

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号  
特許第6423585号  
(P6423585)

(45) 発行日 平成30年11月14日(2018.11.14)

(24) 登録日 平成30年10月26日(2018.10.26)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 C 3/04 (2006.01)

A 6 1 C 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 17/56 (2006.01)

A 6 1 C 3/04

A 6 1 C 8/00 Z

A 6 1 B 17/56

請求項の数 8 (全 48 頁)

(21) 出願番号	特願2013-206010 (P2013-206010)	(73) 特許権者	311009941
(22) 出願日	平成25年9月30日 (2013. 9. 30)		株式会社インプラントデント
(65) 公開番号	特開2014-87633 (P2014-87633A)		東京都葛飾区亀有五丁目40番2号
(43) 公開日	平成26年5月15日 (2014. 5. 15)	(74) 代理人	100095706
審査請求日	平成28年9月18日 (2016. 9. 18)		弁理士 泉 克文
(31) 優先権主張番号	特願2012-219906 (P2012-219906)	(72) 発明者	阿久津 功
(32) 優先日	平成24年10月1日 (2012. 10. 1)		東京都葛飾区亀有五丁目40番2号 株式
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		会社インプラントデント内
		審査官	胡谷 佳津志
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 歯科用インプラント埋設穴形成補助装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

歯科用インプラント治療において、回転器具を用いて患者の顎骨にインプラント埋設穴を形成する際に補助的に使用される装置であって、

前記回転器具が装着されるハンドピースに装着可能な構成を持つ第1部材と、

前記ハンドピースに装着された前記回転器具の軸心に沿って相対移動できるように、前記第1部材に係合された第2部材とを備え、

前記第2部材は、前記ハンドピースに装着された前記回転器具の軸心から偏心した位置において前記回転器具の軸心に沿って延在するように、且つ、前記第1部材に対して前記軸心に沿って相対移動できるように、前記第1部材に係合された案内部を有しており、

前記案内部は、前記ハンドピースに装着された前記回転器具により前記顎骨の埋設穴形成箇所に前記インプラント埋設穴を形成する際に、偏心型サージカルガイドのガイド部材に係合せしめられて当該ガイド部材によって案内されることが可能な構成とされており、

前記第2部材は、前記ハンドピースに装着された前記回転器具の軸心に沿って前記第1部材から所定距離だけ離れた位置において前記案内部に連結された係合案内部を有しており、

前記係合案内部は、前記ハンドピースに装着された前記回転器具により前記顎骨の埋設穴形成箇所に前記インプラント埋設穴を形成する際に、同心型サージカルガイドのガイド部材に係合せしめられて当該ガイド部材によって案内されることが可能な構成とされており、

前記ハンドピースに装着された前記回転器具により前記顎骨の埋設穴形成箇所に前記インプラント埋設穴を形成する際には、偏心型サージカルガイドのガイド部材に前記案内部を係合させながら、あるいは、同心型サージカルガイドのガイド部材に前記係合案内部を係合させながら、前記回転器具を移動させると、前記第2部材が、前記ガイド部材または前記埋設穴形成箇所の表面に当接すると共に、前記回転器具の移動に伴って前記第1部材が前記回転器具の前記軸心に沿って前記第2部材に対して移動するように構成されており、

前記第1部材と前記第2部材の相対移動は、前記インプラント埋設穴の所望の最大深度に対応して設定された限界点を持っていると共に、前記限界点は前記第2部材に対して前記第1部材のそれ以上の移動ができなくなる位置によって決定されていることを特徴とする歯科用インプラント埋設穴形成補助装置。

10

【請求項2】

前記第2部材の前記係合案内部と前記第1部材との間に、前記係合案内部を前記第1部材から引き離す方向に付勢するバネが設けられている請求項1に記載の歯科用インプラント埋設穴形成補助装置。

【請求項3】

前記第2部材の前記係合部と前記第1部材との間に、スペーサが着脱可能に設けられており、前記スペーサの高さを変えることによって前記限界点を変更可能である請求項1または2に記載の歯科用インプラント埋設穴形成補助装置。

【請求項4】

20

前記案内部の外面に、前記第1部材と前記第2部材の相対距離または相対位置を示す記号が付されている請求項1～3のいずれかに記載の歯科用インプラント埋設穴形成補助装置。

【請求項5】

歯科用インプラント治療において、回転器具を用いて患者の顎骨にインプラント埋設穴を形成する際に補助的に使用される装置であって、

前記回転器具または前記回転器具が装着されるハンドピースに装着可能な構成を持ち、且つ、前記回転器具または前記ハンドピースへの装着時には、前記ハンドピースに装着された前記回転器具の軸心と同心で、前記回転器具または前記ハンドピースに対して移動可能である、略円筒形の第1部材と、

30

前記第1部材と同心でそれよりも直径が大きいと共に、一部が前記第1部材と重なった状態で移動可能に前記第1部材に係合された、略円筒形の第2部材と、

前記第2部材が前記第1部材から離脱するのを防止する離脱防止機構とを備え、

前記第1部材及び前記第2部材は、前記第1部材を前記回転器具または前記ハンドピースに装着した時に、前記ハンドピースに装着された前記回転器具の軸心と同心であり、

前記ハンドピースに装着された前記回転器具により前記顎骨の埋設穴形成箇所に前記インプラント埋設穴を形成する際には、同心型サージカルガイドのガイド部材に前記第2部材を係合させながら前記回転器具を移動させると、前記第1部材及び前記第2部材のいずれか一方が、前記ガイド部材または前記埋設穴形成箇所の表面に当接すると共に、前記回転器具の移動に伴って他方が前記回転器具の前記軸心に沿って移動するように構成されており、

40

前記第1部材と前記第2部材の相対移動は、前記インプラント埋設穴の所望の最大深度に対応して設定された限界点を持っていると共に、前記限界点は前記第1部材と前記第2部材の相対移動がそれ以上できなくなる位置によって決定されていることを特徴とする歯科用インプラント埋設穴形成補助装置。

【請求項6】

前記ハンドピースに装着された前記回転器具の軸心から偏心した位置において前記回転器具の軸心に沿って延在するように、且つ、前記軸心に沿って移動できるように、前記第1部材または前記第2部材に形成された案内部を、さらに有しており、

前記案内部は、前記ハンドピースに装着された前記回転器具により前記顎骨の埋設穴形

50

成箇所前記インプラント埋設穴を形成する際に、偏心型サージカルガイドのガイド部材に係合せしめられて当該ガイド部材によって案内されることが可能な構成とされている請求項 5 に記載の歯科用インプラント埋設穴形成補助装置。

【請求項 7】

歯科用インプラント治療において、回転器具を用いて患者の顎骨にインプラント埋設穴を形成する際に補助的に使用される装置であって、

前記回転器具または前記回転器具が装着されるハンドピースに装着可能な構成を持ち、且つ、前記回転器具または前記ハンドピースへの装着時には、前記ハンドピースに装着された前記回転器具の軸心と同心で、前記回転器具または前記ハンドピースに対して移動可能である、略円筒形の第 1 部材と、

10

前記第 1 部材に対して移動可能に前記第 1 部材に係合されていると共に、前記第 1 部材と同心でそれよりも直径が大きい、略円筒形の第 2 部材とを備え、

前記第 1 部材及び前記第 2 部材は、前記第 1 部材を前記回転器具または前記ハンドピースに装着した時に、前記ハンドピースに装着された前記回転器具の軸心と同心であり、

前記第 1 部材及び前記第 2 部材は、所望の相対位置に固定可能であり、

前記ハンドピースに装着された前記回転器具により前記顎骨の埋設穴形成箇所に前記インプラント埋設穴を形成する際には、前記第 1 部材及び前記第 2 部材を所望の相対位置で固定してから、同心型サージカルガイドのガイド部材に前記第 2 部材に係合させながら前記回転器具を移動させると、前記第 1 部材及び前記第 2 部材のいずれか一方が、前記ガイド部材または埋設穴形成箇所の表面に当接することで、前記回転器具の軸心に沿った前記第 1 部材及び前記第 2 部材の移動が停止するように構成されており、

20

前記所望の相対位置に固定された前記第 1 部材と前記第 2 部材は、前記インプラント埋設穴の所望の最大深度に対応して設定された限界点を決定することを特徴とする歯科用インプラント埋設穴形成補助装置。

【請求項 8】

前記第 1 部と前記第 2 部材は、ネジを用いて所望の相対位置に固定されるようになっている請求項 7 に記載の歯科用インプラント埋設穴形成補助装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

30

本発明は、歯科用インプラント埋設穴形成補助装置に関し、さらに言えば、歯科医が患者の顎骨にインプラント埋設穴を形成する際に補助的に使用する装置であって、所望の最大深度を超えてインプラント埋設穴が形成されるという事態を確実に防止できるものに関する。

【背景技術】

【0002】

近年、歯の欠損部分にインプラント（人工歯根）を埋設して義歯を製作するという歯科療法（インプラント療法）が、しばしば実施されるようになっている。この療法では、ハンドピース等の穿孔装置に装着したドリルを用いて、欠損部分に対応する位置で顎骨にインプラント埋設穴を形成する。その際には、所望の位置及び方向でインプラント埋設穴が形成されるようにドリルを案内するため、サージカルガイドが使用される。サージカルガイドは、ステント、テンプレートなどとも呼ばれる。

40

【0003】

サージカルガイドには、所望の位置及び方向にドリルを案内するためにガイド部材（通常は金属製である）が埋め込まれている。このため、前記ガイド部材がドリルの軸心と同心のガイド孔を有するタイプ（以下、同心型サージカルガイドという）と、前記ガイド部材がドリルの軸心から偏心し且つその軸心に平行なガイド孔を有するもの（以下、偏心型サージカルガイドという）とがある。

【0004】

同心型サージカルガイドは、ドリル案内機能が比較的高く、インプラント埋設穴を高精

50

度で形成できるという利点があるが、ドリルによる穿孔作業中に穿孔している箇所が歯科医師に見え難いという難点がある。偏心型サージカルガイドは、これとは反対である。すなわち、ドリルによる穿孔作業中に穿孔している箇所が歯科医師に見えやすく、穿孔作業がしやすいという利点があるが、ドリル案内機能が同心型サージカルガイドよりも低いという難点がある。

【 0 0 0 5 】

同心型サージカルガイドのガイド部材は、内部に円筒形のガイド孔を有するものが一般的であるが、これはドリルが直接ガイド孔に挿通されるからである。しかし、円筒形のガイド孔を形成する側壁の一部を切欠して、ガイド孔の軸心方向に延在するスリットを形成したものもある。これは、ガイド孔の側方からドリルを挿入できるようにして、ドリル挿入時に患者が口を大きく開けなくてすむようにするためである。スリット付きのガイド孔は、ガイド溝とすることができる。

10

【 0 0 0 6 】

他方、偏心型サージカルガイドのガイド部材は、ガイド孔がドリルの軸心から偏心しており、ドリルが直接挿通されることがないため、円筒形あるいはそれに近い形である必要はない。このため、ガイド孔には、所望の位置及び方向にドリルを案内する（導く）ために設けられた部材または部品が係合される。その部材または部品が、ドリルの軸心から偏心した位置でガイド孔またはガイド溝に沿って移動することで、ドリルは所望の位置及び方向に案内される。

【 0 0 0 7 】

20

インプラント治療の結果は、インプラント埋設穴の形成状況の如何によって大きく左右される。このため、患者の顎骨に所望のインプラント埋設穴を形成するための器具（インプラント埋設穴形成器具）の改善が要望されている。事実、その要望に応じて、数多くの改善がなされて来ている。

【 0 0 0 8 】

例えば、特許文献 1（特許第 4 8 9 1 3 3 9 号公報）には、フランジを持つ管状の案内部材を設けることで、サージカルガイドへの回転器具の挿入時に当該器具の位置を正確に制御できると共に、穿孔深度も制限できるようにした「歯科用ハンドピース」が開示されている。この歯科用ハンドピースでは、案内部材の管状部分をサージカルガイドのガイド部材のガイド孔またはガイド溝に挿入・嵌合することで、ドリル等の回転器具を所望の方向に案内し、また、前記案内部材のフランジが同ガイド部材の入口側端部に当接することで、前記回転器具による穿孔深度を制限する。つまり、穿孔深度が過大になるのを防止する。ここで使用するのは、同心型サージカルガイドである。

30

【 0 0 0 9 】

特許文献 2（特表 2 0 0 5 - 5 1 8 8 6 8 号公報）には、サージカルガイドに設けられたガイド部材としての位置決めバレルと、ハンドピースのヘッドに装着されたドリル整合アームとを備えた「インプラントの位置決め装置」が開示されている。ドリルは、ハンドピースのヘッドに装着されるが、その際に、ドリルは、所定距離をおいてドリル整合アームのドリル整合アームピンと平行になる。このインプラントの位置決め装置では、位置決めバレル（つまりガイド部材）の中央ボア（貫通孔）に、ドリル整合アームピンが挿入・嵌合することで、ドリルを位置決めバレルの軸心方向に案内し、ドリル整合アームピンが位置決めバレルの中央ボアに形成された深さ制御面に当接することで、ドリルによる穿孔深度を制限する。ここで使用するのは、偏心型サージカルガイドである。

40

【 0 0 1 0 】

特許文献 3（特表 2 0 1 0 - 5 1 6 3 5 6 号公報）には、サージカルガイド（テンプレート）またはサージカルガイド内に固定された第 1 スリーブと、ドリル等の回転器具にその軸心方向に移動可能として係止された第 2 スリーブとを備え、第 1 スリーブと第 2 スリーブには、所定の保持力を超える力が作用すると解放される第 1 接続要素及び第 2 接続要素がそれぞれ設けられた「インプラント挿入を準備または実行する器具を備える装置」が開示されている。所定の保持力を超える力が作用するまでは、第 1 接続要素と第 2 接続要

50

素による係合が解放されないで、回転器具に係止された第2スリーブが第1スリーブの内部をスライドする。しかし、所定の保持力を超える力が作用した後は、第1接続要素と第2接続要素の係合が解放されるため、回転器具が第2スリーブの内部をスライドする。

【0011】

特許文献3の装置で使用する回転器具は、環状カラー等の構成を持つストップ部材をシャンク部に有しており、回転器具による穿孔深度が過大にならないようにしている。この装置では、回転器具に係止された第2スリーブを第1スリーブの貫通孔に挿入・嵌合することで、回転器具を所望の第1スリーブの軸心方向に案内し、回転器具のストップ部材が第2スリーブの上端に当接することで、回転器具による穿孔深度を制限する。つまり、穿孔深度が過大になるのを防止する。ここで使用するのは、同心型サージカルガイドである

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0012】

【特許文献1】特許第4891339号公報

【特許文献2】特表2005-518868号公報

【特許文献3】特表2010-516356号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0013】

20

上述した特許文献1の歯科用ハンドピースでは、ハンドピースに設けられた案内部材の管状部分が、サージカルガイドのガイド部材のガイド孔またはガイド溝に挿入・嵌合することで、回転器具をガイド部材の軸心方向に案内し、案内部材に設けられたフランジが同ガイド部材の入口側端部に当接することで、回転器具による穿孔深度を制限するので、インプラント埋設穴を所望の位置及び方向において所望深さで形成することはできるが、ハンドピースの買い換えが必要であり、歯科医師が既に所有しているハンドピースを使用してインプラント療法を実施することができない、という難点がある。

【0014】

上述した特許文献2のインプラントの位置決め装置では、サージカルガイドに設けられた位置決めバレル（ガイド部材）の中央ボア（貫通孔）に、回転器具に装着されたドリル整合アームピンが挿入・嵌合することで、ドリルを位置決めバレルの軸心方向に案内し、位置決めバレルの中央ボアに形成された深さ制御面にドリル整合アームピンが当接することで、ドリルによる穿孔深度を制限する。このため、上述した特許文献1の歯科用ハンドピースとは異なり、ハンドピースの買い換えは必要ないが、サージカルガイドに独特（専用）の構造を持つ位置決めバレルを装着する必要がある、という難点がある。また、ドリルによる最大穿孔深度を変えるためには、位置決めバレルまたはドリル整合アームピンの位置、寸法等を変える必要があり、最大穿孔深度の調整が容易ではない、という難点もある。

30

【0015】

上述した特許文献3のインプラント挿入を準備または実行する器具を備える装置では、回転器具に係止された第2スリーブを第1スリーブの貫通孔に挿入・嵌合することで、回転器具を所望の第1スリーブの軸心方向に案内し、回転器具のストップ部材が第2スリーブの上端に当接することで、回転器具による穿孔深度を制限するので、回転器具の位置と方向を正確に案内することはできる。しかし、回転器具のシャンク部に設けたストップ部材が第2スリーブの端部に当接することで、回転器具による穿孔深度を制限するので、回転器具による最大穿孔深度を変えるためには、ドリル等の回転器具それ自体を変える必要がある、という難点もある。

40

【0016】

本発明は、以上述べたような事情を考慮してなされたものであり、その目的とするところは、ドリル等の回転器具を用いたインプラント埋設穴の形成時に、所望の最大深度を超

50

えてインプラント埋設穴が形成されるという事態を確実に防止できると共に、前記最大深度の調整も容易に行える歯科用インプラント埋設穴形成補助装置を提供することである。

【 0 0 1 7 】

本発明の他の目的は、歯科医師が既に所有しているハンドピースに装着して使用できると共に、取り扱いも容易であり、しかも、低いコストで製造することができる歯科用インプラント埋設穴形成補助装置を提供することにある。

【 0 0 1 8 】

ここに明記しない本発明のさらに他の目的は、以下の説明及び添付図面から明らかである。

【課題を解決するための手段】

10

【 0 0 1 9 】

( 1 ) 本発明の第 1 の観点では、歯科用インプラント埋設穴形成補助装置が提供される。この歯科用インプラント埋設穴形成補助装置は、

歯科用インプラント治療において、ドリル等の回転器具を用いて患者の顎骨にインプラント埋設穴を形成する際に補助的に使用される装置であって、

前記回転器具または前記回転器具が装着されるハンドピースに装着可能な構成を持つ第 1 部材と、

前記ハンドピースに装着された前記回転器具の軸心に沿って相対移動できるように、前記第 1 部材に係合された第 2 部材とを備え、

前記回転器具により前記顎骨の埋設穴形成箇所の前記インプラント埋設穴を形成する際には、前記第 1 部材及び前記第 2 部材のいずれか一方が、サージカルガイドのガイド部材または前記埋設穴形成箇所の表面に直接的または間接的に当接すると共に、他方が前記回転器具の軸心に沿って相対移動するように構成され、

20

前記第 1 部材と前記第 2 部材の相対移動は、前記インプラント埋設穴の所望の最大深度に対応して設定された限界点を持っていることを特徴とするものである。

【 0 0 2 0 】

本発明の第 1 の観点による歯科用インプラント埋設穴形成補助装置は、上記のような構成を有するので、前記第 1 部材を前記回転器具または前記ハンドピースに装着すると、前記第 2 部材は、前記ハンドピースに装着された前記回転器具の軸心に沿って相対移動可能となる。また、前記ハンドピースに装着された前記回転器具で前記顎骨の埋設穴形成箇所

30

に前記インプラント埋設穴を形成する際には、前記第 1 部材及び前記第 2 部材のいずれか一方が、前記ガイド部材または前記埋設穴形成箇所の表面に直接的または間接的に当接し、他方が前記回転器具の軸心に沿って相対移動するため、前記回転器具による作業が進むにつれて、前記第 1 部材と前記第 2 部材の間の距離が徐々に変化する。

40

【 0 0 2 1 】

前記第 1 部材と前記第 2 部材の相対移動は、前記インプラント埋設穴の所望の最大深度に対応して設定された限界点を持っているので、前記インプラント埋設穴の形成時における前記第 1 部材と前記第 2 部材の相対移動が、前記限界点を越えて行われることはない。よって、前記回転器具により形成される前記インプラント埋設穴の深度が、前記最大深度を超えることがない。つまり、前記最大深度を超えて前記インプラント埋設穴が形成され

【 0 0 2 2 】

また、前記第 1 部材と前記第 2 部材の間に適当なスペーサを介在させたり、前記ガイド部材または前記埋設穴形成箇所と、それに近接する前記第 1 部材または前記第 2 部材との間に、適当なスペーサを介在させたり、前記第 1 部材及び前記第 2 部材の少なくとも一方について前記回転器具の軸心に沿った長さを変えたりすることで、前記第 1 部材と前記第 2 部材の相対移動の限界点を容易に調整できるので、前記所望の最大深度の調整も容易である。

【 0 0 2 3 】

また、本発明の第 1 の観点による歯科用インプラント埋設穴形成補助装置は、前記第 1

50

部材を前記回転器具または前記ハンドピースに装着することで使用可能となるので、歯科医師が既に所有しているハンドピースに装着して使用することが可能である。

【0024】

さらに、前記インプラント埋設穴を形成する際には、前記第1部材及び前記第2部材のいずれか一方を、前記ガイド部材または前記埋設穴形成箇所表面に直接的または間接的に当接させ、他方を前記回転器具の軸心に沿って相対移動させればよい。また、前記第1部材と前記第2部材の相対移動には前記限界点が設けられているから、前記所望の最大深度を超えないように注意する必要もない。したがって、本発明の第1の観点による歯科用インプラント埋設穴形成補助装置は、取り扱いも容易である。

【0025】

しかも、上述した構成を持つ前記第1部材と前記第2部材を含む簡単な構成であるだけでなく、特別に高価な材料や特別な製法を使用する必要もないから、低いコストで製造することができる。

【0026】

(2) 本発明の第1の観点による歯科用インプラント埋設穴形成補助装置の好ましい例では、前記第2部材が、前記回転器具の軸心と同心の位置において、前記回転器具の軸心に沿って相対移動可能な係合部を有する。

【0027】

この例では、前記係合部が、前記回転器具の軸心と同心の位置で前記回転器具に係合され、且つ、前記回転器具の軸心に沿って前記第1部材から離れて配置されるのが好ましい。この場合、前記案第1内部が前記回転器具に係合しているので、前記係合部ひいては前記第2部材の移動が安定するという利点がある。

【0028】

前記係合部は、同心型サージカルガイドのガイド部材に係合可能な案内部としての機能を持つのが好ましい。この場合、前記係合部を同心型サージカルガイドのガイド部材に係合させながら、前記インプラント埋設穴を形成できるという利点がある。

【0029】

前記第2部材は、前記回転器具の軸心から偏心した位置において、前記回転器具の軸心に沿って案内される案内部を有するのが好ましい。この例では、偏心型サージカルガイドを使用できる、という利点がある。

【0030】

前記第2部材が、前記回転器具の軸心から偏心した位置において、前記回転器具の軸心に沿って案内される案内部を有すると共に、前記係合部が、同心型サージカルガイドのガイド部材に係合可能な案内部としての機能を持つのが好ましい。この場合、偏心型サージカルガイドと同心型サージカルガイドのいずれにも適用できる、という利点がある。

【0031】

前記係合部と前記第1部材との間に、前記係合部を前記第1部材から引き離す方向に付勢するバネを設けるのが好ましい。この場合、前記係合部が、常時、前記第1部材から引き離す方向に付勢されているため、前記インプラント埋設穴の形成時に、歯科医師が前記係合部を押さえる必要がなく、取り扱いがいっそう容易になる、という利点がある。

【0032】

さらに、前記係合部と前記第1部材との間に、前記第1部材と前記第2部材の相対移動の前記限界点を調整するためのスペーサが配置されるのが好ましい。この場合、高さ(厚さ)の異なる複数のスペーサを用意しておき、それらを選択的に使用することで、前記回転部材や、当該歯科用インプラント埋設穴形成補助装置を交換することなく、前記インプラント埋設穴の前記最大深度を調整することが容易である、という利点がある。

【0033】

前記第2部材の外面には、前記第1部材と前記第2部材の相対距離または相対位置を示す記号が付されるのが好ましい。この例では、前記第1部材と前記第2部材の相対距離または相対位置を確認しながら前記インプラント埋設穴を形成することができる、という利

10

20

30

40

50

点がある。ここで「記号」とは、目盛り、数値、符号、図形等、前記相対距離または相対位置を示すものであれば、任意のものが含まれる。

【0034】

好ましくは、前記第1部材は、磁石を含んでいて、前記磁石の磁力を用いて前記第1部材が前記ハンドピースまたは前記回転器具に装着可能とされる。または、前記第1部材を前記ハンドピースに装着するための装着部材をさらに備え、前記第1部材が前記装着部材に係止されるように構成される。

【0035】

好ましくは、前記第2部材は、前記回転器具に水を供給するための給水部を備える。

【0036】

前記第1部材が、前記ハンドピースに接続可能な延長シャフト部を有しており、前記回転器具が前記延長シャフト部を介して前記ハンドピースに回転可能に接続されるようにしてもよい。前記第1部材が、ハンドピース・カバーまたはそれに類似したカバーを用いて前記ハンドピースに装着される構成を持ってもよい。

【0037】

(3) 本発明の第2の観点では、他の歯科用インプラント埋設穴形成補助装置が提供される。この歯科用インプラント埋設穴形成補助装置は、

歯科用インプラント治療において、ドリル等の回転器具を用いて患者の顎骨にインプラント埋設穴を形成する際に補助的に使用される装置であって、

前記回転器具または前記回転器具が装着されるハンドピースに装着可能な構成を持つ第1部材と、

前記ハンドピースに装着された前記回転器具の軸心に沿って相対移動できるように、前記第1部材に係合された第2部材とを備え、

前記第1部材は前記回転器具の軸心と同心に配置されていると共に、前記第2部材は前記第1部材の外側において前記回転器具の軸心と同心に配置されており、

前記回転器具により前記顎骨の埋設穴形成箇所前記インプラント埋設穴を形成する際には、前記第1部材及び前記第2部材のいずれか一方が、サージカルガイドのガイド部材または前記埋設穴形成箇所の表面に直接的または間接的に当接すると共に、他方が前記回転器具の軸心に沿って相対移動するように構成され、

前記第1部材と前記第2部材の相対移動は、前記インプラント埋設穴の所望の最大深度に対応して設定された限界点を持っていることを特徴とするものである。

【0038】

本発明の第2の観点による歯科用インプラント埋設穴形成補助装置は、上記のような構成を有するので、前記第1部材を前記回転器具または前記ハンドピースに装着すると、前記第2部材は、前記ハンドピースに装着された前記回転器具の軸心に沿って相対移動可能となる。前記第1部材は前記回転器具の軸心と同心に配置され、前記第2部材は前記第1部材の外側において前記回転器具の軸心と同心に配置されているので、前記第2部材は、前記第1部材の外側を前記第1部材と同じ方向に移動する。

【0039】

また、前記ハンドピースに装着された前記回転器具で前記顎骨の埋設穴形成箇所前記インプラント埋設穴を形成する際には、外側にある前記第2部材がサージカルガイドのガイド部材に係合される。そして、前記第1部材及び前記第2部材のいずれか一方が、前記ガイド部材または前記埋設穴形成箇所の表面に直接的または間接的に当接し、他方が前記回転器具の軸心に沿って相対移動するため、前記回転器具による作業が進むにつれて、前記第1部材と前記第2部材の間の距離が徐々に変化する。

【0040】

前記第1部材と前記第2部材の相対移動は、前記インプラント埋設穴の所望の最大深度に対応して設定された限界点を持っているので、前記インプラント埋設穴の形成時における前記第1部材と前記第2部材の相対移動が、前記限界点を越えて行われることはない。よって、前記回転器具により形成される前記インプラント埋設穴の深度が、前記最大深度

10

20

30

40

50



を超えることがない。つまり、前記最大深度を超えて前記インプラント埋設穴が形成されるという事態は確実に防止される。

【 0 0 4 1 】

また、前記第 1 部材または前記第 2 部材と前記ハンドピースの間に適当なスペーサを介在させたり、前記ガイド部材または前記埋設穴形成箇所と、それに近接する前記第 1 部材または前記第 2 部材との間に、適当なスペーサを介在させたり、前記第 1 部材及び前記第 2 部材の少なくとも一方について前記回転器具の軸心に沿った長さを変えたりすることで、前記第 1 部材と前記第 2 部材の相対移動の限界点を容易に調整できるので、前記所望の最大深度の調整も容易である。

【 0 0 4 2 】

また、本発明の第 2 の観点による歯科用インプラント埋設穴形成補助装置は、前記第 1 部材を前記回転器具または前記ハンドピースに装着することで使用可能となるので、歯科医師が既に所有しているハンドピースに装着して使用することが可能である。

【 0 0 4 3 】

さらに、前記インプラント埋設穴を形成する際には、前記第 2 部材を前記ガイド部材または前記埋設穴形成箇所の表面に直接的または間接的に当接させ、前記第 1 部材を前記回転器具の軸心に沿って相対移動させればよい。また、前記第 1 部材と前記第 2 部材の相対移動には前記限界点が設けられているから、前記所望の最大深度を超えないように注意する必要もない。したがって、本発明の第 2 の観点による歯科用インプラント埋設穴形成補助装置は、取り扱いも容易である。

【 0 0 4 4 】

しかも、上述した構成を持つ前記第 1 部材と前記第 2 部材を含む簡単な構成であるだけでなく、特別に高価な材料や特別な製法を使用する必要もないから、低いコストで製造することができる。

【 0 0 4 5 】

( 4 ) 本発明の第 2 の観点による歯科用インプラント埋設穴形成補助装置の好ましい例では、前記第 1 部材が略円筒形であり、前記第 2 部材が前記第 1 部材と同心でそれよりも直径が大きい略円筒形とされる。この例では、前記第 1 部材と前記第 2 部材の構成がより簡単になる、という利点がある。

【 0 0 4 6 】

この例では、前記第 2 部材が前記第 1 部材から離脱するのを防止する機構（離脱防止機構）が設けられるのが好ましい。この場合、前記インプラント埋設穴を形成する際に、患者の口の中で前記第 2 部材が前記第 1 部材から離脱する、といった危険な事態を防止できる、という利点がある。

【 0 0 4 7 】

前記離脱防止機構としては、例えば、前記第 1 部材が第 1 オリングを含むと共に、前記第 2 部材が第 2 オリングを含んでおり、前記第 1 オリングと前記回転器具との間の摩擦力をを用いて前記第 1 部材が前記回転器具に係止され、前記第 2 オリングと前記第 1 部材との間の摩擦力をを用いて前記第 2 部材が前記第 1 部材に係止されるようにしてもよい。また、前記第 1 部材がオリングを含んでおり、前記オリングと前記回転器具との間の摩擦力をを用いて前記第 1 部材が前記回転器具に装着可能とされてもよい。

【 0 0 4 8 】

前記第 1 部材及び前記第 2 部材にそれぞれ形成されたネジによって、前記第 2 部材が前記第 1 部材に係合され、前記第 1 部材または前記第 2 部材を相対的に回転させることで、前記回転器具の軸心に沿った方向の前記第 1 部材及び前記第 2 部材の相対位置を調整可能としてもよい。前記第 1 部材及び前記第 2 部材の相対位置の調整が、容易且つ正確に行えるという利点がある。

【 0 0 4 9 】

この場合、位置調整された前記第 2 部材を前記第 1 部材上に固定するために、ネジによって前記第 1 部材に係合された追加の第 2 部材を備えてもよい。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 5 0 】

さらに、前記第 2 部材と前記ガイド部材または前記埋設穴形成箇所との表面の間に、前記第 1 部材と前記第 2 部材の相対移動の前記限界点を調整するためのスペーサが配置されるのが好ましい。この場合、高さ（厚さ）の異なる複数のスペーサを用意しておき、それらを選択的に使用することで、前記回転部材や、当該歯科用インプラント埋設穴形成補助装置を交換することなく、前記インプラント埋設穴の前記最大深度を調整することが容易である、という利点がある。

## 【 0 0 5 1 】

前記第 1 部材または前記第 2 部材の外面には、前記第 1 部材と前記第 2 部材の相対距離または相対位置を示す記号が付されるのが好ましい。この例では、前記第 1 部材と前記第 2 部材の相対距離または相対位置を確認しながら前記インプラント埋設穴を形成することができる、という利点がある。ここで「記号」とは、本発明の第 1 の観点による歯科用インプラント埋設穴形成補助装置で述べたものと同じである。

10

## 【 0 0 5 2 】

好ましくは、前記第 1 部材は、磁石を含んでいて、前記磁石の磁力を用いて前記第 1 部材が前記ハンドピースまたは前記回転器具に装着可能とされる。または、前記第 1 部材を前記ハンドピースに装着するための装着部材をさらに備え、前記第 1 部材が前記装着部材に係止されるように構成される。

## 【 0 0 5 3 】

好ましくは、前記第 2 部材は、前記回転器具に水を供給するための給水部を備える。

20

## 【 0 0 5 4 】

前記第 1 部材が、前記ハンドピースに接続可能な延長シャフト部を有しており、前記回転器具が前記延長シャフト部を介して前記ハンドピースに回転可能に接続されるようにしてもよい。前記第 1 部材が、ハンドピース・カバーまたはそれに類似したカバーを用いて前記ハンドピースに装着される構成を持ってもよい。

## 【 0 0 5 5 】

( 5 ) 本発明の第 3 の観点では、さらに他の歯科用インプラント埋設穴形成補助装置が提供される。この歯科用インプラント埋設穴形成補助装置は、

歯科用インプラント治療において、ドリル等の回転器具を用いて患者の顎骨にインプラント埋設穴を形成する際に補助的に使用される装置であって、

30

前記回転器具または前記回転器具が装着されるハンドピースに装着可能な構成を持つ第 1 部材と、

前記ハンドピースに装着された前記回転器具の軸心に沿って相対移動できるように、前記第 1 部材に係合された第 2 部材とを備え、

前記第 1 部材は前記回転器具の軸心と同心に配置されていると共に、前記第 2 部材は前記第 1 部材の外側において前記回転器具の軸心と同心に配置されており、

前記第 1 部材及び前記第 2 部材は、所望の相対位置に固定可能であり、

前記回転器具により前記顎骨の埋設穴形成箇所の前記インプラント埋設穴を形成する際には、前記第 1 部材及び前記第 2 部材が予め所望の相対位置で固定され、その後、前記第 2 部材がサージカルガイドのガイド部材に係合されると共に、前記第 1 部材及び前記第 2 部材のいずれか一方が、前記ガイド部材または埋設穴形成箇所の上に直接的または間接的に当接することで、前記回転器具の軸心に沿った前記第 1 部材及び前記第 2 部材の移動が停止するように構成され、

40

前記第 1 部材と前記第 2 部材の相対位置は、前記インプラント埋設穴の所望の最大深度に対応して設定された限界点を決定することを特徴とするものである。

## 【 0 0 5 6 】

本発明の第 3 の観点による歯科用インプラント埋設穴形成補助装置では、上記のような構成を有するので、前記第 1 部材を前記回転器具または前記ハンドピースに装着すると、前記第 2 部材は、前記ハンドピースに装着された前記回転器具の軸心に沿って相対移動可能となる。前記ハンドピースに装着された前記回転器具で前記顎骨の埋設穴形成箇所の前

50

記インプラント埋設穴を形成する際には、前記第 1 部材及び前記第 2 部材は予め所望の相対位置に固定される。そして、前記第 2 部材がサージカルガイドのガイド部材に係合されると、前記回転器具による作業が進むにつれて、前記第 1 部材及び前記第 2 部材が前記回転器具の軸心に沿った移動する。記第 1 部材及び前記第 2 部材のいずれか一方が、前記ガイド部材または埋設穴形成箇所表面に直接的または間接的に当接すると、前記回転器具の軸心に沿った前記第 1 部材及び前記第 2 部材の移動が停止する。

【 0 0 5 7 】

前記第 1 部材と前記第 2 部材の相対位置が、前記インプラント埋設穴の所望の最大深度に対応して設定された限界点を決定するので、所望の最大深度となるように前記第 1 部材と前記第 2 部材の相対位置を調整することにより、前記インプラント埋設穴の形成時に前記限界点を越えることが防止される。よって、前記回転器具により形成される前記インプラント埋設穴の深度が、前記最大深度を超えることがない。つまり、前記最大深度を超えて前記インプラント埋設穴が形成されるという事態は確実に防止される。

10

【 0 0 5 8 】

また、前記第 1 部材または前記第 2 部材と前記ハンドピースの間に適当なスペーサを介在させたり、前記ガイド部材または前記埋設穴形成箇所と、それに近接する前記第 1 部材または前記第 2 部材との間に、適当なスペーサを介在させたり、前記第 1 部材及び前記第 2 部材の少なくとも一方について前記回転器具の軸心に沿った長さを変えたりすることで、前記第 1 部材と前記第 2 部材の相対移動の限界点を容易に調整できるので、前記所望の最大深度の調整も容易である。

20

【 0 0 5 9 】

また、本発明の第 3 の観点による歯科用インプラント埋設穴形成補助装置は、前記第 1 部材を前記回転器具または前記ハンドピースに装着することで使用可能となるので、歯科医師が既に所有しているハンドピースに装着して使用することが可能である。

【 0 0 6 0 】

さらに、前記インプラント埋設穴を形成する際には、前記第 2 部材を前記ガイド部材または前記埋設穴形成箇所表面に直接的または間接的に当接させ、予め相対位置に固定された前記第 1 部材及び前記第 2 部材を前記回転器具の軸心に沿って相対移動させればよい。また、前記第 1 部材と前記第 2 部材の相対移動には前記限界点が設けられているから、前記所望の最大深度を超えないように注意する必要もない。したがって、本発明の第 3 の観点による歯科用インプラント埋設穴形成補助装置は、取り扱いも容易である。

30

【 0 0 6 1 】

しかも、上述した構成を持つ前記第 1 部材と前記第 2 部材を含む簡単な構成であるだけでなく、特別に高価な材料や特別な製法を使用する必要もないから、低いコストで製造することができる。

【 0 0 6 2 】

( 6 ) 本発明の第 3 の観点による歯科用インプラント埋設穴形成補助装置の好ましい例では、前記第 1 部材が略円筒形であり、前記第 2 部材が前記第 1 部材と同心でそれよりも直径が大きい略円筒形とされる。この例では、前記第 1 部材と前記第 2 部材の構成がより簡単になる、という利点がある。

40

【 0 0 6 3 】

この例では、前記第 2 部材を前記第 1 部材に固定する機構が設けられるのが好ましい。この例では、前記インプラント埋設穴を形成する前に、前記第 1 部材及び前記第 2 部材を、所望の相対位置に容易に固定できる、という利点がある。

【 0 0 6 4 】

前記第 2 部材を前記第 1 部材に固定する機構としては、前記第 1 部材に形成されたネジと、前記第 2 部材に形成されたネジとによって、前記第 2 部材が前記第 1 部材に係合されており、前記第 1 部材または前記第 2 部材を相対的に回転させることで、前記回転器具の軸心に沿った方向の前記第 1 部材及び前記第 2 部材の相対位置を調整可能とされるのが好ましい。また、前記第 1 部及び前記第 2 部材のいずれか一方に形成された係合孔に、他方

50

に形成された係合突起を押し込む（または嵌合させる）ことで、前記第２部材が前記第１部材に係合・固定されるようにしてもよい。

【００６５】

さらに、前記第２部材と前記ガイド部材または前記埋設穴形成箇所との表面の間に、前記第１部材と前記第２部材の相対移動の前記限界点を調整するためのスペーサが配置されるのが好ましい。この場合、高さ（厚さ）の異なる複数のスペーサを用意しておき、それらを選択的に使用することで、前記回転部材や、当該歯科用インプラント埋設穴形成補助装置を交換することなく、前記インプラント埋設穴の前記最大深度を調整することが容易である、という利点がある。

【００６６】

前記第１部材または前記第２部材の外面には、前記第１部材と前記第２部材の相対距離または相対位置を示す記号が付されるのが好ましい。この例では、前記第１部材と前記第２部材の相対距離または相対位置を確認しながら前記インプラント埋設穴を形成することができる、という利点がある。ここで「記号」とは、本発明の第１の観点による歯科用インプラント埋設穴形成補助装置で述べたものと同じである。

【００６７】

好ましくは、前記第１部材は、磁石を含んでいて、前記磁石の磁力を用いて前記第１部材が前記ハンドピースまたは前記回転器具に装着可能とされる。または、前記第１部材を前記ハンドピースに装着するための装着部材をさらに備え、前記第１部材が前記装着部材に係止されるように構成される。

【００６８】

好ましくは、前記第２部材は、前記回転器具に水を供給するための給水部を備える。

【００６９】

前記第１部材が、前記ハンドピースに接続可能な延長シャフト部を有しており、前記回転器具が前記延長シャフト部を介して前記ハンドピースに回転可能に接続されるようにしてもよい。前記第１部材が、ハンドピース・カバーまたはそれに類似したカバーを用いて前記ハンドピースに装着される構成を持ってもよい。

（７） 本発明において、「回転器具」とは、インプラント埋設穴の形成に使用される回転式の器具を意味する。具体的には、ドリルの他、サーキュラーナイフなどの回転式歯肉切除器具、ラウンドバー、プラットホームリーマー、プロファイラーなどの骨形態修正器具、トレフィンバーなどの骨片回収器具、ボンスブレッダーなどの骨幅径増大器具、サイナスリーマーなどの上顎洞底挙上用器具、タッピングインスツルメントなどのねじ切り形成器具、インプラントホルダー、コントラアダプターなどのインプラント埋設穴の形成やねじ切り形成と同時にインプラントを埋設できる器具、ドリルエクステンションなどのドリル、その他の器具を延長するための器具などを意味する。

【発明の効果】

【００７０】

本発明の第１、第２及び第３の観点による歯科用インプラント埋設穴形成補助装置によれば、（ａ）ドリル等の回転器具を用いたインプラント埋設穴の形成時に、所望の最大深度を超えてインプラント埋設穴が形成されるという事態を確実に防止できると共に、前記最大深度の調整も容易に行える、（ｂ）歯科医師が既に所有しているハンドピースに装着して使用できると共に、取り扱いも容易であり、しかも、低いコストで製造することができる、という効果がある。

【図面の簡単な説明】

【００７１】

【図１】本発明の第１実施形態に係る歯科用インプラント埋設穴形成補助装置の全体構成を示す要部断面正面図である。

【図２】図１の歯科用インプラント埋設穴形成補助装置の使用状態を示す斜視図である。

【図３】図１の歯科用インプラント埋設穴形成補助装置に使用された第１部材の断面図である。

10

20

30

40

50

【図 4】(a) は図 3 の第 1 部材に使用された部材本体の断面図、(b) はその平面図である。

【図 5】(a) は図 3 の第 1 部材に使用された磁石の断面図、(b) はその平面図である。

【図 6 A】図 1 の歯科用インプラント埋設穴形成補助装置に使用された第 2 部材の一部断面正面図である。

【図 6 B】図 1 の歯科用インプラント埋設穴形成補助装置に使用された第 2 部材の平面図である。

【図 7】(a) は図 1 の歯科用インプラント埋設穴形成補助装置と共に使用されるスペーサを示す断面図、(b) はその平面図である。

10

【図 8】(a) ~ (c) は、偏心型サージカルガイドを用いて、図 1 の歯科用インプラント埋設穴形成補助装置によってインプラント埋設穴を形成するプロセスを示す一部断面正面図である。

【図 9】(a) ~ (c) は、同心型サージカルガイドを用いて、図 1 の歯科用インプラント埋設穴形成補助装置によってインプラント埋設穴を形成するプロセスを示す一部断面正面図である。

【図 10】本発明の第 2 実施形態に係る歯科用インプラント埋設穴形成補助装置の全体構成を示す要部断面正面図である。

【図 11】本発明の第 3 実施形態に係る歯科用インプラント埋設穴形成補助装置の全体構成を示す斜視図である。

20

【図 12】図 11 の歯科用インプラント埋設穴形成補助装置をハンドピースに装着するために使用された装着部材の構成を示す分解斜視図である。

【図 13】図 11 の歯科用インプラント埋設穴形成補助装置に使用された第 1 部材と第 2 部材の係合状態を示す断面図である。

【図 14】(a) ~ (c) は、同心型サージカルガイドを用いて、図 11 の歯科用インプラント埋設穴形成補助装置によってインプラント埋設穴を形成するプロセスを示す一部断面正面図である。

【図 15】本発明の第 4 実施形態に係る歯科用インプラント埋設穴形成補助装置の全体構成を示す要部断面正面図である。

【図 16】本発明の第 5 実施形態に係る歯科用インプラント埋設穴形成補助装置の全体構成を示す要部断面正面図である。

30

【図 17】図 16 の歯科用インプラント埋設穴形成補助装置に使用された第 1 部材の斜視図である。

【図 18】図 16 の歯科用インプラント埋設穴形成補助装置に使用された第 2 部材の斜視図である。

【図 19】本発明の第 6 実施形態に係る歯科用インプラント埋設穴形成補助装置の全体構成を示す要部断面正面図である。

【図 20】本発明の第 7 実施形態に係る歯科用インプラント埋設穴形成補助装置の全体構成を示す要部断面正面図である。

【図 21】図 20 の歯科用インプラント埋設穴形成補助装置に使用された第 1 部材におけるリング係合状態を示す横断面図である。

40

【図 22】図 20 の歯科用インプラント埋設穴形成補助装置に使用された第 2 部材におけるリング係合状態を示す部分縦断面図である。

【図 23】本発明の第 8 実施形態に係る歯科用インプラント埋設穴形成補助装置の全体構成を示す断面図である。

【図 24】図 23 の歯科用インプラント埋設穴形成補助装置に使用された第 1 部材の断面図である。

【図 25】図 23 の歯科用インプラント埋設穴形成補助装置に使用された第 2 部材の断面図である。

【図 26】本発明の第 9 実施形態に係る歯科用インプラント埋設穴形成補助装置の全体構

50

成を示す図で、第２部材がストッパとして機能する場合の断面図である。

【図２７】図２６の歯科用インプラント埋設穴形成補助装置において、第１部材がストッパとして機能する場合の断面図である。

【図２８】本発明の第１０実施形態に係る歯科用インプラント埋設穴形成補助装置の全体構成を示す要部断面正面図である。

【図２９】本発明の第１１実施形態に係る歯科用インプラント埋設穴形成補助装置において、第１部材のハンドピースへの保持構造を示す要部断面正面図である。

【図３０】本発明の第１２実施形態に係る歯科用インプラント埋設穴形成補助装置の全体構成を示す要部断面正面図である。

【図３１】本発明の第１３実施形態に係る歯科用インプラント埋設穴形成補助装置の全体構成を示す要部断面正面図である。

【図３２】本発明の第１４実施形態に係る歯科用インプラント埋設穴形成補助装置の全体構成を示す要部断面正面図である。

【図３３】図３２の歯科用インプラント埋設穴形成補助装置に使用された第１部材の正面図である。

【図３４】図３２の歯科用インプラント埋設穴形成補助装置に使用された第２部材の正面図である。

【発明を実施するための形態】

【００７２】

以下、添付図面を参照しながら、本発明の好適な実施形態について説明する。

【００７３】

（第１実施形態）

図１及び図２に、本発明の第１実施形態に係る歯科用インプラント埋設穴形成補助装置１の全体構成を示す。本実施形態は、上述した本発明の第１の観点による歯科用インプラント埋設穴形成補助装置に対応する。

【００７４】

両図から分かるように、本実施形態に係る歯科用インプラント埋設穴形成補助装置１は、ハンドピース１０のヘッド１１の下面に装着された第１部材２０と、その第１部材２０によってヘッド１１の下方に相対移動可能に保持された第２部材３０とを備えている。

【００７５】

第１部材２０は、図３～図５に示すように、中心部に円形の貫通孔２１ａを有し且つ片面に凹部２１ｂを有する略円板状の部材本体２１と、その部材本体２１の凹部２１ｂに嵌合・固着された円環状の磁石２２とから構成されている。部材本体２１の円形の貫通穴２１ａと、磁石２２の円形の貫通孔２２ａとは、同心である。貫通孔２１ａと２２ａには、ハンドピース１０のヘッド１１に回転可能に装着されたドリル５２が挿通されている。ヘッド１１の下面に接触せしめられているのは、磁石２２の露出面で、磁石２２はそれ自身が持つ磁力（磁気吸引力）によって、前記下面に密着・固定されている。

【００７６】

ドリル５２は、図１では上下方向に延在しており、その上端（基端）がヘッド１１の内部に挿入・係止されている。ドリル５２は、ヘッド１１とネック１２に内蔵された公知の駆動機構（図示せず）によって、その軸心Ｘの周りに回転せしめられる。ドリル５２は、必要に応じて、サイズの異なる他のドリル等と交換可能である。

【００７７】

第１部材２０は、既存のハンドピース１０のヘッド１１に第２部材３０を後付けするために設けられたものである。そのため、第１部材２０は、図３及び図４に示すように、部材本体２１の一端から、部材本体２１（つまり第１部材２０）に平行に（図１では水平方向に）突出した係合部２１ｃを有している。係合部２１ｃは、図４に示すように、略扇形であり、後述する第２部材３０の案内溝３１の案内溝３１ｃと係合して、その案内溝３１ｃに沿って上下方向にスライドされるようになっている。

【００７８】

10

20

30

40

50

第２部材３０は、図６Ａ及び図６Ｂに示すように、全体が略階段状の構成を有している。すなわち、上下方向に延在する棒状の案内部３１と、案内部３１の下端に一端が接続され且つ水平方向に延在する板状の連結部３２と、連結部の他端に形成され且つ上下方向に延在する略円筒形の係合案内部３３とを有している。案内部３１は、インプラント埋設穴形成時に、偏心型サージカルガイドのガイド溝に係合せしめられ、そのガイド溝に沿ってインプラント埋設穴形成補助装置１を案内する。係合案内部３３は、インプラント埋設穴形成時に、同心型サージカルガイドのガイド溝に係合せしめられ、そのガイド溝に沿ってインプラント埋設穴形成補助装置１を案内する。係合案内部３３は、また、それを貫通しているドリル５２と内部に係合して、第１部材２０に対する第２部材３０の相対移動を安定させる作用もする。

10

#### 【００７９】

案内部３１は、図６Ｂに示すように、断面が円弧状で、その内側に案内溝３１ｃが形成されている。案内溝３１ｃには、第１部材２０の係合部２１ｃに係合している。第２部材３０は、案内溝３１ｃに沿って且つ案内溝３１ｃに案内されながら、上下に移動可能である。

#### 【００８０】

案内部３１の外面には、インプラント埋設穴の形成作業中に歯科医師が、インプラント埋設穴の現在の深度を目視で確認できるように、目盛り３１ａが表示されている。歯科医師は、目盛り３１ａを読み取ることで、埋設穴形成箇所やドリル５２の先端がはっきりと見えなくても、現在の深度を知ることができるので、穿孔作業を安心且つ安全に行うことができる。目盛り３１ａは、ここでは、等間隔で表示された互いに平行な複数の線分と、それら線分の近傍に付された数値とから形成されている。

20

#### 【００８１】

案内部３１の上端には、係合案内部３３の側（内方）に水平に突出した小さな突起３１ｂが形成されている。突起３１ｂは、図１に示すように、第１部材２０の係合部２１ｃに係合して、第２部材３０が図１の状態からそれ以上に下降するのを防止している。第１部材２０の係合部２１ｃと案内溝３１ｃとの係合は、第１部材２０をハンドピース１０に装着する前に行うが、突起３１ｂを第２部材３０のそれ以外の部分とは別体として形成しておき、案内溝３１ｃにその上端から第１部材２０の係合部２１ｃに係合させた後、案内部３１の上端に圧入したりネジ等で固定したりしてもよい。

30

#### 【００８２】

略円筒形の係合案内部３３は、第１部材２０の直下であり、ドリル５２が内部を貫通している。係合案内部３３の上壁（第１部材２０側の壁）には、ドリル５２と同心となる位置に、円形の透孔３５が形成されており、ドリル５２はその透孔３５を通過して下方に延在している。ドリル５２の刃部５２ａの直径は、シャンク５２ｂの直径とほぼ同じか、それより小さいので、シャンク５２ｂだけでなく刃部５２ａも透孔３５を挿通可能である。ドリル５２の刃部５２ａの直径が、シャンク５２ｂの直径より大きい場合は、シャンク５２ｂのみが透孔３５を挿通可能となるように、係合案内部３３の位置やサイズを調整する必要がある。

#### 【００８３】

係合案内部３３の透孔３５は、テーパ状であって、その下端にはエッジ３３ａが形成されている。エッジ３３ａの直径は、ドリル５２のシャンク５２ｂの直径よりわずかに大きくされており、シャンク５２ｂがエッジ３３ａに僅かに触れることによって、ドリル５２を軸心Ｘの方向に案内するようになっている。このように、ドリル５２は、上方にある基端部においてヘッド１１に支持され駆動されると同時に、下端に近い位置においてエッジ３３ａで係合・案内されるので、係合案内部３３のひいては第２部材３０の相対移動を安定させることができる。

40

#### 【００８４】

係合案内部３３の円筒形の側壁には、給水部３４が設けられている。給水部３４には、図２に示すように、連結チューブ１５が接続可能であり、給水管１４を介して水を供給可

50

能である。その結果、係合案内部 3 3 の内部において、ドリル 5 2 が患者の顎骨を穿孔する際にその箇所にも水を供給することが可能である。

【 0 0 8 5 】

図 2 に示すように、ハンドピース 1 0 のヘッド 1 1 にも、給水部 1 3 が設けられている。給水部 1 3 には、連結チューブ 1 6 が接続可能であり、第 2 部材 3 0 の給水部 3 4 と共通の給水管 1 4 を介して、水を供給可能である。その結果、水をドリル 5 2 の外部に放出することで、ドリル 5 2 の埋設穴形成箇所に水を供給することが可能である。

【 0 0 8 6 】

第 1 部材 2 0 の下面、言い換えれば、部材本体 2 1 の貫通穴 2 1 a から露出している磁石 2 2 の内面と、それに対向する第 2 部材 3 0 の係合案内部 3 3 の上面との間には、ドリル 5 2 の外周を取り囲むように、バネ 5 1 が装着されている。バネ 5 1 は、第 2 部材 3 0 の係合案内部 3 3 を下方に付勢（押圧）する圧縮バネ（つまきバネ）であり、係合案内部 3 3 を常時、第 1 部材 2 0 すなわちヘッド 1 1 から引き離す作用をする。このため、ヘッド 1 1 を押圧してバネ 5 1 に外力を印加していない時は、図 1 に示すように、係合案内部 3 3 と第 1 部材（またはヘッド 1 1）との距離は最大となっている。

【 0 0 8 7 】

この歯科用インプラント埋設穴形成補助装置 1 では、図 1 に示すように、第 1 部材 2 0 の直下に、一側面を開口した略筒状のスペーサ 4 0 が設けられている。スペーサ 4 0 は、簡易にインプラント埋設穴の最大深度を調整するためのものである。スペーサ 4 0 は、図 7 に示すように、略 C 字形の断面形状を持っているので、また、スペーサ 4 0 の内径はバネ 5 1 の直径よりも大きくされているので、歯科医師が水平に（ドリル 5 2 に直交する方向に）押し込み、あるいは、引っ張ることで、ドリル 5 2 をハンドピース 1 0 から外すことなく、ドリル 5 2 の外側に容易に装着あるいは離脱することができる。

【 0 0 8 8 】

スペーサ 4 0 は、ここでは、磁性材料で形成されているので、磁石 2 2 の磁力によって、磁石 2 2 の下面に密着・保持されている。しかし、磁性材料で形成されていなくてもよい。その場合、スペーサ 4 0 は第 1 部材 2 0 に密着しないが、係合案内部 3 3 の上面で保持されるので、それより下方に落下することはない。

【 0 0 8 9 】

インプラント埋設穴形成補助装置 1 により得られるインプラント埋設穴の最大深度は、第 1 部材 2 0 の下面（スペーサ 4 0 が接触している面）と第 2 部材 3 0 の係合案内部 3 3 の上面の間の距離と、ドリル 5 2 の全長とで決定されるが、その最大深度が所望の最大深度よりも大きい場合がしばしばある。そのような場合には、所望の最大深度に最適な高さ（厚さ）を持つスペーサ 4 0 をドリル 5 2 にそれと同心となるように装着する（図 1 を参照）ことで、容易に所望の最大深度を実現することができる。さらに、高さ（厚さ）が段階的に異なるスペーサ 4 0 を複数個用意しておけば、必要に応じて最適な高さ（厚さ）のスペーサ 4 0 を交換しながら選択使用することで、種々の所望の最大深度に対応することが可能である。

【 0 0 9 0 】

次に、以上のような構成を持つ本発明の第 1 実施形態に係る歯科用インプラント埋設穴形成補助装置 1 の動作（使用状態）について説明する。

【 0 0 9 1 】

図 8 は、偏心型サージカルガイドを使用して、第 1 実施形態のインプラント埋設穴形成補助装置 1 によってインプラント埋設穴を形成するプロセスを示す。

【 0 0 9 2 】

まず、歯科医師は、ハンドピース 1 0 を保持して、図 8（a）に示すように、偏心型サージカルガイド（図示せず）のガイド部材 1 0 1 のガイド溝に、その上方から第 2 部材 3 0 の案内部 3 1 を係合させる。つまり、偏心型サージカルガイドの場合は、係合案内部 3 3 ではなく、ヘッド 1 1 から偏心した位置にある案内部 3 1 を使用するのである。そして、ドリル 5 2 を回転させながらインプラント埋設穴形成補助装置 1 を降下させていくが、

10

20

30

40

50



その時、ガイド部材 101 のガイド溝によって当該装置 1 の位置と方向が確定され、その方向に案内されるので、ドリル 52 による穿孔位置と穿孔方向が正確になる。

【0093】

図 8 (a) は、回転しているドリル 52 の先端の刃部 52a が、患者の顎骨 72 の表面の粘膜 71 に形成された孔を通して、少しだけ顎骨 72 に入り込んだ状態を示している。この状態では、第 1 部材 20 と第 2 部材 30 の相対位置は、図 1 の初期状態のままである。換言すれば、第 1 部材 20 と第 2 部材 30 の相対距離が最大の位置にある。

【0094】

次に、歯科医師は、ドリル 52 を回転させながら、ハンドピース 10 のヘッド 11 に下向きの押圧力を加え、少しずつ顎骨 72 を穿孔していく。この時、図 8 (b) に示すように、第 2 部材 30 の係合案内部 33 の下端は、埋設穴形成箇所にある粘膜 71 (または顎骨 72) の表面に到達しており、したがって、第 2 部材 30 はほぼその位置で停止している。また、ハンドピース 10 とそれに装着された第 1 部材 20 は、第 2 部材 30 に対して下方に少し変位している。その結果、第 1 部材 20 の下面とそれに対向する第 2 部材 30 の係合案内部 33 の上面との間の距離は、図 8 (a) の状態よりも短くなっている。歯科医師は、ドリル 52 による穿孔作業中に、第 2 部材 30 の案内部 31 に設けられた目盛り 31a を読み取ることによって、現在の穿孔深度を容易且つ確実に知ることができるので、穿孔深度を確認しながら的確に穿孔作業を行える。こうして、顎骨 72 にインプラント埋設穴 H が形成され始める。

【0095】

歯科医師は、ドリル 52 を回転させながら、さらに、ハンドピース 10 のヘッド 11 に下向きの押圧力を加えて顎骨 72 の穿孔を進めていくが、やがて、図 8 (c) に示すように、ヘッド 11 の下面に装着されたスペーサ 40 の下端が、それに対向する第 2 部材 30 の係合案内部 33 の上面に当接する。この時、第 1 部材 20 の下面とそれに対向する第 2 部材 30 の係合案内部 33 の上面との間の距離は、スペーサ 40 の高さ (厚さ) に等しくなっている。これは、第 1 部材 20 と第 2 部材 30 の相対移動が、インプラント埋設穴 H の所望の最大深度に対応して設定された限界点を持っていることを意味する。

【0096】

図 8 (c) の状態になると、押圧力を加えても、ハンドピース 10 はそれ以上の下降ができないので、埋設穴 H の最大深度は、スペーサ 40 の高さ (厚さ) とドリル 52 の全長とで規定される深度に等しくなる。したがって、顎骨 72 の穿孔がそれ以上に進行することがなく、埋設穴 H の所望の最大深度を越えて穿孔が進行するのを確実に防止することができる。また、歯科医師は、第 2 部材 30 の目盛り 31a を読み取ることによって、その時の深度が所望の最大深度であることを確認することができる。

【0097】

以上の説明は、偏心型サージカルガイドを使用した場合であるが、第 1 実施形態のインプラント埋設穴形成補助装置 1 は同心型サージカルガイドも使用可能である。よって、次に、図 9 を参照しながら、同心型サージカルガイドを使用して、同装置 1 によってインプラント埋設穴を形成するプロセスについて説明する。

【0098】

まず、歯科医師は、図 9 (a) に示すように、同心型サージカルガイド (図示せず) のガイド部材 102 のガイド溝に、その上方から第 2 部材 30 の係合案内部 33 を係合させる。つまり、同心型サージカルガイドの場合は、案内部 31 ではなく、ヘッド 11 の直下にある係合案内部 33 を使用するのである。そして、ドリル 52 を回転させながらインプラント埋設穴形成補助装置 1 を降下させていくが、その時、ガイド部材 102 のガイド溝によって当該装置 1 の位置と方向が確定され、その方向に案内されるので、ドリル 52 による穿孔位置と穿孔方向が正確になる。この時、第 2 部材 30 の連結部 32 の下端は、ガイド部材 102 の上端に当接し、その位置で停止する。なお、係合案内部 33 の側面には給水部 34 が突出形成されているので、ガイド部材 102 のガイド溝には、給水部 34 が上方から嵌入可能なスリットを設けておく必要がある。

## 【 0 0 9 9 】

図 9 ( a ) は、回転しているドリル 5 2 の先端の刃部 5 2 a が、埋設穴形成箇所にある患者の粘膜 7 1 に形成された孔を通して顎骨 7 2 の表面に到達した状態を示している。この状態では、第 1 部材 2 0 と第 2 部材 3 0 の相対位置は、図 1 の初期状態のままである。換言すれば、第 1 部材 2 0 と第 2 部材 3 0 の相対距離が最大の位置にある。

## 【 0 1 0 0 】

次に、歯科医師は、ドリル 5 2 を回転させながら、ハンドピース 1 0 のヘッド 1 1 に下向きの押圧力を加え、少しずつ顎骨 7 2 を穿孔していく。この時、図 9 ( b ) に示すように、第 2 部材 3 0 の連結部 3 2 の下端が、ガイド部材 1 0 2 の上端に当接し、その位置で停止している。また、ハンドピース 1 0 とそれに装着された第 1 部材 2 0 は、第 2 部材 3 0 に対して下方に変位している。その結果、第 1 部材 2 0 の下面とそれに対向する第 2 部材 3 0 の係合案内 3 3 の上面との間の距離は、図 9 ( a ) の状態よりも短くなっている。歯科医師は、ドリル 5 2 による穿孔作業中に、第 2 部材 3 0 の案内 3 1 に設けられた目盛り 3 1 a を読み取ることによって、現在の穿孔深度を容易且つ確実に知ることができるので、穿孔深度を確認しながら的確に穿孔作業を行える。こうして、顎骨 7 2 にインプラント埋設穴 H が形成され始める。

## 【 0 1 0 1 】

歯科医師は、ドリル 5 2 を回転させながら、さらに、ハンドピース 1 0 のヘッド 1 1 に下向きの押圧力を加えて顎骨 7 2 の穿孔を進めていくが、やがて、図 9 ( c ) に示すように、ヘッド 1 1 の下面に装着されたスペーサ 4 0 の下端が、それに対向する第 2 部材 3 0 の係合案内 3 3 の上面に当接する。この時、第 1 部材 2 0 の下面とそれに対向する第 2 部材 3 0 の係合案内 3 3 の上面との間の距離は、スペーサ 4 0 の高さ ( 厚さ ) に等しくなっている。これは、第 1 部材 2 0 と第 2 部材 3 0 の相対移動が、インプラント埋設穴 H の所望の最大深度に対応して設定された限界点を持っていることを意味する。

## 【 0 1 0 2 】

図 9 ( c ) の状態になると、ハンドピース 1 0 はそれ以上の下降ができなくなるので、埋設穴 H の最大深度は、スペーサ 4 0 の高さ ( 厚さ ) とドリル 5 2 の全長とで規定される深度に等しくなる。したがって、顎骨 7 2 の穿孔がそれ以上に進行することがなく、埋設穴 H の所望の最大深度を越えて穿孔が進行するのを確実に防止することができる。また、歯科医師は、第 2 部材 3 0 の目盛り 3 1 a を読み取ることによって、その時の深度が所望の最大深度であることを確認することができる。

## 【 0 1 0 3 】

本発明の第 1 実施形態に係る歯科用インプラント埋設穴形成補助装置 1 は、上述したような構成を有するので、第 1 部材 2 0 をドリル 5 2 またはハンドピース 1 0 に装着すると、第 2 部材 3 0 は、ハンドピース 1 0 に装着されたドリル 5 2 の軸心 X に沿って相対移動可能となる。また、ハンドピース 1 0 に装着されたドリル 5 2 で顎骨 7 2 の埋設穴形成箇所にインプラント埋設穴 H を形成する際には、第 2 部材 3 0 が前記埋設穴形成箇所の表面またはサージカルガイドのガイド部材 1 0 2 に当接し、第 1 部材 2 0 がドリル 5 2 の軸心 X に沿って相対移動するため、ドリル 5 2 による作業が進むにつれて、第 1 部材 2 0 と第 2 部材 3 0 の間の距離が徐々に変化する。

## 【 0 1 0 4 】

第 1 部材 2 0 と第 2 部材 3 0 の相対移動は、インプラント埋設穴 H の所望の最大深度に対応して設定された限界点を持っているので、インプラント埋設穴 H の形成時における第 1 部材 2 0 と第 2 部材 3 0 の相対移動が、前記限界点を越えて行われることはない。よって、ドリル 5 2 により形成されるインプラント埋設穴 H の深度が、前記最大深度を超えることがない。つまり、前記最大深度を越えてインプラント埋設穴 H が形成されるという事態は確実に防止される。

## 【 0 1 0 5 】

また、第 1 部材 2 0 と第 2 部材 3 0 の間に適当なスペーサ 4 0 を介在させることで、第 1 部材 2 0 と第 2 部材 3 0 の相対移動の限界点を容易に調整できるので、所望の最大深度

の調整も容易である。

【0106】

また、本実施形態の歯科用インプラント埋設穴形成補助装置1は、第1部材20をドリル52またはハンドピース10に装着することで使用可能となるので、歯科医師が既に所有しているハンドピースに装着して使用することが可能である。

【0107】

さらに、インプラント埋設穴Hを形成する際には、第2部材30を、ガイド部材102または前記埋設穴形成箇所10の表面に当接させ、第1部材20をドリル52の軸心Xに沿って相対移動させればよい。また、第1部材20と第2部材30の相対移動には前記限界点が設けられているから、前記所望の最大深度を超えないように注意する必要もない。したがって、本実施形態の歯科用インプラント埋設穴形成補助装置1は、取り扱いも容易である。

10

【0108】

しかも、上述した構成を持つ第1部材20と第2部材30を含む簡単な構成であるだけでなく、特別に高価な材料や特別な製法を使用する必要もないから、低いコストで製造することができる。

【0109】

本実施形態で第2部材30に設けられている偏心型サージカルガイド用の案内部31は、本発明の他の実施形態にも適用可能である。

20

【0110】

第1部材20と第2部材30の材料は、特に限定されない。必要な剛性が得られるものであれば、アルミニウム、ステンレス等の任意の金属を使用できるし、十分な強度があれば、合成樹脂も使用可能である。この点は、以下の各実施形態についても同様である。

【0111】

本明細書では、説明の便宜のために、歯科用インプラント埋設穴形成補助装置1の構成を、その回転器具(例えばドリル52)を上下方向に配置した状態として説明し、下顎の骨にインプラント埋設穴Hを形成すると仮定して説明している。しかし、本発明はこれに限定されるわけではない。上顎の骨にインプラント埋設穴を形成する場合では、ここにした説明と図面とは上下が反転して、ハンドピースが下位に位置し、ドリル等の回転器具が上位に位置することは言うまでもない。

30

【0112】

(第2実施形態)

図10は、本発明の第2実施形態に係る歯科用インプラント埋設穴形成補助装置1Aの全体構成を示す、図1と同様の図である。本実施形態も、上述した本発明の第1の観点による歯科用インプラント埋設穴形成補助装置に対応する。

【0113】

同図から分かるように、本第2実施形態に係るインプラント埋設穴形成補助装置1Aの構成は、上記第1実施形態のインプラント埋設穴形成補助装置1において、ハンドピース10のヘッド11の直下に間隔をあけて設けられた係合案内部33に代えて、係合部37が設けられている点を除き、上述した第1実施形態の装置1Aと同じ構成である。したがって、構成が同一の部分については、同一の構成要素には同一の符号を付してその説明を省略し、相違点のみについて説明する。

40

【0114】

上述した第1実施形態のインプラント埋設穴形成補助装置1は、偏心型サージカルガイドと同心型サージカルガイドのいずれも使用可能、つまり「偏心型・同心型のサージカルガイド兼用」として構成されていたが、本第2実施形態のインプラント埋設穴形成補助装置1Aは、偏心型サージカルガイドのみが使用可能であり、「偏心型サージカルガイド専用」である。このため、上記第1実施形態におけるような係合案内部33は不要であるから、上記第1実施形態における係合案内部33の高さを小さくして、サージカルガイドのガイド部材に係合できないように形成した係合部37を設けている。

50

## 【 0 1 1 5 】

上述した第 1 実施形態の構成が複雑な場合や、偏心型サージカルガイドのみを使用することが予め分かっている場合には、本第 2 実施形態のような、簡略化した構成とすることもできる。

## 【 0 1 1 6 】

本第 2 実施形態では、偏心型サージカルガイドのみが使用可能である点を除き、上述した第 1 実施形態と同じ効果が得られることは明らかである。

## 【 0 1 1 7 】

( 第 3 実施形態 )

図 1 1 は、本発明の第 3 実施形態に係る歯科用インプラント埋設穴形成補助装置 1 B の全体構成を示す。本実施形態は、上述した本発明の第 2 の観点による歯科用インプラント埋設穴形成補助装置に対応する。

10

## 【 0 1 1 8 】

本実施形態に係るインプラント埋設穴形成補助装置 1 B は、上記第 1 実施形態とは異なり、第 1 部材 1 2 0 が、装着部材 6 0 を用いて、ハンドピース 1 0 のヘッド 1 1 に装着 ( 固定 ) されている。また、同心型サージカルガイド専用とされている。

## 【 0 1 1 9 】

本第 3 実施形態に係るインプラント埋設穴形成補助装置 1 B では、図 1 1 と図 1 3 に明瞭に示すように、第 1 部材 1 2 0 と第 2 部材 1 3 0 がいずれも両端を開口した円筒形であり、第 1 部材 1 2 0 が第 2 部材 1 3 0 の内部に挿入されている。第 1 部材 1 2 0 と第 2 部材 1 3 0 は、いずれもドリル 5 2 の軸心 X と同心である。第 1 部材 1 2 0 は、第 2 部材 1 3 0 の内部で上下方向に相対移動可能である。第 1 部材 1 2 0 の全長は、第 2 部材 1 3 0 の全長よりも小さい。

20

## 【 0 1 2 0 】

第 1 部材 1 2 0 の下端の外周面には、図 1 3 に示すように、環状突起 1 2 2 が形成されており、第 2 部材 1 3 0 の上端の内周面には、環状突起 1 3 2 が形成されている。第 1 部材 1 2 0 の環状突起 1 2 2 と第 2 部材 1 3 0 の環状突起 1 3 2 が係合することで、第 2 部材 1 3 0 が第 1 部材 1 2 0 から脱落しないようになっている。

## 【 0 1 2 1 】

装着部材 6 0 は、図 1 2 に明瞭に示すように、上下に係合部 6 1 と 6 2 がそれぞれ配置され、それらを連結部 6 3 で連結した構成を持っており、全体が横に倒した U 字形となっている。上位の係合部 6 1 は、略円弧状をしており、円環状の磁石 6 7 が嵌合される磁石嵌合部 6 4 を形成している。磁石 6 7 の中心には、ハンドピース 1 0 のヘッド 1 1 の突出部 1 1 a が嵌合可能な透孔 6 7 a を有している。下位の係合部 6 2 も、略円弧状をしており、円筒状の第 1 部材 1 2 0 が嵌合・固定される第 1 部材嵌合部 6 5 を形成している。

30

## 【 0 1 2 2 】

本第 3 実施形態に係るインプラント埋設穴形成補助装置 1 B をハンドピース 1 0 のヘッド 1 1 に装着する場合は、図 1 1 に示すように、装着部材 6 0 の上下にある係合部 6 1 と 6 2 をヘッド 1 1 の上下面にそれぞれ配置し、上位にある係合部 6 1 をヘッド 1 1 の突出部 1 1 a に係合させ、突出部 1 1 a と係合部 6 1 の磁石嵌合部 6 4 との間に磁石 6 7 を嵌め込めばよい。磁石 6 7 の磁力 ( 磁気吸引力 ) により、装着部材 6 0 はその状態でヘッド 1 1 に保持・固定される。

40

## 【 0 1 2 3 】

他方、第 1 部材 1 2 0 の一端 ( 下端 ) を第 2 部材 1 3 0 の内部に挿入して、図 1 3 のように互いに係合させてから、第 1 部材 1 2 0 の上端を、装着部材 6 0 の下位にある係合部 6 2 の第 1 部材嵌合部 6 5 に押圧しながら嵌合させる。つまり、第 1 部材 1 2 0 の上端を第 1 部材嵌合部 6 5 に圧入するのである。こうして、第 1 部材 1 2 0 の上端が装着部材 6 0 に接続される。

## 【 0 1 2 4 】

本第 3 実施形態に係るインプラント埋設穴形成補助装置 1 B は、以上のようにして、ハ

50

ンドピース１０のヘッド１１に装着され、図１１のような構成となる。互いに係合された第１部材１２０と第２部材１３０は、ドリル５２の軸心Ｘと同心状にヘッド１１の直下に位置する。

【０１２５】

ドリル５２は、上述したようにして第１部材１２０と第２部材１３０を装着部材６０に接続した後に、第２部材１３０の下方から、第２部材１３０と第１部材１２０の内部を通してヘッド１１の内部に挿入・係止される。

【０１２６】

次に、以上のような構成を持つ第３実施形態に係るインプラント埋設穴形成補助装置１Ｂの動作（使用状態）について、図１４を参照しながら説明する。ここでは、同心型サ

10

【０１２７】

まず、歯科医師は、図１４（ａ）に示すように、同心型サージカルガイド（図示せず）のガイド部材１０２のガイド孔に、その上方から円筒形の第２部材１３０を係合させる。つまり、そして、ドリル５２を回転させながらインプラント埋設穴形成補助装置１Ｂを降下させていくが、その時、ガイド部材１０２のガイド孔によって、第２部材１３０ひいては当該装置１Ｂの位置と方向が確定され、その方向に案内されるので、ドリル５２による穿孔位置と穿孔方向が正確になる。この時、第２部材１３０の下端は、埋設穴形成箇所において粘膜７１に形成された孔を通して顎骨７２の表面に当接し、その位置で停止する。

【０１２８】

20

本実施形態では、上述した第１実施形態のような給水部３４が第２部材１３０に突出形成されていないので、ガイド部材１０２のガイド孔にスリットを形成する（ガイド溝とする）ことは不要である。

【０１２９】

図１４（ａ）の状態では、回転しているドリル５２の先端の刃部５２ａが、患者の顎骨７２の表面に到達している。この状態では、ハンドピース１０（第１部材１２０）は、第２部材１３０に対してまったく変位していないか、少し変位しているだけである。例えば、第１部座１２０の環状突起１２２と第２部座１３０の環状突起１３２とが互いに係合した位置（第１部材１２０と第２部材１３０の相対距離が最大の位置）にあるか、それより少し変位した位置にある。

30

【０１３０】

次に、歯科医師は、ドリル５２を回転させながら、ハンドピース１０のヘッド１１に下向きの押圧力を加え、少しずつ顎骨７２を穿孔していく。この時、図１４（ｂ）に示すように、第２部材１３０の下端は、埋設穴形成箇所の表面に当接してその位置で停止しているのに対し、ハンドピース１０とそれに固定された第１部材１２０は、第２部材１３０に対して下方に相対移動する。その結果、第１部材１２０の上端と第２部材１３０の下端との間の距離は、図１４（ａ）の状態よりもかなり短くなっている。歯科医師は、穿孔作業中に、第１部材１２０の外面が見えるので、そこに上記第１実施形態のインプラント埋設穴形成補助装置１の目盛り３１と同様の目盛りを設けておけば、それを読み取ることによって、現在の穿孔深度を容易且つ確実に知ることができる。このため、上記第１実施形態と同様に、穿孔深度を確認しながら的確に穿孔作業を行える。その結果、顎骨７２にインプラント埋設穴Ｈが形成され始める。

40

【０１３１】

歯科医師は、ドリル５２を回転させながら、さらに、ハンドピース１０のヘッド１１に下向きの押圧力を加えて顎骨７２の穿孔を進めていくが、やがて、図１４（ｃ）に示すように、ヘッド１１の下面に位置する装着部材６０の係合部６２の下端が、それに対向する第２部材１３０の上端に当接する。この時、係合部６２の下端とそれに対向する第２部材１３０の上端との間の距離はゼロとなる。これは、第１部材１２０と第２部材１３０の相対移動が、インプラント埋設穴Ｈの所望の最大深度に対応して設定された限界点を持っていることを意味する。

50

## 【 0 1 3 2 】

なお、上述した第 1 実施形態で使用したスペーサ 4 0 と同様のスペーサを、係合部 6 2 と第 2 部材 1 3 0 の間において第 1 部材 1 2 0 の露出部分に挟み込んでおけば、係合部 6 2 の下端とそれに対向する第 2 部材 1 3 0 の上端との間の距離は、スペーサの高さ（厚さ）に等しくなる。したがって、第 2 部材 1 3 0 の第 1 部材 1 2 0 に対する移動距離（つまり最大深度）を、第 2 部材 1 3 0 の第 1 部材 1 2 0 を交換することなく、容易に減らすことができる。

## 【 0 1 3 3 】

第 1 部材 1 2 0 の全長が第 2 部材 1 3 0 の全長よりも小さいことから、図 1 4 ( c ) の状態になると、ハンドピース 1 0 はそれ以上の変位ができなくなるので、埋設穴 H の最大深度は、第 2 部材 1 3 0 の全長（高さ）とドリル 5 2 の全長とで規定される深度に等しくなる。したがって、顎骨 7 2 の穿孔がそれ以上に進行することがなく、埋設穴 H の最大深度を越えて穿孔が進行するのを確実に防止することができる。また、第 2 部材 1 3 0 の外面に上記第 1 実施形態の目盛り 3 1 a と同様の目盛りが設けてあれば、歯科医師は、これを読み取ることによって、その時の深度が所望の最大深度であることを確認することができる。また、歯科医師は、その目盛りを読み取ることによって、その時の深度が所望の最大深度であることを確認することができる。

10

## 【 0 1 3 4 】

以上述べたように、本発明の第 3 実施形態に係る歯科用インプラント埋設穴形成補助装置 1 B では、回転器具としてのドリル 5 2 が装着されるハンドピース 1 0 に装着部材 6 0 を用いて係止可能な構成を持つ第 1 部材 1 2 0 と、ハンドピース 1 0 に装着されたドリル 5 2 の軸心 X に沿って相対移動できるように、第 1 部材 1 2 0 に係合された第 2 部材 1 3 0 を備えている。第 1 部材 1 2 0 は、ドリル 5 2 の軸心 X と同心に配置され、第 2 部材 1 3 0 は、第 1 部材 1 2 0 の外側においてドリル 5 2 の軸心 X と同心に配置されている。ドリル 5 2 により顎骨 7 2 の埋設穴形成箇所インプラント埋設穴 H を形成する際には、第 2 部材 1 3 0 が前記埋設穴形成箇所の表面に当接すると共に、第 1 部材 1 2 0 がドリル 5 2 の軸心 X に沿って相対移動するように構成されている。第 1 部材 1 2 0 と第 2 部材 1 3 0 の相対移動は、インプラント埋設穴 H の所望の最大深度に対応して設定された限界点を持っている。

20

## 【 0 1 3 5 】

また、ハンドピース 1 0 に装着されたドリル 5 2 で顎骨 7 2 の埋設穴形成箇所インプラント埋設穴 H を形成する際には、外側にある第 2 部材 1 3 0 がサージカルガイドのガイド部材 1 0 2 に係合される。そして、第 2 部材 1 3 0 が埋設穴形成箇所の表面に当接し、第 1 部材 1 2 0 がドリル 5 2 の軸心 X に沿って相対移動するため、ドリルによる穿孔作業が進むにつれて、第 1 部材 1 2 0 と第 2 部材 1 3 0 の間の距離が徐々に変化する。

30

## 【 0 1 3 6 】

第 1 部材 1 2 0 と第 2 部材 1 3 0 の相対移動は、インプラント埋設穴 H の所望の最大深度に対応して設定された限界点を持っているので、インプラント埋設穴 H の形成時における第 1 部材 1 2 0 と第 2 部材 1 3 0 の相対移動が、前記限界点を越えて行われることはない。よって、ドリル 5 2 により形成されるインプラント埋設穴 H の深度が、前記最大深度を超えることがない。つまり、前記最大深度を超えてインプラント埋設穴 H が形成されるという事態は確実に防止される。

40

## 【 0 1 3 7 】

また、第 2 部材 1 3 0 とハンドピース 1 0 の間に適当なスペーサを介在させたり、第 1 部材 1 2 0 及び第 2 部材 1 3 0 の少なくとも一方についてドリル 5 2 の軸心 X に沿った長さを変えたりすることで、第 1 部材 1 2 0 と第 2 部材 1 3 0 の相対移動の限界点を容易に調整できるので、所望の最大深度の調整も容易である。

## 【 0 1 3 8 】

また、このインプラント埋設穴形成補助装置 1 B は、第 1 部材 1 2 0 をドリル 5 2 またはハンドピース 1 0 に装着することで使用可能となるので、歯科医師が既に所有している

50

ハンドピースに装着して使用することが可能である。

【0139】

さらに、インプラント埋設穴Hを形成する際には、第2部材130を埋設穴形成箇所  
の表面に当接させ、第1部材120をドリルの軸心Xに沿って相対移動させればよい。また、  
第1部材120と第2部材130の相対移動には前記限界点が設けられているから、所  
望の最大深度を超えないように注意する必要もない。したがって、このインプラント埋設  
穴形成補助装置1Bは、取り扱いも容易である。

【0140】

しかも、上述した構成を持つ第1部材120と第2部材130を含む簡単な構成であ  
るだけでなく、特別に高価な材料や特別な製法を使用する必要もないから、低いコストで  
製造することができる。

【0141】

なお、本第3実施形態に係る歯科用インプラント埋設穴形成補助装置1Bは、「同心型  
サージカルガイド専用」であるが、「偏心型・同心型のサージカルガイド兼用」とするこ  
とも可能である。その場合は、図11に破線で示されているように、連結部63を下方に  
延長して、偏心型サージカルガイドのガイド溝に係合可能な形状を持つ係合案内61を  
設ければよい。あるいは、その係合案内61を装着部材60とは別個に形成して、それ  
を連結部63の外側に係止または嵌合するようにしてもよい。こうすることで、インプラ  
ント埋設穴形成補助装置1Bを「偏心型・同心型のサージカルガイド兼用」にすることが  
できる。

【0142】

また、本第3実施形態では、装着部材60に第1部材120を接合するようにしている  
が、両者を一体化してもよい。つまり、装着部材60の第1部材嵌合部65に、第1部材  
120の上端を予め固定しておいてもよいし、装着部材60と第1部材120を別部材と  
せず、第1部材120と装着部材60を一体化した構成としてもよい。ハンドピース1  
0に第1部材120を装着できるものであれば、装着部材60はこれら以外の構成として  
もよい。

【0143】

本実施形態で使用された装着部材60は、本発明の他の実施形態にも適用可能である。

【0144】

(第4実施形態)

本発明の第4実施形態に係る歯科用インプラント埋設穴形成補助装置1Cの全体構成を  
図15に示す。本実施形態も、上述した本発明の第2の観点による歯科用インプラント埋  
設穴形成補助装置に対応する。本実施形態も同心型サージカルガイド専用である。

【0145】

図15から分かるように、本実施形態に係る歯科用インプラント埋設穴形成補助装置1  
Cは、上記第3実施形態で使用された装着部材60が省略されている。また、第1部材2  
20それ自体が磁化されており、その磁力(磁気吸引力)で第1部材220が、磁性体よ  
りなるドリル52に保持されるようになっている。したがって、第1部材220は、歯科  
医師が手動で動かすことにより、ドリル52に沿って上下に移動可能であり、ドリル52  
の軸線X上で第1部材220を固定する位置は、必要に応じて変更可能となっている。こ  
のように、本実施形態では、第1部材220が固定される対象が、ハンドピース10のヘ  
ッド11ではなく、ドリル52とされている。この点が上述した第1～第3実施形態とは  
異なっている。

【0146】

第1部材220と第2部材230は、いずれも円筒形で、図15のように互いに係合さ  
せてから、第1部材220を上位におき、第2部材230を下位において、ドリル52の  
外側に取り付けられている。

【0147】

上述した第3実施形態と同様に、第1部材220の下端外面には環状突起222が形成

10

20

30

40

50

されており、第２部材２３０の上端内面には、環状突起２３２が形成されている。第１部材２２０の環状突起２２２と第２部材２３０の環状突起２３２が係合することで、第２部材２３０の第１部材２２０からの脱落が防止されるようになっている。

【０１４８】

以上のような構成を持つ本第４実施形態に係るインプラント埋設穴形成補助装置１Ｃの動作（使用状態）は、上述した第３実施形態とほぼ同じである。すなわち、図１５の状態  
10  
で穿孔作業を開始すると、磁力によりヘッド１１が第１部材２２０から離れた状態に保持されるため、ヘッド１１の下降に伴って、第１部材２２０も第２部材２３０の内部を通して下降する。第１部材２２０の全長が第２部材２３０の全長よりも小さいことから、最終的には、ヘッド１１の下面が第２部材２３０の上端に当接し、ヘッド１１のそれ以降の下降が禁止される（図１４（ｃ）を参照）。その結果、埋設穴Ｈの最大深度が、第２部材２３０の全長（高さ）とドリル５２の全長とで規定される深度に等しくなる。したがって、顎骨７２の穿孔がそれ以上に進行することがなく、埋設穴Ｈの最大深度を越えて穿孔が進行するのを確実に防止することができる。

【０１４９】

また、第２部材２３０とハンドピース１０の間に適当なスペーサを介在させたり、第１部材２２０及び第２部材２３０の少なくとも一方についてドリル５２の軸心Ｘに沿った長さを変えたりすることで、第１部材２２０と第２部材２３０の相対移動の限界点を容易に調整できるので、所望の最大深度の調整も容易である。

【０１５０】

さらに、本実施形態の歯科用インプラント埋設穴形成補助装置１は、歯科医師が既に所有しているハンドピースに装着して使用できるだけでなく、取り扱いも容易であり、低いコストで製造できる点は、上述した第３実施形態と同様である。

【０１５１】

（第５実施形態）

図１６～図１８は、本発明の第５実施形態に係る歯科用インプラント埋設穴形成補助装置１Ｄを示す。本実施形態も、上述した本発明の第２の観点による歯科用インプラント埋設穴形成補助装置に対応する。

【０１５２】

本実施形態に係るインプラント埋設穴形成補助装置１Ｄは、第１部材３２０を保持・固定するために、第１部材３２０に埋設された磁石３２２の磁力を利用する。第１部材３２０は、磁石３２２の磁力によって、ドリル５２ではなく、ハンドピース１０のヘッド１１の下面に固定されている。本実施形態も同心型サージカルガイド専用である。

【０１５３】

本実施形態に係るインプラント埋設穴形成補助装置１Ｄでは、図１６と図１７に明瞭に示すように、第１部材３２０と第２部材３３０はいずれも、両端を開口した略円筒形であって、第１部材３２０が第２部材３３０の内部にそれと同心となるように挿入されている。第１部材３２０は、ドリル５２の軸心Ｘに沿って、第２部材３３０の内部で上下方向に移動可能である。

【０１５４】

本実施形態では、上述した第３及び第４実施形態とは異なり、第１部材３２０の全長が第２部材３３０の全長よりも大きくされている。このため、第１部材３２０と第２部材３３０の相対移動の限界点は、第１部材３２０によって規定される。

【０１５５】

第１部材３２０の上端部の内側には、円筒形とされた磁石３２２が埋設されている。磁石３２２の上端は、第１部材３２０の上端面に露出していて、ヘッド１１の下面に磁石３２２が吸着しやすくなっている。第１部材３２０の下端付近には、円筒形の給水部３２３が第１部材３２０の長軸にほぼ直交する方向（図１６ではほぼ水平方向）に突出形成されている。

【０１５６】

10

20

30

40

50



第２部材３３０の上端部には、円環状の鍔部３３２が形成されている。鍔部３３２は、第２部材３３０を同心型サージカルガイドのガイド部材１０２のガイド孔に係合させながら移動させた時に、鍔部３３２がガイド部材１０２の入口端に当接し、第２部材３３０のそれ以上の移動を防止する作用をする。第２部材３３０の側壁には、第２部材３３０の長軸方向に延在するスリット３３３が形成されている。スリット３３３は、第２部材３３０の側壁の上端より少し下位の箇所からその下端まで達しており、第２部材３３０の下端の円形開口と連通している。

#### 【０１５７】

第１部材３２０をその上端から第２部材３３０の内部に挿入した時、図１６に示すように、第１部材３２０の給水部３２３がスリット３３３に挿通され、給水部３２３の先端が第２部材３３０から突出する。この時、スリット３３３の端縁３３４に給水部３２３が当接するので、第２部材３３０が自重によって第１部材３２０から脱落するのを防止することができると共に、第１部材３２０の内面がドリル５２と接触しても、ドリル５２の回転に伴って第１部材３２０が回転するのを防止することもできる。また、給水部３２３を介して、外部からドリル５２の刃部５２ａに給水することが可能である。

#### 【０１５８】

本第５実施形態に係るインプラント埋設穴形成補助装置１Ｄでは、第１部材３２０は、その先端が、磁石３３２の磁力(磁気吸引力)によってヘッド１１の下面に密着・固定されているだけであるから、磁力を越える力を加えれば、第１部材３２０をヘッド１１から引き離し、ドリル５２に沿って下方に移動することが可能である。必要に応じてこのようにして第１部材３２０を移動させることで、ドリル５２の基端部が見えるようになるので、図１５の第４実施形態と同様に、歯科医師は、ドリル５２の基端部に表示された記号を読み取り、装着しているドリルの種類等を確認することができる。

#### 【０１５９】

また、図１６に示すように、第１部材３２０の全長が第２部材３３０の全長よりも大きくされているため、ドリル５２による穿孔の最大深度の制限は、第２部材３３０ではなく、第１部材３２０によって行われる。しかし、第１部材３２０の全長を第２部材３３０の全長よりも小さくすることで、ドリル５２の最大深度の制限を、上述した第３～第４実施形態と同様に、第２部材３３０によって行われるようにしてもよい。

#### 【０１６０】

ドリル５２による穿孔の最大深度の調整は、全長の異なる第１部材３２０を複数個用意しておき、それらの中から希望するものを選択して使用することで行う。しかし、ハンドピース１０のヘッド１１と第２部材３３０の間の領域において、第１部材３２０の外側に、上述した第１実施形態で使用したのと同様のスペーサを装着してもよい。そうすると、ヘッド１１の下方への移動距離は、そのスペーサによってさらに制限(縮小)されるので、第１部材３２０の全長を変えることなく、最大深度を容易に調整することができる。

#### 【０１６１】

このように、本第５実施形態の歯科用インプラント埋設穴形成補助装置１Ｄは、上述した第３実施形態と同じ効果がある。

#### 【０１６２】

(第６実施形態)

図１９は、本発明の第６実施形態に係る歯科用インプラント埋設穴形成補助装置１Ｅを示す。本実施形態は、上述した本発明の第３の観点による歯科用インプラント埋設穴形成補助装置に対応する。

#### 【０１６３】

本実施形態に係るインプラント埋設穴形成補助装置１Ｅは、上述した第５実施形態と同様に、第１部材４２０を保持・固定するために、第１部材４２０の上端前面に装着された磁石４２２の磁力を利用する。第１部材４２０は、磁石４２２の磁力によって、ドリル５２ではなく、ハンドピース１０のヘッド１１の下面に固定されている。本実施形態も同心型サージカルガイド専用である。

## 【 0 1 6 4 】

本実施形態に係るインプラント埋設穴形成補助装置 1 E では、第 1 部材 4 2 0 と第 2 部材 4 3 0 はいずれも、両端を開口した円筒形であって、第 1 部材 4 2 0 が第 2 部材 4 3 0 の内部にそれと同心となるように挿入されている。第 2 部材 4 3 0 は、第 1 部材 4 2 0 の外部でその長軸に沿って上下方向に移動可能である。本実施形態では、第 1 部材 4 2 0 の全長が第 2 部材 4 3 0 の全長とほぼ同じとされている。

## 【 0 1 6 5 】

第 1 部材 4 2 0 の上端部には、円環状とされた磁石 4 2 2 が固着されている。磁石 4 2 2 の外径と内径は、第 1 部材 4 2 0 の外径と内径にそれぞれ等しいので、磁石 4 2 2 は、第 1 部材 4 2 0 の上端面の全体を覆っている。こうすることで、ヘッド 1 1 の下面に密着する磁石 4 2 2 の面積が大きくなるので、磁石 4 2 2 はヘッド 1 1 の下面に吸着されやすいと共に、ヘッド 1 1 に強く固定される。

10

## 【 0 1 6 6 】

第 2 部材 4 3 0 には、その上端部の近傍において、その側壁を貫通するネジ孔が形成されており、そのネジ孔に止めネジ 4 3 2 がねじ込まれている。止めネジ 4 3 2 を締めることにより、止めネジ 4 3 2 の先端が第 1 部材 4 2 0 の外面に係止するので、第 2 部材 4 3 0 を第 1 部材 4 2 0 の所望位置に確実に固定することができる。逆に、止めネジ 4 3 2 を緩めることにより、止めネジ 4 3 2 の先端が第 1 部材 4 2 0 の外面から外れるので、第 2 部材 4 3 0 を第 1 部材 4 2 0 に対して相対移動することができる。

## 【 0 1 6 7 】

20

第 1 部材 4 2 0 は、その先端が、磁石 4 2 2 の磁力(磁気吸引力)によってヘッド 1 1 の下面に密着・固定されているだけであるから、磁力を越える力を加えれば、第 1 部材 4 2 0 をヘッド 1 1 から引き離し、ドリル 5 2 に沿って下方に移動することが可能である。必要に応じてこのようにして第 1 部材 4 2 0 を移動させることで、ドリル 5 2 の基端部が見えるようになるので、歯科医師は、ドリル 5 2 の基端部に表示された記号を読み取り、装着しているドリルの種類等を確認することができる。

## 【 0 1 6 8 】

図 1 9 に示すように、第 1 部材 4 2 0 の全長と第 2 部材 4 3 0 の全長は、ほぼ同一とされており、第 1 部材 4 2 0 よりも第 2 部材 4 3 0 が下位にあるように固定されているため、ドリル 5 2 による穿孔の最大深度の制限は、第 2 部材 4 3 0 によって行われる。埋設穴 H を穿孔するときは、第 2 部材 4 3 0 が、同心型サージカルガイドのガイド部材 1 0 2 のガイド孔に嵌入され、それによって案内されながら下方に移動する。図 1 9 に示すように、第 2 部材 4 3 0 の下端が第 1 部材 4 2 0 よりも下位にあるので、埋設穴形成箇所すなわち顎骨 7 2 の粘膜 7 1 の表面には、第 2 部材 4 3 0 の下端が当接するので、最大深度は、第 1 部材 4 2 0 と第 2 部材 4 3 0 の相対位置とドリル 5 2 の全長によって決定される。

30

## 【 0 1 6 9 】

最大深度の調整は、止めネジ 4 3 2 を使って第 1 部材 4 2 0 に対する第 2 部材 4 3 0 の相対位置を変えることで可能であるから、第 1 部材 4 2 0 と第 2 部材を交換することなく、最大深度を容易に調整することができる。

## 【 0 1 7 0 】

40

穿孔作業時には、第 2 部材 4 3 0 がガイド部材 1 0 2 のガイド孔に嵌入されるので、締め付けた時の止めネジ 4 3 2 は、第 2 部材 4 3 0 の表面から突出しないようにする必要がある。

## 【 0 1 7 1 】

本発明の第 6 実施形態に係るインプラント埋設穴形成補助装置 1 E は、上述したように、ハンドピース 1 0 に装着可能な構成を持つ第 1 部材 4 2 0 と、ハンドピース 1 0 に装着されたドリル 5 2 の軸心 X に沿って相対移動できるように、第 1 部材 4 2 0 に係合された第 2 部材 4 3 0 とを備えている。第 1 部材 4 2 0 は、軸心 X と同心に配置されていると共に、第 2 部材 4 3 0 は第 1 部材 4 2 0 の外側において軸心 X と同心に配置され、第 1 部材 4 2 0 及び第 2 部材 4 3 0 は所望の相対位置に固定可能である。

50

## 【 0 1 7 2 】

ドリル 5 2 により顎骨 7 2 の埋設穴形成箇所インプラント埋設穴 H を形成する際には、第 1 部材 4 2 0 及び第 2 部材 4 3 0 が予め所望の相対位置で固定され、その後、第 2 部材 4 3 0 がサージカルガイドのガイド部材 1 0 2 に係合されると共に、第 2 部材 4 3 0 がガイド部材 1 0 2 または埋設穴形成箇所の表面に直接的または間接的に当接することで、軸心 X に沿った第 1 部材 4 2 0 の移動が停止する。これは、第 1 部材 4 2 0 と第 2 部材 4 3 0 の相対位置が、埋設穴 H の所望の最大深度に対応して設定された限界点を決定することを意味する。

## 【 0 1 7 3 】

第 1 部材 4 2 0 と第 2 部材 4 3 0 の相対位置が、埋設穴 H の所望の最大深度に対応して設定された限界点を決定するので、所望の最大深度となるように第 1 部材 4 2 0 と第 2 部材 4 3 0 の相対位置を調整することにより、埋設穴 H の形成時に前記限界点を越えることが防止される。よって、ドリル 5 2 により形成される埋設穴 H の深度が、前記最大深度を超えることがない。つまり、前記最大深度を超えて埋設穴 H が形成されるという事態は確実に防止される。

10

## 【 0 1 7 4 】

また、止めネジ 4 3 2 を使えば、第 1 部材 4 2 0 に対する第 2 部材 4 3 0 の相対位置を容易に変更できるので、所望の最大深度の調整も容易である。また、第 1 部材 4 2 0 とハンドピース 1 0 の間に適当なスペーサを介在させたり、ガイド部材または埋設穴形成箇所とそれに近接する第 1 部材 4 2 0 または第 2 部材 4 3 0 との間に、適当なスペーサを介在させたり、第 1 部材 4 2 0 及び第 2 部材 4 3 0 の少なくとも一方について軸心 X に沿った長さを変えたりしても、所望の最大深度の調整が可能である。

20

## 【 0 1 7 5 】

また、本実施形態のインプラント埋設穴形成補助装置 1 E は、第 1 部材 4 2 0 をハンドピース 1 0 に装着することで使用可能となるので、歯科医師が既に所有しているハンドピースに装着して使用することが可能である。

## 【 0 1 7 6 】

さらに、インプラント埋設穴 H を形成する際には、第 2 部材 4 3 0 をガイド部材 1 0 2 または埋設穴形成箇所の表面に直接的または間接的に当接させ、予め相対位置に固定された第 1 部材 4 2 0 及び第 2 部材 4 3 0 を軸心 X に沿って相対移動させればよい。また、第 1 部材 4 2 0 と第 2 部材 4 3 0 の相対位置には前記限界点が設けられているから、所望の最大深度を超えないように注意する必要もない。したがって、この装置 1 E は、取り扱いも容易である。

30

## 【 0 1 7 7 】

しかも、上述した構成を持つ第 1 部材 4 2 0 と第 2 部材 4 3 0 を含む簡単な構成であるだけでなく、特別に高価な材料や特別な製法を使用する必要もないから、低いコストで製造することができる。

## 【 0 1 7 8 】

( 第 7 実施形態 )

図 2 0 は、本発明の第 7 実施形態に係る歯科用インプラント埋設穴形成補助装置 1 F を示す。本実施形態は、上述した本発明の第 2 の観点による歯科用インプラント埋設穴形成補助装置に対応する。

40

## 【 0 1 7 9 】

本実施形態に係るインプラント埋設穴形成補助装置 1 F は、第 1 部材 5 2 0 を保持・固定するために、リング 5 2 3 を使用し、磁石の磁力 ( 磁気吸引力 ) を利用しない。この点で、第 1 ~ 第 6 上述した実施形態とは異なっている。第 1 部材 5 2 0 は、リング 5 2 3 とドリル 5 2 のシャンク 5 2 b との間の摩擦力によって、ドリル 5 2 に固定されている。第 2 部材 5 3 0 と第 1 部材 5 2 0 の係合も、リング 5 3 3 と第 1 部材 5 2 0 との間の摩擦力によって行われている。本実施形態も同心型サージカルガイド専用である。

## 【 0 1 8 0 】

50

本実施形態に係るインプラント埋設穴形成補助装置 1 F では、第 1 部材 5 2 0 と第 2 部材 5 3 0 が、いずれも、両端を開口した円筒形であって、第 1 部材 5 2 0 が第 2 部材 5 3 0 の内部にそれと同心となるように挿入されている。第 1 部材 5 2 0 は、ドリル 5 2 の軸心 X に沿って上下方向に移動可能である。第 2 部材 5 3 0 は、第 1 部材 5 2 0 の外部で軸心 X に沿って上下方向に移動可能である。本実施形態では、上述した第 4 実施形態（図 1 5 参照）と同様に、第 1 部材 5 2 0 の全長が第 2 部材 5 3 0 の全長よりも短くされている。

#### 【 0 1 8 1 】

第 1 部材 5 2 0 の上端部の近傍には、図 2 1 に示すように、両側壁にスリット 5 2 2 が形成されており、それらスリット 5 2 2 に嵌合されたリング 5 2 3 の内端が、透孔 5 2 1 の内部に突出している。このため、図 2 0 に示すように、透孔 5 2 1 に挿通されたドリル 5 2 のシャンク 5 2 b に対して、リング 5 2 3 の内端が押圧・接触せしめられる。このため、第 1 部材 5 2 0 は、リング 5 2 3 とシャンク 5 2 b との間の摩擦力によって、所望位置でシャンク 5 2 b に保持・固定される。図 2 0 では、第 1 部材 5 2 0 は、その上端面がヘッド 1 1 の下面に接する位置に固定されている。第 1 部材 5 2 0 は、シャンク 5 2 b に固定されているので、ドリル 5 2 と共に回転する。

10

#### 【 0 1 8 2 】

第 2 部材 5 3 0 の内周面には、図 2 2 に示すように、第 1 部材 5 2 0 の外周面と接触する位置に円環状の凹溝 5 3 2 が形成されており、その凹溝 5 3 2 に嵌合されたリング 5 3 3 の内端が、透孔 5 3 1 の内部に突出している。このため、透孔 5 3 1 に挿通された第 1 部材 5 2 0 の外周面に対して、リング 5 3 3 の内端が押圧・接触せしめられる。このため、第 2 部材 5 3 0 は、リング 5 3 3 と第 1 部材 5 2 0 との間の摩擦力によって、所望位置で第 1 部材 5 2 0 に保持・固定される。第 2 部材 5 3 0 は、こうして第 1 部材 5 2 0 に固定されているので、第 2 部材 5 3 0 もドリル 5 2 と共に回転する。

20

#### 【 0 1 8 3 】

歯科医師が摩擦力を越える力を加えれば、第 1 部材 5 2 0 をドリル 5 2 に沿って下方に移動して、ヘッド 1 1 から引き離すことが可能である。必要に応じてこのようにして第 1 部材 5 2 0 を移動させることで、ドリル 5 2 の基端部が見えるようになるので、歯科医師は、ドリル 5 2 の基端部に表示された記号を読み取り、装着しているドリルの種類等を確認することができる。

30

#### 【 0 1 8 4 】

図 2 0 に示すように、第 1 部材 5 2 0 の全長が第 2 部材 5 3 0 の全長よりも短くされているため、ドリル 5 2 による穿孔の最大深度の制限は、第 2 部材 5 3 0 によって行われる。埋設穴 H を穿孔するときは、第 2 部材 5 3 0 が、同心型サージカルガイドのガイド部材 1 0 2 のガイド孔に嵌入され、それによって案内されながら下方に移動する。第 2 部材 5 3 0 の下端が、埋設穴形成箇所の粘膜 7 1（または顎骨 7 2）の表面に当接するので、最大深度は、第 2 部材 5 3 0 の全長とドリル 5 2 の全長によって決定される。

#### 【 0 1 8 5 】

本実施形態では、ドリル 5 2 の差し替えなしに第 2 部材 5 3 0 の入れ替えが容易であるから、最大深度の調整は、全長の異なる第 2 部材 5 3 0 を複数個用意しておき、それらの中から希望するものを選択して第 1 部材 5 2 0 の外側に係合させればよい。ハンドピース 1 0 のヘッド 1 1 の下方への移動距離は、第 2 部材 5 3 0 によって調整されるので、第 1 部材 5 2 0 を換えることなく、最大深度を容易に調整することができる。

40

#### 【 0 1 8 6 】

しかし、第 1 部材 5 2 0 を下方にずらして隙間を作ってから、ヘッド 1 1 と第 1 部材 5 2 0 の間で第 1 部材 5 2 0 の外側に上述した第 1 実施形態で使用したのと同様のスペーサを挿入するようにしてもよい。この場合、高さ（厚さ）の異なるスペーサを複数個用意しておき、それらの中から希望するものを選択して使用すれば、第 1 部材 5 2 0 だけでなく、第 2 部材 5 3 0 も入れ替えることなく、最大深度を調整することが可能となる。

#### 【 0 1 8 7 】

50

## (第8実施形態)

図23～図25は、本発明の第8実施形態に係る歯科用インプラント埋設穴形成補助装置1Gを示す。本実施形態は、上述した本発明の第3の観点による歯科用インプラント埋設穴形成補助装置に対応する。

## 【0188】

本実施形態に係るインプラント埋設穴形成補助装置1Gは、上述した第5実施形態と同様に、第1部材620を保持・固定するために、第1部材620の上端に装着された鐳状の磁石622の磁力を利用する。第1部材620は、磁石622の磁力によって、ハンドピース10のヘッド11の下面に固定される。第2部材620は、第1部材620の外側に係合される。本実施形態も同心型サージカルガイド専用である。

10

## 【0189】

本実施形態に係るインプラント埋設穴形成補助装置1Gでは、第1部材620と第2部材630はいずれも、両端を開口した略円筒形であって、第1部材620が第2部材630の内部にそれと同心となるように挿入されている。

## 【0190】

第1部材620の上端部には、図24に示すように、鐳状とされた磁石622が装着されている。磁石622の上面は、第1部材620の上端面と同一平面内にあって露出しており、ヘッド11の下面に磁石622が吸着しやすくなっている。第1部材620の内部には、透孔621が形成されている。第1部材620の外周面には、磁石622が固定されている箇所を除いて、その全長にわたって雄ネジ623が形成されている。

20

## 【0191】

第2部材630の内部には、図25に示すように、透孔631が形成されている。第2部材630の内周面には、第1部材620の外側面に形成された雄ネジ623と螺合する雌ネジ632が形成されている。この雌ネジ632を第1部材620の雄ネジ623に螺合させると、両者は図23のように一体となる。

## 【0192】

第2部材630の下端付近には、円筒形の給水部63が第2部材630の長軸に直交する方向(図23では水平方向)に突出形成されている。第2部材63の給水部63の内端付近の領域では、雌ネジ632が選択的に切除されていて、そこに切欠部636が形成されている。第1部材620に対して第2部材630を回転させて両者を係合・一体化すると、図23に示すように、第1部材620と第2部材630の結合体の内部下端に、切欠部636によって空隙が形成される。この空隙は、給水部633内の給水路634と連通する給水路635として機能する。このため、給水部633まで送られてきた水は、その内部の給水路634と給水路635を通して、下方に落下することになる。

30

## 【0193】

図23に示すように、第1部材620の全長と第2部材630の全長は、ほぼ同じとされているが、第1部材620に対して第2部材630を回転させて下降させることにより、図23中に波線で示した位置で第2部材630を移動させると、それだけ第2部材630が下方に突出する。このため、第1部材620に対する第2部材630の突出長さは、容易に調整可能である。

40

## 【0194】

ドリル52により顎骨72の埋設穴形成箇所にインプラント埋設穴Hを形成する際には、第1部材620及び第2部材630が予め所望の相対位置(例えば図23の破線で示された位置)で固定され、その後、第2部材630がサージカルガイドのガイド部材102に係合されると共に、第2部材630がガイド部材102または埋設穴形成箇所の表面に直接的または間接的に当接することで、軸心Xに沿った第1部材620の移動が停止する。これは、第1部材620と第2部材630の相対位置が、埋設穴Hの所望の最大深度に対応して設定された限界点を決めることを意味する。

## 【0195】

第1部材620と第2部材630の相対位置が、インプラント埋設穴Hの所望の最大深

50

度に対応して設定された限界点を決定するので、所望の最大深度となるように第１部材６２０と第２部材６３０の相対位置を調整することにより、埋設穴Ｈの形成時に前記限界点を越えることが防止される。よって、ドリル５２により形成される埋設穴Ｈの深度が、前記最大深度を超えることがない。つまり、前記最大深度を超えて埋設穴Ｈが形成されるといふ事態は確実に防止される。

【０１９６】

最大深度の調整は、第２部材６３０を回転させて第２部材６３０の突出長さを変更することで行なえるから、全長の異なる第２部材６３０を複数個用意しておき、必要に応じて交換する、という作業が不要となる。また、ヘッド１１の下方への移動距離は、第２部材６３０の延出長さによって連続的に調整可能なので、第１部材６２０と第２部材の全長を

10

【０１９７】

なお、インプラント埋設穴Ｈの形成時には、給水部６３３がガイド部材１０２のガイド溝に係合し、給水部６３３には連結チューブが接続されるので、第２部材６３０が回転して第２部材６３０の突出長さが変わり、所望の最大深度が変わる事態は防止できる。

【０１９８】

（第９実施形態）

図２６～図２７は、本発明の第９実施形態に係る歯科用インプラント埋設穴形成補助装置１Ｈを示す。本実施形態は、上述した本発明の第３の観点による歯科用インプラント埋設穴形成補助装置に対応する。本実施形態も同心型サージカルガイド専用である。

20

【０１９９】

本実施形態に係るインプラント埋設穴形成補助装置１Ｈは、上述した第８実施形態と同様に、雄ネジ７２３を外面に持つ第１部材７２０と、雌ネジ７３３ａを内面に持つ第２部材７３０ａと、雌ネジ７３３ｂを内面に持つ第２部材７３０ｂとを備えている。つまり、一つの第１部材７２０の外側に、二つの第２部材７３０ａ及び第２部材７３０ｂが螺合せしめられている。下位にある第２部材７３０ｂは、ドリル５２による最大深度を調整するために使用される。上位にある第２部材７３０ａは、その下端が、所望の最大深度となるように位置が調整された第２部材７３０ｂの上端に接触するようにして固定され、下位にある第２部材７３０ｂの位置を固定するために使用される。

【０２００】

30

例えば、図２６の状態では、第２部材７３０ｂの端面７３０ｂｄが、第１部材７２０の下端よりも下方に配置されているから、ドリル５２の最大深度は、その端面７３０ｂｄで決定される。他方、図２７の状態では、第１部材７２０の端面７２０ｄが、下位にある第２部材７３０ｂの下端よりも下方に配置されているから、ドリル５２による最大深度は、その端面７２０ｄで決定される。

【０２０１】

本実施形態に係るインプラント埋設穴形成補助装置１Ｈでは、所望の最大深度に対応して設定された下位の第２部材７３０ｂの相対位置が、上位の第２部材７３０ａによって保持・固定されるので、インプラント埋設穴Ｈの形成時に、第２部材７３０ｂが意図しない変位をして所望の最大深度が変わるのを、確実に防止できる。

40

【０２０２】

（第１０実施形態）

図２８は、本発明の第１０実施形態に係る歯科用インプラント埋設穴形成補助装置１Ｉを示す。本実施形態は、上述した本発明の第２の観点による歯科用インプラント埋設穴形成補助装置に対応する。本実施形態は、偏心型サージカルガイド専用である。

【０２０３】

本実施形態に係るインプラント埋設穴形成補助装置１Ｉは、第１部材８２０に、ドリル５２の基端に係止可能な延長シャフト部８２３が設けてあり、その延長シャフト部８２３をハンドピース１０のヘッド１１の内部に挿入・係止することで、ヘッド１１に回転可能に保持されるようにしている。延長シャフト８４０以外の構成は、図１５の第４実施形態

50

に係る歯科用インプラント埋設穴形成補助装置 1 C とほぼ同じである。第 1 部材 8 2 0 は、延長シャフト部 8 2 3 でヘッド 1 1 に保持されるので、磁石は不要である。

【 0 2 0 4 】

第 1 部材 8 2 0 と第 2 部材 8 3 0 は、いずれも円筒形で、図 2 8 のように互いに係合させてから、第 1 部材 8 2 0 がヘッド 1 1 に係止され、第 2 部材 8 3 0 が第 1 部材 8 2 0 に係合されている。ドリル 5 2 は、その基端が、第 2 部材 8 3 0 の透孔 8 3 1 を貫通して第 1 部材 8 2 0 の凹部 8 2 1 に挿入されており、それによって、凹部 8 2 1 の上底に設けられた係止部 8 2 4 に係止されている。

【 0 2 0 5 】

第 1 部材 8 2 0 の下端外周面には環状突起 8 2 2 が形成されており、第 2 部材 8 3 0 の上端内周面には、環状突起 8 3 2 が形成されている。第 1 部材 8 2 0 の環状突起 8 2 2 と第 2 部材 8 3 0 の環状突起 8 3 2 が係合することで、第 2 部材 8 3 0 の第 1 部材 8 2 0 からの脱落が防止される。

【 0 2 0 6 】

第 2 部材 8 3 0 の外面には、偏心型サージカルガイドのガイド溝に係合・案内される案内内部 8 3 3 が形成されている。本実施形態の装置 1 I は、案内内部 8 3 3 を偏心型サージカルガイドのガイド部材に係合させて使用する。

【 0 2 0 7 】

本実施形態では、第 1 部材 8 2 0 の延長シャフト部 8 4 0 をハンドピース 1 0 のヘッド 1 1 の内部に挿入・係止することで、第 1 部材 8 2 0 を介してドリル 5 2 を回転させることができる。このため、ドリル 5 2 の全長が短くて、所望の最大深度を実現できないような場合に、特に効果的である。

【 0 2 0 8 】

( 第 1 1 実施形態 )

図 2 9 は、本発明の第 1 1 実施形態に係る歯科用インプラント埋設穴形成補助装置 1 J を示す。本実施形態は、上述した本発明の第 3 の観点による歯科用インプラント埋設穴形成補助装置に対応する。

【 0 2 0 9 】

本実施形態に係るインプラント埋設穴形成補助装置 1 J は、ハンドピース・カバー 1 3 を利用して、図 2 4 に示した第 1 部材 6 2 0 の上端に設けられた磁石 6 2 2 による保持力を補強するようにしたものである。ハンドピース・カバー 1 3 は、ハンドピース 1 0 の汚染を防止するために使用される既存のゴム製のハンドピース・カバーと同様の材質で形成されており、引っ張り力に対して所定以上の反発力（弾性）を持っている。このため、ハンドピース 1 0 の全体を一定強度で締め付けながら覆っている。

【 0 2 1 0 】

ハンドピース・カバー 1 3 は、ドリル 5 2 を挿通させるための小さい開口 1 3 a を有しており、その開口 1 3 a を介して第 1 部材 6 2 0 を突出させている。ハンドピース・カバー 1 3 は、引っ張りに対して適切な弾性を有していて、装着時には、歯科医師が手で引っ張りながらハンドピース 1 0 の外面に密着するようになっているので、第 1 部材 6 2 0 の磁石 6 2 2 は、開口 1 3 a の周縁部において、ハンドピース・カバー 1 3 によってヘッド 1 1 に向かって押圧される。その結果、第 1 部材 6 2 0 ( の磁石 6 2 2 ) の保持・固定力を容易に補強することができると共に、操作ミス等に起因して、第 1 部材 6 2 0 ひいてはインプラント埋設穴形成補助装置 1 J が落下するのを防止することもできる。

【 0 2 1 1 】

ハンドピース・カバー 1 3 が十分な保持強度を持つ場合は、第 1 部材 6 2 0 の磁石 6 2 2 を省略し、ハンドピース・カバー 1 3 の保持力だけで第 1 部材 6 2 0 を保持するようにしてもよい。

【 0 2 1 2 】

本実施形態のハンドピース・カバー 1 3 は、上述した第 1 ~ 第 1 0 実施形態にも適用可能である。

10

20

30

40

50

## 【 0 2 1 3 】

## ( 第 1 2 実施形態 )

図 3 0 は、本発明の第 1 2 実施形態に係る歯科用インプラント埋設穴形成補助装置 1 K の全体構成を示す。本実施形態は、上述した本発明の第 3 の観点による歯科用インプラント埋設穴形成補助装置に対応する。本実施形態も同心型サージカルガイド専用である。

## 【 0 2 1 4 】

図 3 0 から分かるように、本実施形態に係る歯科用インプラント埋設穴形成補助装置 1 K は、円筒状の第 1 部材 9 2 0 と、略円筒状の第 2 部材 9 3 0 を備えている。第 1 部材 9 2 0 よりも、第 2 部材 9 3 0 の方が全長は長くなっている。

## 【 0 2 1 5 】

第 1 部材 9 2 0 は、その中心にある円筒形の透孔 9 2 1 をドリル 5 2 のシャンク 5 2 b が挿通可能である。第 1 部材 9 2 0 の側壁には、透孔 9 2 1 に直交する方向にネジ孔が形成されていて、そのネジ孔に止めネジ 9 3 2 がネジ込まれている。第 1 部材 9 2 0 は、シャンク 5 2 b をその透孔 9 2 1 に挿通させた状態で止めネジ 9 3 2 を締め付けることによって、シャンク 5 2 b の所望の位置に固定することが可能である。なお、止めネジ 9 3 2 を締めたり緩めたりする際には、そのドライバ挿入穴 9 3 3 に適当なドライバの先端を係止していずれかの方向に回転させればよい。

## 【 0 2 1 6 】

第 2 部材 9 3 0 は、第 1 部材 9 2 0 と同様に、その中心にある略円筒形の透孔 9 3 1 をドリル 5 2 のシャンク 5 2 b が挿通可能であるが、第 1 部材 9 2 0 とは異なり、直径が相対的に大きい円筒形の大径部（図 3 0 では上位にある）と、直径が相対的に小さい円筒形の径部（図 3 0 では下位にある）とを相互接続した形状になっている。大径部の内側には、第 1 部材 9 2 0 の全体が嵌合可能である。止めネジ 9 3 2 は、締め付けた状態ではその全体がネジ孔に埋め込まれるので、止めネジ 9 3 2 の存在によって、第 1 部材 9 2 0 と第 2 部材 9 3 0 の嵌合に支障は生じない。小径部の内径は第 1 部材 9 2 0 の外径より小さいため、第 1 部材 9 2 0 が小径部に移行することはない。

## 【 0 2 1 7 】

第 2 部材 9 3 0 の大径部（上位部分）は、第 1 部材 9 2 0 と嵌合されると、第 1 部材 9 2 0 の下端が大径部（上位部分）の内壁下端部に当接して、その位置で止まる。このため、第 1 部材 9 2 0 と第 2 部材 9 3 0 の相対位置はその状態に固定される。止めネジ 9 3 2 を締め付けることによって、第 1 部材 9 2 0 をシャンク 5 2 b の任意の位置に固定することで、第 2 部材 9 3 0 の位置は自動的に決定される。こうして決定される第 1 部材 9 2 0 と第 2 部材 9 3 0 の相対位置は、インプラント埋設穴 H の所望の最大深度に対応して設定された限界点を決定する。

## 【 0 2 1 8 】

以上のような構成を持つ本第 1 2 実施形態に係るインプラント埋設穴形成補助装置 1 K の動作（使用状態）は、上述した第 9 実施形態とほぼ同じである。すなわち、図 3 0 の状態で穿孔作業を開始すると、止めネジ 9 3 2 で第 1 部材 9 2 0 がシャンク 5 2 b に固定され、第 2 部材 9 3 0 が第 1 部材 9 2 0 に固定されているため、ヘッド 1 1 の下降に伴って、第 1 部材 9 2 0 と第 2 部材 9 3 0 が一緒に下降する。第 1 部材 9 2 0 と第 2 部材 9 3 0 の相対位置が固定されており、ヘッド 1 1 に対する第 2 部材 9 3 0 の相対位置が固定されているため、第 2 部材 9 3 0 の下端が顎骨 7 2 の表面に当接することで、ヘッド 1 1 のそれ以降の下降が禁止される。その結果、埋設穴 H の最大深度は、第 2 部材 9 3 0 の下端とドリル 5 2 の刃部 5 2 a の先端との距離に等しくなる。したがって、顎骨 7 2 の穿孔がそれ以上に進行することがなく、埋設穴 H の最大深度を越えて穿孔が進行するのを確実に防止することができる。

## 【 0 2 1 9 】

また、第 1 部材 9 2 0 をシャンク 5 2 b に固定する位置を変えることで、第 1 部材 9 2 0 と第 2 部材 9 3 0 の相対移動の限界点を容易に調整できるので、所望の最大深度の調整も容易である。また、第 2 部材 9 3 0 を全長（高さ）の異なるものに入れ替えることで、

10

20

30

40

50



第１部材１０２０と第２部材１０３０の相対移動の限界点の調整が、より容易に行えるという利点もある。

【０２２０】

さらに、本１２実施形態の歯科用インプラント埋設穴形成補助装置１Ｋは、歯科医師が既に所有しているハンドピースに装着して使用できるだけでなく、取り扱いも容易であり、低いコストで製造できる点は、上述した第９実施形態と同様である。

【０２２１】

（第１３実施形態）

図３１は、本発明の第１３実施形態に係る歯科用インプラント埋設穴形成補助装置１Ｌの全体構成を示す。本実施形態は、上述した本発明の第３の観点による歯科用インプラント埋設穴形成補助装置に対応する。本実施形態も同心型サージカルガイド専用である。

10

【０２２２】

図３１から分かるように、本実施形態に係る歯科用インプラント埋設穴形成補助装置１Ｌは、円筒状の第１部材１０２０と、円筒状の第２部材１０３０を備えている。第１部材１０２０よりも、第２部材１０３０の方が全長は長くなっている。

【０２２３】

第１部材１０２０は、その中心にある円筒形の透孔１０２１をドリル５２のシャンク５２ｂが挿通可能である。第１部材１０２０の側壁には、透孔１０２１に直交する方向にネジ孔が形成されていて、そのネジ孔に止めネジ１０３２がネジ込まれている。第１部材１０２０は、シャンク５２ｂをその透孔１０２１に挿通させた状態で止めネジ１０３２を締め付けることによって、シャンク５２ｂの所望の位置に固定することが可能である。なお、止めネジ１０３２を締めたり緩めたりする際には、そのドライバ挿入穴１０３３に適当なドライバの先端を係止していずれかの方向に回転させればよい。第１部材１０２０の下端部（ヘッド１１とは反対側の端部）の外面には、第２部材１０３０を接続するための雄ネジ部１０２２と非ネジ部１０２３が形成されている。雄ネジ部１０２２は第１部材１０２０の下端に位置し、非ネジ部１０２３は雄ネジ部１０２２の上位（ヘッド１１の側）に隣接している。

20

【０２２４】

第２部材１０３０は、第１部材１０２０と同様に、その中心にある円筒形の透孔１０３１をドリル５２のシャンク５２ｂが挿通可能であるが、透孔１０３１の直径は第１部材１０２０の透孔１０２１よりも大きい。第２部材１０３０の上端部（ヘッド１１の側の端部）には、雌ネジ部１０３４と非ネジ部１０３５が形成されている。雌ネジ部１０３４は第２部材１０３０の上端に位置し、非ネジ部１０３５は雌ネジ部１０３４の下位に隣接している。雌ネジ部１０３４は、第１部材１０２０の雄ネジ部１０２２と螺合可能である。また、雌ネジ部１０３４の内径は非ネジ部１０２３の外径より大きく、非ネジ部１０３５の内径は雌ネジ部１０２３の外径より大きい。第２部材１０３０の外径は、第１部材の１０２０の外径とほぼ同じである。

30

【０２２５】

第２部材１０３０の上端部の雌ネジ部１０３４を第１部材１０２０の下端部の雄ネジ部１０２２にねじ込むと、雌ネジ部１０３４は雄ネジ部１０２２を通過して非ネジ部１０２３に係合するが、やがて、第２部材１０３０の上端が第１部材１０２０の非ネジ部１０２３の上端にある対向面に当接し、それ以上の移動ができなくなる。この時、第２部材の雌ネジ部１０３４と非ネジ部１０３５とは、第１部材の非ネジ部１０２３と雄ネジ部１０２２にそれぞれ対向するので、第２部材の雌ネジ部１０３４と第１部材の雄ネジ部１０２２の螺合は外れている。このため、第２部材１０３０は、第１部材１０２０に対して、ドリルの軸心Ｘの周りに回転可能である。止めネジ１０３２を締め付けることによって、第１部材１０２０をシャンク５２ｂの任意の位置に固定すると、第２部材１０３０の位置が自動的に決定される。こうして決定される第１部材１０２０と第２部材１０３０の相対位置は、インプラント埋設穴Ｈの所望の最大深度に対応して設定された限界点を決定する。

40

【０２２６】

50

以上のような構成を持つ本第13実施形態に係るインプラント埋設穴形成補助装置1Lの動作(使用状態)は、上述した第12実施形態と同じである。すなわち、図31の状態で穿孔作業を開始すると、止めネジ1032で第1部材1020がシャンク52bに固定され、第2部材1030が第1部材1020に回転可能に係合されているため、ヘッド11の下降に伴って、第1部材1020と第2部材1030と一緒に下降する。第1部材1020と第2部材1030の相対位置が固定されており、ヘッド11に対する第2部材1030の相対位置が固定されているため、第2部材1030の下端が顎骨72の表面に当接することで、ヘッド11のそれ以降の下降が禁止される。その結果、埋設穴Hの最大深度は、第2部材1030の下端とドリル52の刃部52aの先端との距離に等しくなる。したがって、顎骨72の穿孔がそれ以上に進行することがなく、埋設穴Hの最大深度を越えて穿孔が進行するのを確実に防止することができる。

10

#### 【0227】

また、第1部材1020をシャンク52bに固定する位置を変えることで、第1部材1020と第2部材1030の相対移動の限界点を容易に調整できるので、所望の最大深度の調整も容易である。また、第2部材1030を全長(高さ)の異なるものに入れ替えることで、第1部材1020と第2部材1030の相対移動の限界点の調整が、より容易に行えるという利点もある。

#### 【0228】

さらに、本13実施形態の歯科用インプラント埋設穴形成補助装置1Lは、歯科医師が既に所有しているハンドピースに装着して使用できるだけでなく、取り扱いも容易であり、低いコストで製造できる点は、上述した第12実施形態と同様である。

20

#### 【0229】

##### (第14実施形態)

図32は、本発明の第14実施形態に係る歯科用インプラント埋設穴形成補助装置1Mの全体構成を示す。図33及び図34は、それぞれ、この歯科用インプラント埋設穴形成補助装置1Mに使用される第1部材と第2部材の全体構成を示す。本実施形態は、上述した本発明の第3の観点による歯科用インプラント埋設穴形成補助装置に対応する。本実施形態も同心型サージカルガイド専用である。

#### 【0230】

図32から分かるように、本実施形態に係る歯科用インプラント埋設穴形成補助装置1Mは、円筒状の第1部材1120と、略円筒状の第2部材1130を備えている。第1部材1120よりも、第2部材1130の方が全長は長くなっている。

30

#### 【0231】

第1部材1120は、その中心にある円筒形の透孔1121をドリル52のシャンク52bが挿通可能である。第1部材1120の上端部には、第1部材1120の外径より少し大きい直径の鏝部1122が形成されている(図33を参照)。鏝部1122の直下には、第2部材1130の係止用突起1133が係止される円形の係止用溝1123が形成されている。第1部材1120の内壁の上端部には、リング溝1124が形成されている。リング溝1124には、リング1125が係合されている。この状態では、リング1125の内径は、シャンク52bの外径より少し小さく設定されているため、第1部材1120は、リング1125とシャンク52bの間の摩擦力(弾性力)によってその位置に係止(位置決め)される。

40

#### 【0232】

第2部材1130は、第1部材1120と同様に、その中心にある略円筒形の透孔1131をドリル52のシャンク52bが挿通可能であるが、その透孔1131の直径は、第1部材1120の外径より少し大きく設定されている。また、第2部材1130の上端部には、透孔1131に沿って複数のスリット1132が形成されているため(図34を参照)、その上端部は外側に向かって少量の弾性変形が可能である。さらに、第2部材1130の上端縁の内側には、透孔1131の中心軸に向かって突出する円形の係止用突起1133が形成されている。係止用突起1133は、第1部材1120の係止用溝1123

50

に係止可能である。このため、第２部材１１３０は、図３２に示すように、第１部材１１２０の外側に係止・嵌合可能である。嵌合状態では、第２部材１１３０の上端が第１部材１１２０の鏝部１１２２の下面に当接するため、第１部材１１２０と第２部材１１３０の相対位置は、その状態（図３２に示した状態）に固定される。このため、第１部材１１２０と第２部材１１３０の相対位置はその状態に固定される。なお、リング１１２５をシャンク５２ｂに係止させることによって、図３２のように第１部材１１２０をシャンク５２ｂの任意の位置に固定すると、第１部材１１２０の上端に対する第２部材１１３０の下端の位置が自動的に決定される。こうして決定される第１部材１１２０と第２部材１１３０の相対位置は、インプラント埋設穴Ｈの所望の最大深度に対応して設定された限界点を決定する。

10

#### 【０２３３】

以上のような構成を持つ本第１４実施形態に係るインプラント埋設穴形成補助装置１Ｍの動作（使用状態）は、上述した第９実施形態とほぼ同じである。すなわち、図３２の状態では穿孔作業を開始すると、リング１１２５によって第１部材１１２０がシャンク５２ｂの所望の位置に位置決めされ、第２部材１１３０が第１部材１１２０に固定されているため、ヘッド１１の下降に伴って、第１部材１１２０と第２部材１１３０と一緒に下降する。リング１１２５によって第１部材１１２０がシャンク５２ｂに係止されており、第１部材１１２０と第２部材１１３０の相対位置が固定されているため、第２部材１１３０の下端が顎骨７２の表面に当接すると、ヘッド１１の下降に伴って第１部材１１２０と第２部材１１３０は一緒に押し上げられ、図３２のように第１部材１１２０の上端（鏝部１１２２の表面）がヘッド１１に当接して停止する。こうして、ヘッド１１のそれ以降の下降が禁止される。その結果、埋設穴Ｈの最大深度は、第２部材１１３０の下端とドリル５２の刃部５２ａの先端との距離に等しくなる。したがって、顎骨７２の穿孔がそれ以上に進行することがなく、埋設穴Ｈの最大深度を越えて穿孔が進行するのを確実に防止することができる。

20

#### 【０２３４】

また、第１部材１１２０をシャンク５２ｂに係止する位置を変えることで、第１部材１１２０と第２部材１１３０の相対移動の限界点を容易に調整できる。また、第２部材１１３０を全長（高さ）の異なるものに入れ替えることで、所望の最大深度の調整も容易である。

30

#### 【０２３５】

さらに、本実施形態の歯科用インプラント埋設穴形成補助装置１Ｍは、歯科医師が既に所有しているハンドピースに装着して使用できるだけでなく、取り扱いも容易であり、低いコストで製造できる点は、上述した第９実施形態と同様である。

#### 【０２３６】

（変形例）

上述した第１～第１４実施形態は、本発明を具体化した例を示すものである。したがって、本発明はこの実施形態に限定されるものではなく、本発明の趣旨を外れることなく種々の変形が可能であることは言うまでもない。

#### 【０２３７】

40

例えば、上述した実施形態では、本発明の歯科用インプラント埋設穴形成補助装置は、その第１部材または第２部材（またはそれらに設けられた係合部や係合案内部）をサージカルガイドのガイド孔またはガイド溝に係合しながら穿孔作業をするものとして説明したが、これは、穿孔精度の観点から見ると好ましいからである。しかし、サージカルガイドの使用は、歯科医師の動作や技量を却って制限する場合もある。そこで、歯科医師が自身の技量で補うことができると判断したとき等は、サージカルガイドを使用せずにインプラント埋設穴の形成作業を行うことがある。この場合、本発明の歯科用インプラント埋設穴形成補助装置を使用しても、ドリル等の回転器具はガイド孔またはガイド溝によって案内されないが、第１部材または第２部材（あるいはスペーサ）によって最大穿孔深度は確実に制限されるため、顎骨が過度に穿孔されることに起因する種々の症状や障害は確実に防

50

止される。

【符号の説明】

【 0 2 3 8 】

1、1 A、1 B、1 C、1 D、1 E、1 F、1 G、1 H、1 I、1 J、1 K、1 L、1 M

インプラント埋設穴形成補助装置

1 0 ハンドピース

1 1 ヘッド

1 1 a 突出部

1 2 ネック

1 3 給水部

10

1 3 a 開口

1 4 給水管

1 5、1 6 連結チューブ

1 7 ハンドピース・カバー

2 0 第1部材

2 1 部材本体

2 1 a 貫通孔

2 1 b 凹部

2 1 c 係合部

2 2 磁石

20

2 2 a 貫通孔

3 0 第2部材

3 1 案内部

3 1 係合部

3 1 b 突起

3 1 c 案内溝

3 2 連結部

3 3 係合案内部

3 3 a エッジ

3 4 給水部

30

3 5 透孔

3 6 内部空間

3 7 係合部

4 0 スペース

5 1 パネ

5 2 ドリル

5 2 a 刃部

5 2 b シャンク

6 0 装着部材

6 1 係合案内部

40

6 1、6 2 係合部

6 3 連結部

6 4 磁石嵌合部

6 5 部材嵌合部

6 6 ハンドピース嵌合部

6 7 磁石

6 7 a 透孔

7 1 粘膜

7 2 顎骨

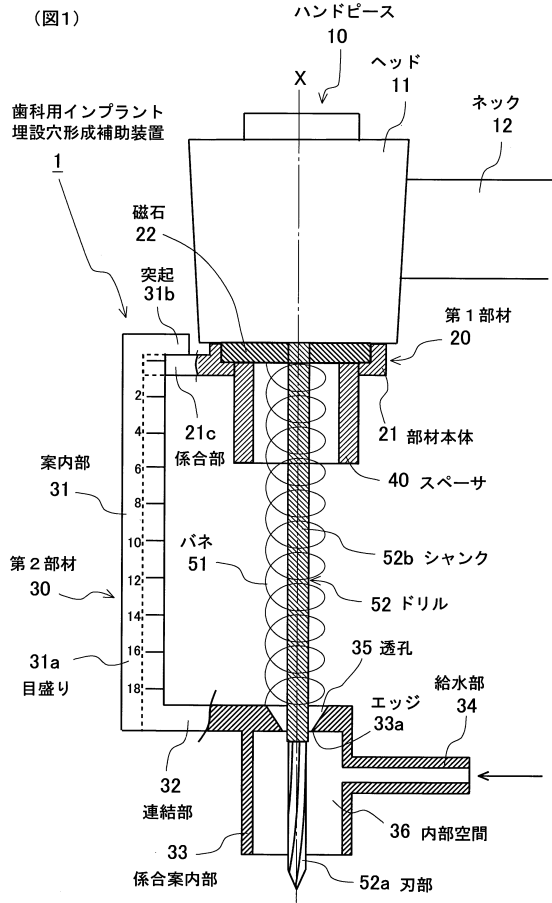
1 0 1、1 0 2 ガイド部材

50

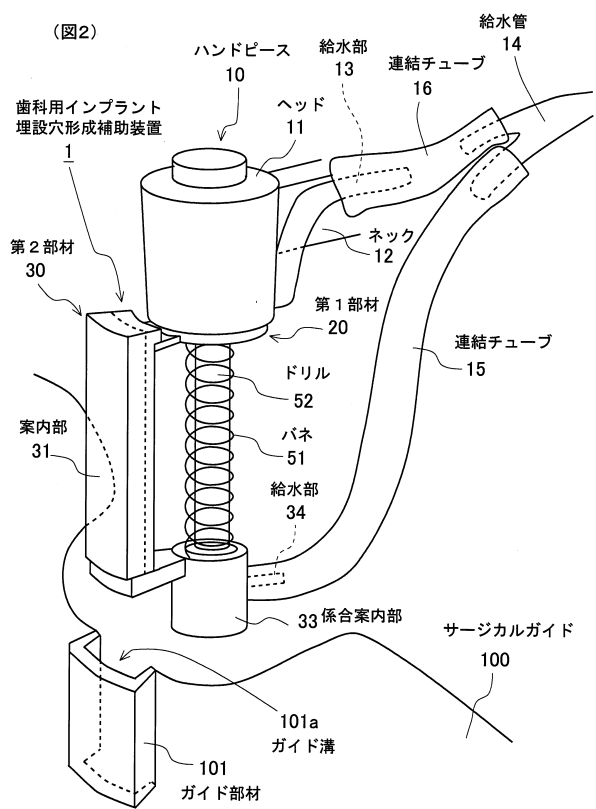
1 2 0	第 1 部材	
1 2 1	透孔	
1 2 2	環状突起	
1 3 0	第 2 部材	
1 3 2	環状突起	
2 2 0	第 1 部材	
2 2 2	環状突起	
2 3 0	第 2 部材	
2 3 2	環状突起	
3 2 0	第 1 部材	10
3 2 2	磁石	
3 2 3	給水部	
3 3 0	第 2 部材	
3 3 2	磁石	
3 3 2	鍔部	
3 3 3	スリット	
4 2 0	第 1 部材	
4 2 2	磁石	
4 3 0	第 2 部材	
4 3 2	ネジ	20
4 4 0	スペーサ	
5 2 0	第 1 部材	
5 2 1	透孔	
5 2 2	スリット	
5 2 3	リング	
5 3 0	第 2 部材	
5 3 1	透孔	
5 3 2	凹溝	
5 3 3	リング	
6 2 0	第 1 部材	30
6 2 1	透孔	
6 2 2	磁石	
6 2 3	雄ネジ	
6 3 0	第 2 部材	
6 3 1	透孔	
6 3 2	雌ネジ	
6 3 4	給水路	
6 3 5	給水路	
6 3 6	切欠部	
7 2 0	第 1 部材	40
7 2 0 d	端面	
7 2 3	雄ネジ	
7 3 0 a	第 2 部材	
7 3 0 b	第 2 部材	
7 3 0 d	端面	
7 3 3 a	雌ネジ	
7 3 3 b	雌ネジ	
8 2 0	第 1 部材	
8 2 1	凹部	
8 2 2	環状突起	50

8 2 3	延長シャフト部	
8 3 0	第 2 部材	
8 3 1	透孔	
8 3 2	環状突起	
8 3 3	案内部	
9 2 0	第 1 部材	
9 2 1	透孔	
9 3 0	第 2 部材	
9 3 1	透孔	
9 3 2	止めネジ	10
9 3 3	ドライバ挿入穴	
1 0 2 0	第 1 部材	
1 0 2 1	透孔	
1 0 2 2	雄ネジ部	
1 0 2 3	非ネジ部	
1 0 3 0	第 2 部材	
1 0 3 1	透孔	
1 0 3 2	止めネジ	
1 0 3 3	ドライバ挿入穴	
1 0 3 4	雌ネジ部	20
1 0 3 5	非ネジ部	
1 1 2 0	第 1 部材	
1 1 2 1	透孔	
1 1 2 2	鍔部	
1 1 2 3	係止用溝	
1 1 2 4	リング溝	
1 1 2 5	リング	
1 1 3 0	第 2 部材	
1 1 3 1	透孔	
1 1 3 2	スリット	30
1 1 3 3	係止用突起	
H	インプラント埋設穴	
X	ドリルの軸心	

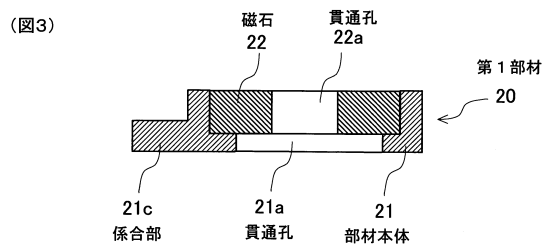
【図 1】



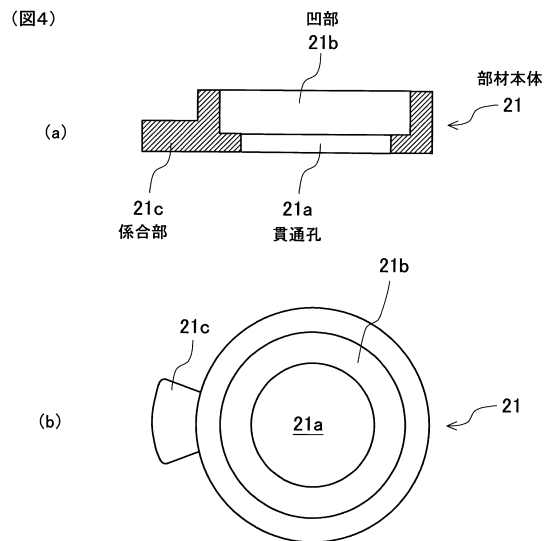
【図 2】



【図 3】

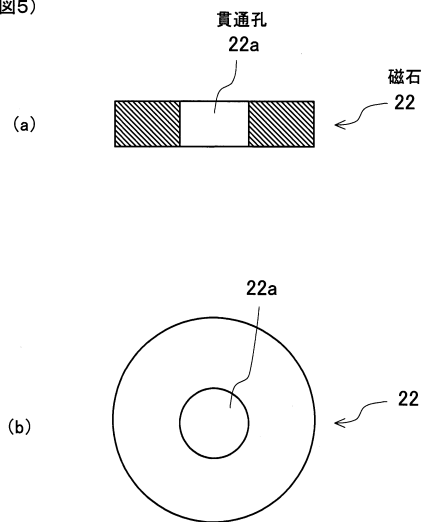


【図 4】



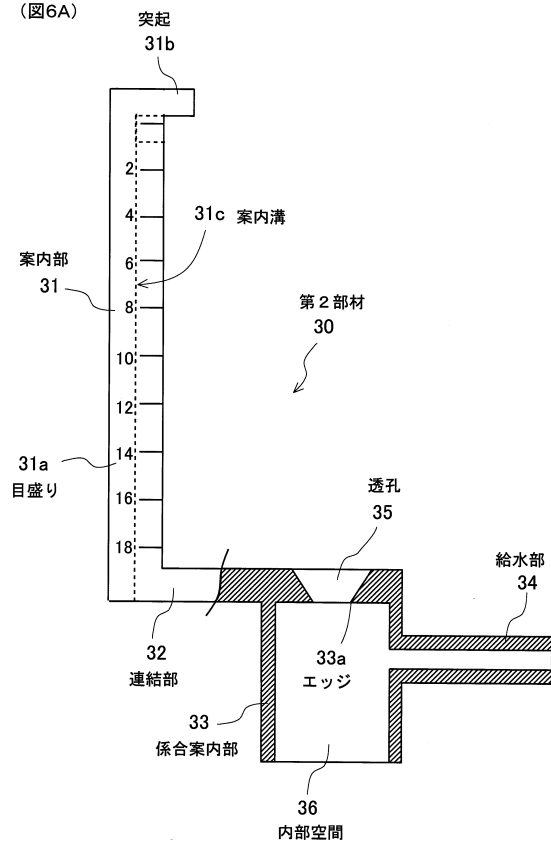
【図5】

(図5)



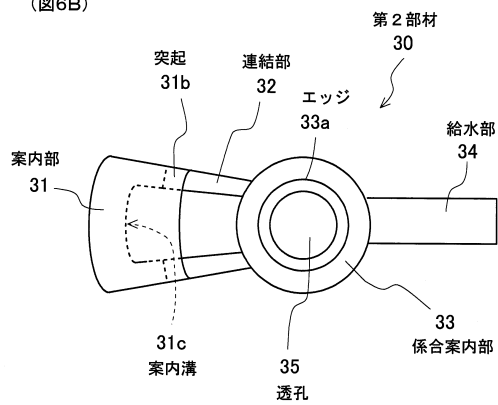
【図6A】

(図6A)



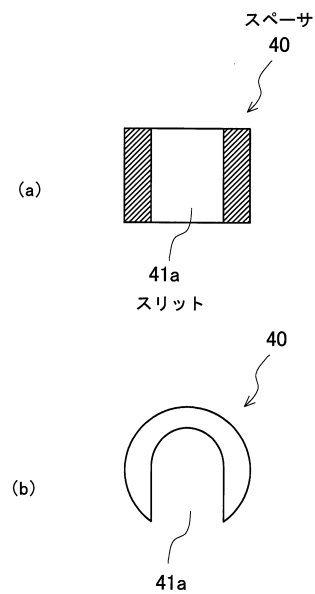
【図6B】

(図6B)



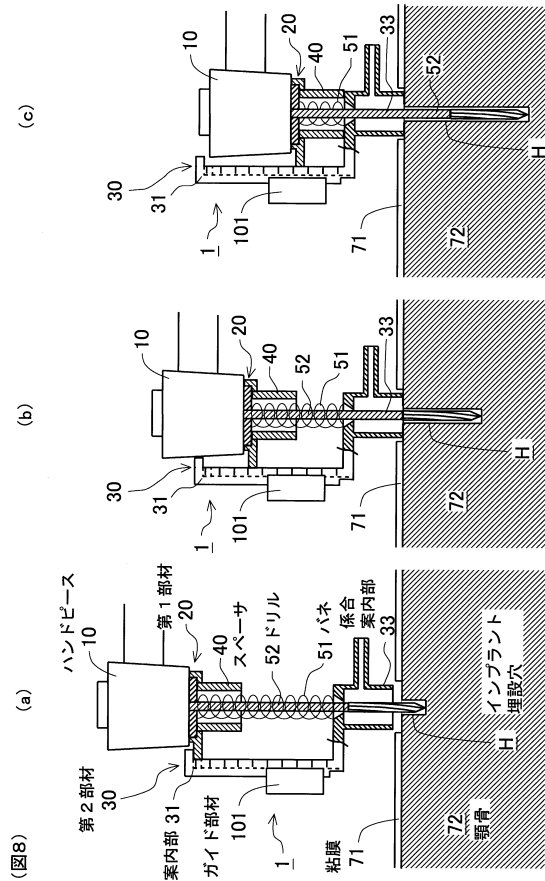
【図7】

(図7)

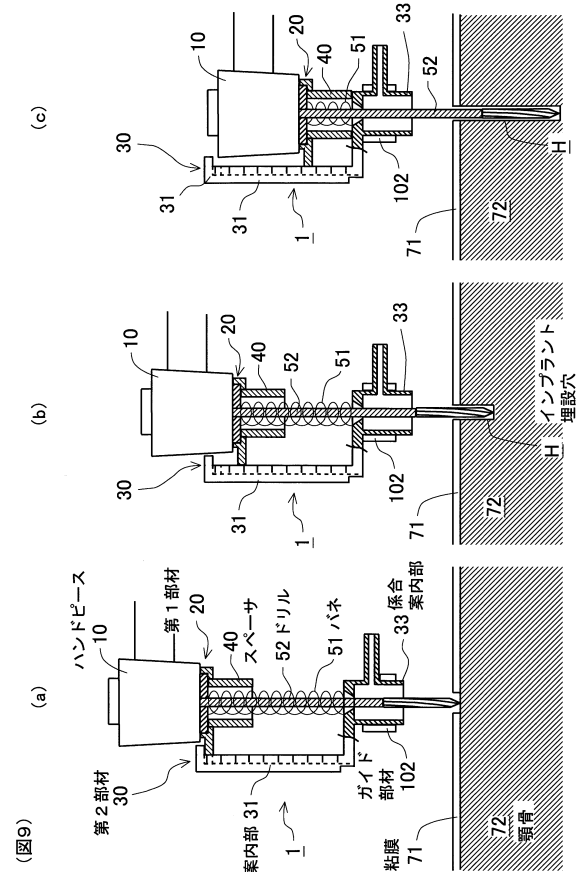




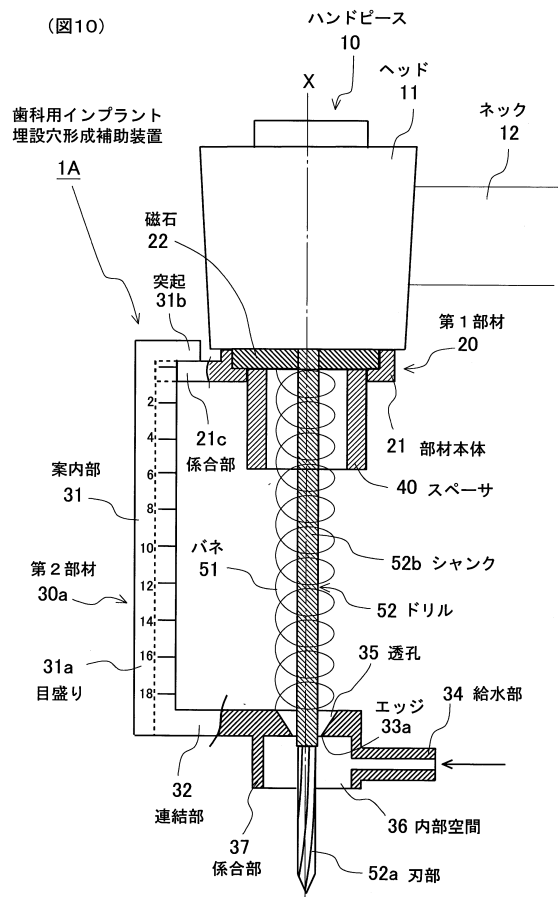
【図 8】



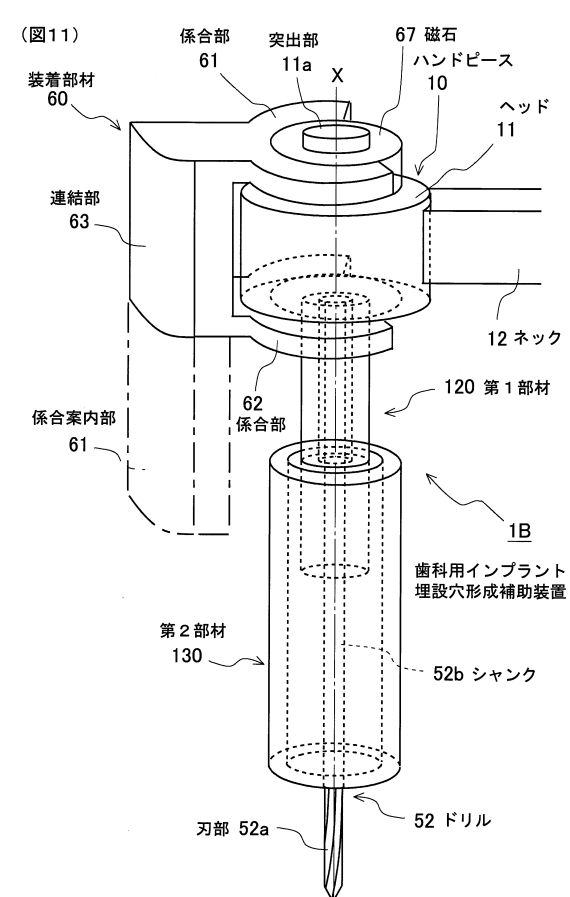
【図 9】



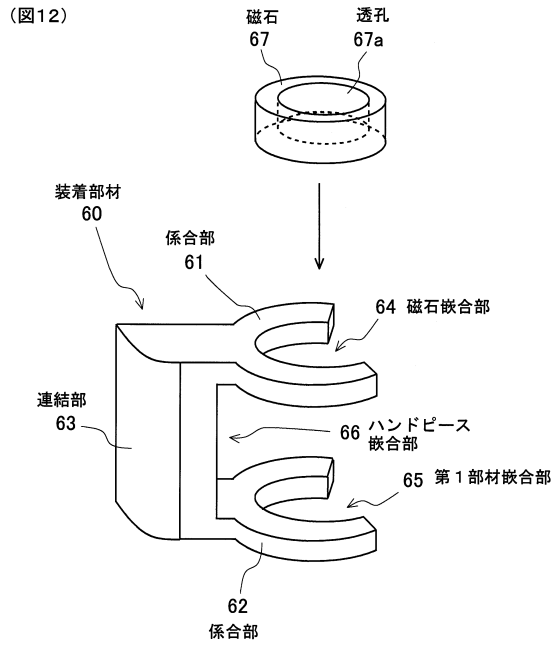
【図 10】



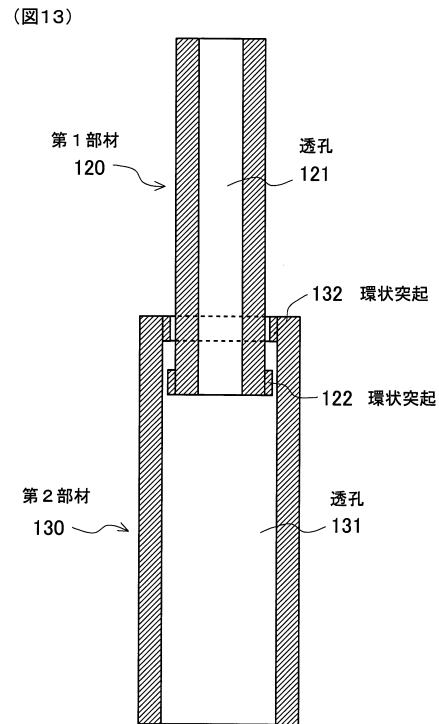
【図 11】



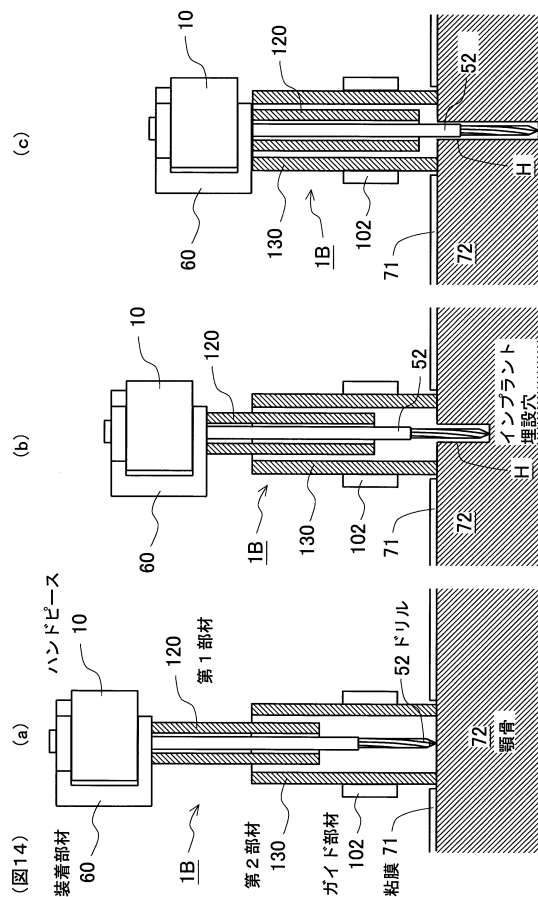
【図 1 2】



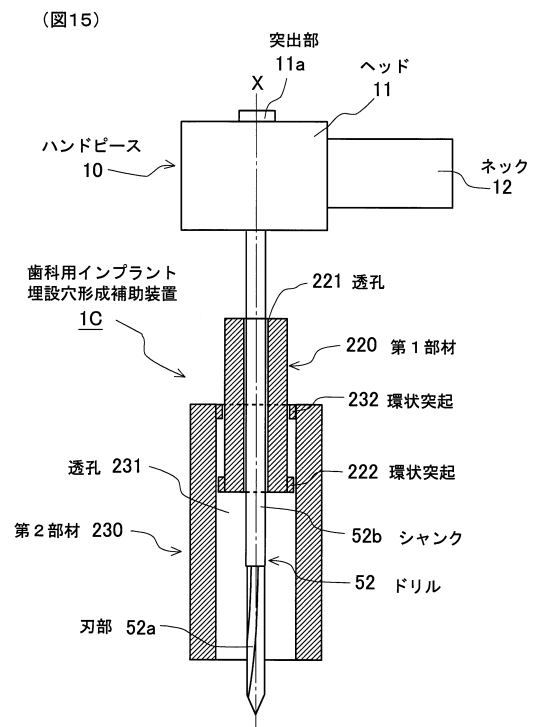
【図 1 3】



【図 1 4】

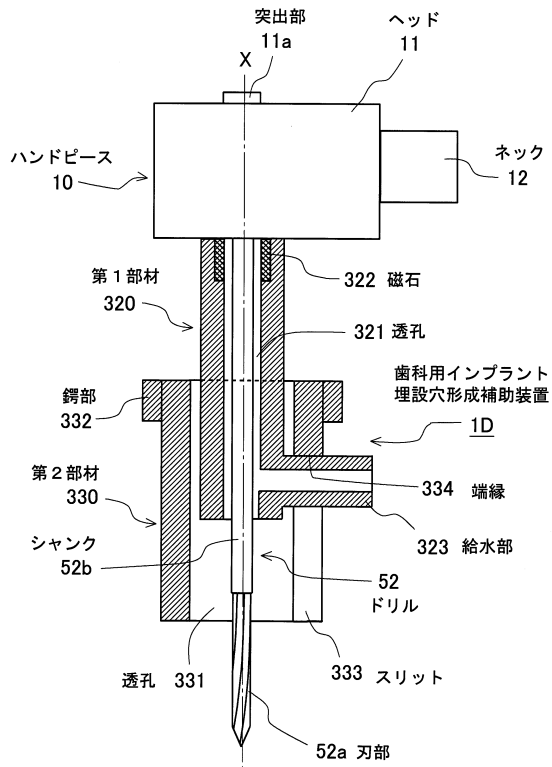


【図 1 5】



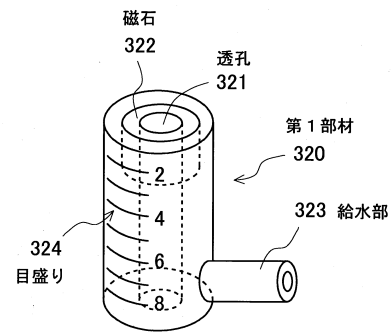
【図 16】

(図16)



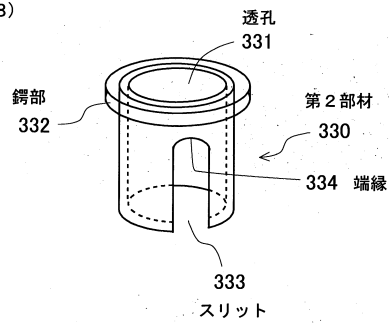
【図 17】

(図17)



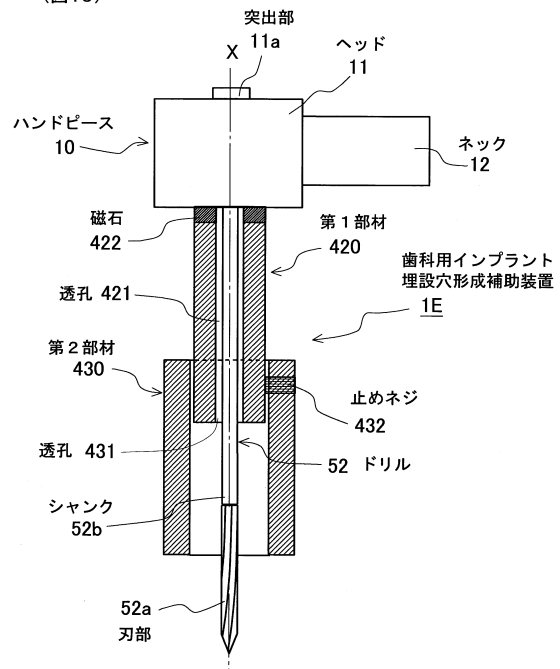
【図 18】

(図18)

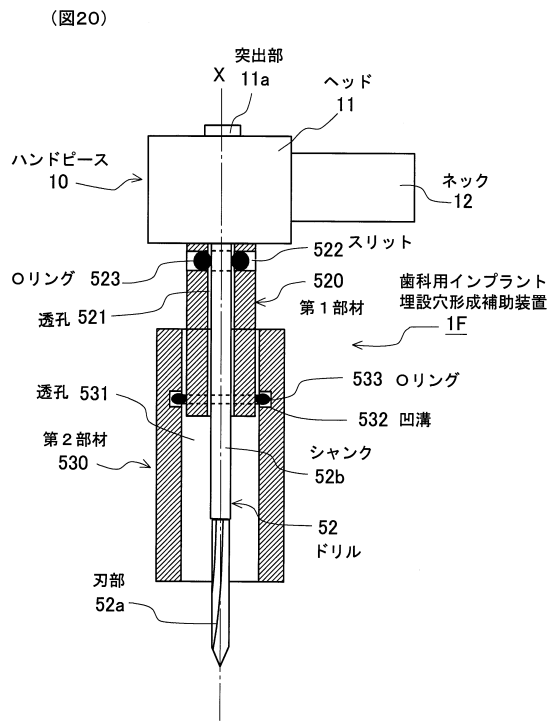


【図 19】

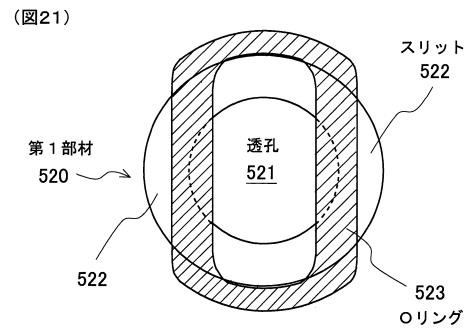
(図19)



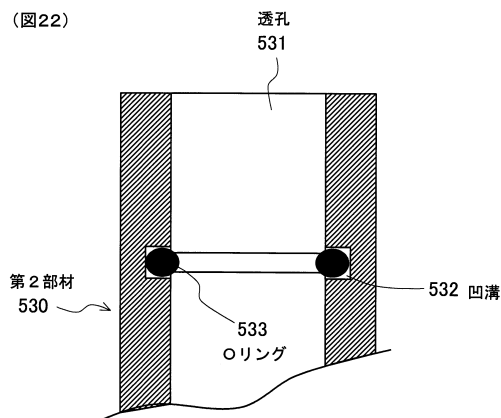
【図 20】



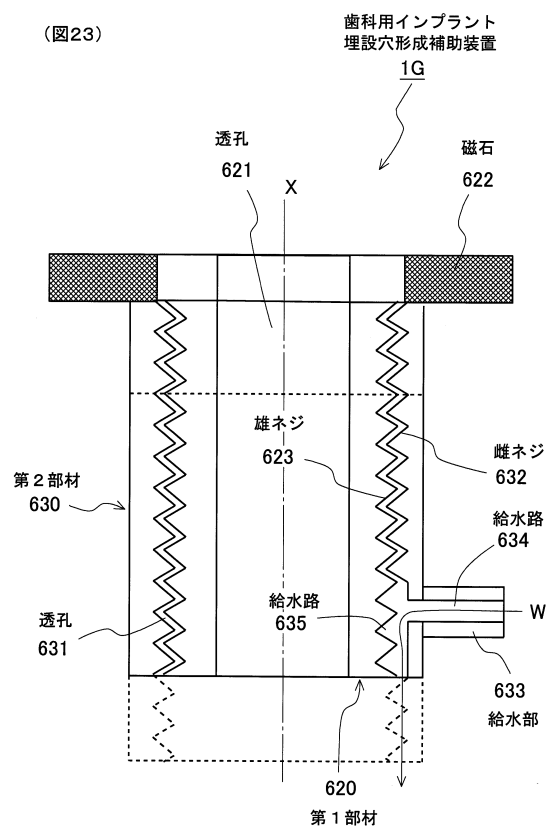
【図 21】



【図 22】

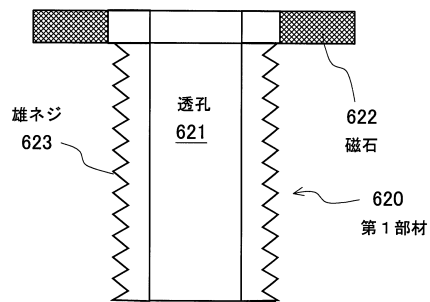


【図 23】



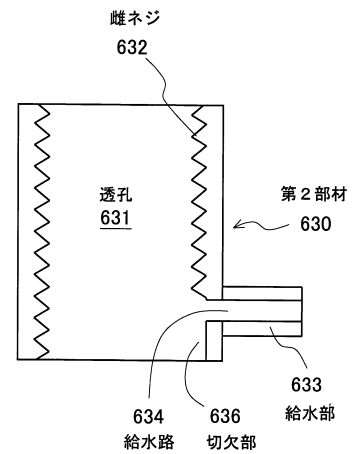
【図24】

(図24)



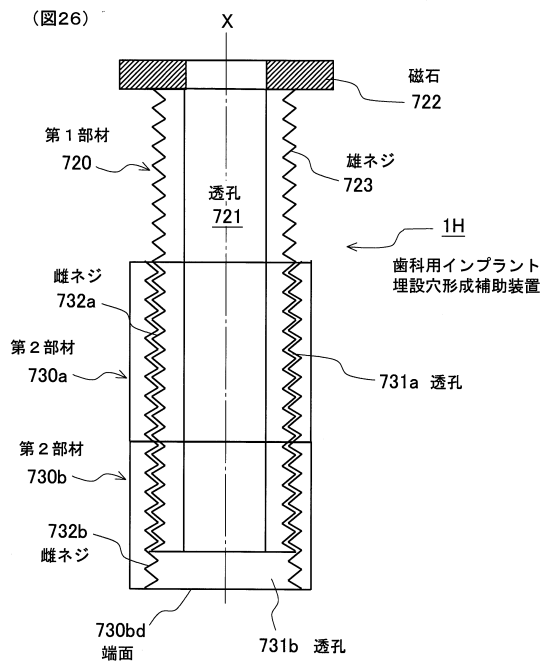
【図25】

(図25)



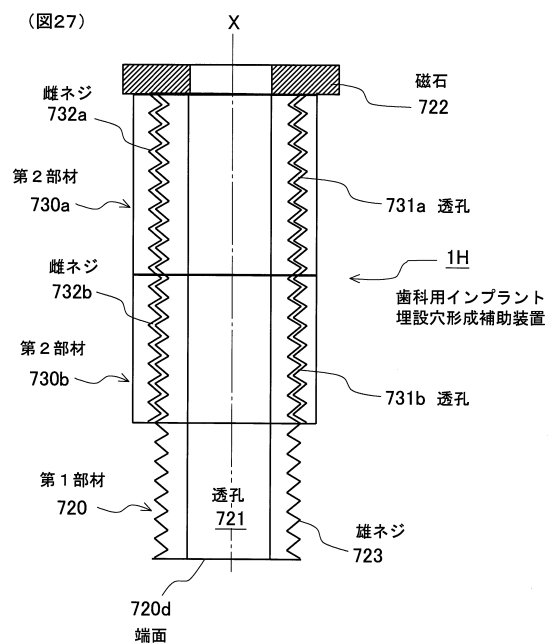
【図26】

(図26)

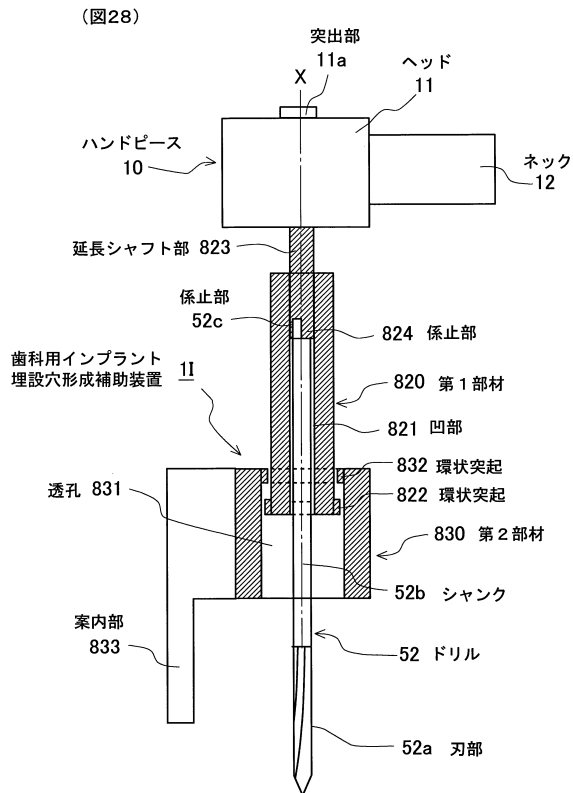


【図27】

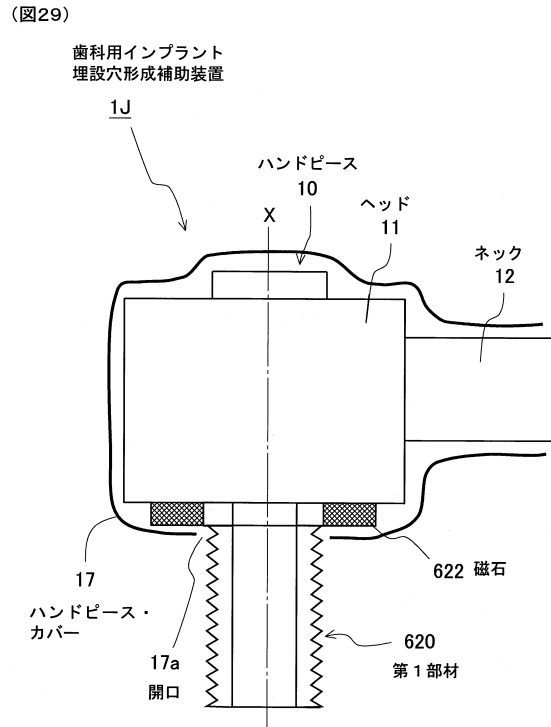
(図27)



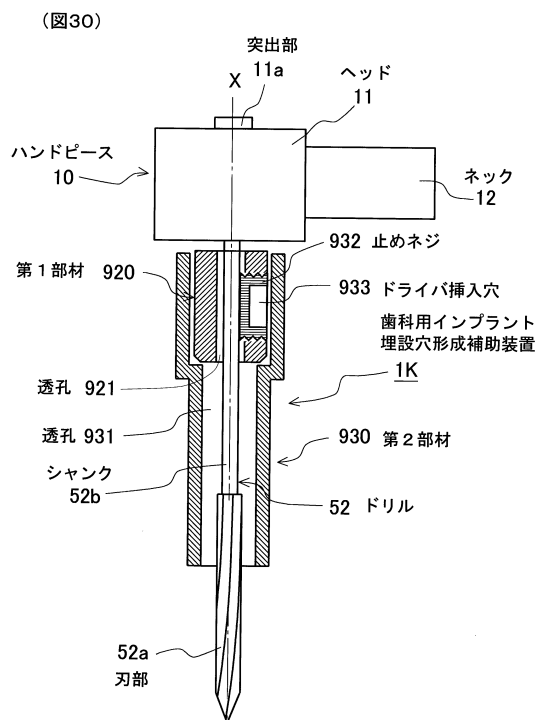
【図 28】



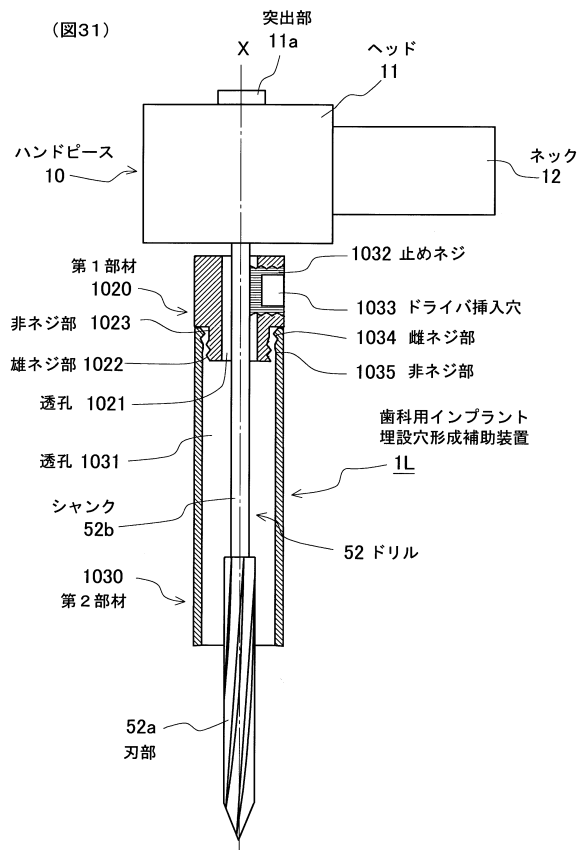
【図 29】



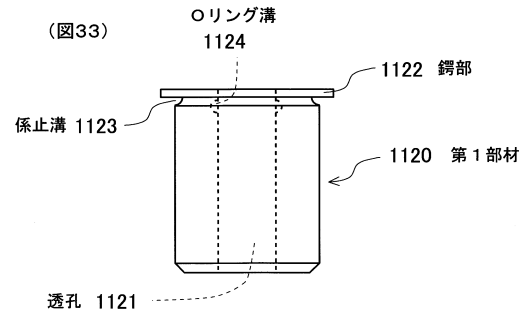
【図 30】



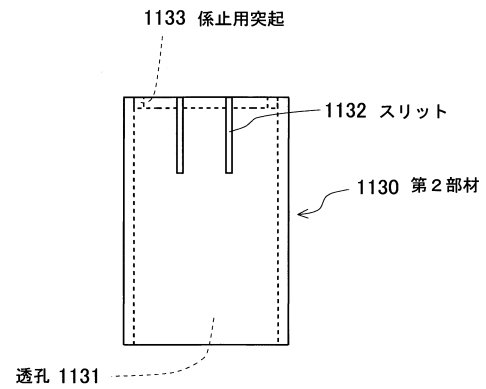
【図 31】



【 図 3 3 】



(図34)



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特表2010-516356(JP,A)  
米国特許出願公開第2007/0298373(US,A1)  
特開平01-291855(JP,A)  
米国特許第05741133(US,A)  
実開昭52-010683(JP,U)  
特表2005-518868(JP,A)  
国際公開第2012/061854(WO,A1)  
独国特許出願公開第4026011(DE,A1)  
米国特許出願公開第2010/0311006(US,A1)  
米国特許第7141074(US,B2)  
米国特許第5746551(US,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 C	3 / 0 4
A 6 1 B	1 7 / 5 6
A 6 1 C	8 / 0 0