

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6894438号
(P6894438)

(45) 発行日 令和3年6月30日 (2021.6.30)

(24) 登録日 令和3年6月7日 (2021.6.7)

(51) Int. Cl. F I
A 6 1 C 8/00 (2006.01) A 6 1 C 8/00 Z

請求項の数 13 (全 51 頁)

(21) 出願番号	特願2018-533802 (P2018-533802)	(73) 特許権者	518220992
(86) (22) 出願日	平成28年12月15日 (2016.12.15)		カーモン, ベン・ザイオン
(65) 公表番号	特表2019-500139 (P2019-500139A)		KARMON, Ben Zion
(43) 公表日	平成31年1月10日 (2019.1.10)		イスラエル4975206ベタフ・ティク
(86) 国際出願番号	PCT/IL2016/051339		ヴァ、ネリヤストリート6
(87) 国際公開番号	W02017/115350	(74) 代理人	100133503
(87) 国際公開日	平成29年7月6日 (2017.7.6)		弁理士 関口 一哉
審査請求日	令和1年12月10日 (2019.12.10)	(74) 代理人	100119378
(31) 優先権主張番号	243401		弁理士 栗原 弘幸
(32) 優先日	平成27年12月29日 (2015.12.29)	(72) 発明者	カーモン, ベン・ザイオン
(33) 優先権主張国・地域又は機関	イスラエル (IL)		イスラエル4975206ベタフ・ティク
			ヴァ、ネリヤストリート6
		審査官	細川 翔多

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 シュナイダー膜を挙上するための装置および方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

上顎骨歯槽突起の高さを増す必要のある大多数のヒト患者を治療するために上顎洞のシュナイダー膜を挙上するための装置であって、

前記シュナイダー膜に向ってヒト上顎骨歯槽突起内の開口部に挿入するためのカニューレと、バルーンとを有し、前記カニューレの遠位部は前記上顎骨歯槽突起の高さを増す必要のある大多数のヒト患者の上顎骨歯槽突起の内部に入るサイズであり、前記カニューレは前記シュナイダー膜の下にある前記上顎骨歯槽突起の骨壁と係合する雄ねじを備え、前記バルーンの少なくとも一部は前記カニューレの内部にあり、前記カニューレの近位部は第1充填チューブと接続されていて、前記第1充填チューブを通して第1液体を送ると、前記第1液体は前記カニューレを通過して前記装置の外部で前記上顎洞の内部に達し、直接前記シュナイダー膜に触れてこれを挙上し、前記カニューレの前記近位部は第2充填チューブと接続されていて、前記第2充填チューブを通して第2液体を送ると、前記第2液体は前記バルーンの内部に注入されて前記上顎洞の内部にある前記カニューレの遠位端の遠位で前記バルーンの少なくとも一部を膨張させて前記シュナイダー膜を挙上し、その間前記バルーンは前記上顎洞の内部の前記第1液体と直接接触している装置。

【請求項 2】

前記バルーンの前記少なくとも一部は、前記カニューレの内部から前記カニューレの遠位端を通過して前記カニューレの外部に進み、前記カニューレに固定されたまま前記カニューレの長手方向中軸に沿って膨張する、請求項 1 に記載の装置。

10

20

【請求項 3】

前記第1液体は、前記バルーンと前記カニユーレの内壁との間を前記内壁に接触しながら通る、請求項 1 または 2 のいずれか 1 項に記載の装置。

【請求項 4】

前記第1液体の前記送入の間、前記第1液体は、前記カニユーレの内部にある前記バルーンの少なくとも大部分を囲んでいる、請求項 1 から 3 のいずれか1項に記載の装置。

【請求項 5】

前記カニユーレは第1内部流路と第2内部流路とを有し、前記第1液体は前記第1充填チューブから進出して前記カニユーレの前記第1内部流路を通過し、前記バルーンの少なくとも一部は前記カニユーレの前記第2内部流路内にある、請求項 1 から 4 のいずれか1項に記載の装置。

10

【請求項 6】

前記カニユーレの遠位部は先細にされて遠位に向って狭くなる、請求項 1 から 5 のいずれか1項に記載の装置。

【請求項 7】

前記カニユーレの近位部が第1近位開口部と第2近位開口部を有するコネクタに接続され、前記コネクタの前記第1近位開口部が第1充填チューブに接続され、前記コネクタの前記第2近位開口部が前記第2充填チューブに接続されている、請求項 1 から 6 のいずれか1項に記載の装置。

【請求項 8】

20

上顎骨歯槽突起の高さを増す必要のある標準的ヒト患者を治療するために上顎洞のシュナイダー膜を挙上するための装置であって、

前記シュナイダー膜に向って標準的ヒト上顎骨歯槽突起内の内部に挿入するサイズのカニユーレと、コネクタと、バルーンとを有し、前記カニユーレは前記シュナイダー膜の下にある前記上顎骨歯槽突起の骨壁と係合する雄ねじを備え、前記バルーンの少なくとも一部は前記カニユーレの内部にあり、前記コネクタの遠位部は前記カニユーレに接続されており、前記コネクタの近位部は第1開口部を有していて、前記第1開口部を通して第1液体を送ると、前記第1液体は前記上顎洞の内部の前記カニユーレを通過して直接前記シュナイダー膜に触れて挙上し、前記コネクタの近位部は第2開口部を有していて、前記第2開口部を通して第2液体を送ると、前記第2液体は前記バルーンの内部に注入されて、前記上顎洞の内部にある前記カニユーレの遠位端の遠位で前記バルーンの少なくとも一部を膨張させて前記シュナイダー膜を挙上し、前記バルーンは前記上顎洞の内部の前記第1液体と直接接触している装置。

30

【請求項 9】

前記バルーンの前記少なくとも一部が膨張して、前記カニユーレの内部から前記カニユーレの遠位端を通して前記カニユーレの長手方向中軸に沿って進む、請求項 8 に記載の装置。

【請求項 10】

前記第1液体の前記送入の間、前記第1液体は、前記カニユーレの内部にある前記バルーンの外周の側面に沿っている、請求項 8 または 9 のいずれか1項に記載の装置。

40

【請求項 11】

前記コネクタは回転防止エレメントを有し、前記装置はさらに前記コネクタおよび前記カニユーレの回転を可能にするために前記コネクタに接続されるツールを含む、請求項 8 から 10 のいずれか1項に記載の装置。

【請求項 12】

前記コネクタは、前記バルーンの内部の遠位に突出している遠位突出チューブを有する、請求項 8 から 11 のいずれか1項に記載の装置。

【請求項 13】

上顎骨歯槽突起の高さを増す必要のある大多数のヒト患者を治療するために上顎洞のシュナイダー膜を挙上するためのシステムであつて、

50

前記シュナイダー膜に向ってヒト上顎骨歯槽突起に挿入するための骨刀と、マレットと、第1注入エレメントと、第1充填チューブとを有し、前記骨刀は前記上顎骨歯槽突起の高さを増す必要のある大多数のヒト患者の上顎骨歯槽突起の内部に入るサイズであり、前記骨刀は前記骨刀の遠位端に遠位開口部を含み、前記骨刀は前記骨刀の近位端に近位開口部を含み、前記骨刀は前記近位開口部から前記遠位開口部に延びる内部流路を含み、前記第1充填チューブの近位部は第1液体を含む前記第1注入エレメントに接続されており、前記第1充填チューブの遠位部は前記内部流路に接続されていて、前記第1注入エレメントが作動されると前記第1液体が前記骨刀の内部で加圧され、前記マレットは、前記骨刀の近位部に力を加えると前記骨刀の前記遠位端が前記上顎洞底部を破壊するように設計されていて、前記加圧された第1液体が前記内部流路内から破壊部を通して前記シュナイダー膜の下に進んで前記シュナイダー膜を挙上することを可能にするシステムであって、さらに、前記内部流路内に配置されたバルーンを含み、前記バルーンは第2充填チューブによって第2液体を含む第2注入エレメントに接続されていて、前記第2注入エレメントが作動されると前記バルーンの少なくとも一部が膨張して、前記骨刀の遠位部の長手方向中軸に沿って前記骨刀の遠位端の遠位に進む、システム。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、「サイナスリフト」とも呼ばれる、シュナイダー膜を安全かつ信頼できるやり方で挙上するための改善された装置および方法に関する。

20

【背景技術】

【0002】

上顎洞の下に十分長い歯科インプラントの埋入を可能にするのに十分な骨がないケースでは、上顎洞の内部の骨増生術を実施できる。この術式はサイナスリフトまたは上顎洞内骨増生と呼ばれている。この手術は歯科インプラントの埋入の前に実施でき、サイナスリフトを実施して数か月後に歯科インプラントが埋入される。別の選択肢は、上顎洞下の歯槽骨を安定化できる前提でサイナスリフト術を実施する最中またはその直後にインプラントを埋入するものである。この上顎洞の増生を実施する方法は幾つかある。

【0003】

30

テイタム博士によって導入されたサイナスリフトテクニック
この「オープンサイナスリフト」と呼ばれる手術は最も一般的である。これは上顎の側壁内の「トラップドア」を切断して、シュナイダー膜を破ることなく慎重に挙上し、次いで挙上された膜の下に骨補填材を入れ、「トラップドア」を膜で薄って縫合することを必要とする。このテクニックは幾つかの難点がある。

ー比較的大規模な手術であること。

ーテクニックが複雑であること。

ーシュナイダー膜は容易に裂け、上顎洞の感染および手術の失敗のリスクがあること。

【0004】

(サマーズ博士によって導入されたサイナズリフトテクニック)

40

このテクニックは「クローズドサイナズリフト」と呼ばれ、上顎洞の下歯槽骨を穿孔した後で上顎洞底部を破壊する必要がある。骨移植片を歯槽骨内の穿孔に押し入れ、それによってシュナイダー膜が挙上される。この術式はテイタムのテクニックに比べて術式が簡単で手術の規模が小さいという利点があるが、難点もある。

1. 増生の量が限られていること。

2. 外科医が気付かない間にシュナイダー膜が裂けることがあり、移植材料がシュナイダー膜の上に充填されて術式が失敗すること。

【0005】

カーモンによって導入された水圧テクニックおよびバルーンサイナスリフトテクニック
(米国特許第8864841号)

50

純粋な水圧テクニックでは流動性材料がシュナイダー膜の下に注入されて、シュナイダー膜が挙上されるようにする。流動性材料は、例えば生理食塩水または流動性骨増生材であってよい。この術式はパスカルの定理によりシュナイダー膜上の圧力がより良好に分するので、サマーズのテクニックに比べてシュナイダー膜が裂けるリスクは小さい。シュナイダー膜上の圧力が均等に分散することにより、シュナイダー膜をより高く挙上できる。この術式はカニューレまたは中空歯科インプラントで実施できる。しかしながらこの術式も難点がある。

- ・上顎洞底部の開口部を準備している間にシュナイダー膜が裂けることがある。
- ・シュナイダー膜がどこで挙上されるか制#|1されない。シュナイダー膜は上顎洞底部との付着が最も弱い所で挙上され、それは必ずしも歯科インプラントを埋入しようとする箇所ではない。
- ・必要とされる骨増生材のが著しく多い。その理由はしばしばシュナイダー膜が特定の小さい範囲で大きく挙上される代りに、結果として範囲にわたって低く挙上されるためである。それゆえ要求された箇所で必要な挙上を達成するためには多量の骨増生材が必要とされる。

3)シュナイダー膜に非常に小さい裂け目があっても、この術式は使えない。

【0006】

カーモンのバルーンサイナスリフトテクニックでは、流動性材料はバルーンまたは膨張可能な容器の内部に導入されて、バルーンが膨張するとシュナイダー膜が挙上される。このテクニックではシュナイダー膜の挙上箇所およびの挙上量が制御され、シュナイダー膜に小さい裂け目が生じて、しばしばバルーン6体が裂け目を閉じて術式を継続することができる。バルーンを使用することにより、サマーズのテクニックを用いる力め分散より良好なシュナイダー膜沿いの力の分散が可能になり、それゆえシュナイダー膜をより安全に高く挙上することができる。しかしながらこの術式も難点がある。バルーンを用いた力の分散はバルーンを用いない純粋な水圧テクニックほど良好ではない。バルーンテクニックにおいてバルーンはシュナイダー膜の一部または接触せず、力の分散もない。シュナイダー膜の一部の領域はより強い力に晒され、それが原因でシュナイダー膜が裂けることがある。バルーンテクニックをバルーンを用いない純粋な水圧テクニックと比較すると、バルーンテクニックはシュナイダー膜の挙上の位置およびの量のより良好な制御を可能にするが、純粋な水圧法と比べて膜が裂けるリスクは高い。

【0007】

サイナスリフト術は2段階に分けることができる。第1段階は上顎洞の底部または側壁を慎重に穿孔し、第2段階はこの穿孔を通してシュナイダー膜を挙上する。水圧法およびパラレーン法は主としてシュナイダー膜を挙上する第2段階を扱う。上顎洞の底部または側壁の穿孔中にシュナイダー膜の穿孔のリスクを低減する特殊なドリルやピエゾサージェリチップなどの装置もある。しかしながらこれらの装置は歯科医の高度な技能を要求し、シュナイダー膜の穿孔が行われる。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

それゆえ、侵襲の少ない技術を用いて上顎洞底部のより安全な穿孔と、シュナイダー膜の制御された安全な挙上を可能にする、より良好な装置と方法が必要とされている。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明は、侵襲の少ない制御された安全なサイナスリフトを実施するための装置および方法を提供する。本発明の一実施態様において、

- 1)カニューレは上顎洞のシュナイダー膜の下歯槽骨を通して挿入される。
- 2)このカニューレを通して流動性材料が注入されてシュナイダー膜を挙上する。
- 3) このカニューレの内部に配置できるバルーンはシュナイダー膜の下の上顎洞の内部で膨張し、流動性材料も上顎洞の内部のバルーンの周囲に押し入れると、流動性材料は上顎

10

20

30

40

50

洞の内部に留まってシュナイダー膜を挙上する。

【0010】

バルーン自体とバルーンの周囲を囲む流動性材料により同時にシュナイダー膜に圧力をかけることにより、シュナイダー膜に沿って力がより良好に分散する。このときバルーンがシュナイダー膜を押すのに加えて、バルーンの周囲の流動性材料もシュナイダー膜を押して挙上するので、シュナイダー膜が裂けるリスクは低減される。この純粋な水圧テクニックとバルーンテクニックの使用を組み合わせた技術においては相乗効果が達成されて、バルーンの膨張がバルーン自体に加えて水圧を生み出すため、シュナイダー膜に沿った力の分散はより均等であり、パスカルの定理に従う分散に近づく。この相乗効果はより良好な力の分散を可能にし、その結果としてシュナイダー膜を破るリスクが低減されるとともに、主としてバルーンによって決まるシュナイダー膜の挙上位置を制御する。

10

【0011】

本発明のその他の対象および特徴は、本発明め幾つかの実施態様を開示する添付の図面と関連付けるならば、以下の詳細な説明から明らかになる。図面は例示の目的のためにのみ作成されており、本発明の制限を定義することを意図したものではないことが理解されるべきである。

【0012】

以下に説明する実施態様の組み合わせは明示的に記されていないが、これらの組み合わせを使用することも理解されるべきである。種々の要素を互いに種々の関係で組み合わせる可能性の数および装置を使用する選択肢の数は膨大である。それゆえ幾つかの実施態様を説明および図示するにとどめる。

20

【0013】

こうして、本発明の教示によれば、上顎骨歯槽突起の高さを増す必要のある大多数のヒト患者を治療するために上顎洞のシュナイダー膜を挙上するための装置であって、装置は、シュナイダー膜に向ってヒト上顎骨歯槽突起内の開口部に挿入するためのカニユーレと、バルーンとを有し、カニユーレは上顎骨歯槽突起の高さを増す必要のある大多数のヒト患者の上顎骨歯槽突起の内部に入るサイズであり、カニユーレはシュナイダー膜の下にある上顎骨歯槽突起の骨壁と係合する雄ねじを備え、バルーンの少なくとも一部はカニユーレの内部にあり、カニユーレの近位部は第1充填チューブと接続されていて、第1充填チューブを通して第1液体を送ると、第1液体は上顎洞の内部のカニユーレを通過してシュナイダー膜を挙上し、カニユーレの近位部は第2充填チューブと接続されていて、第2充填チューブを通して第2液体を送ると、第2液体はバルーンの内部に注入されて上顎洞の内部のバルーンの少なくとも一部を膨張させてシュナイダー膜を挙上する装置が提供される。

30

【0014】

本発明の別の特徴によれば、充填チューブの少なくとも一方は、コネクタによってカニユーレに接続されている。

【0015】

本発明の別の特徴によれば、バルーンの少なくとも一部は、カニユーレの内部からカニユーレの遠位端を通してカニユーレの外部に進み、カニユーレに固定されたままカニユーレの長手方向中軸に沿って膨張する。

40

【0016】

本発明の別の特徴によれば、第1充填チューブと第2充填チューブは、同じコネクタによってカニユーレに接続されている。

【0017】

本発明の別の特徴によれば、第1充填チューブは第1注入エレメントに接続されている。

【0018】

本発明の別の特徴によれば、第2充填チューブは第2注入エレメントに接続されている。

【0019】

本発明の別の特徴によれば、注入エレメントの少なくとも1つは、圧力測定装置を有す

50

る。

【0020】

本発明の別の特徴によれば、注入エレメントの少なくとも1つは、ねじ込みによって進むことができるピストンを有する。

【0021】

本発明の別の特徴によれば、第1液体はバルーンとカニユーレの内壁との間を内壁に接触しながら通る。

【0022】

本発明の別の特徴によれば、第1液体の送入の間、第1液体はカニユーレの内部にあるバルーンの外周の側面に沿っている。

10

【0023】

本発明の別の特徴によれば、第1液体の送入の間、第1液体は、カニユーレの内部にあるバルーンの少なくとも大部分を囲んでいる。

【0024】

本発明の別の特徴によれば、バルーンは細長い本体とゼースを有し、バルーンの細長い本体の長さは2mm－30mmであり、バルーンの細長い本体の外径は1－4mmであり、バルーンのベースはバルーンの細長い本体より広い。

【0025】

本発明の別の特徴によれば、カニユーレの遠位端の外径は2－5.5 mmである。

【0026】

本発明の別の特徴によれば、カニユーレの遠位端の外径は2.5－4.7 mmである。

20

【0027】

本発明の別の特徴によれば、カニユーレの遠位端の外径は3－4 mmである。

【0028】

本発明の別の特徴によれば、カニユーレの最遠位3 mmの最大外径は2－5.5 mmである。

【0029】

本発明の別の特徴によれば、カニユーレの最遠位3 mmの最大外径は2.5－4.7mmである。

【0030】

本発明の別の特徴によれば、カニユーレの最遠位3 mmの最大外径は3－4 mmである。

【0031】

本発明の別の特徴によれば、カニユーレの長さは6－25 mmである。

30

【0032】

本発明の別の特徴によれば、カニユーレの長さは8－20 mmである。

【0033】

本発明の別の特徴によれば、カニユーレの長さは10－18 mmである。

【0034】

本発明の別の特徴によれば、カニユーレの雄ねじは5－20mmにわたって延びる

【0035】

本発明の別の特徴によれば、カニユーレの雄ねじは8－15 mmにわたって延びる。

40

【0036】

本発明の別の特徴によれば、カニユーレの雄ねじは10－13 mmにわたって延びる。

【0037】

本発明の別の特徴によれば、コネクタは摩擦によってカニユーレに接練されている。

【0038】

本発明の別の特徴によれば、コネクタはねじ止めによってカニユーレに接続されている。

【0039】

本発明の別の特徴によれば、コネクタはスナップ止めによってカニユーレに接続されている。

【0040】

50

本発明の別の特徴によれば、充填チューブはカニューレの内部に続いている。

【0041】

本発明の別の特徴によれば、カニューレは内部回転防止エレメントを有する。

【0042】

本発明の別の特徴によれば、カニューレは外部回転防止エレメントを有する。

【0043】

本発明の別の特徴によれば、装置はさらに、カニューレの回転を可能にするために側方からカニューレに接続されるツールを含む。

【0044】

本発明の別の特徴によれば、コネクタは回転防止エレメントを有し、装置はさらにコネクタおよびカニューレの回転を可能にするために、コネクタに接練されるツールを含む。

10

【0045】

本発明の別の特徴によれば、カニューレはその近位部にスロットを有し、コネクタは、コネクタへの取り外し可能な接続を可能にするために曲げられた後でスロットの内部に挿入できるフレキシブルな遠位延長部を有する。

【0046】

本発明の別の特徴によれば、バルーンは固定リングによってコネクタに固定されている。

【0047】

本発明の別の特徴によれば、バルーンはより広いベースを有し、より広いベースは非円形状を有する。

20

【0048】

本発明の別の特徴によれば、バルーンはより広いベースを有し、より広いベース第1液体の通過を許す穴を有する。

【0049】

本発明の別の特徴によれば、バルーンはより広いムースを有し、より広いベースはカニューレの外部にある。

【0050】

本発明の別の特徴によれば、カニューレは第1内部ンはより広い令ニスを有し、より広いカニューレの内部にある。

30

【0051】

本発明の別の特徴によれば、カニューレは第1内部流路と第2内部流路とを有し、第1液体は第1充填チューブから進出してカニューレの第1内部流路を通過し、バルーンの少なくとも一部はカニューレの第2内部流路内にある。

【0052】

本発明の別の特徴によれば、カニューレの第1内部流路の外壁の遠位端は、カニューレの第1内部流路の内壁の遠位端の近位に配置されている。

【0053】

本発明の別の特徴によれば、カニューレの近位部は、コネクタに所定の関係で接練することを許す構成を有する。

40

【0054】

本発明の別の特徴によれば、コネクタは、バルーンに隣接するカニューレの内部に挿入されてカニューレの内壁から取り出される細長い突起を含む。

【0055】

本発明の別の特徴によれば、細長い突起の遠位端は、カニューレの遠位端に隣接している。

【0056】

本発明の別の特徴によれば、カニューレは、カニューレの遠位端に隣接しているカニューレの側壁に開口部を有する。

【0057】

50

本発明の別の特徴によれば、コネクタは、バルーンの内部の遠位に突出している遠位突出チューブを有する。

【0058】

本発明の別の特徴によれば、遠位突出チューブの遠位端は、カニユーレの遠位端に隣接している。

【0059】

本発明の別の特徴によれば、バルーンはコネクタに固定されている。

【0060】

本発明の別の特徴によれば、バルーンは、コネクタに接着されている。

【0061】

本発明の別の特徴によれば、コネクタはスロットを有し、バルーンは、コネクタのスロットの内部にフレキシブルな境界を有する固定リングによってコネクタに固定されている。

【0062】

本発明の別の特徴によれば、コネクタはねじ山を有し、バルーンはコネクタにねじ止めされた固定リングによってコネクタに固定されている。

【0063】

本発明の別の特徴によれば、コネクタは第2充填チューブをカニユーレに接続していて、コネクタの遠位部がカニユーレにねじ止めされると、バルーンのより広いベースが押圧されて固定される。

【0064】

本発明の別の特徴によれば、2次コネクタがコネクタを第2充填チューブに接続していて、2次コネクタの遠位部がコネクタにねじ止めされると、バルーンのより広いベースが押圧されて固定される。

【0065】

本発明の別の特徴によれば、コネクタの一部はカニユーレの一部である。

【0066】

本発明の別の特徴によれば、コネクタは、カニユーレの一部であって一体をなしている。

【0067】

本発明の別の特徴によれば、カニユーレの雄ねじは、カニユーレの遠位端に達している。

【0068】

本発明の別の特徴によれば、カニユーレの雄ねじは、カニユーレの遠位端に達している。

【0069】

本発明の別の特徴によれば、第1液体は、骨成長を促進する材料を含む。

【0070】

本発明の別の特徴によれば、第1液体は第2液体と異なる。

【0071】

本発明の別の特徴によれば、カニユーレの雄ねじは2つの雄ねじを有し、それぞれの雄ねじのピッチは1.5–2.5 mmである。

【0072】

本発明の別の特徴によれば、カニユーレの骨内部の最大外径は2.5–4.5 mmである。

【0073】

本発明の別の特徴によれば、カニユーレの骨内部の最大内径は1–3.5 mmである。

【0074】

本発明の別の特徴によれば、バルーンは細長い本体とより広いベースとを有し、細長い本体の外径は1.0–3.5 mmであり、より広いベースの外径は2–6mmである。

【0075】

10

20

30

40

50

こうして、本発明の教示によれば、上顎骨歯槽突起の高さを増す必要のある大多数のヒト患者を治療するために上顎洞のシュナイダー膜を挙上するためのシステムであって、シュナイダー膜に向ってヒト上顎骨歯槽突起に挿入するための骨刀と、マレットと、第1注入エレメントと、第1充填チューブとを有し、骨刀は上顎骨歯槽突起の高さを増す必要のある大多数のヒト患者の上顎骨歯槽突起の内部に入るサイズであり、骨刀は骨刀の遠位端に遠位開口部を含み、骨刀は骨刀の近位端に近位開口部を含み、骨刀は近位開口部から遠位開口部に延びる内部流路を含み、第1充填チューブの近位部は第1液体を含む第1注入エレメントに接続されており、第1充填チューブの遠位部は内部流路に接続されていて、第1注入エレメントが作動されると、第1液体が骨刀の内部で加圧され、マレットは、骨刀の近位部に力を加えると骨刀の遠位端が上顎洞底部を破壊するように設計されていて、加圧された第1液体が内部流路内から破壊部を通してシュナイダー膜の下に進んでシュナイダー膜を挙上することを可能にするシステムが提供される。

10

【0076】

本発明の別の特徴によれば、第1充填チューブは、コネクタによって骨刀に接続されている。

【0077】

本発明の別の特徴によれば、マレットは、機械によって作動される。

【0078】

本発明の別の特徴によれば、マレットは、磁気マレットである。

【0079】

本発明の別の特徴によれば、第1注入エレメントとマレットは同じ装置の一部である。

20

【0080】

本発明の別の特徴によれば、内部流路は、骨刀の近位部に達していない。

【0081】

本発明の別の特徴によれば、骨刀は、少なくとも1箇所で曲げられている。

【0082】

本発明の別の特徴によれば、第1充填チューブは、第1コネクタによって骨刀に接続されている。

【0083】

本発明の別の特徴によれば、注入エレメントは、圧力測定システムを有する。

30

【0084】

本発明の別の特徴によれば、第1注入エレメントは、ねじ込みによって進むことができるピストンを有する。

【0085】

本発明の別の特徴によれば、骨刀の遠位端の外径は1—5.5 mmである。

【0086】

本発明の別の特徴によれば、骨刀の遠位端の外径は2—4.7 mmである。

【0087】

本発明の別の特徴によれば、骨刀の遠位端の外径は3—4 mmである。

【0088】

本発明の別の特徴によれば、骨刀の最遠位3 mmの最大外径は1.5—5.5 mmである。

40

【0089】

本発明の別の特徴によれば、骨刀の最遠位3 mmの最大外径は2.5—4.7 mmである。

【0090】

本発明の別の特徴によれば、骨刀の最遠位3 mmの最大外径は3—4 mmである。

【0091】

本発明の別の特徴によれば、コネクタは、摩擦によって骨刀に接練されている。

【0092】

本発明の別の特徴によれば、コネクタは、ねじ止めによって骨刀に接続されている。

【0093】

50

本発明の別の特徴によれば、コネクタは、スナップ止めによって骨刀に接練されている。

【0094】

本発明の別の特徴によれば、コネクタは、コネクタを骨刀から容易に取り外すのを可能にするためのクリップを有する。

【0095】

本発明の別の特徴によれば、骨刀はスロットを有し、コネクタは、コネクタへの取り外し可能な接続を可能にするために、曲げられた後でスロットの内部に挿入できるフレキシブルな遠位延長部を有する。

【0096】

本発明の別の特徴によれば、骨刀は、骨刀の遠位端に隣接している骨刀の側壁に開口部を有する。

【0097】

本発明の別の特徴によれば、コネクタの一部は、骨刀の一部である。

【0098】

本発明の別の特徴によれば、コネクタは、骨刀の一部であって一体をなしている。

【0099】

本発明の別の特徴によれば、第1液体は、骨成長を促進する材料を含む。

【0100】

本発明の別の特徴によれば、システムはさらに、内部流路内に配置されたバルーンを含み、バルーンは第2充填チューブによって第2液体を含む第2注入エレメントに接続されていて、注入エレメントが作動されるとバルーンの少なくとも一部が膨張して、骨刀の遠位部の長手方向中軸に沿って骨刀の遠位端の遠位に進む。

【0101】

本発明の別の特徴によれば、第2充填チューブは、コネクタによって骨刀に接練されている。

【0102】

本発明の別の特徴によれば、第1充填チューブと第2充填チューブは、同じコネクタによって骨刀に接練されている。

【0103】

本発明の別の特徴によれば、注入エレメントの少なくとも1つは、圧力測定システムを有する。

【0104】

本発明の別の特徴によれば、注入エレメントの少なくとも1つは、ねじ込みによって進むことができるピストンを有する。

【0105】

本発明の別の特徴によれば、第1液体は、バルーンと内部流路の内壁との間を内壁に接触しながら進む。

【0106】

本発明の別の特徴によれば、第1液体は、骨刀の内部にあるバルーンの外周の側面に沿っている。

【0107】

本発明の別の特徴によれば、第1液体の送入の間、第1液体は、骨刀の内部にあるバルーンの少なくとも大部分を囲んでいる。

【0108】

本発明の別の特徴によれば、バルーンは細長い本体とベースを有し、バルーンの細長い本体の長さは2 mm—20 mmであり、バルーンの細長い本体の外径は1—4 mmであり、ベースは細長い本体上り広い。

【0109】

本発明の別の特徴によれば、バルーンは細長い本体とより広いベースとを有し、より広

10

20

30

40

50

いベースは細長い本体の近位に配置されている。

【0110】

本発明の別の特徴によれば、バルーンは固定リングによってコネクタに固定されている。

【0111】

本発明の別の特徴によれば、バルーンはより広いベースを有し、より広いベース第1液体の通過を許す穴を有する。

【0112】

本発明の別の特徴によれば、バルーンはより広いベースを有し、より広いベースは骨刀の外部にある。

10

【0113】

本発明の別の特徴によれば、バルーンはより広いベースを有し、より広いベースは骨刀の内部にある。

【0114】

本発明の別の特徴によれば、バルーンはコネクタに固定されている。

【0115】

本発明の別の特徴によれば、コネクタはスロットを有し、バルーンは、コネクタのスロットの内部にフレキシブルな境界を有する固定リングによってコネクタに固定されている。

本発明の別の特徴によれば、コネクタはねじ山を有し、バルーンはコネクタにねじ止めされた固定リングによってコネクタに固定されている。

20

【0116】

本発明の別の特徴によれば、第1液体は第2液体と異なる。

【0117】

本発明の別の特徴によれば、バルーンは細長い本体とより広いベースとを有し、細長い本体の外径は1.0—3.5 mmであり、より広いベースの外径は2—6 mmである。

【0118】

こうして、本発明の教示によれば、シュナイダー膜を移動するための方法であって、

- a) シュナイダー膜に向って上顎骨歯槽突起に挿入する経路を作製し、
- b) シュナイダー膜の完全性を保ちながら上顎洞底部を穿孔し、
- b) 穿孔を通して上顎洞底部とシュナイダー膜との間に液体を注入してシュナイダー膜を挙上し、
- d) 上顎洞底部とシュナイダー膜との間で、バルーンが液体に接触したままバルーンの少なくとも一部を膨張させて、液体が挿入経路を通して漏れるのを防いでシュナイダー膜をさらに挙上することを含む方法が提供される。

30

【0119】

本発明の別の特徴によれば、液体は挿入経路の内部に挿入されたカニユーレを通して注入される。

【0120】

本発明の別の特徴によれば、バルーンはカニユーレを通して挿入される。

40

【0121】

本発明の別の特徴によれば、上顎洞底部の穿孔はカニユーレを通したドリルで穿孔することによって実施される。

【0122】

本発明の別の特徴によれば、カニユーレは雄ねじと、挿入経路の内部にカニユーレをねじ込むことを可能にするための回転防止エレメントとを有する。

【0123】

本発明の別の特徴によれば、ドリルはハンドピースによって回転され、ハンドピースはカニユーレに接触してドリルがカニユーレの遠位端の遠位に1 mmを超えて穿孔するのを防ぐ。

50

【0124】

本発明の別の特徴によれば、穿孔は2段階以上で行われ、各段階でカニユーレは歯槽骨の内部により深く挿入される。

【0125】

本発明の別の特徴によれば、挙上微に、上顎洞底部とシュナイダー膜との間にカニユーレを通して流動性骨増生材が挿入される。

【0126】

本発明の別の特徴によれば、バルーンの膨張前に、カニユーレの遠位端上顎洞底部の上方に配置されている。

【0127】

本発明の別の特徴によれば、カニユーレは、充填チューブをカニユーレに対して相対的に回転することなく敗外し可能であるように充填チューブの遠位端に接続されており、充填チューブの近位端は液体を含む注入エレメントに接練されている。

【0128】

本発明の別の特徴によれば、バルーンは細長い本体とベースを有し、バルーンの細長い本体の長さは5 mm－20 mmであり、バルーンの細長い本体の外径は1－4 mmであり、ベースは細長い本体より広い。

【0129】

本発明の別の特徴によれば、カニユーレは第1流路と第2流路を有し、液体は第1流路を通して注入され、バルーンは第2流路の内部にある。

【0130】

本発明の別の特徴によれば、第2流路は第1流路より広い。

【0131】

本発明の別の特徴によれば、カニユーレは第2充填チューブと接続されていて、第2充填チューブは第2液体を含む第2注入エレメントに接練されている。

【0132】

本発明の別の特徴によれば、第2流路の遠位開口部は第1流路の遠位開口部の遠位に配置されている。

【0133】

本発明の別の特徴によれば、第1流路は、第1流路の遠位開口部に隣接する第1流路の側壁に第2開口部を有する。

【0134】

本発明の別の特徴によれば、遠位突出チューブはバルーンの内部にあって、遠位突出チューブとバルーンとの接続は水密である。

【0135】

本発明の別の特徴によれば、第1流路の遠位開口部は上顎洞底部の上方に配置されてる。

【0136】

本発明の別の特徴によれば、注入エレメントと第2注入エレメントは同時に作動される。

本発明の別の特徴によれば、カニユーレは頬側からカニユーレに接続されたツールによって回転される。

【0137】

本発明の別の特徴によれば、注入エレメントの少なくとも1つは、圧力測定装置を有する。

【0138】

本発明の別の特徴によれば、バルーンの少なくとも一部が膨張して、カニユーレの長手方向中軸に沿ってカニユーレの遠位端の遠位に進む。

【0139】

本発明の別の特徴によれば、注入エレメントの少なくとも1つは、ねじ込みによって進

10

20

30

40

50

むことができるピストンを有する。

【0140】

本発明の別の特徴によれば、第1流動性材料はバルーンとカニューレの内壁との間を内壁に接触しながら通る。

【0141】

本発明の別の特徴によれば、液体が進む間、液体はカニューレの内部にあるバルーンの外周の側面に沿っている。

【0142】

本発明の別の特徴によれば、液体が進む間、液体はカニューレ、内のバルーンの少なくとも大部分を囲んでいる。

10

【0143】

本発明の別の特徴によれば、バルーンは細長い本体とベースを有し、バルーンの細長い本体の長さは2 mm—20 mmであり、バルーンの細長い本体の外径は1—4 mmであり、ベースは細長い本体より広い。

【0144】

本発明の別の特徴によれば、カニューレの遠位端の外径は2—5.5 mmである。

【0145】

本発明の別の特徴によれば、カニューレの遠位端の外径は2.5—4.7 mmである。

【0146】

本発明の別の特徴によれば、カニューレの遠位端の外径は3—4 mmである。

20

【0147】

本発明の別の特徴によれば、カニューレの最遠位3 mmの最大外径は2—5.5 mmである。

【0148】

本発明の別の特徴によれば、カニューレの最遠位3 mmの最大外径は2.5—4.7 mmである。

【0149】

本発明の別の特徴によれば、カニューレの最遠位3 mmの最大外径は3—4 mmである。

【0150】

本発明の別の特徴によれば、カニューレの長さは6—25 mmである。

【0151】

本発明の別の特徴によれば、カニューレの長さは8—20 mmである。

30

【0152】

本発明の別の特徴によれば、カニューレの長さは10—18 mmである。

【0153】

本発明の別の特徴によれば、カニューレの雄ねじは5—20 mmにわたって延びる。

【0154】

本発明の別の特徴によれば、カニューレの雄ねじは8—15 mmにわたって延びる。

【0155】

本発明の別の特徴によれば、カニューレの雄ねじは10—13 mmにわたって延びる。

【0156】

こうして、本発明の教示によれば、上顎洞底部を覆っているシュナイダー膜に穴を開けることなくヒト上顎洞の底部を穿孔するための方法であって、

40

a)シュナイダー膜に向って上顎骨歯槽突起に挿入する経路を作製し、

b)雄ねじを備えたカニューレを挿入経路の内部にねじ込んで、カニューレの遠位端は上顎洞底部に隣接し、充填チューブの近位部は液体を含む注入エレメントに接練され、充填チューブの遠位部はカニューレに接練され、

c)注入エレメントを作動してカニューレ内部で液体が加圧され、

d)さらに上顎洞底部が穿孔されるまでカニューレを進めて、加圧された液体がカニューレの内部から穿孔を通してシュナイダー膜の下に進むのを可能にしてシュナイダー膜を挙上することを含む方法が提供される。

【0157】

50

本発明の別の特徴によれば、カニューレは挿入経路の内部にカニューレをねじ込むことを可能にするための回転防止エレメントを有する。

【0158】

本発明の別の特徴によれば、挿入経路はシュナイダー膜から 1 mm以内に延びる。

【0159】

本発明の別の特徴によれば、注入エレメントを作動する前に、カニューレを通してドリルで選好する。

【0160】

本発明の別の特徴によれば、ドリルはハンピースによって回転され、ハンドピースはカニューレに接触してドリルがカニューレの速位端の遠位に1 mmを超えて穿孔するのを防ぐ。

10

【0161】

本発明の別の特徴によれば、穿孔は2段階以上で行われ、各段階でカニューレは歯槽骨の内部により深く挿入される。

【0162】

本発明の別の特徴によれば、挙上後に、上顎洞底部とシュナイダー膜との間にカニューレを通して流動性骨増生材が挿入される。

【0163】

本発明の別の特徴によれば、カニューレは、充填チューブをカニューレに対して相対的に回転することなく取外し可能であるように充填チューブの遠位端に接続されており、充填チューブの近位端流動性材料を含む注入エレメントに接練されている。

20

【0164】

本発明の別の特徴によれば、カニューレは内部にバルーンを有する。

【0165】

本発明の別の特徴によれば、カニューレはカニューレの遠位端に隣接するカニューレの側壁に第2開口部を有する。

【0166】

本発明の別の特徴によれば、注入エレメントはピストンがねじ込みによって進められるシリンジである。

【0167】

30

本発明の別の特徴によれば、注入エレメントはカニューレ内部の圧力を制御する嘴を有する。

【0168】

本発明の別の特徴によれば、カニューレは頬側からカニューレに接続されたツールによって回転される。

【0169】

本発明の別の特徴によれば、注入エレメントの少なくとも1つは、圧力測定装置を有する。

【0170】

本発明の別の特徴によれば、バルーンの少なくとも一部が膨張して、カニューレの長手方向中軸に沿ってカニューレの遠位端の遠位に進む。

40

【0171】

本発明の別の特徴によれば、注入エレメントの少なくとも1つは、ねじ込みによって進むことができるピストンを有する。

【0172】

本発明の別の特徴によれば、液体はバルーンとカニューレの内壁との間を内壁に接触しながら通る。

【0173】

本発明の別の特徴によれば、液体が進む間、液体はカニューレの内部にあるバルーンの外周の側面に沿っている。

50

【0174】

本発明の別の特徴によれば、液体が進む間、液体はカニューレ内のバルーンの少なくとも大部分を囲んでいる。

【0175】

本発明の別の特徴によれば、バルーンは細長い本体とベースを有し、バルーンの細長い本体の長さは2 mm—20 mmであり、バルーンの細長い本体の外径は1—4 mmであり、ベースは細長い本体より広い。

【0176】

本発明の別の特徴によれば、カニューレの遠位端の外径は2—5.5 mmである。

【0177】

本発明の別の特徴によれば、カニューレの遠位端の外径は2.5—4.7 mmである。

【0178】

本発明の別の特徴によれば、カニューレの遠位端の外径は3—4 mmである。

【0179】

本発明の別の特徴によれば、カニューレの最遠位3 mmの最大外径は2—5.5 mmである。

【0180】

本発明の別の特徴によれば、カニューレの最遠位3 mmの最大外径は2.5—4.7 mmである。

【0181】

本発明の別の特徴によれば、カニューレの最遠位3 mmの最大外径は3—4 mmである。

【0182】

本発明の別の特徴によれば、カニューレの長さは6—25 mmである。

【0183】

本発明の別の特徴によれば、カニューレの長さは8—20 mmである。

【0184】

本発明の別の特徴によれば、カニューレの長さは10—18 mmである。

【0185】

本発明の別の特徴によれば、カニューレの雄ねじは5—20 mmにわたって延びる。

【0186】

本発明の別の特徴によれば、カニューレの雄ねじは8—15 mmにわたって延びる。

【0187】

本発明の別の特徴によれば、カニューレの雄ねじは10—13 mmにわたって延びる。

【0188】

こうして、本発明の教示によれば、上顎洞底部を覆っているシュナイダー膜に穴を開けることなくヒト上顎洞の底部を穿孔するための方法であって、

a) 骨刀を上顎洞底部に向って上顎骨歯槽突起に挿入して、カニューレの遠位端は上顎洞底部に降接し、骨刀は骨刀の遠位端に遠位開口部を含み、骨刀は遠位開口部の近位に近位開口部を含み、骨刀を近位開口部から遠位開口部に延びる内部流路を含み、充填チューブの近位部は液体を含む注入エレメントに接続され、充填チューブの遠位部は内部流路に接続されており、

b) 注入エレメントを作動して、液体が骨刀の内部で加圧され、

c) マレットを作動して骨刀の近位部に力を加えると、骨刀の遠位端が上顎洞底部を破壊し、加圧された液体が内部流路内から破壊部を通してシュナイダー膜の下に進んでシュナイダー膜を挙上することを可能にすることを含む方法も提供される。

【0189】

本発明の別の特徴は、上記の発明および下記の発明の別の特徴と同じである。

【0190】

こうして、本発明の教示によれば、上顎骨歯槽突起の高さを増す必要のある大多数のヒト患者を治療するために上顎洞のシュナイダー膜を挙上するための装置であって、

シュナイダー膜に向って標準的ヒト上顎骨歯槽突起内の開口部に挿入するサイズのカニ

10

20

30

40

50

ーレと、コネクタと、バルーンとを有し、カニューレ供シュナイダー膜の下にある上歯槽骨の骨壁と係合する雄ねじを備え、バルーンの少なくとも一部はカニューレ内部にあり、コネクタの遠位部はカニューレに接練され、コネクタの近位部第1開口部を有していて、第1流動性材料を第1開口部に通すと第1流動性材料はカニューレを通過して上顎洞の内部に達してシュナイダー膜を挙上し、コネクタ近位部は第2開口部を有していて、第2流動性材料を第2開口部に通すと第2流動性材料はバルーンの内部に注入されて、上顎洞の内部でバルーンの少なくとも一部を膨張させてシュナイダー膜を挙上する装置も提供される。

【0191】

本発明の別の特徴によれば、第1流動性材料はカニューレの遠位端の遠位に送られる。

10

【0192】

本発明の別の特徴によれば、バルーンの少なくとも一部はカニューレの遠位端の遠位に膨張する。

【0193】

本発明の別の特徴によれば、コネクタの第1開口部は第1充填チューブと接練され、第2開口部は第2充填チューブと接練されている。

【0194】

本発明の別の特徴によれば、第1充填チューブは第1注入エレメントに接練されている。

【0195】

本発明の別の特徴によれば、第2充填チューブは第2注入エレメントに接練されている。

20

【0196】

本発明の別の特徴によれば、第1注入エレメントは圧力測定装置を有する。

【0197】

本発明の別の特徴によれば、第2注入エレメントは圧力測定装置を有する。

【0198】

本発明の別の特徴によれば、第1注入エレメントは、ねじ込みによって進むことができるピストンを有する。

【0199】

本発明の別の特徴によれば、第2注入エレメントは、ねじ込みによって進むことができるピストンを有する。

30

【0200】

本発明の別の特徴によれば、バルーンは細長い本体とより広いベースとを有し、より広いベースは細長い本体の近位に配置されている。

【0201】

本発明の別の特徴によれば、コネクタは摩擦によってカニューレに接続されている。

【0202】

本発明の別の特徴によれば、コネクタはねじ止めによってカニューレに接続されている。

。

本発明の別の特徴によれば、コネクタはスナップ止めによってカニューレに接続されている。

40

【0203】

本発明の別の特徴によれば、コネクタは、コネクタをカニューレから容易に取り外すのを可能にするためのクリップを有する。

【0204】

本発明の別の特徴によれば、カニューレは内部回転防止エレメントを有する。

【0205】

本発明の別の特徴によれば、カニューレは外部回転防止エレメントを有する。

【0206】

本発明の別の特徴によれば、装置はさらに、カニューレの回転を可能にするために側方からカニューレに接続されるツールを含む。

50

【0207】

本発明の別の特徴によれば、コネクタは外部回転防止エレメントを有し、装置はさらにコネクタとカニユーレの回転を可能にするために側方からコネクタに接続されるツールを含む。

【0208】

本発明の別の特徴によれば、カニユーレはその近位部にコネクタとの接練を可能にするための外部スロットを有する。

【0209】

本発明の別の特徴によれば、バルーンはより広いベースを有し、より広いベースは非円形形状を有する。

10

【0210】

本発明の別の特徴によれば、バルーンはより広いベースを有し、より広いベースはコネクタ内の第1開口部を通して送られた第1流動性材料の通過を許す穴を有する。

【0211】

本発明の別の特徴によれば、バルーンはより広いベースを有し、より広いベースはカニユーレの外部にある。

【0212】

本発明の別の特徴によれば、バルーンはより広いベースを有し、より広いベースはカニユーレの内部にある。

20

【0213】

本発明の別の特徴によれば、カニユーレは第1内部流路と第2内部流路とを有し、第1流動性材料はコネクタの第1開口部から送られてカニユーレの第1内部流路を通過しバルーンの少なくとも一部はカニユーレの第2内部流路内にある。

【0214】

本発明の別の特徴によれば、カニユーレの第1内部流路の外壁の遠位端は、カニユーレの第1内部流路の内壁の遠位端の近位に配置されている。

【0215】

本発明の別の特徴によれば、カニユーレの近位部は、コネクタに所定の関係で接続することを許す構成を有する。

【0216】

30

本発明の別の特徴によれば、コネクタは、バルーンに隣接するカニユーレの内部に挿入されてカニユーレの内壁から取り出される細長い突起を含む。

【0217】

本発明の別の特徴によれば、細長い突起の遠位端は、カニユーレの遠位端に隣接している。

【0218】

本発明の別の特徴によれば、カニユーレは、カニユーレの遠位端に隣接しているカニユーレの側壁に開口部を有する。

【0219】

本発明の別の特徴によれば、コネクタは、バルーンの内部の遠位に突出している遠位突出チューブを有する。

40

【0220】

本発明の別の特徴によれば、遠位突出チューブの遠位端は、カニユーレの遠位端に隣接している。

【0221】

本発明の別の特徴によれば、遠位突出チューブの遠位端は丸くされている。

【0222】

本発明の別の特徴によれば、バルーンはコネクタに固定されている。

【0223】

本発明の別の特徴によれば、バルーンはコネクタに接合されている。

50

【0224】

本発明の別の特徴によれば、バルーンは第2充填チューブに固定されている。

【0225】

本発明の別の特徴によれば、バルーンは第2充填チューブに接普されている。

【0226】

本発明の別の特徴によれば、第1近位突出チューブはコネクタの第1開口部から近位に突出する。

【0227】

本発明の別の特徴によれば、第2近位突出チューブはコネクタの第2開口部から近位に突出する。

10

【0228】

本発明の別の特徴によれば、第1充填チューブは第1近位突出チューブを第1注入エレメントに接続している。

【0229】

本発明の別の特徴によれば、第2充填チューブは第2近位突出チューブを第2注入エレメントに接続している。

【0230】

本発明の別の特徴によれば、第2コネクタは、第2近位突出チューブを第2充填チューブに接練し、第2近位突出チューブは雌ねじを有し、第2コネクタの遠位部は雄ねじを有していて、第2コネクタの遠位部が第2近位突出チューブの内部にねじ込まれると、バルーンのより広いベースが押圧されて固定される。

20

【0231】

本発明の別の特徴によれば、第2コネクタは、第2近位突出チューブを第2充填チューブに接練し、第2近位突出チューブは雄ねじを有し、第2コネクタの遠位部は雌ねじを有していて、第2コネクタの遠位部が第2近位突出チューブにねじ被せられるとバルーンのより広いベースが押圧されて固定される。

【0232】

本発明の別の特徴によれば、第2コネクタは、容易なねじ込みを可能にするためにより広い領域を有する。

【0233】

本発明の別の特徴によれば、第2コネクタは、第2充填チューブに接続される近位突出チューブを有する。

30

【0234】

本発明の別の特徴によれば、コネクタの一部はカニューレの一部である。

【0235】

本発明の別の特徴によれば、コネクタは、カニューレの一部であって一体をなしている。

【0236】

本発明の別の特徴によれば、カニューレの雄ねじは、カニューレの遠位端に達していない。

40

【0237】

本発明の別の特徴によれば、カニューレの雄ねじは、カニューレの遠位端に達している。

【0238】

本発明の別の特徴によれば、第1流動性材料は骨成長を促進する材料を含む。

【0239】

本発明の別の特徴によれば、第1流動性材料は第2流動性材料と異なる。

【0240】

本発明の別の特徴によれば、カニューレは2つの雄ねじを有し、それぞれの雄ねじのピッチは1.5-2.5 mmである。

50

【0241】

本発明の別の特徴によれば、カニューレは2つの雄ねじを有する。

【0242】

本発明の別の特徴によれば、カニューレは先細にされて、その遠位端はその近位端より狭い。

【0243】

本発明の別の特徴によれば、カニューレの骨内部の最大外径は2-4 mmである。

【0244】

本発明の別の特徴によれば、カニューレの骨内部の最大内径は1-3 mmである。

【0245】

本発明の別の特徴によれば、バルーンは細長い本体とより広いベースとを有し、細長い本体の外径は1.0-3.0 mmであり、より広いベースの外径は2-6mmである。

【0246】

本発明の別の特徴によれば、注入エレメントの少なくとも1つは、圧力測定装置を有する。

【0247】

本発明の別の特徴によれば、バルーンの少なくとも一部が膨張して、カニューレの長手方向中軸に沿ってカニューレの遠位端の遠位に進む。

【0248】

本発明の別の特徴によれば、注入エレメントの少なくとも1つは、ねじ込みによって進むことができるピストンを有する。

【0249】

本発明の別の特徴によれば、第1流動性材料はバルーンもカニューレの内壁との間を内壁に接触しながら通る。

【0250】

本発明の別の特徴によれば、第1流動性材料を送入する間、第1流動性材料はカニューレの内部にあるバルーンの外周の側面に沿っている

【0251】

本発明の別の特徴によれば、第1流動性材料を送入する間、第1流動性材料はカニューレ内のバルーンの少なくとも大部分を囲んでいる。

【0252】

本発明の別の特徴によれば、バルーンは細長い本体とベースを有し、バルーンの細長い本体の長さは2 mm-20 mmであり、バルーンの細長い本体の外径は1-4 mmであり、ベースは細長い本体より広い。

【0253】

本発明の別の特徴によれば、カニューレの遠位端の外径は2-5.5 mmである。

【0254】

本発明の別の特徴によれば、カニューレの遠位端の外径は2.5-4.7 mmである。

【0255】

本発明の別の特徴によれば、カニューレの遠位端の外径は3-4 mmである。

【0256】

本発明の別の特徴によれば、カニューレの最遠位3 mmの最大外径は2-5.5 mmである。

【0257】

本発明の別の特徴によれば、カニューレの最遠位3 mmの最大外径は2.5-4.7 mmである。

【0258】

本発明の別の特徴によれば、カニューレの最遠位3mmの最大外径は3-4 mmである。

【0259】

本発明の別の特徴によれば、カニューレの長さは6-25 mmである。

【0260】

10

20

30

40

50

本発明の別の特徴によれば、カニユーレの長さは8—20 mmである。

【0261】

本発明の別の特徴によれば、カニユーレの長さは10—18 mmである。

【0262】

本発明の別の特徴によれば、カニユーレの雄ねじは5—20 mmにわたって延びる。

【0263】

本発明の別の特徴によれば、カニユーレの雄ねじは8—15 mmにわたって延びる。

【0264】

本発明の別の特徴によれば、カニユーレの雄ねじは10—13 mmにわたって延びる。

【0265】

以下に本発明について、単に例示の目的で添付の図面を参照して説明する。

【図面の簡単な説明】

【0266】

【図1】図1は、上顎洞を示す断面図である。

【図2】図2は、歯槽骨を通る穿孔を示す上顎洞の断面図である。

【図3】図3は、骨刀の使用を示す上顎洞の断面図である。

【図4】図4は、上顎洞底部に隣接する歯槽骨内のカニユーレの実施態様を示す断面図である。

【図5】図5は、カニユーレの実施態様を首通するドリルと上顎洞底部を通る穿孔の実施態様を示す上顎洞の断面図である。

【図6】図6は、雄ねじがカニユーレの遠位端に達しているカニユーレの実施態様およびカニユーレの側壁がカニユーレの遠位端に隣接する穴を有する実施態様を示す斜視図である。

【図7】図7は、雄ねじがカニユーレの遠位端に達していないカニユーレの実施態様およびカニユーレの側壁がカニユーレの遠位端に隣接する穴を有する実施態様を示す斜視図である。

【図8】図8は、装置の実施態様および上顎洞底部を安全に穿孔するための方法の実施態様を示す上顎洞の断面図であり、カニユーレの実施態様は内部に加圧された流動性材料を含んで回転している。

【図9】図9は、カニユーレを回転させるためにも使用できる安定化ツールの実施態様の斜視図である。安定化ツールは側方からカニユーレに接続できる。

【図10】図10は、コネクタを回転させない、コネクタの実施態様とカニユーレの実施態様の接練の実施態様を示す断面図である。

【図11】図11は、加圧された流動性材料によって挙上されたシュナイダー膜を示す上顎洞の断面図である。

【図12】図12は、挙上されたシュナイダー膜の完全性を確認するために、洞から流動性材料を抜き取ることによってシュナイダー膜を上顎洞底部に向かって戻す方法を示す上顎洞の断面図である。

【図13】図13は、シュナイダー膜を流動性材料によって挙上した後でカニユーレの実施態様を上顎洞底部の上方に進める方法の実施態様を示す上顎洞の断面図である。

【図14】図14は、バルーンがカニユーレの実施態様の内部にある方法の実施態様を示す上顎洞の断面図である。

【図15】図15は、上顎洞の内部で事前に注入された流動性材料によって囲まれているバルーンを膨張させてシュナイダー膜をさらに挙上する方法の実施態様を示す上顎洞の断面図である。

【図16】図16は、バルーンの実施態様を示す斜視図である。

【図17】図17は、カニユーレの実施態様の内部にあるバルーンの実施態様を示す断面図である。

【図18】図18は、カニユーレの実施態様の内部にあるバルーンの実施態様を示す断面図である。

10

20

30

40

50

【図 1 9】図19は、バルーンの実施態様をカニユーレ内に挿入した後でコネクタを回転させない、コネクタの実施態様とカニユーレの実施態様との接続の実施態様を示す断面図である。

【図 2 0】図20は、バルーンの実施態様を示す斜視図である。

【図 2 1】図21は、カニユーレの実施態様の内部にあるバルーンの実施態様を示す断面図である。

【図 2 2】図22は、2つの開口部を有するコネクタの実施態様に接続されているバルーンの実施態様を示す断面図である。

【図 2 3】図23は、バルーンの実施態様を示す斜視図である。

【図 2 4】図24は、カニユーレの実施態様、バルーンの実施態様、コネクタの実施態様および注入エレメントの実施態様を組み立てた実施態様を示す断面図である。

10

【図 2 5】図25は、カニユーレの実施態様、バルーンの実施態様、コネクタの実施態様および注入エレメントの実施態様を組み立てた実施態様を示す断面図である。

【図 2 6】図26は、バルーン膨張後のカニユーレの実施態様、バルーンの実施態様、コネクタの実施態様および注入エレメントの実施態様を組み立てた実施態様を示す断面図である。

【図 2 7】図27は、2つの開口部と遠位突出エレメントを有するコネクタの実施態様に接続されているバルーンの実施態様を示す断面図である。

【図 2 8】図28は、カニユーレの実施態様、バルーンの実施態様、コネクタの実施態様および注入エレメントの実施態様を組み立てた実施態様を示す断面図である。

20

【図 2 9】図29は、カニユーレの実施態様、バルーンの実施態様、コネクタの実施態様および第2コネクタの実施態様を組み立てた実施態様を示す断面図である。

【図 3 0】図30は、カニユーレの実施態様、バルーンの実施態様、コネクタの実施態様および第2コネクタの実施態様を組み立てた実施態様を示す断面図である。

【図 3 1】図31は、カニユーレの実施態様、バルーンの実施態様、カニユーレの一部であるコネクタの実施態様および第2コネクタの実施態様を組み立てた実施態様を示す断面図である。

【図 3 2】図32は、内部スロットおよび/または貫入部を備えてバルーンを固定リングによって固定できるコネクタの実施態様を示す断面図である。

【図 3 3】図33は、バルーンを図32のコネクタ内に固定するために使用できる固定リングの斜視図である。

30

【図 3 4】図34は、バルーンを図32のコネクタに固定する図33の固定リングを示す断面図である。

【図 3 5】図35は、第1充填チューブがコネクタの側壁に接続されているコネクタの実施態様を示す断面図である。

【図 3 6】図36は、バルーンを図35のコネクタに固定するために使用する固定リングを示す斜視図である。

【図 3 7】図37は、第1充填チューブと第2充填チューブがコネクタの側壁に接続され、コネクタは回転防止エレメントを備えている、コネクタの実施態様を示す断面図である。

【図 3 8】図38は、2つの近位開口部を有するカニユーレの実施態様を示す断面図である。第2近位開口部は、スナップ止めによってカニユーレに接続されたコネクタを介して第2充填チューブに接続されている。

40

【図 3 9】図39は、2つの近位開口部を有するカニユーレの実施態様を示す断面図である。第2近位開口部は、カニユーレにねじ止めされたコネクタを介して第2充填チューブに接続されている。

【図 4 0】図40は、2つの近位開口部を有するカニユーレの実施態様を示す断面図である。第1近位開口部は、スナップ止めによってカニユーレに接続された第1コネクタを介して第1充填チューブに接続されている。第2近位開口部は、スナップ止めによってカニユーレに接続された第2コネクタを介して第2充填チューブに接続されている。

【図 4 1】図41は、側方からカニユーレに接続された第1コネクタの実施態様を示す近位

50

図である。

【図42】図42は、第2充填チューブがカニューレの内部にある実施態様を示す断面図である。

【図43】図43は、加圧された流動性骨増生材によって挙上されたシュナイダー膜を示す上顎洞の断面図である。

【図44】図44は、シュナイダー膜を挙上した後一人される歯科インプラントを示す上顎洞の断面図でもる。

【図45】図45は、装置の実施態様、および内部に加圧された流動性材料を含む歯槽堤内に打ち込まれる新規な骨刀を用いて上顎洞底部を安全に破壊するための方法の実施態様を示す上顎洞の断面図である。

【図46】図46は、装置の実施態様、および内部に加圧された流動性材料を含む歯槽堤内に打ち込まれる骨刀を用いて上顎洞底部を安全に破壊するための方法の実施態様を示す上顎洞の断面図である。

【0267】

[発明を実施するための形態]

本発明の特徴をより詳細に論じる前に、この発明の概要と特許請求の範囲で使用する幾つかの用語について明確にすることが有益であろう。外科手術中に体内に挿入された後消散するだめ、それらを政り除く外科処置を別途要しない多数の異なるタイプの材料が知られていることに留意されたい。そのような材料は、材料が消散するメカニズムに応じてそれぞれ「生体溶解性」、「生体吸収性」または「生分解性」と呼ばれている。これらの材料はタイプによる相違はあるものの、前述の用語は医療専門家によって広く互換的に用いられている。したがって説明を簡潔にするために、以下の記述では全体を通してこれらの用語の1つのみ使用するが、それは他のタイプの材料を排除することを含意するものではない。さらに、この発明の概要と特許請求の範囲において「生体消散材料」という言葉は、溶解、分解、吸収および#出などのいずれのメカニズムが発生するにかかわらず、一般的に外科的除去を必要とせずに消散するすべての材料を指すものとして使用される。実際にどのタイプの材料を使用するかは、当業者によって容易に選択され得る。骨は幾つかの生物学的メカニズム、すなわち骨増生材が造骨細胞を含む骨形成、骨増生材が細胞を誘導して骨を形成し、または分化して造骨細胞になる材料を含む骨誘導、骨増生材が造骨細胞のための足場を提供する骨伝導、または骨再生の生物学的または機械的環境を促す骨促進によって再生できる。骨増生材は、自家移植片、同種移植片、異種移植片、人工材料、サイトカイン、ホルモン、成長因子、生理学的許容薬剤、生物学的修飾物質、タンパク質（例えば骨形成タンパク質（例えばBMP-2、BMP-7））、抗菌性薬剤、細胞走化性刺激材料、骨形成誘導材料、骨誘導材料、骨伝導材料、生物活性材料、生体吸収可能材料、生体吸収性材料、生物消散材料、およびこれらの任意の組み合わせであってよい。骨増生材は、体内のスペースを少なくとも数か月占める材料を含むことができる。これらの材料は、好ましくは充填材料によって占められたスペースの内部で、組織の成長を促す。これは市場で入手できるほとんどの骨増生材の原理的機能である。骨増生材は完全に生体分散的であり得る。骨増生材は、ヒドロキシアパタイト、ウシ由来骨（例えばスイス・ガイストリッヒ社製バイオース）、脱灰凍結乾燥骨同種移植片、合成物質、例えばPLAまたは液状媒質中のウシ由来骨サスペンションなどの市場で入手できる。骨増生材は、全部または一部生体消散性でなくともよく、例えば結晶性ヒドロキシアパタイトであってもよい。骨増生材は治療用物質を含むことができる。

骨補填材は、生体適合性の充填材料であり、定着され組織内部で硬くなる。生体適合充填材料は、骨セメントのような骨の治癒のプロセスを助ける材料を含む生体散逸材料が使われる。例として、Norian社のSkeletal Repair System (SRS)、Orquest社のHealos、How medical Leibinger社のOsteoGenics and Orthovita's Orthocompなどが挙げられる。

【0268】

骨補填材は、200-2000ミクロンサイズの粒子として入手可能である。簡単に挿入するために好ましいのは、こうした粒子を生理食塩水、血液またはセルロース、グリセロール

10

20

30

40

50

およびヒドロゲルのような生体適合性ゲルなどの溶液と混合させることである。骨補填材は、ゲル状同種移植骨補填材であるDinagraftのような高粘性ゲルであってもよく、骨セメント硫酸カルシウムまたは炭酸カルシウムであってもよい。

【0269】

さらに、「補填材」という語句は、本明細書および特許請求の範囲において、これらの物質および/またはこれらの物質が混合されている全ての媒体および/またはゲルのいずれかおよびすべてを一般的に指すために使用される。どのタイプの材料を使用するかの実際の選択は、当業者が容易に行うことができる。

【0270】

用語「遠位端」または「遠位部分」は、患者により近い要素の側を意味する。用語「近位端」または「近位部分」は、歯科医に近い要素の側を意味する。「遠位」とは患者の方を向き、「近位」とは歯科医に近づくことを意味する。

10

【0271】

用語「通常のヒト患者」とは、従来の顎、歯茎の幅および口のサイズを有する成人のヒト患者を意味する。これは、本出願で主張する考案が大部分の大人のヒト患者の口および歯槽頂に挿入される大きさであることを意味する。この考案が巨大な口や異常に広い歯槽頂に挿入される可能性がある場合、それは本出願には該当しない。例えば、整形外科手術または腹部手術のために使用される装置などは、通常、口の中や正常の歯槽頂に挿入するには大きすぎることから、この考え方は本申請の一部ではない。本出願は、歯槽頂骨に挿入されるカニューレについて記載している。カニューレが挿入された部分の直径が6mmを超える場合、それは通常のヒト患者には広すぎる幅であり、本出願の一部ではない。

20

【0272】

この説明は、「隆起している」および/または「突出している」要素および/またはチューブについて数回述べている。これらの要素および/またはチューブは、実際に実現可能であるならば、突出しない内部要素またはソケットであってもよい。例えば、突出したチューブは、構成要素から遠位方向または近位方向に突出し、別の導管に接続されると述べられているが、構成要素から突出するチューブの代わりに、チューブが構成要素の内側にあり、チューブの中に挿入することによって導管を接続することも可能である。

【0273】

最後に、専門用語に関しては、シュナイダー膜の下空間および/または本発明のバルーンの内部を満たすために使用される流動性のある材料が参照される。この流動性材料は、充填材料が洞および/またはバルーンに挿入され得る限り、広い範囲での組成および稠度をとることができる点に留意すべきである。したがって、充填材料の可能性のある稠度には、水溶性、粘性、ゼラチン状、成形可能、ワックス状、粒状、および懸濁液または上記のいずれかを組み合わせた混合物として記載された稠度が含まれるが、これらに限定されない。充填材料は生理食塩水のような液体であってもよい。

30

【0274】

充填材料はまた、上記に述べたいずれかの種類の骨補填材であってもよい。

【0275】

図面を詳細にご覧いただくと、本発明の現在の好ましい実施形態が示されている。これはその実施を説明するためのものであり、本発明の範囲を限定するものではない。同様の参照符号はいくつかの図を通して対応する要素を指している。

40

【0276】

図1は、上顎洞22、鼻腔23、上顎洞24の底部、上顎洞24の底部を覆うシュナイダー膜25、上顎洞22の下の上顎歯槽頂骨26。上顎歯槽頂骨26を覆う歯茎27を描写している。図1の上顎歯槽頂骨26の高さは10mm未満である。

【0277】

今までにない装置を使用するための新しい方法が以下の図に示されている。以下の実施形態の目的は、シュナイダー膜25を上顎洞24の底部からずらして、上顎洞24の底部の上およびシュナイダー膜25の下に空間を作り出すことである。第1のステップは、口腔からシ

50

ユナイダー膜25に向かって上顎歯槽頂骨26を通る挿入経路を作成する。この挿入経路は、図2に示すように上顎洞24の底部に接触するまで、上顎歯槽頂骨26を通して、場合によっては歯茎27を介して、フィジオディスペンサーを使用し穿孔することによって作成することができる。歯科インプラントの骨切り技法と同様に、上昇する直径のいくつかのドリルを使用することができる。また、穿孔する前に粘膜骨膜弁を上げることも可能である。他のタイプのドリル、例えばハンドピース29の内側に高速ラウンドドリルまたは/および低速ドリル28を使用して挿入経路を形成することも可能である。また、穿孔する代わりにオステオトームを使用した骨切り術を行うことも可能である。

【0278】

洞の底部に達した後、骨切り術を介してオステオトーム30を挿入し、槌31を使用して上顎洞24の底部を穏やかに壊し、図3に示すように若木骨折を生じさせることが可能である。上顎洞24の底部を穿孔することはまた、シュナイダー膜25を穿孔するのと同じよう、穏やかかつ注意深く穿孔することが大切である。

【0279】

新しい実施形態を図4および図5に示す。この実施形態では、カニューレ33は、挿入経路を通して挿入することができるため、その遠位端は上顎洞24の底部に隣接し、カニューレ33を通してドリル34に挿入され、シュナイダー膜25に向かってカニューレ33の外側に遠位に0.25–2mm突出する。ドリル34は、カニューレ33の外側に突出するのを制限するストッパを持つ。ストッパは、ドリル34の、カニューレの遠位端まで遠位に約0.5–1.5mmまたは0.75–1.25mmの突出を見越せるのが望ましい。

【0280】

ドリルのストッパは、カニューレと接触することができる。ストッパは、ドリルの一部であってもドリルに接続されていてもよい。ストッパは、ドリル34を保持するハンドピース29に接続することができ、この場合、ドリル34が回転している間は回転せず、ハンドピース毎に調整が必要である。図5に示すように、ハンドピース29と接触しているとき、カニューレの近位部分はストッパとして機能することも可能である。カニューレ33は、ひとつまたは複数の突起を持ち、ハンドピース29と接触した際にストッパとして機能する。これらの構成では、ほとんどの市場のハンドピースのストッパ機能およびストッパは、ドリルが回転している間は回転せず、ストッパとカニューレとの間に摩擦は起こらない。

【0281】

カニューレ33は、挿入経路の直径に適合することができ、その結果、歯槽頂骨26はカニューレ33を安定させる。カニューレ33は、カニューレ33の安定化を促進するために、挿入経路の直径よりも広くすることができる。カニューレの安定化をさらに高めるために、カニューレ33を先細にすることができる。カニューレ33の遠位端36は、図6に示されているように、遠位端36の近位にあるカニューレ33よりも狭い。カニューレ挿入のより良好な制御を可能にする安定化のさらなる強化とは、カニューレ33が雄ねじ37機能を有し、カニューレ33が挿入経路の内側にねじ込まれるように挿入されることである。カニューレ33の雄ねじ37は、骨を保護するために鋭利にすることができる。カニューレは、カニューレ33の安定性を高めるために第2の雄ねじ38を有することができる。カニューレ33の雄ねじ37、38はまた、高いスレッドピッチを有することができ、例として、カニューレ33の周りの骨の弾性拡張である1–3mmまたは1.5–2.5mmである。この弾性拡張の利点は、カニューレ33を取り去り歯科インプラントを挿入した後に、骨は弾性的に再発し、歯科インプラントを圧縮して歯科インプラントをより安定させることである。スレッドピッチは0.5–1.5mm、またはどのスレッドピッチであってもよい。雄ねじ37、38は、図6に示すように、カニューレ33の遠位端36に達することができ、または図7に示すようにカニューレ33の遠位端36の近位方向に約1–3mmで途切れるようにすることができる。カニューレの外径は2.0–4.0mmまたは2.5–3.5mm、内径は0.7–3.5mm、1.0–3.0mmまたは1.5–2.5mmとすることができる。骨内部分であるカニューレの遠位部分（歯槽頂骨の内部に挿入されることを意図した）は、その全長に沿って、または骨内部分の一部に沿って、少なくとも1つの雄ねじを有することができる。骨内部分の長さは、4–20mmまたは8–16mmまたは9–13mmとすること

ができる。骨内部分の近くで、カニューレ33は、外部回転防止機構44を有することができる。外部回転防止機構44の長さは、1—10mmまたは3—8mmまたは4—6mmとすることができる。外部回転防止機構は、骨内部分に沿った雄ねじより幅が広くても、狭くても、または同じ幅であってもよい。外部回転防止機構の遠位側に、カニューレ33は、ひとつの側方突起、および/またはいくつかの側方突起、および/または突起リングを有することができ、回転要素45および/またはラチェットの遠位部止め具として役割を果たす。この側方突起は、カニューレ33の骨内部分と外部回転防止機構44との間に位置できる。カニューレ33は、コネクタ47に接続されるべきカニューレ33の接続部分を外部回転防止機構44の近位に有することができる。カニューレの結合部分の長さは、1—10mmまたは3—8mmまたは4—6mmである。カニューレの接続部分は、内部回転防止機構を持ち得る。内部回転防止機構は、例えば台形のような多角形であってもよく、コネクタ47は、カニューレ33とコネクタ47との間の1つの関係でのみ接続を可能にする互換性のある台形の外部遠位突起を有することができる。コネクタは、外部回転防止機構を有することができるので、コネクタ47を回転させるとき、カニューレ33も回転する。

【0282】

カニューレ33の遠位端36は、容易に挿入することができるように鋭くできる。または、カニューレ33の遠位端36がシュナイダー膜25を突き破らないように丸くもできる。カニューレの遠位端36は、図7に示すように、カニューレの切断および貫通を強化するため、トレフィンドリルのような小さな突起を有することもできる。スレッドの最遠位部分は、カニューレ33の長軸に対して垂直に小さくすることができ、より近位側のスレッドと比較して、シュナイダー膜25を引き裂く危険性を低くすることができる。カニューレ33は、近位部分に内部回転防止機構および/または外部回転防止機構を有することができる。この回転防止機構は、カニューレ33を歯槽頂骨26の内側に挿入するための挿入ツールと共に使用することができる。回転防止機構は、例えば、六角形のような多角形とすることができる。カニューレ33は、歯槽頂骨26内へのカニューレ33の挿入の深さを示す線および/または色を有することができる。カニューレ33は、カニューレ33の遠位端36に隣接するひとつの側穿孔39、またはカニューレ33の遠位端36に隣接するいくつかの側穿孔を有することができる。

【0283】

ドリル34は平坦な遠位端を有することができる。ドリル34の遠位端はダイヤモンド粉末でコーティングすることができ、および/またはドリルの遠位端にはブレードを取り入れることができる。ダイヤモンド粉末および/またはブレードは、シュナイダー膜に面するドリルの平坦な表面にのみ存在する。ドリルの遠位端部は丸みを帯びていてもよいし、または境界線のみ丸くてもよい。ドリルの遠位端もまた凹状にすることができるので、骨粒子が凝集し、シュナイダー膜25を引き裂く可能性が低減される。ドリルの側壁は、カニューレ33の接触および研削を防止するため、ドリル34の遠位端よりも滑らかおよび/または狭くてもよい。ドリル34は、その遠位端が洞に面する場合においてのみ作動させてよい。

【0284】

カニューレ33の内部でドリル34を使用し前進したのち、上顎洞24の底部を突き破らない場合、カニューレ33をシュナイダー膜25に向けてわずかに前進させ、カニューレ33内のドリル34を上顎洞24の底部が穿孔されるまで再度進めることが可能である。上顎洞24の底部を穿孔するまでカニューレ33を徐々に前進させドリル34を作動させるというこの手順は、数回行うことができる。

【0285】

シュナイダー膜25を穿孔することなく上顎洞24の底部を穿孔した後、柔軟なチューブ41の遠位端をカニューレ33に接続し、チューブ41の近位端を、図8に示すようなシリンジ42またはポンプのような注入器具に接続することができる。注入器具42は、圧力測定装置43を有することができる。注入器具は、例えばポンプのようなもので、フィジオディスペンサー装置やWand注入装置（Wand dental Inc.から入手可能）のように歯科医院に一般的な装置で、連続的に作動させることができ、従って連続的な圧力を発生させるものでもよい

。こうした装置のポンプの出力を増加させることにより、カニューレ（および/または以下に説明するようなオステオトーム）の内部の圧力を増加させることができる。

【0286】

チューブ41は、ルアーコネクタのようなねじ込み結合、摩擦結合または他の水密結合によって、注入器具42および/またはカニューレ33に接続することができる。チューブ41は、その遠位端および/またはその近位端にコネクタ47を有することができる。このコネクタは、雌ねじおよび/または雄ねじを有し、一方、注入器具および/またはカニューレは、適合する雄ねじおよび/または雌ねじを有することができる。

【0287】

チューブ41のカニューレ33への接続がねじ込み結合による場合、カニューレ33は、図9に示すように、安定化ツール45によって外部回転防止機構44を有することができる。そのためカニューレ33はチューブ41がカニューレ33に接続している間は回転しない。回転防止機構44は、例えばエクスターナルヘキサゴンであり、側面から来る安定化ツール45はエクスターナルヘキサゴンの少なくとも2つの平面に係合する。チューブ41のカニューレ33への接続は、摩擦によって行うことができる。例えば、チューブ41の遠位端はカニューレ33の近位端の上に配置することができる。カニューレ33の近位領域は、近位端に対して遠位の狭い領域、例として図6、7のスロット48、を有することができる。チューブ41の遠位端は、図10に示すように、より狭い領域49を有する柔軟なコネクタ47を有することができる。コネクタ47をカニューレ33の近位領域にわたってスライドさせた後、コネクタ47の狭い領域49がカニューレ33のスロット48と係合する。この構成は、接続を強化し、高圧下でのチューブの分離を防止する。カニューレの近位領域は、カニューレ33の近位領域にわたってコネクタ47を容易に摺動させることができるように、近位の先が細くなっている。コネクタ47とカニューレ33との間の接続は、スナップ結合である。

【0288】

コネクタ47は、接続を強化し、高圧下でのチューブ41の分離を防止するためのクリップ50を装備することができる。クリップ50は、コネクタ47内のより狭い領域49とともに使用できる。カニューレ33は小さくて柔らかい骨によって固定されることがあるので、カニューレ33を強く引っ張らずにチューブ41から容易に取り外せるよう、歯科医が使用できる突起がクリップ50には備わっている。

【0289】

上述したようなコネクタ、またはスレッドのない他の何らかの接続は、チューブ41の接続および/または取り外し中にカニューレ33を回転させる危険性を低減する。したがって、処置に沿ったカニューレ33の安定性を損なうことはない。

【0290】

チューブ41をカニューレ33および注入器具42に接続した後、注入器具42を作動させることができる。注入器具42には、液体である流動性材料、例えば生理食塩水または生理食塩水を含む材料を使用できる。流動性材料は、X線上で見ることができる放射線不透過性材料を含む流動性材料であってもよい。好ましい流動性材料は生体適合性材料である。圧力測定装置43が高圧（室内圧力より高い500–1000mmHg）を示す場合、これは上顎洞24の底部が穿孔されていないことを示す。この場合、カニューレ33を約1mm前進させ、次に注入器具42を再び作動させる。チューブ41を外し、カニューレ33を穿孔させ、次いでチューブ41を再び接続することも可能である。

【0291】

シュナイダー膜25に穿孔がある場合、圧力をほとんど増加させることなく生理食塩水が前進する。上顎洞24の底部が穿孔されシュナイダー膜25が無傷のままである場合、流動性材料を注入している間は圧力が増加し、流動性材料が注入されないときは圧力はほとんどない。この挙動は、図11のように、シュナイダー膜25が無傷であり上昇していることを示している。

【0292】

シュナイダー膜25の完全性は圧力測定装置43を使用せずに検証することもできる。最も

簡単な方法は、注入器具42で上顎洞から流動性材料を引き戻すことである。シュナイダー膜25が穿孔されていない場合は、流動可能な材料は、図12に示すように、いくらかの血液51とともにチューブ41に戻る。流動性材料を抽出するときに圧力測定装置43が使用される場合、圧力は負であり得る。

【0293】

カニユーレ33に接続する前にチューブ41に流動性材料を充填して、チューブ41内に空気がほとんどないようにすることが好ましい。

【0294】

注入される流動性材料の量は、必要とされるシュナイダー膜25の上昇の高さによる。ほとんどの場合、その量は0.5—2ml、通常は0.7—1.3mlである。

【0295】

図8に示す装置はまた、シュナイダー膜25を穿孔せずに上顎洞24の底部の安全な穿孔を達成するため、違う形で使用することもできる。この方法では、カニユーレ33を挿入して、図4に示すようにカニユーレ33の遠位端36が上顎洞24の底より約1mm低くなるようにし、その後、チューブ41の近位端を注入器具42に接続し、チューブ41の遠位端は、図8に示すように、コネクタ47によってカニユーレ33に接続することができる。チューブ41および/またはカニユーレ33は、器具の中の空気量を減らすためチューブ41をカニユーレ33に接続する前に充填材料で満たしておく。チューブ41を接続した後、注入器具42を作動させて、カニユーレ33内の圧力を増加させる。注入器具42がピストンを備えた単純な注射器である場合、ピストンはこの圧力の結果として意図せず後方に移動し、圧力が低下する。意図しない動きを避けるために、ピストンは、例えば糸を取り入れ、回転することで前進させる。ピストンは小さな突起と、後退を防止するロック機能を取り入れることもできる。注入器具42は、圧力を制御するポンプとすることができる。注入器具42および/またはチューブ41は、圧力測定装置を有することができる。チューブ41内に室内圧力（例えば、室内圧力より上の100—700mmHg）より高い圧力が加えられた後、カニユーレ33は回転し上顎洞24の底を壊すまで前進する可能性がある。カニユーレ33は、側面から来る図9の安定化ツール45によって回転させることができる。カニユーレの回転防止機構は、例えば、三角形、正方形、六角形または八角形などの多角形であり得る。回転防止機構により多くの表面がある場合、安定化ツールは歯に触れることなく歯の間のより多くの角度に挿入することができるので、隣接する歯の間に互換性のある安定化要素44を使用する方が容易になる。カニユーレの回転防止機構はまた、突起および/またはソケットおよび/または任意の他の形態を取り入れ、カニユーレの回転を可能にする。チューブ41をカニユーレ33に接続する前に、チューブ41の上を摺動する又はカニユーレ33に接続されるラチェットによっても回転させられる。安定化ツール45またはラチェットは、カニユーレ33の回転防止機構44に係合することができる。安定化ツール45またはラチェットは、コネクタ47の回転防止機構に係合することができる。カニユーレ33は、他の手段によって前進させることもできる。上顎洞24の底が穿孔されると、加圧充填材料、例えば生理食塩水が圧力下で上顎洞24の底の穿孔を貫通してシュナイダー膜25を上昇させる。シュナイダー膜25が上昇すると、圧力測定装置43に示された圧力が低下し、上顎洞の底の穿孔を示す。この圧力の減少後、注入器具42は、流動性材料をよりたくさん上顎洞に挿入するよう作動できる。注入される流動性材料の量は、必要とされるシュナイダー膜25の上昇量による。ほとんどの場合、その量は0.5—2ml、通常は0.7—1.3mlである。例として注入器具42を使用し上顎洞24から充填材料を引き出すことによって、シュナイダー膜の完全性を上記のように確認することができる。図8の装置で、カニユーレ33の内部に圧力を加えながらカニユーレ33を回転させて使用するこの方法は、シュナイダー膜25を引き裂くことなく、上顎洞24の底を安全に穿孔しシュナイダー膜25の上昇を可能にする。これは、上顎洞24の底に小さな穿孔があるとき、流動性材料は直ちにカニユーレ33から上顎洞24の底を通過してシュナイダー膜25を上昇させるためである。この即座の上昇は、前進するカニユーレ33によってシュナイダー膜25が穿孔されるのを防止する。この方法は、上で述べたカニユーレをストッパとして利用しながらドリルを使う方法よりも安全である。ここでは高速で回転するドリルは使わず、シュナイ

10

20

30

40

50

ダー膜25と直接接触できるためである。内部の洗浄を伴う従来のドリルを使用する場合、骨切り術の中にも圧力がありシュナイダー膜25を上昇させる。しかし、ドリルは高速で回転し圧力は低い。ドリルを使用する歯科医の腕にかかっているため、シュナイダー膜25を穿孔する危険性はより高くなっている。流動性材料が骨切り術を通して漏出するため、内部灌注ドリルで穿孔する際の圧力は低く、閉鎖した体制ではない。上述の方法では、カニューレ33によって骨切り術は閉じられているので、体制は閉じられ、流動性材料は骨切り術を伝って漏出することができない。上述の方法では、歯科医の手の制御はドリルで穴を開けるときほど重要ではない。歯科医は、カニューレ33をゆっくりと回転させるだけである。カニューレ33を非常にゆっくり回転させ、圧力測定装置43をずっと観察し、圧力が低下したときにカニューレ33を直ちに停止できる体制にしておくことを推奨する。

10

【0296】

シュナイダー膜の完全性を保持しながら上顎洞の底を安全に穿孔する別の方法とは、ドリルを使用したりカニューレに外付けのスレッドを付ける代わりに、新型のオステオトームを使用することである。オステオトームの方法および手段の方針のいくつかは、カニューレの方法および手段と同様であるが、オステオトームの方法および手段は異なる。オステオトームはカニューレと同様外付けのスレッドを必要としない。同じ説明を繰り返すことを避けるため、カニューレの方法および手段をより多くの実施形態と例でより詳細に説明するが、オステオトームの方法および手段については後で手短かに説明とする。それにもかかわらず、カニューレの実施形態の大部分は、オステオトームの方法および手段においても使用され得るが、これらは異なる方法および手段である。例えば、カニューレとバルーンとの多くの組み合わせが記載され、それによってオステオトームとバルーンの多くの組み合わせが使用され得るが、こうした組み合わせは、これから先ほとんど説明されない。

20

【0297】

図45は、真っ直ぐまたは湾曲しているオステオトーム130を示している。オステオトーム130の遠位部分131は、オステオトームの遠位端の遠位開口部からオステオトーム130に沿って配置された近位開口部まで延びる内部導管を有する。近位開口部は、例えば、オステオトームの遠位部131の側壁にあってもよい。オステオトーム130が屈曲している場合、近位開口部は、図46に示されるように屈曲点になり、内部導管は直線で屈曲しない。内部導管が狭すぎて骨粒子によりブロックされたり、内部導管が掃除されたりしないようにすることを推奨する。例えば、オステオトーム130の遠位端の外径は2-4mmであり、内部導管の直径は1-2mmである。オステオトームの遠位部分は、遠位側に狭くなるように、および/または遠位側に狭くなるいくつかのステップを有するように先細になっている。オステオトーム30の内部導管は、充填チューブ41に接続することができる。これは充填材料が入った注入器具42に接続できる。注入器具42は圧力測定装置43を有することができる。充填チューブは、様々な方法でオステオトーム130に接続することができる。例えば図45に示すように、オステオトームは近位開口部から突出するチューブ132を有することができる。充填チューブ41は、ねじ込み式および/またはスナップ式および/またはいずれかの種類のチューブのコネクタと言った、取り外し可能なコネクタ133を介してオステオトームに接続することができる。

30

40

【0298】

注入器具42は、注入器具の内部の圧力を増加させるように使用でき、その後、洞穴の底を骨折させるまで、槌31によってオステオトームを作ることができる。骨折が形成された後、加圧された充填材料は骨折を通して洞に入り、図8で上述したようにシュナイダー膜を持ち上げる。槌31は、機械仕掛けおよび/または磁気仕掛けであってもよい。例として、イタリアのMeta Ergonomicsから入手可能な磁気槌が挙げられる。

【0299】

カニューレおよび/またはオステオトームの最初の挿入は、仮の結びのピンがカニューレおよび/またはオステオトームの内部導管の内側にあり、骨粒子が内部導管の中に侵入するのを防止している際に行うことができる。仮の結びのピンは、注入器具の少なくとも

50

1つを作動させる前に取り外すことができる。

【0300】

流動性材料を注入し、流動性材料を抽出してシュナイダー膜が穿孔されていないことを確認すると、流動性材料を洞に再挿入することができる。この場合約1mlが洞の内側にある。次に、チューブ41をカニユーレ33またはオステオトーム130から降り外すことができる。カニユーレ33（またはオステオトーム）を深く進め、図13に示すように、その遠位端が上顎洞24の底の上にあるようにする。

【0301】

バルーン55は、図14に示すように、カニユーレ33（またはオステオトーム130）の内部に挿入することができる。バルーン55を挿入した後、チューブ41を再びカニユーレ33に接続する。バルーン55は、カニユーレ33の内部に挿入される前、またはチューブ41を再接続する前に流動性材料で充填することができる。チューブ41をカニユーレ33に接続した後、注入器具42を再び使用し、今度は流動性材料をバルーン55の内部に挿入すると、図15に示すように、バルーン55の遠位部分はカニユーレの遠位端まで遠位に拡張する。上顎洞内のバルーン55は、これまでに洞に挿入された流動性材料60で囲まれているので、バルーン55を拡張すると、周囲の流動性材料60を押し、シュナイダー膜25は押し上げられさらに上昇する。バルーン55が拡張中にシュナイダー膜25の一部に接触している可能性があるので、シュナイダー膜25の上昇の方向および量は、洞55内の流動性材料60だけでなくバルーン55によっても決定される。バルーン55がシュナイダー膜25に接触していない場合、圧力はパスカルの法則に従って均等に分配されている。バルーン55がシュナイダー膜25に接触している場合、バルーン55に接触しているシュナイダー膜25の圧力は、バルーン55と直接接触していないシュナイダー膜25の圧力よりも高いが、洞の内部の流動性材料60によって囲まれているバルーン55のみが存在する場合に比べて、この差はかなり小さい。圧力の差がより小さいので、シュナイダー膜25の引き裂く力は小さくなり、シュナイダー膜25の隆起の方向、量および位置を制御することとなり、シュナイダー膜25を引き裂く危険性は低くなる。

【0302】

バルーン55にはいくつかの形状がある。バルーン55および/またはカニユーレ33は、バルーン55の近位部分がカニユーレ33を通過せず、上顎洞の内側に入ることがないように設定する。バルーン55は、図16に示すように、幅広の基部または/およびフランジおよび/またはショルダー57を有する細長い本体56である。本体の長さは5—20mmまたは8—15mmである。バルーンの本体56の外径は0.5—4.5または0.8—4.0mmまたは1.0—3.0mmまたは1.5—2.8mmとすることができる。バルーンの基部57は本体56よりも広く、直径が2—6mmまたは3—5mmである。細長い本体56は、カニユーレ33の内部に挿入するためのものであり、広い基部57は、拡張されている間に洞55内のバルーン55全体が前進するのを防止するものである。バルーン55の基部57は、図17に示すように、カニユーレの近位端に係合することができる。図10に示すコネクタ47は、注入された流動性材料がバルーン55に入り、バルーン55を拡張し、洞の内側のバルーン55とカニユーレ33との間を通過しないように、バルーン55の基部57を押すことができる。バルーン55の基部57は、図18に示すように、カニユーレ33の内側に挿入することができる。カニユーレ33は、基部57と接触して基部57が洞の内部に前進するのを防ぐ狭い領域59を有する。この構成では、コネクタ47は、図19に示すように、カニユーレ33の内側に突出しバルーン55のベース57を押すための、遠位に突出したチューブ61を有することができる。バルーン55は、遠位に突出したチューブ61の上に配置されて、遠位に突出したチューブ61がバルーン55の内側に位置するようにすることもできる。バルーン55は、例えば、コネクタ47および/または遠位に突出したチューブ61および/または充填チューブ41等に、接着することで固定が可能である。

【0303】

基部57は、図21に示すようにカニユーレ33の近位部分の外壁を覆う、図20に示すような遠位延長部62を有することができる。これらは、バルーン55とカニユーレ33の接続のいくつかの例であり、他の関係の選択肢、接続および固定も可能である。

【0304】

バルーン55を挿入した後、チューブ41は、洞の内部に流動性材料を挿入しながら接続したのと同じ方法でカニユーレ33に接続することができる。バルーン55を拡張させるための流動性材料は、洞を充填し、シュナイダー膜25を持ち上げるために以前に使用されたものと同じ流動性材料であってもよく、異なる充填材料であってもよい。例えば、洞の内側にある充填物60は生理食塩水であり、バルーン内部の充填材料はバリウムを含み、X線で見ることができる。洞内の充填材料はよりゼラチン状で、バルーン内の充填材料はより水っぽくなり得る。バルーン内の充填材料は、液体である流動性材料、例えば生理食塩水または生理食塩水を含む材料である。洞内の充填材料は、骨補填材とすることができる。

【0305】

バルーンやバルーンの周囲をガスで膨らませることは可能であるが、これは推奨されない。バルーンの周囲を加圧ガスで膨らませると、いくつかの気泡が血管または組織に入り、気腫および/または塞栓を引き起こすことがある。また、ガスは圧縮されることがあるので、バルーン内にガスを注入する際に膨らまないまま充填できてしまい、次に急速に膨張することがある。液体を充填することで膨張はよりよく制御できるのである。この理由のために、洞が最初にガスで満たされ、次にバルーンがガスで囲まれて膨張している場合、パスカルの法則により2つの充填物の相乗的な組み合わせの効果はほとんど機能しない。ガスは圧縮され、膜を上昇させるための力を適切に伝達しないためである。したがって、本出願では、バルーンを取り囲む充填材料にガスは全く使用できない。また、バルーン内部の充填材内のガスは最小量であることが推奨される。充填前にバルーンから空気を抜くことも大切である。これは、例えば、2つの開口部を有するバルーンを充填するためのコネクタを使用することによって行うことができる。一方の開口部を通して空気を取り出して真空を形成し、その後、充填材料をコネクタの第2の開口部を通して挿入してバルーンを膨張させる。

【0306】

バルーンをゆっくりと膨らませることが推奨される。バルーン55内に注入される流動性材料の量は、必要とされるシュナイダー膜25の上昇の量に依存する。ほとんどの場合、その量は0.5-2ml、通常は0.7-1.3mlである。

【0307】

バルーン55の膨張後、バルーン55を収縮させ、その後、チューブ41をカニユーレ33から取り出し、バルーン55をカニユーレ33から取り外す。バルーン55が完全にカニユーレ33の内側にある場合、バルーン55の近位には持ちやすい突起があり、カニユーラ33から容易に引き抜くことができる。バルーン55をカニユーレ33から取り出した後、チューブ41をカニユーレ33に再度接続し、注入器具42を用いてバルーン55の挿入前に挿入された流動性材料を抽出することができる。洞から流動性材料を抽出するこの手順は、バルーン55の拡張後のシュナイダー膜55（訳注：原文にSchneiderian membrane 55とあります）の完全性を確認するのに役立つ。シュナイダー膜25が穿孔されていない場合、流動性材料は、少量の血液とともに空気をほとんど含まずチューブに戻る。シュナイダー膜25が穿孔されていると、かなりの量の空気がチューブに入ることになる。シュナイダー膜25の完全性はまた、流動性材料の抽出および/または挿入中に圧力測定要素43で確認することもできる。シュナイダー膜の完全性は、患者が呼吸している間に、直接または洞の内側の内視鏡を通して見ることによっても確認することができる。

【0308】

別の実施形態では、異なるコネクタをカニユーレ33に接続することができる。このコネクタの実施形態を図22に示す。コネクタ70は、第1の近位チューブ73と第2の近位チューブ74がコネクタ70から近位に延びる第1および第2の開口部を有することができる。2つの近位チューブ73、74は、2つの充填チューブ71、72に接続されている。コネクタ70は、第2の近位に突出したチューブ74と連続する遠位に突出したチューブ75を有することができる。バルーン55は、遠位に突出している第2の遠位に突出したチューブ75の上に配置することができる。遠位に突出する第2の遠位に突出したチューブ75は、カニユーレ33の内部に挿

入されている間、および流動性材料を上顎洞から引き抜く際に、バルーン55の折り畳みを防止するために、バルーン55の遠位端に隣接して延在することができる。第2の遠位に突出したチューブ75の遠位端は、バルーン55の穿孔を防止するために丸くすることができる。バルーン55の基部57は、図22および図23に示すように、第2の開口部に向かって短くして、第2の開口部を閉じないようにしている。バルーン55の基部57は、コネクタ70の第1の開口に面しているところで穿孔することもできる。図24は、カニユーレ33に対するコネクタ70およびバルーン55の接続を示す。第1のチューブ71は、第1の注入器具42Aに接続することができる。第2の充填チューブ72は、第2の注入器具42Bに接続することができる。第1の充填チューブ71は、カニユーレ33内の第1の注入器具42Aからバルーン55の外側へと流動性材料を導く。第2の充填チューブ72は、第2の注入器具42Bからの流動性材料をバルーン55内に導く。上顎洞24の底に隣接する歯槽頂骨26に挿入される経路の内側にバルーン55を有するカニユーレ33を挿入した後、第1の注入器具42Aが作動して圧力を生成する。第1の注入器具42Aは、圧力測定装置43を含むことができる。第1のチューブ71の内部に圧力を生成した後、カニユーレ33の遠位端36が上顎洞24の底を穿孔し、シュナイダー膜25が上昇した後に圧力が低下するまで、カニユーレ33は安定化ツール45、ラチェットまたは他のツールと共に回転させることができる。これは、上述した方法と同様であるが、今回は、バルーン55、コネクタ70およびチューブ71、72も回転する。この実施形態では、バルーンを挿入する前にコネクタを取り外す必要がないので、処置がより速い。第1の注入器具42Aのみを作動させるとき、流動性材料はバルーンの外側のカニユーレ33を通り、上顎洞の内側を通過する。上顎洞24の底の穿孔の後、第1の注入器具42Aを作動させることにより、流動性材料をより上顎洞の内側に挿入することができ、カニユーレ33を回転させることができる。そのためその遠位端36は上顎洞24の底の約1mm上にある。次に、第2の注入器具42Bは、バルーン55が上顎洞内に予め挿入された流動性材料60によって取り囲まれている間に、バルーン55を上顎洞内に拡張するために作動させる。バルーン55が拡張されている間に第1の注入器具42Aを作動させると、カニユーレ33が拡張されたバルーン55によって閉塞されるので、第1の充填チューブ71内の圧力が上昇する。圧力測定要素によって示すことができる第1のチューブ71内の圧力のこの増加は、バルーン55が拡張され穿孔されていないことを表している。第2の注入器具42Bは、バルーン55がカニユーレ33から出て、それが穿孔されていないことを示す圧力測定要素43を含むことも可能である。その後バルーン55は、第2の注入器具42Bによって収縮し、第1の注入器具42Aは、上述のようにシュナイダー膜25の完全性を確認するため、洞から流動性材料60を挿入し抽出して使用される。

【0309】

バルーンは、接着材、結紮、弾性バンド、溶接などを使用する様々な方法によって、カニユーレに固定することができる。バルーン55は、例えば、コネクタおよびバルーンがシリコン製である場合に、コネクタ47と一続きであってもよい。

【0310】

バルーン55を備えたコネクタ70は、カニユーレ33を歯槽頂骨26内に挿入する前に、カニユーレ33に接続することができる。この場合、処置の間、充填チューブ71、72をカニユーレ33に接続したり切り離す必要はない。装置を使用する方法は以下のとおり。注入器具42A、42Bに接続された充填チューブ71、72を備えたカニユーレ33は、安定化ツール45によって挿入され、歯槽頂骨26の内部で回転ツールまたはラチェットとして機能することができる。その後、第1の注入器具42Aを作動させ圧力を増加させることができる。次いで、カニユーレ33を前進させて上顎洞24の底を穿孔すると、圧力が低下する。次に、第1の注入器具42Aを再び活作動させて、流動性材料60をもっと洞の中に挿入し、シュナイダー膜25をさらに上昇させる。次に、シュナイダー膜25が穿孔されていないことを確認するために、第1の注入器具42Aを作動させ、洞から流動性材料60を抽出する。次に、第1の注入器具42Aを再度作動させ、流動性材料60を洞の中に再び挿入する。次いで、カニユーレ33を上顎洞24の底の上に深く挿入する。次に、第2の注入器具42Bを使用し、バルーン55を流動性材料60で囲まれた上顎洞内で膨張させ、シュナイダー膜25をさらに上昇させる。次いで、第1の注入器具を作動させて、バルーンが増加する圧力によって穿孔されていないことを確

認する。次いで、第2の注入器具42Bを作動させてバルーン55を収縮させる。その後、第1の注入器具42Aを作動させてシュナイダー膜25の完全性を確認し、上顎洞から流動性材料60を抽出する。

【0311】

シュナイダー膜25を上昇させる全工程の間、コネクタ70はカニユーレ33に接続していることから、多くのオプションタイプのコネクタが存在する。カニユーレはその近位部分に雌ねじを有しており、コネクタはカニユーレの内側にねじ込むことを可能にするために、遠位部分に適合する雄ねじを有する。この構成で、コネクタはカニユーレ内部のバルーンの基部を押すことができる。カニユーレはその近位部分に雄ねじを有し、コネクタは、カニユーレ上にコネクタをねじ込むことを可能にするために、遠位部分に適合する雌ねじを有する。この構成で、コネクタはカニユーレ内部および/またはカニユーレの外側のバルーンの基部を押すことができる。

10

【0312】

カニユーレ33を挿入するための回転防止機構は、カニユーレ33の一部であると説明した。カニユーレ33を歯槽頂骨26の内側に挿入する前、コネクタが回転不能にカニユーレに接続されている場合、またはコネクタ70がカニユーレ33に高トルクでねじ込まれている場合、回転防止機構はコネクタ70の一部であってもよい。

【0313】

別の実施形態では、図25に示すように、カニユーレ33は内側に2つの別個の経路を有する。流動性材料を挿入するための第1の経路と、バルーン55のための第2の経路である。上顎洞24の底を穿孔するためのカニユーレ内部の穿孔は、第2の経路を通して行うことができる。コネクタ70は、上述のように2つのチューブ71、72を有することができる。第1のチューブ71は、流動性材料を第1の経路に挿入するためのものであり、第2のチューブ72は、バルーン55を第2の経路で膨張させるためのものである。バルーンの広い基部は穿孔されていてもよいし、その一部が欠落していてもよいので、第1経路の近位開口は、充填材料の進入または第1経路内の針の進入を可能にするように開いている。コネクタ70は、バルーン55の近位開口の内側に挿入されそれを封じることが可能な、遠位に突出するチューブ75を有している。バルーン55を膨張させるための材料がバルーン55の外部に漏れない、および/または第1経路を通過しないように、バルーン55を第2の遠位突出チューブ75の上に水密的に配置する。

20

30

【0314】

この遠位に突出するチューブ75は、コネクタの第2のチューブ72と連続していてもよい。この遠位に突出したチューブ75は、カニユーレ33の内部への挿入中にバルーン55をサポートし、上顎洞から流動性材料を抜き出す間、バルーンが折れ曲がったりカニユーレが閉塞しないように、長くなっている。遠位に突出するチューブ75の遠位端は、バルーン55の遠位端に隣接する。この遠位に突出したチューブ75は、バルーン55内の空気の量を減らすために、第2のチューブ72を接続する前にバルーン55に第2の流動性材料を充填するのを助けることができる。バルーン55の挿入は、第2の経路をふさぐことができる。

【0315】

この実施形態では、バルーン55を膨張させ、バルーン55の周りに第1の流動性材料を同時にかつ/または別々に挿入することが可能であり、コネクタ70を接続および切断したり、バルーン55を収縮させたりする必要はなく、バルーン55の拡張および/または収縮のための流動性材料の注入および/または排出から変化する一方で、その逆もまた同様である。バルーン55は別個の経路にあるので、第1経路内の流動性材料の通過を妨げない。カニユーレ33は、カニユーレ33の遠位端36に隣接する第1の経路に側穿孔を有することができる。第1の経路におけるカニユーレ33の外側側壁は（第2の経路に隣接する）、第1の経路の内側側壁よりも短くてよく、図25、26に矢印で示すようにバルーンが拡張されていても、流動性材料は第1の経路を出ることができる。第2の注入器具42Bは、バルーンがカニユーレ33からいつ出ているかを示し、バルーン55が穿孔されていないことを示す圧力測定装置43を有することができる。

40

50

【0316】

カニューレ33の遠位端36は、非直線形状または非平坦形状である。第2の経路は、例えば、第1の経路よりも遠位にあり得るので、バルーン55が膨張したときに、第1の経路の遠位開口部を閉塞することはない。第1の経路はまた、第1の経路の遠位端に近い第1の経路の側壁上に開口を有することができる。したがって、第1の経路の遠位開口部が閉塞される場合で、第1のチューブ71内では高圧を生成することなく流動性材料を挿入することができる。第1の導管の遠位開口部と側部開口部との間の距離は、0.2ー2mm、0.4ー1.5mmまたは0.5ー1.0mmとすることができる。カニューレ33は、第2の経路の遠位端が上顎洞24の底の約1.0ー1.5mm上にあるように挿入でき、第1の経路の遠位端は、上顎洞24の底上約0.5ー1.0mm上であり、第1の経路の側穿孔は、上顎洞24の底上約0.1ー0.5mmである。

10

【0317】

2つの別個の経路を有するカニューレ33の実施形態では、カニューレ33の近位部分およびコネクタ70の遠位部分は、コネクタ70とカニューレとの間の所定の関係のみの接続を可能にする非円形構成である。第1のチューブ71は第1の経路の上にあり、第2のチューブ72は第2の経路の上にある。

【0318】

別の実施形態では、カニューレ33は1つの経路を有し、図27に示すコネクタ70は、バルーン55の一方の側に沿って細長い突起78を有する。図28に示すように、このコネクタ70をカニューレ33に接続すると、コネクタ70の細長い突出78は、カニューレ33内部の空間をバルーン55のためと、バルーン55の外側の流動性材料のための領域とに2つに分離する。これは、2つの領域は完全に分離されていないものの、図25ー図26のカニューレ33の2つの分かれた経路に似ている。細長い突出部78は、カニューレの遠位端に約0.2ー1.0mmで遠位に突出することがあるが、これはカニューレの挿入を妨げる可能性がある。カニューレの遠位端の一方の側がカニューレ33の遠位端の他方の側よりも短い場合、細長い突起はカニューレの短い側よりも長く、カニューレのより長い側よりも短い。この構成では、細長い突起をカニューレ33の短辺に隣接して配置することができる。図28に示すように、遠位端がバルーン55の遠位端に隣接するために、遠位に突出するチューブ75を長くすることも可能である。この実施形態では、上記実施形態と同様に、バルーン55が膨張および/または収縮している状態であっても、流動性材料を挿入することができる。カニューレ33は、カニューレ33の遠位端36に隣接していくつかの穿孔を有することができ、したがって、遠位開口がバルーン55によって閉塞された場合、流動性材料はカニューレから排出される。コネクタ70は、カニューレ33とコネクタ70との間の関係に注意を払わずに接続することができる。コネクタ70は、同様にねじ込み接続で接続も可能である。

20

30

【0319】

図29に示す別の実施形態では、コネクタ70は2つの開口部を有する。第1の開口部から第1の近位に突出したチューブ73が近位に突出し、第1の充填チューブ71が第1の近位に突出したチューブ73を第1の注入器具42A（図示せず）に接続することができる。第2の開口部から、第2の近位に突出したチューブ74を近位に突出させることができ、第2の充填チューブ72は、第2の近位に突出したチューブ74を第2の注入器具42B（図示せず）に接続することができる。近位に突出したチューブ73、74のうちの少なくとも1つは、カニューレ33の長手方向の軸に対して角度が付けられ、および/または湾曲し得る。第2の近位に突出したチューブ74と第2の充填チューブ72との間の接続は、第2のコネクタ100によって行うことができる。第2のコネクタ100の遠位部分101は雄ねじを有し、第2の近位に突出したチューブ74は互換性のある雌ねじを有している。したがって第2のコネクタ100は第2の近位に突出したチューブ74の内部にねじ込むことができる。第2のコネクタ100を第2の近位に突出したチューブ74に通す前に、バルーン55を第2の近位に突出したチューブを通して挿入することができる。第2の近位に突出したチューブ74の雌ねじに遠位に位置する第2の近位に突出するチューブ74の遠位領域102は、より狭くすることができ、および/または内部突出リングを有することができる。すると、バルーン55の広い基盤57が第2の近位に突出したチューブ74の狭い領域102に接触するので、バルーン55の基盤57が上顎洞の内側に入るこ

40

50

とが防止される。第2のコネクタ100が第2の近位に突出したチューブ74の内部にねじ込まれると、第2のコネクタ100の遠位部分101は、バルーン55の基部57を押圧して、バルーン55を固定し水密接続を可能にする。第2のコネクタ100の近位部分103は、第2のコネクタの容易なねじ込みを可能にするためにより広がっている。第2のコネクタ100の近位部分103は、第2の充填チューブ72への接続を可能にするために、近位に突出する追加のチューブ104を有している。

【0320】

上述したように、バルーン55を第2の開口部を通して膨張させることができる一方で、充填材料をコネクタの第1の開口部とカニユーレ33とを通して挿入することができる。

【0321】

別の実施形態を図30に示す。第2の近位に突出したチューブ74は雄ねじを有し、第2のコネクタ100の遠位部分101は雌ねじを有し、バルーン55の基部57は第2の近位に突出したチューブ74の近位に位置し、第2のコネクタ100のより狭い領域102によって押圧され、水密接続を可能にする。

【0322】

別の実施形態では、カニユーレ33自体が2つの開口部を有することができる。そのため、1つの開口部を第1の充填チューブ71を介して第1の注入器具42Aに接続することができる。バルーン55は、第2の開口部を通して挿入され、第2の充填チューブ72を介して第2の注入器具42Bに接続される。第2の充填チューブ72の接続は、図31に示すようにねじ込み接続を有する第2のコネクタ100によって行うことができる。この実施形態では、カニユーレ33の近位部分もまたコネクタであるので、カニユーレとコネクタは一続きである。

【0323】

図32、34および35は、バルーン55をコネクタ70に固定する別の選択肢を示す。コネクタ70は、図32に示すようにコネクタ70の内径全体を占めることができるソケット93、またはコネクタ70の内径の一部のみを有する。バルーン55は、ソケット93の全体またはソケット93の一部を占める基盤57を有する。ソケット93は、バルーン55のベース57の遠位に位置するスロット94を有する。この装置は、図33に示す固定リング95を含むことができ、これは、コネクタ70内のスロット94の直径に適合し、ソケット93の直径よりも大きい直径を有する可撓性周辺部96を含むことができる。そのため、固定リング95をソケット93内に押し込むと、バルーン55の本体が固定リング95の主孔97を通過する。可撓性周辺部96は、図34に示すように、バルーン55の基部57を固定するように、曲げられて再び拡張されてスロット94に入る。固定リング95の可撓性周辺部36は、固定リング95の全周に沿って、または固定リング95の周囲の一部に沿って存在する。同様に、コネクタ70のソケット93は、バルーン55の基盤57の遠位に位置するいくつかの侵入部を有することができ、固定リング95は、ソケット93の直径よりも横方向に延びるいくつかの可撓性突起を含むことができる。固定リング95がソケット93の内部に押し込まれると、可撓性突起が再び湾曲して拡張して侵入し、バルーン55の基部57を固定する。

【0324】

固定リング95は、液体充填材料を固定リング95を通して洞に向かって通過させるために、追加の穴98またはいくつかの穴を含むことができる。

【0325】

固定リング95はその遠位側に弾性材料、例えばシリコン、ナイロンおよびゴムを有することができ、この材料はカニユーレ33の近位端に接触してコネクタ70とカニユーレ33との間の密封を改善する。このシール材料は、固定リング95の一部であってもよいし、固定リング95の遠位に配置された追加の部品であってもよい。全ての実施形態におけるコネクタ70とカニユーレ33との間の密封作業は、コネクタ70とカニユーレ33の外面との間の接触に沿って行うこともできる。

【0326】

別の実施形態では、スロット94および/または侵入部と、可撓性周辺部96および/または固定リング95の突起部は、バルーン55の基部57の近位に配置することができる。

【0327】

図35は、第1の液体充填材料のための第1の開口部82がバルーン55の基部57および固定リング95の遠位にあるコネクタ70の別の実施形態を示す。この実施形態では、第1液体充填材料用の第1開口部82は、コネクタ70の側壁にあってもよい。固定リング95は、図36に示すように、1つの穴97のみを有することができる。

【0328】

全ての実施形態において、コネクタ70の開口部の少なくとも1つまたは両方の開口部がコネクタ70の側壁にあることが可能である。図37は、コネクタ70の側壁に2つの開口部を有するコネクタ70の実施形態を示す。第1の充填チューブ71に接続された第1の開口と、第2の充填チューブ72に接続された第2の開口である。コネクタ70の近位部分116は、内部および/または外部の回転防止機構を有することができ、コネクタ70及びカニユーレは、ラチェット又は他のツールによって回転させることができる。

10

【0329】

全ての実施形態において、コネクタ70は、カニユーレ33の内壁に接触する遠位突起を含むことが可能である。コネクタ70とカニユーレ33との間を塞いで、第1の液体充填材料がカニユーレ33の外側の近位に漏れないようにする。

【0330】

カニユーレ33およびコネクタ70は、例えば、チタンまたはステンレスで作られた一続きのものであってもよい。装置の1つの充填チューブに通じる1つの開口がカニユーレ33の一部であり、他の充填チューブに通じる第2の開口がコネクタ70の一部であることも可能である。例えば、第1の液体充填材料用の開口部はコネクタ70の一部であり、第2の液体充填材料用の開口部はカニユーレ33の一部である。

20

【0331】

図38、39、40および42は、カニユーレ33が2つ（またはそれ以上）の近位開口部を有する実施形態を示す。第1の液体充填材料用の第1の近位ペニング114と、第2の液体充填材料用の第2の近位開口部115である。第1の近位開口部は、第1のコネクタ120によって第1の充填チューブ71に接続することができる。第2の近位開口部115は、第2のコネクタ121によって第2の充填チューブ72に接続することができる。

【0332】

カニユーレ33の第1および/または第2の近位開口部114、115は、充填チューブ71、72に直接接続することができる。図38は、第2のコネクタ121がスナップ結合でカニユーレ33の第2の近位開口部115に接続される実施形態を示し、図39は、第2のコネクタ121がカニユーレ33の第2の近位開口部115にねじ結合で接続されている実施形態を示す。摩擦または接着剤による他の接続法を使用することもできる。図38および39にある第2の近位開口部115は、カニユーレ33の近位端にあるが、第2の近位開口部115は、カニユーレ33の側壁に沿って配置することもできる。

30

【0333】

図38は、カニユーレ33の側壁に第1の近位開口部114を有するカニユーレ33を示す。カニユーレ33の近位端において第2の近位開口115まで遠位に配置されている。第1の近位開口部114は、第1の充填チューブ71を介して、第1の液体充填材料を有する第1の注入器具42A（図示せず）に接続されている。チューブ122は、第1の充填チューブ71に接続するカニユーレの第1の近位開口部114から突き出している。第2のコネクタ121は、図36に示すリングのような固定リング95によってコネクタ121に固定されたバルーン55を有する。固定リング95は、バルーン55の基部57をコネクタ121に圧縮している。カニユーレ33の近位部分は、内部スロット106を有することができ、コネクタ121は、コネクタ121をカニユーレ33に固定するために、カニユーレ33のスロット106に入る遠位の可撓性延長部107を有することができる。コネクタ121は、コネクタ121とカニユーレ33との間の接続を密封するように設計することができる。コネクタ121は、コネクタ121とカニユーレ33に接触して接続を密封するためのシリコンのような弾性材料を取り入れることができる。コネクタ121は、第2の充填チューブ72を介して第2の液体充填材料を有する第2の注入器具42B（図示せず

40

50

）に接続されたカニユーレ33の近位にある近位開口部108を有する。

【0334】

コネクタ121および/または固定リング95および/またはカニユーレ33は、別々の延長部110を含むことができる。それはバルーン55とカニユーレ33の第1の近位開口部114との間に配置され、第1の液体充填材料が洞から排出される際、バルーン55が最初の基部側開口114を閉塞するのを防止する。この別々の延長部110はチューブのようなもので、図38に示すように固定リング95の一部である場合、固定リング95がコネクタ121内に挿入されるのを補助することもできる。

【0335】

図39は、カニユーレ33の第1近位開口部114がカニユーレ33の側壁にあり、第2近位開口部115がカニユーレ33の近位端にある装置の別の実施形態を示す。この実施形態では、第2のコネクタ121は、ねじ込み結合によってカニユーレ33に接続され、バルーン55の基部57は、第2のコネクタ121とカニユーレ33との間で圧縮される。図39に示すように、カニユーレ33の近位部分は雌ねじを有し、第2のコネクタ121の遠位部分は雄ねじを有することができる。またはカニユーレ33の近位部分は雄ねじを有し、第2のコネクタ121の遠位部分は雌ねじを有することができる。

【0336】

図38、39のカニユーレ33の第1の近位開口114に接するバルーン55の近位部分は、図39に示されるように、バルーン55の遠位部分よりも剛性であり得る。そのため、第1の液体充填材料が洞から排出される際、バルーン55はカニユーレ33の第1の近位開口114を閉鎖しない。また、カニユーレ33の第1の近位開口部114に隣接するバルーン55の近位部分が、別のチューブの内側にあることも可能である。これは、第2のコネクタ121および/またはカニユーレ33の一部であってもよく、またはデバイスの別個の要素であってもよい。

【0337】

バルーン55の基部57は、バルーン55の本体とは異なる材料から少なくとも部分的に作製することができる。バルーン55の基部55は、バルーン55の本体よりも厚くおよび/または剛性にすることができる。バルーン55の基部57を固定リング95を用いることなくコネクタ70、121のスロット94内に挿入することによって、バルーンを固定することもできる。

【0338】

図38および図39は、カニユーレ33および/または第2のコネクタ121が、充填チューブ71、72の少なくとも1つに接続された突出チューブ109、108を含む実施形態を示す。コネクタおよび/またはカニユーレ33の少なくとも1つがソケットおよび/または内部チューブを含み、少なくとも1つの充填チューブ71、72がソケットおよび/または内部チューブの内部に挿入されることも可能である。充填チューブ71、72のうちの少なくとも1つと、ソケット、および/またはカニユーレ33の内部チューブ、および/または少なくとも1つのコネクタとの接続は、アダプタと、および/またはソケットおよび/または内部チューブの内部に挿入される追加のコネクタを介して行うことができる。図40は、第2のコネクタ121が、第2の充填チューブ72に接続された突出チューブ108を有する実施形態を示している。そして、カニユーレ33は、第1の近位開口114に内部チューブを有しており、これは第1のコネクタ120によって第1の充填チューブ71に接続されていて、これは、カニユーレ33の第1の近位開口部114の内部チューブの内部に挿入される。第1のコネクタ120は、より幅の広い可撓性の遠位部122を持ち、カニユーレ33のより内側に配置するより広い空間123の中で、挿入の間に圧縮され、再度膨張する。第1のコネクタ120は、カニユーレ33の第1の近位開口部114をシールするためのシール要素124を含むこともできる。第1のコネクタ120の接続部は、取り外し可能である。それはまた、例えば、ルーア接続および/または他のチューブ接続のように、ねじ込み結合であってもよい。

【0339】

第1のコネクタ120は、カニユーレ33の内部に固定される代わりに/ことに加えて、カニユーレ33の外面に固定することもできる。図41は、カニユーレ33の近位部分に固定された第1のコネクタ120の実施形態の近位図を示す。第1コネクタ120は、突出チューブ125また

は第1充填チューブ71に接続されるソケットを有する。カニユーレ33の近位部分は、図41に示されるような例えば六角形の形状の外部回転防止構成を有する。第1のコネクタ120は、カニユーレ33の側部から近位部分に接続される。第1のコネクタ121は、カニユーレ33の第1の近位開口114を通して挿入される突出したチューブ126を有することができる。第1のコネクタ120は、カニユーレ33の近位部分を部分的に取り囲むことができる可撓性の固定部分127を有することができ、カニユーレ33の近位部分が第1のコネクタ120の固定部分127の内側に側面から入れるようにするために、一方の側で開いている部分的に六角形の構成を有することができる。第1コネクタ120の固定部127は、第1コネクタ120の固定部127を曲げることができ、第1コネクタ120をカニユーレ33へおよび/またはカニユーレ33から容易に接続及び切断することを可能にする保持突起128を含むことができる。

10

【0340】

図42は、カニユーレ33が、歯茎および中間領域131内に挿入される遠位ねじ込み領域130を有することにより、長くなる実施形態を示しており、口腔に突き出るようにラチェットなしで歯科医の手で直接回転することができる手持ち領域132とを含む。カニユーレ33は、2つの近位開口部を有することができる。第1の近位開口部114は、第1の充填チューブ71に直接または第1のコネクタ120によって接続される。第2の充填チューブ72は、バルーン55に接続され、カニユーレ33の第2の近位開口部115を通して挿入される。各近位開口部114、115は、カニユーレ33の近位端および/またはカニユーレ33の側壁にあってもよい。両方の充填チューブ71、72は、同じ近位開口部に接続することもできる。バルーン55は、接着剤、熱、機械的取付、およびバルーンをチューブに接続する医療分野で知られている任意の他の手段によって、第2の充填チューブ72に接続することができる。バルーン55および第2の充填チューブ72は、同じ材料から作製されて1つの連続部品を形成することもできる。第2の充填チューブ72は、カニユーレ33の内側に挿入され、それに封をするシール要素135を含むことができる。したがって、第1の液体充填材料が挿入されると、それは上顎洞に入り、シュナイダー膜を持ち上げる。第2の近位開口部115を通して漏れ出すことはない。第2の充填チューブ72はまた、バルーン55がカニユーレ33の遠位端に隣接していることを確実にするために、またシュナイダー膜を引き裂く可能性のあるカニユーレ55の、遠位端を越えたバルーン55の意図しない前進を防止するためのストッパ136を取り入れることができる。しかしながら、バルーン55は拡張される前にカニユーレの遠位端に遠位側にわずかに(0.5-5mm)突出することができる。ストッパ136は、シール要素135の一部であってもよい。カニユーレ33内に第2の充填チューブ72が存在する一方で、カニユーレ33の遠位部分にあるバルーン55は、カニユーレ33から液体充填材料が排出されるとき、バルーン55が第1の近位開口部114を閉じるのを防止する。

20

30

【0341】

別の実施形態では、第1および第2の近位開口部114、115は両方ともカニユーレの側壁に配置されているので、カニユーレは3つの近位開口部を有している。第1の液体充填材料が洞の内側に挿入される第1の近位開口部、第2の液体充填材料がバルーンの内側に挿入される第2の近位開口部と、カニユーレ33の近位端の第3の開口部である。第3の開口部は、第1の液体充填材料の挿入中に閉じることができ、後に第3の開口部は、骨補強材料で洞を充填するために使用することができる。

40

【0342】

全ての実施形態において、充填チューブの少なくとも1つがカニユーレ33の内側にあることが可能となっている。

【0343】

全ての実施形態において、コネクタは、カニユーレの回転防止機構と繋がる第1の回転防止機構を有することが可能であり、一方、カニユーレの回転防止機構は、カニユーレの内側および/またはカニユーレの外側にあってもよい。コネクタは、第2の回転防止機構を有することができるので、コネクタの第2の回転防止機構を回転させるとき、カニユーレも回転する。コネクタがカニユーレを回転させるために使用される場合、例えば金属、チタン、ステンレススチール、プラスチック、ポリエーテルエーテルケトンおよび任意の材

50

料の組み合わせの、強固で剛性の材料で作られることが推奨される。

【0344】

全ての実施形態において、コネクタの最大直径は、カニューレの最大直径よりも大きくなることが可能である。全ての実施形態において、コネクタの最大直径は、カニューレの最大直径に等しいことが可能である。全ての実施形態において、コネクタの最大直径は、カニューレの最大直径よりも小さくなることが可能である。

【0345】

全ての実施形態において、既にコネクタに接続したカニューレを挿入すること、またはカニューレを最初に挿入して次にコネクタを接続することが可能である。カニューレの挿入中に骨粒子がカニューレに侵入するのを防止するために、カニューレを挿入して一時的な閉塞要素をカニューレ内部に有することも可能である。そのような粒子はバルーンの膨張を妨げる可能性があるためである。閉塞要素は、例えば、カニューレの内部空洞を占めるねじおよび/またはピンであり得る。コネクタおよび/またはバルーンもこの機能を果たすことができる。

【0346】

上記の全ての実施形態において、デバイスは歯茎に沿ったいくつかの位置で 사용할ことができる。装置を第1の位置で使用した後に第2の位置で機能させるためには、歯茎の第1の開口部を閉じる必要がある。さもなければ、流動性材料が第2の開口部から挿入されている間に第1の開口部を通して漏れ、シュナイダー膜は上昇しない。歯茎の第1の開口部は、例えば歯科インプラントを挿入することによって閉鎖することができる。歯茎の第1の開口部は、例えば、後に除去される歯科用インプラントの複製を挿入することによって閉鎖することができる。第1の開口部は、近位開口部が閉じられている同様のカニューレによっても閉鎖することができる。歯茎の第1の開口部のカニューレは、例えば、栓またはコルクを使用して閉鎖することができる。カニューレは、コネクタと同様の閉鎖要素によって閉じられる。この閉鎖要素は、上述したカニューレへのコネクタの任意の接続、例えばスナップ結合と同様にカニューレに接続することができる。この閉鎖要素には開口部が存在しない。したがって、いくつかのカニューレはバルーンを挿入するいくつかの場所で使用することが可能である。各カニューレは、上述のようにシュナイダー膜を上昇させるために使用することができ、カニューレが処置中にそうした場所に留まる間、他のカニューレが機能できるよう、閉鎖できる。

【0347】

上記の全ての実施形態において、カニューレは雄ねじを有する。カニューレの骨内部分の周囲は、カニューレと骨および/または歯茎との間に封をするため、雄ねじの代わりに、または雄ねじに加えて、シリコンまたはゴムのような弾性材料を取り入れることも可能である。カニューレはまた、洞内にあるカニューレの意図しない前進をさらに防止するためのストッパを取り入れることができる。

【0348】

上記の全ての実施形態において、コネクタおよび/または第2のコネクタの中心長手方向は、コネクタおよび/または第2のコネクタの回転によってカニューレを回転させることができるように、カニューレの長手方向中心軸に沿って配置することができる。

【0349】

上記の全ての実施形態において、カニューレの近位部分は、カニューレの遠位部分より広くてもよい。

【0350】

上記の全ての実施形態において、カニューレの近位部分は、コネクタの一部であり得るか、またはコネクタ全体であり得るので、カニューレおよびコネクタの少なくとも一部は一体である。

【0351】

本発明の全ての実施形態において、様々な要素（チューブ、コネクタ、カニューレ、注入器具など）間の接続は、ルアー結合、ねじ込み結合、摩擦結合、および追加のコネクタ

10

20

30

40

50

またはアダプタを介する結合などのいくつかのオプションによって行うことができる。

【0352】

シュナイダー膜が損傷していない場合、骨補填材を洞の内部に挿入することができる。骨補填材の挿入は、シュナイダー膜25を上昇させることができる。骨補填材は、図43に示すように、骨補填材が流動性である場合、カニユーレ33およびバルーン55を取り出した後に挿入することもできるし、カニユーレ33を介して注入することもできる。流動性骨補填材は、短い充填チューブ81に接続されているシリンジ80の内部にあってもよい。次いで、骨補填材は、短い充填チューブ81を通して完全に充填されるまで前進させることができ、短い充填チューブ81内にはほとんど空気が存在しない。次に、短い充填チューブ81がカニユーレ33に接続され、流動可能な骨補填材が上顎洞の内部に挿入される。この挿入により、シュナイダー膜25を上昇させることができる。

10

【0353】

骨補強材料を挿入した後、カニユーレ33を取り出し、歯槽頂骨26にある歯肉27を開口部の上で縫合する。また、図44に示すように、カニユーレ33を取り外した後に歯科インプラント90を挿入することも可能である。歯槽頂骨26は、歯科インプラント90を安定化させることができる。

【0354】

別の実施形態では、カニユーレ33を中空の歯科用インプラントとし、これを洞の内側に深く挿入し、この中空歯科インプラント内の内部トンネルを封止することができる。この封止には、例として、弁、ねじおよび/または凝結充填材料が使用できる。

20

【0355】

システムの構成要素は、医療分野で使用される様々な材料から作成することができ、特別な材料または材料群に限定されない。カニユーレは、例えばステンレス鋼および/またはチタンのような金属および/またはプラスチックから作ることができる。ドリルは、例えば金属および/またはセラミックから作ることができる。チューブやそれらのコネクタは、ナイロンおよび/またはシリコン、および/または金属および/またはプラスチックから作ることができる。バルーンは、例えばゴムおよび/またはシリコンから作ることができる。システムの構成要素は、移植のための材料からも、また、生物消散性の材料からも作製することができる。シュナイダー膜を上昇させるための流動性材料、バルーンを拡張させるための流動性材料、骨補填材、これらは任意の材料とし、また生物活性材料も含まれる。

30

【図 1】

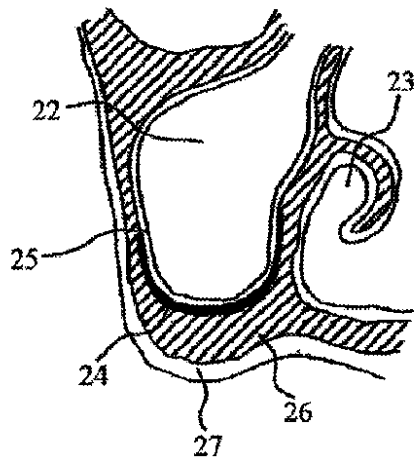


FIG. 1

【図 2】

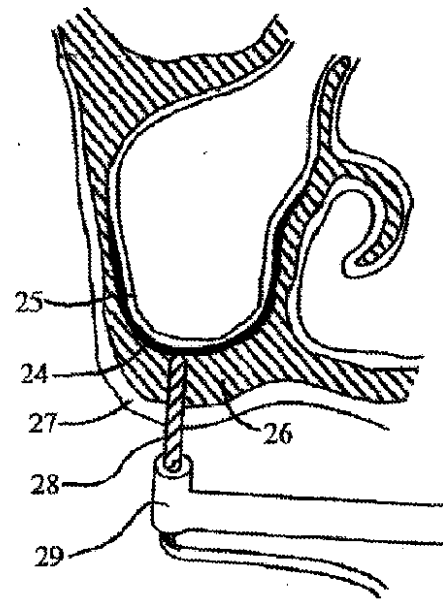


FIG. 2

【図 3】

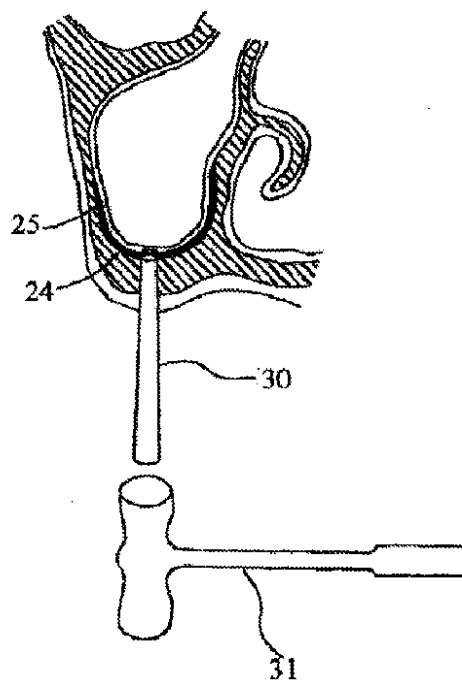


FIG. 3

【図 4】

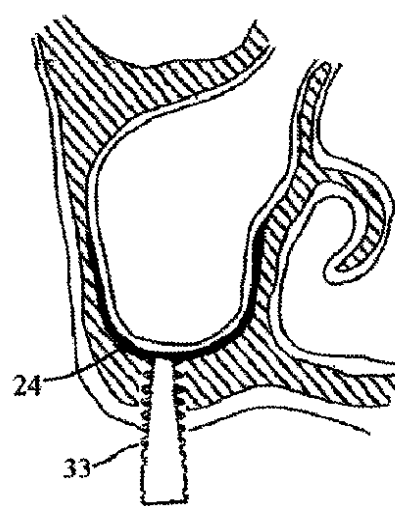


FIG. 4

【図 5】

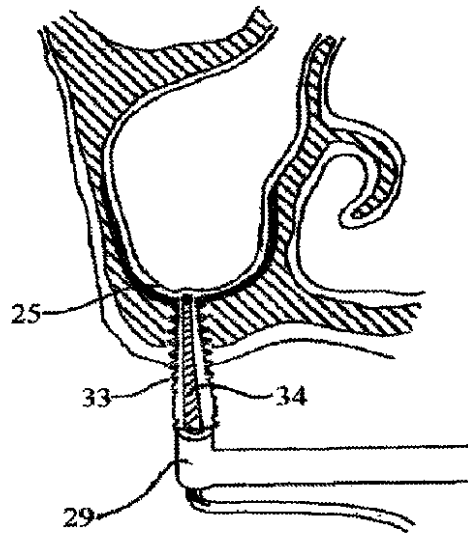


FIG. 5

【図 6】

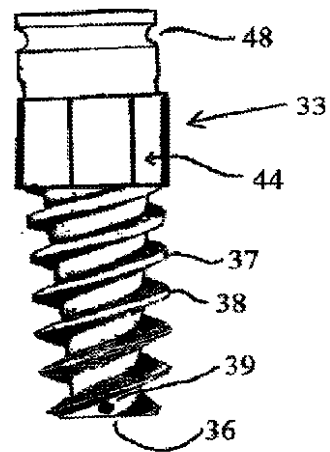


FIG. 6

【図 7】

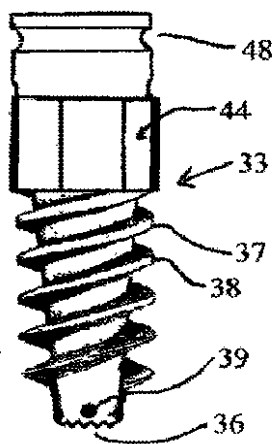


FIG. 7

【図 8】

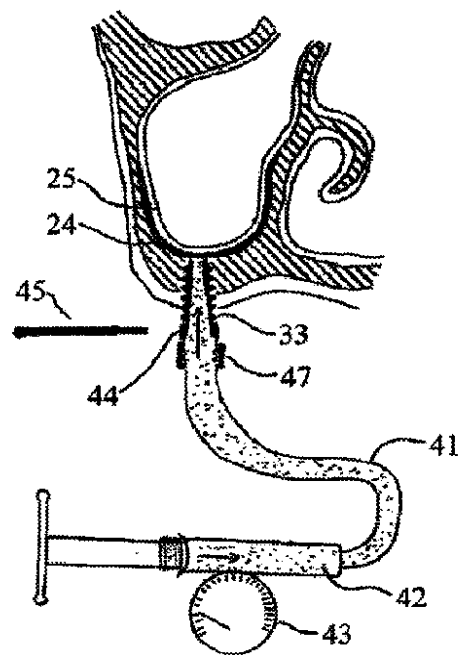
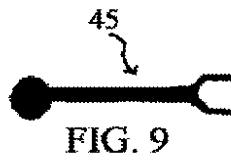
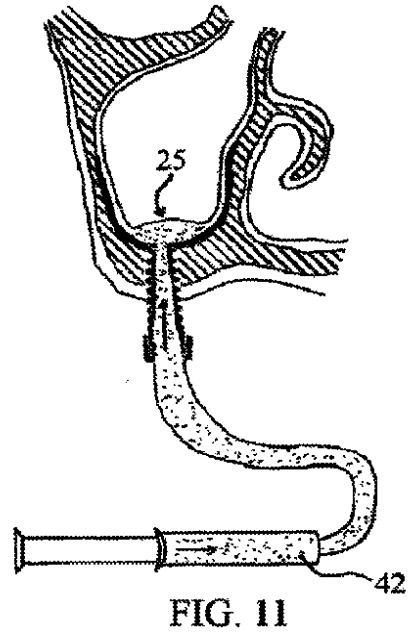


FIG. 8

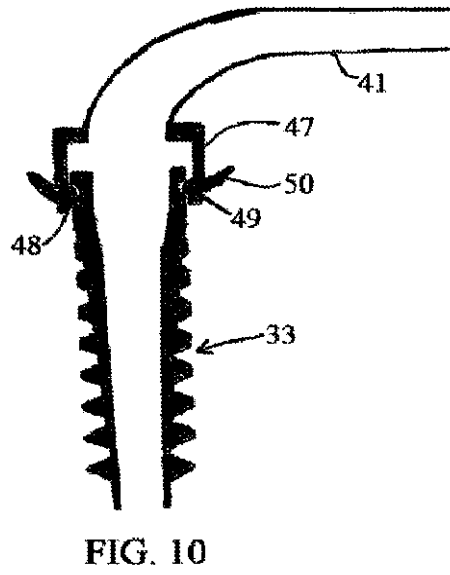
【図 9】



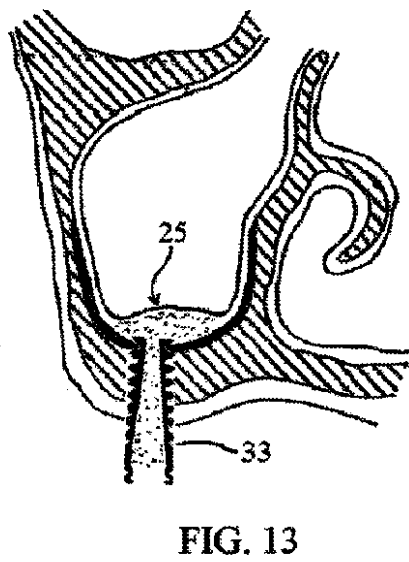
【図 11】



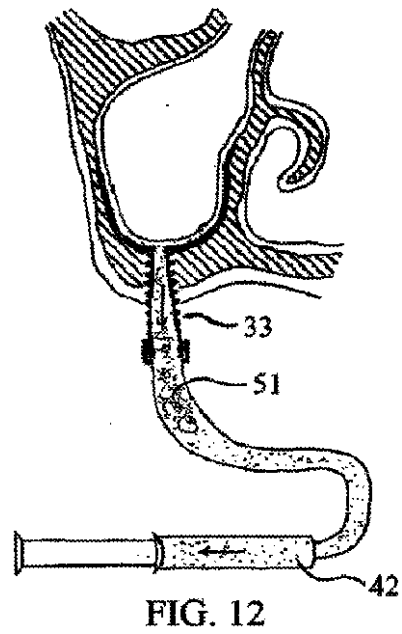
【図 10】



【図 13】



【図 12】



【図 14】

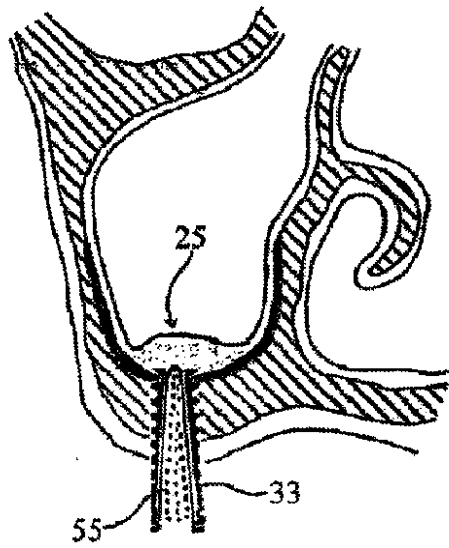


FIG. 14

【図 15】

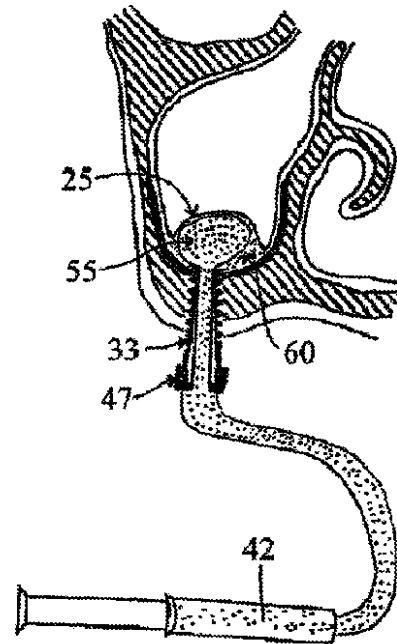


FIG. 15

【図 16】

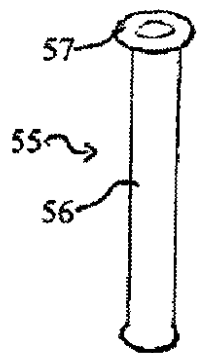


FIG. 16

【図 17】

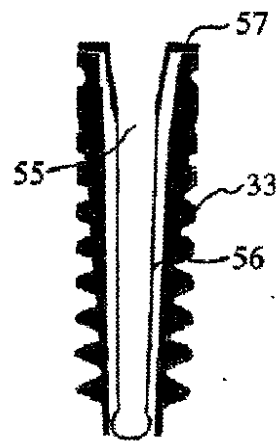


FIG. 17

【図 18】

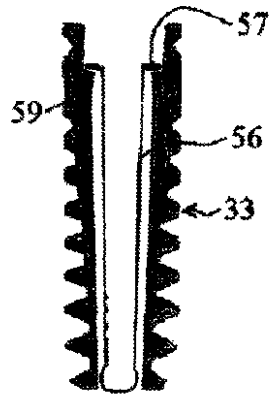


FIG. 18

【図 19】

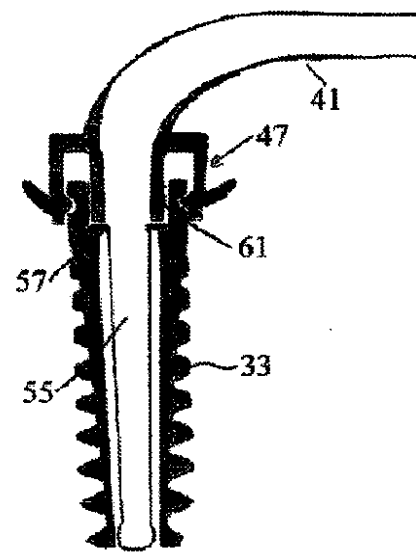


FIG. 19

【図 20】

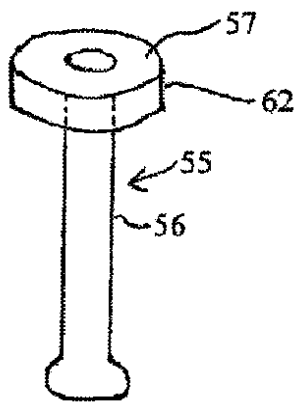


FIG. 20

【図 21】

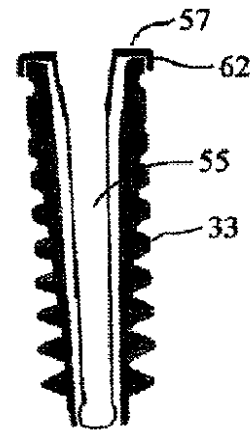


FIG. 21

【図 2 2】

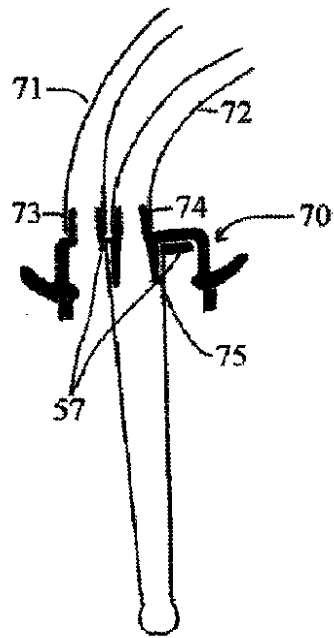


FIG. 22

【図 2 3】

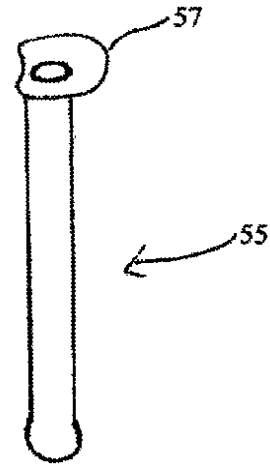


FIG. 23

【図 2 4】

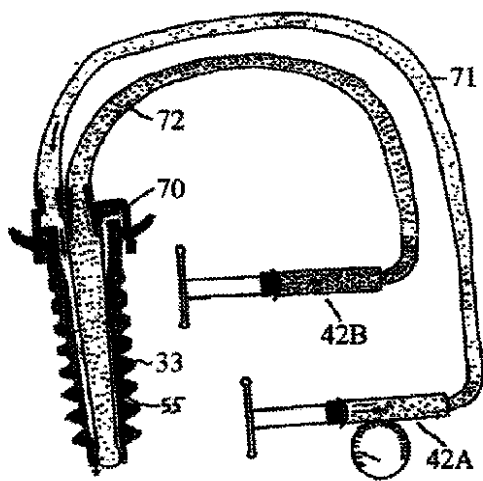


FIG. 24

【図 2 6】

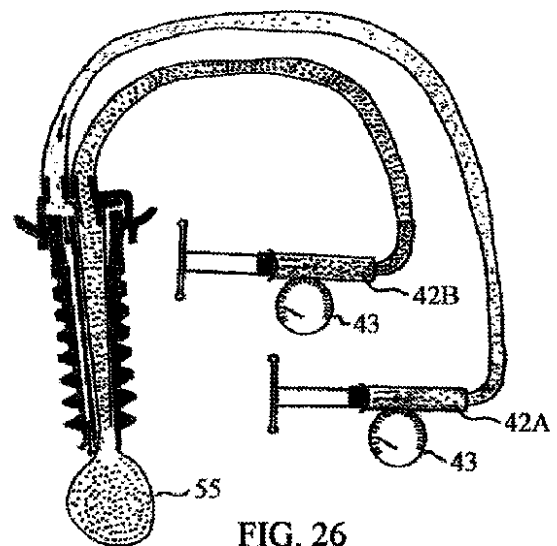


FIG. 26

【図 2 5】

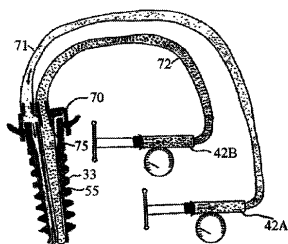


FIG. 25

【図 27】

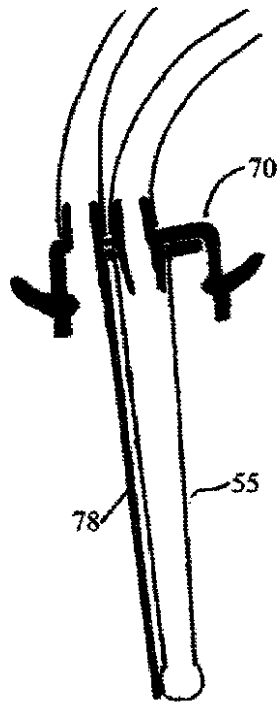


FIG. 27

【図 28】

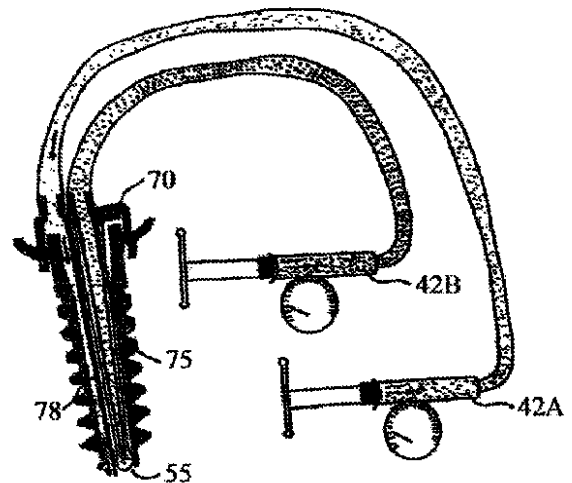


FIG. 28

【図 29】

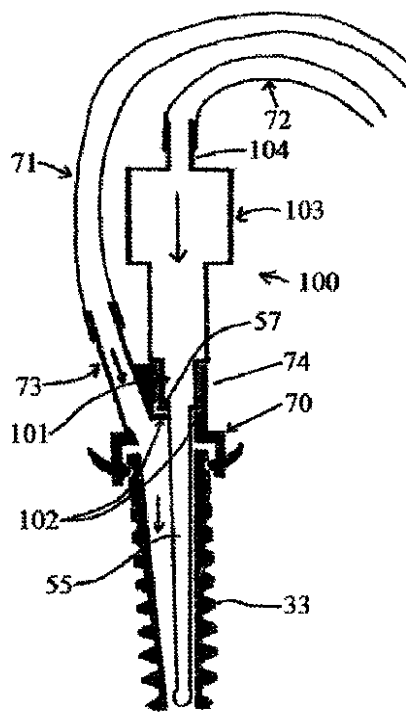


FIG. 29

【図 30】

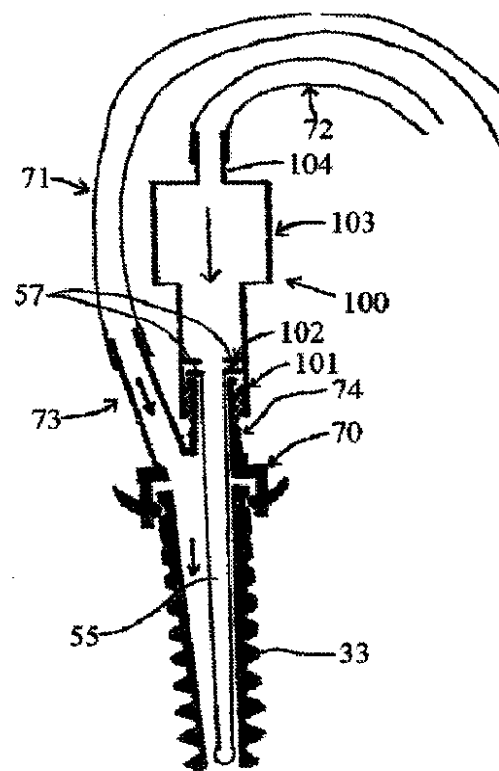


FIG. 30

【図 3 1】

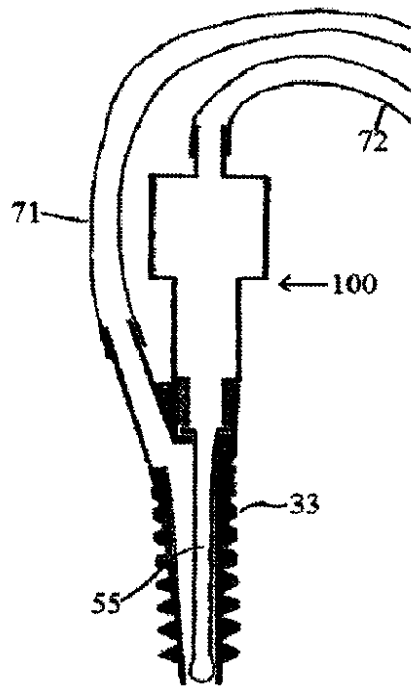


FIG. 31

【図 3 2】

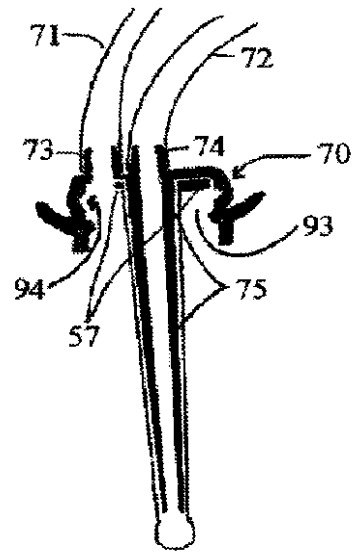


FIG. 32

【図 3 3】

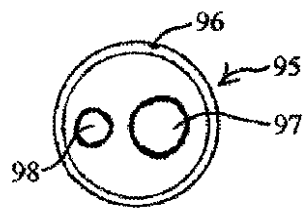


FIG. 33

【図 3 4】

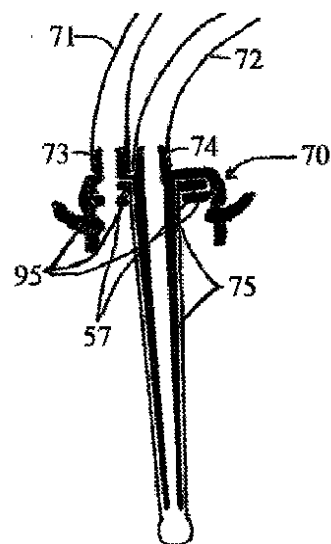


FIG. 34

【図 3 5】

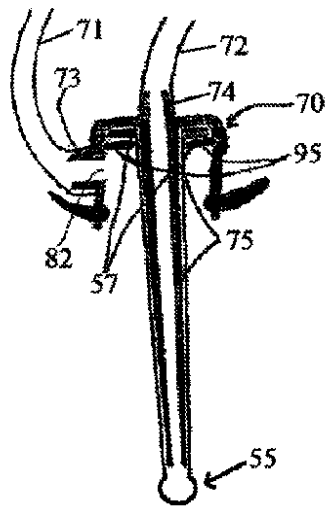


FIG. 35

【図 3 7】

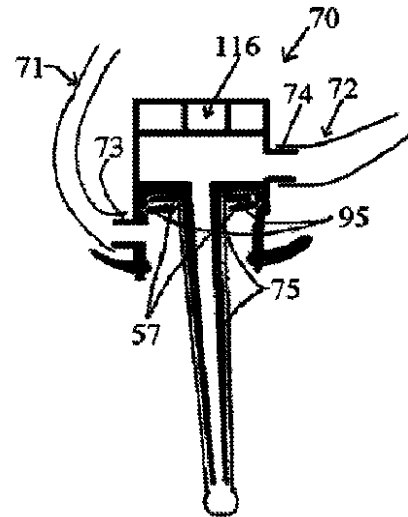


FIG. 37

【図 3 6】

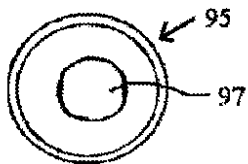


FIG. 36

【図 3 8】

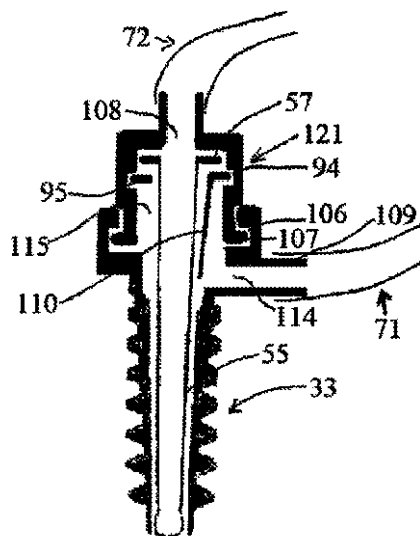


FIG. 38

【図 3 9】

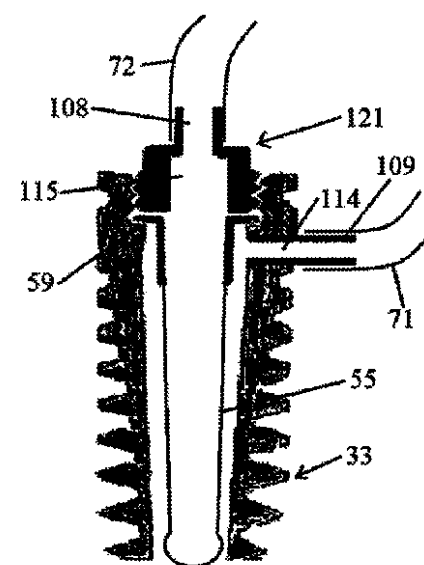
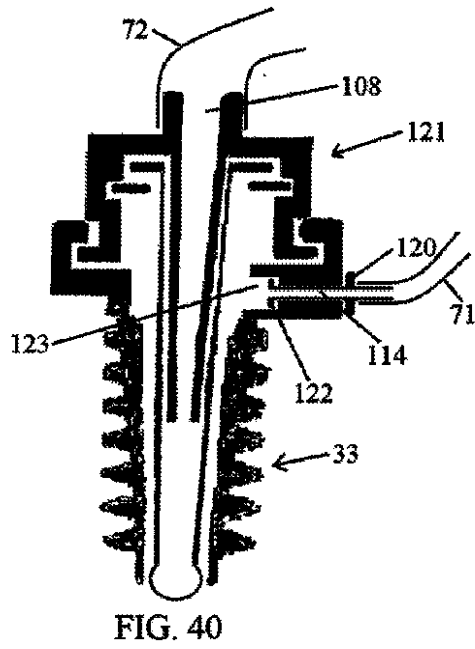
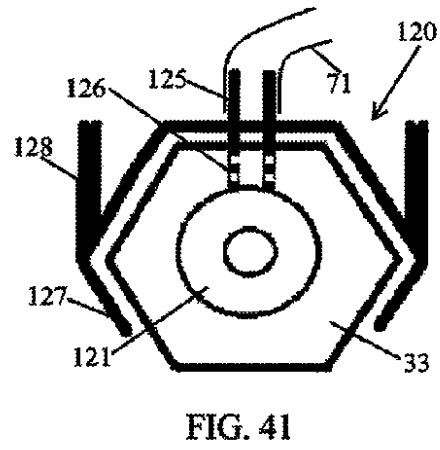


FIG. 39

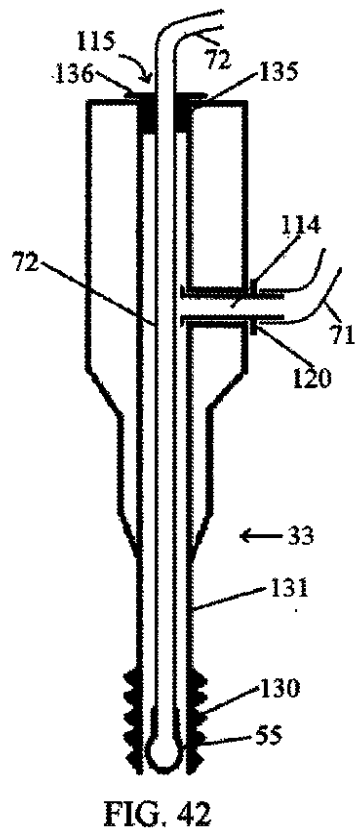
【図 4 0】



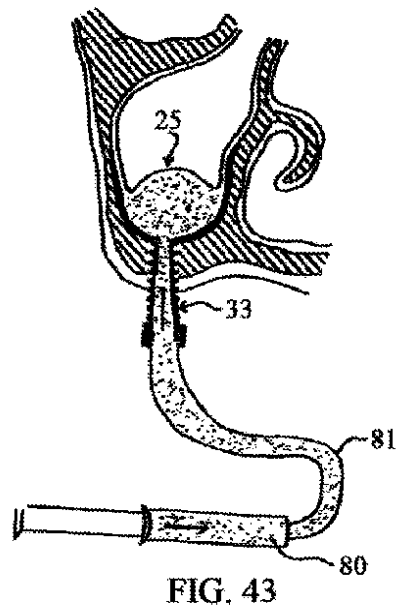
【図 4 1】



【図 4 2】



【図 4 3】



【図 4 4】

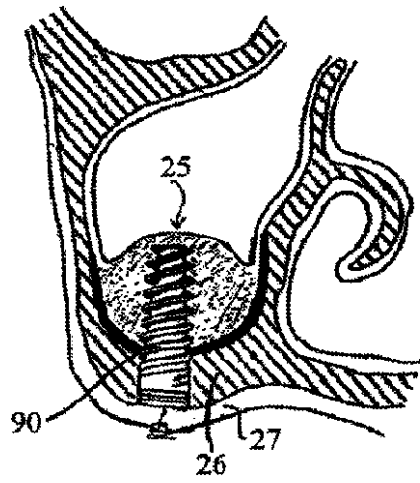


FIG. 44

【図 4 5】

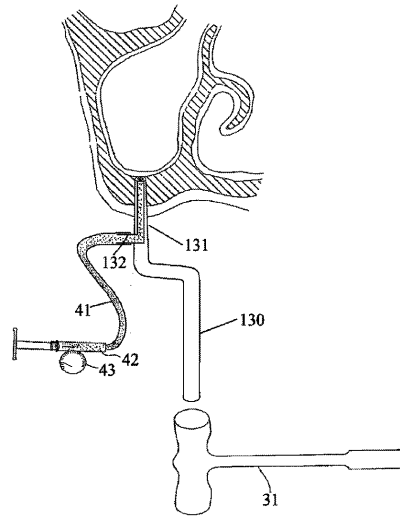


FIG.45

【図 4 6】

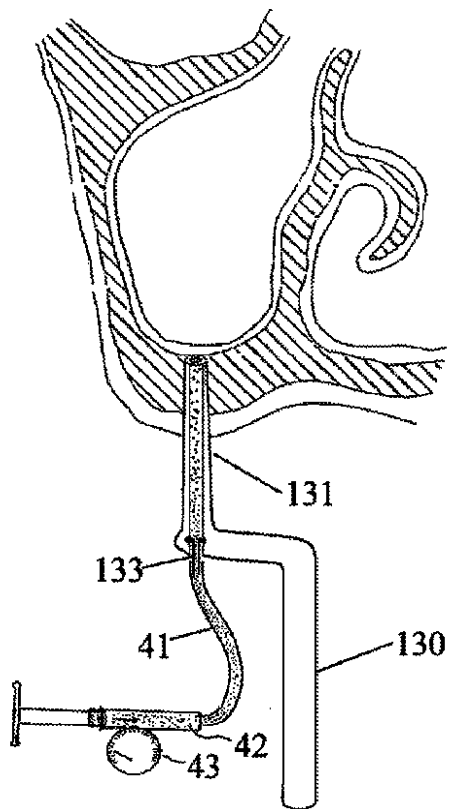


FIG. 46

フロントページの続き

- (56)参考文献 米国特許出願公開第2006/0084034 (US, A1)
特表2009-536070 (JP, A)
特表2012-509092 (JP, A)
特開2006-192040 (JP, A)
独国実用新案第202006013643 (DE, U1)
韓国公開特許第10-2011-0007794 (KR, A)
特表2004-518452 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61C 8/00