

(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
2016年3月3日(03.03.2016)



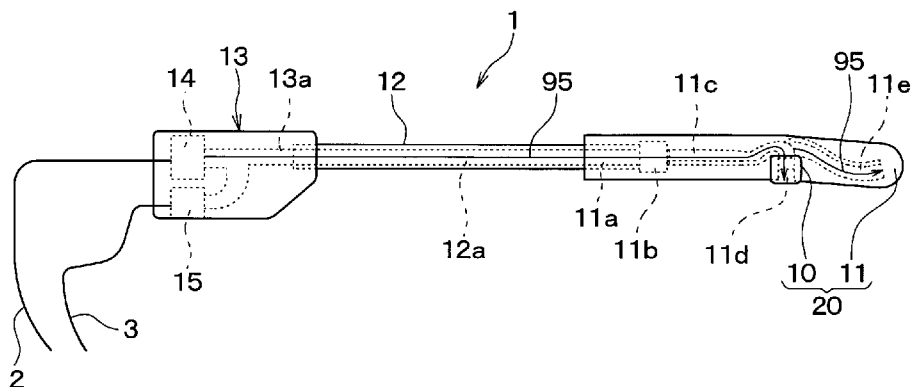
(10) 国際公開番号
WO 2016/031503 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 8/12 (2006.01) A61B 8/08 (2006.01)
 - (21) 国際出願番号: PCT/JP2015/072097
 - (22) 国際出願日: 2015年8月4日(04.08.2015)
 - (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 2014-171878 2014年8月26日(26.08.2014) JP
 - (71) 出願人: 国立大学法人名古屋工業大学(NAGOYA INSTITUTE OF TECHNOLOGY) [JP/JP]; 〒4660061 愛知県名古屋市昭和区御器所町字木市29番 Aichi (JP). 国立大学法人名古屋大学(NATIONAL UNIVERSITY CORPORATION NAGOYA UNIVERSITY) [JP/JP]; 〒4648601 愛知県名古屋市千種区不老町1番 Aichi (JP).
 - (72) 発明者: 田中 由浩(TANAKA Yoshihiro); 〒4660061 愛知県名古屋市昭和区御器所町字木市29番 国立大学法人名古屋工業大学内 Aichi (JP). 佐野 明人(SANO Akihito); 〒4660061 愛知県名古屋市昭和区御器所町字木市29番 国立大学法人名古屋工業大学内 Aichi (JP). 藤原 道隆(FUJIWARA Michitaka); 〒4648601 愛知県名古屋市千種区不老町1番 国立大学法人名古屋大学内 Aichi (JP).
 - (74) 代理人: 特許業務法人ゆうあい特許事務所(YOUI PATENT FIRM); 〒4500002 愛知県名古屋市中村区名駅二丁目35番22号 メビウス名古屋ビル2階 Aichi (JP).
 - (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, BN, 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, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, 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, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, 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, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).
- 添付公開書類:
— 国際調査報告 (条約第21条(3))

WO 2016/031503 A1

(54) Title: CONTACT DETECTION INSTRUMENT

(54) 発明の名称: 接触検出器具



(57) Abstract: A contact detection instrument 1 is equipped with: a rod 12; a tip sensor unit 20 attached to one end of the rod 12, the tip sensor unit 20 being inserted from a hole into the interior of a living body; a speaker 14 for inputting sound from outside the living body to the rod 12 and to a cavity formed in the interior of the tip sensor unit 20; and a microphone 15 for outputting an electrical signal corresponding to the sound in the cavity to outside of the living body. The tip sensor unit 20 has an elastic body 10 that covers the cavity.

(57) 要約: 接触検出器具1が、棒12と、棒12の一端に取り付けられて穴から生体の内部に挿入される先端センサ部20と、棒12および前記先端センサ部20の内部に形成された空洞に生体の外部から音を入力するスピーカ14と、空洞内の音に応じた電気信号を生体の外部で出力するマイクロフォン15と、を備え、先端センサ部20は、空洞を覆う弾性体10を有する。

明 細 書

発明の名称：接触検出器具

技術分野

[0001] 本発明は、生体の表面に開けられた穴から生体内に挿入されて生体内の臓器と接触し、接触対象の臓器の状態に応じた信号を出力する接触検出器具、および、この接触検出器具と使用者に触覚刺激を与える触覚伝達装置とを備えたセンシングシステムに関するものであり、例えば、腹腔鏡下手術に用いられて好適である。

背景技術

[0002] 従来、生体の表面に開けられた穴から生体内に接触検出器具が挿入され、当該接触検出器具が生体内の臓器に接触したとき、当該接触検出器具から接触対象の臓器の状態に応じた信号が出力される技術が知られている。

[0003] 例えば、非特許文献1では、鉗子の先端に高分子圧電体の一種であるP V D Fフィルムが取り付けられた接触検出器具が開示されている。この接触検出器具では、P V D Fフィルムが臓器に接触した際に受ける押圧力に応じたセンサ信号が、接触検出器具から出力される。

先行技術文献

非特許文献

[0004] 非特許文献1：田中由浩、長井孝憲、藤原道隆、佐野明人、“双方向性を組み込んだ腹腔鏡下手術用触覚センサシステム”、日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会’ 13 講演論文集、2013年、2A2-B02

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] しかし、上記のような接触検出器具は、生体内で電気信号が発生するので、生体安全性の点で問題がある。本発明は上記問題点に鑑み、生体の表面に開けられた穴から生体内に挿入されて生体内の臓器と接触し、接触対象の臓器の状態に応じた信号を出力する接触検出器具において、生体安全性を向上

することを目的とする。

課題を解決するための手段

- [0006] 上記目的を達成するため、本願発明の接触検出器具は、生体（91）に開けられた穴（91c）から前記生体（91）の内部に挿入される接触検出器具であって、棒（12）と、前記棒（12）の一端に取り付けられて前記穴（91c）から前記生体（91）の内部に挿入される先端センサ部（20、20'、20''、20'''）と、前記棒（12）および前記先端センサ部（20、20'、20''、20'''）の内部に形成された空洞（11c～11g、12a）に前記生体（91）の外部から音を入力するスピーカ（14）と、前記空洞（11c～11g、12a）内の音に応じた電気信号を前記生体（91）の外部で出力するマイクロフォン（15）と、を備え、前記先端センサ部（20、20'、20''、20'''）は、前記空洞（11c～11g、12a）を覆う弾性体（10、10'、10''、10'''）を有することを特徴とする。
- [0007] このような接触検出器具を用いて、先端センサ部を生体（91）に開けられた穴から生体の内部に挿入し、スピーカを用いて上記空洞に音を入力すると共に生体の臓器に弾性体を接触させる。すると、接触対象の臓器の状態（形状、硬さ等）に応じて弾性体（10、10'、10''、10'''）が変形し、その結果、空洞内の音の反射率が変化する。例えば接触対象の臓器がしこりのような比較的硬い臓器なら、接触対象の臓器が弾性体を空洞側に押し込み、その結果、空洞内における音の通路が狭まり、空洞内の音の反射率が変化する。したがって、マイクロフォンが出力する信号は、接触対象の臓器の状態に応じて変化する。しかも、生体の外部で空洞に音を入力し、生体の外部で空洞内の音に応じた信号を出力するので、生体内で電気信号が発生しない。したがって、従来よりも生体安全性が向上する。
- [0008] なお、上記および特許請求の範囲における括弧内の符号は、特許請求の範囲に記載された用語と後述の実施形態に記載される当該用語を例示する具体物等との対応関係を示すものである。

図面の簡単な説明

- [0009] [図1]本発明の第1実施形態に係るセンシングシステムの全体構成図である。
- [図2]接触検出器具1の構成を示す図である。
- [図3]施術時の接触検出器具1の移動軌跡16を示す図である。
- [図4]先端ベース部11の側面図である。
- [図5]先端ベース部11の斜視図である。
- [図6]図4のVⅠ-VⅠ断面図である。
- [図7]図4のVⅡ-VⅡ断面図である。
- [図8]図4のVⅢ-VⅢ断面図である。
- [図9]図4のⅠX-ⅠX断面図である。
- [図10]触覚提示装置6の斜視図である。
- [図11]触覚提示装置6の正面図である。
- [図12]触覚提示装置6に術者90の足が乗った状態の斜視図である。
- [図13]センシングシステムにおける検出の原理を示す模式図である。
- [図14]反射率 r および変形位置 x_p に対する振幅 A_{out} の振る舞いを示す図である。
- [図15]反射率 r および変形位置 x_p に対する位相差 ϕ の振る舞いを示す図である。
- [図16]制御装置が実行する処理のフローチャートである。
- [図17]実験に用いた接触検出器具1'の側面図である。
- [図18]実験に用いた接触検出器具1'の正面図である。
- [図19]リサージュ図形である。
- [図20]変形位置と位相差 ϕ との関係を表すグラフである。
- [図21]第2実施形態に係る触覚提示装置93の構成図である。
- [図22]第3実施形態に係る触覚提示装置94の構成図である。
- [図23]第4実施形態に係る触覚提示装置94の構成図である。
- [図24]第5実施形態に係る先端センサ部20''の斜視図である。
- [図25]先端センサ部20''の長手方向の断面図である。

[図26]図25のXXV I - XXV I 断面図である。

[図27]第5実施形態の実験結果を示す図である。

[図28]第5実施形態の実験結果を示す図である。

[図29]反射率 r と入力周波数 f_{in} に対する自乗強度比 F を示す図である。

[図30]第5実施形態の実験結果を示す図である。

[図31] f_{in} 、 x_p に応じた値 S_a の値を示す図である。

[図32] f_{in} 、 x_p に応じた値 R_a の値を示す図である。

[図33] f_{in} 、 x_p に応じた値 S_p の値を示す図である。

[図34] f_{in} 、 x_p に応じた値 R_p の値を示す図である。

[図35]第6実施形態に係る先端センサ部 20''' の斜視図である。

[図36]第6実施形態の実験結果を示す図である。

発明を実施するための形態

[0010] (第1実施形態)

以下、本発明の第1実施形態について説明する。本実施形態に係るセンシングシステムは、腹腔鏡下手術に用いられ、図1に示すように、接触検出器具1、ケーブル2、ケーブル3、制御装置4、ケーブル5、触覚提示装置6、内視鏡7、ケーブル8、画像表示装置9を有している。

[0011] 腹腔鏡下手術では、人等の生体91の表面の皮膚91aに5~12mm程度の径の穴(例えば穴91c、91d)が複数個開けられる。そして、それら複数個の穴のうち穴91dから生体91の内部に内視鏡7が挿入される。また、それら複数個の穴のうち更に他の穴(図示せず)から生体91の内部に電気メス、鉗子等(図示せず)が挿入される。

[0012] 手術中、内視鏡7は、生体91内の施術対象の臓器91bを撮影する。画像表示装置9は、内視鏡7が撮影した臓器91b(例えば胃)の画像をケーブル8を介して取得し、術者90に表示する。術者90は、この画像を見ながら、生体91の外部から上述の電子メスおよび鉗子を操作して臓器91bに対する施術を行う。

[0013] このような腹腔鏡下手術は、低侵襲治療であるものの、術者90の触覚が

大きく制限される。触覚を補うことができれば、従来の開腹手術で行われていた、触診による腫瘍の位置同定が可能になる。これにより、腫瘍の取り残しや過剰な切除を防ぎ、低侵襲性の向上が期待できる。

[0014] 本実施形態のセンシングシステムは、接触検出器具 1、ケーブル 2、ケーブル 3、制御装置 4、ケーブル 5、触覚提示装置 6 を有することで、人の触覚における触覚情報の受容と動作の双方向性を利用して、術者 90 の触覚を補う。

[0015] これを実現するため、術者 90 は、上述の複数個の穴のうち 1 つの穴 91 c に挿入されたトロッカー（図示せず）を通じて、生体 91 の内部に接触検出器具 1 の一部を挿入する。そして、接触検出器具 1 に取り付けられた弾性膜 10（弾性体の一例に相当する）が臓器 91 b をなぞるよう、生体 91 外で接触検出器具 1 を操作する。すると、弾性膜 10 がなぞった臓器 91 b に応じた触覚が、触覚提示装置 6 から術者 90 に提示される。

[0016] まず、図 2 を参照して、接触検出器具 1 の構成について説明する。接触検出器具 1 は、図 2 に示すように、先端センサ部 20、剛性チューブ 12、および保持部 13、スピーカ 14、およびマイクロフォン 15 を有する鉗子型の器具である。先端センサ部 20 は、弾性膜 10 および先端ベース部 11 から構成される。先端センサ部 20 は、剛性チューブ 12 の伸びる方向と同軸でほぼ真っ直ぐ伸びるが、鉗子と同様に僅かに湾曲している。

[0017] 保持部 13 は、施術中に術者 90 が指で直接保持する例えば ABS 樹脂製の部材であり、内部にスピーカ 14 およびマイクロフォン 15 が埋め込まれている。この保持部 13 は、穴 91 c から生体 91 内に挿入されない部分である。

[0018] 剛性チューブ 12 は、一端が保持部 13 に挿入されて固定され、保持部 13 から真っ直ぐ伸びる中空かつ無底の円筒形状の棒である。剛性チューブ 12 の材質は例えばアルミニウムである。剛性チューブ 12 の外径は例えば 5 mm であり、内径は 3 mm であり、穴 91 c に挿入されたトロッカーを通ることができる太さとなっている。剛性チューブ 12 の他端は、先端ベース部

11に挿入されて固定される。剛性チューブ12の保持部13側の部分は、穴91cから生体91内に挿入されない部分であり、剛性チューブ12の先端ベース部11側の部分は、穴91cから生体91内に挿入される部分である。

[0019] 先端ベース部11は、剛性チューブ12の長手方向と同じ方向に真っ直ぐまたは僅かに湾曲して伸びる例えばABS樹脂製の部材である。先端ベース部11の外径は例えば7mmであり、穴91cを通ることができる太さとなっている。また、先端ベース部11の長手方向の長さは例えば70mmである。

[0020] 先端ベース部11には弾性膜10が取り付けられている。この弾性膜10も、穴91cから生体91内に挿入される部分である。弾性膜10は、シリコンゴム等の弾性体から成る薄膜形状の部材であり、穴91cから生体91内に挿入される部分である。弾性膜10の厚みは例えば0.5mmであり、ヤング率は例えば0.2MPaとする。

[0021] ここで、術者90による接触検出器具1の操作方法について説明する。術者90は、保持部13を指で保持し、接触検出器具1を先端ベース部11から穴91c内のトロッカー（図示せず）に挿入する。これにより、先端センサ部20の全体および剛性チューブ12の一部が、穴91cを通して生体91内に入る。

[0022] そして術者は、施術中、臓器91b中のしこりを探すため、弾性膜10bを臓器91bに当てたまま、図3に示すように、穴91cを支点として、接触検出器具1を左右に振る。この際、接触検出器具1が穴91cから生体91内に挿入される長さは、殆ど変化しないか、あるいは全く変化しない。

[0023] このように接触検出器具1が扇形に操作されることで、弾性膜10は、円弧形状の移動軌跡16に沿って移動し、臓器91bをなぞる。なお、腹腔鏡下手術において、臓器91b中のしこりを探すため、穴91cの挿入方向（すなわち、剛性チューブ12の長手方向かつトロッカーの長手方向）に接触検出器具1を移動させることは殆どない。

- [0024] 接触検出器具 1 の構成の説明に戻る。保持部 1 3、剛性チューブ 1 2、先端センサ部 2 0 の内部には、空洞が形成されている。具体的には、保持部 1 3 の内部に空洞 1 3 a が形成されており、剛性チューブ 1 2 の内部には空洞 1 2 a が形成されており、先端ベース部 1 1 の内部には空洞 1 1 b、1 1 c、1 1 d、1 1 e が形成されている。そして、これら空洞 1 1 b～1 1 e、1 2 a、1 3 a は、連通して 1 つの全長 3 6 0 m m の空洞となる。
- [0025] 保持部 1 3 の内部の空洞 1 3 a は、剛性チューブ 1 2 と保持部 1 3 の接続部分、スピーカ 1 4 が取り付けられる部分、およびマイクロフォン 1 5 が取り付けられる部分の 3 箇所のみにおいて開口している。
- [0026] 剛性チューブ 1 2 の内部の空洞 1 2 a は、真っ直ぐ伸びる直径 3 m m の円柱形状の空隙である。この剛性チューブ 1 2 は、保持部 1 3 と剛性チューブ 1 2 の接続部分と、先端ベース部 1 1 と剛性チューブ 1 2 の接続部分との 2 箇所のみにおいて開口し、剛性チューブ 1 2 の長手方向に沿って真っ直ぐ伸びた円筒形状となっている。保持部 1 3 と剛性チューブ 1 2 の接続部分における空洞 1 2 a の開口部は、当該部分における空洞 1 3 a の開口部と接続しており、これにより、空洞 1 2 a と空洞 1 3 a が連通する。
- [0027] 図 4～図 9 に、先端ベース部 1 1 の側面図、斜視図、および断面図を示す。なお、図 5～図 9 では、剛性チューブ 1 2 および弾性膜 1 0 の記載は省略している。先端ベース部 1 1 の内部には、接続孔 1 1 a および空洞 1 1 b、1 1 c、1 1 d、1 1 e が形成されており、空洞 1 1 b、1 1 c、1 1 d、1 1 e は連通することで 1 つの空洞を形成する。
- [0028] 接続孔 1 1 a は、剛性チューブ 1 2 と先端ベース部 1 1 の接続部分の 2 箇所のみにおいて開口している円柱形状の孔である。具体的には、接続孔 1 1 a は、先端ベース部 1 1 のうち保持部 1 3 に最も近い端部において円形の開口部 1 1 a - 1 を 1 つ有している。また、接続孔 1 1 a は、剛性チューブ 1 2 のうち保持部 1 3 とは反対側の端部の近傍にも、円形の開口部 1 1 a - 2 を有している。
- [0029] この接続孔 1 1 a は、先端ベース部 1 1 の長手方向（図 4 の左右方向）に

沿って、かつ、先端ベース部 11 の外形と同軸に、真っ直ぐ伸びており、開口部 11 a - 2 において、空洞 11 b の開口部と接続することで、空洞 11 b と連通している。なお、剛性チューブ 12 がこの接続孔 11 a に完全に挿入された状態（図 3、図 4 参照）では、接続孔 11 a の一部は剛性チューブ 12 が占め、接続孔 11 a の残りの部分は、空洞 12 a と重なる。

[0030] 空洞 11 b は、接続孔 11 a の側の開口部から、接触検出器具 1 の先端方向（図 4 の右方向）に真っ直ぐ伸び、接続孔 11 a と同軸かつ接続孔 11 a よりも径が大きい円柱形状の空隙である。また空洞 11 b は、接触検出器具 1 の先端側の端部において開口し、空洞 11 c と接続している。これにより、空洞 11 b と空洞 11 c が連通する。

[0031] 空洞 11 c は、空洞 11 b の側の開口部から、接触検出器具 1 の先端側（図 4 の右側）に向けて滑らかにカーブして伸びている。そして、空洞 11 c は、接触検出器具 1 の先端側の端部において開口し、空洞 11 d と接続している。これにより、空洞 11 c と空洞 11 d が連通する。なお、空洞 11 c を当該空洞の長手方向に垂直な面で切断した断面は、矩形となっている。

[0032] 空洞 11 d は、接触検出器具 1 の先端付近において、先端ベース部 11 の中心軸から離れた領域で、先端センサ部 20 の円周方向 96 に沿って 1/2 周分、円弧形状に伸びている。そして空洞 11 d は、当該円周方向 96 の一端側に、空洞 11 c の開口部と接続する開口部を有し、更に、当該円周方向 96 の他端側に、空洞 11 e の開口部と接続する開口部を有する。弾性膜 10 は、この空洞 11 d を覆って塞ぐように、先端ベース部 11 に取り付けられている。したがって、弾性膜 10 が接触検出器具 1 の外部から押されると、弾性膜 10 は変形して空洞 11 d 側に窪む。

[0033] 空洞 11 e は、空洞 11 d の上記他端側の開口部と接続する 1 つの開口部のみを有しており、当該開口部から、接触検出器具 1 の先端側に向けて滑らかにカーブして伸びている。空洞 11 e の当該開口部と反対側の端部は、固定端 11 e - 1 となっている。

[0034] 接触検出器具 1 がセンサとして高い感度を得るためには、空洞の終端（固

定端 11e-1) の位置 (音が反射する位置) からセンシング位置 (弾性膜 10 の位置) までの距離を調整することが望ましい。本実施形態では、弾性膜 10 で覆われている空洞 11d から、更に接触検出器具 1 の先端側に空洞 11e が伸びているので、この距離の調整が容易である。実際、本実施形態では、固定端 11e-1 から空洞の長手方向に沿って 25mm 伸びた位置は、弾性膜 10 で覆われている空洞 11d 内に存在する。空洞 11e を当該空洞の長手方向に垂直な面で切断した断面は、矩形となっている。

[0035] 以上のように形成された空洞 11b~11e、12a、13a は、上述の通り、1つの空洞となり、この空洞 11b~11e、12a、13a の長手方向は、図 2、図 4、図 8 の矢印 95 に示すような方向となる。そして、スピーカ 14 からこの空洞内に入力された音も、この長手方向 95 に沿って伝達される。

[0036] スピーカ 14 は、ケーブル 2 を介して制御装置 4 から電圧が印加されることで、空洞 11b~11e、12a、13a に音を入力する。スピーカ 14 としては、例えば、Kingstate の KDMG10008C-03 を用いる。

[0037] マイクロフォン 15 は、空洞 11b~11e、12a、13a 内に発生している音に応じた電気信号を、ケーブル 3 を介して制御装置 4 に出力する。マイクroフォン 15 としては、例えば、ICC/Intervox の MEU-65PD-02-704 を用いる。

[0038] 制御装置 4 は、ケーブル 2 を介してスピーカ 14 に電圧を印加し、ケーブル 3 を介してマイクroフォン 15 の出力した電気信号を取得し、取得した電気信号に基づいて触覚提示装置 6 に制御命令を入力し、それにより、触覚提示装置 6 を制御する。このような制御装置 4 は、例えば、周知のマイクロコンピュータ、パーソナルコンピュータ、ワークステーションを用いて実現可能である。

[0039] 次に、触覚提示装置 6 の構成について、図 10~図 12 を参照して説明する。本実施形態の触覚提示装置 6 は、術者 90 の下半身、より具体的には足

の裏に触覚を伝達する触覚ディスプレイである。

[0040] この触覚提示装置6は、図10～図12に示すように、床に設置された術者90の足の全体が乗る本体部60、本体部60の内部に配置された駆動回路61、駆動回路61と接続される3つのアクチュエータ62、63、64を有している。更に触覚提示装置6は3つの刺激子65、66、67を有しており、刺激子65、66、67のそれぞれがアクチュエータ62、63、64に駆動されて変位することで術者90の足の裏に触刺激を与える。本体部60への足の乗せ方は、図12の通りである。

[0041] 駆動回路61は、ケーブル5を介して制御装置4から出力される制御命令に従って、アクチュエータ62～64を駆動する。アクチュエータ62～64は、駆動回路61の駆動に従って作動することで、それぞれ、刺激子65、66、67を上下方向（図11の上下方向。図10の矢印参照。）に変位させる装置である。

[0042] 刺激子65、66、67は、本体部60のうち、足の裏の前端部が乗る部分に、左右方向に並んで配置される。刺激子65、66、67の上下方向の位置が変化すると、術者90は、足の裏の前端部への触刺激の変化を認識する。

[0043] なお、図11に示すように、刺激子65、66、67と足の裏の間に、刺激子65、66、67のすべてを覆う一枚のフレキシブルなカバー68を介在させてもよい。触覚提示装置に用いられるフレキシブルなカバーは、例えば、H. Iwata, H. Yano, F. Nakaizumi, and R. Kawamura, “Project FEELE X: Adding HapticSurface to Graphics,” Proc. the 28th Annual Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques, 469-476, 2001に開示されている。フレキシブルなカバー68を介在させることで、滑らかに凸凹の位置や大きさが変わる触覚提示が可能となる。

[0044] 本実施形態におけるセンシングシステムの構成は以上の通りである。次に、本実施形態のセンシングシステムにおける検出原理について、図13を参照して説明する。

[0045] 図13では、本実施形態の空洞11b~11e、12a、13aを模式的に円筒形状のパイプで表している。パイプ内にスピーカ14から音を入力すると、音は固定端11e-1（図4の固定端11e-1と同じ）で反射する。このとき、パイプの側面（弾性膜10に相当する）が硬いしこり98によって変形して空洞側へ押し込まれると、パイプ内への突出部10aが発生して音の通路が狭まり、一部の音が突出部10aで反射する。したがって、パイプ内の音をマイクロフォン15で計測すれば、パイプの変形に関する情報（変形量と変形位置）を得ることができる。

[0046] 具体的に、パイプへの入力音21を振幅 A_{in} 、周波数 f_{in} の正弦波とすると、パイプ内の音は、入力音21、入力音21が固定端11e-1で反射した反射音22、入力音21が突出部10aで反射した反射音23の合成音24となる。したがって、合成音24の強度 y_{out} は

$$y_{out} = A_{out} \sin(2\pi f_{in} t + \phi) \quad (1)$$

となる。ここで、 A_{out} は以下の式(2)で表され、入力音21に対する合成音24の位相のずれを表す量 ϕ は、以下の式(3)で表される。

[0047] [数1]

$$A_{out}^2 = 2A_{in}^2 \left\{ r^2 - r + 1 - (1-r) \cos \frac{4\pi f_{in} L}{v} - r \cos \frac{4\pi f_{in}(L-x_p)}{v} + r(1-r) \cos \frac{4\pi f_{in} x_p}{v} \right\} \quad (2)$$

[0048] [数2]

$$\tan \phi = \frac{-(1-r) \sin \frac{4\pi f_{in} L}{v} - r \sin \frac{4\pi f_{in}(L-x_p)}{v}}{1 - (1-r) \cos \frac{4\pi f_{in} L}{v} - r \cos \frac{4\pi f_{in}(L-x_p)}{v}} \quad (3)$$

なお、 r は変形量に応じて決まる反射率（ $0 \leq r \leq 1$ ）、 L はパイプの全長、 x_p はパイプ先端（すなわち、固定端11e-1）から変形位置までの距離、 v はパイプ内の音速である。これらの式(1)~(3)からは、合成音24の振幅 A_{out} および位相差 ϕ と、反射率 r および変形位置 x_p との間には、

明確な相関があることがわかる。

[0049] 実際、式(1)～(3)において、 $L = 360\text{ mm}$ 、 $v = 340\text{ m/s}$ 、 $f_{in} = 3300\text{ Hz}$ すると、反射率 r および変形位置 x_p に対する振幅 A_{out} の振る舞いは図14のようになり、反射率 r および変形位置 x_p に対する位相差 ϕ の振る舞いは図15のようになる。

[0050] 図14によれば、変形位置 x_p が 20 mm 以上 30 mm 以下の場合には、振幅 A_{out} と反射率 r との間に、変形位置 x_p とはほぼ独立な相関関係があることがわかる。また、図15によれば、位相差 ϕ と変形位置 x_p の間には、振幅 A_{out} とはほぼ独立な相関関係があることがわかる。つまり、位相差 ϕ は変形位置 x_p を表す量として取り扱い、振幅 A_{out} を変形量（または反射率 r ）を表す量として取り扱うことができる。したがって、変形量（反射率 r と相関する）と変形位置 x_p がほぼ独立に計測できる。

[0051] この事実に基づき、本実施形態では、一例として、空洞11b～11e、12a、13aの全長 L を 360 mm とし、スピーカ14から空洞11b～11e、12a、13aへの入力音（正弦波）の周波数 f_{in} を 3300 Hz とする。また、弾性膜10は、固定端11e-1から、空洞11b～11e、12a、13aの長手方向に沿って 20 mm 以上 30 mm 以下の範囲を覆って塞ぐように、あるいは、11d部分のみを覆って塞ぐように、先端ベース部11に取り付けられる。ただし、本発明の適用範囲は、このような例に限定されるものではないことは明らかである。

[0052] さらに、上記では単一音（ $f_{in} = 3300\text{ Hz}$ ）の場合を述べたが、周波数の異なる複数個の音を入力することで、それぞれの周波数の入力音と合成音から振幅と位相差を検出し、これらを利用することで変形量と変形位置をより高精度に計測できる可能性がある。

[0053] ここで、本実施形態に係るセンシングシステムの作動について説明する。腹腔鏡下手術時には、既に説明した通り、生体91の表面に開けられた複数個の穴（例えば穴91d）から生体91の内部に内視鏡7、電気メス、鉗子等が挿入される。それと共に、術者90は、接触検出器具1を、先端ベース

部 11 から、穴 91c を通して生体 91 の内部に挿入する。そして術者 90 は、保持部 13 を保持した状態で、弾性膜 10 が臓器 91b をなぞるよう、生体 91 外で保持部 13 を動かすことで、接触検出器具 1 を操作する。

[0054] 腹腔鏡下手術の間、制御装置 4 は、スピーカ 14 が、所定の振幅 A_{in} 、および所定の入力周波数 f_{in} の正弦波を入力音 21 として空洞 11b ~ 11e、12a、13a に入力するよう、スピーカ 14 に電圧を印加し続ける。

[0055] すると、接触対象の臓器 91b の状態（形状、硬さ等）に応じて弾性膜 10 が変形し、その結果、空洞内の音の反射率 r が変化する。例えば接触対象の臓器 91b がしこりのような比較的硬い組織なら、しこりが弾性膜 10 を空洞側に押し込み、その結果、空洞内における音の通路が狭まり、空洞内の音の反射率 r が変化する。したがって、マイクロフォンが出力する信号は、接触対象の臓器 91b の状態に応じて変化する。

[0056] しかも、生体の外部で空洞に音を入力し、生体の外部で空洞内の音に応じた信号を出力する。そして、剛性チューブ 12、先端ベース部 11 には、電子部品が存在しない。したがって、生体内で電気信号が発生しないので、従来よりも生体安全性が向上する。また、接触検出器具 1 の滅菌および洗浄が容易になる。

[0057] スピーカ 14 への電圧印加と同時に制御装置 4 は、同じ腹腔鏡下手術の間、図 16 に示す処理を繰り返し実行する。図 16 の処理では、まずステップ 110 で、スピーカ 14 に印加される電圧を所定の複数サンプル（例えば 14 サンプル）分だけサンプリングすると共に、マイクロフォン 15 が合成音 24 に応じて出力する信号を所定の複数サンプル（例えば 14 サンプル）分だけサンプリングする。スピーカ 14 に印加される電圧は入力音 21 の強度に相当し、マイクロフォン 15 から出力される信号の電圧は合成音 24 の強度に相当する。

[0058] 入力音 21 および合成音 24 の強度のサンプリング周波数は、例えば、入力音 21 の 1 周期内で 14 サンプルを取得できるよう、 $14 \times 3300 \text{ Hz} = 46200 \text{ Hz}$ とする。さらに変形量や変形位置に関する量が計算されて

、サンプリング周波数約2300Hzで触覚提示装置に変形量や変形位置に基づく制御電圧が出力される。したがって、入力音と合成音を取得し、触覚提示装置に制御電圧を送信するサンプリング周波数は約2300Hzである。しかし、触覚提示装置6を用いること、および、後述するカットオフ周波数が10Hzのローパスフィルタ処理を鑑みれば、この周波数については、1000Hzでもよく、また、100Hzでもよい。つまり、サンプリング周波数は、100Hz以上であればよい。ただし、人の触覚受容器は0Hz以上1000Hz以下の周波数に敏感なので、サンプリング周波数は1000Hz以上であればより好適である。なお、入力音と合成音を取得するサンプリング周波数は、少なくとも1周期のサンプリングを必要とすることから、入力音の周波数に応じて、1周期14点程度、あるいはそれ以上のサンプリングが可能なサンプリング周波数を使用する必要がある。

[0059]

なお、空洞11b~11e、12a、13aは弾性膜10、スピーカ14、マイクロフォン15によって密閉されているので、合成音24は、術者90等の人には殆ど聞こえない。

[0060] 続いてステップ120では、今回の図16の処理におけるステップ110でサンプリングした入力音21の上記所定の複数サンプル分の強度を用いて、入力音21の振幅 A_{in} および位相を算出する。また同様にステップ120では、今回の図16の処理におけるステップ110でサンプリングした合成音24の上記所定の複数サンプル分の強度を用いて、合成音24の振幅 A_{out} および位相を算出する。そして、算出された入力音21の位相に対する合成音24の位相の差を算出して、位相差 ϕ とする。更に、自乗強度比 F を、 $F = (A_{out} / A_{in})^2$ という式を用いて算出する。

[0061] 続いてステップ130では、今回および前回以前の図16の処理のステップ120で算出した自乗強度比 F 、位相差 ϕ を用いて、自乗強度比 F および位相差 ϕ に対してカットオフ周波数が10Hzのローパスフィルタ処理を行う。これにより、10Hzを超える周波数成分が、自乗強度比 F 、位相差 ϕ

から除去される。

[0062] 続いてステップ140では、今回の図16の処理のステップ130でローパスフィルタ処理が施された結果の最新の自乗強度比Fおよび位相差 ϕ に基づいて、制御命令を作成する。

[0063] 制御命令は、触覚提示装置6の刺激子65、66、67の各々の上下位置を指示するデータである。ここでは、第1刺激子65の上下位置をH1、第2刺激子66の上下位置をH2、第3刺激子67の上下位置をH3とする。H1、H2、H3は、値が大きくなるほど本体部60から術者90の足側に高く突出し、ゼロであれば本体部60から全く突出していない位置であるとする。

[0064] 自乗強度比Fおよび位相差 ϕ からH1、H2、H3への変換は、例えば、以下のように行う。位相差 ϕ の具体的な値として、 ϕ_1 、 ϕ_2 、 ϕ_3 （ただし $0 < \phi_1 < \phi_2 < \phi_3$ ）という値を設定する。これら ϕ_1 、 ϕ_2 、 ϕ_3 は、それぞれ刺激子65、66、67に対応する。そして、

$$H1 = k \times (F - 1) / (|\phi - \phi_1| + \alpha)$$

$$H2 = k \times (F - 1) / (|\phi - \phi_2| + \alpha)$$

$$H3 = k \times (F - 1) / (|\phi - \phi_3| + \alpha)$$

という式で、H1、H2、H3を決定する。ここで、 α はH1、H2、H3が無限大にならないように設けた所定の正の定数であり、kは所定の正の比例係数である。各式の分母は、それぞれ、位相差 ϕ から ϕ_1 、 ϕ_2 、 ϕ_3 までの距離が長くなるほど大きくなる。したがって、位相 ϕ_i （ただし $i = 1, 2, \text{または} 3$ ）が位相差 ϕ に近い程、 H_i の値が大きくなる。また、Fの値が大きいくほど、 H_i の値が大きくなる。

[0065] あるいは、自乗強度比Fおよび位相差 ϕ からH1、H2、H3への変換は、 ϕ_1 、 ϕ_2 、 ϕ_3 のうち、 ϕ_1 が最も位相差 ϕ に近ければ、 $(H1, H2, H3) = (k \times (F - 1), 0, 0)$ とし、 ϕ_2 が最も位相差 ϕ に近ければ、 $(H1, H2, H3) = (0, k \times (F - 1), 0)$ とし、 ϕ_3 が最も位相差 ϕ に近ければ、 $(H1, H2, H3) = (0, 0, k \times (F - 1))$

としてもよい。

[0066] これらのようにすることで、接触検出器具 1 の操作中に、硬いしこりが弾性膜 10 に接触している間は、当該しこりが弾性膜 10 に接触した位置である変形位置 x_p に応じて重み付けられた上下位置 H 1、H 2、H 3 が作成される。

[0067] 続いてステップ 150 では、直前のステップ 140 で作成した制御命令 H 1、H 2、H 3 を、ケーブル 5 を介して、触覚提示装置 6 の駆動回路 61 に出力する。これにより、今回の図 16 の処理が完了し、直ちに、次の回の図 16 の処理の実行を開始する。既に説明した通り、図 16 の処理は繰り返し実行されるので、ステップ 110 で取得する複数サンプル毎に、制御命令 H 1、H 2、H 3 が駆動回路 61 に出力される。

[0068] なお、上記の作動では、ステップ 120 における自乗強度比 F および位相差 ϕ の算出の周波数（頻度）は、ステップ 140、150 における制御命令の出力の周波数（頻度）と同じであるが、前者と後者の周波数を変えてもよい。例えば、前者の周波数 3300 Hz としたときに、後者の周波数を 2300 Hz としてもよいし、1000 Hz としてもよいし、100 Hz としてもよい。

[0069] 触覚提示装置 6 の駆動回路 61 は、制御装置 4 から出力された制御命令を取得する度に、当該制御命令が示す刺激子 65、66、67 の上下位置 H 1、H 2、H 3 を実現するよう、アクチュエータ 62、63、64 を駆動する。これにより、刺激子 65、66、67 が変位し、それぞれの上下位置 H 1、H 2、H 3 が実現する。これにより、術者 90 の足の裏が、上下位置 H 1、H 2、H 3 に応じた触刺激を受ける。

[0070] したがって、弾性膜 10 が臓器 91 b に押し当てられた状態で臓器 91 b をなぞるよう、接触検出器具 1 を操作することで、硬いしこりが弾性膜 10 に当たることによって発生した弾性膜 10 の変形量および変形位置 x_p に対応する触刺激を、足の裏で受けることができる。より具体的には、弾性膜 10 の変形量に応じて足の前後方向の傾きが変化し、弾性膜 10 の変形位置 x_p に

応じて足の左右方向の傾きが変化する。

[0071] そして、弾性膜10がゆっくりと臓器91bをなぞるように術者90が接触検出器具1を操作すれば、しこりによって変形量に加えて変形位置 x_p がゆっくり変化し、触覚提示装置6を介して術者90が変形量の変化に加えてこの位置変化を把握することができるようになる。その結果、よりの確にしこりの存在を発見できる。触覚提示装置6が変形量に応じた触刺激のみを術者90に伝達するような場合は、人は触刺激そのものよりも、触刺激の変化を敏感に感じ取るので、弾性膜10を素早く動かさないとしこりの存在を認識できない可能性がある。

[0072] また、本実施形態では、音を使用しているものの、空洞11b~11e、12a、13aが変形することによる空洞の共振周波数を検出するのではなく、入力音21と合成音24の強度 A_{in} 、 A_{out} および位相差 ϕ を検出する。したがって、共振周波数を検出する場合に比べて、共振周波数のスキャン等の処理が必要なくなり、その結果、検出速度が向上する。このことは、弾性膜10と臓器91bの接触に応じた検出量（ F 、 ϕ ）を、0.01秒以上の遅れが問題となる高いリアルタイム性で術者90に提示する本実施形態のセンシングシステムにおいては、非常に有効である。また、本実施形態では、特定の周波数の音のみを使用するので、環境ノイズに強い。

[0073] また、弾性膜10の近傍（すなわち空洞11d）において、空洞11b~11e、12a、13aの長手方向95は、先端センサ部20の周方向96に沿って、先端センサ部20の中心軸を取り巻いて弧状に伸びている。それ故、弾性膜10の近傍において、空洞11b~11e、12a、13aの長手方向95は、先端センサ部20の周方向96に直交していない。つまり、空洞11b~11e、12a、13aは、弾性膜10の近傍において先端センサ部20の周方向96に伸びている。

[0074] また、弾性膜10の（すなわち空洞11d）近傍において、空洞11b~11e、12a、13aの長手方向95は、剛性チューブ12の周方向96に沿って、剛性チューブ12の中心軸を真っ直ぐ延長した線を取り巻いて弧

状に伸びている。それ故、弾性膜10の近傍において、空洞11b~11e、12a、13aの長手方向95は、剛性チューブ12の周方向96に直交していない。つまり、空洞11b~11e、12a、13aは、弾性膜10の近傍において剛性チューブ12の周方向96に伸びている。

[0075] したがって、空洞11b~11e、12a、13aの長手方向95は、弾性膜10の近傍（すなわち空洞11d）において、部材10~13の移動軌跡16の接線と一致している。それ故、空洞11b~11e、12a、13aは、弾性膜10の近傍において、移動軌跡16の接線方向に伸びている。

[0076] このようになっていることで、術者90が接触検出器具1を穴91cから生体91内に入れて弾性膜10で臓器91bをなぞっているときに、弾性膜10上で生体91内のしこりに当たる部分の位置が変化すると、その変化に応じて、マイクロフォン15の出力する信号が変化する。したがって、生体内のしこりの存在をより明確に検出することができる。

[0077] また、触覚提示装置6が術者90の下半身に触刺激を与えることで、術者90の両手が空き、更に、手術における清潔領域である腕に触覚提示装置6を取り付ける必要がなくなる。

[0078] ここで、接触検出器具1と類似の接触検出器具1'を用いて本願発明者が行った実験結果について説明する。図17、図18に示すように、接触検出器具1'は、接触検出器具1と同じ剛性チューブ12、保持部13、スピーカ14、マイクロフォン15を有している。そして、先端センサ部20の代わりに先端センサ部20'を有している。先端センサ部20'は、シリコーンゴム製の円筒形状の弾性チューブ10'と、ABS樹脂製の円筒部材11'と、を含んでいる。先端センサ部の側面の円周方向の変形位置を検出できる点は、接触検出器具1'と接触検出器具1で同じである。

[0079] 剛性チューブ12の先端を、外径6mm、内径4mm、長さ95mmのシリコーンゴム製の中空の弾性チューブ10'の一端に挿入する。弾性チューブ10'の他端は塞がれており、固定端となっている。

[0080] そして、弾性チューブ10'は、直径28mmの円筒部材11'の側面に

、円筒部材 1 1' の周方向に沿って、巻き付けられている。円筒部材 1 1' は、その軸方向が剛性チューブ 1 2 の長手方向と一致するように、剛性チューブ 1 2 に固定されている。

[0081] これにより、弾性チューブ 1 0' の長手方向の変形位置 x_p を取得することによって、先端センサ部 2 0'、円筒部材 1 1'、および剛性チューブ 1 2 の円周方向の変形位置を知ることができる。弾性チューブ 1 0' 内の空洞、空洞 1 2 a、空洞 1 3 a は 1 つの空洞として連通しており、その全長は、360 mm である。弾性チューブ 1 0' は、当該 1 つの空洞を覆って塞ぎ、弾性チューブ 1 0' が接触検出器具 1 の外部から押されると、弾性膜 1 0 は変形して当該空洞側に窪む。

[0082] また、弾性チューブ 1 0' の近傍において、空洞の長手方向は、先端センサ部 2 0' の周方向に沿って、先端センサ部 2 0' の中心軸を取り巻いて弧状に伸びている。それ故、弾性膜 1 0 の近傍において、空洞の長手方向は、先端センサ部 2 0 の周方向に直交していない。

[0083] また、弾性チューブ 1 0' の近傍において、空洞の長手方向は、剛性チューブ 1 2 の周方向に沿って、剛性チューブ 1 2 の中心軸を真っ直ぐ延長した線を取り巻いて弧状に伸びている。それ故、弾性チューブ 1 0' の近傍において、空洞の長手方向は、剛性チューブ 1 2 の周方向に直交していない。

[0084] したがって、接触検出器具 1' は、接触検出器具 1 と同様の効果を発揮することができる。

[0085] 図 1 8 では、弾性チューブ 1 0' の長手方向の位置を、先端センサ部 2 0'、円筒部材 1 1'、および剛性チューブ 1 2 の円周方向の角度（先端センサ部 2 0'、円筒部材 1 1' の中心軸から見込む角度）で表している。0 deg のときに変形位置 x_p は先端（弾性チューブ 1 0' の固定端）から 25 mm となるように配置され、スピーカ 1 4 から入力される入力音 2 1 は、周波数 3160 Hz の正弦波である。これは、理論的、実験的に決定された設計パラメータであり、0 deg の位置で、変形量に対して自乗強度比 $F = (A_{out} / A_{in})$ が最も幅広く変化する条件である。マイクロフォン 1 5 からの出

力信号はアンプにより増幅される。

[0086] この出力信号とスピーカ14へ印加した電圧の信号（入力信号）をオシロスコープへ入力し、リサージュ図形を記録することで、位相差を計測した。計測はそれぞれ、弾性チューブ10'に変形を加えていないとき、 -60deg 、 -30deg 、 0deg 、 30deg 、 60deg の位置（図18参照）で弾性チューブ10'を完全に押しつぶしたとき（ $r=1$ のとき）について行った。

[0087] 図19に、弾性チューブ10'に変形を加えていないとき、 0deg 、 30deg 、 -30deg の位置で完全に押しつぶしたときのリサージュ図形を示す。それぞれの図形を比較すると、変形位置に対応してリサージュ図形が変化していることが分かる。変形を加えていないときの図形と、変形を加えているときの図形とを比較すると、出力信号の電圧の振幅が大きくなっているが、これは変形量と振幅が対応していることを示している。また、それぞれの変形位置に対する位相差 ϕ を図20に示す。この図より、弾性チューブ10'の変形位置に応じて、位相差 ϕ が変化していることが分かる。以上の結果から、弾性チューブ10'を円筒部材11'に巻き付けた状態においても、位相差 ϕ の測定によって、変形位置 x_p が取得できることがわかる。

[0088] なお、この実験に用いた接触検出器具1'を、接触検出器具1の代わりにセンシングシステムに用いることができる。その際は、円筒部材11'の直径を28mmより小さくすると、生体91内への挿入がより容易になる。

[0089] （第2実施形態）

次に、本発明の第2実施形態について説明する。本実施形態は、第1実施形態に対して触覚提示装置6を図21の触覚提示装置93に置き換えたものである。触覚提示装置93以外の構成および作動は、第1実施形態と同じである。

[0090] この触覚提示装置93は、図21に示すように、床に設置される本体部70、本体部70の内部に配置された駆動回路71、駆動回路71と接続される3つのアクチュエータ72、73、74を有している。更に触覚提示装置

93は3つの刺激子75、76、77を有しており、刺激子75、76、77のそれぞれがアクチュエータ72、73、74に駆動されて変位することで術者90の足の裏に触刺激を与える。

[0091] 駆動回路71は、ケーブル5を介して制御装置4から出力される制御命令に従って、アクチュエータ72～74を駆動する。

[0092] アクチュエータ72～74は、本体部70に対して取り付けられており、各々の回転部が本体部70に対して矢印78のように回転可能になっている。刺激子75、76、77は、細長い平板であり、その一端が、それぞれ、アクチュエータ72、73、74の回転部に固定されている。アクチュエータ72～74は、駆動回路71の駆動に従って、回転部を本体部70に対して回転させることで、それぞれ、刺激子75、76、77の位置および姿勢を変化させる。具体的には、刺激子75、76、77は、それぞれ、アクチュエータ72、73、74を回転支点として変位する。

[0093] 図21に示すように、術者90は、踵を床に付け、足の前部のみを、刺激子75～77の上面に乗せる。したがって、刺激子75～77の位置および姿勢がそれぞれアクチュエータ72～74を回転支点として変化すると、術者90は、足の裏の前端部への触刺激の変化を認識する。

[0094] ここで、本実施形態の触覚提示装置93の作動について説明する。触覚提示装置93の駆動回路71は、制御装置4から出力された制御命令を取得する度に、当該制御命令が示す刺激子75、76、77のそれぞれの上下位置H1、H2、H3を実現するよう、アクチュエータ72、73、74を駆動する。

[0095] 具体的には、上下位置H1が0であれば、刺激子75が床面に対して平行になるようにアクチュエータ72を制御し、上下位置H1が大きくなればなるほど、刺激子75の床面に対する仰角が大きくなってアクチュエータ72に固定されていない側の端部の位置が高くなるように、アクチュエータ72を制御する。上下位置H2とアクチュエータ73と刺激子76の関係、および上下位置H3とアクチュエータ74と刺激子77の関係も同様である。こ

れにより、術者90の足の裏が、上下位置H1、H2、H3に応じた触刺激を受ける。

[0096] したがって、弾性膜10が臓器91bに押し当てられた状態で臓器91bをなぞるよう、接触検出器具1を操作することで、硬いしこりが弾性膜10に当たることによって発生した弾性膜10の変形量および変形位置 x_p に対応する触刺激を、足の裏で受けることができる。より具体的には、弾性膜10の変形量に応じて足の前後方向の傾きが変化し、弾性膜10の変形位置 x_p に応じて足の左右方向の傾きが変化する。したがって、第1実施形態の触覚提示装置6と同等の効果を得ることができる。更に、足の踵が固定された設置点となるため、術者90が自身の足の動きを知覚しやすい可能性がある。

[0097] (第3実施形態)

次に、本発明の第3実施形態について説明する。本実施形態は、第1実施形態に対して触覚提示装置6を図22の触覚提示装置94に置き換えたものである。また、制御装置4が触覚提示装置94に出力する制御命令の内容も、第1実施形態と異なる。その他の構成および作動は、第1実施形態と同じである。

[0098] この触覚提示装置94は、図22に示すように、床に設置される体部80、本体部80の内部に配置された駆動回路81、駆動回路81と接続される2つのアクチュエータ82、84を有している。更に触覚提示装置94は、シャフト83および刺激子85を有しており、シャフト83および刺激子85がアクチュエータ82、84に駆動されて変位することで術者90の足の裏に触刺激を与える。

[0099] 駆動回路81は、ケーブル5を介して制御装置4から出力される制御命令に従って、アクチュエータ82、84を駆動する。

[0100] アクチュエータ82は、本体部80に固定される固定部82aと、固定部82aに対して回転可能な回転部82bとを有している。駆動回路81に駆動されることで、回転部82bは固定部82aに対して矢印82cの方向に回転する。シャフト83は、一端がアクチュエータ82の回転部82bに固

定され、他端がアクチュエータ 84 に固定される部材である。

[0101] アクチュエータ 84 は、シャフト 83 の上記他端に固定される固定部 84 a と、固定部 84 a に対して回転可能な回転部 84 b とを有している。駆動回路 81 に駆動されることで、回転部 84 b は固定部 84 a に対して矢印 84 c の方向に回転する。刺激子 85 は、細長い平板であり、その一端が、一端がアクチュエータ 84 の回転部 84 b に固定されている。

[0102] アクチュエータ 82 の回転部 82 b が固定部 82 a に対して回転すると、それに伴ってシャフト 83、アクチュエータ 84、および刺激子 85 もアクチュエータ 82 を回転支点として回転する。また、アクチュエータ 84 の回転部 84 b が固定部 84 a に対して回転するとそれに伴って刺激子 85 もアクチュエータ 84 を回転支点として回転する。回転部 82 b が回転する場合と回転部 84 b が回転する場合とでは、刺激子 85 が回転する方向が異なるので、刺激子 85 は、2つの自由度で変位する。

[0103] 図 22 に示すように、術者 90 は、足の全体を、刺激子 85 の上面に乗せる。したがって、刺激子 85 の位置および姿勢がそれぞれアクチュエータ 82、84 を回転支点として変化すると、術者 90 は、足の裏の前端部への触刺激の変化を認識する。具体的には、アクチュエータ 82 が駆動されることで、刺激子 85 の足の左右方向への傾きが変化し、アクチュエータ 84 が駆動されることで、刺激子 85 の足の前後方向への傾きが変化する。

[0104] ここで、制御装置 4 がケーブル 5 を介して触覚提示装置 94 に出力する制御命令について説明する。制御装置 4 は、図 16 のステップ 110~130 までは、第 1 実施形態と同じ作動を行う。

[0105] ステップ 140 では、今回の図 16 の処理のステップ 130 でローパスフィルタ処理が施された結果の最新の自乗強度比 F および位相差 ϕ に基づいて、制御命令を作成する点は、第 1 実施形態と同じである。ただし、制御命令の内容が第 1 実施形態と異なる。

[0106] 本実施形態の制御命令は、触覚提示装置 94 の刺激子 85 に載せられた足の左右方向の傾き $\theta 1$ および足の前後方向の傾き $\theta 2$ を指示するデータであ

る。 $\theta 2$ は、値が大きくなるほど足のつま先側が高くなる量である。

[0107] 自乗強度比Fおよび位相差 ϕ から $\theta 1$ 、 $\theta 2$ への変換は、例えば、以下のように行う。まず、 $\theta 2$ については、自乗強度比Fが大きいほど値が大きくなるようにし、位相差 ϕ には依存しないようにしてもよい。また、 $\theta 1$ については、位相差 ϕ が大きいほど値が大きくなるようにし、自乗強度比Fには依存しないようにしてもよい。

[0108] 続いてステップ150では、直前のステップ140で作成した制御命令 $\theta 1$ 、 $\theta 2$ を、ケーブル5を介して、触覚提示装置94の駆動回路81に出力する。駆動回路81は、制御装置4から出力された制御命令を取得する度に、当該制御命令が示す傾き角 $\theta 1$ を実現するよう、アクチュエータ82を駆動し、当該制御命令が示す傾き角 $\theta 2$ を実現するよう、アクチュエータ83を駆動する。これにより、術者90の足の裏が、傾き角、 $\theta 1$ 、 $\theta 2$ に応じた触刺激を受ける。

[0109] したがって、弾性膜10が臓器91bに押し当てられた状態で臓器91bをなぞるよう、接触検出器具1を操作することで、硬いしこりが弾性膜10に当たることによって発生した弾性膜10の変形量および変形位置 x_p に対応する触刺激を、足の裏で受けることができる。より具体的には、弾性膜10の変形量に応じて足の前後方向の傾きが変化し、弾性膜10の変形位置 x_p に応じて足の左右方向の傾きが変化する。したがって、第1実施形態の触覚提示装置6と同等の効果を得ることができる。

[0110] (第4実施形態)

次に、本発明の第3実施形態について説明する。本実施形態は、第3実施形態に対して触覚提示装置94のサイズを小さくしたものであり、他は第3実施形態と同じである。図23に示す通り、本実施形態では、術者90は、踵を床に付け、足の前部のみを、刺激子85の上面に乗せる。したがって、足の踵が固定された設置点となるため、術者90が自身の足の動きを知覚しやすい可能性がある。

[0111] (第5実施形態)

次に、本発明の第5実施形態について、図24～図34を参照して説明する。本実施形態は、第1～第4実施形態に対して、先端センサ部20を先端センサ部20' 'に置き換えたものである。先端センサ部以外の構成については、第1～第4実施形態と同じである。

[0112] 先端センサ部20' 'は、弾性膜10' 'および先端ベース部11' 'から構成される。先端ベース部11' 'の材質は、先端ベース部11と同じである。先端ベース部11' 'は剛性チューブ12の長手方向と同じ方向にほぼ真っ直ぐ伸びるが、鉗子と同様に緩やかな円弧形状となっている。先端ベース部11' 'の外径は例えば7mmであり、穴91cを通ることができる太さとなっている。また、先端ベース部11' 'の長手方向の長さは例えば70mmである。

[0113] 図24～図26に示すように、先端ベース部11' 'は、内部に空洞11fが形成されている。空洞11fは、先端ベース部11' 'の剛性チューブ12側の端部において開口している。この開口に剛性チューブ12の一端が挿入されることで、空洞11fと空洞12aとが連通する。

[0114] 空洞11fは、この開口の近傍は円柱形状となっているが、先端側（剛性チューブ12とは反対側）に伸びるにつれて断面形状が変形して潰れていき、図26に示すように断面円弧形状となる。そして、弾性膜10' 'は、空洞11fのうち断面円弧形状となった部分を覆って塞ぐように、先端ベース部11' 'に取り付けられている。弾性膜10' 'の材質および形状は、第1実施形態の弾性膜10と同じである。弾性膜10' 'が接触検出器具1の外部から押されると、弾性膜10' 'は変形して当該空洞f側に窪む。

[0115] この空洞11fがこのような形状となっていることの意義について説明する。しこりは、臓器91bの正常部の一部が病変したことによる硬さや形状の変化に起因するものであるが、正常部が軟らかいため、先端センサ部20' 'がしこりの上をなぞった際に弾性膜10' 'に加わる力は、微小凹凸をなぞった際と同様になると考えられる。この凹凸を越える際には、凹凸表面に対して法線方向と接線方向に力を受け、位置によって法線方向の力の向き

は異なる。音の通路である空洞 11f は、主に法線方向の力により狭まる。したがって、変形部も法線方向の力の向きに関わらず変形することが望まれる。また、空洞は狭い方が、しこりの押し込み量に対する感度が向上する。そこで、空洞を狭くし、なおかつ、力の方向の変化に対応できるよう、空洞 11f が図 26 のような円弧形状の空隙を有する構造とした。

[0116] また、空洞 11f の長手方向は、先端ベース部 11' の長手方向と同じであり、先端センサ部 20' の円周方向に直交している。従って、本実施形態では、弾性膜 10' が臓器 91b をなぞる方向と、空洞 11f の長手方向とは直交する。

[0117] 次に、本実施形態の作動について、第 1～第 4 実施形態との違いのみを説明する。本実施形態では、制御装置 4 は、ステップ 140 で、制御命令（すなわち、 H_1 、 H_2 、 H_3 の組、または、 θ_1 、 θ_2 の組）を、自乗強度比 F および位相差 ϕ のうちいずれか一方のみに基づいて作成する。

[0118] 例えば、 H_1 、 H_2 、 H_3 を含む制御命令を作成する場合は、 H_1 、 H_2 、 H_3 とも同じ値とし、自乗強度比 F が大きくなるほど $H_1 = H_2 = H_3$ が大きくなるように制御命令を作成してもよい。あるいは、位相差 ϕ が大きくなるほど $H_1 = H_2 = H_3$ が大きくなるように制御命令を作成してもよい。

[0119] また例えば、 θ_1 、 θ_2 を含む制御命令を作成する場合は、 θ_1 の値を 0 に固定し、自乗強度比 F が大きくなるほど θ_2 が大きくなるように制御命令を作成してもよい。あるいは、 θ_1 の値を 0 に固定し、位相差 ϕ が大きくなるほど θ_2 が大きくなるように制御命令を作成してもよい。

[0120] いずれの場合でも、制御装置 4 から触覚提示装置 6 に出力される制御命令は、自乗強度比 F のみに基づく 1 自由度の量か、位相差 ϕ のみに基づく 1 自由度の量を示している。あるいは、制御命令自乗強度比 F と位相差 ϕ の両方に基づく 1 自由度の量を示すようにしてもよい。

[0121] このようになっていることで、術者 90 が本実施形態の接触検出器具 1 を穴 91c から生体 91 内に入れ、弾性膜 10 で臓器 91b をなぞっているときに、弾性膜 10 が生体 91 内のしこりに当たって変形すると、その変化に

応じて、マイクロフォン15の出力する信号が変化する。したがって、生体内のしこりの存在を検出することができる。

[0122] 次に、改良したセンサを用いて基礎実験を行った。弾性膜10''に変位を与え、その変位に対して入力音21の入力周波数（本実験では3080Hzとした）における1個の空洞11f、12a、13a内の音圧レベルを測定した。弾性膜10''に押し付ける物体については、対象とするしこりを参考に、5mm四方のアクリル板とした。なお、しこり表面に対する法線方向の力が検出できるか確認するため、先端センサ部20''を長手方向軸を回転軸として、±10deg回転させた場合についても、同様の実験を行った。図27に結果を示す。この図中にはカットモデルを用いて撮影した断面の変形の様子も示している。図27によれば、変位量の変化に応じて自乗強度比Fが変化していることが分かる。したがって、自乗強度比Fに応じた制御命令が触覚提示装置6に出力される場合、術者90は、触覚提示装置6から与えられる触刺激により、しこりによる弾性膜10''の変位を知覚することができる。

[0123] 更に、改良したセンサを用いて模擬しこりに対するなぞり試験を行った。しこりは直径15mmで、しこり以外の部分は腸管を模したひだを有する。実験では実際の状況に倣い、しこりやひだの裏側表面からなぞり試験を行った。図28に模擬しこりを4回なぞった際のパイプ内の音圧レベルを示す。図中の網掛領域はしこりの位置を示し、なぞり動作の方向を示す模式図を一緒に示す。この図によれば、しこりに対応した自乗強度比が得られていることが分かる。

[0124] なお、式(1)～(3)において、 $L=360\text{mm}$ 、 $v=340\text{m/s}$ 、 $x_p=25\text{mm}$ とし、変形量（反射率 r ）と入力周波数 f_{in} に対する自乗強度比 F を計算した結果は、図29のようになる。この図によれば、入力周波数 f_{in} が3300Hz周辺では、反射率 r の変化に対する自乗強度比 F の変化が顕著になることが分かる。したがって、適切に入力周波数 f_{in} を決定すれば、接触検出器具1がセンサとして有効になる。

[0125] 図29において、 $r = 0$ の部分は接触検出器具1の共鳴特性の理論値を示している。本実施形態の接触検出器具1で共鳴特性を測定すると、図30のようになった。図29、図30を比較すると、山と谷の出現間隔がほぼ一致していることが分かる。しかし、図30では、周波数が低い領域と高い領域において、音圧が小さくなっている。これは、音の吸収によるものと考えられる。したがって、入力周波数については、音の吸収が生じないことを考慮して、 $f_{in} = 3080 \text{ Hz}$ とした。同様の観点から、 2500 Hz 以上 4000 Hz 以下を利用することができる。

[0126] また、本実施形態で触覚提示装置6に出力されるのは、自乗強度比 F に応じた量または位相差 ϕ に応じた量であるが、式(2)、(3)からわかるように、どちらか一方を用いれば、変形量が得られる。そこで、自乗強度比 F と位相差 ϕ という2つのセンサ出力について、自乗強度比 $F = E_a$ 、位相差 $\phi = E_p$ とし、式(1)～(3)を用いて理論解析を行う。

[0127] まず、評価基準について説明する。各センサ出力 E_i ($i = \{a, p\}$) は、パラメータ f_{in} 、 x_p 、 L 、 v が決まれば、 r の関数となる。したがって、パラメータを適切に設計すれば、変形量(反射率 r)を検出するセンサとなる。空洞内の音速 v と空洞の長手方向の全長 L を定数として扱うと、設計パラメータは、入力周波数 f_{in} と変形位置 x_p となる。この2つの設計パラメータの組み合わせを適切に決定すれば、センサとして有効である。設計パラメータの決定において、センサ出力を評価する必要がある。センサ出力として望まれるのは、 r の変化に対してセンサ出力の範囲が広く、線形性が良いことである。なお、押し込み変形に対し、 r は線形に変化すると仮定した。まず、出力範囲の評価値としてセンサ出力の最大値と最小値の差 S_i を採用する。差 S_i は、以下の式(4)に従う。

[0128] [数3]

$$S_i = \max_{0 \leq r \leq 1} E_i - \min_{0 \leq r \leq 1} E_i \quad (4)$$

次に、線形性の評価値として、反射率 r と各センサ出力 E_i との相関係数

R_i を採用する。相関係数 R_i は、以下の式(5)に従う。

[0129] [数4]

$$R_i = \frac{\int_0^1 (r - \bar{r})(E_i - \bar{E}_i) dr}{\sqrt{\int_0^1 (r - \bar{r})^2 dr \int_0^1 (E_i - \bar{E}_i)^2 dr}} \quad (5)$$

R_i が±1に近いほど、センサ出力が良い線形性を有することを示す。

[0130] 以上2つの評価値を用いて、解析を行った。なお解析では、 $v = 340 \text{ m/s}$ 、 $L = 0.36 \text{ m}$ とした。

[0131] まず、センサ出力として E_a を用いた場合の解析結果を示す。まず図31に、設計パラメータの各組み合わせ(f_{in} , x_p)に対する、式(4)で計算される S_a を示す。図31において、 S_a の値が高い(f_{in} , x_p)の組み合わせを用いれば好適である。また、図31は、センサ出力が f_{in} と x_p の両者に依存して変化することを示している。特に f_{in} が大きい領域では、センサ出力が x_p に対して変化しやすいことが分かる。次に図32に、(f_{in} , x_p)の各組み合わせに対する、式(5)で計算される R_a を示す。図32において、 R_a が正の場合は R_a が1に近くなるほど線形性が良いことを示す。 R_a が負の場合についても、傾きが負であるだけで、 R_a が-1に近くなるほど、線形性が良いことを示す。一方、 R_a の絶対値が0に近い領域(例えば、 R_a の絶対値が0.1以下の領域)は線形性が悪いことを示しており、この領域は避けなければならない。以上から、図32は、ほとんどの(f_{in} , x_p)の組み合わせで線形性が良いことを示している。したがって、自乗強度比 F に応じた制御命令が触覚提示装置6に出力される場合、術者90は、触覚提示装置6から与えられる触刺激により、しこりによる弾性膜10'の変位を知覚することができる。

[0132] 次に、センサ出力に E_p を用いたときの解析結果を示す。まず図33に、(f_{in} , x_p)の各組み合わせに対する、式(4)で計算される S_p を示す。図31と比較すると、大局的な傾向は似ていることが分かる。 S_p が $3\pi/4$ 以上の領域に着目すると、面積が小さいため、入力周波数や変形位置が変

動すると出力範囲が大きく変化する可能性を示している。S_pが $\pi/4$ 以上 $\pi/2$ 以下の領域に着目すると、入力周波数や変形位置に対して、ある程度幅を持って存在していることが分かる。S_pが $\pi/2$ 付近の領域は、出力範囲が半分に低下することを示しているものの、位相差を感度良く計測できれば、問題は生じない。次に図34に、(f_{i,n}, x_p)の各組み合わせに対する、式(5)で計算されるR_pを示す。図32と同様に、線形性が悪いことを示すR_pの絶対値が0に近い領域(例えば、R_pの絶対値が0.1以下の領域)が少なく、ほとんどの(f_{i,n}, x_p)の組み合わせで線形性が良いことが分かる。したがって、位相差 ϕ に応じた制御命令が触覚提示装置6に出力される場合、術者90は、触覚提示装置6から与えられる触刺激により、しこりによる弾性膜10''の変位を知覚することができる。ただし、設計パラメータの選び方によっては、変形位置の変化に伴って、傾きが変動することを示しているため、位相差の利用においては、これを避けるように設計パラメータを選択する必要がある。

[0133] 以上のような解析結果から、自乗強度比Fと位相差 ϕ の利用について出力範囲と線形性の観点では大局的な傾向は似ていることが分かる。ただし、位相差 ϕ の計測は、入力音も観測する必要があるため比較的複雑あるのに対し、自乗強度比Fの計測は、音の入力と計測を独立に行えるため簡易である。

[0134] (第6実施形態)

次に、本発明の第6実施形態について、図35、図36を参照して説明する。本実施形態は、第5実施形態に対して、先端センサ部20''を先端センサ部20'''に置き換えたものである。先端センサ部以外の構成および作動については、第5実施形態と同じである。

[0135] 先端センサ部20'''は、シリコンゴム製の弾性チューブ10'''と、アクリル製のバックプレート11'''から構成される。弾性チューブ10'''は剛性チューブ12の長手方向と同じ方向にほぼ真っ直ぐ伸びる無底円筒形状の部材であり、材質は、第5実施形態の弾性膜10''と同じである。弾性チューブ10'''の外径は例えば6mmであり、穴91cを

通ることができる太さとなっている。また、弾性チューブ10' ' 'の内径は例えば4 mmである。また、弾性チューブ10' ' 'の長手方向の長さは例えば30 mmである。本実施形態の接触検出器具1の全長は360 mmである。

[0136] 図35に示すように、弾性チューブ10' ' 'は、内部に空洞11gが形成されている。空洞11gは、弾性チューブ10' ' 'の剛性チューブ12側の端部において開口している。この開口に剛性チューブ12の一端が挿入されることで、空洞11fと空洞12aとが連通する。また、弾性チューブ10' ' 'の剛性チューブ12とは反対側の端部において、空洞11gは、バックプレート11' ' 'によって塞がれている。

[0137] したがって、弾性チューブ10' ' 'は空洞13a、12a、11gを覆って塞ぎ、弾性チューブ10' ' 'が接触検出器具1の外部から押されると、弾性チューブ10' ' 'は変形して当該空洞側に窪む。

[0138] また、空洞11gの長手方向は、弾性チューブ10' ' 'の長手方向と同じであり、先端センサ部20' ' 'の円周方向に直交している。従って、本実施形態では、弾性チューブ10' ' 'が臓器91bをなぞる方向と、空洞11gの長手方向とは直交する。

[0139] 本実施形態の接触検出器具1の作動は、第5実施形態と同様である。このようになっていることで、術者90が本実施形態の接触検出器具1を穴91cから生体91内に入れ、弾性チューブ10' ' 'の側面で臓器91bをなぞっているときに、弾性チューブ10' ' 'が生体91内のしこりに当たって変形すると、その変化に応じて、マイクロフォン15の出力する信号が変化する。したがって、生体内のしこりの存在を検出することができる。

[0140] 図36に、入力音21の周波数を2670 Hzとした場合の、弾性チューブ10' ' 'の変位量と、入力音21に対する合成音24の音圧レベルの変化の実験結果を示す。実験は5回繰り返し行った。この図より、変位が大きくなるにつれて、音圧レベルが大きくなる傾向が見られた。変形が小さい範囲でも、変形量に応じて僅かな変化が見られる。

[0141] (他の実施形態)

なお、本発明は上記した実施形態に限定されるものではなく、特許請求の範囲に記載した範囲内において適宜変更が可能である。また、上記各実施形態は、互いに無関係なものではなく、組み合わせが明らかに不可な場合を除き、適宜組み合わせが可能である。また、上記各実施形態において、実施形態を構成する要素は、特に必須であると明示した場合および原理的に明らかに必須であると考えられる場合等を除き、必ずしも必須のものではないことは言うまでもない。また、上記各実施形態において、実施形態の構成要素の個数、数値、量、範囲等の数値が言及されている場合、特に必須であると明示した場合および原理的に明らかに特定の数に限定される場合等を除き、その特定の数に限定されるものではない。また、上記各実施形態において、構成要素等の形状、位置関係等に言及するときは、特に明示した場合および原理的に特定の形状、位置関係等に限定される場合等を除き、その形状、位置関係等に限定されるものではない。また、本発明は、上記各実施形態に対する以下のような変形例も許容される。なお、以下の変形例は、それぞれ独立に、上記実施形態に適用および不適用を選択できる。すなわち、以下の変形例のうち任意の組み合わせを、上記実施形態に適用することができる。

[0142] (変形例 1)

本発明のセンシングシステムの適用範囲は、腹腔鏡下手術に限られず、生体の表面に開けられた穴から接触検出器具 1 を生体内に挿入するような施術なら、例えば、胸腔鏡下手術等の他の内視鏡下手術にも適用可能である。

[0143] また、本発明のセンシングシステムは、生体の表面に開けられた穴から接触検出器具 1 を生体内に挿入するような施術なら、内視鏡下手術以外にも適用可能であるが、その場合は、内視鏡 7、ケーブル 8、画像表示装置 9 は不要である。

[0144] (変形例 2)

上記各実施形態では、触覚提示装置 6 は術者 90 の足の裏に触刺激を与えるが、必ずしもこのようになっておらずともよい。例えば、触覚提示装置 6

は、術者90の脚（例えば足首）に巻き付けられて脚に触刺激を与えるようになっていてもよい。また例えば、触覚提示装置6は、術者90の下半身のみならず、術者90の腰、腕等の上半身に取り付けられて上半身に触刺激を与えるようになっていてもよい。

[0145] （変形例3）

上記角実施形態では、接触検出器具1は生体91の臓器91bを切るハサミの機能を具備しておらず、単なるセンシング用の器具として用いられている。しかし、必ずしもこのようになっておらずともよく、例えば、接触検出器具1は生体91の臓器91bを切るハサミの機能を具備していてもよい。

[0146] （変形例4）

上記実施形態では、先端ベース部11、11'は、ABS樹脂製であるが、硬質ゴム製であってもよい。でもよい。先端ベース部11、11'は、弾性膜10、10'よりもヤング率の大きい（すなわち硬い）物質で形成されていればよい。

[0147] （変形例5）

上記実施形態では、マイクロフォン15が出力した信号に基づいて触覚提示装置6が術者90に触刺激を与えているが、マイクロフォン15が出力した信号は、別の形態で術者90に伝達されてもよい。例えば、マイクロフォン15が出力した信号に基づいて画像表示装置が術者90に当該信号に応じた画像（例えば、自乗強度比Fのグラフ、位相差 ϕ のグラフ）を表示するようになっていてもよい。

[0148] （変形例6）

上記実施形態では、触覚提示装置6、93、94が有する刺激子の個数は1個または3個であったが、刺激子の個数は2個でもよいし、4個以上でもよい。また、触覚提示装置が与える触刺激の自由度の数は、1でも2でもよいし、3以上でもよい。

[0149] （変形例7）

上記各実施形態では、入力音21として単音、すなわち、単一の周波数成

分のみを有する音を採用しているが、必ずしもこのようになっておらずともよく、すなわち、複数個の離散的な周波数成分を有する音を入力音 21としてもよい。このようになっていれば、それぞれの周波数の入力音と合成音から振幅と位相差を検出し、これらを利用することで変形量と変形位置をより高精度に計測できる可能性がある。

[0150] (変形例 8)

上記第 1～第 4 実施形態では、基本的に、弾性膜 10 に加えられる力（すなわち、押し込み量、変形量、または反射量 r ）は位相差 ϕ とは独立に自乗強度比 F に依存し、変形位置 x_p は、自乗強度比 F とは独立に位相差 ϕ に依存するという観点に基づいて、制御命令が示す $H1$ 、 $H2$ 、 $H3$ の組または $\theta1$ 、 $\theta2$ の組を決定している。

[0151] しかしながら、より正確に、 $H1$ 、 $H2$ 、 $H3$ の組（または $\theta1$ 、 $\theta2$ の組）と自乗強度比 F および位相差 ϕ の組との対応関係を実験等で決定し、決定した対応関係を対応関係テーブル等のデータにして制御装置 4 に記憶させてもよい。その場合、制御装置 4 は、当該データに基づいて、算出した自乗強度比 F および位相差 ϕ から、 $H1$ 、 $H2$ 、 $H3$ の組（または $\theta1$ 、 $\theta2$ の組）を決定する。

[0152] (変形例 9)

上記実施形態の弾性膜 10、10' は、先端ベース部 11、11' の側面に開けられた開口部（空洞 11d、11f に接する開口部）およびその近傍のみを覆って不才である。しかし、必ずしもこのようになっておらずともよい。例えば、先端センサ部 20、20' にエッジ（弾性膜の繋ぎ目）を作らないために、弾性膜 10、10' が先端ベース部 11、11' の全体を覆ってしまってもよい。その場合、弾性膜 10、10' は、センシング部（空洞 11d、11f を覆う部分）を明瞭にし、生体の組織にしっかりと接触し、空洞 11d、11f に深くめり込むように、空洞 11d、11f を覆う部分において、他の部分よりも少し厚くなってもよい。

符号の説明

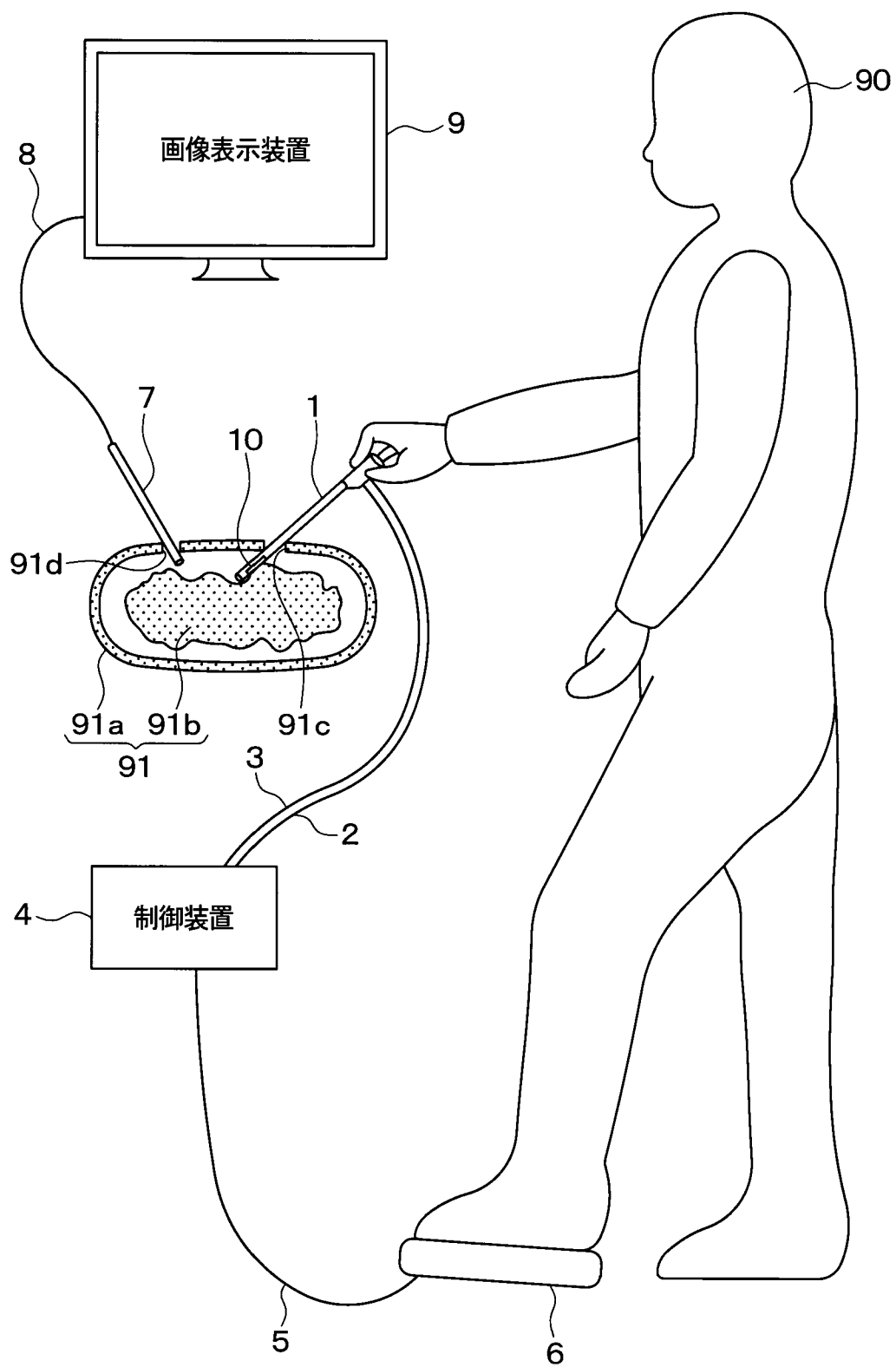
[0153] 1、1'	接触検出器具
6、93、94	触覚提示装置
10、10''	弾性膜（弾性体）
10'、10'''	弾性パイプ（弾性体）
11、11'、11''、11'''	先端ベース部
12	剛性チューブ（棒）
13	保持部
14	スピーカ
15	マイクロフォン
20、20'、20''、20'''	先端センサ部

請求の範囲

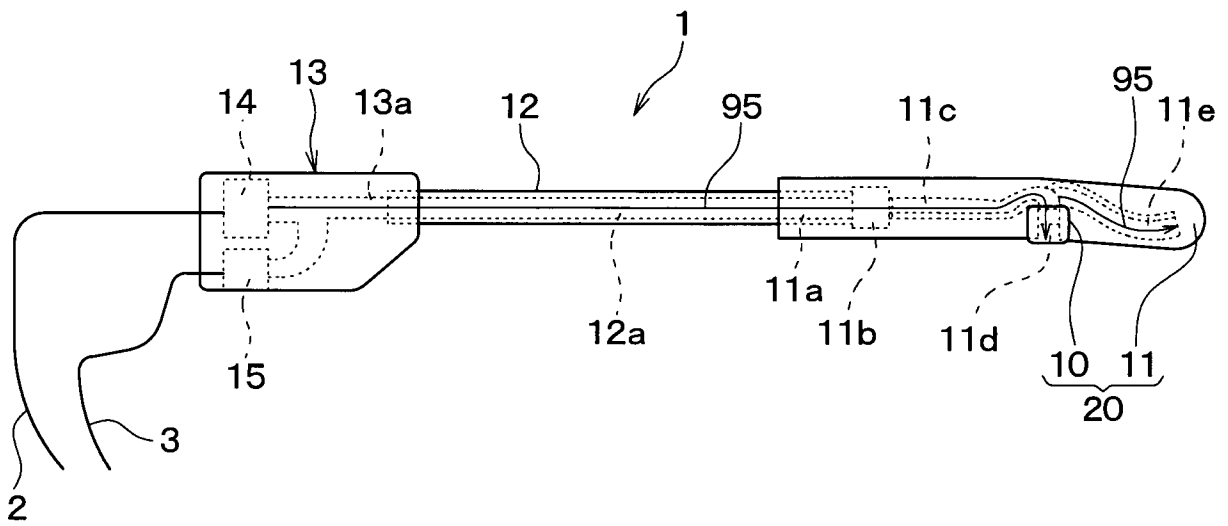
- [請求項1] 生体（91）に開けられた穴（91c）から前記生体（91）の内部に挿入される接触検出器具であって、
- 棒（12）と、
- 前記棒（12）の一端に取り付けられて前記穴（91c）から前記生体（91）の内部に挿入される先端センサ部（20、20'、20''、20'''）と、
- 前記棒（12）および前記先端センサ部（20、20'、20''、20'''）の内部に形成された空洞（11b～11g、12a）に前記生体（91）の外部から音を入力するスピーカ（14）と、
- 前記空洞（11b～11g、12a）内の音に応じた電気信号を前記生体（91）の外部で出力するマイクロフォン（15）と、を備え、
- 前記先端センサ部（20、20'、20''、20'''）は、前記空洞（11b～11g、12a）を覆う弾性体（10、10'、10''、10'''）を有することを特徴とする接触検出器具。
- [請求項2] 前記弾性体（10、10'、10''、10'''）の近傍において、前記空洞（11b～11g、12a）は前記先端センサ部（20、20'、20''、20'''）の周方向に伸びていることを特徴とする請求項1に記載の接触検出器具。
- [請求項3] 前記弾性体（10、10'、10''、10'''）の近傍において、前記空洞（11b～11g、12a）は、前記先端センサ部（20、20'、20''、20'''）の中心軸を取り巻いて伸びていることを特徴とする請求項1に記載の接触検出器具。
- [請求項4] 前記棒（12）は真っ直ぐ伸びており、
- 前記弾性体（10、10'、10''、10'''）の近傍において、前記空洞（11b～11g、12a）は、前記棒（12）の周方向に伸びていることを特徴とする請求項1に記載の接触検出器具。

- [請求項5] 前記棒（12）は真っ直ぐ伸びており、
前記弾性体（10）の近傍において、前記空洞（11b～11g、12a）は、前記棒（12）の中心軸を真っ直ぐ延長した線を取り巻いて伸びていることを特徴とする請求項1に記載の接触検出器具。
- [請求項6] 請求項1ないし5のいずれか1つに記載の接触検出器具（1、1'）と、
使用者（90）に触覚刺激を与える触覚提示装置（6、93、94）と、
前記マイクロフォン（15）が出力した前記電気信号に基づいて前記触覚提示装置（6、93、94）を制御する制御装置（4）と、を備えたことを特徴とするセンシングシステム。
- [請求項7] 前記触覚提示装置（6、93、94）は、前記使用者（90）の下半身に触刺激を与えることを特徴とする請求項6に記載のセンシングシステム。
- [請求項8] 前記触覚提示装置（6、93、94）は、前記使用者（90）の足の裏に触刺激を与えることを特徴とする請求項6に記載のセンシングシステム。
- [請求項9] 前記触覚提示装置（6、93、94）は、前記使用者（90）に2以上の自由度で、あるいは、2カ所以上の箇所で、触刺激を与えることを特徴とする請求項6ないし8のいずれか1つに記載のセンシングシステム。

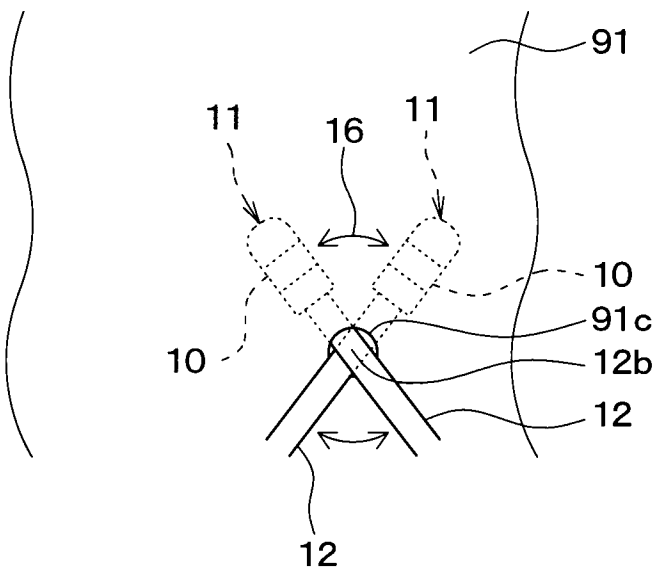
[図1]



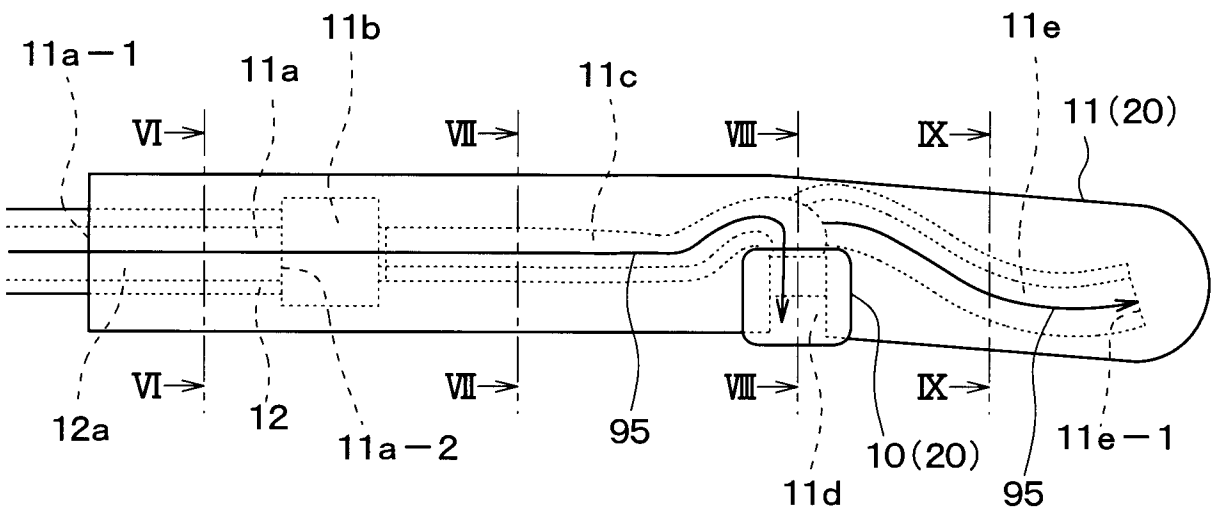
[図2]



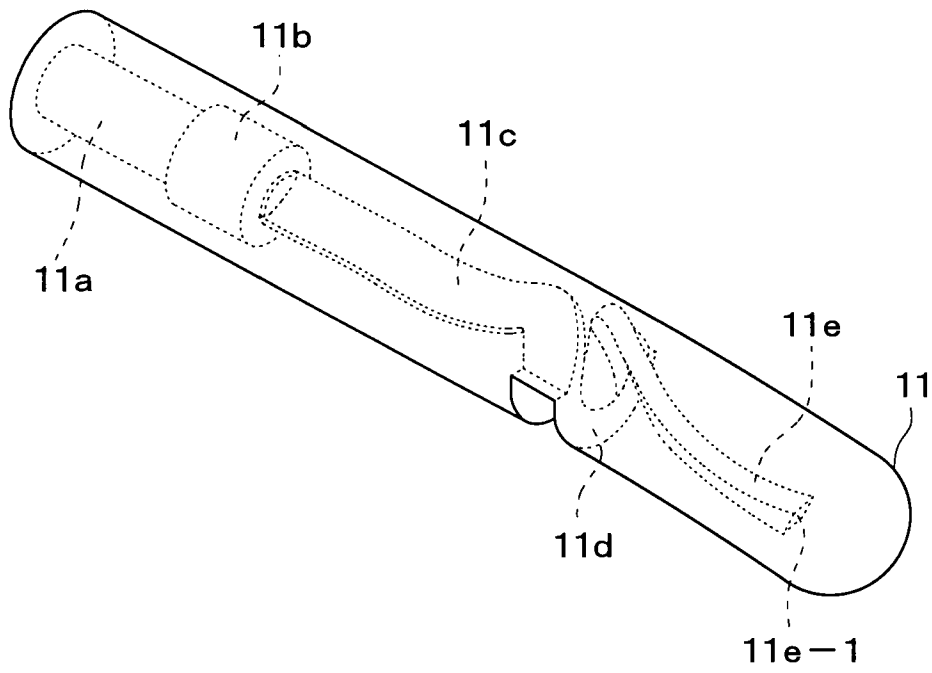
[図3]



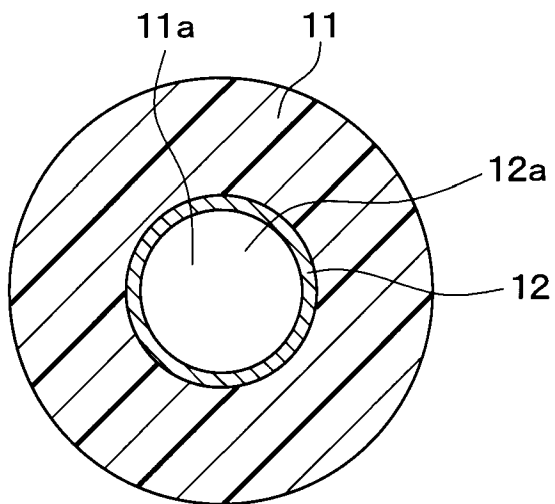
[図4]



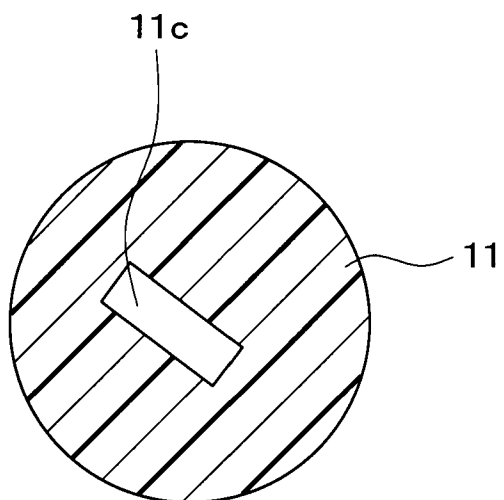
[図5]



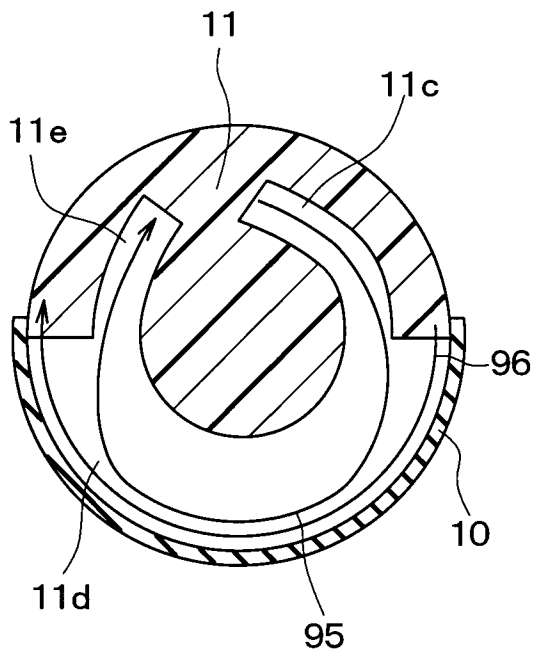
[図6]



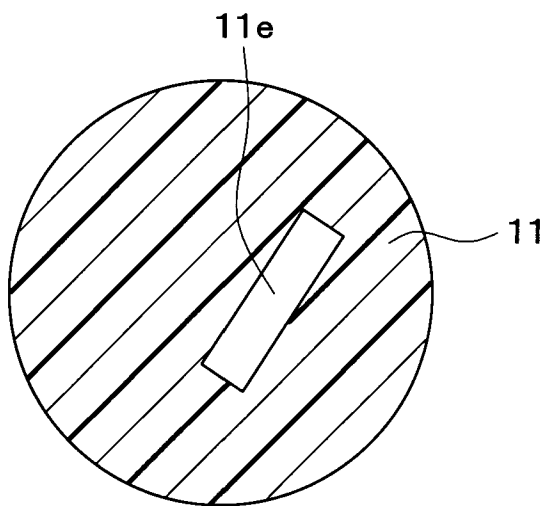
[図7]



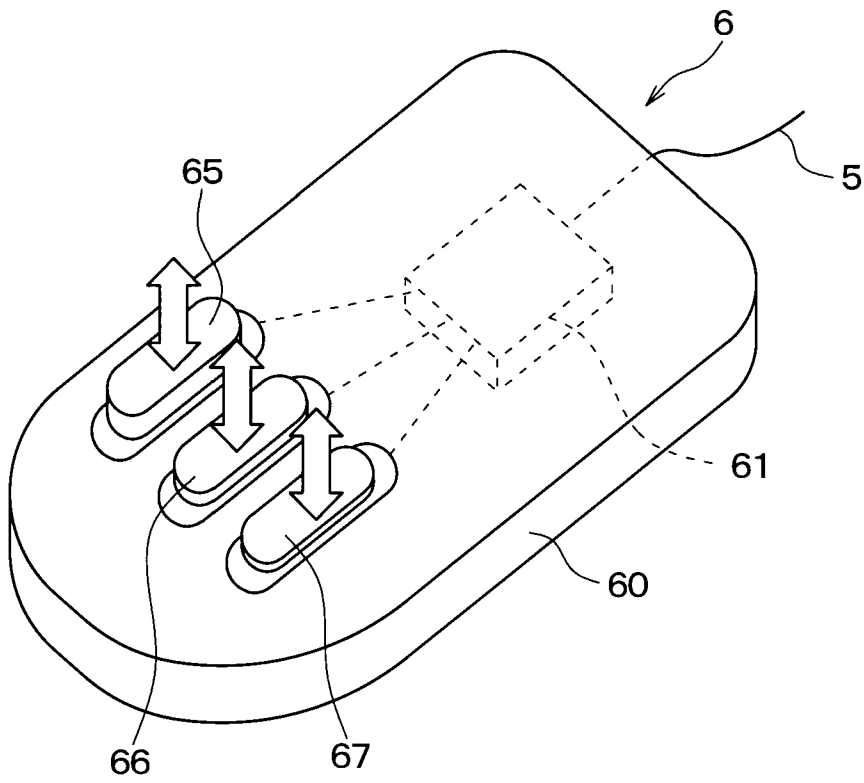
[図8]



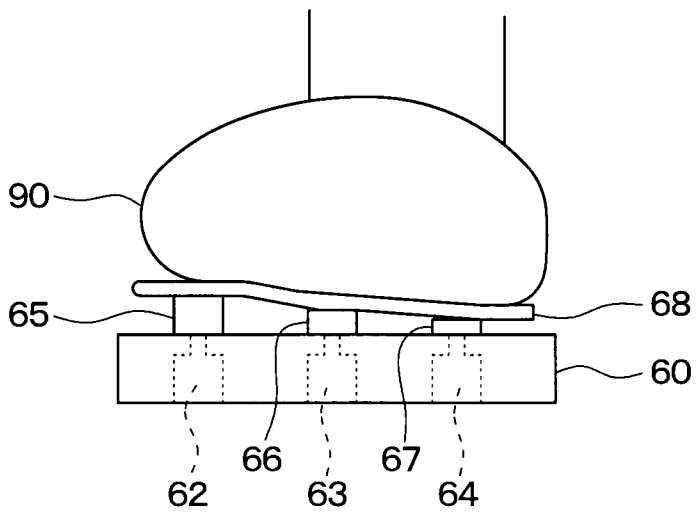
[図9]



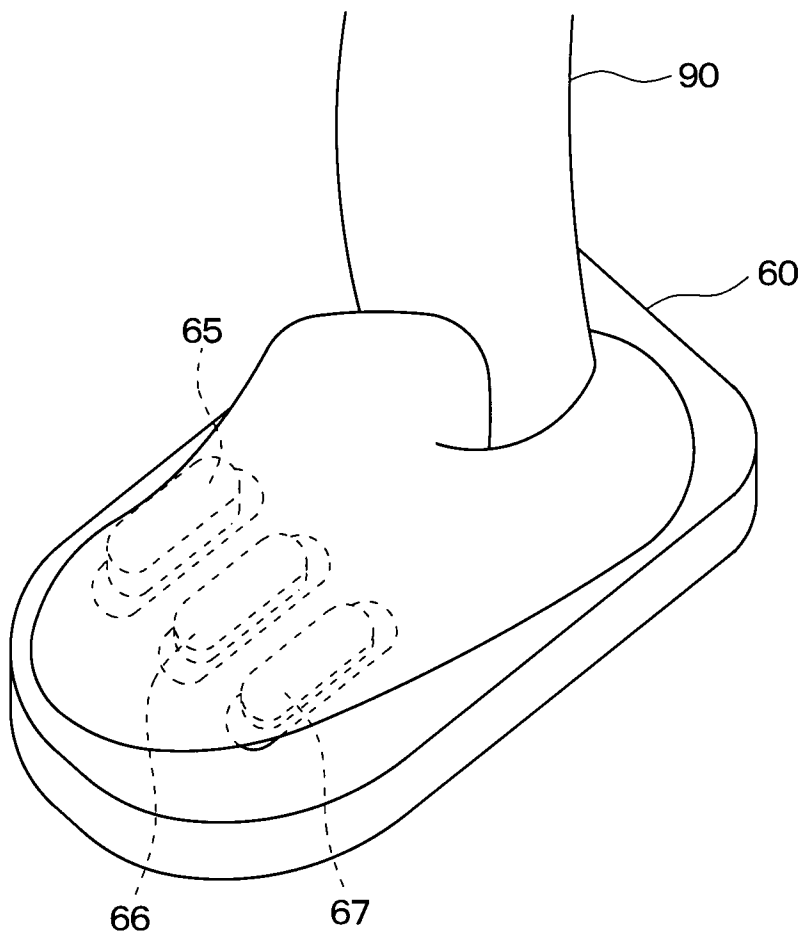
[図10]



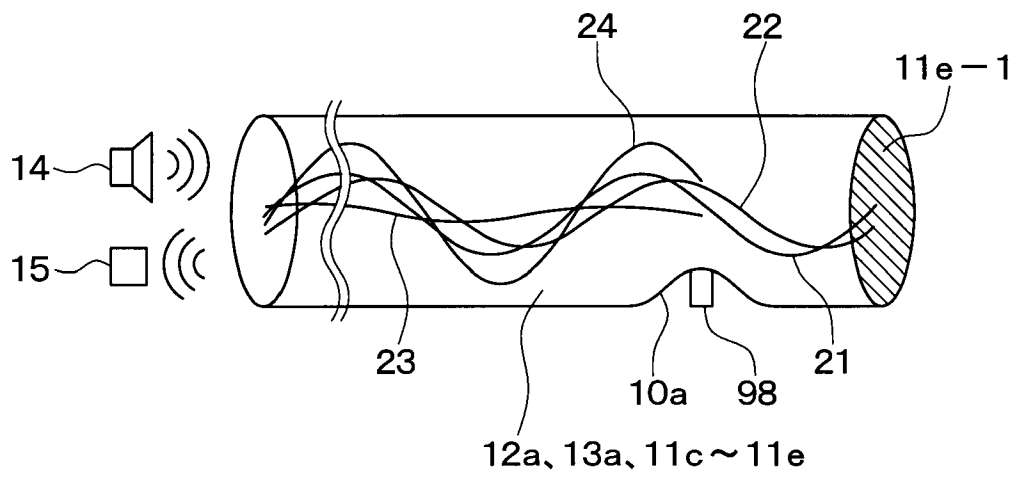
[図11]



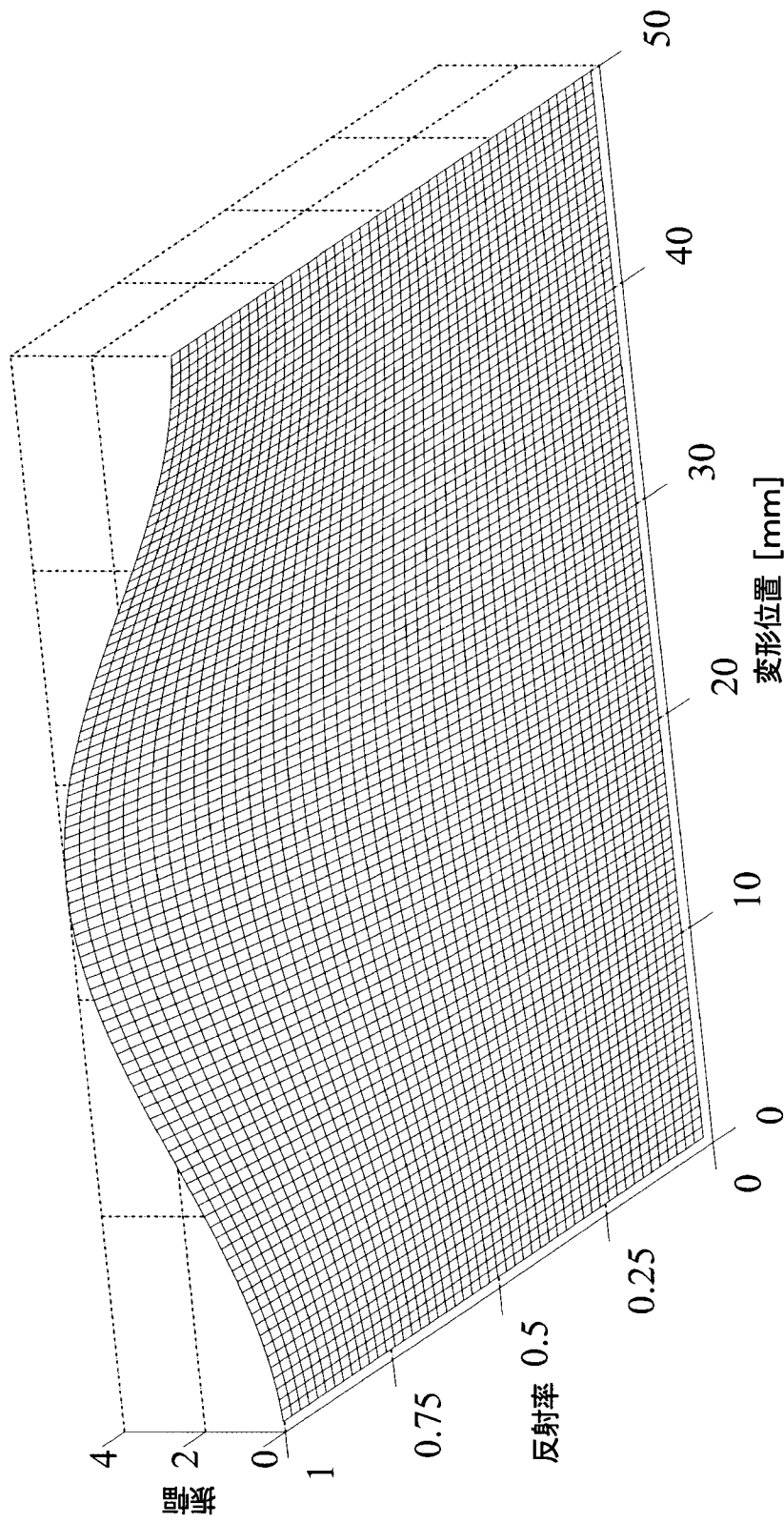
[図12]



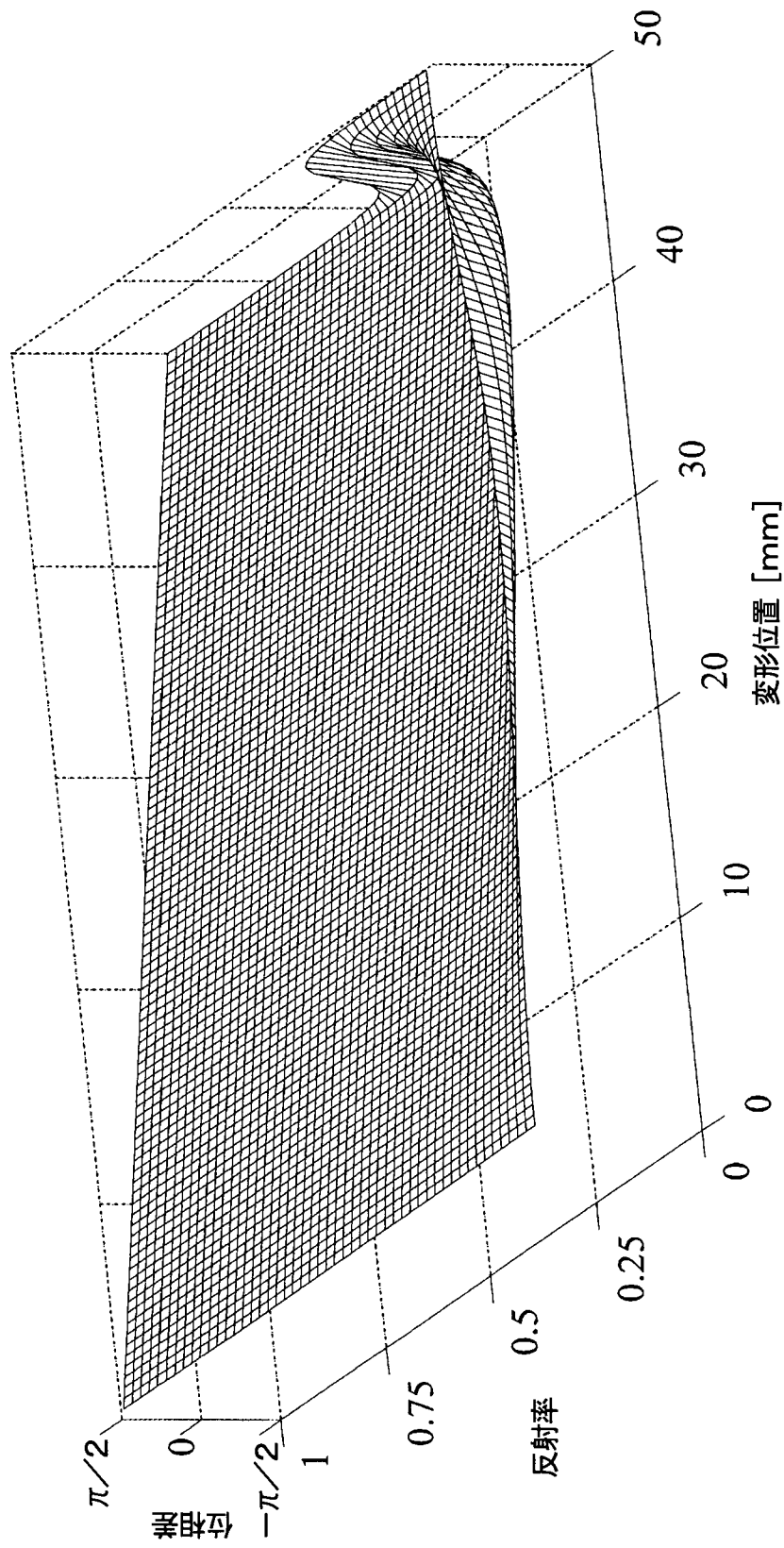
[図13]



[図14]



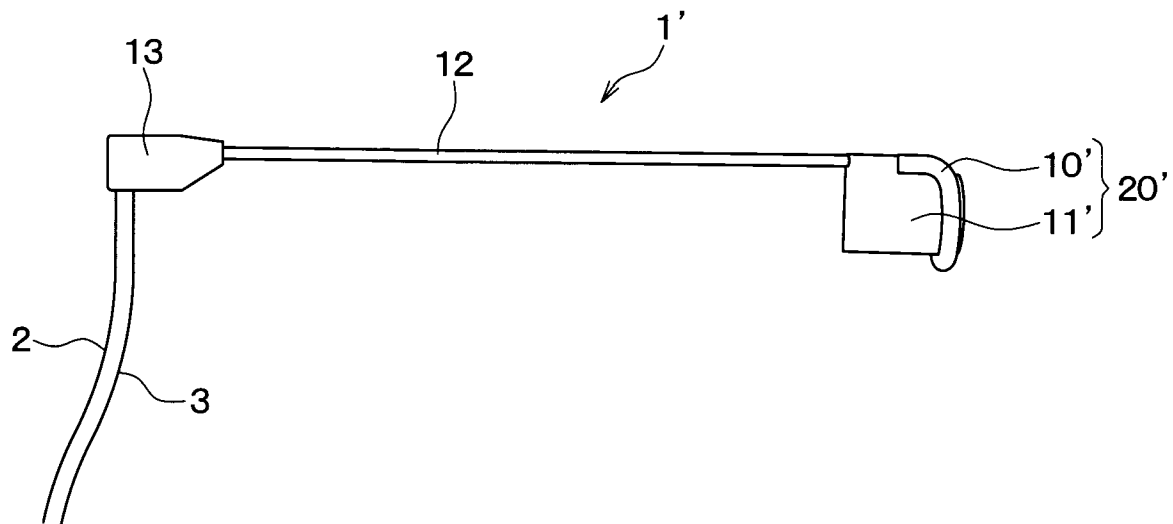
[図15]



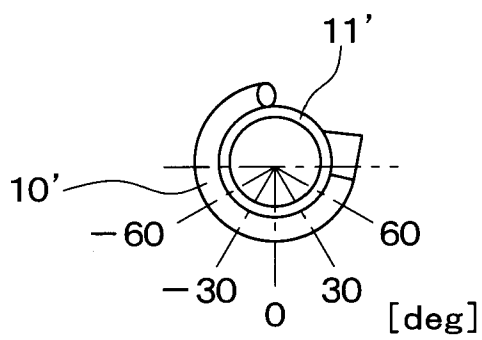
[図16]



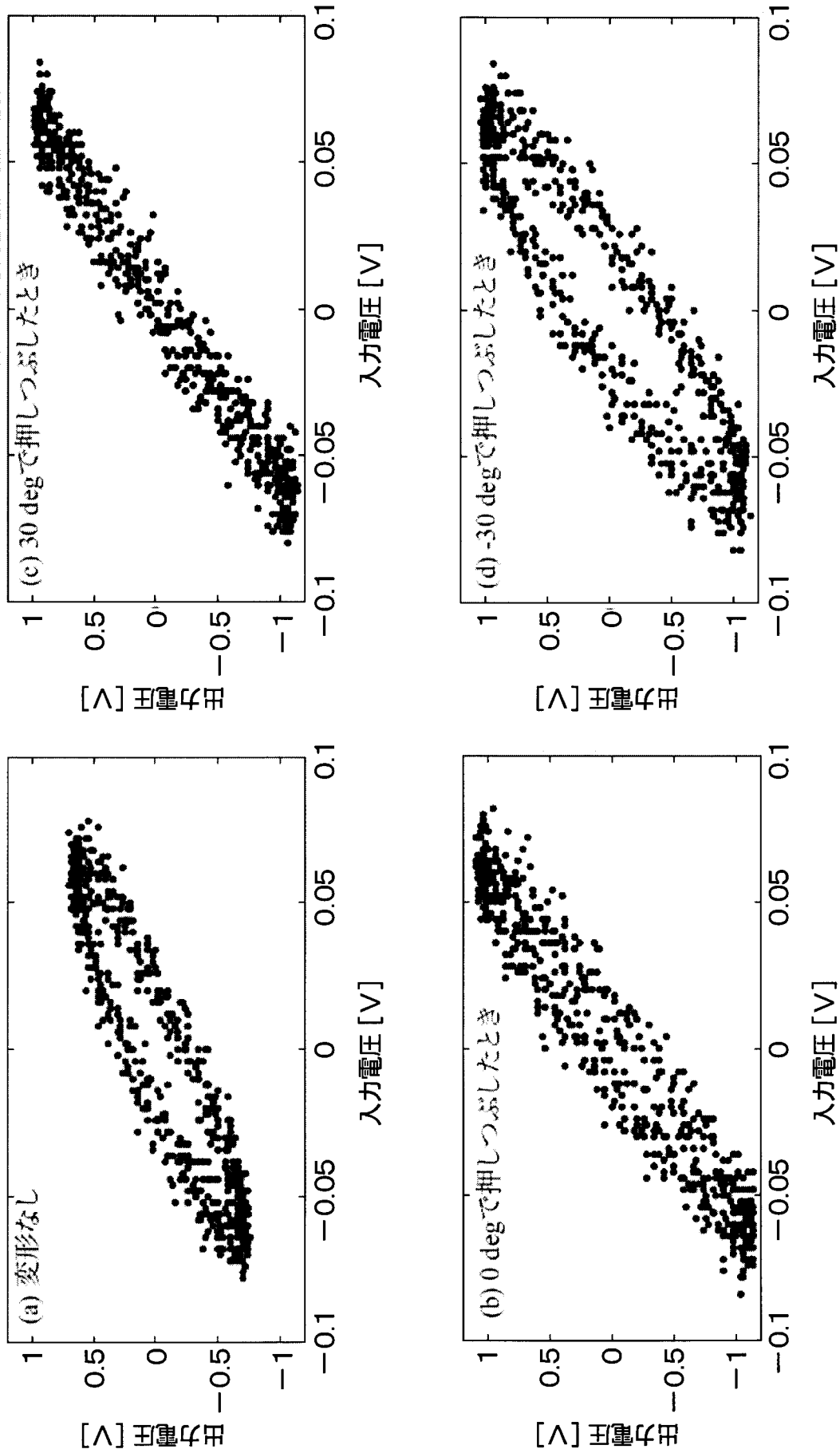
[図17]



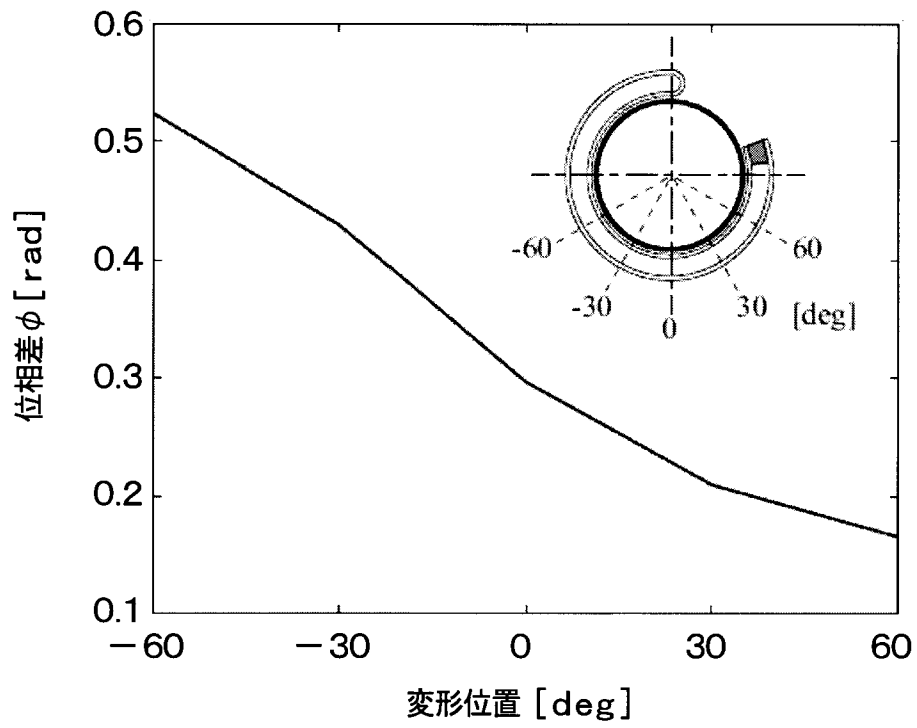
[図18]



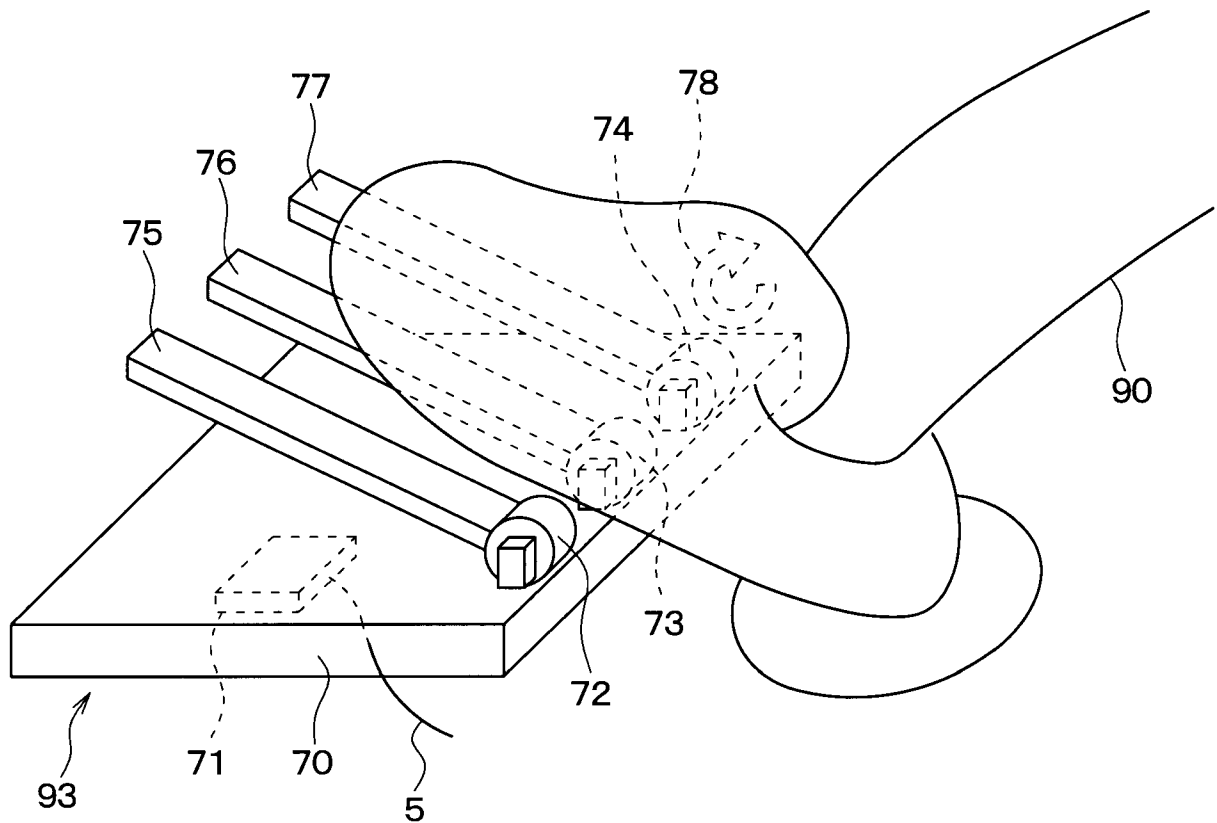
[図19]



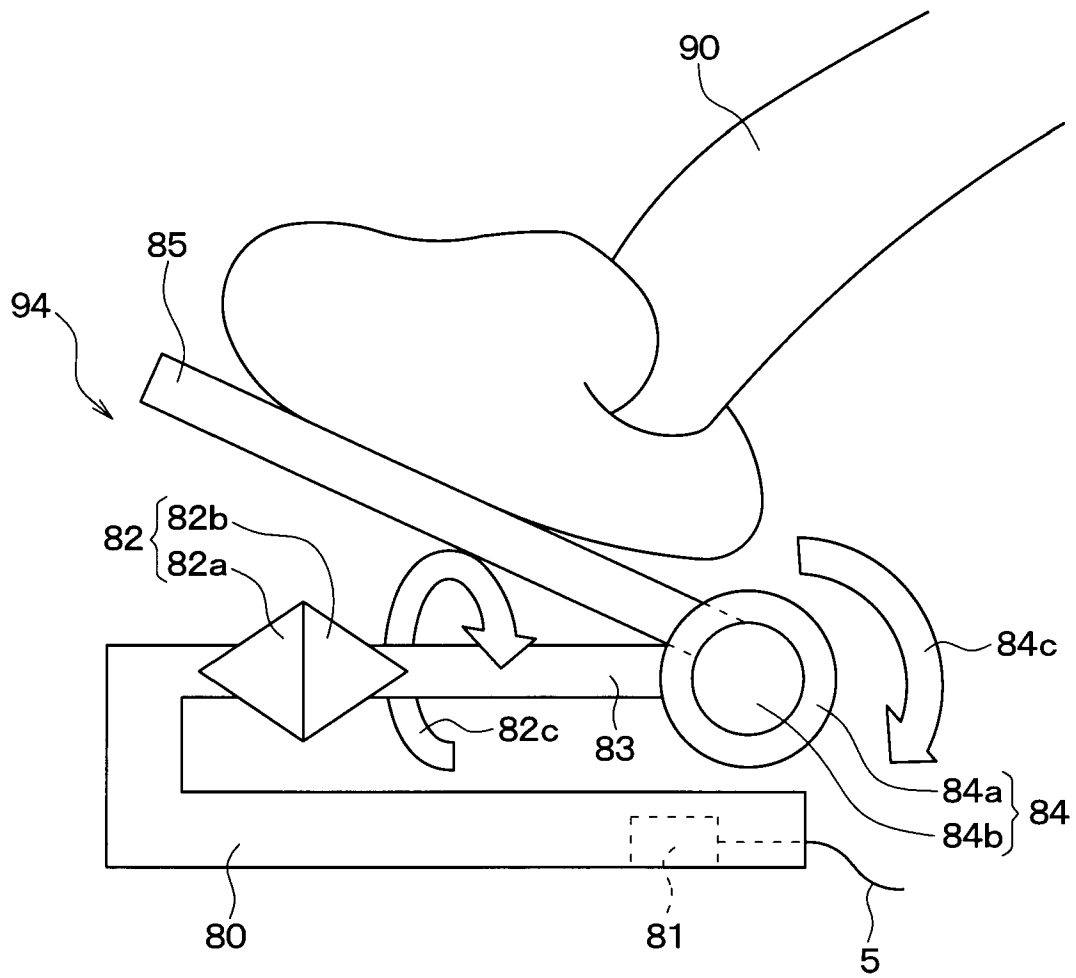
[図20]



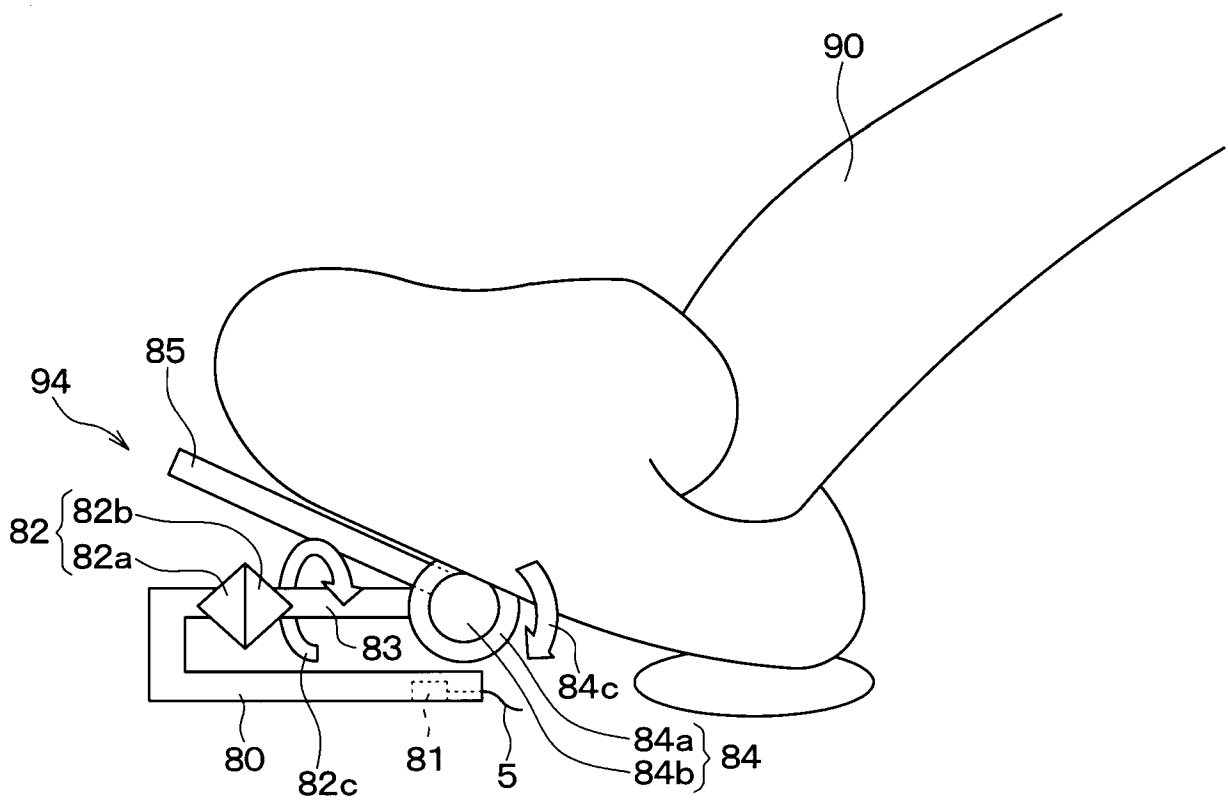
[図21]



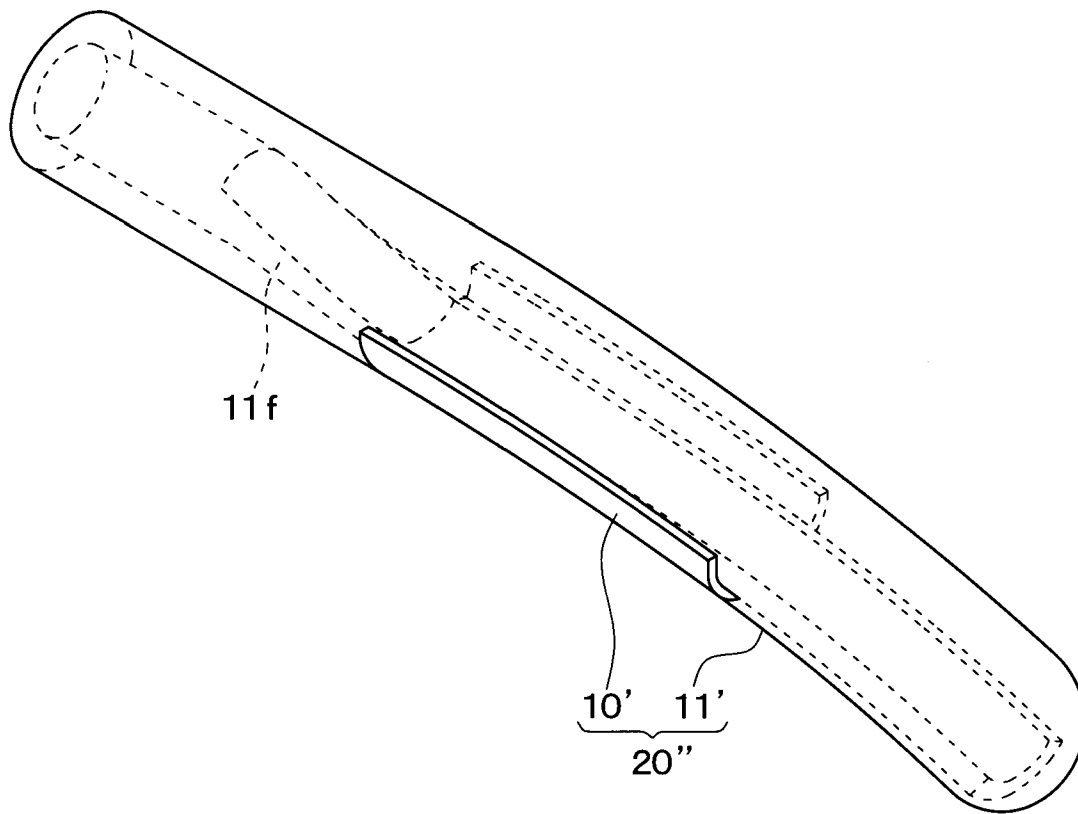
[図22]



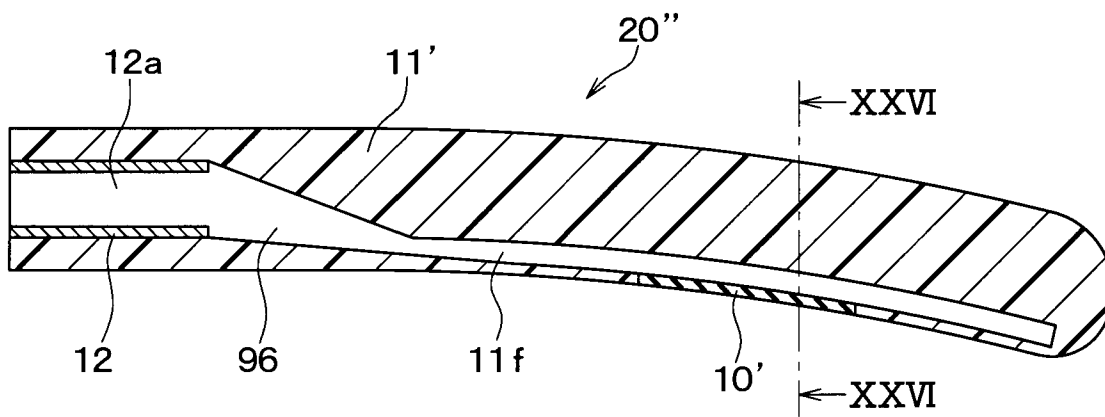
[図23]



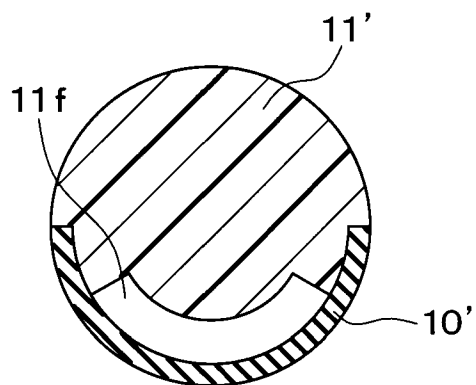
[図24]



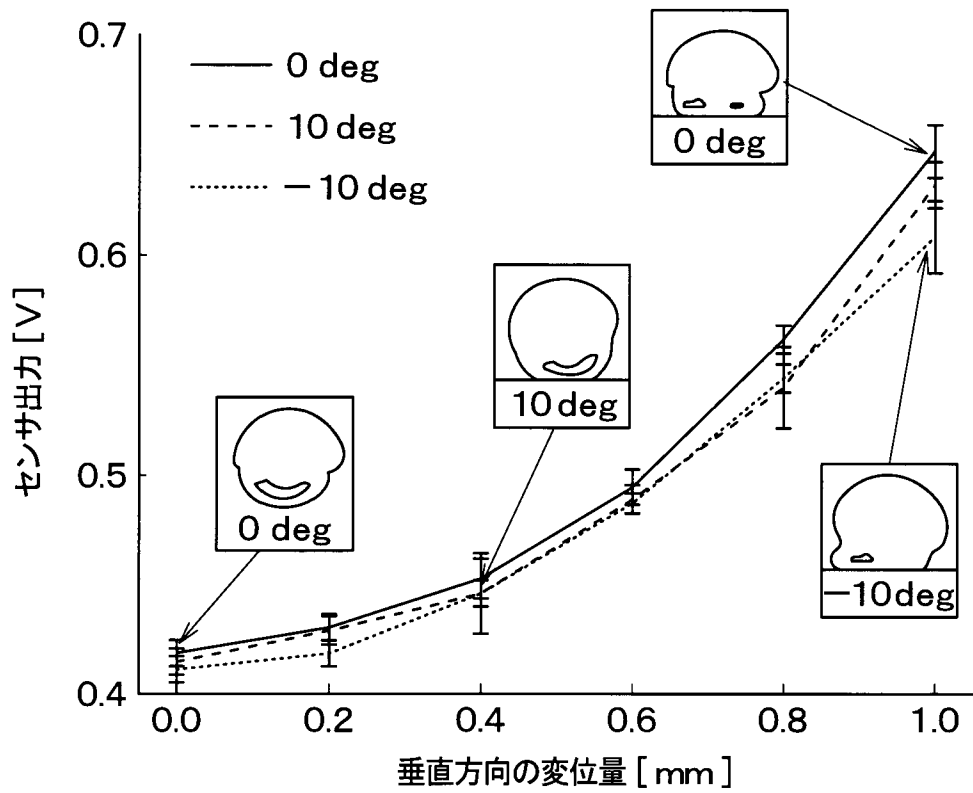
[図25]



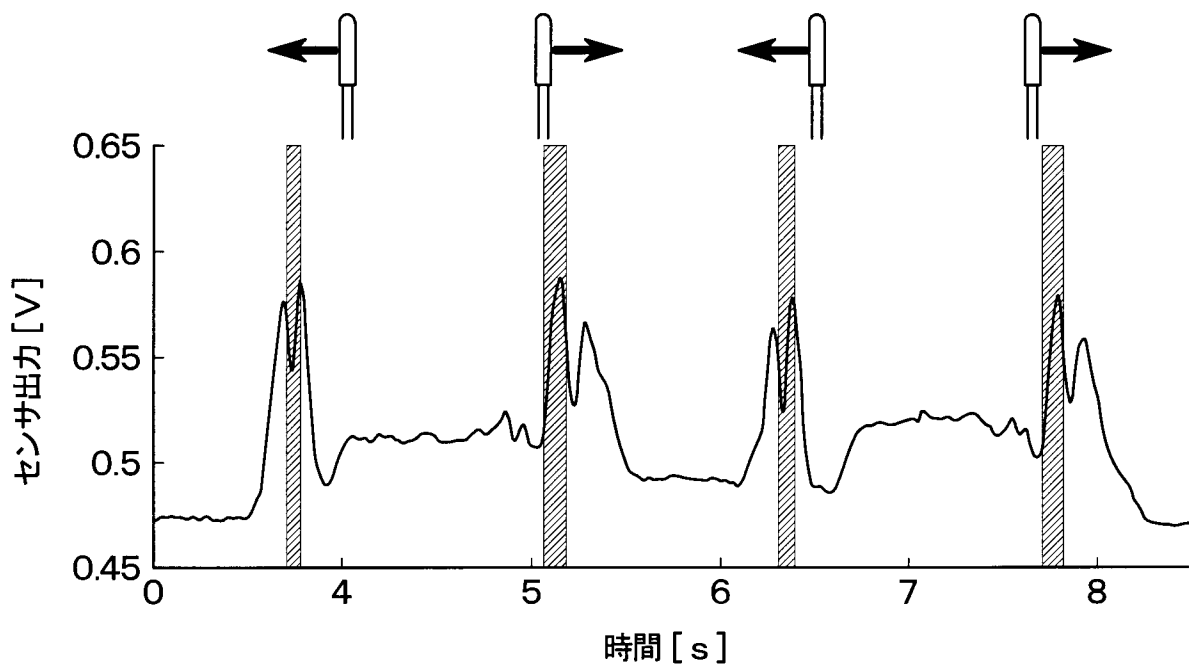
[図26]



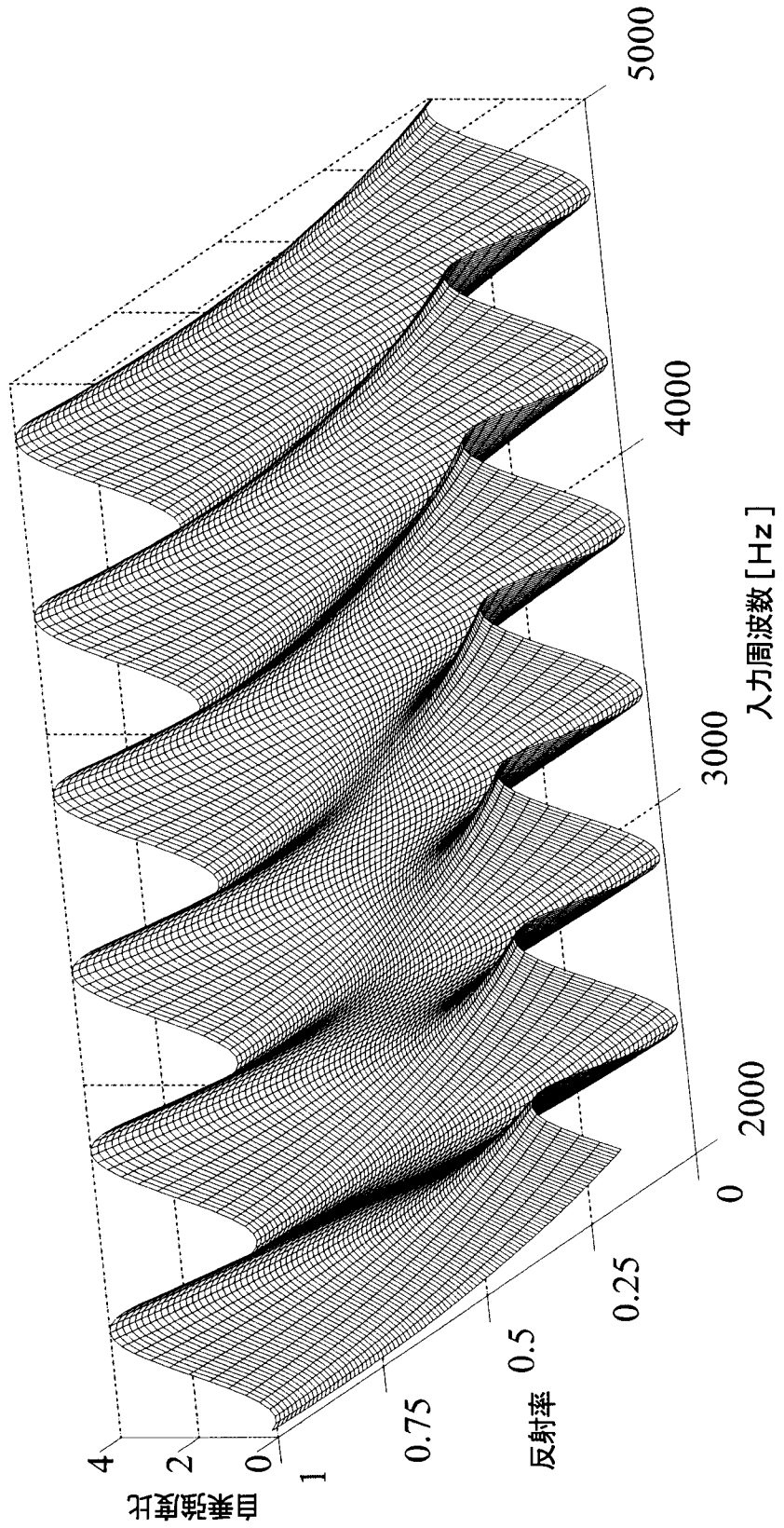
[図27]



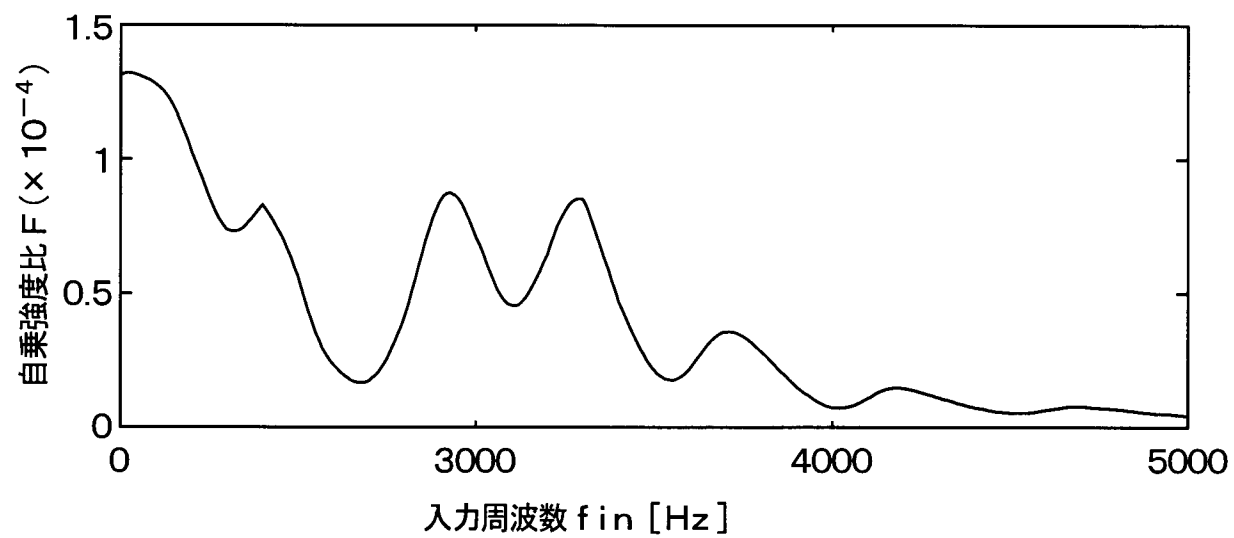
[図28]



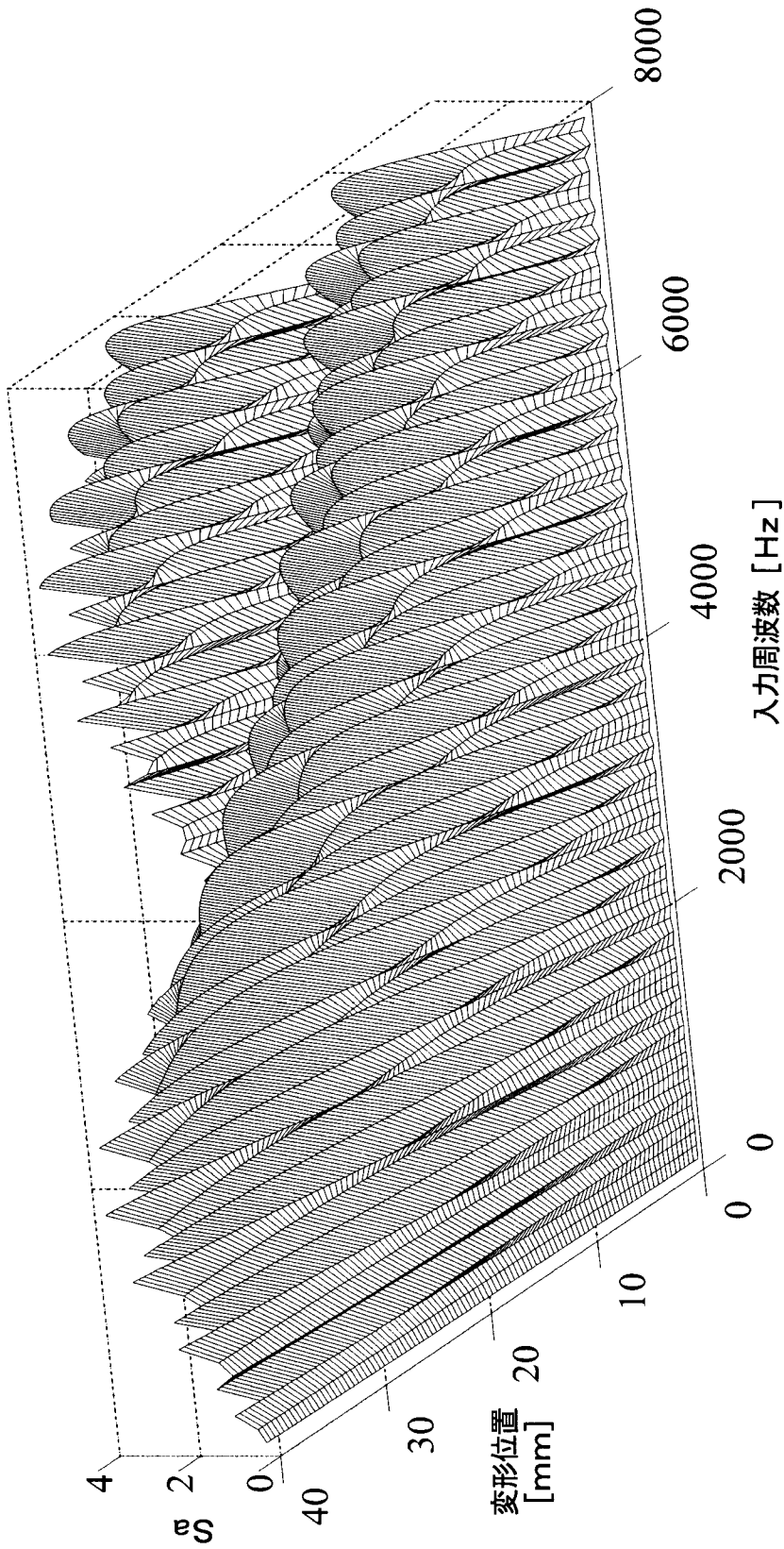
[図29]



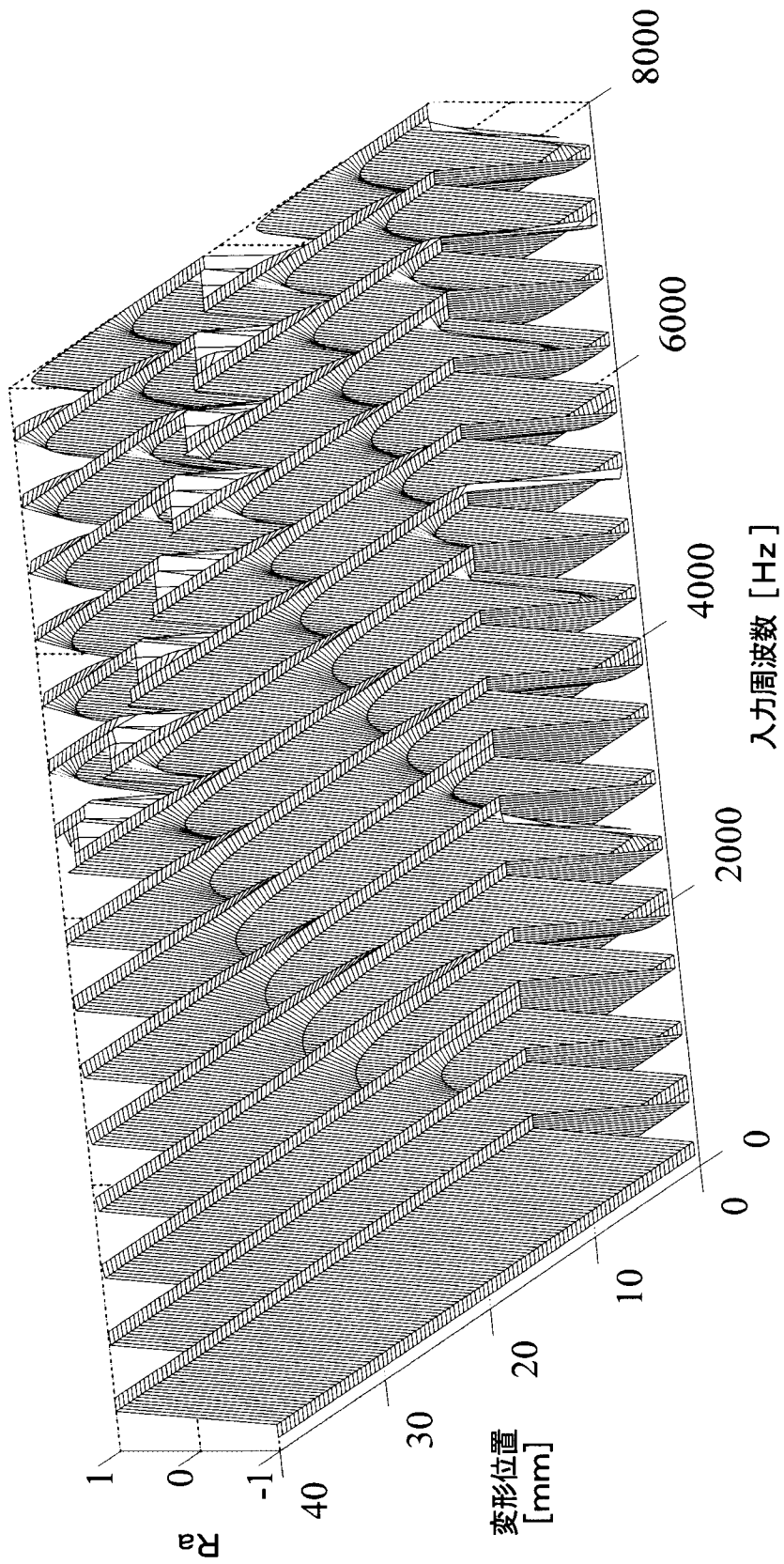
[図30]



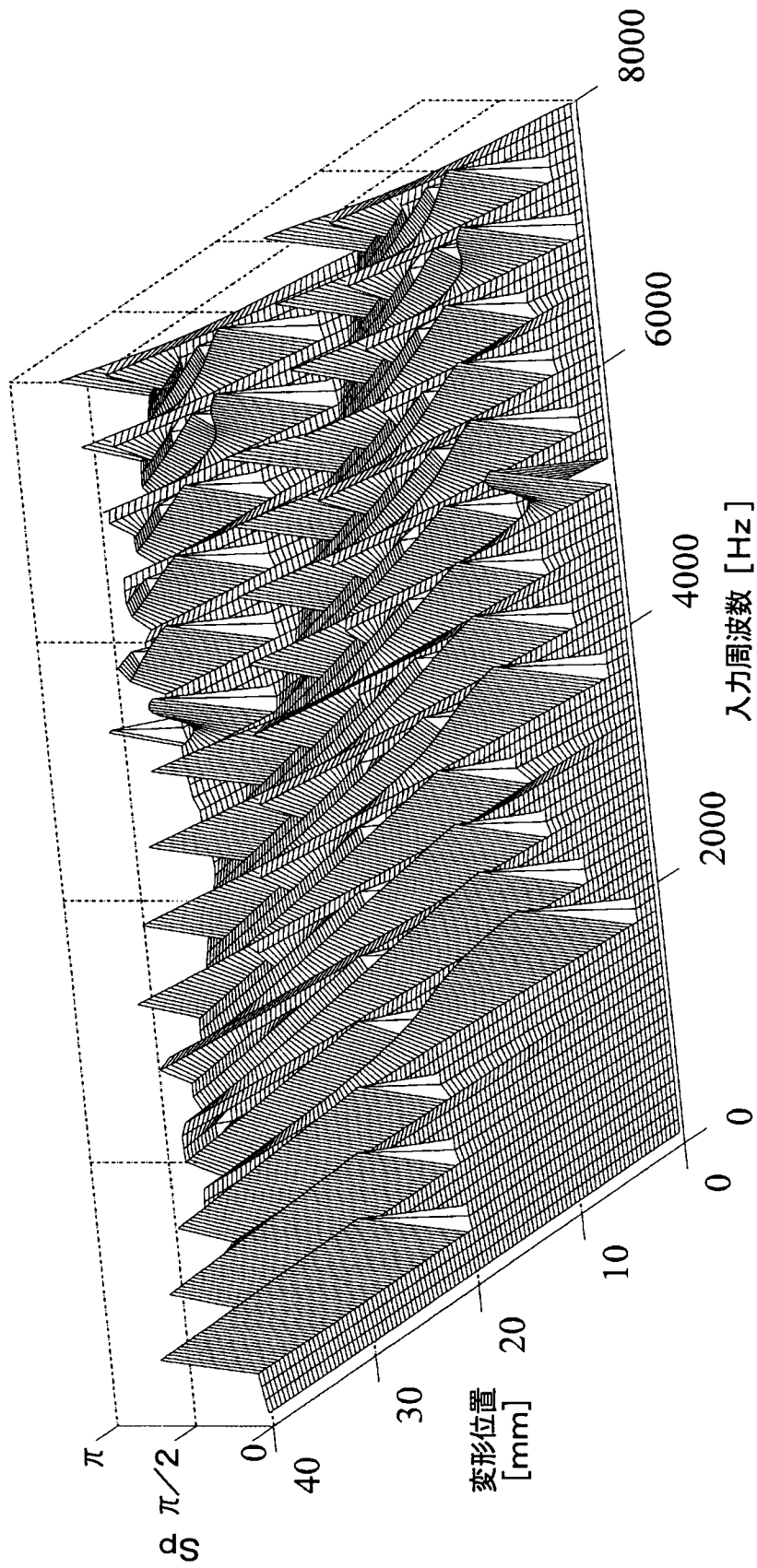
[図31]



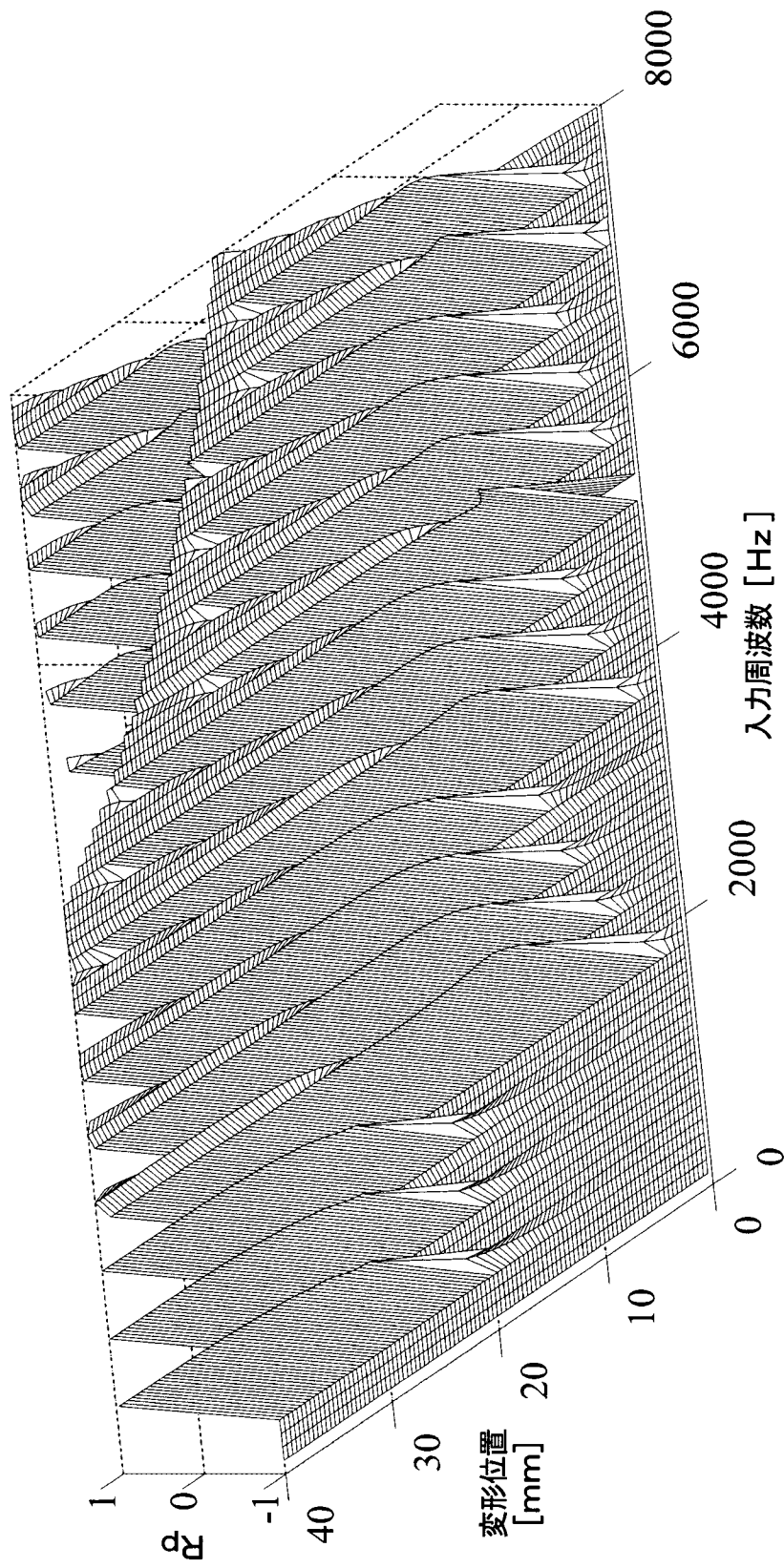
[図32]



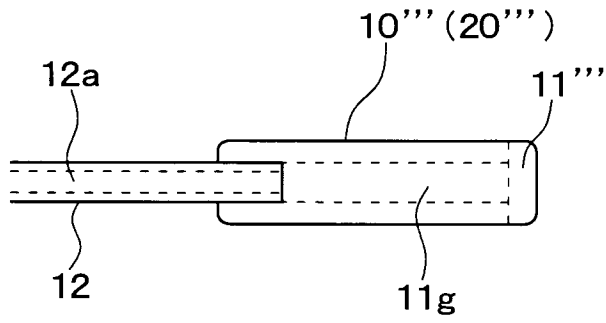
[図33]



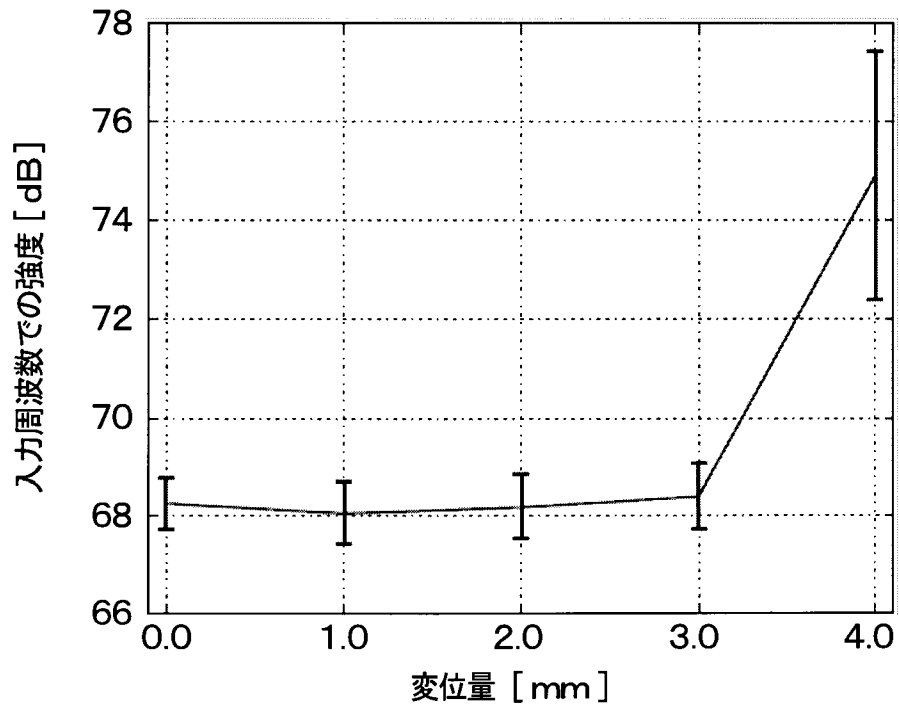
[図34]



[図35]



[図36]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2015/072097

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B8/12(2006.01)i, A61B8/08(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)
A61B8/00-8/15, A61B1/00-1/32, A61B13/00-18/20

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	1996-2015
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2015	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2015

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)
JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamIII)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	Tomohiro FUKUDA, Yoshihiro TANAKA, Michitaka	1-5
Y	FUJIWARA, Akihito SANNO, "Hanshaon o Mochiita	6, 9
A	Kanshi-gata Shokkaku Sensor no Kento", Annual Conference of the Robotics Society of Japan Yokoshu (DVD-ROM), vol.31st, The Robotics Society of Japan, 04 September 2013 (04.09. 2013), page ROMBUNNO.3L1-05	7, 8
Y	JP 2013-52046 A (Panasonic Corp.), 21 March 2013 (21.03.2013), paragraph [0116]; fig. 8 (Family: none)	6, 9

Further documents are listed in the continuation of Box C. See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"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
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"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
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"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
"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)	"&" document member of the same patent family
"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	

Date of the actual completion of the international search 16 October 2015 (16.10.15)	Date of mailing of the international search report 27 October 2015 (27.10.15)
---	--

Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan	Authorized officer Telephone No.
--	---

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B8/12(2006.01)i, A61B8/08(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. A61B8/00 - 8/15, A61B1/00 - 1/32, A61B13/00 - 18/20		
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 1971-2015年 日本国実用新案登録公報 1996-2015年 日本国登録実用新案公報 1994-2015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） JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamIII)		
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 A	福田智弘、田中由浩、藤原道隆、佐野明人、 反射音を用いた鉗子型触覚センサの検討、 日本ロボット学会学術講演会予稿集（DVD-ROM）, Vol.31st, 日本ロボット学会, 2013.09.04, Page.ROMBUNNO.3L1-05	1-5 6,9 7,8
Y	JP 2013-52046 A（パナソニック株式会社）2013.03.21, 段落116, 図8（ファミリーなし）	6,9
<input type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> 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 16.10.2015	国際調査報告の発送日 27.10.2015	
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） 富永 昌彦 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 4461