

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4421157号
(P4421157)

(45) 発行日 平成22年2月24日(2010.2.24)

(24) 登録日 平成21年12月11日(2009.12.11)

(51) Int.Cl.	F 1
A 6 1 C 3/02 (2006.01)	A 6 1 C 3/02 Z
B 2 3 B 51/00 (2006.01)	B 2 3 B 51/00 Z

請求項の数 10 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2001-501124 (P2001-501124)	(73) 特許権者	501467485
(86) (22) 出願日	平成12年6月2日(2000.6.2)		アルスリン エス アー
(65) 公表番号	特表2003-501135 (P2003-501135A)		A r s l i n e S A
(43) 公表日	平成15年1月14日(2003.1.14)		スイス国 セアシュー6833 ヴァカロ
(86) 国際出願番号	PCT/CH2000/000309		ヴィア アル コレ 8
(87) 国際公開番号	W02000/074585	(74) 代理人	100087745
(87) 国際公開日	平成12年12月14日(2000.12.14)		弁理士 清水 善廣
審査請求日	平成19年5月15日(2007.5.15)	(74) 代理人	100098545
(31) 優先権主張番号	1043/99		弁理士 阿部 伸一
(32) 優先日	平成11年6月3日(1999.6.3)	(74) 代理人	100106611
(33) 優先権主張国	スイス(CH)		弁理士 辻田 幸史
		(74) 代理人	100092381
			弁理士 町田 悦夫
		(74) 代理人	100099287
			弁理士 吉岡 正志

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 口腔外科で使用される穿孔器具のストッパを備えた安全装置、並びに穿孔深さを前校正および記憶する装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

口腔外科で使用される回転式穿孔器具のストッパを備え、ストッパは所望の穿孔深さに依存して位置決めするのに、および該深さを越えることを防止するのに適合しており、穿孔器具（10、10A）およびストッパ（20；30；20A；30A）は転換運動のための直接的もしくは間接的な接続手段および協同手段を備えた回転式穿孔器具の安全装置であって、前記装置が作動しているときに、ストッパの前面（23；33；23A；33A）が隣接面（9）に接触すると直ちに、前記直接的もしくは間接的な接続手段および協同手段の作用によって、穿孔器具（10、10A）が穿孔の方向に対して後方へ後退させられることを特徴とする回転式穿孔器具の安全装置。

【請求項 2】

協同手段はナットーネジシステムを構成しており、前記システムの1個以上のネジ山の方向が作動中のドリルの回転方向とは逆であることを特徴とする請求項1記載の安全装置。

【請求項 3】

ネジがドリル（10）のシャンク（12）上のネジ山（15）によって形成されており、ストッパ（20、30）はナット（25；35）を形成し前記ネジ山に対応する内側のネジ山（24；34）を備えた後方部分（22；32）を有することを特徴とする請求項2記載の安全装置。

【請求項 4】

10

20

ネジがスリーブ状の中間要素（４０）であり、その本体（４１）がネジ切り（４５）されており、前記要素がドリル（１０Ａ）のシャンク（１２）上に取り付けられるのに適しており、さらにストッパ（２０Ａ；３０Ａ）はナット（２５Ａ；３５Ａ）を形成し前記ネジ山に対応する内側のネジ山（２４Ａ；３４Ａ）を備えた後方部分（２２Ａ；３２Ａ）を有することを特徴とする請求項２記載の安全装置。

【請求項５】

ストッパ（２０；３０；２０Ａ；３０Ａ）は穿孔器具（１０，１０Ａ）の作動部（１１）の周囲で少なくとも部分的に伸長できる本体（２１；３１；２１Ａ；３１Ａ）を有しており、予定穿孔深さはストッパの前面（２３；３３；２３Ａ；３３Ａ）から前記作動部が突き出ている部分（１６）の長さに対応しており、該深さは協同手段への作用によって予め調整可能であり、さらに前面が隣接面（９）に接触すると部分（１６）の長さが減少することを特徴とする請求項１～４のいずれかに記載の安全装置。

10

【請求項６】

ストッパ本体が管状ソリッド（２１；２１Ａ）またはオープンワーク・ケージ（３１；３１Ａ）の形態にあることを特徴とする請求項１～４のいずれかに記載の安全装置。

【請求項７】

ストッパ本体が滅菌可能な不透明または透明な材料から製造されていることを特徴とする請求項６記載の安全装置。

【請求項８】

協同手段がＯリング（２７）等の制動要素を備えていることを特徴とする請求項６記載の安全装置。

20

【請求項９】

透明な目盛付き本体（５１）とステム（５６）に設けることが可能なピストン（５５）の形態のゲージ（５０）を備えた前校正および記憶する装置において、本体（５１）の上面（５２）を目盛のゼロマークに対応させ、本体（５１）の外径をストッパの外径にほぼ等しくなるように構成し、予定穿孔深さを調整することを特徴とする請求項１乃至８の何れか１項に記載の安全装置。

【請求項１０】

請求項９の装置により前校正および記憶を行うための方法であって、ゲージにより予定穿孔深さまで穿孔するに際し、ストッパの前面がゲージ本体の上面に押圧され、ピストンがドリルおよびストッパに接続する協同手段の作用によって本体の内側へ推進させられ、その作用により、ピストンの上面（５７）が予定穿孔深さに対応する目盛となるまで、ドリルの作動部の終端によってピストン上に押圧力を生じさせることを特徴とする前校正および記憶する方法。

30

【発明の詳細な説明】

【０００１】

（技術分野）

本発明は、口腔外科で使用される穿孔器具のストッパを備えた安全装置に関する。本発明はさらにまた、穿孔深さを前校正（precalibrating）および記憶する装置、並びにその安全装置を使用する有益な方法に関する。

40

【０００２】

本発明の装置の１つの好ましい適用はインプラント歯科学である。

【０００３】

（背景技術）

よく知られているように、特に歯根管、一部の歯の病変、硬い歯牙もしくは顎の組織（例、歯科インプラントを取り付けるとき）の治療のような一部の手術中には、特定器具（歯内用器具、歯科用バーもしくはドリル、インプラント歯科用ドリルビット等）による穿通、穿孔または中ぐりの深さは患者の必要に応じて歯科医が決定する明確に規定された深さでなければならない。

【０００４】

50

上記の規定深さは実質的に入手されなければならないが、越えることは許されない。この条件は、隣接構造への傷害の危険性を全く伴わずに固定式義歯を保持するために顎骨内に挿入することについて基礎構造の長期信頼性を保証することが不可欠であるインプラント歯科学において特に重要である。

【0005】

これらの理由から、製造業者らはこれらの制約に適合するための様々な装置を提案している。

【0006】

例えば、インプラント歯科学において極めて単純ではあるが極めて頻繁に使用される装置は、前もって決めておいた深さに達したと歯科医が見なした適切な時点で穿孔作業を停止できるように、作動部、すなわちドリルビットの刃部上に相違する間隔 P_1 , P_2 , . . . P_n でカラーもしくはその他で表示された溝の形態でのマーキング（添付の図1における参照番号14の目に見えるマーク）を有している。

10

【0007】

他のより洗練された器具類（下記で手短に説明する）においては、器具類にストッパが用意されているが、これらの先行器具類のいずれもインプラント歯科学には適切ではなく、またこの特殊分野において使用することも意図されていないことに注目しなければならない。

【0008】

欧州特許出願公開第0515274号は、穿孔の深さを指示する光学的参照部として機能できる横溝を備えた刃部7を有する口腔外科で使用される器具（螺旋状ドリルビット）を記載している。歯科医は、適切な溝、すなわち歯科医が作製しようとしている穴の深さに対応する溝の上にストッパリング（8, 9）を置くことができ、その結果彼はストッパを位置決めすることによって穿孔深さをより明確にチェックできるようになるので、ストッパリングは必要な作業中は固定されたままとなるであろう。

20

【0009】

欧州特許出願公開第2613212号における教示は、歯内に穿通しなければならない器具のその部分の長さを決定およびチェックするための深さストッパを構成するクリップを配置するために非作動部1bが多数の辺縁横切欠きを有している以外は同様である。

【0010】

米国特許第4, 526, 542号明細書に開示されている変形では、ストッパがロックナットとして機能するように、ストッパはネジ山もしくは内部ネジ山をドリルの回転と反対方向に向けて刃部の裏面に接してロックされるまでドリルシャフトへネジ入れられる。ストッパが隣接面と接触すると、ストッパは作動部の上部によって与えられる肩部によりしっかりとロックされる傾向を示すであろう。下記から明らかであるように、これは本発明の発明者の目的とは正反対である。

30

【0011】

国際特許出願公開第WO98/03125号は、各場合において（ドリル軸に対して）1ミリメートルずつ間隔が空けられている校正済み凹部を備えて形成された作動部を有するドリルビットを開示している。輪状ストッパは前記作動部に沿って移動することができ、さらにストッパ内に配置されたピンがバネの作用下で凹部に噛み合うことができる場合は各凹部に固定することができる。

40

【0012】

これらの装置は歯科医が計画した穿孔もしくは中ぐりの深さを表示することができる、すなわち器具上のストッパは前記深さに依存して配置することができ、さらに安全要素としても役立つが、それはこの器具が調整されていれば目的は作業中に前記深さを越えないことを保証することにあるからである。

【0013】

しかしこれらの既知のストッパ装置はすべてが、インプラントを取り付ける目的で穿孔したいと考えるインプラント歯科学の専門家に関しては少なくとも3種類の短所を有してい

50

る。第一に、ストッパが事前に決定された作動位置で単純に固定される限りにおいて、深さ表示の精度が満足できるものではないという事実の他に、先行技術の器具は必ずしも作業部位の深さを最適に利用することができない。第二に、作動条件が最適ではない場合には、これらの器具は楕円形の穴を作製し、従ってインプラントの一次安定性が危うくなる可能性があり、そのような場合には特にインプラントの安定性に関して満足の行く結果を保証することができない（下記参照）。最後に、先行技術の器具は非経済的である。

【0014】

これらの3グループの短所は先行出版物を調査することによって容易に理解できるであろうが、それらをさらに説明することは有用であると思われる。

【0015】

本質的に作業中に圧力を受ける器具が規定の穿孔深さに達すると、ストッパは器具の軸に対して傾斜している表面または所々でへこんだり出っ張ったりしているでこぼこの表面に出会うと滑る可能性がある（これは、歯科用インプラントをインプラントの径よりほんの僅かしか大きくない骨稜の先端に取り付けなければならないインプラント歯科学では極めて頻繁に当てはまる）。滑りが生じる確率は、無視できる程度からは程遠く、穿孔するための骨が極めて海綿状で密度が低い場合または骨稜の先端の一番上の部分（常に舌と同一側）が硬い皮質骨で下方部分（頬側）が柔らかい（ほんの僅かにしか皮質化されていない）という非常に頻繁に発生する場合にはより高くなる。そのような偶然性の結果は必然的に横滑り、すなわちドリル軸の側方浮動となり、さらにその結果として楕円形の穴が生じるであろう。

【0016】

既知の器具のこの深刻な短所は、インプラントの一次安定性の欠如が生じる理由の1つである。

【0017】

インプラント歯科学における技術および知識は発展途上にある。1つの開発は、「歯根形のスクリューインプラント」を受け入れるために骨に穴を作製するときの非外傷性技術の使用に向けられている。また別の開発は、インプラント歯科学において通常所見される4段階の骨密度（オーク材に匹敵するD1型から発泡スチロールに相当するD4型まで）へ穿孔技術を適応させることに向けられている。その結果、歯科医、またはより正確にはインプラント歯科医は何度も何度も好ましくはドリルの径を大きくすることを必要とするであろう（通常は1.5～5mm）。これは穴を余りに急速に穿孔することによる緻密骨の加熱による傷害を防止するためである。もう1つの目的は現在利用可能なインプラントの様々な径に準備作業を適応させることである。海綿状もしくは脆い骨の場合、最終目的は、インプラントを挿入するときの骨内の穴の不十分な穿孔によって骨梁を破碎してしまう危険性を伴わずに良好な一次安定性でインプラントを挿入するのに十分堅固な穴を作製することである。

【0018】

これらの状況は、これまで知られている穿孔深さを限定するための安全装置のいずれによっても考慮に入れられていない。

【0019】

最後に、いずれの引用例も予定の穿孔深さを前校正して前記深さを記憶するための手段を開示していない。

【0020】

（発明の開示）

そこで本発明の目的は前記の短所を減らして上記の考察事項を考慮に入れることである。

【0021】

この目的は、独立請求項1に定義された手段によって達成されるが、他方従属クレームに開示された手段は本発明の好ましい実施態様をそれも低コストで提供する。独立請求項9は、インプラント歯科での診察治療時間中の特に作業のタイミングおよび順序に関して、安全装置の最適な使用を提供する。

10

20

30

40

50

【0022】

特許請求されたストッパは、可動性であることに加えて、所望の深さに到達するとすぐにストッパと穿孔ツールもしくは器具との間で説明されるような協同が歯科医によって作製されたばかりの穴からの器具の後退を不回避的もしくは自動的に生じさせる点において、先行技術において知られているストッパの「受動的」特性とは対照的に「能動的」であると説明することができる。本発明に従って位置決めされた可動ストッパは、例えば楕円化もしくは傷害のような他の危険性ととともに、事前設定された穿孔深さを越えることを効果的に防止する。

【0023】

要約すると、ストッパが障害物に遭遇し、従って回転が妨害されるとすぐに、ストッパはもっぱら器具の露出した作動部の長さを短縮する方向に移動するので、従って何らかの事故が回避される。

【0024】

同様に、器具が回転するように設定されているときにストッパの慣性がこれらの2つの要素（すなわち、ストッパおよび器具、より詳細にはドリルもしくはドリルビット）を接続している協同手段（1つの例ではネジナットシステム）上でストッパ回転することを引き起こすと、結果としてストッパに伝えられる回転には、その移動が最初はストッパから突き出ているツールの作動部の部分を短縮するような方向への軸移動が含まれるであろう。これは、特にインプラント歯科学における安全要因である。行程の最後でのドリルビットの自動後退はツールによる浮動の危険性、すなわちストッパの横滑りを原因とする穴の楕円化の危険性を排除する。我々が考察してきたこの機能は、インプラント歯科学において、特に皮質化の度合いが極めて低い骨の場合には基本的に重要である。

【0025】

ドリルビットの後退は、さらにまた極めて海綿状の骨（通常は顎骨、特に上顎骨の後方部分）での穴の作製中における過度の穿孔も防止する。柔らかな骨の過度の穿孔を回避することも不可欠である。過度の穿孔の結果として生じる精度の欠如は、骨内への取り込みのためにそのような安定性が不可欠であるインプラントの一次安定性を破壊させるであろう（すなわち、臨床症状を発生することなく荷重を効率的に、そして長期間に渡って支えることができるように骨とインプラントとの間の安定した生物学的連結の作製。これは現代インプラント歯科学の基本原則および目的である）。

【0026】

軸受もしくは切欠きを使用する先行技術ストッパ装置による穿孔深さの調整は、初歩的かつ精度が不十分である。これとは対照的に、本発明に従った装置では、ストッパは穿孔深さの容易な、繊細かつ正確なミクロン単位の調整を許容するマイクロネジ山を介して好ましくは器具の非作動部（シャンク）に接続されている。1：1の比率でX線写真または断層写真を使用して穿孔深さを前校正することによるミクロン単位で行う調整の長所は、隣接構造への傷害の危険性を伴わずに骨の深さを最適に使用することにある。選択された穿孔深さは、X線モニタリング下でドリルを骨穴内に残したまま、ストッパの極めて正確なミクロン単位での移動によって手術中に容易に調整することができる。デジタルX線の場合は、必要な場合には即時に深さをチェックして補整することができる（つまり、ストッパを再び位置決めできる）ため、時間をより有効に使用できるという追加の長所が得られる。最後に、マイクロネジ山は骨表面の直近部分によるストッパ縁への前負荷を原因とする誤差を正確に補整かつ補償する手段である（ストッパの位置がドリル軸に対して前調整される一軸受もしくは切欠きを備えたストッパの場合には不可能な作業）。

【0027】

本方法はさらにまた経済的利点を有しているが、それはインプラント歯科学において使用されるドリルのシャンクの標準径が（様々な径の作動部に対して）常に2.2ミリメートルであるので、その結果全範囲のドリルに対して標準ストッパを使用できるからである。他の適用において必要な場合は、標準ストッパは他のシャンク径に適応するストッパによって補強することができる。あらゆる場合に、本発明に従った器具は、おそらくは単一標

準タイプが実質的に全サイズのドリルをカバーするために、ストッパの数を少数に制限することを可能にする（磨耗が特に重要であるインプラント歯科学のような分野においてこれらの器具をなお一層有用にする特徴）。

【0028】

本発明に従った器具の実施態様について下記の添付の図面を参照しながら非限定的実施例によって詳細に説明する。

【0029】

（発明の詳細な説明）

より詳細には口腔外科で使用される、今回の場合にはドリルビットである器具10（図1参照）は、ドリルを回転駆動させるためにチャックもしくは手動コンポーネント（図示されていない）に噛み合うのに適合するシャンク12とともに、その全長に沿って従来型らせん状切削端（図面上では示されていないが右側に向かっている）およびこの種のドリル上での従来型と同様にマークもしくは溝14が用意されている能動部もしくは刃部11（すなわち、作動部）を有している。回転は、通常シャンクから能動部へ向かう方向で見られる右向きで（図1における矢印Rを参照）、能動部上の縁は同一方向へ向いている。その前面では、シャンク12はすべての通常の穿孔深さをストッパ20によって表示できるように距離Dに渡ってネジ山を有している（下記参照）。ネジ山15の方向は回転方向Rとは反対である。このため図示されている例では、ネジ山は左巻きである。下記から明らかになるように、所望の穿孔深さをミクロン単位で調整するためにはマイクロネジ山もしくは少なくとも極めて細いネジ山を選択するのが有益である。

【0030】

図2に示されているコンポーネント20は、ドリル10上のネジ山15に対応する内側ネジ山24がその背面22に形成されている可動ストッパであり、コンポーネント22、24はナットの同等物を形成している（一般参照番号25）。ナット25は、作動部11を部分的に被覆している管状体21の正面に向かって伸びている。この実施態様では、このためにストッパ20は基本的にベル形を有する。本体21の内径は、ストッパを様々な径のドリル上に取り付けることができるように作られている（最も頻繁に使用される径は約1.5mm～5mm）。1個の標準ストッパ、または必要な場合には2個の標準ストッパは、1個が径1.5mm～3.5mmの作動部を有するドリル用、もう1個が2.5mm～5mmの作動部を有するドリル用となるように設計されている。一般的用途の器具にはこれら2種のストッパで十分であるが、それはインプラント歯科学で使用される大多数のドリルのシャンク径は一樣に2.2mmであるからである。

【0031】

ストッパ20は、ネジ上のナットと同様にそれが取り付けられるドリル10と協同する（より詳細には、回転しているナット、すなわちストッパ20が不動化させられると、ネジ、すなわちドリルビット10は回転し続けるが長手方向へ移動するという意味において、ネジナットシステム15-25は、回転運動に付随する、または回転運動を移動運動へ転換する、およびその逆もある）。ストッパ20はその後、歯科医が微調整することができるので、その結果ストッパの正面23とドリル10の作動部の終端部13との間の作動部11の露出した長さ16は計画された穿孔に対する所望の深さPへ極めて精確に一致するであろう（図3）。

【0032】

ドリル10とストッパ20との間の協同手段、すなわちネジナットシステム15および25は例えば、遭遇する摩擦力が、回転駆動させたときに線形方法でストッパを移動させることなくドリル10が（ストッパの角運動速度とドリルの角運動速度の相違（相対運動）の結果として）ちょうど十分にストッパ20を引っ張っていくことができるように設計されなければならない。上記で言及したこのシステムに好ましいネジ山の性質および種類（マイクロネジ）の選択は、ストッパを正確に位置決めすることに加えて、この条件を満たすために役立つ、または少なくともそれに貢献するが、それはドリルが隣接組織に接触してしまうので、摩擦力はストッパが不動化されるとすぐにドリルの後退が開始するよう

な大きさでなければならないからである。場合によって、前記協同手段の1つおよび／または他のコンポーネント、すなわち内側ネジ山24および／またはネジ15山が摩擦力を増加させる制動手段を備えることもできる。もう1つの変形はナット25の裏面26に接触させてネジ山15上にリングもしくはOリング27（図3および4）を取り付けることであろう。当然ながら、当業者に知られているあらゆる他の手段を使用することができる。例として、別の変形では前記コンポーネント間で事前に設定された摩擦力を入手するためにコンポーネント15もしくは25を磁化させる、または磁気チップを用意することができる。

【0033】

作業中に、予定の穿孔深さに達すると、ストッパ20の前面23は隣接表面9に接触する（図7参照）。結果として生じるストッパ20上の支持力は、それがドリル10とストッパ20との間の接続への摩擦力に等しくなるとすぐにストッパ20を不動化させ、従ってドリルビットを管状体21の中に引っ込ませるのである（ドリルビットの回転に連動した不動化の結果として、作動部11（図3参照）の部分16（Pに等しい）が $P' < P$ である数値 P' （図4）に変化したとき、図4参照）。

【0034】

この後退は、その上に用意されている場合はドリルビット上のマーク14によっても表示される（上記の導入部分を参照）。

【0035】

ストッパの形態および構造は、当然ながら様々に変化させることができる。例として、図5はバスケット構造を有するストッパ30を示している。後方の内側にネジ切りされた部分32、34はナット35を形成しており、4本のバー37によってナット35に接続された底部フープ38（前面33）を備える円筒形ケージ31によって延長されている。この構造はビット10の作動部11を完全には被覆しない、すなわちビットがより十分に冷却されるようにこの部分が露出して残されるが、それは作動部のより大きな表面積がその後冷却液と接触させられるからである。他の態様では、このストッパは当然ながらストッパ20と同一目的に役立つ；ナット35は、前面33が隣接表面（図7における参照番号9）に接触するとすぐにケージ31から後退することができるビット10上のネジ山15と協同する。

【0036】

ある変形実施態様（ドリルビットおよびストッパが間接的に接続されている）では、ドリルビット10A（図6A参照）は部分12上にネジ山15（または回転を軸運動へ転換するための何らかの他の手段）を有していないが前記部分上の確定された場所に穴17だけを有している以外は図1から4に記載のビット10とあらゆる面で同一である。概して参照番号40が指定されている取り外し可能な中間構成要素（図6Bおよび6Cを参照、後者は図6Bにおける線VICに沿った断面である）もまた用意されている。構成要素40は長さDに等しい所定長さを有するスリーブ41の一般形を有しているが（図1と比較せよ）、他方内側ネジ山42の径はシャンク12（明らかに、この変形実施態様ではネジ切りされていない）の径と等しい。スリーブ40は左側ネジ山45を有する。これは、必要な場所（有益にもビット10上のネジ山15の位置に対応する）でシャンク12上に正確に取り付けられるのに、そしてマイクロネジ44（図6C）をネジ切り穴43内に挿入してロックすることによってその上にロックされるのに適している。固定用マイクロネジの端部（参照番号なし）はシャンク12の穴17に噛み合うことができる（図6A；この種の穴は、当然ながらドリルシャンクがそのような穴を有していない場合には現場で歯科医自身が容易に作製することができる）。明白であるように、コンポーネント40は可動性であるので、この器具は非常に大きな無類の柔軟性および有用性を有する。より詳細には、全部が同一外径および同一ネジ山を有していながら（ドリルシャンクの径に依存して）内径が相違する一群のスリーブを用意することができる。例えば、後方部分22A、32Aによって形成されたネジ山45に対応する内側ネジ山24A、34Aを備えたナット25A、35Aとともに本体21A、31Aおよび前面23A、33A（図2および5参照

10

20

30

40

50

）を備えた単一ストップ 20 A, 30 A は全範囲のドリルビットに使用できる。

【0037】

一般に、当然ながらストップとドリルシャンクの間の直接的もしくは間接的協同は、例えば上記のものに等価の、すなわち、移動運動を回転運動に転換するためおよびその逆のために適している他の知られている手段によって入手することができる（例、1 個以上のらせん状の溝およびボール）。

【0038】

本発明に従った器具による手術の精度に加えて、事前に決定された深さを越えることの何らかの危険性およびその結果としての穴の楕円化および組織傷害の危険性は完全に排除される。

10

【0039】

その柔軟性および一般的有用性のおかげで、本発明に従った安全装置はさらに既知の固定式ストップ安全装置に比較して相当に大きな経済的長所を有している。既に述べたように、専門歯科医は例えばドリルビットの径が一様に 2.2 mm であるインプラント歯科学においては単一種類のストップ（標準ストップ）を入手するだけで十分であろう。他の場合には、使用者は適用に依存して極めて限定された数の相違するストップだけを必要とするであろう。いずれにせよ、様々な深さに対応する固定式ストップを備えた一連のドリルを保持する必要はないであろう。

【0040】

さらにストップ 20 ; 20 A ; 31 ; 31 A の本体 21 ; 21 A ; 31 ; 31 A は、あらゆる滅菌可能な不透明もしくは透明な材料から製造することができる。

20

【0041】

明らかであるように、選択されたミクロン単位のネジ山は規定の穿孔深さを極めて微細に調整することを可能にする。一方では、距離、すなわちビットの終点からストップの前面までの深さを様々な方法で測定することができる。他方では、多数のインプラントのためにきめ細かな穿孔の深さを前校正してそれらを作業中は記憶しておくことが有益な可能性がある。このために、1 セットの特別設計のゲージが用意されており、適切なブロックまたは箱の中に配置して下記で説明するプロセスで使用することができる。各ゲージ 50（図 8、9 および 10 参照）は、好ましくは容易にゼロヘリセットするためにピストンロッド 56 が備えられているピストン 55（番号 57 の上面を有する）を有し、オートクレーブまたはケミクレーブ内で滅菌可能な透明な材料から製造されているミリメートル単位（例えば、ゼロから 30 mm）で目盛付けされた円筒 51 を備えている。0 mm のマークは円筒 51 の上面 52 と同一平面である。円筒 51 の外径はストップ 20 ; 30 の外径とほぼ等しいので、その結果ストップ 20, 30 の前面 23, 33 はゲージの上面 52 と正確に接触することができる（図 10 参照）。第 1 ステップでは、ピストン 55 の上面 57 はゼロマークに対向する（図 8）。第 2 ステップでは、歯科医がビットの作動部 11 の終端 13 をピストン 55 に対して配置し、その後ピストン面 57 が予定穿孔深さ（例えば、1.5 mm、図 10 参照）に対応するマークと同一高さとなるまで円筒本体内へビットを駆動させる。歯科医はその後その前面 23, 33 が円筒の上面 52 に接触するまで、ストップを回転させることによってストップを作動させる。ストップは、表示された深さに関して予定穿孔作業のための所定位置に置かれる。状況に応じて、すなわち歯科医が多数の穴を穿孔する場合は、様々な深さの選択を前校正および記憶することが有利であると思われる。このためには、歯科医は予定された深さと同じ数のゲージを使用することになるが、これは多数の歯科用インプラントを同一治療期間中に同一患者に固定する場合には特に興味深いアイデアである。

30

40

【図面の簡単な説明】

【図 1】 ネジ切りシャンクを有するドリルビットを表す。

【図 2】 可動ストップの実施態様を示す。

【図 3】 相違する 2 ヶ所の位置にあるストップを含む、安全装置の組み立て時を示す。

【図 4】 相違する 2 ヶ所の位置にあるストップを含む、安全装置の組み立て時を示す。

50

【図 5】 可動ストッパの別の実施態様の拡大図である。

【図 6 A】 従来型ドリルを示す。

【図 6 B】 ある実施態様におけるドリルとストッパの間の接続および協同についての中
間要素を示している拡大図である。

【図 6 C】 図 6 Bにおける線 V I C - V I C に沿って切り取られた断面である。

【図 7】 作動期（ストッパが略図的に示されている壁に接触した作動期の終わり）にお
ける器具を示す。

【図 8】 穿孔深さを前校正および記憶するための装置を示す。

【図 9】 穿孔深さを前校正および記憶するための装置を示す。

【図 10】 穿孔深さを前校正および記憶するための装置を示す。

10

【図 1】

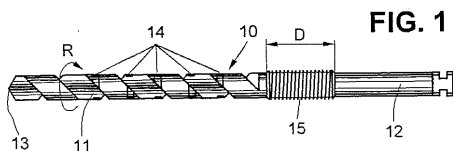


FIG. 1

【図 2】

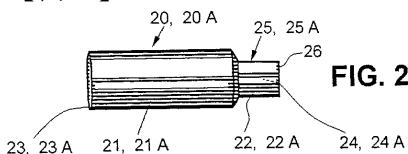


FIG. 2

【図 3】

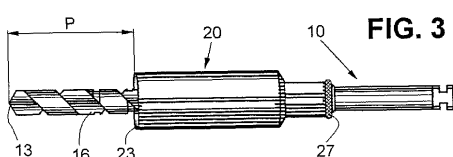


FIG. 3

【図 4】

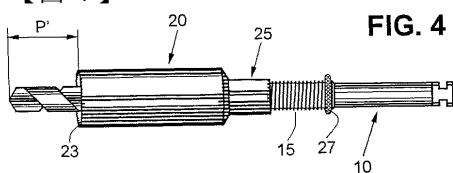
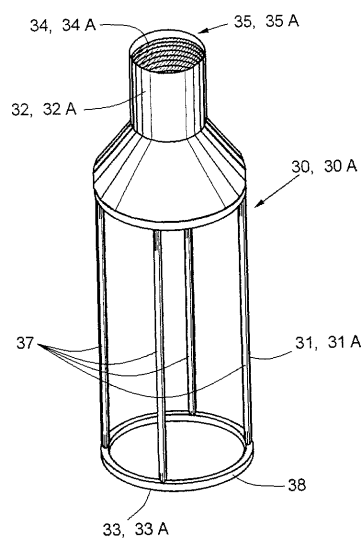


FIG. 4

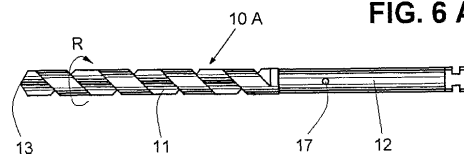
【図 5】

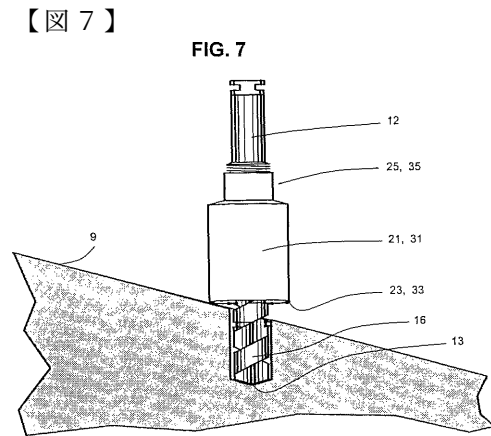
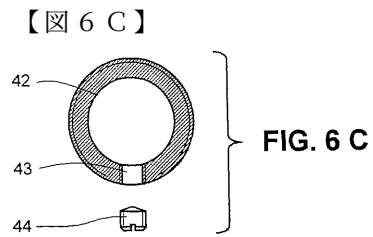
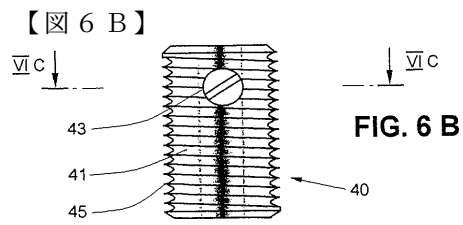
FIG. 5



【図 6 A】

FIG. 6 A





【図 8】

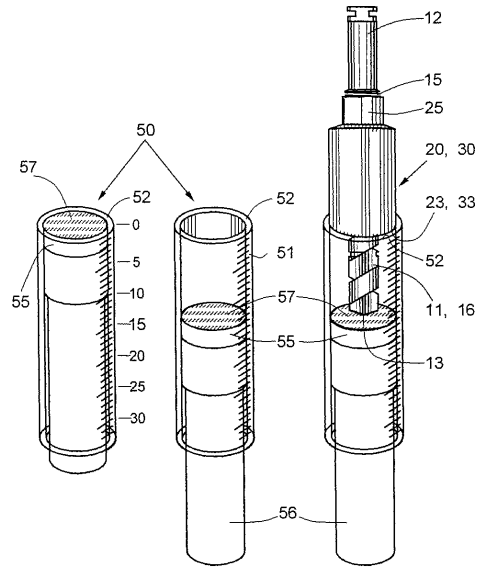


FIG. 8

FIG. 9

FIG. 10

【図 9】

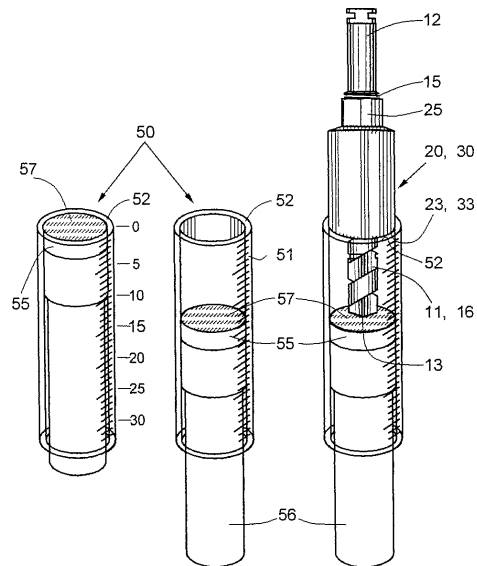


FIG. 8

FIG. 9

FIG. 10

【図 10】

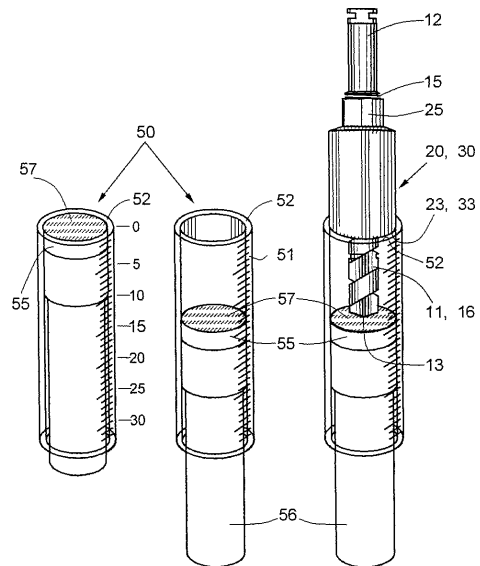


FIG. 8

FIG. 9

FIG. 10

フロントページの続き

(72)発明者 トゥリ アキレ

スイス国 セアシュー６８３４ モルビオ インフェリオーレ ヴィア ヴァカロ １０デ

審査官 川島 徹

(56)参考文献 実開平０６－００９６１３（ＪＰ，Ｕ）

特開平１１－７６２６４（ＪＰ，Ａ）

米国特許第０４５２６５４２（ＵＳ，Ａ）

独国特許発明第００５６７３８５（ＤＥ，Ｃ２）

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)

A61C 3/02

B23B 51/00