのセンサを必要とせず、駆動装置 1 の部品点数を削減することができるので、駆動装置 1 の製造コストを低減でき、かつ駆動装置 1 の信頼性を向上させることができる。この場合、デリバリーワイヤ 104 の作用力は、Yコネクタ 31 に内蔵された計測装置 60 によって検出される。

[0094] また、モータ 3 および減速機 9 が配置されている小室 2 b の内部と外部とを連通する孔部 16 a を回転シャフト 4 が貫通しており、孔部 16 a の内部には、孔部 16 a の内周面および回転シャフト 4 の外周面と接触するシール部 19 が設けられている。

[0095] デリバリーワイヤ 104 が人体に挿入されるデリバリーワイヤやガイドワイヤである場合、デリバリーワイヤ 104 を挟持して駆動する駆動ローラ 5 および従動ローラ 6 が配置されている大室 2 a 内の洗浄および滅菌が容易にできるように、駆動装置 1 を構成する必要がある。また、手術中は、Yコネクタ 31 の第二の入力ポート 33 から注入された生理食塩水や薬剤を使用するため、モータ 3 や減速機 9 は防水しておく必要がある。そこで、シール部 19 を設けて小室 2 b 内部を大室 2 a から隔離することにより、大室 2 a か

ら小室 2 b への液体の浸入を防止することができる。回転シャフト 4 と隔壁 1 6 との間に配置されるシール部 1 9 は、シリコン樹脂に代表される樹脂材料などの弾性材料によって形成することができる。

[0096] シール部 1 9 が設けられているために、回転シャフト 4 を回転させるとき、回転シャフト 4 の外周面がシール部 1 9 と接触摺動して、回転シャフト 4 の回転に必要なトルクが増加する。しかし本実施の形態では、モータ 3 で発生した回転力は減速機 9 を経由して回転シャフト 4 から駆動ローラ 5 へ伝達されており、駆動ローラ 5 に伝達されるトルクが増大している。そのため、回転シャフト 4 がシール部 1 9 に対し摺動することによる摩擦抵抗は、モータ 3 からは無視できる。したがって、デリバリーワイヤ 1 0 4 を所定の速度で安定して駆動することができる。

[0097] 図 1 に戻って、挿入装置 5 0 1 は、術者の操作に応答して、駆動装置 1 によるデリバリーワイヤ 1 0 4 の移動を開始および停止するフットスイッチを備える。フットスイッチは、足で踏む操作によって駆動装置 1 の起動停止を制御する信号を発信する。フットスイッチにより、子カテーテル 1 0 2 を手で操作する術者は、手を使わずに駆動装置 1 の ON/OFF 操作を行なうことが可能とされている。フットスイッチは、挿入用フットスイッチ 4 1 と引抜用フットスイッチ 4 6 とを含む。挿入用フットスイッチ 4 1 は、配線 4 2 により駆動制御装置 4 0 と接続されている。引抜用フットスイッチ 4 6 は、配線 4 7 により駆動制御装置 4 0 と接続されている。

[0098] 挿入用フットスイッチ 4 1 を足で踏み込む操作により、内蔵のマイクロスイッチが押圧され、デリバリーワイヤ 1 0 4 を血管 1 3 2 へ挿入する方向へ移動させるように、駆動装置 1 が作動する。具体的には、駆動ローラ 5 が回転して、前進する方向、つまり子カテーテル 1 0 2 の中に挿入される方向へ、デリバリーワイヤ 1 0 4 が駆動される。これにより、コイル 1 0 1 を脳動脈瘤 1 3 3 内部へ挿入する挿入操作が行なわれる。

[0099] 引抜用フットスイッチ 4 6 を足で踏み込む操作により、内蔵のマイクロスイッチが押圧され、デリバリーワイヤ 1 0 4 を血管 1 3 2 から引き抜く方向

へ移動させるように、駆動装置 1 が作動する。具体的には、駆動ローラ 5 が逆に回転して、後退する方向、つまり子カテーテル 102 から引き抜かれる方向へデリバリーワイヤ 104 が駆動される。これにより、コイル 101 が先端に取り付けられたデリバリーワイヤ 104 を血管 132 から引抜く引抜操作が行なわれる。

[0100] 挿入用フットスイッチ 41、引抜用フットスイッチ 46 から足を離すことで、復帰スプリングの弾性力によって内蔵のマイクロスイッチの押圧が解除される。その結果、デリバリーワイヤ 104 に駆動力が作用しなくなるため、デリバリーワイヤ 104 は停止する。

[0101] この挿入装置を使用してコイル塞栓術治療を行なう医師は、Yコネクタ 111 の入り口付近の把持部 105 において、子カテーテル 102 の挿入された Yコネクタ 111 を左手で押さえ、右手で子カテーテル 102 を把持して操作できる。また同じ医師が、挿入用フットスイッチ 41 および引抜用フットスイッチ 46 を足で操作することで、子カテーテル 102 内へデリバリーワイヤ 104 を挿入して、脳動脈瘤 133 の中にコイル 101 を挿入することができる。すなわち、カテーテル 102 の操作とデリバリーワイヤ 104 の操作とを、一人の医師で実現することができる。

[0102] したがって、この挿入装置を使用することによって、脳動脈瘤 133 の中にコイル 101 を留置して脳動脈瘤 133 を塞栓させるコイル塞栓術治療を、一人の医師が行なうことができる。従来は二人の医師により行なっていたコイル塞栓術治療を、医師一人でできるようになるために、二人の医師が連携して治療を行なう必要がなく、したがって連携に伴う医師のストレスを軽減することができる。

[0103] このとき、子カテーテル 102 の操作は、従来と同様に医師が把持部 105 において子カテーテル 102 を把持することにより手で実施する。一方、デリバリーワイヤ 104 を移動させる駆動装置 1 を設け、デリバリーワイヤ 104 は駆動装置 1 で駆動される。駆動装置 1 の起動停止は、挿入用フットスイッチ 41 または引抜用フットスイッチ 46 の操作によって制御される。

子カテーテル102を手で操作する医師が、足でフットスイッチを操作する。

[0104] このように、一人の医師によるコイル塞栓術治療を可能とするデリバリーワイヤ104の挿入装置を、簡単な構成とすることができるので、挿入装置の製造コストを低減でき、かつ挿入装置の信頼性を向上させることができる。デリバリーワイヤ104を前進させるときに操作する挿入用フットスイッチ41と、デリバリーワイヤ104を後退させるときに操作する引抜用フットスイッチ46とを別々に設けたため、デリバリーワイヤ104の挿入時および引抜時の誤操作が起こりにくくなっている。したがって、挿入装置の信頼性をより向上させることができる。

[0105] 図1に示す駆動制御装置40にはさらに、術者の操作に応答して、駆動装置1によるデリバリーワイヤ104の移動速度を制御する速度指令部を備える。より詳細には、配線44によって挿入速度指令部43が電氣的に接続されており、また配線49によって引抜速度指令部48が電氣的に接続されている。挿入速度指令部43および引抜速度指令部48には、駆動装置1がデリバリーワイヤ104を移動させる移動速度を調整可能な、ボリュームスイッチ45、50がそれぞれ取り付けられている。

[0106] 速度指令部（挿入速度指令部43および引抜速度指令部48）に設けられたボリュームスイッチ45、50の操作により、デリバリーワイヤ104の挿入速度または引抜速度を増減させることができる。コイル塞栓術治療を一人で行なっている医師は、子カテーテル102をYコネクタ111の内部へ入れるとき左手でYコネクタ111を把持している。この医師がデリバリーワイヤ104の挿入速度または引抜速度を増減させたいときは、右手で速度指令部（すなわち挿入速度指令部43または引抜速度指令部48）のボリュームスイッチ45、50を操作する。これにより、デリバリーワイヤ104の長手軸方向への移動速度を制御することができる。

[0107] 速度指令部によりデリバリーワイヤ104の移動速度を可変とすることにより、コイル塞栓術治療中にデリバリーワイヤ104を連続的に血管132

へ挿入できる。つまり、デリバリーワイヤ104の先端に取り付けられたコイル101を動脈瘤133の内部へ連続的に挿入することができる。そのため、コイル101が動脈瘤133の壁部（瘤壁）に静止状態で接触してコイル101と瘤壁との間に静止摩擦力が発生し、コイル101の挿入抵抗が増大することを抑制できる。つまり、コイル101を動脈瘤133へ挿入するときに、デリバリーワイヤ104に作用する長手軸方向の圧縮力が変動することを抑制することができる。

[0108] また、速度指令部によってデリバリーワイヤ104の移動速度を微調整することができるので、たとえば動脈瘤133内にコイル101を留置する場合など慎重な操作を要するときには、デリバリーワイヤ104の移動速度を下げることにより、操作の確実性を向上することができる。

[0109] Yコネクタ31の内部には、計測装置60が組み込まれている。すなわち、計測装置60はYコネクタ31と一体化されている。

[0110] 図6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。

図6を参照して、計測装置60は、本体52を備え、本体52には可撓性を有するデリバリーワイヤ104が挿通する貫通孔53が形成されている。図6は、計測装置60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60の床面側に後述するラインセンサ80が配置されており、計測装置60の天井面側に後述する光源器81が配置されている。また、本体52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ている。

[0111] 図7は、図6のV I I - V I I 線に沿った断面を示す断面図である。図8は、図6のV I I I - V I I I 線に沿った断面を示す断面図である。

[0112] 図7を参照して、貫通孔53は、デリバリーワイヤ104が挿通する出入口を大きくして挿入性を向上させるために、第1端部および第2端部としてテーパ状の入出力ポート54A、54Bを有する。貫通孔53は、入出力ポート54A、54B間に設けられ、デリバリーワイヤ104の長手軸方向以

外への移動を規制する拘束部 55A, 55B を有する。拘束部 55A, 55B において、貫通孔 53 の直径はデリバリーワイヤ 104 の直径よりもわずかに大きい（たとえばデリバリーワイヤ 104 の直径の 105%~120%）。また、デリバリーワイヤ 104 の長手軸方向に沿った貫通孔 53 の長さはデリバリーワイヤ 104 の直径の数倍以上である。したがって、デリバリーワイヤ 104 は、拘束部 55A, 55B において長手軸方向以外への動作を拘束される。

[0113] 貫通孔 53 は、貫通孔 53 の内部においてデリバリーワイヤ 104 が円弧状に湾曲し、デリバリーワイヤ 104 に作用する圧縮力および引張力に応じてデリバリーワイヤ 104 の湾曲度合いが変化することを許容するように形成されている。すなわち、貫通孔 53 は、デリバリーワイヤ 104 に長手軸方向の圧縮力および引張力が作用していないとき、貫通孔 53 の内部の検出部 56 において円弧状に湾曲するように形成されている。また、貫通孔 53 は、デリバリーワイヤ 104 に圧縮力が作用するとき、デリバリーワイヤ 104 に圧縮力および引張力が作用していないときと比べてデリバリーワイヤ 104 の湾曲度合いが増加し、デリバリーワイヤ 104 に引張力が作用するとき、デリバリーワイヤ 104 に圧縮力および引張力が作用していないときと比べてデリバリーワイヤ 104 の湾曲度合いが減少するように形成されている。

[0114] このような構成により、デリバリーワイヤ 104 に作用する長手軸方向の圧縮力および引張力が非常に小さい場合でも、正確に圧縮力および引張力を検出することができる。

[0115] 本体 52 は、デリバリーワイヤ 104 に長手軸方向の圧縮力および引張力が作用するときに、貫通孔 53 の内部におけるデリバリーワイヤ 104 の湾曲方向を規定する。すなわち、貫通孔 53 は、2つの拘束部 55A, 55B の間で曲がっており、デリバリーワイヤ 104 が貫通孔 53 を挿通すると湾曲形状となる。また貫通孔 53 は、その内部の 2つの拘束部 55A, 55B の間において、内壁 57, 58 が内壁 61 から離れて貫通孔 53 の径が広げ

られた、検出部56を成すように形成される。

[0116] 拘束部55A, 55Bは、入出力ポート54Aおよび入出力ポート54Bにそれぞれ隣り合って設けられ、デリバリーワイヤ104の挿通方向に直交する平面で切断した場合に開口面積S1を有する。検出部56は、拘束部55Aおよび拘束部55B間に設けられ、デリバリーワイヤ104の挿通方向に直交する平面で切断した場合に開口面積S1より大きい開口面積S2を有する。そして、検出部56は、デリバリーワイヤ104が円弧状に湾曲するように形成され、円弧状に湾曲しているデリバリーワイヤ104の内周方向および外周方向に拡張されている。

[0117] デリバリーワイヤ104の湾曲の外側にある内壁57, 58が広がって、検出部56が形成されている。内壁61は平面状に形成されている。検出部56では、デリバリーワイヤ104は図7の紙面と平行方向の動作を規制されないようになっている。デリバリーワイヤ104は、検出部56において曲がりながら本体52の内部を通過している。

[0118] 入出力ポート54A, 54Bおよび検出部56において、図7の紙面と垂直方向の貫通孔53の高さはデリバリーワイヤ104の直径よりもわずかに大きく（たとえばデリバリーワイヤ104の直径の105%~120%）、デリバリーワイヤ104に対して図7の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54A, 54Bおよび検出部56において、デリバリーワイヤ104の長手軸方向に垂直な断面における貫通孔53の断面形状は、長方形状である。これらによって、貫通孔53の内部におけるデリバリーワイヤ104の湾曲方向を規定し、デリバリーワイヤ104に長手軸方向の圧縮力および引張力が作用するときのデリバリーワイヤ104の湾曲部の山の高さ（すなわち、内壁61からデリバリーワイヤ104までの距離の最大値）が定まるように、デリバリーワイヤ104を位置決めしている。

[0119] 検出部56には、検出部56における貫通孔53の断面を横断するように、ラインセンサ80が配置されている。ラインセンサ80は、貫通孔53の内壁61から、内壁61に対向する貫通孔53の内壁を構成する後述する凹

部59の内部に亘るように、検出部56の内部を横断して配置されている。ラインセンサ80は、検出部56において、デリバリーワイヤ104に長手軸方向の圧縮力および引張力が作用するときにデリバリーワイヤ104が円弧状に湾曲して形成される、湾曲の山の頂点の軌跡に沿って配置されている。

[0120] また、図7に示すように、検出部56における内壁61と拘束部55A、55Bとの境界部分63、64は、貫通孔53の内側に向かって凸の曲面形状となるように形成されている。内壁57、58は、貫通孔53の内側に向かって凸の曲面形状となるように形成されている。拘束部55Aにおける貫通孔53の内壁に接する曲面形状に内壁57が形成されており、拘束部55Bにおける貫通孔53の内壁に接する曲面形状に内壁58が形成されている。これにより、デリバリーワイヤ104に塑性変形を伴う折れ曲がりが生じることを防ぐことができる。また、検出部56の内壁57と内壁58の間には凹部59が形成される。凹部59は、検出部56の内壁57と内壁58との間における貫通孔53の内壁が内壁61からより離れるように、本体52の外部側に向かって貫通孔53の内壁が窪んで形成されている。

[0121] 検出部56の壁部は、貫通孔53の内側に向かって凸の曲面形状である内壁57、58と、凹部59とを組み合わせた形状に成形されている。このような検出部56の形状により、検出部56において、デリバリーワイヤ104に長手軸方向の圧縮力が作用してデリバリーワイヤ104が湾曲するとき、デリバリーワイヤ104の湾曲の外側にある貫通孔53の内壁（すなわち、内壁57および内壁58）に沿って、デリバリーワイヤ104が湾曲できる。またデリバリーワイヤ104の一部は、内壁57および内壁58から離れるように湾曲できる。また圧縮力が増大するにつれて、デリバリーワイヤ104が内壁57、58から離れる点である接点間の距離は減少する。

[0122] そのため、検出部56内部でデリバリーワイヤ104が座屈することを抑制できる。すなわち、座屈荷重の小さなデリバリーワイヤ104を用いる場合でも、デリバリーワイヤ104が検出部56において座屈することなく湾

曲するため、デリバリーワイヤ104の湾曲の度合いを精度よく検出することができる。検出される湾曲の度合いを変換することにより、デリバリーワイヤ104に作用する長手軸方向の圧縮力を計測することができる。

- [0123] また、検出部56には凹部59が形成されているために、デリバリーワイヤ104に作用する圧縮力を、広範囲に亘り精度よく計測することが可能となる。すなわち、検出部56におけるデリバリーワイヤ104の湾曲の山の高さを検出することによって、デリバリーワイヤ104に作用する圧縮力が計測される。このとき、検出部56内にあるデリバリーワイヤ104の湾曲部の頂点、すなわち検出部56内にあるデリバリーワイヤ104において内壁61から最も離れた点が、検出部56の内壁に接触していなければ、デリバリーワイヤ104に作用する圧縮力を計測することができる。凹部59が形成されていれば、デリバリーワイヤ104の湾曲部の頂点を検出部56の内壁へ接触させるために、より大きな長手軸方向の圧縮力を必要とすることになる。したがって、デリバリーワイヤ104に作用する圧縮力の計測範囲を広げることができる。

- [0124] 図9は、計測装置の全体構成を示す模式図である。

図9を参照して、計測装置60は、さらに、光を発する光源器81と、光源器81が発する光を受ける受光器であるラインセンサ80と、光源器81を発光させる点灯回路65と、変換回路66とを備える。

- [0125] ラインセンサ80は、光を受ける受光素子を複数有し、複数の受光素子が一列に配置された1次元の光学式のアレイセンサである。

- [0126] 本体52の内部において、光源器81からラインセンサ80に至る光路は、検出に使用する光が透過する透光性材料で構成されている。

- [0127] 光源器81およびラインセンサ80は、デリバリーワイヤ104を挟んで対向するように、検出部56を挟んで配置されている。

- [0128] ラインセンサ80は、デリバリーワイヤ104の湾曲の山の高さ方向すなわちデリバリーワイヤ104に長手軸方向の圧縮力および引張力を作用させるときにデリバリーワイヤ104の湾曲の山の頂点が移動する方向に沿って

配置されている。ラインセンサ80は、内壁61の延在方向に対し垂直な方向に沿って配置されており、湾曲の山の頂点においてデリバリーワイヤ104と直交するように配置されている。ラインセンサ80は、デリバリーワイヤ104の湾曲の山の高さ h を計測することにより、デリバリーワイヤ104の湾曲度合いを検出する。

[0129] ラインセンサ80上に投影されたデリバリーワイヤ104の影に基づいてデリバリーワイヤ104の湾曲度合いを検出する。すなわち、光源器81が発する光をラインセンサ80が受けるとき、ラインセンサ80において、ある受光素子の上にデリバリーワイヤ104があり、光源器81が発する光をデリバリーワイヤ104が遮ることによってその受光素子が受ける光量が小さくなる。その受光素子の位置がデリバリーワイヤ104の湾曲度合いに対応する。

[0130] なお、光源器に対向する位置に配置される受光器が透過光を受ける構成に限らず、光源器と受光器とを並べて配置し、かつ光源器に対向する位置に光源器が発する光を反射するミラーなどの反射体を設置してもよい。この場合、光源器が発する光のうち反射体が反射する反射光を受光器で受けることにより、同様に線状体の湾曲度合いを検出できる。また、ラインセンサのような1次元のアレイセンサの代わりに、平面上に複数の受光素子がたとえばマトリクス状に並べて配置された2次元のアレイセンサを用いても、線状体の湾曲度合いの検出が可能である。さらに、線状体の湾曲度合いを検出できればよいのであるから、たとえば湾曲の山の高さを検出する非接触の距離センサ、または線状体の位置を検出する位置センサなどを使用することもできる。

[0131] また、本体52の外部には、点灯回路65と、変換回路66とが設けられる。点灯回路65は、光源器81を発光させる。変換回路66は、光源器81が発する光量に対しラインセンサ80が受ける光量によって検出されるデリバリーワイヤ104の湾曲の度合いを、デリバリーワイヤ104に作用する長手軸方向の圧縮力および引張力を示す信号へ変換して出力する。なお、

変換回路 66 は、ラインセンサ 80 の出力を増幅する増幅回路を有してもよい。

[0132] 変換回路 66 は、デリバリーワイヤ 104 の湾曲度合いとデリバリーワイヤ 104 に作用する圧縮力および引張力との所定の相関関係に基づき、デリバリーワイヤ 104 の湾曲度合いをデリバリーワイヤ 104 へ作用する圧縮力および引張力を示す信号へ変換して出力する。なお、デリバリーワイヤ 104 の像をラインセンサ 80 へ適切に結像させるために、レンズ、スリットおよび外光を遮断するフィルタなどの光学的要素を、本光学系に設置してもよい。

[0133] 図 10 は、図 7 の断面図において、デリバリーワイヤ 104 に圧縮力が作用し、本体 52 の内部においてデリバリーワイヤ 104 が湾曲している状態を示す図である。

[0134] 図 10 を参照して、デリバリーワイヤ 104 に長手軸方向の圧縮力 C_P が作用するとき、デリバリーワイヤ 104 の湾曲度合いが増加する。デリバリーワイヤ 104 の湾曲度合いの増加に伴い、湾曲の山の高さが大きくなる。

[0135] 図 10 において、デリバリーワイヤ 104 に圧縮力および引張力が作用していないときのデリバリーワイヤ 104 の状態を p_0 で示している。状態 p_0 において、デリバリーワイヤ 104 は円弧状に湾曲している。

[0136] デリバリーワイヤ 104 に圧縮力 C_P が作用すると、状態 p_0 よりもデリバリーワイヤ 104 がさらに湾曲し、湾曲の山の高さは状態 p_0 と比べて h_1 増加する（状態 p_1 ）。

[0137] 状態 p_1 と比べて大きな圧縮力 C_P がデリバリーワイヤ 104 に作用すると、状態 p_1 よりもデリバリーワイヤ 104 がさらに湾曲し、湾曲の山の高さは状態 p_1 と比べてさらに増加し、状態 p_0 と比べて h_2 ($h_2 > h_1$) 増加する（状態 p_2 ）。

[0138] 図 11 は、図 7 の断面図において、デリバリーワイヤ 104 に引張力が作用し、本体 52 の内部においてデリバリーワイヤ 104 が湾曲している状態を示す図である。

- [0139] 図 1 1 を参照して、デリバリーワイヤ 1 0 4 に長手軸方向の引張力 $P U$ が作用するとき、デリバリーワイヤ 1 0 4 の湾曲度合いが減少する。デリバリーワイヤ 1 0 4 の湾曲度合いの減少に伴い、湾曲の山の高さが小さくなる。
- [0140] 図 1 1 において、デリバリーワイヤ 1 0 4 に圧縮力および引張力が作用していないときのデリバリーワイヤ 1 0 4 の状態を $p 0$ で示している。状態 $p 0$ において、デリバリーワイヤ 1 0 4 は円弧状に湾曲している。
- [0141] デリバリーワイヤ 1 0 4 に引張力 $P U$ が作用すると、状態 $p 0$ よりもデリバリーワイヤ 1 0 4 の湾曲度合いが減少し、湾曲の山の高さは状態 $p 0$ と比べて $h 3$ 減少する（状態 $p 3$ ）。
- [0142] 変換回路 6 6 は、デリバリーワイヤ 1 0 4 に圧縮力および引張力が作用していないときのデリバリーワイヤ 1 0 4 の湾曲度合いと比べてデリバリーワイヤ 1 0 4 の湾曲度合いが増加した場合には、検出された湾曲度合いをデリバリーワイヤ 1 0 4 に作用する圧縮力を示す信号に変換する。また、変換回路 6 6 は、デリバリーワイヤ 1 0 4 に圧縮力および引張力が作用していないときのデリバリーワイヤ 1 0 4 の湾曲度合いと比べてデリバリーワイヤ 1 0 4 の湾曲度合いが減少した場合には、検出された湾曲度合いをデリバリーワイヤ 1 0 4 に作用する引張力を示す信号に変換する。
- [0143] たとえば、ラインセンサ 8 0 は、貫通孔 5 3 の内部におけるデリバリーワイヤ 1 0 4 の湾曲部の位置を検出する。変換回路 6 6 は、デリバリーワイヤ 1 0 4 に圧縮力および引張力が作用していないときのデリバリーワイヤ 1 0 4 の基準位置からデリバリーワイヤ 1 0 4 が外周側に変位した場合には基準位置からの変位量をデリバリーワイヤ 1 0 4 に作用する圧縮力を示す信号に変換し、基準位置からデリバリーワイヤ 1 0 4 が内周側に変位した場合には基準位置からの変位量をデリバリーワイヤ 1 0 4 に作用する引張力を示す信号に変換する。
- [0144] 検出部 5 6 を挟んでラインセンサ 8 0 と対向する位置に配置される光源器 8 1 が発する光をラインセンサ 8 0 が受けるとき、ラインセンサ 8 0 における複数の受光素子のうちのある受光素子の上にデリバリーワイヤ 1 0 4 が位

置すると、光源器 8 1 が発する光をデリバリーワイヤ 1 0 4 が遮ることにより、その受光素子が受ける光量が小さくなる。その受光素子の位置を検出することにより、デリバリーワイヤ 1 0 4 の位置を特定し、デリバリーワイヤ 1 0 4 の湾曲の山の高さの増減、すなわちデリバリーワイヤ 1 0 4 の湾曲の度合いを検出することができる。

[0145] 変換回路 6 6 は、ラインセンサ 8 0 によって検出されたデリバリーワイヤ 1 0 4 の湾曲の山の高さ、デリバリーワイヤ 1 0 4 に作用する圧縮力および引張力との所定の相関関係（たとえば、ある大きさの圧縮力または引張力と、これに対応する湾曲の山の高さとの組）に基づき、デリバリーワイヤ 1 0 4 の湾曲の山の高さをデリバリーワイヤ 1 0 4 へ作用する圧縮力および引張力を示す信号へ変換し、出力する。このようにして、デリバリーワイヤ 1 0 4 の長手軸方に作用する圧縮力および引張力を計測することが可能となる。

[0146] 図 1 2 は、線状体に作用する力とラインセンサで検出した線状体の位置との相関関係を示す図である。

[0147] 図 1 2 は、線状体に作用する力とラインセンサで検出した線状体の位置とを計測した結果を示している。図 1 2 において、横軸は、デリバリーワイヤ 1 0 4 に作用する長手軸方向の作用力 p を示し、縦軸は、デリバリーワイヤ 1 0 4 の湾曲の山の高さ h を示している。

[0148] 変換回路 6 6 は、図 1 2 に示す相関関係を記憶しており、この相関関係に基づいて、ラインセンサ 8 0 から受けた電気信号を、デリバリーワイヤ 1 0 4 へ作用する圧縮力および引張力を示す信号に変換する。なお、変換回路 6 6 は、図 1 2 に示す相関関係をそのまま記憶してもよいし、図 1 2 に示す相関関係を近似した式を記憶してもよい。

[0149] 図 1 3 は、本発明の第 1 の実施の形態に係る計測方法の手順を示す図である。

図 1 3 を参照して、まず工程 (S 1 0 5) において、デリバリーワイヤ 1 0 4 を本体 5 2 の貫通孔 5 3 に挿通する。すなわち、内部においてデリバリ

ーワイヤ104が円弧状に湾曲し、圧縮力および引張力に応じてデリバリーワイヤ104の湾曲度合いが変化することを許容するように形成された貫通孔53にデリバリーワイヤ104を挿通する。

[0150] 次に工程(S110)において、デリバリーワイヤ104を管の中に挿入し、管外部から操作することにより、デリバリーワイヤ104の先端が管の内壁に接触する。

[0151] 次に工程(S120)において、デリバリーワイヤ104をさらに挿入するかあるいは引き抜くために管外部からデリバリーワイヤ104の長手軸方向に力を加えるとき、デリバリーワイヤ104の先端が管の内壁に接触しているか、あるいはデリバリーワイヤ104が体内の管に引っ掛っている等によって、デリバリーワイヤ104の動作が規制される。そのためデリバリーワイヤ104の長手軸方向に圧縮力または引張力が作用する。

[0152] 次に工程(S130)において、圧縮力または引張力の作用によって、貫通孔53の内部の検出部56においてデリバリーワイヤ104の湾曲度合いが変化する。

[0153] 次に工程(S140)において、デリバリーワイヤ104の湾曲度合いをラインセンサ80によって検出する。

[0154] 次に工程(S150)において、変換回路66により、デリバリーワイヤ104の湾曲度合いとデリバリーワイヤ104に作用する圧縮力および引張力との所定の相関関係に基づき、工程(S140)において検出したデリバリーワイヤ104の湾曲度合いをデリバリーワイヤ104に作用する圧縮力または引張力を示す信号へ変換する。

[0155] 次に工程(S160)において、デリバリーワイヤ104の湾曲度合いからの変換によって得られる圧縮力または引張力を示す信号を出力する。

[0156] 以上のように、本発明の第1の実施の形態に係る計測装置および計測方法では、デリバリーワイヤ104に長手軸方向の圧縮力または引張力が作用するとき、デリバリーワイヤ104が湾曲する度合いをラインセンサ80により検出する。そして、検出されるデリバリーワイヤ104の湾曲度合いを、

変換回路 66 によりデリバリーワイヤ 104 に作用する長手軸方向の圧縮力または引張力を示す信号に変換する。また、デリバリーワイヤ 104 が挿入される管の外部にあるデリバリーワイヤ 104 の操作を行なう位置にラインセンサ 80 を設け、デリバリーワイヤ 104 に作用する長手軸方向の圧縮力および引張力を計測するので、先端に圧力センサを設けることが困難な極細のデリバリーワイヤ 104 についても、圧縮力および引張力を定量的に計測することができる。

[0157] すなわち、本発明の第 1 の実施の形態に係る計測装置および計測方法では、線状体の挿入力および引抜力の両方が測定可能となる。また、簡易な構成であるため、医療機器への組み込みが容易であることから、人体に挿入する線状体の挿入操作および引抜操作において、人体、および治療デバイスである線状体に過度な荷重が加わったときに警告を発することができる。したがって、本発明の第 1 の実施の形態に係る計測装置および計測方法では、簡易な構成で線状体を良好に操作することができる。

[0158] また、デリバリーワイヤ 104 の形状、および材質すなわちヤング率が異なると、同一の力が作用するときのデリバリーワイヤ 104 の湾曲度合いが異なる。したがって、形状および材質の異なる複数のデリバリーワイヤ 104 を使用する場合には、形状および材質の異なる種々の線状体の湾曲度合いと線状体に作用する長手軸方向の力との相関関係を予め計測し、これらの相関関係を変換回路 66 に記憶しておく。そして計測装置 60 は、図 9 に示す線状体選択器 67 も備え、線状体選択器 67 によって、使用する線状体に合わせてどの相関関係を使用するのか選択する。これにより、同一の計測装置を種々の形状および材質を有するデリバリーワイヤ 104 に適用できるので、これまでに種々の異なる用途に使用していた線状体をそのまま使用することができ、経済的である。

[0159] 図 14 は、本発明の第 1 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 14 を参照して、Y コネクタ 31 は、計測装置 60 と、入力ポート 32

および３３と、出力ポート３４とを備える。

[0160] Yコネクタは、カテーテルを使用するときカテーテルの中に線状体を挿入するもので、線状体の挿入口である入力ポート３２と、カテーテルの中に生理食塩水を注入するための生理食塩水の注入口である入力ポート３３とを有する。

[0161] 計測装置６０は、Yコネクタ３１の内部の、入力ポート３２と出力ポート３４とを連通する通路に組み込まれている。デリバリーワイヤ１０４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。デリバリーワイヤ１０４は、入力ポート３２側からの操作によって体内の目的部位まで誘導される。

[0162] デリバリーワイヤ１０４に作用する長手軸方向の圧縮力および引張力を計測することにより、圧縮力および引張力の反力すなわちデリバリーワイヤ１０４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およびデリバリーワイヤ１０４が体内の管に引っ掛かること等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。

[0163] また、計測装置６０がYコネクタ３１に組み込まれているため、Yコネクタ３１の入力ポート３２からデリバリーワイヤ１０４を操作し、入力ポート３３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３３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３３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。

[0164] コイル塞栓術において、コイルおよびデリバリーワイヤをカテーテルへ挿入する際にはYコネクタが使用される。このため、Yコネクタと計測装置６０とを一体化することは、Yコネクタのこれまでの使い勝手が変わらないことから、非常に有益である。Yコネクタは使い捨てであるため、Yコネクタ

とセンサハウジングとを分離できる構造としてもよい。

[0165] デリバリーワイヤ104に作用する圧縮力を計測する計測装置60には、光学式のセンサであるラインセンサ80が用いられている。光学的センサを使用することにより、図9に示すように、光源器81と検出部56との間、およびラインセンサ80と検出部56との間に、透明な樹脂材料などの透光性材料を配置することができる。光源器81、ラインセンサ80などのセンサ部品を、本体52内に内包することができるので、センサ部品は検出部56に露出していない。そのため、Yコネクタ31の他の入力ポート33から注入された生理食塩水などの液体に、センサ部品が接触することを防止できる。したがって、液体に接触してセンサ部品が故障するなどの不具合の発生を考慮する必要がないので、計測装置60を組み込んだYコネクタ31の洗浄や滅菌を容易に実現することができる。

[0166] 計測装置60を用いて計測された圧縮力および引張力を術者に通報する通報装置としては、代表的には、計測装置60によって計測された圧縮力および引張力を数値やメータ表示またはグラフ表示する視覚化器具や、圧縮力および引張力に対応した音声に変換する聴覚化器具が用いられる。本実施の形態の挿入装置は、視覚化器具と聴覚化器具とのいずれか一方を備えることができ、または両方を併用して備えることもできる。

[0167] 図1に示すように、計測装置60には、視覚化器具の出力および聴覚化器具の出力を制御するセンサ出力制御装置90が、配線91によって電氣的に接続されている。センサ出力制御装置90は、デリバリーワイヤ104に作用する圧縮力および引張力を術者に光または音によって通報し、計測装置60によって計測された圧縮力および引張力の大きさに応じて、光の輝度、光の波長、光の周波数、断続的に発生する光の所定時間あたりの数、音量、音の波長、音の周波数または断続的に発生する音の所定時間あたりの数を変更する。

[0168] 図1には、計測装置60の電圧出力をデリバリーワイヤ104に作用する圧縮力および引張力を示す数値を表示する視覚化器具としての表示器93が

例示されている。

- [0169] また図 1 には、計測装置 60 の電圧出力が所定の閾値を超える場合、すなわちデリバリーワイヤ 104 に作用する圧縮力および引張力が所定の閾値を超える場合に、音響効果を変化させる、たとえば警告音をスピーカ 92 から鳴らす聴覚化器具が例示されている。
- [0170] コイル塞栓術治療中、医師は動脈瘤 133 とコイル 101 との X 線透視画像に注目している。そのため、聴覚化器具を使用して、駆動装置 1 で駆動するときデリバリーワイヤ 104 に作用する圧縮力および引張力を、音により医師に提示すると都合がよい。
- [0171] 図 15 は、本発明の第 1 の実施の形態に係る挿入装置におけるセンサ出力制御装置が行なう音響制御を示す図である。図 15 において、横軸は、デリバリーワイヤ 104 に作用する力（作用力）を示し、縦軸は、警報音の周波数を示している。ここでは、圧縮力（挿入力）を正の作用力とし、引張力（引抜力）を負の作用力としている。
- [0172] センサ出力制御装置 90 は、たとえば、デリバリーワイヤ 104 に作用する圧縮力および引張力が過度に大きくなったとき、すなわち、デリバリーワイヤ 104 に作用する圧縮力が閾値 F_{f0} を超えたとき、またはデリバリーワイヤ 104 に作用する引張力が閾値 F_{b0} を下回ったとき、スピーカ 92 を制御して警告音を発生し、圧縮力および引張力の増加とともにステップ状に警告音の音色（低音と高音、断続音と連続音など）を変更する。
- [0173] このように、音響効果で医師に作用力を提示する場合、作用力の大きさによって周波数を段階的に変更すると、作用力の大きさによって周波数を連続的に変化させるよりも確実に異常を通報することができる。また、周波数の段階を音階に合わせることにより、さらに確実に異常を通報することができる。
- [0174] また、センサ出力制御装置 90 は、デリバリーワイヤ 104 への作用力が挿入力の閾値 F_{f0} 以下であり、かつ引張力の閾値 F_{b0} 以上である場合には、デリバリーワイヤ 104 に大きな力が作用していないことから、警告音

を発生しない。

- [0175] また、デリバリーワイヤ104に作用する圧縮力および引張力が過度に大きくなったことは、光を利用した視覚効果の変化によっても、医師に提示することができる。音の代わりに光を用いる場合には、図15の縦軸を光の波長に置き換えればよい。すなわち、センサ出力制御装置90は、たとえば、デリバリーワイヤ104に作用する圧縮力および引張力が過度に大きくなったとき、すなわち、デリバリーワイヤ104に作用する圧縮力が閾値 F_{f0} を超えたとき、またはデリバリーワイヤ104に作用する引張力が閾値 F_{b0} を下回ったとき、図1に示す警告ランプ94を制御して警告光を発生し、圧縮力および引張力の増加とともにステップ状に警告光の波長を変更する。
- [0176] たとえば、所定の閾値の前後でランプの発光色を変更してもよい。圧縮力および引張力の増加とともに、ステップ状にランプの発光色および点滅速度を変更してもよい。また、スピーカ92と警告ランプ94とを併用してもよい。閾値の前後で視覚効果または音響効果を急激に変更すると、医師の注意を確実に喚起することができるので一層効果的である。
- [0177] 図16は、本発明の第1の実施の形態に係る挿入装置におけるセンサ出力制御装置が行なう音響制御を示す図である。図16において、横軸は、デリバリーワイヤ104に作用する力（作用力）を示し、縦軸は、警報音の大きさ（音量）を示している。ここでは、挿入力を正の作用力とし、引抜力を負の作用力としている。
- [0178] センサ出力制御装置90は、たとえば、デリバリーワイヤ104に作用する圧縮力および引張力が過度に大きくなったとき、すなわち、デリバリーワイヤ104に作用する圧縮力が閾値 F_{f0} を超えたとき、またはデリバリーワイヤ104に作用する引張力が閾値 F_{b0} を下回ったとき、スピーカ92を制御して警告音を発生し、圧縮力および引張力の増加とともに警告音の音量を大きくする。
- [0179] より詳細には、センサ出力制御装置90は、デリバリーワイヤ104への作用力が挿入力の閾値 F_{f0} 以上かつ閾値 F_{f1} 未満である場合、またはデ

リバリーワイヤ104への作用力が引抜力の閾値 F_{b1} より大きくかつ閾値 F_{b0} 以下である場合、警告音の音量を基準値の0%から100%の間の所定値に設定する。また、センサ出力制御装置90は、デリバリーワイヤ104への作用力が挿入力の閾値 F_{f1} 以上かつ閾値 F_{f2} 未満である場合、またはデリバリーワイヤ104への作用力が引抜力の閾値 F_{b2} より大きく閾値 F_{b1} 以下である場合、デリバリーワイヤ104に作用する圧縮力および引張力に応じて警告音の音量を連続的に変更する。また、センサ出力制御装置90は、デリバリーワイヤ104への作用力が挿入力の閾値 F_{f2} 以上になっても、またはデリバリーワイヤ104への作用力が引抜力の閾値 F_{b2} 未満になっても、警告音の音量を基準値の100%で一定にする。

[0180] また、センサ出力制御装置90は、デリバリーワイヤ104への作用力が挿入力の閾値 F_{f0} 以下であり、かつ引張力の閾値 F_{b0} 以上である場合には、デリバリーワイヤ104に大きな力が作用していないことから、警告音を発生しない。

[0181] また、音の代わりに光を用いる場合には、図16の縦軸を光の輝度に置き換えればよい。すなわち、センサ出力制御装置90は、たとえば、デリバリーワイヤ104に作用する圧縮力および引張力が過度に大きくなったとき、すなわち、デリバリーワイヤ104に作用する圧縮力が閾値 F_{f0} を超えたとき、またはデリバリーワイヤ104に作用する引張力が閾値 F_{b0} を下回ったとき、警告ランプ94を制御して警告光を発生し、上記のような警告音と同様に、圧縮力および引張力の増加とともに警告光の輝度を変更する。

[0182] 図17は、本発明の第1の実施の形態に係る挿入装置におけるセンサ出力制御装置が行なう音響制御を示す図である。図17において、横軸は、デリバリーワイヤ104に作用する力（作用力）を示し、縦軸は、所定時間に発生する音パルス数を示している。ここでは、挿入力を正の作用力とし、引抜力を負の作用力としている。

[0183] センサ出力制御装置90は、たとえば、デリバリーワイヤ104に作用する圧縮力および引張力が過度に大きくなったとき、すなわち、デリバリーワ

ワイヤ104に作用する圧縮力が閾値 F_{f0} を超えたとき、またはデリバリーワイヤ104に作用する引張力が閾値 F_{b0} を下回ったとき、スピーカ92を制御して、警告音のパルス数すなわち所定時間に断続的に発生する警告音の数を増加させる。

[0184] より詳細には、センサ出力制御装置90は、デリバリーワイヤ104への作用力が挿入力の閾値 F_{f0} 以上かつ閾値 F_{f1} 未満である場合、またはデリバリーワイヤ104への作用力が引抜力の閾値 F_{b1} より大きく閾値 F_{b0} 以下である場合、デリバリーワイヤ104に作用する圧縮力および引張力に応じて警告音のパルス数を連続的に変更する。また、センサ出力制御装置90は、デリバリーワイヤ104への作用力が挿入力の閾値 F_{f1} 以上かつ閾値 F_{f2} 未満である場合、またはデリバリーワイヤ104への作用力が引抜力の閾値 F_{b2} より大きく閾値 F_{b1} 以下である場合、デリバリーワイヤ104に作用する圧縮力および引張力に応じた警告音のパルス数の変化幅をさらに大きくする。また、センサ出力制御装置90は、デリバリーワイヤ104への作用力が挿入力の閾値 F_{f2} 以上になっても、またはデリバリーワイヤ104への作用力が引抜力の閾値 F_{b2} 以下になっても、警告音のパルス数を所定値 P_N で一定にする。

[0185] また、センサ出力制御装置90は、デリバリーワイヤ104への作用力が挿入力の閾値 F_{f0} 以下であり、かつ引張力の閾値 F_{b0} 以上である場合には、デリバリーワイヤ104に大きな力が作用していないことから、警告音を発生しない。

[0186] さらに、センサ出力制御装置90は、デリバリーワイヤ104に圧縮力が作用している場合には音パルスの周波数を高く設定し、デリバリーワイヤ104に引張力が作用している場合には音パルスの周波数を低く設定する。これにより、医師が作用力の方向を認識することができる。

[0187] また、音の代わりに光を用いる場合には、図17の縦軸を所定時間に発生する光パルス数に置き換え、周波数を光の波長に置き換えればよい。すなわち、センサ出力制御装置90は、たとえば、デリバリーワイヤ104に作用

する圧縮力および引張力が過度に大きくなったとき、すなわち、デリバリーワイヤ104に作用する圧縮力が閾値 F_{f0} を超えたとき、またはデリバリーワイヤ104に作用する引張力が閾値 F_{b0} を下回ったとき、警告ランプ94を制御して、警告光のパルス数すなわち所定時間に断続的に発生する警告光の数（点滅数）を増加させる。また、センサ出力制御装置90は、デリバリーワイヤ104に圧縮力が作用している場合には光パルスの波長を長く設定し、デリバリーワイヤ104に引張力が作用している場合には光パルスの波長を短く設定する。これにより、医師が作用力の方向を認識することができる。

[0188] このように、視覚化器具や聴覚化器具を用いることにより、デリバリーワイヤ104に作用する圧縮力および引張力が過度に大きくなったときに、警告音やランプの点灯によって医師が確実に認識することができる。したがって、コイル塞栓術治療において、一人の医師が子カテーテル102とデリバリーワイヤ104との両方の操作を行なう場合でも、デリバリーワイヤ104に作用する挿入力が過大となり脳動脈瘤133に過大な荷重が作用することを、容易に抑制することができる。

[0189] また、本実施の形態に係る挿入装置は、デリバリーワイヤ104を長手軸方向へ移動させる駆動装置1と、駆動装置1の起動停止を制御する信号を発信するフットスイッチ41、46とを備える。これにより、デリバリーワイヤ104が挿通されている子カテーテル102を手で操作する医師が、フットスイッチ41、46を足で操作してデリバリーワイヤ104を移動させることができ、挿入装置の操作の容易性が向上している。したがって、子カテーテル102とデリバリーワイヤ104との操作を一人の医師で実現することができる。

[0190] また、本実施の形態に係る挿入装置は、デリバリーワイヤ104に作用する長手軸方向の圧縮力および引張力を計測する計測装置と、当該計測装置で計測された圧縮力および引張力を術者に通報する通報装置とを備える。これにより、デリバリーワイヤ104の先端のコイル101が脳動脈瘤133に

作用する圧縮力および引張力が増大したとき、確実に医師に認識させることができるので、脳動脈瘤 133 に過大な荷重が作用することを防止できる。つまり、子カテーテル 102 とデリバリーワイヤ 104 との操作を一人の医師で行なっている場合でも、デリバリーワイヤ 104 の先端のコイル 101 が脳動脈瘤 133 に過大な荷重が作用することを確実に防止することができるので、挿入装置の操作の容易性をさらに向上させることができる。

[0191] また、デリバリーワイヤ 104 を長手軸方向へ移動させる駆動装置 1 は、モータ 3 で発生した回転力の回転速度を減じて出力する減速機 9 を含む。これにより、減速比に比例して駆動ローラ 5 に伝達されるトルクを増大させることができるので、小型のモータ 3 を用いた場合でもデリバリーワイヤ 104 の駆動力を増大させることができ、駆動装置 1 の製造コスト低減および小型化を実現することができる。モータ 3 の回転数はモータ 3 に印加される電圧によって制御され、電圧を変化させるだけでデリバリーワイヤ 104 の移動速度を調整することができるので、駆動装置 1 の製造コストをさらに低減でき、かつ、駆動装置 1 の信頼性を向上させることができる。

[0192] また、モータ 3 および減速機 9 は、ハウジング 2 および隔壁 16 により形成されるケース内（すなわち小室 2b 内）に内包され、隔壁 16 には孔部 16a が形成され、減速機 9 から駆動ローラ 5 へ回転力を伝達する回転シャフト 4 は孔部 16a を貫通している。孔部 16a の内周面には、回転シャフト 4 の回転面である外周面と接触し、小室 2b の内部を外部から遮断するシール部 19 が設けられている。これにより、駆動ローラ 5 および従動ローラ 6 が配置されている大室 2a の内部空間と、小室 2b の内部空間とを隔離することができるので、大室 2a から小室 2b への液体の浸入を防止できる。したがって、モータ 3 および減速機 9 を防水できるので、大室 2a 内の洗浄および滅菌を容易に行なうことができる。

[0193] また、駆動ローラ 5 および従動ローラ 6 の回転面 5a, 6a は、弾性材料で形成されている。さらに、駆動ローラ 5 の回転面 5a には送り溝 5b が形成されており、デリバリーワイヤ 104 は送り溝 5b の内側に配置される。

これにより、蓋部材 10 を閉めたときにデリバリーワイヤ 104 が駆動ローラ 5 および従動ローラ 6 間に正しく設置され、他の部分に挟まれないようにすることができる。また、回転面 5a, 6a と、回転面 5a, 6a 間に挟持されるデリバリーワイヤ 104 との間に発生する摩擦力を増大させることができるので、デリバリーワイヤ 104 の移動中にデリバリーワイヤ 104 が回転面 5a, 6a に対して滑ることを抑制することができる。

[0194] これまでの説明においては、脳動脈瘤 133 を塞栓するための塞栓治療用のコイル 101 を先端に取り付けたデリバリーワイヤ 104 を、人体 131 内の血管 132 へ挿入する挿入装置について説明した。本発明の挿入装置は、可撓性を有する線状の医療器具である医療用線状体を、血管、尿管、気管支、消化管またはリンパ管などの体内の管の中へ挿入し、体外からの操作によって目的部位まで誘導する挿入装置であればよい。たとえば医療用線状体は、カテーテルまたはガイドワイヤであってもよい。

[0195] 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。

[0196] <第 2 の実施の形態>

本実施の形態は、第 1 の実施の形態に係る挿入装置と比べて貫通孔の形状を変更した挿入装置に関する。以下で説明する内容以外は第 1 の実施の形態に係る挿入装置と同様である。

[0197] 本発明の第 2 の実施の形態に係る計測装置は、くも膜下出血の原因である脳動脈瘤の破裂を防止する治療法である脳動脈瘤コイル塞栓術に適している。本治療は、カテーテルを導管として動脈瘤の中にコイルを密に充填する治療である。

[0198] 図 18 は、脳動脈瘤コイル塞栓術用のコイルの構成を示す図である。

図 18 を参照して、脳動脈瘤コイル塞栓術用のコイルは、塞栓に使用されるコイル部 82 と、コイル部 82 を送り込むためのデリバリーワイヤ部 83 とを含む。

[0199] 脳動脈瘤コイル塞栓術用のコイルは、瘤のサイズに合わせた螺旋形状また

は籠型形状を有し、また、カテーテルに挿入しやすいように、使用前は、図 18 に示すようにまっすぐに伸ばされている。

[0200] 術者はデリバリーワイヤ部 83 を操作することで、コイル部 82 を瘤の中に充填する。術者は、コイル部 82 を挿入した後にサイズの異なるコイル部に変更し、また、コイル部 82 を離脱した後にデリバリーワイヤ部 83 を引き抜く。特に、コイル部 82 は柔軟であるので、無理に引き抜くと伸びてしまう。このため、過度な引張力をコイル部 82 に作用させることなくコイル部 82 の引き抜き操作を行なうことが重要である。

[0201] また、コイル塞栓術においては、破裂しやすい動脈瘤の中にコイル部 82 を密に詰めることから、動脈瘤に過度な力を加えないために、デリバリーワイヤ部 83 を挿入する際の挿入力すなわち線状体に作用している圧縮力を測定することも重要である。

[0202] ここで、コイル部 82 は柔軟であるため、使用前は鞘 85 に収められている。カテーテルを経由してコイル部 82 を人体に挿入する場合、鞘 85 とカテーテルの入口とを合わせてコイル部 82 が外へ出ないようにする。そして、デリバリーワイヤ部 83 を押し進めてカテーテル内にコイル部 82 を移動させる。そして、コイル部 82 がカテーテル内に完全に入ると、鞘 85 をデリバリーワイヤ部 83 から抜いて、デリバリーワイヤ部 83 を操作する。

[0203] 鞘 85 はデリバリーワイヤ部 83 より大きい径を持つことから、本発明の第 1 の実施の形態に係る計測装置 60 の本体 52 には鞘 85 を挿入することはできない。鞘 85 をはずして計測装置 60 へコイル部 82 を挿入すると、検出部 56 においてコイル部 82 が広がってしまう。

[0204] そこで、本発明の第 2 の実施の形態に係る計測装置では、以下のように貫通孔を形成する。

[0205] 図 19 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断面図である。図 19 は、本発明の第 1 の実施の形態における図 7 に対応している。図 20 は、図 19 の X X - X X 線に沿った断面を示す断面図である。図 20 は、本発明の第 1 の実施の形態における図 8 に対応している。図 21 は、

図 19 の断面図において、本体 52 に鞘 85 を挿通した状態を示す図である。

- [0206] 図 19 を参照して、計測装置 62 における貫通孔 53 は、鞘 85 の通過する専用溝である鞘溝 84 を含む。より詳細には、鞘溝 84 は、拘束部 55A および拘束部 55B 間に設けられ、検出部 56 に接続され、デリバリーワイヤ 104 の挿通方向および円弧状に湾曲しているデリバリーワイヤ 104 の半径方向と直角な方向の長さが検出部 56 より大きい。
- [0207] このため、図 20 に示すように、鞘 85 は拘束部 55A および 55B 間において鞘溝 84 しか通過することができない。そして、本体 52 に鞘 85 を通すと、図 21 に示すようになる。
- [0208] 計測装置 62 とカテーテルとを接続し、鞘 85 とカテーテルの口とを合わせる。そして、デリバリーワイヤ部 83 を押してコイル部 82 をカテーテルの中に全て入れた後に、鞘 85 を本体 52 から引き抜くと、本体 52 の中にはデリバリーワイヤ部 83 が残ることになる。このとき、デリバリーワイヤ部 83 はその剛性によって湾曲し、デリバリーワイヤ部 83 は鞘 85 より細いために、鞘溝 84 から検出部 56 へ移動し、図 7 に示すような計測装置 60 と同様の湾曲状態となる。
- [0209] 貫通孔 53 における鞘溝 84 以外の部分は、デリバリーワイヤ部 83 の直径よりもわずかに大きい幅を有する。このため、計測装置 60 と同様に、検出部 56 における線状体の位置が作用力に対して一意に決定され、作用力の検出精度を劣化させることなく、鞘 85 を通過させることが可能となる。
- [0210] また、計測装置 62 では、検出部 56 におけるデリバリーワイヤ部 83 が通過しない部分に鞘溝 84 を設けている。すなわち、鞘溝 84 は、デリバリーワイヤ 104 の湾曲方向の反対側に設けられている。鞘溝 84 は、円弧状に湾曲しているデリバリーワイヤ 104 の内周側における検出部 56 の端部に接続されている。このような構成により、鞘溝 84 を容易に作成することができる。
- [0211] その他の構成および動作は第 1 の実施の形態に係る挿入装置と同様である

ため、ここでは詳細な説明を繰り返さない。

[0212] 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。

[0213] <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挿入装置と比べてデリバリーワイヤの速度制御を変更した挿入装置に関する。以下で説明する内容以外は第1の実施の形態に係る挿入装置と同様である。

[0214] 図22は、本発明の第3の実施の形態に係る挿入装置の構成を示す図である。

図22を参照して、挿入装置502では、駆動制御装置40は、計測装置60によって計測されたデリバリーワイヤ104に作用する長手軸方向の圧縮力および引張力に基づいて、駆動装置1によるデリバリーワイヤ104の駆動速度すなわちデリバリーワイヤ104の移動速度を制御する。

[0215] 図23は、本発明の第3の実施の形態に係る挿入装置が行なう駆動速度制御を示す図である。図23において、横軸は、デリバリーワイヤ104に作用する力（作用力）を示し、縦軸は、デリバリーワイヤ104の設定速度に対する実際の駆動速度の割合を示している。ここでは、挿入力を正の作用力とし、引抜力を負の作用力としている。

[0216] 駆動制御装置40は、デリバリーワイヤ104に過度な挿入力および引抜力が作用したとき、デリバリーワイヤ104の駆動速度を設定速度から下げる制御を行なう。

[0217] 駆動制御装置40は、計測装置60によって計測された圧縮力が所定の閾値を超えた場合、または計測装置60によって計測された引張力が所定の閾値を超えた場合には、駆動装置1を制御することにより、圧縮力および引張力が各閾値を超えた量に応じてデリバリーワイヤ104の移動速度を減じるか、またはデリバリーワイヤ104の移動を停止する。

[0218] 具体的には、駆動制御装置40は、デリバリーワイヤ104への作用力が挿入力の閾値 F_{f1} を超えると、挿入速度を設定速度より連続的に減少させ

る。そして、駆動制御装置 40 は、デリバリーワイヤ 104 の挿入力が閾値 F_{f2} を超えると、デリバリーワイヤ 104 の駆動を停止させる。

[0219] また、駆動制御装置 40 は、デリバリーワイヤ 104 への作用力が引張力の閾値 F_{b1} より小さくなると、引抜速度を設定速度より連続的に減少させる。そして、駆動制御装置 40 は、デリバリーワイヤ 104 への引張力が閾値 F_{b2} より小さくなると、デリバリーワイヤ 104 の駆動を停止させる。

[0220] したがって、本発明の第 3 の実施の形態に係る挿入装置では、人体、治療デバイスおよび医療用線状体に過度な挿入力および引抜力が作用することをさらに確実に防ぐことができる。

[0221] その他の構成および動作は第 1 の実施の形態に係る挿入装置と同様であるため、ここでは詳細な説明を繰り返さない。

[0222] 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。

[0223] <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挿入装置と比べて線状体に作用する圧縮力および引張力の計測方法を変更した挿入装置に関する。以下で説明する内容以外は第 1 の実施の形態に係る挿入装置と同様である。

[0224] 図 24 は、本発明の第 4 の実施の形態に係る挿入装置における駆動装置の構成を示す図である。

[0225] 図 24 を参照して、挿入装置 503 は、駆動装置 1 と、駆動力換算部 76 と、駆動力表示部 77 とを備える。駆動装置 1 は、速度制御部 71 と、電流検出器 72 と、モータ 73 と、エンコーダ（回転速度検出部）74 と、速度検出部 75 とを含む。モータ 73 は、挿入装置 501 におけるモータ 3 に相当する。

[0226] 本発明の第 1 の実施の形態に係る駆動装置 1 において減速機 9 を削除するか、あるいは減速機 9 の減速比を小さくすることにより、デリバリーワイヤ 104 に対する駆動力をモータ 73 の負荷で検出可能とする。これにより、モータ 73 の駆動電流からデリバリーワイヤ 104 に作用する力を推定する

ことができる。この場合、モータ 73 の出力はデリバリーワイヤ 104 の負荷に影響するので、モータ 73 の速度を制御するためには、モータに回転エンコーダを設ける必要がある。

[0227] モータ 73 は、供給された駆動電流に基づいて、デリバリーワイヤ 104 を長手軸方向へ移動させるための回転力を発生する。エンコーダ 74 は、モータ 73 の回転速度を検出する。速度検出部 75 は、エンコーダ 74 によって検出された回転速度に基づいてデリバリーワイヤ 104 の長手軸方向の移動速度を検出する。速度制御部 71 は、線状体速度検出部 75 によって検出された移動速度が駆動制御装置 40 から受けた指令速度に等しくなるように駆動電流を生成する。電流検出器 72 は、駆動電流を検出する。

[0228] 駆動力換算部 76 は、電流検出器 72 によって検出された駆動電流に基づいてデリバリーワイヤ 104 に作用する圧縮力および引張力を計測する。すなわち、駆動力換算部 76 は、電流検出器 72 によって検出された駆動電流を駆動力に換算する。駆動力換算部 76 が、挿入装置 501 における計測装置 60 の代わりとなる。

[0229] 駆動力表示部 77 は、駆動力換算部 76 によって換算された駆動力を表示する。なお、挿入装置 503 は、挿入装置 501 と同様に、駆動力換算部 76 によって換算された駆動力に基づいて音および光を発する構成であってもよい。

[0230] その他の構成および動作は第 1 の実施の形態に係る挿入装置と同様であるため、ここでは詳細な説明を繰り返さない。

[0231] 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。

[0232] <第 5 の実施の形態>

本実施の形態は、挿入装置の計測結果を記録する記録システムに関する。以下で説明する内容以外は第 1 の実施の形態に係る挿入装置と同様である。

[0233] 図 25 は、本発明の第 5 の実施の形態に係る線状体操作記録システムの構成を示す図である。

- [0234] 図25を参照して、線状体操作記録システム301は、映像カメラ201と、マイク202と、挿入装置501と、変調器203, 204と、混合器205と、映像記録装置206と、映像モニタ207と、スピーカ208と、分離機209と、復調器210, 211と、作用力表示部212と、駆動速度表示部213とを備える。
- [0235] 映像カメラ201は、体内の管に挿入されているデリバリーワイヤ104の先端部およびその周辺のX線透視画像を撮像して映像信号を生成する。映像カメラ201で生成された映像信号は、映像記録装置206の画像入力端子に与えられる。マイク202は、デリバリーワイヤ104を用いた手術中の音声を音声信号に変換する。マイク202で生成された音声信号は、映像記録装置206のステレオ音声入力端子対のうち的一方の端子（図25では左側音声入力端子）に与えられる。
- [0236] 挿入装置501における計測装置60は、デリバリーワイヤ104の長手軸方向の圧縮力および引張力を計測し、その計測値を示す信号を出力する。変調器203は、計測装置60から受けた信号を変調して出力する。挿入装置501における駆動制御装置40は、デリバリーワイヤ104の駆動速度を示す信号を出力する。変調器204は、駆動制御装置40から受けた信号を変調して出力する。混合器205は、変調器203の出力信号および変調器204の出力信号を混合する。混合器205によって混合された信号は、映像記録装置206のステレオ音声入力端子対のうちの他方の端子（図25では右側音声入力端子）に与えられる。混合器205によって混合された信号は、映像記録装置206により、映像カメラ201からのX線透視画像およびマイク202からの音声とともにDVDレコーダやビデオテープなどの映像記録メディアに記録される。ここで、映像記録装置206は、映像カメラ201からのX線透視画像、マイク202からの音声、デリバリーワイヤ104の長手軸方向の圧縮力および引張力、ならびにデリバリーワイヤ104の駆動速度を同期させて記録する、すなわち互いに時間的に対応付けて記録する。

- [0237] 再生時において、映像モニタ 207 は、映像記録装置 206 から受けた映像信号に基づいて X 線透視画像を表示する。スピーカ 208 は、映像記録装置 206 から受けた音声信号に基づいて音を発する。分離機 209 は、たとえばフィルタであり、映像記録装置 206 から受けた混合信号を分離する。復調器 210 は、分離機 209 によって分離された信号を復調して作用力を示す信号を出力する。復調器 211 は、分離機 209 によって分離された信号を復調して駆動速度を示す信号を出力する。作用力表示部 212 は、復調器 211 から受けた信号に基づいて作用力を表示する。駆動速度表示部 213 は、復調器 210 から受けた信号に基づいて駆動速度を表示する。
- [0238] なお、線状体操作記録システム 301 では、音声信号に作用力および駆動速度を示す信号を混合することにより記録を行なったが、映像信号に混合することにより記録を行なってもよい。
- [0239] その他の構成および動作は第 1 の実施の形態に係る挿入装置と同様であるため、ここでは詳細な説明を繰り返さない。
- [0240] 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。
- [0241] <第 6 の実施の形態>
- 本実施の形態は、第 1 の実施の形態に係る挿入装置と比べて組み付け構造を変更した挿入装置に関する。以下で説明する内容以外は第 1 の実施の形態に係る挿入装置と同様である。
- [0242] 図 26 は、本発明の第 6 の実施の形態に係る挿入装置における Y コネクタ、計測装置および駆動装置の分離構造を示す図である。
- [0243] 図 26 を参照して、挿入装置 504 では、Y コネクタ 31 はラインセンサ 80 と着脱可能である。ラインセンサハウジング 51 および光源器 81 は、たとえば、土台 22 を介して駆動装置 1 と一体化されている。光源器 81 は可動式であり、Y コネクタ 31 を嵌め合い溝 24 においてラインセンサハウジング 51 に嵌め込んだ後、光源器 81 を所定の位置にずらす。これにより、デリバリーワイヤ 104 を挟んでラインセンサハウジング 51 と光源器 8

1とが対向する。ラインセンサハウジング51にレンズ23およびラインセンサ80が組み込まれている。

[0244] Yコネクタ31にマーカ21を設けておき、ラインセンサハウジング51においてマーカ21の位置を検出し、この位置に基づいて作用力の計測結果を補正する。これにより、デリバリーワイヤ104の撓みに基づく作用力計測における換算が、嵌め込み位置によって誤ることを防ぐことができる。

[0245] その他の構成および動作は第1の実施の形態に係る挿入装置と同様であるため、ここでは詳細な説明を繰り返さない。

[0246] 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。

[0247] <第7の実施の形態>

本実施の形態は、第6の実施の形態に係る挿入装置と比べて光源器をラインセンサハウジングに設けた挿入装置に関する。以下で説明する内容以外は第6の実施の形態に係る挿入装置と同様である。

[0248] 図27は、本発明の第7の実施の形態に係る挿入装置におけるYコネクタ、計測装置および駆動装置の分離構造を示す図である。

[0249] 図27を参照して、挿入装置505では、Yコネクタ31に反射板27を設置し、光源器81をラインセンサ80と並べてハウジング51に設置する。光源器81から出力される光を反射板27によって反射させ、この反射光をラインセンサ80が受光する。

[0250] 挿入装置505では、Yコネクタ31とラインセンサハウジング51とが分離可能であって、可動式光源を使用する挿入装置504において、反射板27およびYコネクタ31を一体化することにより、Yコネクタ31をラインセンサハウジング51に取り付けた後に光源器81を所定の位置にずらす煩わしさを無くすことができる。

[0251] その他の構成および動作は第6の実施の形態に係る挿入装置と同様であるため、ここでは詳細な説明を繰り返さない。

[0252] 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。

[0253] <第 8 の実施の形態>

図 28 は、本発明の第 8 の実施の形態に係る訓練装置の構成を示す図である。

[0254] 図 28 を参照して、訓練装置 302 は、挿入装置 501 と、シミュレータ 26 とを備える。

[0255] デリバリーワイヤ 104 を把持する術者がデリバリーワイヤ 104 をシミュレータ 26 の内部へ進めたり、シミュレータ 26 から引き抜いたりするためにデリバリーワイヤ 104 に圧縮力または引張力をかけると、その圧縮力または引張力が表示器 93 によって表示される。

[0256] シミュレータ 26 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はシミュレータ 26 の表示画像を見ながらデリバリーワイヤ 104 を操作する。シミュレータ 26 は、挿入されたデリバリーワイヤ 104 に対する挿入抵抗および引抜抵抗を変化させる。デリバリーワイヤ 104 に作用する圧縮力および引張力が所定の閾値以上の場合に、警告音がスピーカ 92 から出力される。

[0257] なお、図 28 では挿入装置 501 およびシミュレータ 26 が分離されているが、計測装置 501 およびシミュレータ 26 が一体化される構成であってもよい。また、表示器 93 の代わりにシミュレータ 26 の表示する模擬透視画像にデリバリーワイヤ 104 に作用する圧縮力および引張力を追加表示する構成であってもよい。

[0258] 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。

[0259] その他の構成および動作は第 1 の実施の形態に係る挿入装置と同様であるため、ここでは詳細な説明を繰り返さない。

[0260] 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なくて請求の

範囲によって示され、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。

符号の説明

[0261] 1 駆動装置、2 ハウジング、2 a 大室、2 b 小室、3 モータ、4 回転シャフト、5 a 回転面、5 b 溝、5 駆動ローラ、6 a 回転面、6 従動ローラ、7 支持部材、8 弾性体、9 減速機、10 蓋部材、11 蝶番、12 レバー、13 突起部、14 係止部、15 弾性部、16 a 孔部、16 隔壁、17 案内溝、18 突き出し部、19 シール部、21 マーカ、22 土台、23 レンズ、24 嵌め合い溝、26 シミュレータ、27 反射板、31 Yコネクタ、32 入力ポート、33 入力ポート、34 出力ポート、40 駆動制御装置、41 挿入用フットスイッチ、42 配線、43 挿入速度指令部、44 配線、45、50 ボリュームスイッチ、46 引拔用フットスイッチ、47 配線、48 引拔速度指令部、49 配線、51 ハウジング、52 本体、53 貫通孔、54 A, 54 B 入出力ポート、55 A, 55 B 拘束部、56 検出部、57, 58 内壁、59 凹部、60 計測装置、61 内壁、62 計測装置、63, 64 境界部分、65 点灯回路、66 変換回路、67 線状体選択器、71 速度制御部、72 電流検出器、73 モータ、74 エンコーダ、75 速度検出部、76 駆動力換算部、77 駆動力表示部、80 ラインセンサ、81 光源器、82 コイル部、83 デリバリーワイヤ部、84 鞘溝、85 鞘、90 センサ出力制御装置、91 配線、92 スピーカ、93 表示器、94 警告ランプ、100 医療器具、101 コイル、102 子カテーテル、103 親カテーテル、104 デリバリーワイヤ、105, 106 把持部、111, 121 Yコネクタ、112, 122 入力ポート、131 人体、132 血管、133 動脈瘤、133 脳動脈瘤、134 コイル密度大領域、135 コイル密度小領域、201 映像カメラ、202 マイク、203, 204 変調器、205 混合器、206 映像記録装置、207 映像モニタ、

208 スピーカ、209 分離機、210, 211 復調器、212 作用力表示部、213 駆動速度表示部、301 線状体操作記録システム、302 訓練装置、501~505 挿入装置。

請求の範囲

- [請求項1] 医療用線状体（104）を体内の管へ挿入する挿入装置であって、前記医療用線状体（104）を長手軸方向へ移動させる駆動装置（1）と、
- 前記医療用線状体（104）に作用する長手軸方向の圧縮力および引張力を計測する計測装置（60）と、
- 前記計測装置（60）によって計測された圧縮力および引張力を術者に通報する通報装置（92, 93）とを備える、挿入装置。
- [請求項2] さらに、前記計測装置（60）によって計測された圧縮力が第1の閾値を超えた場合、または前記計測装置（60）によって計測された引張力が第2の閾値を超えた場合には、前記駆動装置（1）を制御することにより、前記圧縮力および前記引張力がそれぞれ前記第1および第2の閾値を超えた量に応じて前記医療用線状体（104）の移動速度を減じるか、または前記医療用線状体（104）の移動を停止させる制御装置（40）を備える、請求の範囲第1項に記載の挿入装置。
- [請求項3] さらに、カテーテルの中に前記医療用線状体（104）を挿入するためのYコネクタ（31）を備え、
- 前記駆動装置（1）は、前記Yコネクタ（31）における前記医療用線状体（104）の挿入口側に配置され、前記Yコネクタ（31）と着脱可能になっている、請求の範囲第1項に記載の挿入装置。
- [請求項4] 前記医療用線状体（104）は、先端に塞栓用コイル（101）が設けられたデリバリーワイヤ（104）である、請求の範囲第1項に記載の挿入装置。
- [請求項5] さらに、前記術者の操作に応答して、前記駆動装置（1）による前記医療用線状体（104）の移動を開始および停止させるためのフットスイッチ（41, 46）を備える、請求の範囲第1項に記載の挿入装置。

[請求項6] 前記通報装置（92, 93）は、前記医療用線状体（104）に作用する圧縮力および引張力を術者に光または音によって通報し、前記計測装置（60）によって計測された圧縮力および引張力の大きさに応じて、光の輝度、光の波長、光の周波数、断続的に発生する光の所定時間あたりの数、音量、音の波長、音の周波数または断続的に発生する音の所定時間あたりの数を変更する、請求の範囲第1項に記載の挿入装置。

[請求項7] 前記計測装置（60）は、前記医療用線状体（104）を挿通するための貫通孔（53）が形成された本体（52）を含み、

前記貫通孔（53）は、前記貫通孔（53）の内部において前記医療用線状体（104）が円弧状に湾曲し、前記圧縮力および前記引張力に応じて前記医療用線状体（104）の湾曲度合いが変化することを許容するように形成され、

前記計測装置（60）は、

さらに、前記医療用線状体（104）の湾曲度合いを検出するセンサ（80）と、

前記センサ（80）によって検出された前記湾曲度合いを、前記医療用線状体（104）に作用する圧縮力および引張力を示す信号に変換する変換回路（66）とを含み、

前記変換回路（66）は、

前記医療用線状体（104）に圧縮力および引張力が作用していないときの前記医療用線状体（104）の湾曲度合いと比べて前記医療用線状体（104）の湾曲度合いが増加した場合には、検出された前記湾曲度合いを前記医療用線状体（104）に作用する圧縮力を示す信号に変換し、

前記医療用線状体（104）に圧縮力および引張力が作用していないときの前記医療用線状体（104）の湾曲度合いと比べて前記医療用線状体（104）の湾曲度合いが減少した場合には、検出された前

記湾曲度合いを前記医療用線状体（１０４）に作用する引張力を示す信号に変換する、請求の範囲第１項に記載の挿入装置。

[請求項8] さらに、カテーテルの中に前記医療用線状体（１０４）を挿入するためのＹコネクタ（３１）を備え、

前記計測装置（６０）は前記Ｙコネクタ（３１）と一体化されている、請求の範囲第７項に記載の挿入装置。

[請求項9] 前記センサ（８０）は、光源器（８１）が発する光を受けるための受光器（８０）を含み、前記光源器（８１）が発する光を前記医療用線状体（１０４）が遮って、前記受光器（８１）の受ける光量が小さくなる位置を検出することによって、前記医療用線状体（１０４）の湾曲度合いを検出するための光学式のラインセンサ（８０）である、請求の範囲第７項に記載の挿入装置。

[請求項10] さらに、カテーテルの中に前記医療用線状体（１０４）を挿入するためのＹコネクタ（３１）を備え、

前記Ｙコネクタ（３１）は前記ラインセンサ（８０）と着脱可能になっている、請求の範囲第９項に記載の挿入装置。

[請求項11] 前記ラインセンサ（８０）と前記駆動装置（１）とは土台（２２）を介して一体化されている、請求の範囲第９項に記載の挿入装置。

[請求項12] 前記駆動装置（１）は、
回転力発生器（３）と、
前記回転力発生器で発生した回転力によって回転駆動される駆動ローラ（５）と、

前記駆動ローラ（５）の回転に従動して回転する従動ローラ（６）と、

前記回転力発生器（３）、前記駆動ローラ（５）および前記従動ローラ（６）を内包するケース（２）と、

前記ケース（２）と前記従動ローラ（６）との間に設けられた弾性体（８）とを含み、

前記駆動ローラ（５）の回転面および前記従動ローラ（６）の回転面によって医療用線状体（１０４）が挟持され、

前記従動ローラ（６）は、前記弾性体（８）を介して前記ケース（２）に支持され、前記弾性体（８）の弾性力によって前記駆動ローラ（５）に押圧され、

前記駆動ローラ（５）に対する前記従動ローラ（６）の押圧は手動で解除可能になっている、請求の範囲第１項に記載の挿入装置。

[請求項13]

前記駆動装置（１）は、

供給された駆動電流に基づいて、前記医療用線状体（１０４）を長手軸方向へ移動させるための回転力を発生する回転力発生器（７３）と、

前記駆動電流を検出する電流検出器（７２）とを含み、

前記計測装置（７６）は、前記電流検出器（７２）によって検出された前記駆動電流に基づいて前記医療用線状体（１０４）に作用する圧縮力および引張力を計測する、請求の範囲第１項に記載の挿入装置。

[請求項14]

さらに、前記術者の操作に応答して、前記駆動装置（１）による前記医療用線状体（１０４）の移動速度を制御する線状体速度指令部（４３、４８）を備える、請求の範囲第１項に記載の挿入装置。

[請求項15]

請求の範囲第１項に記載の挿入装置を備える、訓練装置。

[請求項16]

医療用線状体（１０４）を体内の管へ挿入する挿入装置と、記録装置（２０６）とを備え、

前記挿入装置は、

前記医療用線状体（１０４）を長手軸方向へ移動させる駆動装置（１）と、

前記医療用線状体（１０４）に作用する長手軸方向の圧縮力および引張力を計測する計測装置（６０）と、

前記計測装置（６０）によって計測された圧縮力および引張力を術

者に通報する通報装置（92, 93）とを含み、

前記記録装置（206）は、前記医療用線状体（104）を撮影して得られた画像と、前記計測装置（60）によって計測された圧縮力および引張力とを時間的に対応付けて記録する、記録システム。

[請求項17]

前記記録装置（206）は、前記画像と、前記圧縮力および引張力と、前記駆動装置（1）による前記医療用線状体（104）の移動速度とを時間的に対応付けて記録する、請求の範囲第16項に記載の記録システム。

補正された請求の範囲
[2011年2月18日(18.02.2011)国際事務局受理]

- [請求項1] (補正後) 医療用線状体(104)を体内の管へ挿入する挿入装置であって、
前記医療用線状体(104)を長手軸方向へ移動させる駆動装置(1)と、
術者の操作に応答して、前記駆動装置(1)による前記医療用線状体(104)の移動を開始および停止させるためのフットスイッチ(41, 46)と、
前記医療用線状体(104)に作用する長手軸方向の圧縮力および引張力を計測する計測装置(60)と、
前記計測装置(60)によって計測された圧縮力および引張力を前記術者に通報する通報装置(92, 93)とを備える、挿入装置。
- [請求項2] さらに、前記計測装置(60)によって計測された圧縮力が第1の閾値を超えた場合、または前記計測装置(60)によって計測された引張力が第2の閾値を超えた場合には、前記駆動装置(1)を制御することにより、前記圧縮力および前記引張力がそれぞれ前記第1および第2の閾値を超えた量に応じて前記医療用線状体(104)の移動速度を減じるか、または前記医療用線状体(104)の移動を停止させる制御装置(40)を備える、請求の範囲第1項に記載の挿入装置。
- [請求項3] さらに、カテーテルの中に前記医療用線状体(104)を挿入するためのYコネクタ(31)を備え、
前記駆動装置(1)は、前記Yコネクタ(31)における前記医療用線状体(104)の挿入口側に配置され、前記Yコネクタ(31)と着脱可能になっている、請求の範囲第1項に記載の挿入装置。
- [請求項4] 前記医療用線状体(104)は、先端に塞栓用コイル(101)が設けられたデリバリーワイヤ(104)である、請求の範囲第1項に記載の挿入装置。

[請求項5] (削除)

[請求項6] (補正後) 前記通報装置(92, 93)は、前記医療用線状体(104)に作用する圧縮力および引張力を前記術者に光または音によって通報し、前記計測装置(60)によって計測された圧縮力および引張力の大きさに応じて、光の輝度、光の波長、光の周波数、断続的に発生する光の所定時間あたりの数、音量、音の波長、音の周波数または断続的に発生する音の所定時間あたりの数を変更する、請求の範囲第1項に記載の挿入装置。

[請求項7] 前記計測装置(60)は、前記医療用線状体(104)を挿通するための貫通孔(53)が形成された本体(52)を含み、

前記貫通孔(53)は、前記貫通孔(53)の内部において前記医療用線状体(104)が円弧状に湾曲し、前記圧縮力および前記引張力に応じて前記医療用線状体(104)の湾曲度合いが変化することを許容するように形成され、

前記計測装置(60)は、

さらに、前記医療用線状体(104)の湾曲度合いを検出するセンサ(80)と、

前記センサ(80)によって検出された前記湾曲度合いを、前記医療用線状体(104)に作用する圧縮力および引張力を示す信号に変換する変換回路(66)とを含み、

前記変換回路(66)は、

前記医療用線状体(104)に圧縮力および引張力が作用していないときの前記医療用線状体(104)の湾曲度合いと比べて前記医療用線状体(104)の湾曲度合いが増加した場合には、検出された前記湾曲度合いを前記医療用線状体(104)に作用する圧縮力を示す信号に変換し、

前記医療用線状体(104)に圧縮力および引張力が作用していないときの前記医療用線状体(104)の湾曲度合いと比べて前記医療

用線状体（104）の湾曲度合いが減少した場合には、検出された前記湾曲度合いを前記医療用線状体（104）に作用する引張力を示す信号に変換する、請求の範囲第1項に記載の挿入装置。

[請求項8] さらに、カテーテルの中に前記医療用線状体（104）を挿入するためのYコネクタ（31）を備え、

前記計測装置（60）は前記Yコネクタ（31）と一体化されている、請求の範囲第7項に記載の挿入装置。

[請求項9] 前記センサ（80）は、光源器（81）が発する光を受けるための受光器（80）を含み、前記光源器（81）が発する光を前記医療用線状体（104）が遮って、前記受光器（81）の受ける光量が小さくなる位置を検出することによって、前記医療用線状体（104）の湾曲度合いを検出するための光学式のラインセンサ（80）である、請求の範囲第7項に記載の挿入装置。

[請求項10] さらに、カテーテルの中に前記医療用線状体（104）を挿入するためのYコネクタ（31）を備え、

前記Yコネクタ（31）は前記ラインセンサ（80）と着脱可能になっている、請求の範囲第9項に記載の挿入装置。

[請求項11] 前記ラインセンサ（80）と前記駆動装置（1）とは土台（22）を介して一体化されている、請求の範囲第9項に記載の挿入装置。

[請求項12] 前記駆動装置（1）は、

回転力発生器（3）と、

前記回転力発生器で発生した回転力によって回転駆動される駆動ローラ（5）と、

前記駆動ローラ（5）の回転に従動して回転する従動ローラ（6）と、

前記回転力発生器（3）、前記駆動ローラ（5）および前記従動ローラ（6）を内包するケース（2）と、

前記ケース（2）と前記従動ローラ（6）との間に設けられた弾性

体（８）とを含み、

前記駆動ローラ（５）の回転面および前記従動ローラ（６）の回転面によって医療用線状体（１０４）が挟持され、

前記従動ローラ（６）は、前記弾性体（８）を介して前記ケース（２）に支持され、前記弾性体（８）の弾性力によって前記駆動ローラ（５）に押圧され、

前記駆動ローラ（５）に対する前記従動ローラ（６）の押圧は手動で解除可能になっている、請求の範囲第１項に記載の挿入装置。

[請求項13]

前記駆動装置（１）は、

供給された駆動電流に基づいて、前記医療用線状体（１０４）を長手軸方向へ移動させるための回転力を発生する回転力発生器（７３）と、

前記駆動電流を検出する電流検出器（７２）とを含み、

前記計測装置（７６）は、前記電流検出器（７２）によって検出された前記駆動電流に基づいて前記医療用線状体（１０４）に作用する圧縮力および引張力を計測する、請求の範囲第１項に記載の挿入装置。

[請求項14]

さらに、前記術者の操作に応答して、前記駆動装置（１）による前記医療用線状体（１０４）の移動速度を制御する線状体速度指令部（４３、４８）を備える、請求の範囲第１項に記載の挿入装置。

[請求項15]

請求の範囲第１項に記載の挿入装置を備える、訓練装置。

[請求項16]

医療用線状体（１０４）を体内の管へ挿入する挿入装置と、記録装置（２０６）とを備え、

前記挿入装置は、

前記医療用線状体（１０４）を長手軸方向へ移動させる駆動装置（１）と、

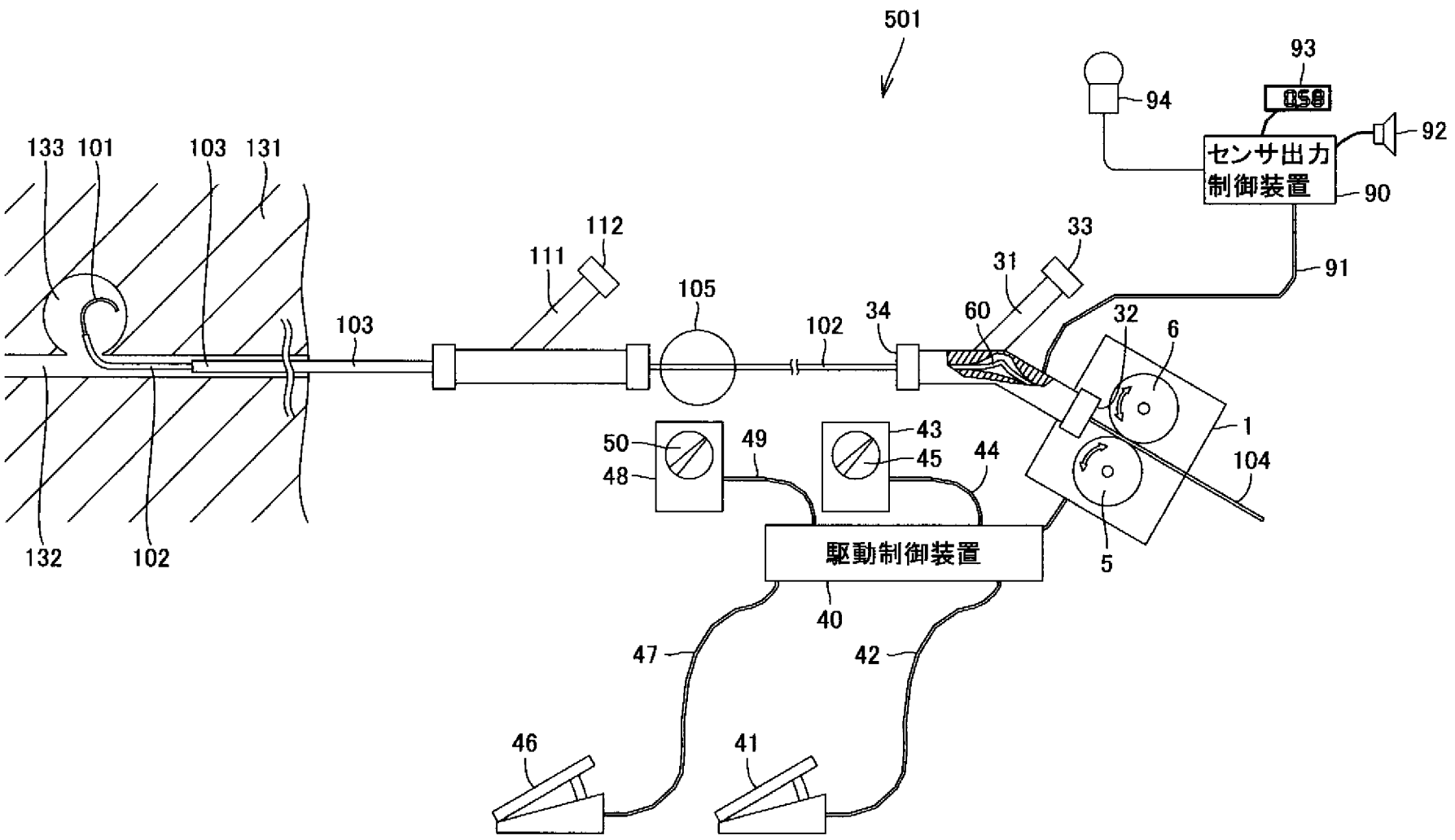
前記医療用線状体（１０４）に作用する長手軸方向の圧縮力および引張力を計測する計測装置（６０）と、

前記計測装置（60）によって計測された圧縮力および引張力を術者に通報する通報装置（92, 93）とを含み、

前記記録装置（206）は、前記医療用線状体（104）を撮影して得られた画像と、前記計測装置（60）によって計測された圧縮力および引張力とを時間的に対応付けて記録する、記録システム。

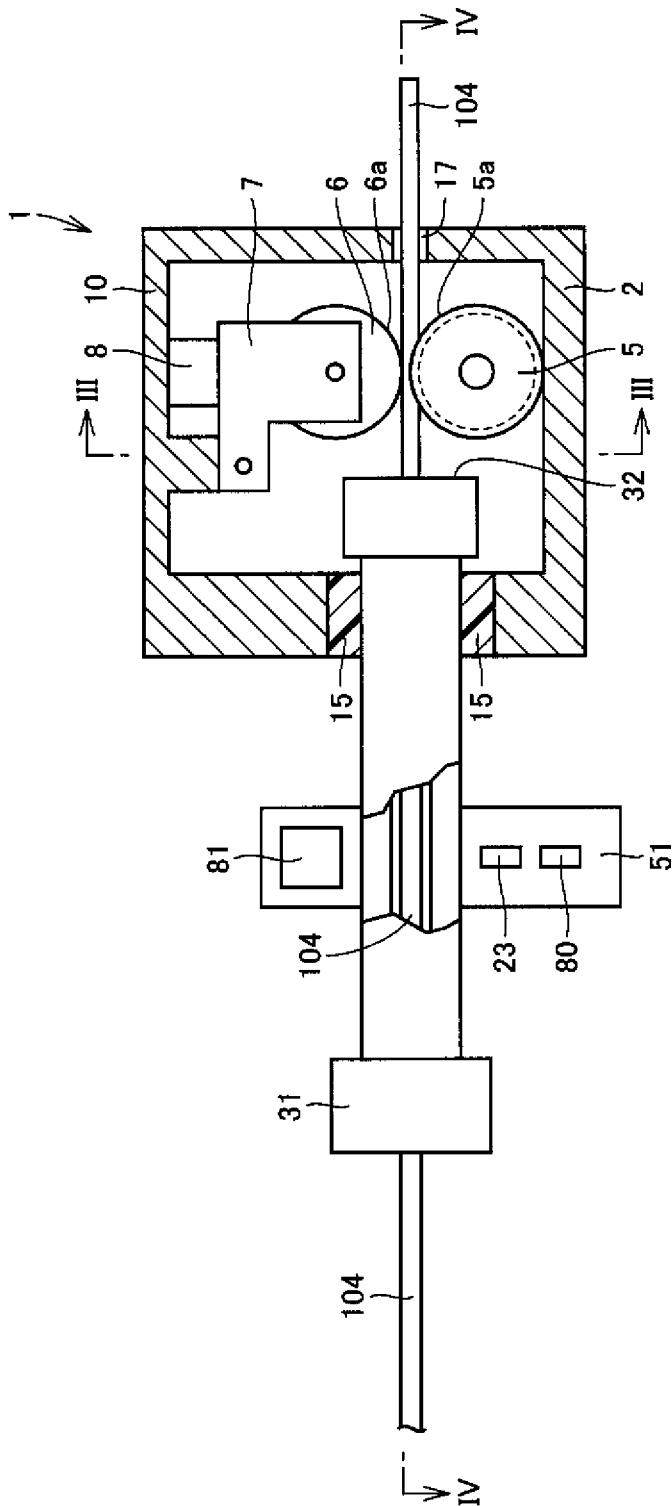
[請求項17]

前記記録装置（206）は、前記画像と、前記圧縮力および引張力と、前記駆動装置（1）による前記医療用線状体（104）の移動速度とを時間的に対応付けて記録する、請求の範囲第16項に記載の記録システム。

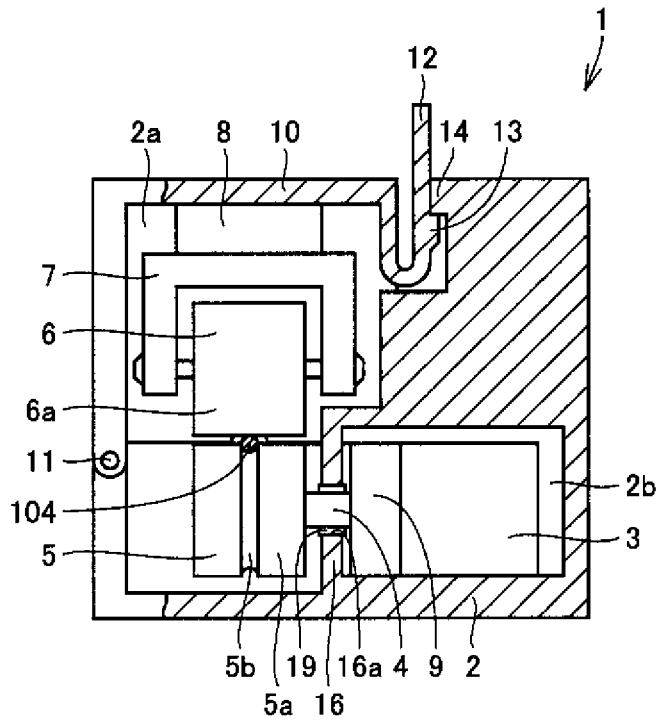


[図1]

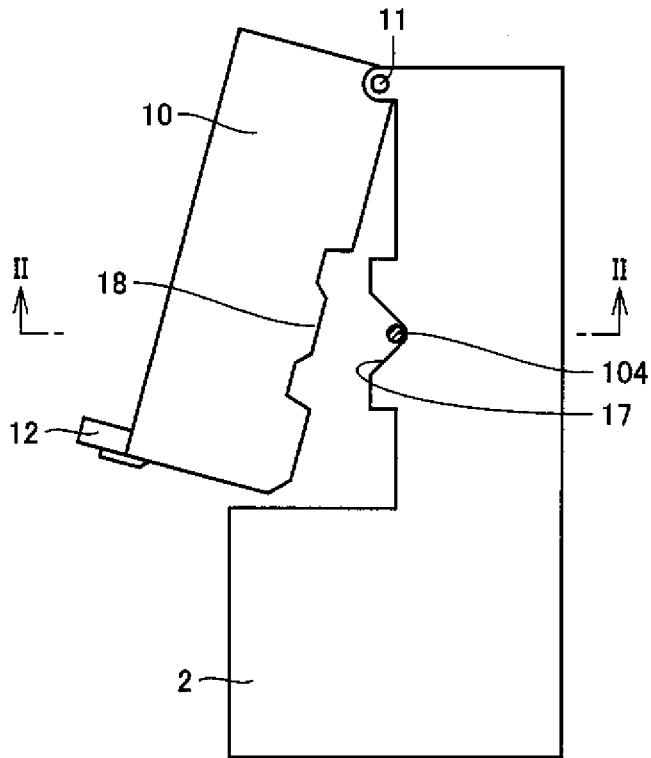
[図2]



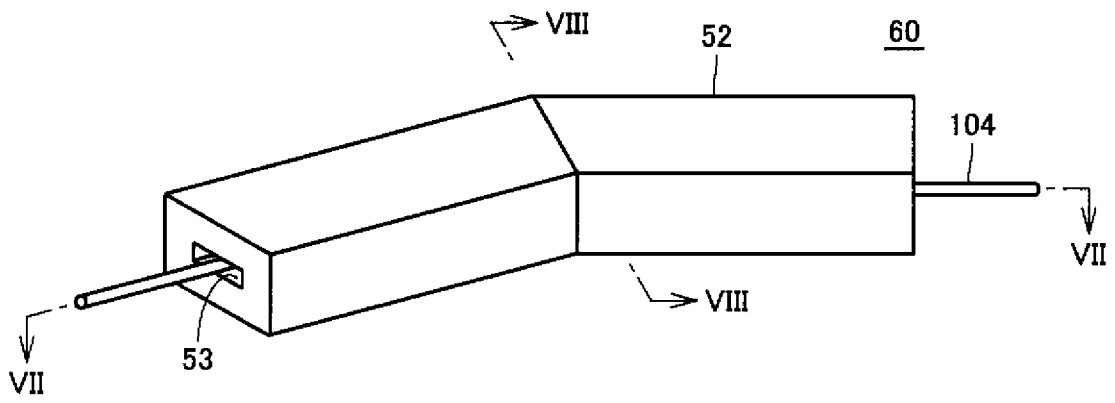
[図3]



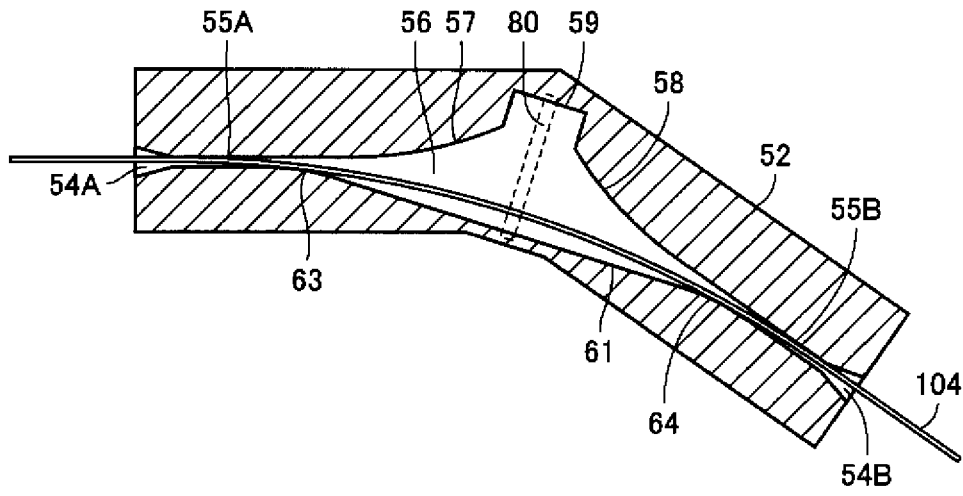
[図5]



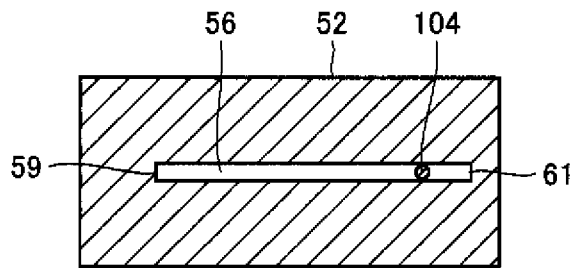
[図6]



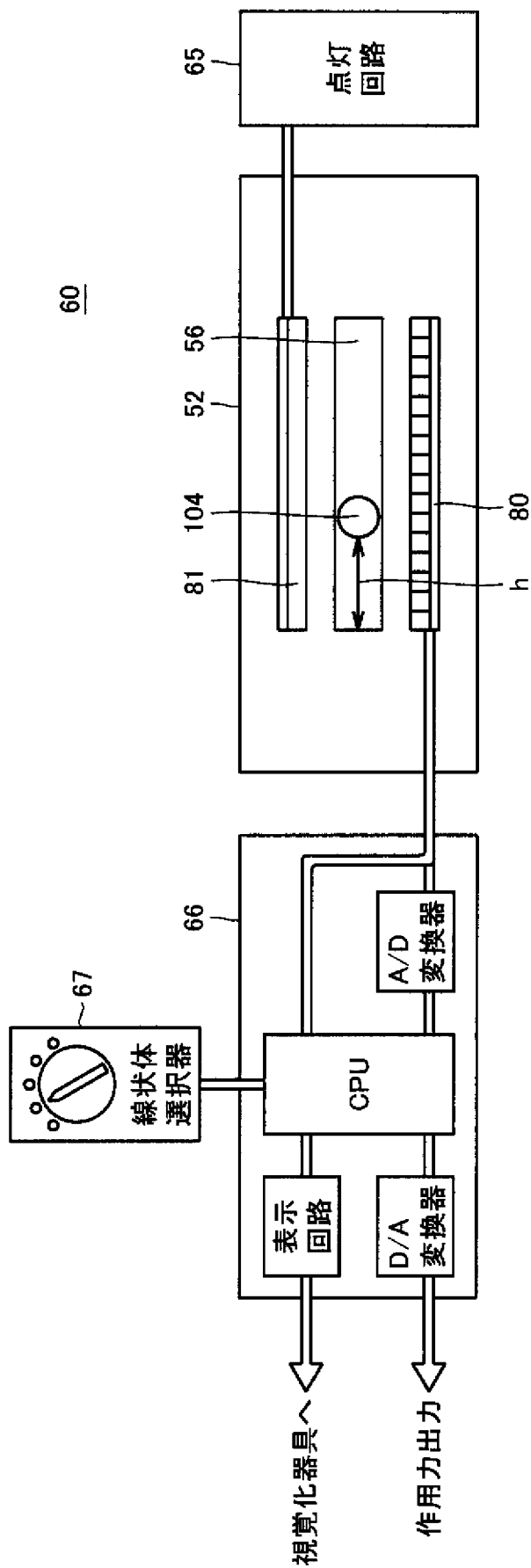
[図7]



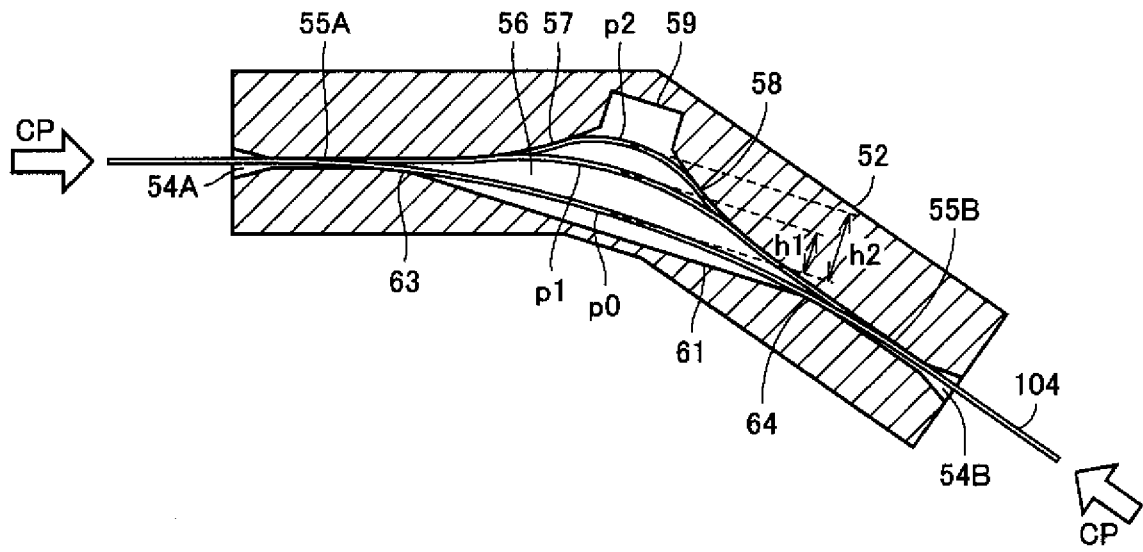
[図8]



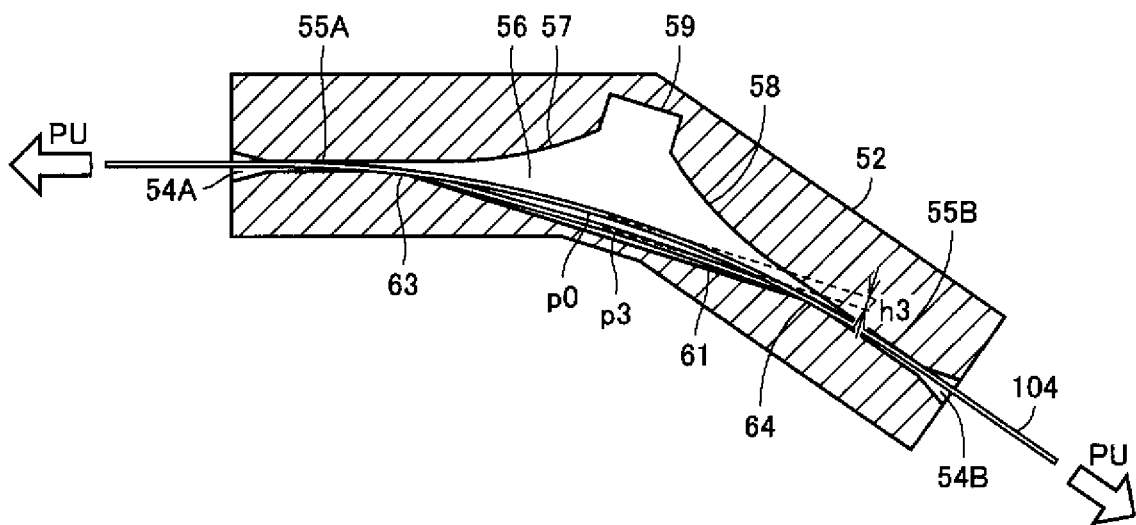
[図9]



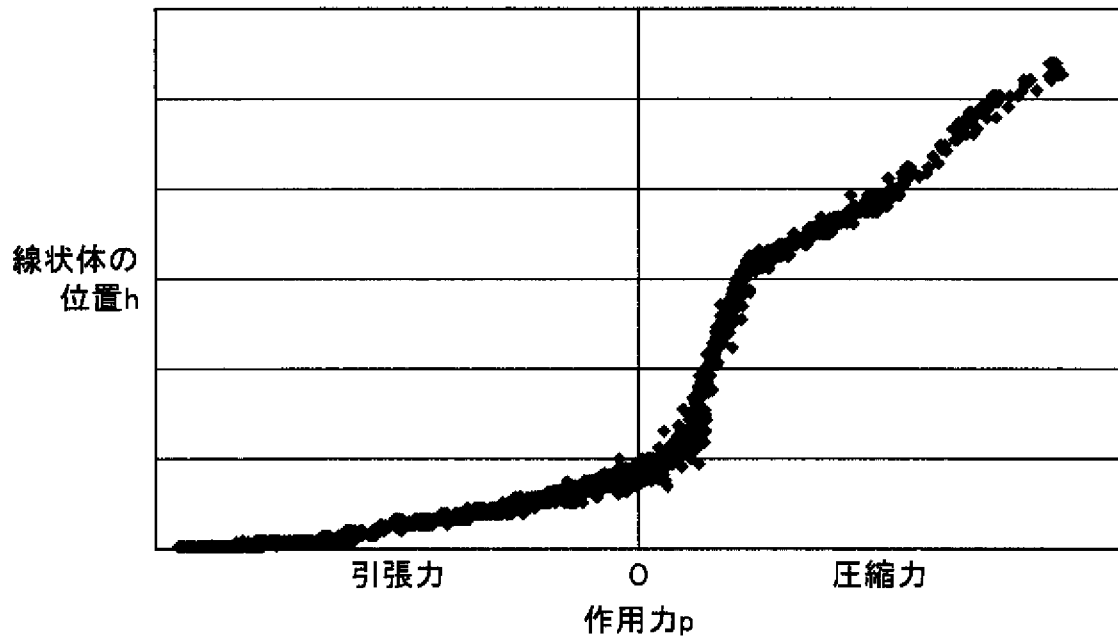
[図10]



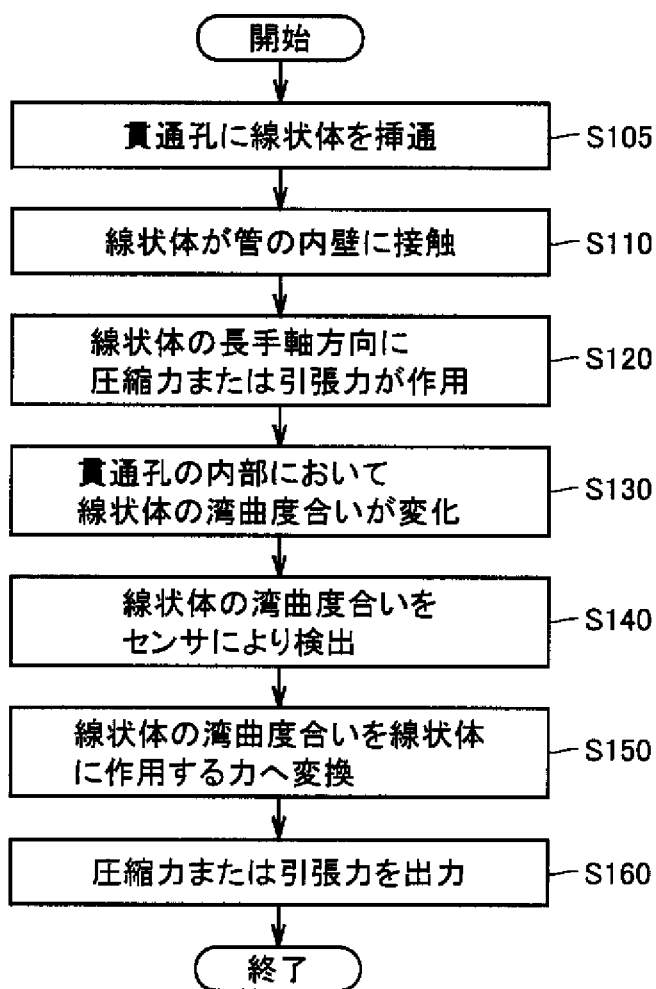
[図11]



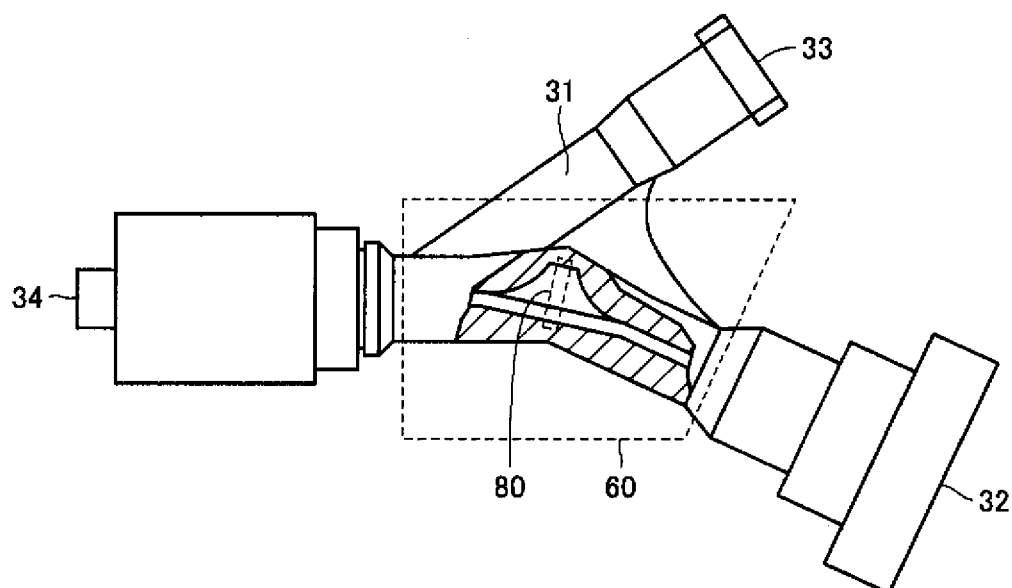
[図12]



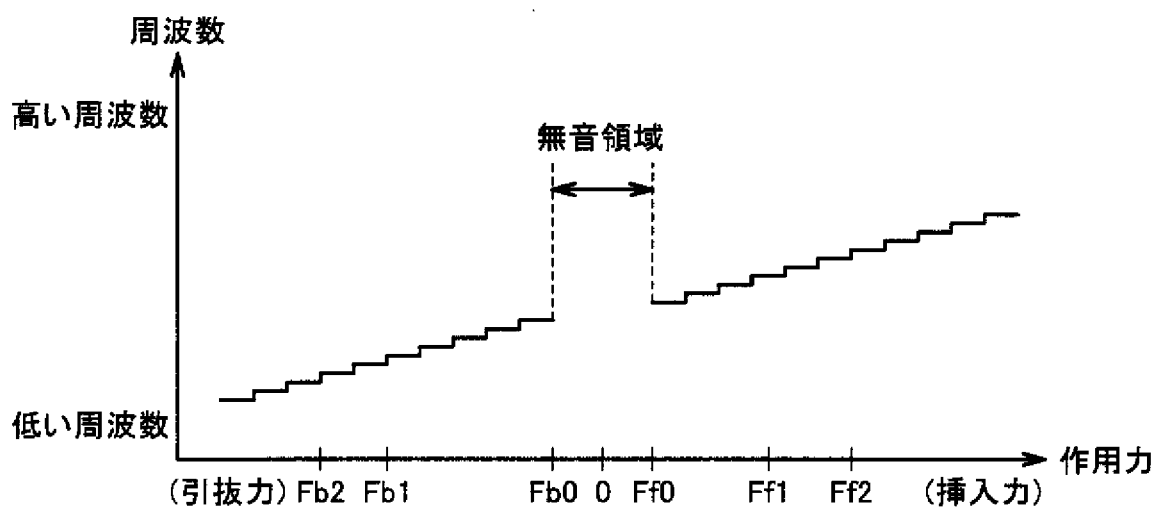
[図13]



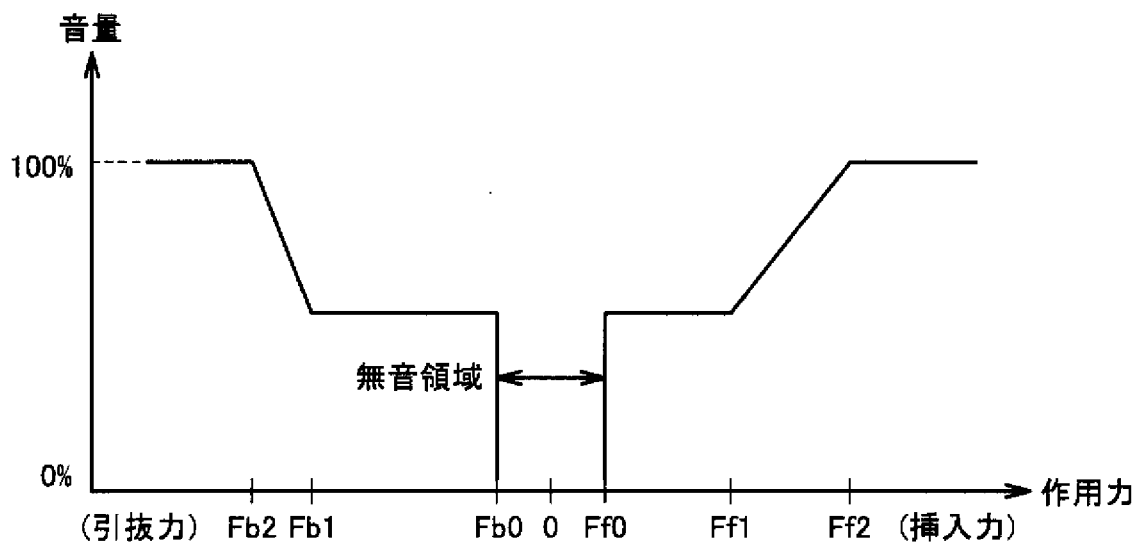
[図14]



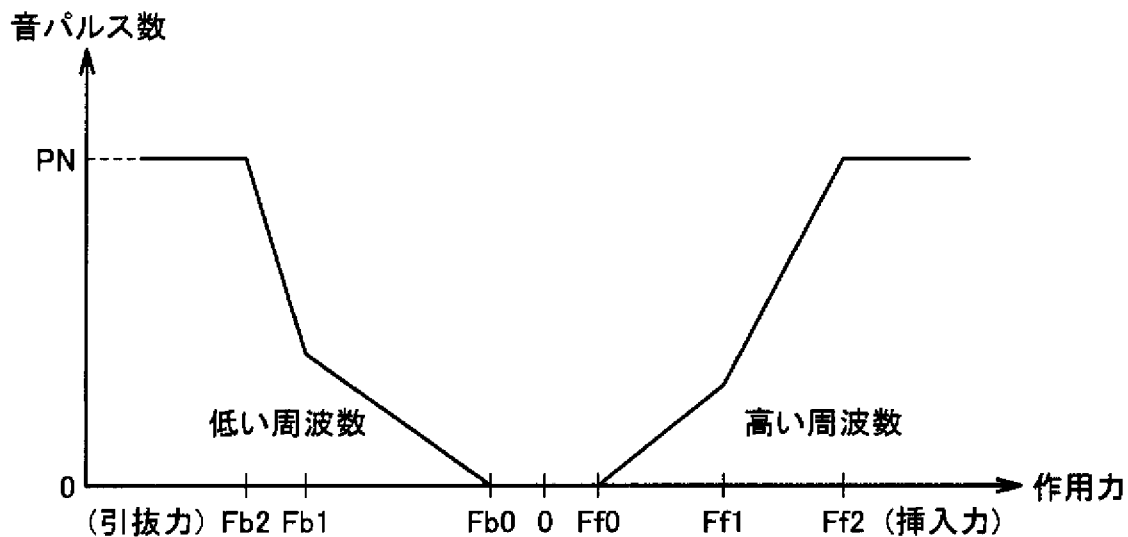
[図15]



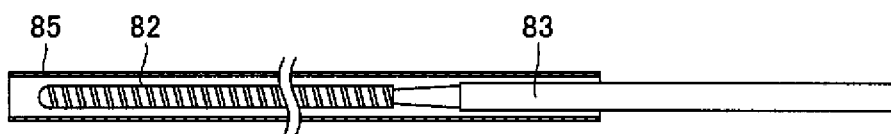
[図16]



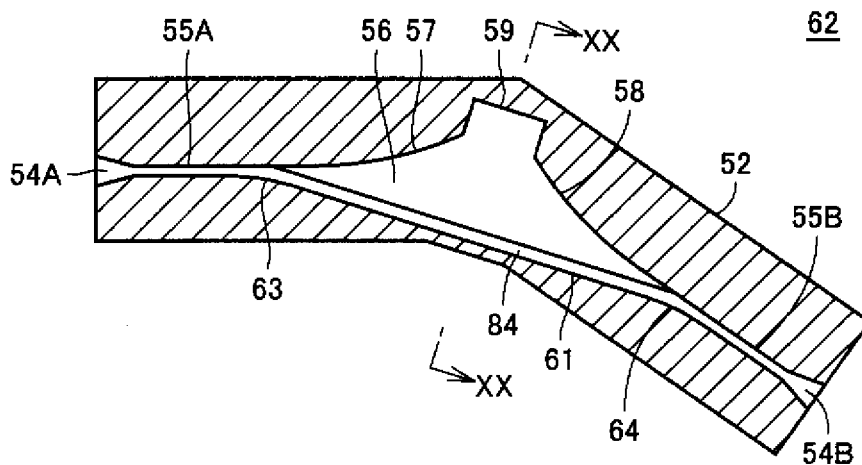
[図17]



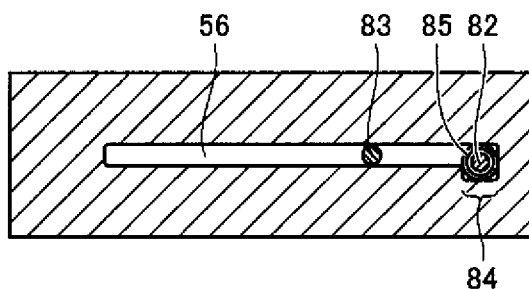
[図18]



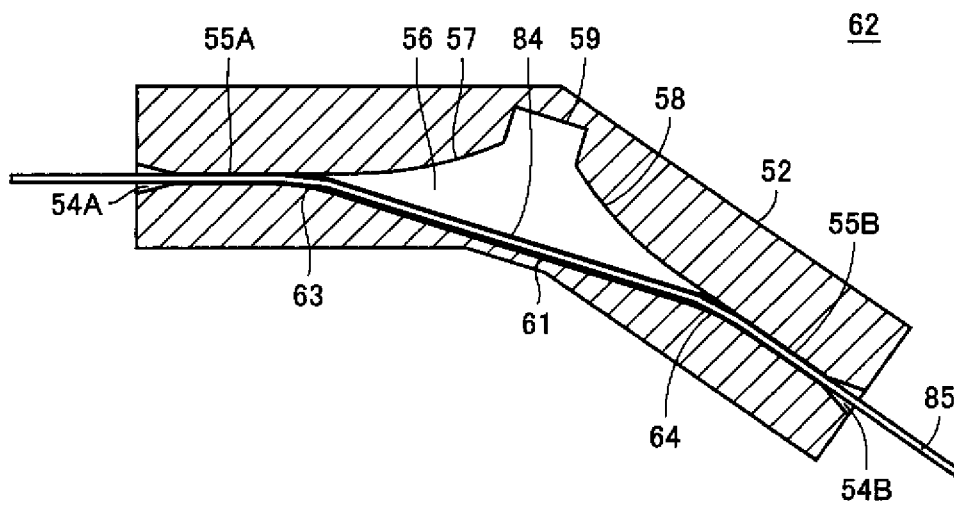
[図19]



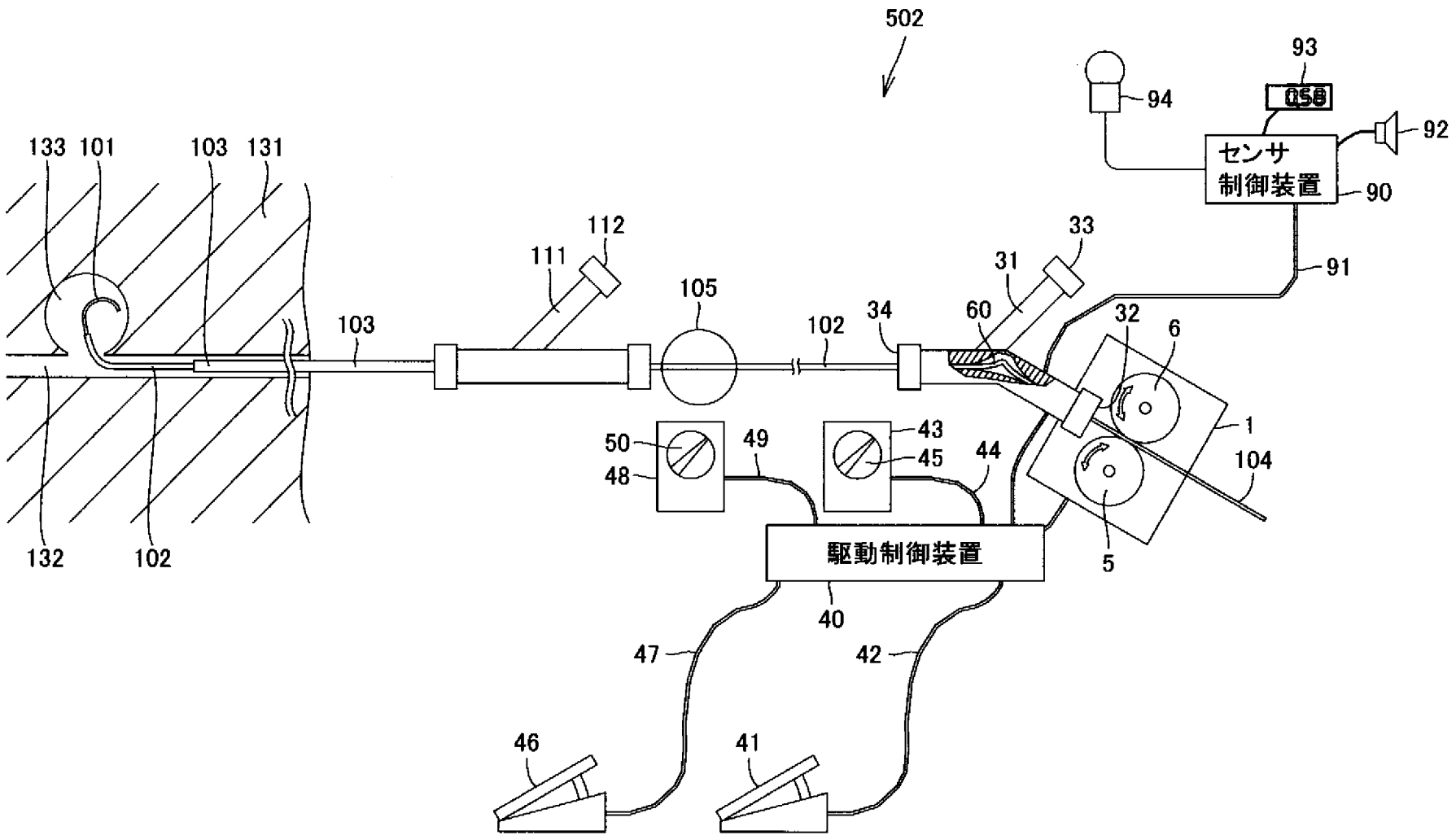
[図20]



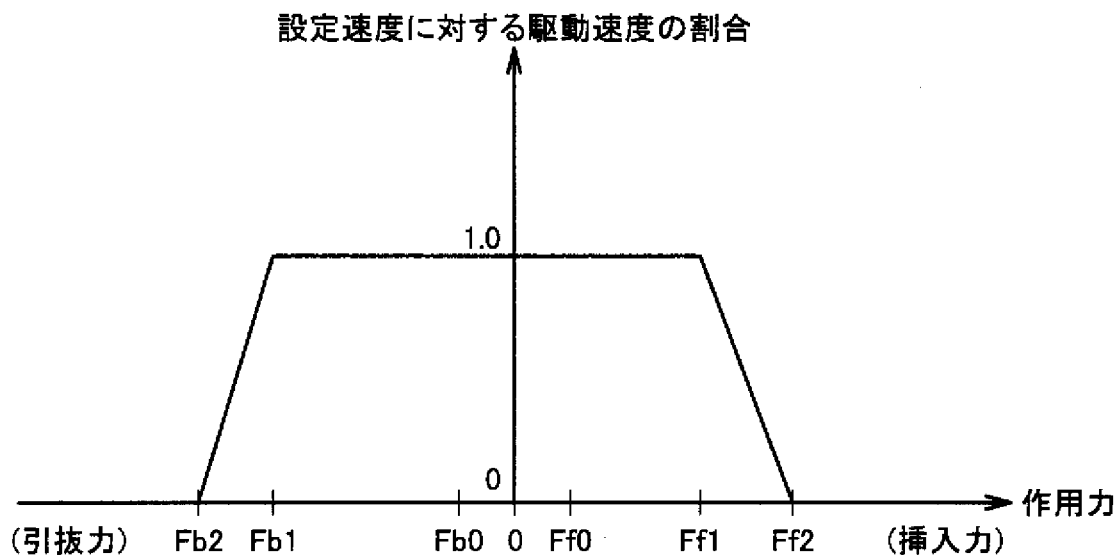
[図21]



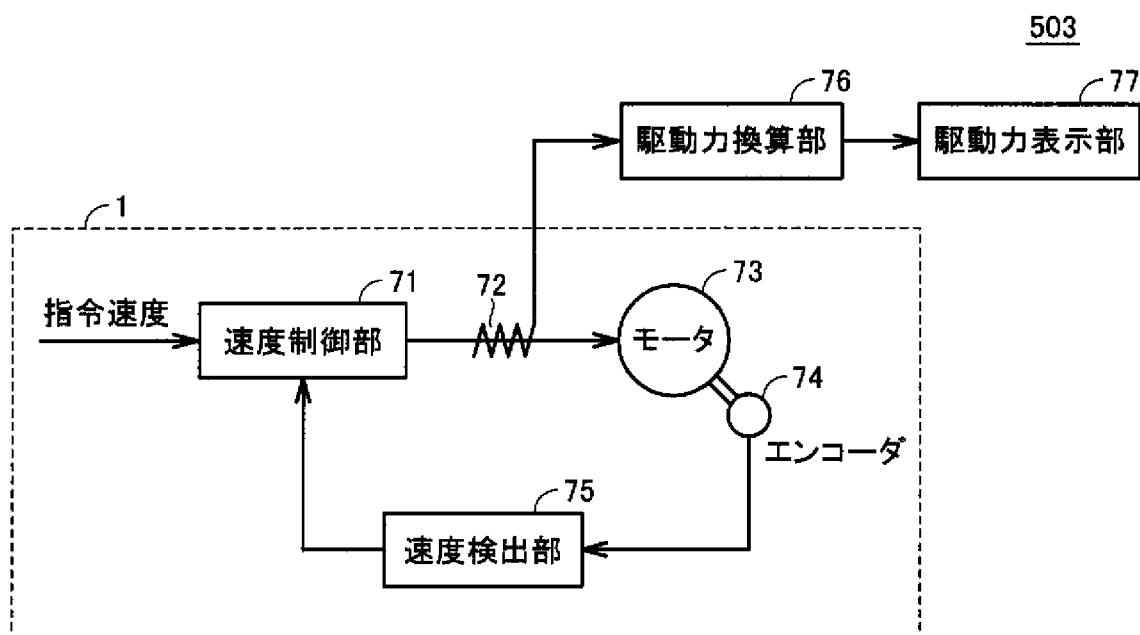
[図22]



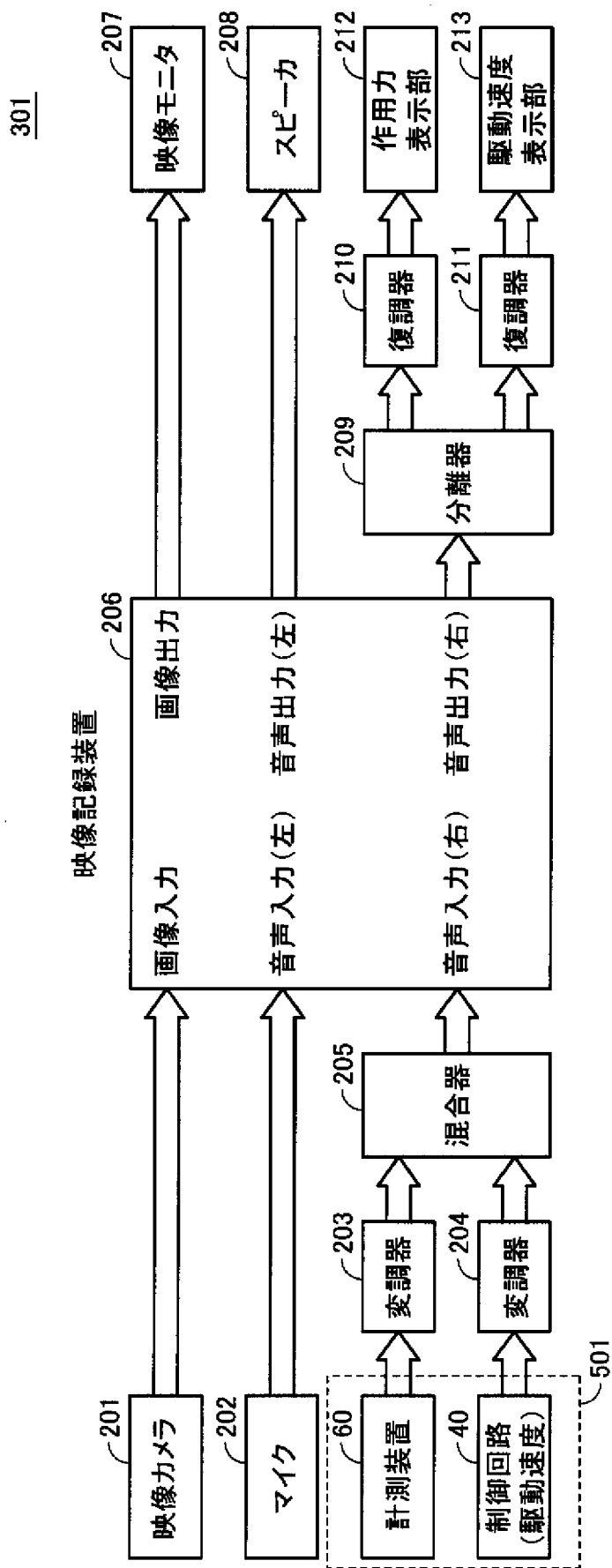
[図23]



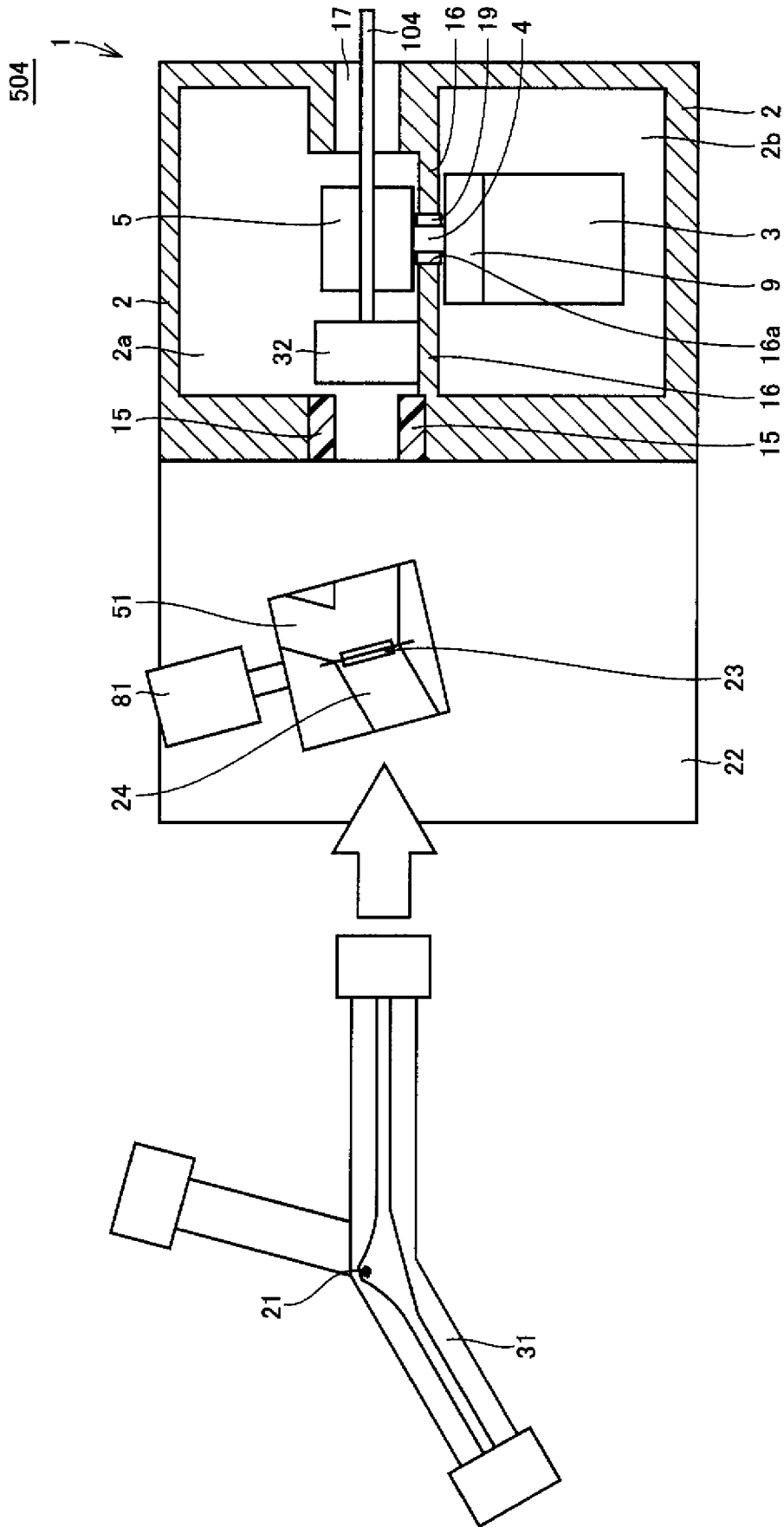
[図24]




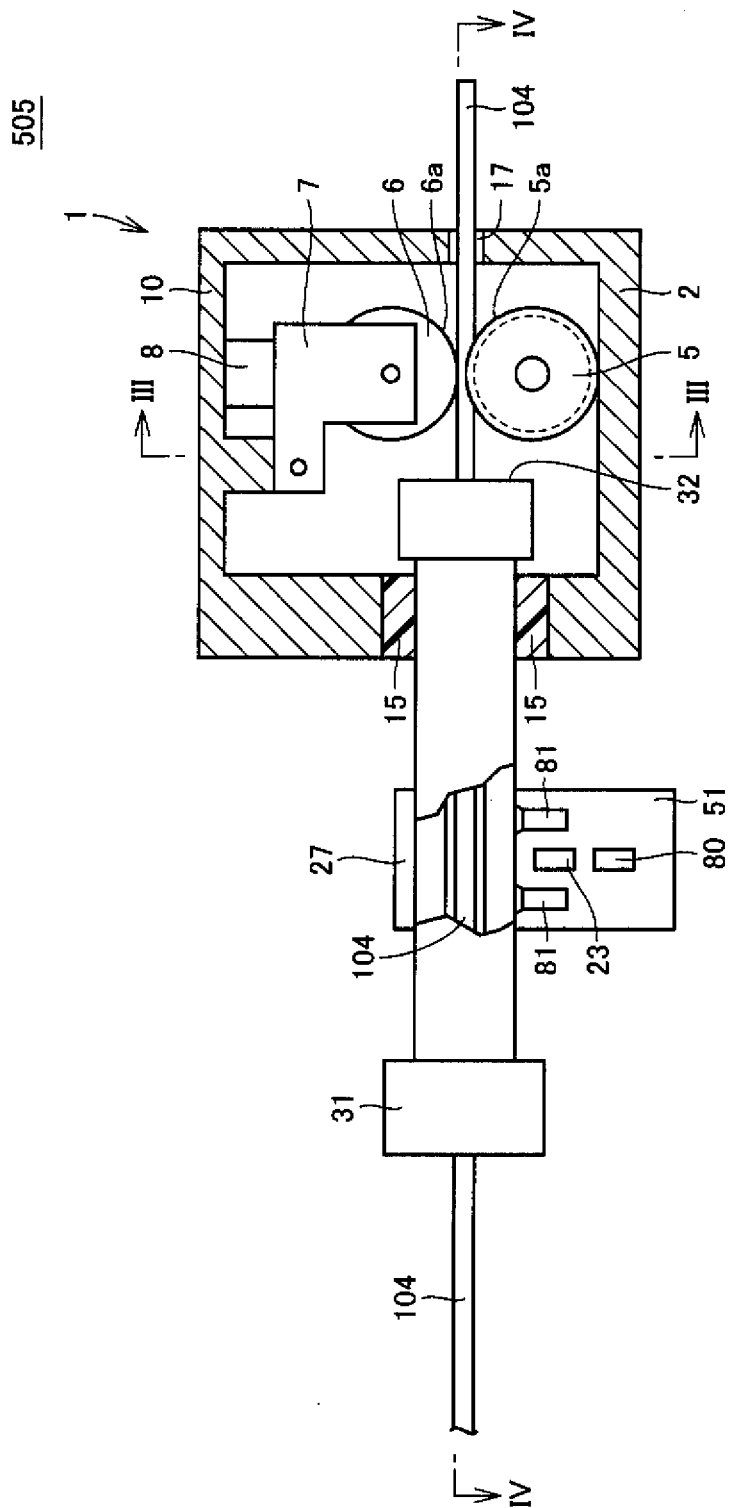
[図25]



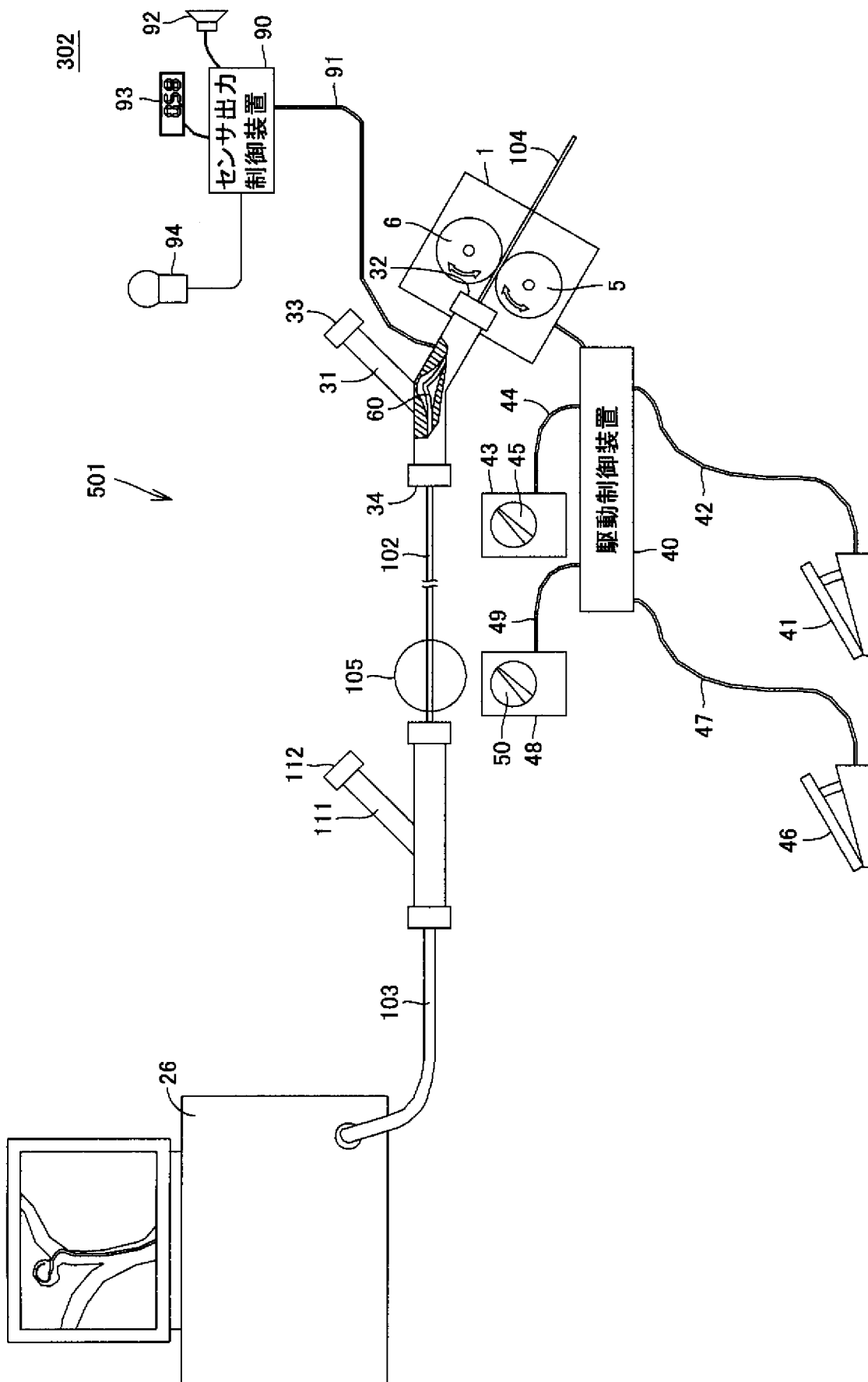
[ 26]



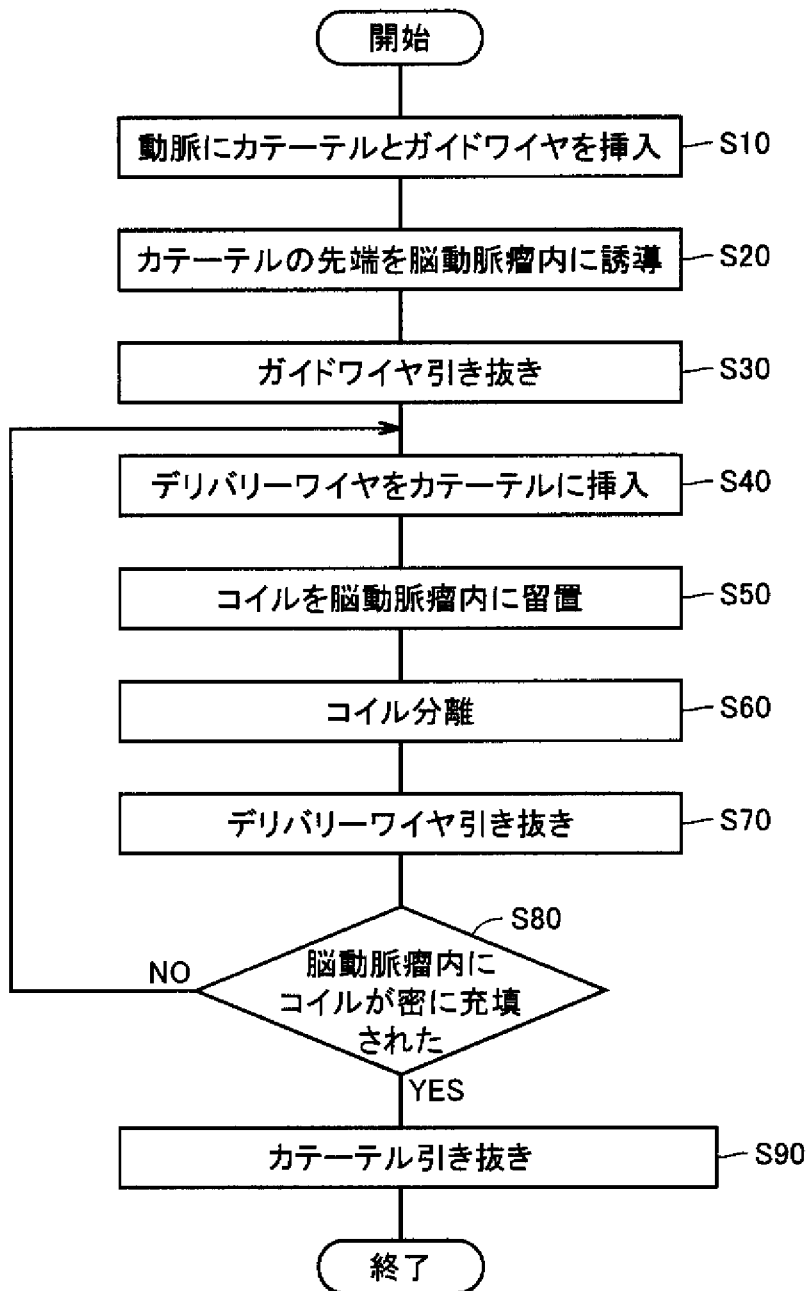
[27]



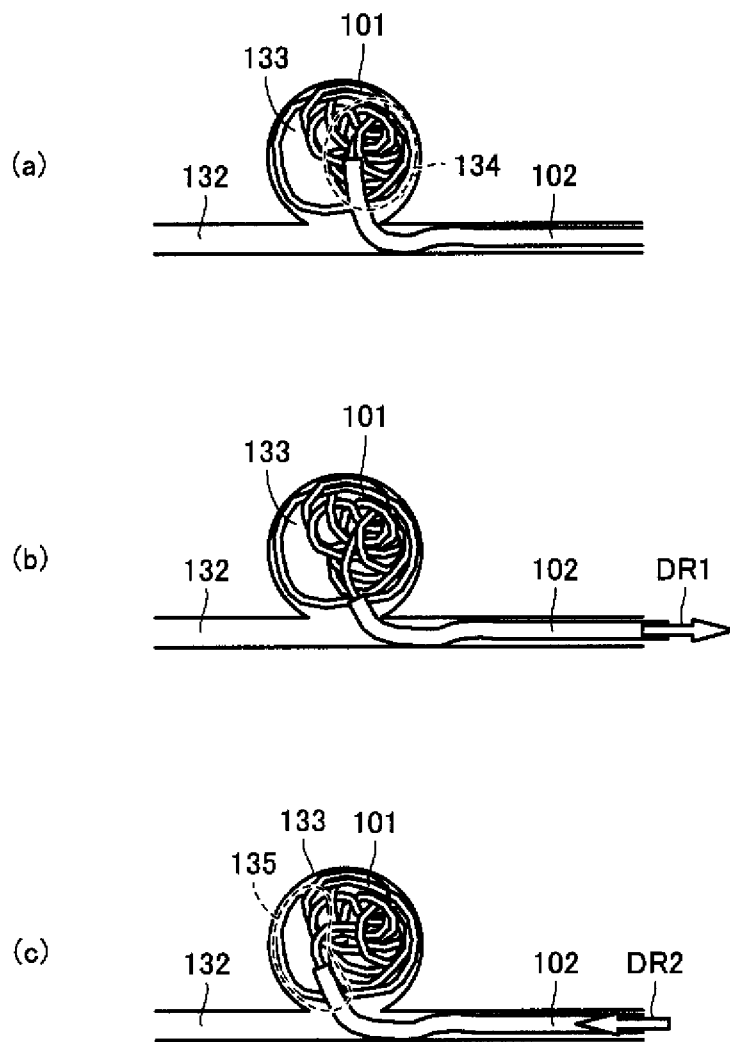
[図28]



[図30]



[図31]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/067242

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61M25/01 (2006.01) i, G01L5/04 (2006.01) i

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)

A61M25/01, G01L5/04

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2010
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2010	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2010

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.
X Y	JP 2008-064507 A (Nagoya Institute of Technology, NTN Corp.), 21 March 2008 (21.03.2008), claims 1 to 3; paragraphs [0037] to [0040]; fig. 5 to 12 (Family: none)	1, 3, 6, 15 2
Y	JP 2008-259575 A (Nagoya Institute of Technology, NTN Corp.), 30 October 2008 (30.10.2008), paragraph [0026] & WO 2008/126656 A1 & EP 2135635 A1 & US 2010/057099 A1	2

Further documents are listed in the continuation of Box C.

See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date

“L” 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)

“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

“T” 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

“X” 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

“Y” 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
14 December, 2010 (14.12.10)

Date of mailing of the international search report
28 December, 2010 (28.12.10)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/067242

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:
See extra sheet.

1. As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:
Claims 1-3, 6 and 15.

Remark on Protest

- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/067242

Continuation of Box No.III of continuation of first sheet (2)

The invention of claim 1, the invention of claim 4, the invention of claim 5, the invention of claims 7-11, the invention of claim 12, the invention of claim 13, the invention of claim 14, and the invention of claims 16-17 have a common technical feature of an insertion device for inserting a medical linear element into an in-vivo lumen, comprising: a drive unit for moving said medical linear element in a longitudinal direction; a measurement unit for measuring the compressive force and the tensile force in the longitudinal direction to act on said medical linear element; a notifying unit for informing an operator of the compressive force and the tensile force measured by said measurement unit; and a Y-connector for inserting said medical linear element into a catheter, wherein said notifying unit notifies the operator, of the compressive force and the tensile force to act on said medical linear element in terms of a light or sound, and changes the light or sound in accordance with the magnitudes of the compressive force or the tensile force measured by said measurement unit. In the light of document 1 (JP 2008-064507 A (Nagoya Institute of Technology, NTN Corp.), 21 March, 2008 (21.03.2008), [claim 1]-[claim 3], paragraphs [0037]-[0040], [fig. 5]-[fig. 12]), however, said technical feature cannot be any special technical feature, since it makes no contribution over the prior art. Among those inventions, moreover, there is no other same or corresponding special technical feature.

Hence, it is admitted that the claims contain eight inventions which are related in the individual special technical features, as follows. Incidentally, the invention of claims 1, 3, 6 and 15 and having no special technical feature is grouped into invention 1.

(Invention 1) Invention of claims 1-3, 6 and 15

An insertion device comprising a control unit for controlling the drive unit, if the compressive force measured by the measurement unit exceeds a first threshold value or if the tensile force measured by said measurement unit exceeds a second threshold value, thereby to either reduce the moving velocity of said medical linear element in accordance with the quantities of said compressive force and said tensile force exceeding said first and second threshold values, respectively, or to stop the movement of said medical linear element.

(Invention 2) Invention of claim 4

An insertion device, wherein the medical linear element is a delivery wire having a clogging coil at the tip.

(Invention 3) Invention of claim 5

An insertion device comprising a foot switch for starting and stopping the movement of the medical linear element by the drive unit in response to the operation of the operator. (continued to next extra sheet)

(Invention 4) Invention of claims 7-11

An insertion device, wherein the measurement unit includes a sensor for detecting the degree of curvature of the medical linear element, and a converter circuit for converting said curvature degree detected by said sensor, into signals indicating the compressive force and the tensile force to act on said medical linear element.

(Invention 5) Invention of claim 12

An insertion device, wherein the drive unit includes a rotating force generator, a drive roller adapted to be rotationally driven by the rotating force generated by said rotating force generator, and a follower roller for rotating while following the rotations of said drive roller.

(Invention 6) Invention of claim 13

An insertion device, wherein the drive unit includes a rotating force generator for generating a rotating force to move the medical linear element in the longitudinal direction, on the basis of a drive current fed thereto, and a current detector for detecting said drive current.

(Invention 7) Invention of claim 14

An insertion device further comprising a linear velocity command unit for controlling the moving velocity of the medical linear element by the drive unit, in response to the operation of the operator.

(Invention 8) Invention of claims 16-17

A recording system comprising: an insertion device for inserting a medical linear element into an in-vivo lumen, and a recording device, wherein said insertion device includes a drive unit for moving said medical linear element in a longitudinal direction, a measurement unit for measuring the compressive force and the tensile force in the longitudinal direction to act on said medical linear element, and a notifying unit for notifying an operator of the compressive force and the tensile force measured by said measurement unit, and wherein said recording device records the image, which is obtained by photographing said medical linear element, and the compressive force and the tensile force, which are measured by said measurement unit, in temporarily corresponding manners.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61M25/01(2006.01)i, G01L5/04(2006.01)i

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. A61M25/01, G01L5/04

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	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2010年
日本国実用新案登録公報	1996-2010年
日本国登録実用新案公報	1994-2010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 請求項の番号
X Y	JP 2008-064507 A (国立大学法人 名古屋工業大学、NTN株式会社) 2008.03.21, 【請求項1】 - 【請求項3】、段落【0037】 - 【0040】、 【図5】 - 【図12】 (ファミリーなし)	1, 3, 6, 15 2
Y	JP 2008-259575 A (国立大学法人 名古屋工業大学、NTN株式会社) 2008.10.30, 段落【0026】 & WO 2008/126656 A1 & EP 2135635 A1 & US 2010/057099 A1	2

☐ 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」国際出願日前の出願または特許であるが、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

の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

14.12.2010

国際調査報告の発送日

28.12.2010

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)

久郷 明義

電話番号 03-3581-1101 内線 3344

3E

3942

請求項 1 に係る発明、請求項 4 に係る発明、請求項 5 に係る発明、請求項 7-11 に係る発明、請求項 12 に係る発明、請求項 13 に係る発明、請求項 14 に係る発明、請求項 16-17 に係る発明は、医療用線状体を体内の管へ挿入する挿入装置であって、前記医療用線状体を長手軸方向へ移動させる駆動装置と、前記医療用線状体に作用する長手軸方向の圧縮力および引張力を計測する計測装置と、前記計測装置によって計測された圧縮力および引張力を術者に通報する通報装置と、カテーテルの中に前記医療用線状体を挿入するための Y コネクタと、通報装置は、前記医療用線状体に作用する圧縮力および引張力を術者に光または音によって通報し、前記計測装置によって計測された圧縮力および引張力の大きさに応じて、光または音を変更する構成を備える挿入装置という共通の技術的特徴を有している。しかしながら、当該技術的特徴は、文献 1 (JP 2008-064507 A (国立大学法人 名古屋工業大学、NTN 株式会社) 2008.03.21, 【請求項 1】 - 【請求項 3】、段落【0037】 - 【0040】、【図 5】 - 【図 12】) の開示内容に照らして、先行技術に対する貢献をもたらすものではないから、当該技術的特徴は、特別な技術的特徴であるとはいえない。また、これらの発明の間には、ほかに同一の又は対応する特別な技術的特徴は存在しない。

よって、請求の範囲には、以下に示す各特別な技術的特徴に関連する 8 つの発明が含まれる。なお、特別な技術的特徴を有しない請求項 1, 3, 6, 15 に係る発明は、発明 1 に区分する。

(発明 1) 請求項 1-3, 6, 15 に係る発明

計測装置によって計測された圧縮力が第 1 の閾値を超えた場合、または前記計測装置によって計測された引張力が第 2 の閾値を超えた場合には、駆動装置を制御することにより、前記圧縮力および前記引張力がそれぞれ前記第 1 および第 2 の閾値を超えた量に応じて前記医療用線状体の移動速度を減じるか、または前記医療用線状体の移動を停止させる制御装置を備える挿入装置。

(発明 2) 請求項 4 に係る発明

医療用線状体は、先端に塞栓用コイルが設けられたデリバリーワイヤである挿入装置。

(発明 3) 請求項 5 に係る発明

術者の操作にตอบสนองして、駆動装置による医療用線状体の移動を開始および停止させるためのフットスイッチを備える挿入装置。

(発明 4) 請求項 7-11 に係る発明

計測装置は、医療用線状体の湾曲度合いを検出するセンサと、前記センサによって検出された前記湾曲度合いを、前記医療用線状体に作用する圧縮力および引張力を示す信号に変換する変換回路とを含む挿入装置。

(発明 5) 請求項 12 に係る発明

駆動装置は、回転力発生器と、前記回転力発生器で発生した回転力によって回転駆動される駆動ローラと、前記駆動ローラの回転に従動して回転する従動ローラを備える挿入装置。

(発明 6) 請求項 13 に係る発明

駆動装置は、供給された駆動電流に基づいて、医療用線状体を長手軸方向へ移動させるための回転力を発生する回転力発生器と、前記駆動電流を検出する電流検出器とを含む挿入装置。

(発明7) 請求項14に係る発明

術者の操作に応答して、駆動装置による医療用線状体の移動速度を制御する線状体速度指令部を備える挿入装置。

(発明8) 請求項16-17に係る発明

医療用線状体を体内の管へ挿入する挿入装置と、記録装置とを備え、前記挿入装置は、前記医療用線状体を長手軸方向へ移動させる駆動装置と、前記医療用線状体に作用する長手軸方向の圧縮力および引張力を計測する計測装置と、前記計測装置によって計測された圧縮力および引張力を術者に通報する通報装置とを含み、前記記録装置は、前記医療用線状体を撮影して得られた画像と、前記計測装置によって計測された圧縮力および引張力とを時間的に対応付けて記録する記録システム。

第II欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第1ページの2の続き）

法第8条第3項（PCT17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. 請求項 _____ は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。つまり、

2. 請求項 _____ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、

3. 請求項 _____ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第III欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるときの国際調査機関は認めた。

別紙参照

1. 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求項について作成した。
2. 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求項について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求項のみについて作成した。
4. 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求項について作成した。

請求項 1-3, 6, 15

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。