

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2009-261667

(P2009-261667A)

(43) 公開日 平成21年11月12日(2009.11.12)

| | | | | |
|----------------------|------------------|---------------|-------|-------------|
| (51) Int.Cl. | | F 1 | | テーマコード (参考) |
| A 6 1 B 18/00 | (2006.01) | A 6 1 B 17/36 | 3 3 0 | 4 C 1 6 0 |
| A 6 1 B 17/58 | (2006.01) | A 6 1 B 17/58 | | |

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 11 頁)

| | | | |
|-----------|------------------------------|----------|--|
| (21) 出願番号 | 特願2008-115286 (P2008-115286) | (71) 出願人 | 593142064 株式会社ミワテック 東京都稲城市東長沼1131番地1 |
| (22) 出願日 | 平成20年4月25日(2008.4.25) | (74) 代理人 | 100123788 弁理士 宮崎 昭夫 |
| | | (74) 代理人 | 100106138 弁理士 石橋 政幸 |
| | | (74) 代理人 | 100127454 弁理士 緒方 雅昭 |
| | | (72) 発明者 | 大田 英史 東京都稲城市東長沼1131-1 株式会 社ミワテック内 |
| | | (72) 発明者 | 鈴木 一行 東京都稲城市東長沼1131-1 株式会 社ミワテック内 |
| | | Fターム(参考) | 4C160 JJ23 JJ44 LL03 MM32 |

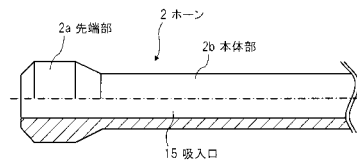
(54) 【発明の名称】 超音波ホーン及び超音波ハンドピース

(57) 【要約】

【課題】 切削が進んでも切削効率が低下することを抑えることができる超音波ホーン等を提供する。

【解決手段】 生体組織の切削に用いられる超音波ホーン2は、本体部2bと、本体部2bの先端に形成された先端部2aとを有する。先端部2aは、超音波ホーン2の少なくとも生体組織の切削時に生体組織内に挿入される部分において最も大きい外径を有している。

【選択図】 図5



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

本体部と、該本体部の先端に形成された先端部とを有し、生体組織の切削に用いられる超音波ホーンであって、

前記先端部は前記超音波ホーンの少なくとも前記生体組織の切削時に前記生体組織内に挿入される部分において最も大きい外径を有していることを特徴とする超音波ホーン。

【請求項 2】

前記先端部の周囲面には、前記超音波ホーンの長手方向に延びた複数の溝が形成されている、請求項 1 に記載の超音波ホーン。

【請求項 3】

前記先端部の先端縁に面取り加工が施されている、請求項 1 または 2 に記載の超音波ホーン。

【請求項 4】

前記本体部には先端から後端まで貫通した貫通穴が形成されている、請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の超音波ホーン。

【請求項 5】

前記貫通穴は、一方の端部が前記本体部の先端で開口している第 1 径部と、前記第 1 径部よりも大きい径を有し、かつ前記第 1 径部の他方の端部に連通している第 2 径部とを有している、請求項 4 に記載の超音波ホーン。

【請求項 6】

前記第 1 径部は前記先端部の長さを実質的に同じかそれよりも短い長さを有している、請求項 5 に記載の超音波ホーン。

【請求項 7】

前記貫通穴は、前記本体部の先端から後端に向けて径が次第に大きくなるテーパ状に形成されている、請求項 4 に記載の超音波ホーン。

【請求項 8】

超音波振動を発生する超音波振動機構と、該超音波振動機構に連結された超音波ホーンと、前記超音波振動機構及び前記超音波ホーンの一部を覆う外筒部と、を有する超音波ハンドピースであって、

前記超音波ホーンは、請求項 1 から 7 のいずれか 1 項に記載の超音波ホーンであることを特徴とする超音波ハンドピース。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波ホーン及び超音波ハンドピースに関し、特に骨組織の切削に適した超音波ホーン及び超音波ハンドピースに関する。

【背景技術】**【0002】**

従来から、整形外科で行われる脊椎や頸椎の手術において、椎体に複数の椎弓根スクリユーを固定し、それらの椎弓根スクリユーをプレートに連結して椎体間の固定を行う術式が広く用いられている。椎体に椎弓根スクリユーを固定する際には、術者は通常、椎体から椎弓を切除した後に、椎弓根スクリユーをねじ込むためのガイド穴を椎弓根（ペディクル）の海綿骨にドリルを用いて形成する。ガイド穴は、通常は直径 3 ~ 4 mm、長さ 13 mm 程度の大きさである。

【0003】

海綿骨は、椎弓を切除した部分では比較的広い面積にわたって露出しており、そこから皮質骨の間に挟まれた狭い領域を通して椎体内につながっている。その狭い領域の皮質骨のすぐそばには神経根があるため、皮質骨をドリルで突き破ってしまうと、神経損傷や血管損傷を引き起こすおそれがある。また、椎弓根スクリユーが適切な向きで固定されていないと、椎弓根スクリユーをプレートに連結したときに椎弓根スクリユーに加えられる力

10

20

30

40

50

によって、近接する神経根を圧迫してしまう可能性がある。そのため、ガイド穴は、椎弓根スクリューを皮質骨の間の領域を通して椎体へ向かって真っ直ぐにねじ込むことができるように形成する必要がある。

【0004】

通常、ドリルでガイド穴を形成する際には、レントゲン画像でガイド穴の形成部位を確認しながら操作を行うが、二次元画像であるレントゲン画像を頼りにガイド穴を適切に形成するには非常に熟練した技術が要求される。また、レントゲン撮影のためには手術操作を一時的に中断しなくてはならないため、手術の迅速化と患者負担の軽減化の観点からは、レントゲン撮影を行わずにガイド穴を形成できることが好ましい。

【0005】

本願発明者らは、上記の事情に鑑みて鋭意検討した結果、超音波手術器を用いることにより、椎弓根の海綿骨にガイド穴を安全かつ容易に形成することができることを見出した。超音波手術器は、ドリルに比べて切削効率が高くなく、ガイド穴を開ける海綿骨は容易に切削可能だが、海綿骨に比べて硬い皮質骨は容易に切削することができない。そのため、超音波手術器による切削箇所が海綿骨から皮質骨に到達した際には、その手応えの違いがはっきりと術者に伝わる。したがって、術者は切削時の手応えを手がかりに海綿骨を掘り進むことにより、レントゲン画像による確認作業を行わなくてもガイド穴を安全かつ容易に形成することが可能である。

【0006】

上記のような超音波手術器としては、特許文献1に開示されたものが公知である。

【特許文献1】特開2005-152098号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

超音波手術器は、超音波振動を発生させる超音波振動機構と、その超音波振動機構から伝達される振動によって先端部で切削を行うホーンとを備えている。ホーン先端部は、一般には直管状(ストレート形状)に形成されている。しかし、ホーン先端部がいわゆるストレート形状であると、切削が進んで先端部が骨等の組織の中に挿入されていくにつれて、組織に接触するホーンの側面の面積が増えていく。組織に対するホーンの接触面積が増えると組織に対するホーンの摩擦が大きくなるため、組織の切削効率が低下し、さら

【0008】

そこで本発明は、切削が進んでも切削効率が低下することを抑えることができる超音波ホーン及び超音波ハンドピースを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記目的を達成するため、本発明の超音波ホーンは、本体部と、該本体部の先端に形成された先端部とを有し、生体組織の切削に用いられる超音波ホーンであって、前記先端部は前記超音波ホーンの少なくとも前記生体組織の切削時に前記生体組織内に挿入される部分において最も大きい外径を有していることを特徴とする。

【発明の効果】

【0010】

本発明によれば、切削が進んでも切削効率が低下することを抑えることができる超音波ホーン及び超音波ハンドピースを提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

次に、本発明の実施形態について図面を参照して説明する。

【0012】

(超音波ハンドピース)

まず、図1から図4を参照して、本発明の一実施形態に係る超音波ハンドピースについ

10

20

30

40

50

て説明する。

【0013】

図1は、本発明の一実施形態に係る超音波ハンドピースを示す図である。

【0014】

図1において、符号1は磁歪タイプ、電歪タイプ等の振動子を具え所定周波数の超音波を出力する超音波振動機構を収納する外筒部、符号2は外筒部の一端開口部に嵌挿されて超音波振動機構から伝達される振動によりその先端部で骨等の硬組織を切削するホーン、符号1aはイリゲーション液や切削片等を吸引するためのチューブの継ぎ手、符号1bはイリゲーション液を注入するためのチューブの継ぎ手、符号1cは高周波電気エネルギーを超音波振動機構に送給するためのケーブルをそれぞれ示している。

10

【0015】

超音波振動機構から伝達される振動により、ホーン2はその軸方向に所定の周波数で振動し、骨等の硬組織に当接する先端で所要箇所の切削を行う。

【0016】

図2は図1に示した超音波ハンドピースの外筒部およびホーンの内部構造を示す断面図である。

【0017】

円筒部1は、ホーン2と、その後端側に連結された超音波振動機構とを覆うように構成されている。超音波振動機構は、つば8、 piezo素子9, 10、電極11, 12、前面板13および裏打板14を含んでいる。前面板13と裏打板14との間に挟まれる形態に配置されるpiezo素子9, 10は、図1に示したケーブル1cを介して電極11, 12に印加される高周波電源に応じて図面左右方向への振動を発生する。前面板13はつば8と一体に形成され、また、裏打板14の反piezo素子10側には不図示の支持部材が設けられている。各piezo素子9, 10、前面板13、裏打板14は、つば8および上記の支持部材によって外筒部1内に支持されて、振動方向の規制が行われている。

20

【0018】

上記の各構成部材の接合部にはねじがそれぞれ設けられており、互いに螺合することにより一体とされる。

【0019】

超音波手術器は、超音波振動を利用して人体組織を破碎、乳化して吸引することにより、患部を選択的に除去するものである。円筒部1より突出するホーン2の先端部は、実際に切削箇所に当接する部分であり、その振幅量(移動量)も大きなものとなるために発熱量も極めて大きなものとなる。そのため、外筒部1の外周部には、先端チップの冷却および除去部分の吸引促進用のイリゲーション液を注入するための継ぎ手1bが設けられている。

30

【0020】

上記のように構成されるホーン2、前面板13、piezo素子9, 10、裏打板14および外筒部1には、その中心線に沿って吸入口15が連設されており、破碎、乳化された組織は、吸入口15および図1に示した継ぎ手1aを介して、外部に設けられた吸引ポンプにより吸引される。また、上記の各構成部材は、吸入口15を軸として略回転対称形に形成されている。

40

【0021】

また、ホーン2には振動変換機構17が設けられている。振動変換機構17は本出願人により出願され、公開された特許文献1(特開2005-152098号公報)に開示されているものと同じ内容のものである。

【0022】

図3は振動変換機構17の詳細を示す図である。振動変換機構17は、図3に示すようにホーン2の周面を巻回するように形成された複数の溝部17aにより構成されている。

【0023】

これら複数の溝部17aは、それぞれ所定間隔をもって並列に刻設されていて、周面に

50

においてホーン 2 の中心軸 X - X に対して所定の偏向角 θ を有し、この角度 θ は $0^\circ < \theta < 90^\circ$ の範囲に設定されている。

【0024】

また、溝部 17 a の形状は長方形をなしていて、その幅は $0.5 \sim 5 \text{ mm}$ に、長さは $3 \sim 30 \text{ mm}$ に、そして深さは 0.5 mm 以上の範囲に設定されている。

【0025】

なお、振動変換機構 17 としての溝部の設定位置は、ホーン 2 の周面に限られることはなく、ホーン 2 の先端と超音波振動機構の電歪素子との間においてホーン 2、超音波振動機構、またはホーン 2 と超音波振動機構との間に介装される部材のいずれかの外側面に形成することができる。

10

【0026】

図 4 は、ホーン 2 の先端における動作を示す図で、振動変換機構 17 における縦振動の変換により生成された縦振動および捩れ振動の合成により、ホーン 2 の先端は中心軸回りに矢符 A 方向の高速往復回動（捩れ振動）をなす一方、中心軸に沿って矢符 B 方向の高速往復動（縦振動）をなすことになる。

【0027】

溝部による振動変換の作用は、現時点では次のように推測され得る。図 3 に示すように溝部 17 a は縦振動により変形を繰り返し、この変形に際して縦方向の成分の一部が捩れ方向に変換されるものと考えられる。

【0028】

上記の構成とすることにより、ホーン 2 の先端では高速往復回動と高速往復動が合成される。これにより組織の切断効率が著しく向上するばかりか、切削作用における尖鋭度、いわゆる切れ味も格段に良好となるため、切削部位の組織には圧壊等が生ぜず、綺麗な状態での切削を実現できる。

20

【0029】

使用に際しては、ホーン 2 の先端チップを切削部位に押し当てて、切削部位の組織を破碎、乳化する。このとき、継ぎ手 1 b を介して注入されたイリゲーション液は、円筒部 1 とホーン 2 の間を通る際にホーン 2 を冷却し、円筒部 1 から排出された後には組織の切削片とともに吸入口 15 に吸引されて外部へ吸い出される。

【0030】

（超音波ホーン）

次に、本発明の超音波ホーンの実施形態について説明する。

30

【0031】

図 5 は本発明の一実施形態に係る超音波ホーンを示す部分断面図である。図 5 に示すホーン 2 は、本体部 2 b と、本体部 2 b の先端に形成された先端部 2 a とを有している。ホーン 2 は、少なくとも切削時に骨等の組織内に挿入される部分では、先端部 2 a の外径が他の部分の外径に比べて最も大きくなっている。ホーン 2 の内部には、図 2 を参照して説明した構成と同様に、ホーン 2 の先端から後端にかけて貫通した貫通穴である吸入口 15 が形成されている。

【0032】

本実施形態のホーン 2 は、全長が 110 mm 、本体部 2 b の外径が 2.5 mm 、吸入口 15 の径が 2.0 mm である。さらに、先端部 2 a の径は 2.8 mm 、先端部 2 a の長さは 3.0 mm である。ただし、これらの寸法はホーン 2 の一例を示すものにすぎず、本発明のホーンがこれらの寸法によって限定されるものではない。

40

【0033】

図 6 は、ホーンによって組織を切削する様子を示す図である。

【0034】

図 6 の左側に示す本実施形態のホーン 2 によれば、先端部 2 a が他の部分よりも太く形成されていることにより、組織を掘り進んだときでもホーン 2 の先端部 2 a だけが周囲の組織に接触することとなる。したがって、組織を掘り進んだ深さにかかわらず周囲の組織

50

に対するホーン 2 の接触面積は一定であり、組織を掘り進んだときでも周囲の組織に対するホーン 2 の摩擦は大きくなる。そのため、ホーン 2 による組織の切削効率の低下を防ぐとともに、組織とホーン 2 との接触部に生じる発熱を低減することができる。

【 0 0 3 5 】

一方、図 6 の右側に示すようなストレート形状のホーン 2 ' の場合には、上述したように、切削が進んで先端部が組織の中に挿入されていくにつれて組織に接触するホーン 2 ' の面積が増える。そのため、組織に対するホーン 2 ' の摩擦が大きくなるので、ホーン 2 ' による組織の切削効率が低下し、さらにはホーン 2 ' と組織との接触部における発熱量が増大してしまう。

【 0 0 3 6 】

図 7 は、海綿骨を切削するホーンの先端部が皮質骨の間の領域内へ導かれる様子を示す図である。

【 0 0 3 7 】

本実施形態のホーン 2 の先端部 2 a の先端縁には面取り加工が施されている。そのため、ホーン 2 の先端部 2 a が皮質骨の間の領域から逸れた方向に切削が進み、先端部 2 a が皮質骨に突き当たった場合でも、先端部 2 a の先端縁は鋭利になっていないので、皮質骨を傷つけてしまうことを防止できる。さらには、上述したようにホーン 2 の先端部 2 a が海綿骨から皮質骨に到達すると術者にその手応えが伝わるので、図 7 の矢印で示すように面取り部を皮質骨に沿って滑らせるようにして切削方向を修正することで、皮質骨の間の領域に向けてドリル穴を正しく形成することができる。

【 0 0 3 8 】

図 8 は、ホーンの先端部に形成される面取りの形状を示す図である。ホーン 2 の先端部 2 a に形成される面取りは、図 8 (a) に示すような直線状の面取りであってもよく、図 8 (b) に示すような曲線状の面取りであってもよい。図 8 (a) に示す直線状の面取りを採用する場合は、ホーンの先端部に対する面取り形成面の角度は $0 < \theta < 90^\circ$ の間の任意の角度 (例えば $20^\circ \sim 80^\circ$) とすることができる。また、図 8 (b) に示す曲線状の面取りを採用する場合は、曲線部の曲率は任意である。

【 0 0 3 9 】

[超音波ホーンの変形例]

< 第 1 の変形例 >

次に、図 5 に示したホーンの第 1 の変形例を図 9 及び図 10 を参照して説明する。

【 0 0 4 0 】

図 9 は、図 5 に示したホーンの第 1 の変形例を示す断面図である。図 9 に示すホーン 2 の内部に形成された吸入口 15 は、一方の端部がホーン 2 の先端に開口している第 1 径部 15 a と、第 1 径部 15 a よりも大きい径を有し、第 1 径部 15 a の他方の端部に連通している第 2 径部 15 b とを有している。

【 0 0 4 1 】

図 10 は、ホーンによって切削された骨粉等がホーンの吸入口から吸入された様子を示す図である。図 10 の左側に示すホーンは図 9 に示した形態のホーンであり、右側に示すホーンは図 5 に示した形態のホーンである。

【 0 0 4 2 】

本実施形態のホーン 2 によれば、先端部 2 a の径を他の部分よりも大きくしたことにより、組織と接触する面積 (実破砕面積) が小さくなって組織の切削効率が向上しているため、吸入口 15 から吸引すべき骨片の単位時間あたりの量が従来よりも増大する。図 10 の右側に示すように一定の径を有する吸入口 15 が形成された構成でも、通常は骨片等を良好に吸入することができるが、この構成では時として吸入口 15 の奥に骨片等の詰まりが生じることもある。吸入口 15 内に骨片等の詰まりが生じると、ホーン 2 の超音波振動の妨げになって切削効率が低下してしまう。また、切削した骨片等が形成した穴の中に詰まって切削の妨げになるおそれもある。

【 0 0 4 3 】

10

20

30

40

50

これに対し、図9及び図10の左側に示すホーン2の吸入口15は、上記のように第1径部15a及び第2径部15bを有している。そのため、第1径部15aを通過して吸入されてきた骨粉等が第2径部15bに到達すると、骨粉の粒子が互いにばらけて固まりがほぐれることから、吸入口15内に骨粉等が詰まることを防止することができる。そのため、吸入口15内に骨粉等が詰まって切削効率が低下したり、切削した骨片等が形成した穴の中に詰まって切削の妨げになることを防ぐことができる。

【0044】

また、ホーン2は超音波振動時に伸縮するため、超音波振動時には伸縮に伴って応力が発生している。そのため、ホーン2はそのような応力によって生じる金属疲労等によって破損してしまう可能性がある。特にホーン2の先端部2aは、超音波振動時に発生する応力に加えて、切削時に組織に対して押し付けられる力が作用するため、破損が生じやすい。これに対し、図9及び図10の左側に示すホーン2は、先端側の第1径部15aが他よりも細くなっているため、ホーン2の先端部2aは肉厚が厚くなって強度が高められている。そのため、ホーン2の先端部2aに破損が生じる可能性を低減することができる。

10

【0045】

図11は、図9に示したホーン2の更なる変形例を示す断面図である。

【0046】

吸入口15内に骨粉等が詰まりにくくするには、第1径部15aの長さを短くすることが好ましい。図11(a)に示す例では、第1径部15aは、ホーン2の先端部2aが形成されている領域にのみ形成されており、先端部2aの長さとはほぼ同じ長さを有している。したがって、図11(a)に示す第1径部15aは、図9に示した第1径部15aに比べて短くなっている。図11(a)に示す構成によれば、第1径部15aで骨粉等が詰まりが生じる前に骨粉等が第2径部15bへ送られるので、吸入口15内に骨粉等の詰まりが生じることをほぼ無くすることができる。また、ホーン2の先端部2aの肉厚を厚くして強度を高めることができるため、先端部2aに破損が生じる可能性を低減することができる。さらには、第1径部15aの長さを先端部2aの長さよりも短くすることにより、第1径部15aに骨粉等の詰まりが生じるおそれをより少なくすることができる。

20

【0047】

さらに、図11(b)に示すように、吸入口15は本体部2bの先端から後端に向けて径が次第に大きくなるテーパ状に形成されていてもよい。この構成によっても、吸入口15内に骨粉等の詰まりが生じることを防ぐことができる。また、ホーン2の先端部2aの肉厚を厚くして強度を高めることができるため、先端部2aに破損が生じる可能性を低減することができる。

30

【0048】

< 第2の変形例 >

図12は、図5に示したホーン2の第2の変形例を示す図である。

【0049】

図12に示すホーン2は、先端部2aの周囲面にホーン2の長手方向に延びた複数の溝2cが形成されている。図4を参照して説明したように、ホーン2の先端部2aは中心軸回りの捩れ振動と、中心軸に沿った縦振動とをなす。したがって、図12に示すホーン2によれば、先端部2aが捩れ振動を行う際に複数の溝2cのエッジによって骨組織等の切削がなされる。本変形例によれば、このようにして先端部2aの側面によっても切削を行うことができるため、組織の切削効率をより向上させることができる。また、切削によって生じた骨片等をそれらの溝2cを通して除去することができるので、形成した穴に残る骨片等によって組織の切削が妨げられることを抑えることができる。

40

【0050】

(その他)

図5や図9等では、ホーン2が先端部2aとそれよりも外径が小さい本体部2bとを備え、2段の外径寸法を有する形状を示したが、ホーン2の外形形状はこれに限られない。例えば、ホーン2は、少なくとも切削時に骨等の組織内に挿入される部分において、先端

50

部 2 a から本体部 2 b へ向かって次第に細くなるテーパ状の外形形状を有していてもよい(図 1 3 (a) 参照)。あるいは、ホーン 2 は、少なくとも切削時に骨等の組織内に挿入される部分において、先端部 2 a から本体部 2 b に向かって段々に細くなる多段形状の外形を有していてもよい(図 1 3 (b) 参照)。

【 0 0 5 1 】

上記では本発明について実施形態およびその変形例を用いて説明したが、本発明はそれらの構成に限定されるものではない。また、上記の実施形態およびその変形例に係る構成は、可能な限りにおいて互いに組み合わせることができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 5 2 】

【 図 1 】 本発明の一実施形態に係る超音波ハンドピースを示す図である。

【 図 2 】 図 1 に示した超音波ハンドピースの外筒部およびホーンの内部構造を示す断面図である。

【 図 3 】 振動変換機構の詳細を示す図である。

【 図 4 】 ホーンの先端における動作を示す図である。

【 図 5 】 本発明の一実施形態に係るホーンを示す部分断面図である。

【 図 6 】 ホーンによって組織を切削する様子を示す図である。

【 図 7 】 海綿骨を切削するホーンの先端部が皮質骨の間の領域内へ導かれる様子を示す図である。

【 図 8 】 ホーンの先端部に形成される面取りの形状を示す図である。

【 図 9 】 図 5 に示したホーンの第 1 の変形例を示す断面図である。

【 図 1 0 】 ホーンによって切削された骨粉等がホーンの吸入口から吸入された様子を示す図である。

【 図 1 1 】 図 9 に示したホーンの更なる変形例を示す断面図である。

【 図 1 2 】 図 5 に示したホーンの第 2 の変形例を示す図である。

【 図 1 3 】 他の外形形状を有するホーンを示す部分断面図である。

【 符号の説明 】

【 0 0 5 3 】

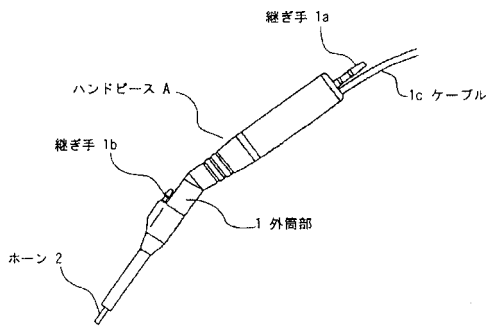
- 2 ホーン
- 2 a 先端部
- 2 b 本体部
- 2 c 溝
- 1 5 吸入口
- 1 5 a 第 1 径部
- 1 5 b 第 2 径部

10

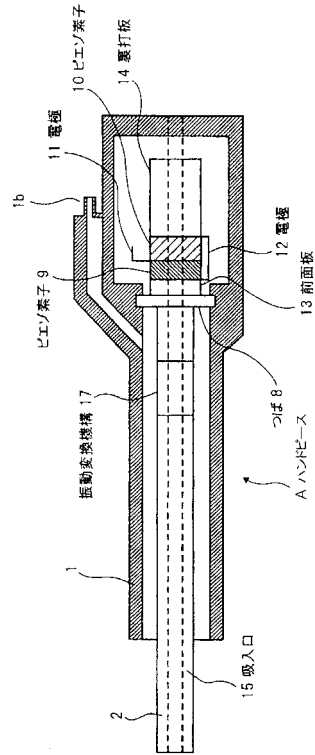
20

30

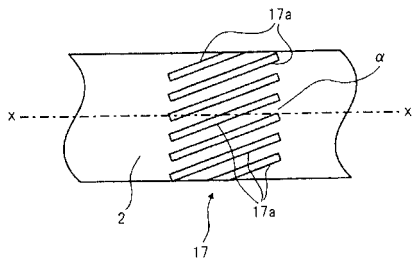
【 図 1 】



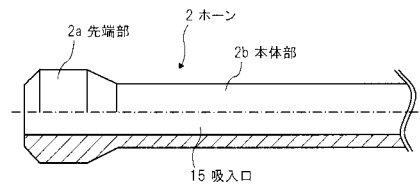
【 図 2 】



【 図 3 】



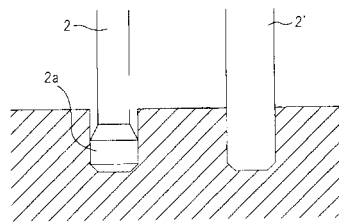
【 図 5 】



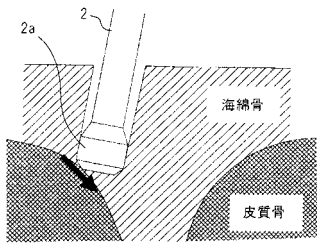
【 図 4 】



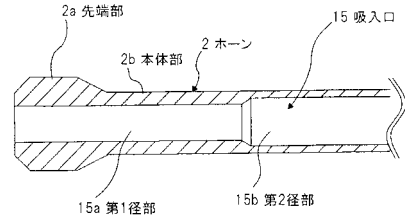
【 図 6 】



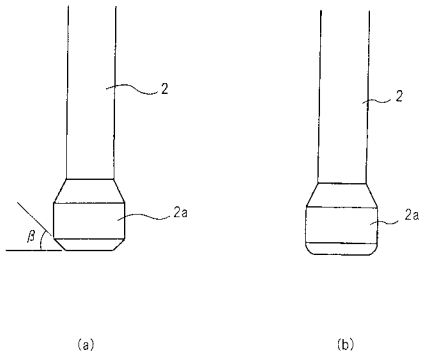
【図7】



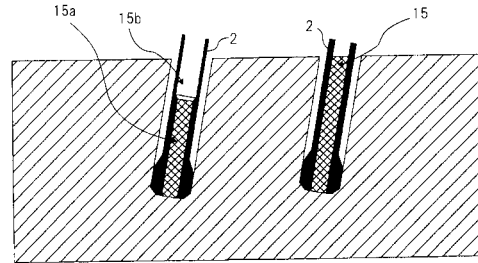
【図9】



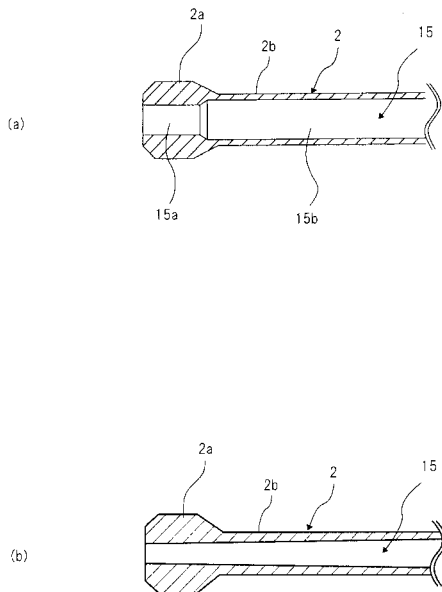
【図8】



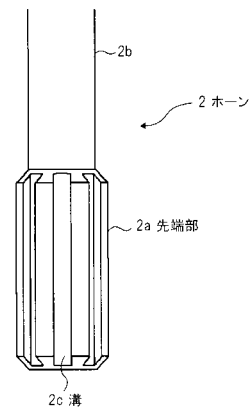
【図10】



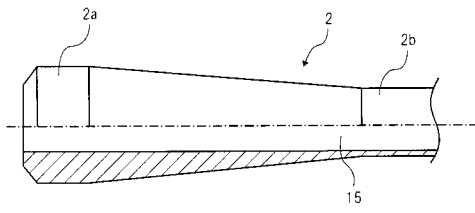
【図11】



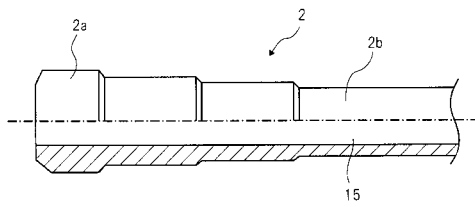
【図12】



【 図 1 3 】



(a)



(b)