

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6707734号
(P6707734)

(45) 発行日 令和2年6月10日(2020.6.10)

(24) 登録日 令和2年5月25日(2020.5.25)

(51) Int.Cl.

A 6 1 C 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 C 8/00

Z

請求項の数 4 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2015-147189 (P2015-147189)
 (22) 出願日 平成27年7月7日 (2015.7.7)
 (65) 公開番号 特開2016-26559 (P2016-26559A)
 (43) 公開日 平成28年2月18日 (2016.2.18)
 審査請求日 平成30年6月26日 (2018.6.26)
 (31) 優先権主張番号 特願2014-151222 (P2014-151222)
 (32) 優先日 平成26年7月7日 (2014.7.7)
 (33) 優先権主張国・地域又は機関
日本国 (JP)

(73) 特許権者 311009941
株式会社インプラントデント
東京都葛飾区亀有五丁目40番2号
 (72) 発明者 阿久津 功
東京都葛飾区亀有五丁目40番2号 株式
会社インプラントデント内
審査官 村上 勝見

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】インプラント用骨平面形成具

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

シャンクと切削工具を備え、
 前記シャンクの一端側に、同シャンクの軸心を中心に回転、または振動させる形成装置に
 連結される基端を有し、
 前記基端と反対側の前記シャンク端部に前記切削工具を備え、前記切削工具の前記シャンクと反対側の端面に、前記シャンクの軸心と直交する平面上に平面形成部と、前記切削工具の側面に軸方向に形成された切刃もしくは研削効果のある物質を有する形成部と、を備え、

インプラント埋設穴を形成する際に、インプラント埋設方向と直交する平面をインプラント埋設予定部位の周囲の骨表面に形成し、さらには側方へ移動することにより骨表面に形成された前記平面を広げるインプラント用骨平面形成具。

10

【請求項 2】

前記切削工具の先端中央に、軸心が前記シャンクの軸心と一致するセンターピンを備えた請求項 1 に記載のインプラント用骨平面形成具。

【請求項 3】

前記センターピンに刃を有する請求項 2 に記載のインプラント用骨平面形成具。

【請求項 4】

シャンクと切削工具を備え、

前記シャンクの一端側に、同シャンクの軸心を中心に回転、または振動させる形成装置に

20

連結される基端を有し、

前記基端と反対側の前記シャンク端部に前記切削工具を備え、前記切削工具の前記シャンクと反対側の端面に、前記シャンクの軸心と直交する平面上に切刃もしくは研削効果のある物質を有する平面形成切削刃部を、前記切削工具の先端中央に、軸心が前記シャンクの軸心と一致するセンターピンを備え、さらに前記平面形成切削刃部と前記センターピンとの間に非切削用中空部を設けたインプラント用骨平面形成具。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、インプラント埋設穴を、例えば顎骨に、形成する際に使用するインプラント用骨平面形成具に関する。 10

【背景技術】

【0002】

近年インプラント療法、特に歯科医が患者の顎骨の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、がしばしば実施されるようになっている。この療法では、ハンドピース等の装置に装着される、例えば特許第4852183号公報の図5に記載されたドリルを用いて、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。

【0003】

多くの歯科医師は、インプラント埋設穴を形成する際には一般的に、細いドリルから順次太いものに交換していくが、骨表面を平らにせずにインプラント埋設穴を形成することが多い。骨表面を平らに形成する場合は、ラウンドバーやフィッシュバーを用いて、目測で平らにする方法が一般的である。 20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特許第4852183号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

インプラント埋設穴周囲の骨表面は、山脈のように細く尖がった形になっていることが多いので、細いドリルから順次太いものに交換し埋設穴を形成していくと、インプラント埋設穴周囲の骨頂部は埋設穴先端（深部）方向に移動してしまい、最終的なインプラント埋設穴の穿孔深度は変化してしまう。さらには、埋設穴周囲の骨頂部の高さが不均一になってしまい、後の為感染性、審美性の不満などの原因となる可能性がある。これを防ぐためには、インプラント埋設穴の形成を終了する前に、インプラント埋設穴周囲の骨表面を平らに形成して、穿孔深度の基準面を準備しておくことが望ましい。 30

【0006】

ラウンドバーやフィッシュバーを用いて、目測で骨表面を平らに形成する方法では、臨床的に必要とされる0.5mm以下の精度で骨面の高さを調整することは困難であり、時間・手間もかかってしまう。さらには、術前のCT診査結果との比較が困難になり、正確な穿孔深度の測定および調整が難しくなってしまう。このため、インプラント埋設穴周囲の骨表面を正確・迅速、そして比較的容易に平らにできる器材が望まれてきた。 40

【0007】

そこで本発明は、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、インプラント埋設穴周囲の骨表面を精度高く、さらには時間・手間をかけずに、一定の範囲の広さで平らに形成できるインプラント用骨平面形成具を提供することにある。

【0008】

ここに明記しない本発明の他の目的は、以下の説明および添付図面から明らかである。 50

【課題を解決するための手段】**【0009】**

本発明のインプラント用骨平面形成具は、シャンク一端側に形成装置に係合される構造となっている基端が形成され、他端側の作用端には回転または振動により頸骨を切削してインプラント埋設穴周囲に平面を形成する平面形成部を、シャンクの軸心に直交する平面に備えた切削工具が設けられている。ここで言う「切削」とは、「研削」をも含む「広義の切削」とする。平面形成部は、一般的には刃であるが、刃でなくても良い。また頸骨を研削可能にするダイヤモンド粒子や砥石などのような硬い物質を用いても良い。また、形成装置とは、ラチェットなどの手動回転型の形成装置、インプラント埋設穴形成用の電動回転型の形成装置、超音波振動発生装置などの電動振動型の形成装置を含み、本発明のインプラント用骨平面形成具は、いずれかの形成装置に係合される構造の基端を有していれば良い。
10

【0010】

切削工具側面は、シャンクの軸心と平行であっても、平行でなくても良い。平行でない場合は、シャンクの軸心を基準として、切削工具側面は切削工具先端側から基端方向に向かって広がっても良いし、基端側から切削工具先端方向に向かって広がっても良い。また切削工具側面は、形成部を備えても良い。すなわち、刃をつけても良いし、あるいは研削効果のある物質を用いても良い。

【0011】

切削工具の先端中央には、頸骨穿孔能力のないセンターピン、または頸骨穿孔能力のある頸骨穿孔工具を付与しても良い。平面形成部はシャンクの軸心から離れた位置から外側に展開する形状、すなわち非切削用中空部を有する形状やインプラント埋設穴の最大径とほぼ同径の穴を形成することが可能なインプラント埋設穴形成部を有する形状でも良い。また電動振動型形成装置のインプラント用骨平面形成具は、シャンクから基端にかけて、直線的でなく曲がっていても良い。
20

【0012】

本発明のインプラント用骨平面形成具は、上記のような構成を有するので、骨平面形成具を使用することによって、インプラント埋設穴周囲の骨表面を正確・迅速、そして容易に平らにでき、穿孔深度の基準面を形成することができる。切削工具が回転して頸骨を削る場合は、一般的には、円形平面または円周平面（直径の異なる二つの同心円の間の平面）が形成される。切削工具が振動して頸骨を削る場合、形成される平面は切削工具の平面形成部の形状と同じか近いものになる。
30

【0013】

予めガイドドリル等の細めのドリルで頸骨を穿孔しておくと、先端中央にセンターピンを付与した骨平面形成具は、センターピンを骨内に入れることにより、回転あるいは振動動作中のぶれと移動を防止することができる。特にシャンクの軸心に直交する平面上でのぶれと移動を制御しやすい。また先端中央に頸骨穿孔工具を付与した骨平面形成具では、回転操作あるいは振動操作を行うと、この頸骨穿孔工具がまず頸骨を穿孔し骨内に入り込むことによって、操作中のぶれと移動を防止することができる。

【発明の効果】**【0014】**

本発明のインプラント用骨平面形成具は、シャンクの軸心と直交する平面に平面形成部を有することを特徴とするため、ドリル等の回転器具を用いてインプラント埋設穴を形成する際に、インプラント埋設穴周囲の骨表面に骨平面形成具のシャンクの軸心と直交する平面を正確に、さらに迅速かつ容易に形成することができるという効果がある。

骨平面形成具の先端中央にセンターピンまたは頸骨穿孔工具が付与されていると、回転操作中の、または振動操作中の骨平面形成具のぶれと移動が防止できるので、形成の精度は高まり、かつ、医療事故が予防できる、という効果がある。

【図面の簡単な説明】**【0015】**

10

20

30

40

50

【図1】 本発明の第1実施形態に係るインプラント用骨平面形成具を示す正面図である。

【図2】 (a) 図1の斜視図、(b) 図1の底面図である。

【図3】 図1、図2に示す本発明の第1実施形態に係るインプラント用骨平面形成具を電動回転型形成装置ハンドピースのヘッドに装着して使用している状態を示す要部断面説明図である。

【図4】 本発明の第1実施形態に係るインプラント用骨平面形成具により、インプラント埋設穴周囲に骨平面を形成するプロセスを示す要部断面正面図である。

【図5】 インプラント埋設穴周囲に骨平面を形成した後、所望の深度でインプラント埋設穴形成、およびインプラント埋設を行うプロセスを示す要部断面正面図である。 10

【図6】 本発明の第2実施形態に係るインプラント用骨平面形成具を示す正面図である。

【図7】 本発明の第3実施形態に係るインプラント用骨平面形成具を示す正面図である。

【図8】 ラチェットに装着して使用する第4実施形態に係るインプラント用骨平面形成具を示す正面図である。

【図9】 本発明の第5実施形態に係るインプラント用骨平面形成具を示す、(a)正面図 (b)斜視図である。

【図10】 本発明の第6実施形態に係るインプラント用骨平面形成具を示す、(a)斜視図 (b)正面図 (c)底面図である。 20

【図11】 本発明の第7実施形態に係るインプラント用骨平面形成具を示す、(a)斜視図 (b)底面図である。

【図12】 電動振動型形成装置ハンドピースのヘッドに装着して使用する第8実施形態に係るインプラント用骨平面形成具を示す正面図である。

【発明を実施するための形態】

【0016】

以下、添付図面を参照しながら、本発明を実施するための形態に基づいて具体的に説明する。

【0017】

(第1実施形態)

図1と図2に、本発明の第1実施形態に係るインプラント用骨平面形成具の全体構成を示す。

【0018】

各図から分かるように、本実施形態に係るインプラント用骨平面形成具1は、シャンク13の一端側(上側)に歯科インプラント用の電動回転型の形成装置のハンドピース31に装着するためヘッド32に係合される構造となっている基端11が形成されている。また他端側(下側)の作用端には、顎骨36を削って円形平面を形成する平面形成部15と、さらに下方には、センターピン14とを備えた切削工具12が取り付けられている。インプラント用骨平面形成具1は、金属等の剛性体から形成されている。

【0019】

切削工具12は平板の4枚刃であり、4つの切削刃部19はシャンク13とセンターピン14の間に位置する概直方体である。各々の切削刃部19は下端側(センターピン14側)に切れ刃である平面形成部15を有する。図2(b)に示すように、それぞれの切削刃部19は切削工具12の先端の中央付近から外側方に向けて展開されており、隣接する切削刃部19とは、90度の角度をもって配置されている。平面形成部15はシャンク13の軸心と直交する平面上に位置づけられていて、4つの平面形成部15の中央からセンターピン14が基端11とは逆の方向に延展している。

【0020】

また、切削工具12は、底面から見ると4つの切削刃部19が十字形を呈する構造であり、インプラント用骨平面形成具1およびシャンク13の軸心100から各々の切削刃部

10

20

30

40

50

19の外側端までの距離は2~3mmである。

【0021】

切削工具12は、正面から見た場合には図1に示すように、2つの切削刃部19が横4~6mm、縦3~5mmの長方形を呈し、その底面中央からまっすぐ下方に最大直径1~2mm、長さ3~6mmの概円柱形のセンターピン14を備える。側面16は、軸心100と平行な曲面であり、刃はない。

【0022】

各図に示すように、インプラント用骨平面形成具1は、上方から見ると、右回り、すなわち時計回りの方向が(正)回転方向である。底面から、すなわち下方から見れば、左回り(反時計回り)が(正)回転方向となる。

10

【0023】

切削刃部19は、回転方向に向かう面であるすくい面21にすくい18を有する。すくい18は、すくい面21と側面16との境界をなす隅角付近を、軸心100と平行に走る上下方向の溝である。

【0024】

互いに隣接する二つの切削刃部19間の空間は、90度異なる方向を向く面、第2逃げ面23とすくい面21とで囲まれる切屑排出溝17である。切屑排出溝17は上下方向に概ねまっすぐであり、骨切削片を排出または貯留する働きがある。

20

【0025】

また切削刃部19の側面16の下方隅角から軸心100にかけての斜面、逃げ面22は、すくい面21と60度の角度で隅角を形成しており、その隅角部の切れ刃が平面形成部15である。すなわち、各切削刃部19の平面形成部15は、下底部の各半径線上の回転方向側の角に存在する。

【0026】

センターピン14は、概円柱形で、先端は角を丸めた形態となっており、先端側1/2の直径はやや太くなっている。また、シャンク13の形状は、直径2.35mmの円柱形で、長さは25mmである。

【0027】

インプラント用骨平面形成具1は、図3に示すように、ハンドピース31のヘッド32に係合されて、顎骨36にインプラント埋設穴周囲の骨表面34に基準面38を形成する際に使用される。予めドリルなどでインプラント埋設位置の中心からインプラント埋設方向へ直径1~2mmの穴を骨内に穿孔しておく(骨穿孔部35)。そこに骨平面形成具1のセンターピン14を挿入して、ハンドピース31を駆動させてインプラント用骨平面形成具1を回転させることで、切削工具12の先端の平面形成具15が接触する骨表面34を切削することができる。インプラント用骨平面形成具1は、医療事故防止の観点から50~100rpm程度の低速回転で使用するのが望ましい。

30

【0028】

図4にインプラント用骨平面形成具1を使用して骨表面34に基準面38を形成する手順、すなわちインプラント用骨平面形成具1の使用法を示す。

40

【0029】

図4(a)はインプラント埋設手術開始前の歯肉33と顎骨36の断面図を示している。図4(b)はセンターピン14が挿入可能になるように、センターピン14と同程度またはやや大きめの孔を開ける操作を示している。センターピン14とほぼ同様の直径の顎骨穿孔用ドリル43で顎骨36に骨穿孔部35を形成する第一のステップである。予めサージカルガイド(図示せず)を準備しておけば、サージカルガイドを使用して、予め決定した位置、方向に骨穿孔部35を形成することができる。

【0030】

図4(c)は歯肉33を切除する第二のステップを示す。歯肉メス21を用いて切断した歯肉33を除去することで、顎骨36の骨表面34を露出させることができる。

【0031】

50

図4(d)および図4(e)は、インプラント用骨平面形成具1を用いて、顎骨36のインプラント埋設穴周囲に平面、すなわち基準面38を形成する第三のステップを示す。基準面38の深さは、インプラント用骨平面形成具1に付与したレーザーマーキング等の印(図示せず)を見て、あるいは図5(b)に示すスペーサー26やストッパー26Aと同様な部材をインプラント用骨平面形成具1に装着して、決定することが可能である。図4(f)は顎骨36に基準面38が形成された状態を示している。

【0032】

次に、図5に基準面38を用いて顎骨36に正確な深さのインプラント埋設穴27Aを形成し、正確な深さでインプラントを埋設するプロセスを示す。

【0033】

図5(a)は、基準面38が形成された状態を示している。図5(b)および図5(c)には、インプラント埋設穴形成用ドリル25のシャンク13Aに装着されたスペーサー26とストッパー26Aにより、インプラント埋設穴形成用ドリル25の形成深度が所望の深度になるようにする方法が示されている。通常、インプラント埋設穴形成用ドリル25は、太さの異なるドリル数種類から構成されているが、ここでは簡略化のため、一番太い最終ドリルのみを示した。

【0034】

図5(b)はインプラント埋設穴形成用ドリル25が作動する前の状態を示している。ストッパー26Aは、インプラント埋設穴形成用ドリル25の形成深度が所望の深さになるように、予めシャンク13A上の位置に固定ネジ26Bで固定されている。スペーサー26は下端が基準面38に接触しており、インプラント埋設穴形成用ドリル25が作動し始めると顎骨36が切削され始める。スペーサー26は、下端が基準面38に接触しながら、シャンク13Aの軸心方向に沿って、ストッパー26Aの方向に移動していく。図5(c)に示すように、スペーサー26の上端がストッパー26Aの下端に接触するまで、インプラント埋設穴形成用ドリル25は、顎骨36の切削を続ける。

【0035】

図5(d)および図5(e)には、インプラント埋設穴27Aにインプラント体27が所望の深度に埋設されるステップが示されている。図5(f)には、埋設したインプラント体27にカバースクリュー27Bが装着され、歯肉33で覆われている状態を示す。インプラント体27はインプラント埋設穴27A周囲の基準面38、と予め計画した位置関係を保って、埋設されたことが示されている。

【0036】

この穿孔深度の基準面38により、細いドリルから順次太いものに交換しながらインプラント埋設穴27Aを形成していくても、インプラント埋設穴27A周囲の骨頂部は埋設穴の先端(深部)方向に移動することなく、最終的なインプラント埋設穴27Aの穿孔深度は一定に保たれる。歯肉33の厚さは約3mmでほぼ一定にすることができるので、基準面38の高さに合わせて基準面38周囲の骨形態を修正することで、歯肉33も一定の高さにできる。これにより、インプラント周囲の歯垢付着および細菌感染が起きにくくなり、審美的にも自然な上部構造(かぶせ)を作製しやすくなる。

【0037】

インプラント用骨平面形成具1は、無注水で骨火傷を起こさない程度の低速回転(100rpm以下)で使用すると、切削工具12の切屑排出溝17に骨切削片が貯留するので、その骨切削片を回収して骨造成処置に利用することができる。

【0038】

また、側面16に切れ刃を付与すれば、予めドリル等で側方に骨穿孔部35を広げてインプラント用骨平面形成具1を側方に移動することで、基準面38を拡大することができる。

【0039】

インプラント用骨平面形成具1を使用することによって、インプラント埋設穴27A周囲の骨表面34を正確・迅速、そして容易に平らにでき、穿孔深度の基準面38を容易に

10

20

30

40

50

形成できるという効果がある。

【0040】

(第2実施形態)

図6に示す本発明の第2実施形態は、インプラント用骨平面形成具1Aの切削工具12Aの側面16Aが軸心100と平行でない点、側面16Aには刃がある点、およびセンターピン14に換わり頸骨穿孔工具44を有する点が、図1に示す第1実施形態と異なる。他の点については同様である。

【0041】

切削工具12Aの先端中央の頸骨穿孔工具44は、概円柱形であり、先端1mmは最先端を頂点とした概円錐形になっている。頸骨穿孔工具44の長さは8mm、太さは直径1.4mmである。頸骨穿孔工具44は頸骨穿孔工具先端45に切れ刃を有するが、頸骨穿孔工具側面46に刃はない。

【0042】

切削工具12Aの側面16Aは、切削工具12A先端から基端11方向に向かって広がる円錐台形(テーパー型)である。軸心100に対して、切削工具12Aの側面16Aの基端11方向から切削工具12A先端方向に収束する角度(テーパー角度)は、15°<45°が好ましい。

【0043】

第2実施形態の切削工具12Aは、頸骨穿孔工具44を有するので、予めドリルなどで頸骨36を穿孔しておく必要がない。すなわち2種類の切削器具で行うことが1本で可能になるという利点がある。また、側面16に刃を有するので、予めドリル等で骨穿孔部35の大きさ(直径)を広げることで、インプラント用骨平面形成具1Aを側方に移動することにより、基準面38を拡大することができる。さらに、側面16Aに切れ刃を有することにより、基準面38の外側を外開き形態に形成することができるので、骨をより自然な望ましい形態にできるという特徴がある。

【0044】

(第3実施形態)

図7に示す本発明の第3実施形態において、インプラント用骨平面形成具1Bの切削工具12Bの側面16Bは、基端11方向から切削工具12B先端に向かって広がる円錐台形(逆テーパー型)である。側面16Bに形成部はない。その他の点は、図6に示す本発明の第2実施形態と同様である。軸心100に対して、側面16Bが切削工具12Bの先端方向から基端11方向に収束する角度(逆テーパー角度)は、15°<45°が好ましい。

【0045】

第3実施形態の切削工具12Bは、先端の平面形成具15Bの直径が同じであれば、第1実施形態の切削工具12と同様な基準面38を得ることができる。第1実施形態と比較すると、切削工具12Bはシャンク13付近で小さくできるので、側方からインプラント用骨平面形成具1Bを挿入できるサイドエントリー型サージカルガイドを使用する場合には、切削工具12Bの上部がサージカルガイドの下端に当たりにくいので、操作性が良いという特徴がある。

【0046】

(第4実施形態)

図8に示す本発明の第4実施形態において、インプラント用骨平面形成具1Cのラチエット用基端61はラチエットなどの手動回転型の形成装置が係合する構造となっている。歯科インプラント用の一般的なラチエットを右回転(正回転)した時に空回りしないようにラチエット用基端61は四角柱の形状になっており、その下方(作用端側)には、やや直径の大きい円柱形のラチエット・ストッパー62が付与されている。またラチエット用基端61上部には脱落防止用Oリング63が入り込む溝(図示せず)が付与されている。その他の形態に関しては、図1に示す本発明の第1実施形態と同様である。

【0047】

10

20

30

40

50

第4実施形態の特徴は、安全にインプラント用骨平面形成具1Cを操作したい、ゆっくり回転させたい、あるいは骨質が軟らかいので基準面形成時に骨表面にかかる力を微妙にコントロールしたい、といった場合に操作性が良いという特徴がある。

【0048】

(第5実施形態)

図9に示す本発明の第5実施形態において、インプラント用骨平面形成具1Dは、直径4~6mm、高さ8~13mmの概円筒形の切削工具12Cを備えている。切削工具12Cは、軸心100と平行な、幅2~3mmのスリットを、センターピン14Aを中心として相対する2か所に有し、残った円筒形の2か所の部分が切削刃部19Cとなっている二枚刃である。切削刃部19Cの下端は、軸心100に直交する平面と基端11方向から見て左回転方向に30度の角度をなす斜面を形成していて、斜面最下端の部分に平面形成部15Cを有する。切削工具12Cは、切削刃部19Cとセンターピン14Aとの間に非切削用中空部77を有する。非切削用中空部77の高さは6~12mmであり、センターピン14Aは直径1.4mmの概円柱形である。その他に関しては、図1に示す第1実施形態とほぼ同様である。

【0049】

第5実施形態のインプラント用骨平面形成具1Dの作製は、手間が少なく、費用を抑えることができる。また、切削しにくい切削工具12C中心付近での骨との接触面積を小さくすることで、インプラント埋設穴27A周囲の骨表面34をより早く削合することができるという特徴がある。

【0050】

(第6実施形態)

図10に示す本発明の第6実施形態において、インプラント用骨平面形成具1Eの切削工具12Dは四枚刃である。インプラント埋設穴27Aを形成するための刃を有するインプラント埋設穴形成部91を備えた切削刃部19a、19bに、平面形成部15Dを備えた、より形成幅の広い別の二枚刃19c、19dが付与された形態となっている。

【0051】

インプラント埋設穴形成部91は、軸心100から近い順に第1形成部92、第2形成部93、第3形成部94から構成されている。軸心100との角度は、それぞれ順に、30度、60度、10度であり、第1形成部92はインプラント用骨平面形成具1Dの先端の突起状の切れ刃である。平面形成部15Dを備えた切削刃部19c、19dは、図1に示す第1実施形態の切削刃部19とほぼ同様の形態、大きさである。

【0052】

インプラント埋設穴形成用の切削刃部19a、19bは顎骨穿孔工具44と同様に顎骨を穿孔する能力が高いが、それに加えてインプラント埋設穴とほぼ同径の穴を形成することができるという特徴がある。さらに、インプラント埋設穴形成部91が、切削しにくい切削工具12D中心付近の骨を削合するので、インプラント埋設穴周囲の骨表面をより早く削合することができるという特徴がある。

【0053】

(第7実施形態)

図11に示す本発明の第7実施形態において、インプラント用骨平面形成具1Fの切削工具12Eは平板状の二枚刃であり、インプラント埋設穴形成部91と平面形成部15Eとは同一平面上に存在していて、一体化している。

【0054】

インプラント埋設穴形成部91Aは、軸心100から近い方から順に、第1形成部92A、および第2形成部93Aから構成されている。軸心100との角度は、それぞれ順に、30度、60度であり、第1形成部92Aはインプラント用骨平面形成具1Fの先端の突起状の切れ刃である。平面形成部15Eは、二枚刃であるということとインプラント埋設穴形成部91Aが存在するということを除くと、図1に示す第1実施形態の平面形成部15と、ほぼ同様の形態である。

10

20

30

40

50

【0055】

インプラント用骨平面形成具1Fは、切削効率が良く、形状が単純であるので、価格を抑えて製作することができるという特徴がある。また、早くインプラント埋設穴27A周囲の骨表面34およびインプラント埋設穴27Aと同径の穴を形成できるといった特徴がある。

【0056】

(第8実施形態)

図12に示す本発明の第8実施形態においては、ハンドピース83は電動振動型で超音波発生装置に連結してあり、電動振動型形成装置のハンドピース83専用のインプラント用骨平面形成具1Gが装着されている。インプラント用骨平面形成具1Gは、シャンク13B一端側(上側)に歯科口腔外科用の電動振動型の形成装置のハンドピース83に装着するためヘッド82に係合される構造となっている基端(図示せず)が形成されている。また他端側(下側)の作用端には、顎骨36を削って円形平面を形成する平面形成部15Fを備えた切削工具12Fが取り付けられている。

10

【0057】

切削工具12Fは、直径4~6mmの円柱形の切削部20の下端中央から、直径1~2mm、長さ6~8mmの顎骨穿孔工具44が下方に突出した形状である。切削部20、および顎骨穿孔工具44の軸心は、インプラント用骨平面形成具1Gの軸心100と一致する。インプラント用骨平面形成具1Gは、金属等の剛性体から形成されており、切削工具12Fにはダイヤモンドがコーティングされている。顎骨穿孔工具44にもダイヤモンドがコーティングされており、切削能力を有する。

20

【0058】

インプラント用骨平面形成具1Gは、専用ハンドドライバー(図示せず)をハンドドライバー挿入部81に使用することによって着脱する。すなわち、基端を電動振動型形成装置のハンドピース83の内部で右回りに締めつけることによって係合する。基端はシャンク13Bとは、シャンク湾曲部88でつながっていて、シャンク湾曲部88の近くに注水孔84が開いていて、骨表面34の冷却のために、水が出る構造になっている。

【0059】

第8実施形態は、超音波振動で骨表面34を削合することができるので、切削工具12Fの平面形成具15Fは基準面38を形成することができる。電動回転型のものよりも軟組織を傷つけにくいという特徴があり、側方へのぶれも起こしにくいので安全性が高いという特徴がある。

30

【0060】

(他の変形例)

上述した第1~第8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。

【0061】

例えば、上述した実施形態では、シャンク13にはストッパー(ガイドストッパー)などを装着できるようにシャンク13より太いまたは細いストッパー装着部を設けたり、深度測定等の目的でマーカーを付与したりすることもできる。

40

【0062】

またインプラント用骨平面形成具1の基準面38を形成する切削工具12の平面形成具15は、2つや4つ(刃の場合は2枚刃や4枚刃)に限定されるものではなく、1つ以上あればよい。

【0063】

切削工具12の形態も概円錐形、概多角柱形など他の形状でも良く、切削工具12の切屑排出溝17は螺旋状でも良い。センターピン14の形態も様々なものが考えられる。

【0064】

インプラント用骨平面形成具1の材質も必ずしも金属である必要はなく、ファインセラミ

50

ツクスなどの剛体を使用することもできる。さらに、平面形成具 15 は、切れ刃ではなく、ダイヤモンドのような硬い材質をコーティングした平面や曲面であっても良い。

【0065】

また、図4で示したプロセスでは、センターピン付きの歯肉メス24を用いているが、センターピンのない歯肉メスや一般外科用のメスを使用して、歯肉33を切断・除去または切開・剥離しても良い。さらに、図(b)の第一ステップと、図(c)の第二ステップの順序を逆にしても良い。

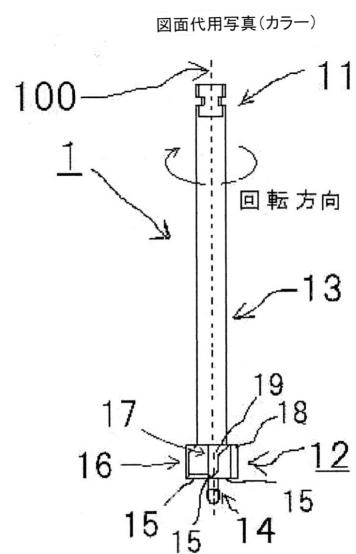
【符号の説明】

【0066】

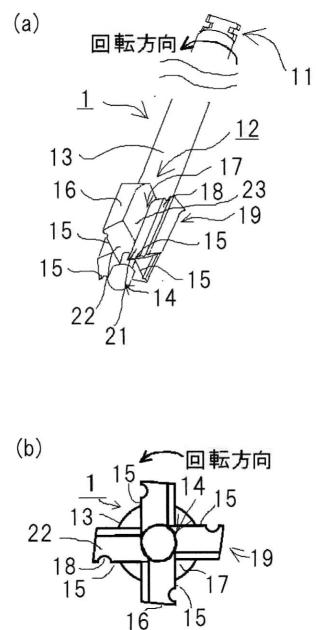
1、1A、1B、1C、1D、1E、1F、1G	インプラント用骨平面形成具	10
11 基端（電動回転型形成装置のハンドピース用）		
12、12A、12B、12C、12D、12E、12F	切削工具	
13、13A、13B	シャン	
14、14A	センターピン	
15、15A、15B、15C、15D、15E、15F	平面形成部	
16、16A、16B、16C、16D、16E、17F	側面	
17、17A、17B、17C、17D	切屑排出溝	
18 すくい		
19、19A、19B、19C	切削刃部	
20 切削部		20
21 すくい面		
22 逃げ面		
23 第2逃げ面		
24 歯肉メス		
25 インプラント埋設穴形成用ドリル		
26 スペーサー		
26A ストップ		
26B 固定ネジ		
27 インプラント体		
27A インプラント埋設穴		30
27B カバースクリュー		
31 (電動回転型形成装置の)ハンドピース		
32 (電動回転型形成装置のハンドピースの)ヘッド		
33 歯肉		
34 骨表面		
35 骨穿孔部		
36 顎骨		
37 残存骨		
38 基準面		
43 顎骨穿孔用ドリル		40
44、44A 顎骨穿孔工具		
45、45A 顎骨穿孔工具先端		
46、46A 顎骨穿孔工具側面		
61 ラチエット用基端		
62 ラチエット・ストップ		
63 脱落防止用Oリング		
77 非切削用中空部		
81 ハンドドライバー挿入部		
82 (電動振動型形成装置の)ハンドピース		
83 (電動振動型形成装置のハンドピースの)ヘッド		50

- 8 4 注水孔
 8 8 シャンク湾曲部
 9 1、9 1 A インプラント埋設穴形成部
 9 2、9 2 A 第1形成部
 9 3、9 3 A 第2形成部
 9 4 第3形成部
 1 0 0 軸心

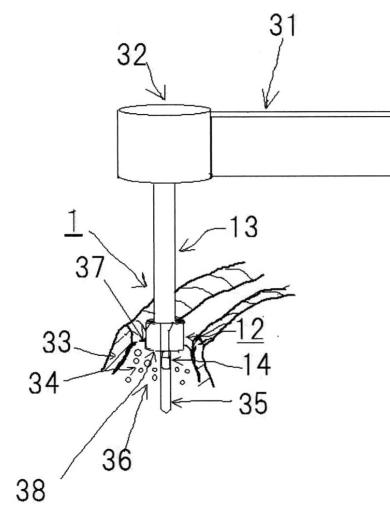
【図1】



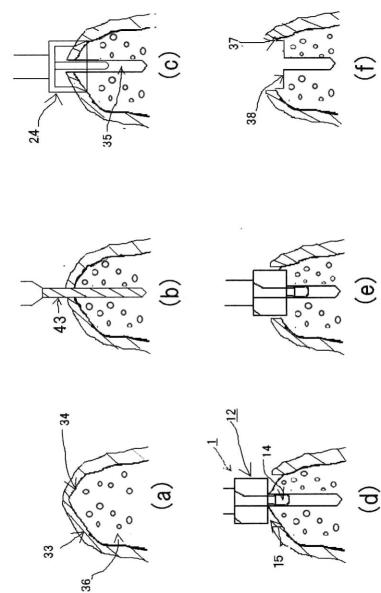
【図2】



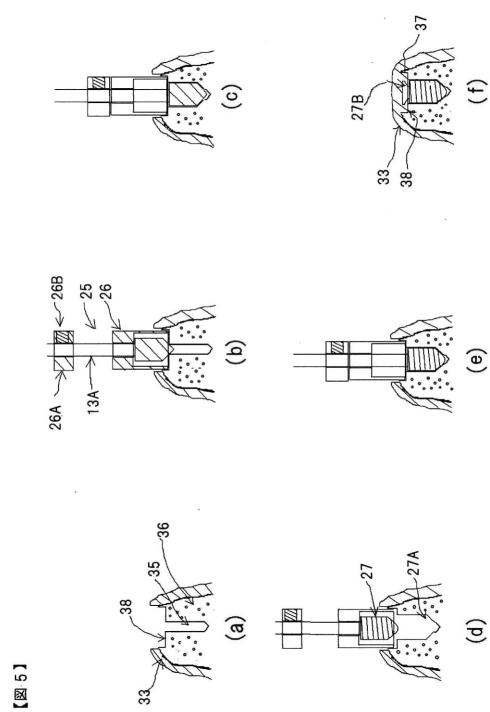
【図3】



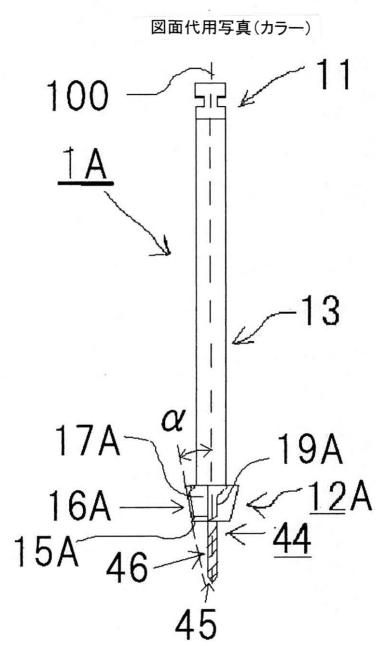
【図4】



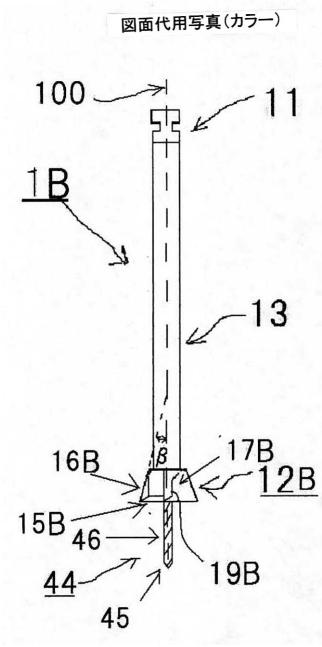
【図5】



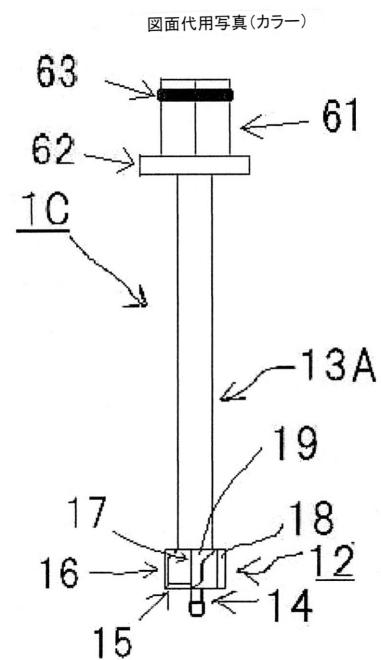
【図6】



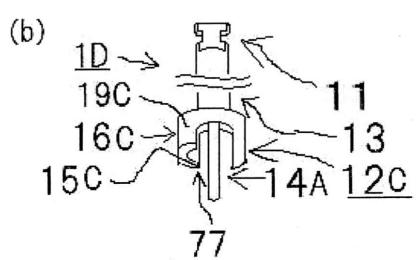
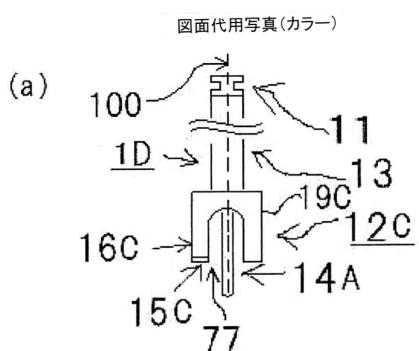
【図7】



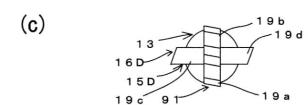
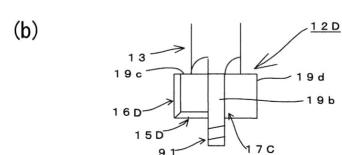
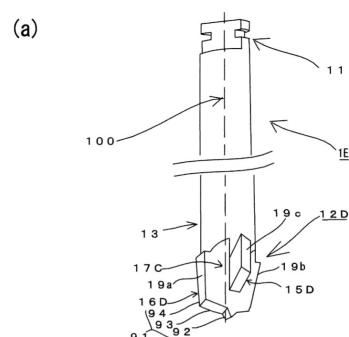
【図8】



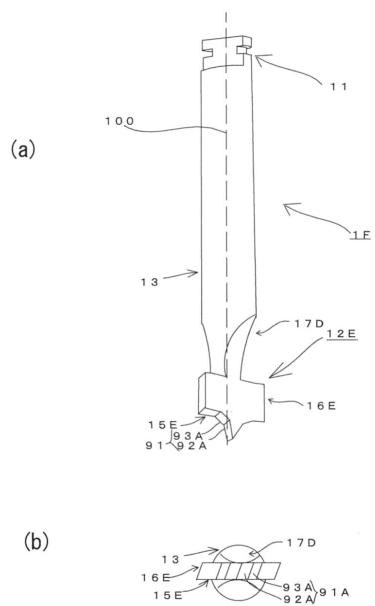
【図9】



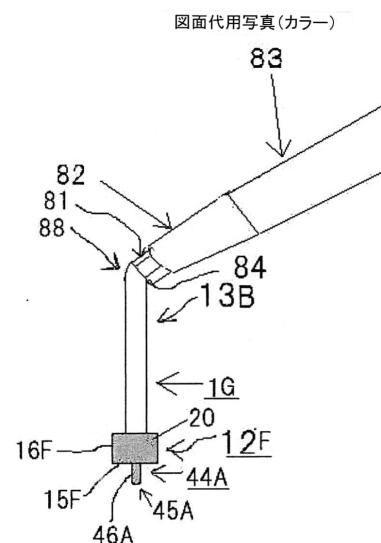
【図10】



【 図 1 1 】



【図12】



フロントページの続き

(56)参考文献 韓国公開特許第10-2010-0031273 (KR, A)
特開2008-188037 (JP, A)
米国特許出願公開第2005/0003327 (US, A1)
特開昭64-005541 (JP, A)
特開2009-160278 (JP, A)
米国特許第05254005 (US, A)
米国特許出願公開第2007/0065777 (US, A1)
国際公開第2011/027689 (WO, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 C 8 / 0 0