

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6301949号
(P6301949)

(45) 発行日 平成30年4月11日(2018.4.11)

(24) 登録日 平成30年3月9日(2018.3.9)

(51) Int.Cl.

A 6 1 C 8/00 (2006.01)

F I

A 6 1 C 8/00

Z

請求項の数 16 (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2015-545950 (P2015-545950)
 (86) (22) 出願日 平成25年12月11日(2013.12.11)
 (65) 公表番号 特表2016-503666 (P2016-503666A)
 (43) 公表日 平成28年2月8日(2016.2.8)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2013/074384
 (87) 国際公開番号 WO2014/093487
 (87) 国際公開日 平成26年6月19日(2014.6.19)
 審査請求日 平成28年9月26日(2016.9.26)
 (31) 優先権主張番号 61/735,558
 (32) 優先日 平成24年12月11日(2012.12.11)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 515134232
 ヒューワイス アイピー ホールディング
 , エルエルシー
 アメリカ合衆国 ミシガン州 49203
 , ジャクソン, 17番ストリート 721
 (74) 代理人 110000659
 特許業務法人広江アソシエイツ特許事務所
 (72) 発明者 ヒューワイス, サラ
 アメリカ合衆国 ミシガン州 49203
 , ジャクソン, 17番 ストリート 72
 1

審査官 落合 弘之

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 凝縮インプラント

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

骨切り部位にねじ込む種類のインプラントであって、

円錐形にテーパのつけられた輪郭を有する本体を備えており、前記本体が先端部と冠
状端部とを含んでおり、前記本体の中央領域が前記先端部と冠状端部の間に延在しており、
前記先端部が、前記本体が強制的に右回りまたは左回りの回転方向で回転されながら、
前記本体を徐々に前記骨切り部位の中をより深く前進するための先端部ねじ山輪郭を有し
ており、前記中央領域は、長手軸方向に延在する少なくとも一つのパニシング刃を含んでおり、
前記パニシング刃は、前記インプラントが所定の位置にねじ込まれる間、パニシング動作
で前記骨切り部位の内面に対して、円周方向に通過する圧縮ひずみを適用するように構成
されていることを特徴とするインプラント。

【請求項 2】

前記先端部ねじ山輪郭は右回り方向のねじれを有し、前記パニシング刃は左回り方向の
らせん状のねじれを有することを特徴とする請求項 1 に記載のインプラント。

【請求項 3】

前記パニシング刃はマージンレスであり、前記パニシング刃は前記骨切り部位の中に強
制的に前進するとき反対の軸方向の反力を発生させることを特徴とする請求項 1 に記載の
インプラント。

10

20

【請求項 4】

前記先端部ねじ山輪郭は右回り方向のねじれを有し、前記バニシング刃は左回り方向のらせん状のねじれを有し、前記中央領域は前記本体周囲に配置された複数の溝を含み、前記溝は前記バニシング刃の前記左回り方向のらせん状のねじれに対応する左回り方向のらせん状のねじれを有し、前記少なくとも一つのバニシング刃は、複数の同一のバニシング刃を備え、前記バニシング刃のそれぞれは二つの隣接する前記溝の間に形成されていることを特徴とする請求項 1 に記載のインプラント。

【請求項 5】

複数のランドをさらに含んでおり、前記ランドのそれぞれは二つの隣接する溝の間に形成され、前記それぞれのランドは前記バニシング刃の一つから前記右回りまたは左回りの回転方向へとまっすぐに延在することを特徴とする請求項 4 に記載のインプラント。

10

【請求項 6】

前記バニシング刃と交差する中央のねじ山輪郭をさらに含んでおり、前記中央のねじ山輪郭は前記右回りまたは左回りの回転方向のらせん状のねじれを有することを特徴とする請求項 1 に記載のインプラント。

【請求項 7】

前記中央のねじ山輪郭は頂点を有しており、前記バニシング刃は、前記頂点の間 の交差点のそれぞれにおいて、前記頂点よりわずかに突き出ていることを特徴とする請求項 6 に記載のインプラント。

【請求項 8】

20

前記中央のねじ山輪郭は一条ねじの形式であることを特徴とする請求項 6 に記載のインプラント。

【請求項 9】

前記先端部ねじ山輪郭は右回り方向のねじれを有し、前記バニシング刃は左回り方向のらせん状のねじれを有しており、前記冠状端部は冠状のねじ山輪郭を含み、前記冠状のねじ山輪郭は右回り方向のねじれを有し、前記冠状のねじ山輪郭は冠状ピッチを有し、前記中央のねじ山輪郭は中央ピッチを有し、前記中央ピッチと前記冠状ピッチとが等しいことを特徴とする請求項 6 に記載のインプラント。

【請求項 10】

前記先端部ねじ山輪郭は先端リードを有しており、前記中央のねじ山輪郭は中央リードを有しており、前記中央リードと前記先端リードとが等しいことを特徴とする請求項 6 に記載のインプラント。

30

【請求項 11】

孔にねじ込む種類のインプラントであって、

円錐形にテーパのつけられた輪郭を有する本体を備えており、前記本体が先端部と冠状端部とを含んでおり、前記本体の中央領域が前記先端部と冠状端部の間に延在しており、前記先端部が先端部ねじ山輪郭を有しており、前記先端部ねじ山輪郭が、前記本体が強制的に右回りまたは左回りの回転方向で回転させられながら、前記本体を徐々に前記孔の中へより深く前進させるための、右回りまたは左回りの回転方向のらせん状のねじれによって定義されており、

40

前記中央領域は、前記インプラントが所定の位置にねじ込まれる間、バニシング動作で前記孔の内面に対して、円周方向に通過する圧縮ひずみを適用するように構成されている複数のバニシング刃を含んでいることを特徴とするインプラント。

【請求項 12】

前記本体が強制的に回転させられる方向が右回りの回転方向であり、前記先端部ねじ山輪郭は右回り方向のねじれを有しており、前記バニシング刃のそれぞれは左回り方向のらせん状のねじれを有することを特徴とする請求項 11 に記載のインプラント。

【請求項 13】

前記バニシング刃のそれぞれはマージンレスであり、前記バニシング刃のそれぞれは

50

前記骨切り部位の中に強制的に前進するとき反対の軸方向の反力を発生させることを特徴とする請求項 1 1 に記載のインプラント。

【請求項 1 4】

前記中央領域は前記本体周囲に配置された複数の溝を含んでおり、前記バニシング刃のそれぞれは二つの隣接する前記溝の間に形成されており、前記中央領域は複数のランドをさらに含んでおり、前記ランドのそれぞれは二つの隣接する前記溝の間に形成されており、前記ランドのそれぞれは前記バニシング刃の一つから前記右回りまたは左回りの回転方向へまっすぐに延在することを特徴とする請求項 1 1 に記載のインプラント。

【請求項 1 5】

前記バニシング刃に交差する中央のねじ山輪郭をさらに含んでおり、前記中央のねじ山輪郭は前記右回りまたは左回りの回転方向のらせん状のねじれを有していることを特徴とする請求項 1 1 に記載のインプラント。

10

【請求項 1 6】

前記先端部ねじ山輪郭は右回り方向のねじれを有し、前記バニシング刃は左回り方向のらせん状のねじれを有しており、前記冠状端部は冠状のねじ山輪郭を含み、前記冠状のねじ山輪郭は右回り方向のねじれを有し、前記冠状のねじ山輪郭は冠状ピッチを有し、前記中央のねじ山輪郭は中央ピッチを有し、前記中央ピッチは前記冠状ピッチに等しいことを特徴とする請求項 1 5 に記載のインプラント。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

20

【0001】

関連する出願の相互参照

本願は 2012 年 12 月 11 日に出願された米国仮出願番号 61 / 735, 558 の優先権を主張するものであり、その全体の開示が信頼と参照により本願に組み込まれる。

【0002】

発明の分野

本発明は、全体的に、比較的軟質または脆弱な材料において、締結具のための固定手段 (anchorage、アンカー) を提供することを目的としたインプラントに関し、特に、挿入と同時に骨の凝集 (condense) を発生させるように設計された機能の組み合わせを有する、骨用固定手段インプラントに関する。

30

【背景技術】

【0003】

関連技術

歯科インプラント (骨内インプラントまたは骨内固定 (endosteal fixture) としても知られる) は外科用装置であり、骨に融合し、クラウン、歯のブリッジ、義歯、顔面補綴を支持することにより、1 つ以上の欠損した歯と置き換えるために使用され、または、歯列矯正用アンカーとして使用される。典型的には、このようなインプラントは、ねじ形でテーパのつけられた (tapered、先細になった) インプラントとして設計され、包囲する骨がインプラントの周囲、およびインプラントの隙間に増殖して時間とともに完全な安定性に到達させるために、インプラントの設置後すぐに負荷をかけられることはない。すべての治療が開始されるに足る安定性にインプラントが到達するまでに、典型的には、骨内部成長に数か月を要する。

40

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

歯科用途に幾分類似した整形外科用インプラントは、欠損した関節または骨と交換する、または損傷した骨を支持する、あるいは締結具の固定位置を提供することを目的として、異なる医療的狀況で使用される。もっとも一般的な種類の医療用インプラントは、ひびの入った骨を治癒中に固定するために使用されるピン、ロッド、ねじ、およびプレートである。内部固定器 (internal fixator) の種類には骨ねじ、金属プレー

50

ト、ピン、ロッド、キルシナー鋼線、および、キルシナー釘や連結用釘 (i n t e r l o c k i n g n a i l) といった髄内装置が含まれる。

【 0 0 0 5 】

歯科用途および整形外科用途の両方において装着を可能にする、インプラントの完全な（または少なくとも十分な）安定性に到達することが、重要な検討事項である。インプラントが十分な安定性に達するのが早ければ早いほどよい。また、初期の配置時に十分な安定性を有しているインプラントは極めて価値が高い。先行技術は、インプラントの安定性を改善するために、初期および長期の両方の観点から、様々に異なる設計や概念により構成されている。この目的に向けて取り組む先行技術は、ねじ山の形状、表面の質感、オッセオインテグレーションを促進させるためのコーティングなどへの着目を含んでいる。このように、インプラントの安定性は、本分野で長年にわたり必要とされてきた。継続的な改善の需要は、その証拠として容易に受け入れられるであろう。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 6 】

本発明の1つの特徴によると、骨インプラントは骨切り部位 (o s t e o t o m y 、 骨切断術) にねじ込まれる種類が提供される。インプラントは円錐形にテーパのつけられた輪郭 (t a p e r e d p r o f i l e 、 先細の輪郭) の本体を有する。本体は先端部と冠状端部 (c o r o n a l e n d) とを含む。本体の中央領域は、先端部と冠状端部との間に延在する。先端部は、本体が第1の回転方向に強制的に回転されるにつれ、徐々に、より深部へと前進するように構成された先端部ねじ山輪郭 (a p i c a l t h r e a d p r o f i l e) を有する。中央領域は、インプラントが適所にねじ込まれる間、バニシング動作 (b u r n i s h i n g a c t i o n 、 研磨動作) により、骨切り部位の内部表面に対して、円周方向に通過する (s w e e p i n g 、 掃引する) 圧縮ひずみを適用するように構成された、長軸方向に伸びるバニシング刃 (b u r n i s h i n g e d g e) を、少なくとも1つ含む。

【 0 0 0 7 】

本発明の別の特徴によると、孔にねじ込まれる、あらゆる種類に適用されるインプラントが提供される。本インプラントは、円錐形にテーパのつけられた輪郭の本体を備える。本体は先端部と冠状端部を含む。本体の中央領域は先端部と冠状端部との間に延在する。先端部は、本体が第1の回転方向に強制的に回転される際、本体を徐々に、より深部へと前進させる第1の回転方向のらせん状のねじれ (h e l i c a l t w i s t) によって定義される先端部ねじ山輪郭を有する。中央領域は、インプラントが適所にねじ込まれる間、バニシング動作により、骨切り部位の内部表面に対して、それぞれが円周方向に通過する圧縮ひずみを適用するように構成された、複数のバニシング刃を含む。

【 0 0 0 8 】

本発明のさらに別の特徴によると、インプラントを骨切り部位にねじ込む方法が提供される。本方法は、骨切り部位の開口部にインプラント本体の先端部を挿入するステップと、本体を骨切り部位に、徐々に、より深部へとねじ込むステップと、ねじ込むと同時に、骨切り部位の内部表面に対して、少なくとも1つのバニシング刃により円周方向に通過する圧縮ひずみを適用するステップと、を含む。

【発明の効果】

【 0 0 0 9 】

1つ以上のバニシング刃が孔の内面を引き込む (d r a g) ため、バニシング刃を通じて適用される応力が側壁に蓄積される。インプラントが孔の完全な深さに到達し、回転を止めると、蓄積された応力がバニシング刃の周囲を満たし始める。孔を包囲する骨または他の材料の、このほとんど即時の弾性応答は、インプラントの好適に高度な初期安定性を提供する。インプラントの隙間に骨または他の材料を間断なく適用することで、効果的にインプラントを適所に自動的に固定し、その結果、ねじを外すことによって容易に取り外すことができなくなる。さらに、バニシング刃は、孔の囲壁を凝縮および圧縮し、その結果、インプラントの初期安定性を強化する。1つ以上のバニシング刃によって提供される

10

20

30

40

50

さらなる有利な点は、材料の降伏点と、材料の最大引張強度との間に応力を調整することによる、包囲する材料または骨を強化する能力であり、それによって、材料の結晶構造内での転位の動き (dislocation movements) および転位の発生 (dislocation generation) を原因として発生するひずみ硬化を引き起こす。パニシング刃を備える本インプラントのさらに別の有利な点は、骨への用途で使用される際に、自然な骨の再生を活性化する能力である。骨の恒久的な形状の変化は、エネルギー放出や、生きている骨の自然免疫能作用を可能とする微小クラックに関連すると考えられる。このエネルギー放出は、必然的に、インプラントの良好な長期安定性のための骨再生を活性化する。

【0010】

10

歯科用途および矯正歯科用途において、本発明によるインプラントは、初期配置の段階でインプラントの十分な安定性に到達することが可能である。さらに、その骨再生を促進する独自の性能により、インプラントの長期安定性が強化および促進される。本発明の独自のパニシングの特性は、ねじ山の形状、表面の質感、および/または特殊なコーティングにおいて、多くの先行技術の変形形態と互換性を有している。

【0011】

図面の多角的な視点からの概要

本発明の上記および他の特徴と優位点は、以下の詳細な説明、およびそれに付随する図と合わせて検討することで、さらに容易に理解されるであろう。

【図面の簡単な説明】

20

【0012】

【図1】図1は、インプラントを受容するために拡大が必要な無歯の(歯の無い)顎位における、本発明の例示的な適用を表す図である。

【0013】

【図2】図2は、図1と同じ視点の、しかし徐々に進む一連の拡大ステップにおいて達成される、その結果である十分に準備された骨切り部位を表す図である。

【0014】

【図3】図3は、図1と同じ視点の、回転式オステオームを用いた、徐々に拡大する骨切りの工程を表す図である。

【0015】

30

【図4】図4は、図2と同じ視点の、取り付けられたインプラントが、その後に取り付けられる人工装具(図示せず)のアバットメントまたは基部を受容するための準備が整った状態を表す図である。

【0016】

【図5】図5は、本発明の1つの実施形態によるインプラントの正面図である。

【0017】

【図6】図6は、図5の6-6線に概ね沿ったインプラント本体の冠状端部の断面図である。

【0018】

【図7】図7は、図5の7-7線に概ね沿ったインプラント本体の中央領域の断面図である。

40

【0019】

【図8】図8は、図5の8-8線に概ね沿ったインプラント本体の先端部の断面図である。

【0020】

【図9】図9は、図7の一点鎖線9で囲まれた部分の、パニシング刃と、関連するランドの拡大図である。

【0021】

【図10】図10は、パニシング刃が周囲の半弾性の材料を取り除きながら、孔の内面を通過する様子を、拡大し、若干誇張した図である。

50

【 0 0 2 2 】

【図 1 1】図 1 1 は、本発明の 1 つの実施形態に基づくインプラントが強固に固定された、ヒトの下顎の骨切り部位の断面図である。

【 0 0 2 3 】

【図 1 2】図 1 2 は、図 1 1 の 1 2 - 1 2 線に概ね沿った断面図である。

【 0 0 2 4 】

【図 1 3】図 1 3 は、図 1 1 の 1 3 - 1 3 線に概ね沿った断面図である。

【 0 0 2 5 】

【図 1 4】図 1 4 は、典型的な先行技術のインプラントが骨切り部位に完全に挿入され、骨内にくぼみ (i m p r e s s i o n) を残した後の骨切り部位の断面図である。

10

【 0 0 2 6 】

【図 1 5 A】図 1 5 A は、本発明の 1 つの実施形態に基づいた、インプラントが完全に挿入された後の骨切り部位を通過する断面図であって、骨内に特徴的なくぼみを残した断面図である。

【 0 0 2 7 】

【図 1 5 B】図 1 5 B は、図 1 5 A に示される同一のインプラントによる骨切り部位の断面図であり、挿入から約 1 日が経過したときの残されたくぼみであり、骨の適応と隙間への内部成長の開始を強調している。

【 0 0 2 8 】

【図 1 5 C】図 1 5 C は図 1 5 A に示される同一のインプラントによる骨切り部位の断面図であり、挿入から約 2 ~ 4 週間が経過したときの残されたくぼみであり、隙間への骨の内部成長が基本的に完了した様子を示している。

20

【 0 0 2 9 】

【図 1 6】図 1 6 は、本発明の第 1 の代替的な実施形態によるインプラントの正面図である。

【 0 0 3 0 】

【図 1 7】図 1 7 は、図 1 6 の 1 7 - 1 7 線に概ね沿った断面図である。

【 0 0 3 1 】

【図 1 8】図 1 8 は、本発明の第 2 の代替的な実施形態によるインプラントの正面図である。

30

【 0 0 3 2 】

【図 1 9】図 1 9 は、図 1 8 の 1 9 - 1 9 線に概ね沿った断面図である。

【 0 0 3 3 】

【図 2 0】図 2 0 は、本発明の第 3 の代替的な実施形態によるインプラントの 4 分断面の正面図である。

【 0 0 3 4 】

【図 2 1】図 2 1 は、本発明の新規なインプラントが効果的に適用可能な多くの領域の中のいくつかの例を強調表示した、ヒトの骨格の簡略化された図である。

【 0 0 3 5 】

【図 2 2】図 2 2 は、本発明に基づくインプラントを受容することを目的とした骨切り部位を拡大表示するために配置された、回転式オステオームを含むヒトの脊椎の部分断面図である。

40

【 0 0 3 6 】

【図 2 3】図 2 3 は、本発明の、少なくとも 1 つの模範的な骨以外の商業的用途を例証する、孔が形成され、アンカーのインプラントを受容する準備の整った発泡金属製品の斜視図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 3 7 】

図面を参照すると、複数の図面において、類似の番号は類似の要素または対応する要素を示している。図 1 から図 4 は、歯科用インプラントの例を示しており、骨インプラント

50

を受容するために、骨切断の前処理が必要とされる（図４）。当然のことながら、本発明が歯科用途に限定されることなく、広範囲な整形外科用途に適用することができる。さらに、本発明は骨または整形外科用途に限定されず、産業用途および商業用途などのための金属発泡体および他の海綿状物質における孔を前処理するために使用することができる。それでもなお、歯科用途は都合の良い例であり、以下の記載の大部分は、主に例示を目的として歯科に関する状況を使用することとする。

【００３８】

図１では、図４で全般に３４として示されるインプラントを受容するために、骨切り部位３２（図２）として拡大および前処理する必要のある無歯の（歯の無い）顎位３０が示される。一連のステップでは、第１に初期の骨切り部位を形成するために、受容する骨に、試験的な孔（pilot hole）またはくぼみをあけるステップと、最適な掘削技術またはオステオトーム技術を使用して、最終的な寸法および深度まで骨切り部位を拡大するステップを含む。図３で示されるように、全般に３６で示される徐々に幅の広がる回転式オステオトームを使用することを含む。徐々に幅の広がる回転式オステオトームを使用した骨切り部位の形成のための処置は、２０１３年１月３日に発行されたＨＵＷＡＩＳの米国特許出願番号２０１３／０００４９１８に全般に記載されており、その全体の開示が参照により組み込まれる。さらに、ＷＯ_____として２０１４年__月__日に公開された、出願人の２０１３年８月１９日付特許出願の国際特許出願番号ＰＣＴ／ＵＳ１３／５５５３９の全体の開示が参照により組み込まれる。骨切断の前処理が完了すると、再度となるが、最適な技術により、インプラント３４は図４に図示されるように適所にねじ込まれる。アバットメント３８（当接部３８）は内部連結に螺入され、その結果、アバットメントは適所にしっかりと固定され、その後、復元物（restoration）または歯冠（図示せず）を受容する。インプラント３４はおそらく、骨への配置に理想的に適しているが、骨以外の用途も検討される。図示される実施形態は、次に取り付けられるアバットメント機能３８用の固定手段（アンカー）または受容器（receptor）の形状をしたインプラント３４を表しているが、インプラント３４は、例えば他の整形外科用途で使用可能な、骨ねじまたは他の骨固定要素として再構成されることは当然理解されるであろう。

【００３９】

次に図５から図９を見ると、インプラント３４は、円錐形となるようにテーパのつけられた外面の輪郭が形成されている切頂本体（先端が切り取られた本体、truncated body）を備えた実施形態で示されている。この本体は、先端部４０と冠状端部４２とを有する。「先端（apical）」および「冠状（coronal）」という用語は、主として歯科関連で選択される。「先端」とは、歯の根端に向かう方向を意味し、「冠状」とは、歯の歯冠に向かう方向を意味する。ただし、出願人がこれらの用語、およびおそらく別の用語を本文書中で使用することを、インプラント３４の用途を、歯科分野での使用、または医療分野での使用に限定している、と狭義で解釈されるべきではない。先端部４０はインプラント３４の先端（leading end）を形成し、使用時には前処理された骨切り部位３２へと最初に挿入される。本体の中央領域４４は先端部４０と冠状端部４２との間に延在する。実際には、先端部４０、冠状端部４２および中央領域４４の長手方向の長さは、本体の長手方向の全長に対して相対的に変化する。例えば、図５に図示される実施形態では、先端部は本体の長手方向の全長の約１／５に延在している。同様に、冠状端部４２もまた、本体の長手方向の全長の約１／５に延在している。そして本例での中央領域４４は本体の長手方向の全長の約３／５に延在している。

【００４０】

これらの寸法における関係性は、その用途に適するように、および／または特定の性能属性を実現するために変更されてもよい。１つの代替例として、先端部４０は本体の長手方向の全長の約１／４に変更されてもよい。冠状端部４２は、全長の約１／８に短縮され、中央領域４４を本体の全長の約５／８に変更することができる。別の代替例では、先端部４０は本体の全長の約１／３で、中央領域４４は本体の全長の残り２／３を占め、冠状

端部 4 2 の長さは事実上ごくわずかである。当然、その他数多くの代替例については、当業者にとって明らかであろう。4 0 から 4 4 の部分の外方（すなわち半径方向の）寸法は、可変の相対的長さであるにもかかわらず、全般に円錐形にテーパーがつけられて形成され、冠状端部 4 2 に向かって拡大している。1°から 5°の範囲のテーパー角は、一般に歯科用途に適していると考えられ、2°36' が事実上好ましいと考えられる。歯科ではない整形外科の用途では、幾分大きなテーパーの値の範囲が望ましい。非医療用の用途においては、さらに大きなテーパー角の範囲が検討される。円錐で根状（root-shaped）の形状は、より優れた初期安定性と負荷の規定（loading protocol）を支援すると考えられる。図示されていないが、先端部 4 0 の最先端は、過挿入を防止し、および/またはより安全なインプラントの設置に寄与するために、半球形であってもよい。

10

【0041】

先端部 4 0 は、先端部ねじ山輪郭 4 6 で形成されている。先端部ねじ山輪郭 4 6 は、本体が強制的に時計回りに回転されながら、骨切り部位 3 2 に対して徐々により深くインプラント 3 4 を前進させるために、右回り方向（right-hand）にねじれている。すなわち、先端部ねじ山輪郭 4 6 は、骨切り部位 3 2 の壁部の下方経路で、切断すると同時にゆっくり前進する主ネジ（lead screw）の機能を成す。先端部ねじ山輪郭 4 6 は、先端ピッチと先端リードを有し、これらの用語は、文脈上、全般にねじ山として理解される。すなわち、リードはインプラント 3 4 の長手軸に沿った、インプラント 3 4 の完全な 1 回転（360°）が占める距離である。ピッチは、1つのねじ山の頂部から次のねじ山の頂部までの距離である。先端部ねじ山輪郭 4 6 が一条ねじの形式である場合、先端リードと先端ピッチは同一長さである。しかし、図示された実施形態では、先端部ねじ山輪郭 4 6 は二条ねじの様式であり、これは、インプラント本体の周囲に巻かれたねじ山の輪郭 4 6 の、交差しない 2 つのリッジ（ねじ山）が存在することを意味する。インプラント 3 4 が 1 回転（360°）する毎に、2 つのリッジの幅、すなわち先端のリード距離によってインプラント 3 4 は軸方向に前進する。この場合、先端部ねじ山輪郭 4 6 は、先端ピッチの 2 倍に等しい先端リードを有し、インプラント 3 4 が骨切り部位 3 2 に前進する速度を速めることになる。

20

【0042】

図 8 は（図 5 から取られた）先端部 4 0 の断面図である。ここでは、適切な代替形状の 1 つである先端部ねじ山の様式の V 型ねじの形状とともに、二条ねじ様式が明確に示されている。好ましくは、先端部 4 0 はインプラント 3 4 をセルフタッピング（self-tapping）とするように設計されている。セルフタッピングとは、回転時、インプラント 3 4 に、それ自体のねじ山を作りながら前進させる機能を示す。このセルフタッピングの機能は、少なくとも 1 つのセルフタッピングの刃先（cutting edge）4 8 によって容易となる。このセルフタッピングの刃先 4 8 は、先端部ねじ山輪郭 4 6 のねじ山の連続する隙間（gap）を薄切りにすることで創出される。セルフタッピングの刃先 4 8 は、インプラント 3 4 が時計回り方向にねじ込まれながら、骨切り部位 3 2 の囲壁に補足的なねじ山を切るのに役立つ。刃先 4 8 は、ねじ山がたどるべき明確な経路を残しながら、骨材料を薄切りにする（slice into）と考えられる。図示された実施形態において、先端部 4 0 は、直径方向に対向する一対のセルフタッピングの刃先 4 8 で形成されており、それぞれは中央領域 4 4 に向かって長手方向に延在する、全般にらせん状の様式で配置された切断部で形成される。この機能は、挿入過程で骨片を収集および蓄積し、さらに、効率的なオッセオインテグレーションとインプラント 3 4 の長期的な安定性を支持する。

30

40

【0043】

次に冠状端部 4 2 について、図 5、6、11 および 13 が参照される。冠状端部 4 2 は、最も末端の機能として、中心に配置されたプラットフォーム 5 0（platform、土台部）を備える。図 4 と図 11 にもっとも明確に示されているように、使用時、インプラント 3 4 が骨切り部位 3 2 に完全に固定されると、プラットフォーム 5 0 は露出したままと

50

なる。内部結合部 52 は、プラットホーム 50 からインプラント 34 の本体下方にむかって延在する。内部結合部 52 は、多くの先行技術のインプラント設計に見られる標準的な空洞状の機構であり、プラットホーム 50 と直接隣接する、座ぐり (counter bore) 部分で構成されている。上記座ぐり部分は、アバットメント 38 のねじ山ポスト (threaded post) を受容するように構成され、内側にねじ山を備えた部分に向かって下方に延在する (図 4)。内部結合部 52 の深さは可変であるが、ある歯科用途では、典型的にはインプラント 34 のおよそ半分の長さまで延在する。

【0044】

冠状端部 42 の外部の機能は、異なるいかなる形状で形成されてもよい。図 5 および図 6 では任意のコルク状要素 54 (corking element) を含む冠状端部 42 が示されている。コルク状要素 54 は、頂点の領域での骨インプラント接触を向上させ、骨切り部位 32 を包囲する骨材料が噴火口状またはきのこ状に膨らむ可能性を、排除するとまではいかないが、低減するのに役立つように設計される。このように、コルク状要素 54 は、取り付けられた冠状端部 42 を骨の表面または表面付近に適切に固定させることができ、より良好な取り付けをもたらす。コルク状要素 54 は任意事項として述べられており、人は、このようなコルク状機能が設計に含まれていないが、本発明の他の特性および有利点を享受するインプラント 34 を想定するであろう。コルク状要素 54 は同様の (おそらく幾分異なるが) 結果を実現する様々な方法で形成することができる。図 5、6、11 および 13 の図示された例示では、コルク状要素 54 は、右回り方向のねじれを有する冠状のねじ山輪郭 (coronal thread profile) を含む。ここでは、冠状のねじ山輪郭は、先端ピッチと概ね等しいピッチを有する一条ねじ様式である。しかし、この例示では、冠状のねじ山輪郭は一条ねじであり、先端部ねじ山輪郭は二条ねじなので、冠状リードは先端リードの長さの $1/2$ であろう。あるいは、別の言い方をすれば、冠状リードは冠状ピッチと等しい。

【0045】

冠状のねじ山輪郭は控え壁 (buttress) の形状で構成されてもよい。機構の中で、控え壁ねじ山形状は、一方向の極めて高い軸推力に対処するように設計されている。耐荷重性ねじ面は長手軸に対して垂直であり、またはわずかに傾斜している (通常、 7° より小さい)。別の面は 45° で傾斜している。図 13 に示されるように、インプラント 34 が骨切り部位 32 に対して、十分な深さまでねじ込まれた場合、冠状のねじ山輪郭は骨切り部位の内壁に係合し、下方 (先端) の通過方向に向かって、骨材料を移動させ始める。本例示の冠状のリードは先端部のリードの $1/2$ であるため、冠状のねじ山輪郭は先端部のねじによって、2 倍の速度で引きこまれる。この 2 倍の速度で、あるいは、先端部のねじが時計回りの回転により前進する傾向がある。この動作は、冠状のねじ山輪郭のらせんの頂点 (helical crest) に、骨切り部位 32 の縁部周辺にすでにきのこ状に盛り上がり始めている骨材料を含む骨材料を、骨切り部位 32 に向かって下方に引っ張らせ、または擦らせ、その結果、骨切り部位 32 周囲により滑らかで、破壊の少ない表面を実現する。別の実施形態に関連して以下に記載されるように、冠状ねじ山様式は多くの異なる形状および形式を採用することができる。

【0046】

次に、中央領域 44 に関しては、図 5、7、9 ~ 12 が参照される。中央領域 44 は 1 つ以上の、好ましくは複数の、本体周囲に配置された谷状 (trough-like) の溝によって特徴づけられる。図 7 で最も良く図示されているように、この例示では 10 本の溝が示されている。溝は挿入の間の安定性を保持するために、本体周囲に均等かつ円周方向に取り付けられることができる。溝は直線軸であってもよいが、好ましい実施形態では、溝は左回り方向 (left-hand) の長いリードのらせん状のねじれを有する。すなわち、好ましくは、溝は本体に対して右回り方向のらせん状のねじれではない。

【0047】

各溝は先端面 (leading face) 56 と反対側の背面 (trailing face) 58 との間で定義される。ランド 60 は、すべての 2 つの隣接する溝の間に形

10

20

30

40

50

成される。拡大された図9で最も良く図示されているように、各ランド60は、1つの溝の背面58と、溝に隣接する先端面56とに結合し、または広がり、稜線状の機構を形成する。各ランド60とそれぞれの先端面の交差する点はパニシング刃62である。パニシング刃62は、実質的にマージンレス（縁なし、margin-less）であり、各ランド60の全体が、回転中に完全なクリアランス（清掃）を提供するために、パニシング刃62の後方に離れて位置している。先行技術の孔を掘るためのドリルでは、例えば、マージンは切れ刃の後方に共通して組み込まれ、ドリルを孔に固定させ、望ましいドリル直径を維持する。本発明の好ましい実施形態において、このようなマージンは使用されない。その代り、ランド60は回転方向に傾斜し、パニシング刃を導くランプ（ramp、傾斜）またはくさび（wedge）として機能させ、その結果、骨材料は、骨切り部位32の内壁から切り取られることはない。ゆえに、パニシング刃62は非切断方向に位置し、すなわち、結合するランド60はパニシング刃62より以前に骨切り部位32の壁部に係合することになる。一次テーパ逃げ角、すなわち、図9に示されるように、スライス刃62の接線と各ランド60との間の角度は、用途にもよるが、約1°から30°の間のいずれかに収まる。

【0048】

図5に戻ると、パニシング刃62は、先端部ねじ山輪郭46と、冠状のねじ山輪郭、すなわちコルク状要素54の間のほぼ全長に延在して示されている。介在する溝と同様に、パニシング刃62も、直線軸の構成が可能ではあるが、好ましくは左回り方向のらせん状ねじれを有する。インプラント本体の全長のおよそ1～3倍の長いリードは、パニシング刃62の形状（lay）と考えられる。各パニシング刃62の半径方向の寸法、すなわち、インプラント本体の中央軸からパニシング刃62の弧までの距離は、インプラント34のテーパの関数である。この例示では、実質的に整合された円錐形のテーパは、先端部ねじ山輪郭46の外側の頂点と、パニシング刃62と、冠状のねじ山輪郭の外側の頂点と適合する（meet）。別の例示では、各パニシング刃62の半径方向の寸法は、先端部ねじ山輪郭46と冠状のねじ山輪郭の外側頂部を通過する円錐形のテーパからわずかに内側に入っている（insert）。さらに別の例示では、各パニシング刃62の半径方向の寸法は、先端部ねじ山輪郭46と冠状のねじ山輪郭の外側の頂点を通過する円錐形のテーパからわずかに突き出ている。

【0049】

使用時、骨の表面の開口部が先端部40の最先端の谷径とほぼ同じ直径を有する場合、骨切り部位32はインプラント34を受容するよう準備される。インプラント34が最初に骨切り部位32にねじ込まれる場合、その先端部ねじ山輪郭46はただちに骨の内面に食い込み、下方向にらせん状の経路を切断し、インプラント34の本体の残りの部分を、設置される完全な深さにすばやく引き込む。パニシング刃62が骨切り部位32に進入するとすぐに、パニシング刃62はパニシング動作によって、骨切り部位32の内面に、円周方向に通過する圧縮ひずみを適用し始める。インプラント34が骨切り部位32を降下すればするほど、パニシング刃62が骨に対して通過して擦る角度、およびその内径の拡大が増加する。ただし、骨は弾性特性を有するため、パニシング刃62が通過した後、いくらかの「跳ね返り」があるだろう。このことは、図10に幾分誇張された形で図示されている。複数のパニシング刃62は、徐々に広がる方法で、次々に接触する、すなわち、インプラント34が骨切り部位32に深く引き込まれると、トーストにバターを塗るように、接触点の先で圧縮波（compression wave）の生成を補助する。前進する先端部ねじ山輪郭46によって適用される下方方向への圧力は、パニシング刃62を骨切り部位32の骨表面に常に接触させ続け、圧縮波への圧力を維持する。上記は骨切り部位32のテーパのつけられた内面とインプラント34によって促進され、横向きの（すなわち、意図する拡大の半径方向に）圧力を生成する。

【0050】

パニシング刃62が骨を全域で引き込む（drag）際、それぞれのパニシング刃62の力は2つの成分の力に分解される。すなわち、外側を押圧する、骨の表面に対する通常

10

20

30

40

50

の力と、骨切り部位 3 2 の内面に沿って引き込む、接線方向の別の力である。また、バニシング刃 6 2 は、左回り方向のらせん状のねじれにより、骨切り部位 3 2 に強制的に前進すると同時に、わずかな反対の軸方向の反力 (*opposing axial reaction force*) を発生させることにも留意すべきである。この反対の軸方向の反力は、インプラント 3 4 を骨切り部位 3 2 の外へと押し出すよう促す方向に力を適用することにより (ただし、それを凌駕する先端部ねじ山輪郭 4 6 の把持 (*grip*) により不可能ではあるが)、インプラント挿入の進む軸方向に反して作用する。接線方向の成分が時計回りの回転を通じて増加しながら、バニシング刃 6 2 は骨に沿って移動する。同時に、バニシング刃 6 2 に沿った通常の (すなわち、半径方向の) 力はより柔らかい骨材料を変形するであろう。骨の表面における圧力は、その降伏力を超過し、その結果、バニシング刃 6 2 は表面をゆっくり進み、その後方にくぼみを作成することが可能となる。図 1 0 に示されるバニシング刃 6 2 の緩慢な動作により、骨切り部位 3 2 を徐々に拡大する。

【 0 0 5 1 】

バニシング刃 6 2 を通じて適用される圧力は、インプラント 3 4 が骨切り部位 3 2 の設置される深さに前進する間、骨に蓄積され続ける。インプラント 3 4 が完全な深さに到達し、回転を止めるとただちに、骨に蓄積された圧力は、図 1 2 で図形にて示されるように、溝、およびバニシング刃 6 2 の周囲を満たし始める。この、(バニシング刃 6 2 の動作からの) 圧力の予圧 (*pre-loading*) に対する骨のほぼ即時の弾性応答は、インプラントの好ましい初期の高い安定性を提供する。さらに、溝に適合した骨は、インプラント 3 4 を適所に効果的にセルフロックするため、ねじを回して外すことによって除去することはできない。この、バニシング刃 6 2 を含むインプラント 3 4 の別の恩恵は、骨切り部位の骨の囲壁を凝縮および高密度化する性能に見られ、結果として、インプラントの初期安定性をさらに増強する。この、バニシング刃 6 2 を含むインプラント 3 4 のさらなる恩恵は、骨素材を強化する性能である。骨 (または木材または発泡体など) が、その降伏点と最大抗張力との間の領域における圧力の対象となった場合、材料にひずみ硬化が発生する。加工硬化や冷間加工としても知られるひずみ硬化は、塑性変形による延性材料の強化のことである。この強化は、材料の結晶構造内での転移の動き、および転移の発生により起こる。そして、バニシング刃 6 2 を含むインプラント 3 4 のさらなる恩恵は、メカノバイオロジーにおける骨の治癒を通じた骨の自然な再生を活性化させる性能であり、生成されたエネルギーは骨の治癒を加速させる。

【 0 0 5 2 】

図 1 4 は典型的な先行技術のねじ山付きインプラントが、骨切り部位に完全に挿入された後の、骨切り部位を含む断面図である。骨のくぼみは、インプラント周辺に表れるネガティブスペース (空白部分) をおおよそ正確に形成している。1 日後の同一の断面図が基本的に同一に見えるであろうように、インプラント周辺の極めて小さなスペースは、骨の内部成長に利用可能である。また、同様に挿入から 2 ~ 4 週間経った断面図も、同一に見えるであろう。

【 0 0 5 3 】

対照的に、図 1 5 A は、本発明のインプラント 3 4 が完全に設置位置に到達したすぐ後の骨切り部位 3 2 の断面図を表している。その、骨内の特徴的なくぼみは明白であり、特にバニシング刃 6 2 が通過する回転動作によって形成された、比較的滑らかな壁部の表面において明白である。図 1 5 B は図 1 5 A の断面図であり、インプラントの配置から約 1 日が経過した、同じインプラント 3 4 が配置されているくぼみを示している。この図では、コルク状要素 5 4 の、ランド 6 0 と頂点のねじ山形状 (*crestal thread forms*) との間の隙間への骨の膨張および内部成長が開始しているのは明らかである。インプラント 3 4 の中央領域 4 4 の周囲の骨の膨張は、この極めて早い段階での配置においてさえ、骨切り部位 3 2 内にインプラント 3 4 を効果的にセルフロック (自動固定) し、インプラント 3 4 のわずかな緩みすら事実上不可能にする。インプラント 3 4 の少なくともいくつかの耐荷重能力 (*load carrying capacity*) が実現可能となっている。図 1 5 C は挿入後、約 2 ~ 4 週間が経過した同じインプラント 3 4

が設置されたくばみを表している。正常で健康な骨は、インプラント 3 4 の隙間への内部成長をほぼ完了する。この段階で、インプラント 3 4 は骨に完全に機械的に固定され、治癒が効果的に完了する。

【 0 0 5 4 】

図 1 6 および 1 7 は本発明の第一の代替的な実施形態を表している。この例示では、上記に対応するインプラントの機能は、類似する参照番号と同様であるが、番号に 1 0 0 を加えている。本実施形態において、インプラント 1 3 4 は、円錐形のテーパーをつけられた外面の輪郭が形成されている、概ね同様の切頂本体を有することが示されている。本体は、先端部 1 4 0、冠状端部 1 4 2、および中央領域 1 4 4 を有する。先端部ねじ山輪郭 1 4 6 はアグレッシブ (aggressive) で、セルフタッピング、および V 字型の二条ねじの設計によって特徴づけられ、一方でコルク状要素 1 5 4 は、控え壁様式の一条ねじパターンを有する冠状のねじ山輪郭の形状に含まれる。複数のバニシング刃 1 6 2 は中央領域 1 4 4 に沿って左回り方向にらせん状にねじれて延在する。本実施形態の固有の点は、バニシング刃 1 6 2 と交差する中央のねじ山輪郭 1 6 4 (central thread profile) である。これらの図において、中央のねじ山輪郭 1 6 4 は、コルク状要素 1 5 4 の、控え壁様式の冠状のねじ山輪郭の延長として示されている。組み合わせられた冠状のねじ山輪郭と中央のねじ山輪郭 1 6 4 は、全般に中断されることなく、冠状端部 1 4 2 から先端部ねじ山輪郭 1 4 6 まで延在しているが、先端部ねじ山輪郭 1 4 6 と重なることはない。中央のねじ山輪郭 1 6 4 は、冠状のねじ山輪郭の延長として右回り方向のねじれを有し、さらに、冠状ピッチに概ね等しい中央ピッチとさらに等しい中央リードを有する。

【 0 0 5 5 】

インプラント 1 3 4 の円錐形にテーパーのつけられた外面の輪郭は、頂点、すなわち、先端部ねじ山輪郭 1 4 6、中央のねじ山輪郭 1 6 4 および冠状のねじ山輪郭の最外部のらせん状隆線によって定義される。すなわち、本実施形態では、冠状部、中央部および先端部ねじ山輪郭が、インプラント 1 3 4 の円錐形のテーパー全体を定義する円錐形テーパーに沿って、概ね整列されている。図 1 7 に最もよく示されているように、各バニシング刃 1 6 2 の半径方向の寸法は、中央のねじ山輪郭 1 6 4 の外側の頂点によって設定される円錐形のテーパーからわずかに内側に入っている。このように、中央のねじ山輪郭 1 6 4 は、バニシング刃よりもわずかに突き出ており、その結果、使用時に、中央のねじ山輪郭 1 6 4 と冠状のねじ山輪郭によって上記のコルク状部の動作が実施される。この例示では、先端部ねじ山輪郭 1 4 6 のリードは、一体化された冠状のねじ山輪郭および中央のねじ山輪郭 1 6 4 のリードの約 2 倍のままであるため、後者のねじの輪郭は 2 倍の速度で引き込まれる。この 2 倍の速度で、あるいは、インプラント 1 3 4 の時計回りの回転により前進する傾向にある。この高速引き込み動作は、冠状のねじ山輪郭および中央のねじ山輪郭 1 6 4 に骨材料を下方 (先端) の通過方向に押しのけさせる。

【 0 0 5 6 】

一方、バニシング刃 1 6 2 は、上述のバニシング動作により、骨切り部位の内面に対して、円周方向に通過する圧縮ひずみを適用する。インプラント 1 3 4 が骨切り部位に降下する際、バニシング刃 1 6 2 は徐々により強い作用を伴って骨を通過および擦り、中央のねじ山輪郭 1 6 4 は同時に骨材料を下方の通過方向に押しのけながら、中央のねじ山輪郭 1 6 4 によって一定の間隔で中断される。図 1 6 に示されるように、バニシング刃 1 6 2 は、左回り方向のらせん状にねじれて形成される場合、すなわち、直線軸 (無限リード (infinite lead)) の形状に対向して形成される場合、バニシング刃 1 6 2 が骨表面に亘って引き込むことによって、反対の軸方向のわずかな反力を発生させるであろう。反力成分 (通常方向、接線方向および軸方向) の組み合わせは、その降伏力を超える骨材料に圧力をかけるために協働し、バニシング刃 1 6 2 に表面をゆっくり進ませ、徐々に骨切り部位を拡大させ、その一方、同時に骨内に圧力を蓄積させる。やや不完全な例えによると、ある者は水中に配置され、すべての水をプロペラ羽根周囲から排除するのに十分な速度で回転されるプロペラを想起するかもしれない。しかし、プロペラが回転を止

めると、周囲の水は羽根の周りの空間を満たすためにどっと押し寄せる。本ケースでは、バニシング刃 164 は、骨材料を外側方向に押す、プロペラ羽根に似ている。インプラント 134 が完全な深さに到達し、回転を止めると、骨に蓄積された圧力が溝とバニシング刃 62 の周囲を満たし始めるが、ここで提案される例示の水と同じような速度や程度ではなく、図 12 に図示されている内容に近い。包囲する骨の、このほとんど即時の弾性応答は、インプラント 134 を適所にセルフロックし、その結果、ねじを回して外すことは不可能であり、インプラント 134 に高度な安定性をもたらす。そして当然のことながら、先述したバニシング刃 162 の他のすべての恩恵もまた維持される。

【0057】

図 18 および 19 は本発明の第二の代替的な実施形態を表している。この例示では、上記に対応するインプラントの機能は、類似する参照番号と同じくしているが、接頭数字を 1 ではなく 2 としている。この第 2 の代替実施形態によると、インプラント 234 は円錐形にテーパのつけられた外面の輪郭が形成されている、概ね同様の切頂本体を有することが示されている。本体は先端部 240、冠状端部 242、および中央領域 244 を有する。先端部ねじ山輪郭 246 はアグレッシブで、セルフタッピング、および V 字型の二条ねじの設計によって特徴づけられ、一方でコルク状要素 254 は、積層された環 (stacked-annular) の (すなわち、ねじ切りされていない) 様式を有する細溝の形式で含まれる。複数のバニシング刃 262 が中央領域 244 に沿って左回り方向にらせん状にねじれて延在する。中央のねじ山輪郭 264 はバニシング刃 262 と交差する。中央のねじ山輪郭 264 はこれらの例示において、先端部ねじ山輪郭 246 の部分的な延長として示されている。より具体的には、先端部ねじ山輪郭 246 は二条形式のままであるが、その 2 つのねじ山のラップ (wraps) のうち 1 つのみが中央のねじ山輪郭 264 として、中央領域 244 に連続している。ねじ山輪郭と共有される 1 つは先端部 240 から中央領域 244 まで、全般に中断されることなく延在する。1 つの先端部ねじ山輪郭 246 の連続性として、中央のねじ山輪郭 264 は右回り方向のねじれを有し、さらに、中央ピッチと等しいが、二条ねじラップによって形成される先端ピッチの 2 倍である中央リードを有する。別の言い方をすれば、中央リードは先端リードと概ね等しいが、中央ピッチは先端ピッチの 2 倍である。

【0058】

この第二の代替実施形態において、インプラント 234 の円錐形にテーパのつけられた外面の輪郭は、先端部ねじ山輪郭 246、バニシング刃 262 およびコルク状要素 254 の細溝の頂部によって定義される。すなわち、本実施形態において、先端部ねじ山輪郭 246、バニシング刃 262 の頂部および細溝の頂部は、インプラント 234 の円錐形テーパ全体を定義する円錐形テーパに沿って、概ね整列されている。おそらく図 19 に最もよく示されているように、各バニシング刃 262 の半径方向の寸法は、中央のねじ山輪郭 264 の外側の頂点からわずかに外側に出ている (outset)。このように、バニシング刃 262 は中央のねじ山輪郭 264 よりもわずかに突き出ており、その結果、使用時に、バニシング刃 262 は、上記のバニシング動作により、円周方向に通過する圧縮ひずみを骨切り部位の内面に適用し、中央のねじ山輪郭 264 によって間隔を置いて中断される。また、上記のコルク状動作は冠状のコルク状要素 254 の細溝によって実行される。この例示では、先端部ねじ山輪郭 146 のリードは一体化された中央のねじ山輪郭 264 のリードに等しい、または概ね等しく、その結果、後者のねじ山輪郭はインプラント 234 が時計回りの回転で骨切り部位に引き込まれる時、先端部ねじ山輪郭 246 によって切断されたトラックをたどる。したがって、中央のねじ山輪郭 264 は、先端部ねじ山輪郭 246 が、インプラント 234 を骨切り部位の深部まで前進させるのに役立つ。インプラント 234 は骨切り部位に降下する際、バニシング刃 162 は徐々に強い作用を伴って、先述の各例示のように、骨を通過し、および擦る。また、細溝の形式のコルク状要素 254 は、設置される完全な深さに最終的に接近する間、インプラント 234 に先述のコルクのような機能をもたらす。

【0059】

図20は本発明の第3の代替的な実施形態を表している。この例示では、上記に対応するインプラントの機能は、類似する参照番号と同じくしているが、接頭数字を2ではなく3としている。図20はインプラント334を4分の1断面図で図示しているため、内部結合352が明確に見える。この第2の代替実施形態では、インプラント334は、円錐形のテーパのつけられた外側の輪郭が形成されている、概ね同様の切頂本体を有することが示されている。本体は先端部340、冠状端部342、および中央領域344を有する。先端部ねじ山輪郭346はアグレッシブで、セルフタッピングで方形の、および一部控え壁を有する二条ねじの設計で示されている。コルク状要素354はここでは細溝として示されている。複数のパニシング刃362が中央領域344に沿って、左回り方向のらせん状にねじれて延在している。中央のねじ山輪郭364はパニシング刃362と交差する。この直前の例にあったように、中央のねじ山輪郭364は先端部ねじ山輪郭346からの自然な連続である。しかし、先例とは異なり、二条ねじの先端部ねじ山輪郭246からの両方のねじ山ラップは、中央領域344に渡り連続しており、中断されることはない。すなわち、先端部ねじ山輪郭346は中央領域344を通じて二条ねじ形式のままである。先端部ねじ山輪郭346の連続性として、中央のねじ山輪郭364は右回り方向のねじれと、中央ピッチの2倍に等しい中央リードを有する。中央リードは先端リードと概ね等しい。

【0060】

この第3の代替実施形態において、インプラント234の、円錐形にテーパのつけられた外側の輪郭は、先端部ねじ山輪郭346、中央のねじ山輪郭364の頂点、パニシング刃362、およびコルク状要素354の細溝によって定義される。各パニシング刃362の半径方向の寸法は、中央のねじ山輪郭364の外側の頂部に概ね等しい。このように、パニシング刃362は中央のねじ山輪郭364の頂部で一体化する（遭遇する）。使用時に、パニシング刃362は上記のパニシング動作により、円周方向に通過する圧縮ひずみを骨切り部位の内面に適用し、回転中、中央のねじ山輪郭364によって一定回数中断される。また、上記のコルク状動作は冠状のコルク状要素354の細溝によって実行される。この例示では、一体化した中央のねじ山輪郭364は、インプラント334がそれ自体を骨切り部位の中に時計回り方向に駆動する際、先端部ねじ山輪郭346によって切断されるトラックをたどり、それゆえ、一体化した中央のねじ山輪郭364は、インプラント334を骨切り部位の奥深くまで引き込むのに役立つ。インプラント334は骨切り部位に対して降下する際、先述のように、パニシング刃362は徐々に強い作用を伴って、骨を通過し、擦る。

【0061】

図21から22は、当業者に対して、本発明の本質は歯科用途のみに限定されるのではなく、ヒト（または動物）の身体における骨前処理部位に、寸法および/または構成に適切な調整を行って、容易に拡大して適用できることを例示することを意図している。図21のヒトの骨格の、円で囲まれた領域は、本発明の教示を適用することで恩恵を得るであろう、潜在的な多数のエリアのうちのいくつかを示している。最初の提示（initial indication）は、脊椎への用途（図22）が、インプラントの主要な安定性、および先行技術の前処理技術との内在する類似性の向上における、普遍的な適用可能性の潜在能力により、本発明のパニシングインプラント（burnishing implant）と技術が主要な候補であることを明らかにしている。

【0062】

さらに、図23に示されているように、本発明の本質は母材としての骨だけに限定されない。実際に、本発明のパニシングインプラント34は、上記の骨の例示のように、適切な弾性応答特性を有する、ほとんどすべての種類の海綿状物質または非海綿状物質におけるアンカーの役割をs設定するよう構成されてもよく、その結果、インプラント34が完全な深さに到達し、回転を止めると、包囲する材料に蓄積された圧力が、概ね図12に図示されているように、溝およびパニシング刃62の周囲を満たし始める。この、包囲する材料の弾性および/または治癒反応は、インプラント34を適所にセルフロックし、取り

外しを不可能にするため、インプラント 3 4 に高い初期安定性を提供する。例えば、インプラント 3 4 は乾燥木材および生木のいずれにおいても、アンカーとして使用できる。生木に対してアンカーとして使用する場合、木の生きた細胞は、上記の骨での適応および内殖と類似の方法で、インプラント 3 4 の隙間に向かって成長し、有益な連結特性を提供する。図 1 2 では、金属発泡体 7 0 の一片は、航空宇宙、耐熱、および他の過酷状況での用途に拡大適用されて使用される種類であってもよい。ここでは、上記の方法に基づく研磨（パニシング）によって、または簡単な掘削によって形成された孔 7 2 を含む発泡金属が示されている。孔 7 2 がここに記載される方法に基づく研磨によって形成された場合、その内壁は特殊な技術の圧縮変位および自家移植効果によって圧縮されたため、出来上がる孔 7 2 はインプラント 3 4 を受容するのに、より良好に作成される。さらに出願人は、インプラント 3 4 を柔らかくて緩い土や泥の孔におけるアンカーを含む、土木工学への用途も検討している。実際に、インプラント 3 4 に固有の研磨の品質により、他の様々な用途が存在する。

10

【 0 0 6 3 】

本記述中の右回り方向および左回り方向のねじ山に関して申し述べる。右回り方向のねじ山は時計回り方向の回転により前進し、反対に、左回り方向のねじ山は反時計回り方向の回転により前進する。圧倒的多数により、右回り方向のねじ山が一般的であり、それゆえ、本記述全体においてそのように使用されている。ただし、当然のことながら、すべてのねじ山のパターンを右回り方向から左回り方向に逆転させる（その反対も然り）ことは、このインプラント 3 4 では可能であり、挿入の際の反時計回りの回転による、実質的に同一の性能の特性をもたらす結果となる。それゆえ、先端部ねじ山輪郭 4 6 の左回り方向のねじれは、ここに開示および請求される実施形態との単なる構造的同等性とみなされる。別の言い方をすれば、時計回りまたは反時計回り方向のうち 1 つを「第 1 の」回転方向とし、時計回りまたは反時計回り方向のうち、別の 1 つを「第 2 の」回転方向と仮定すると、先端部ねじ山輪郭 4 6、1 4 6、2 4 6 および 3 4 6 が第 1 の回転方向だとすると、好ましくは、パニシング刃 6 2、1 6 2、2 6 2 および 3 6 2 のらせん状のねじれは、好ましくは第 2 の回転方向または直線（無限リード）であり、加えて、骨切り部位 3 2 の内壁から材料を切断しないように、切断ができない方向に角度が付けられている、と言うのが正確である。

20

【 0 0 6 4 】

先に述べた発明は、関連する法的基準に準拠して記載されており、本記述は事実上限定するものではなく、どちらかといえば典型的な例である。開示された実施形態への変更および修正は当業者にとって明白であり、発明の範囲内である。

30

【図 9】

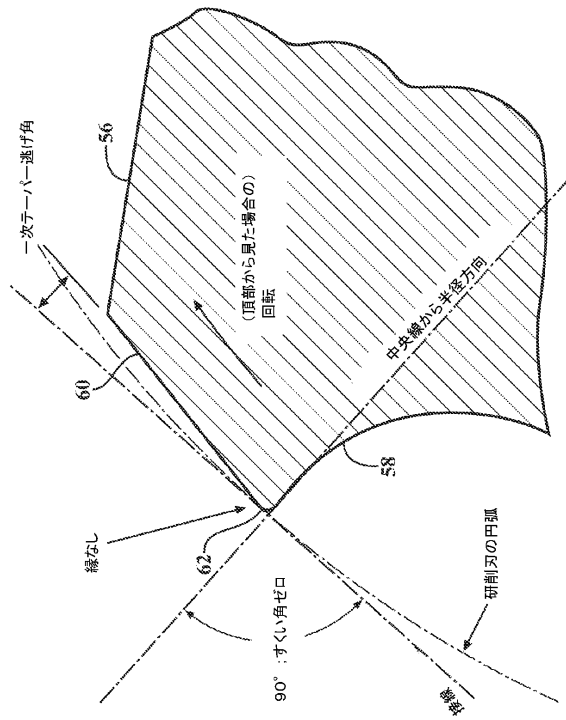


FIG. 9

【図 10】

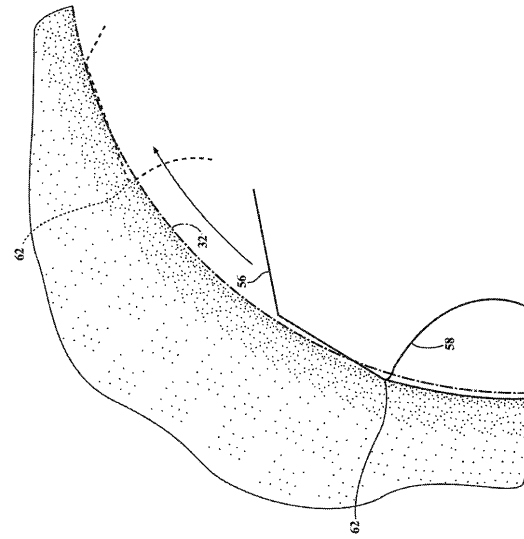


FIG. 10

【図 11】

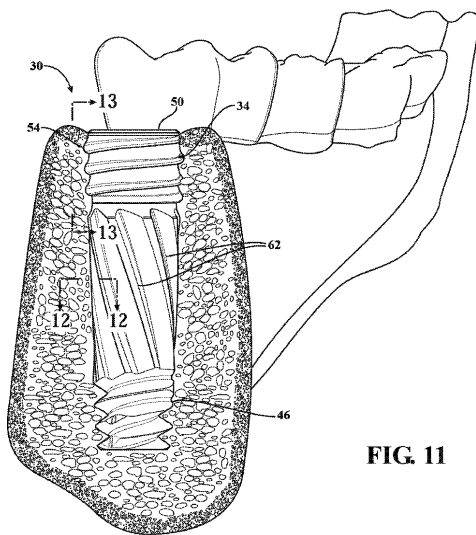


FIG. 11

【図 12】

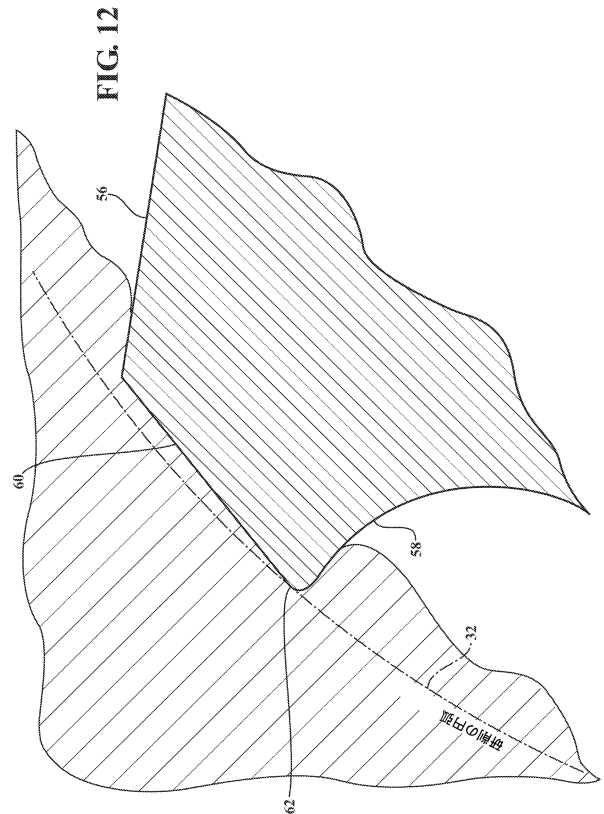
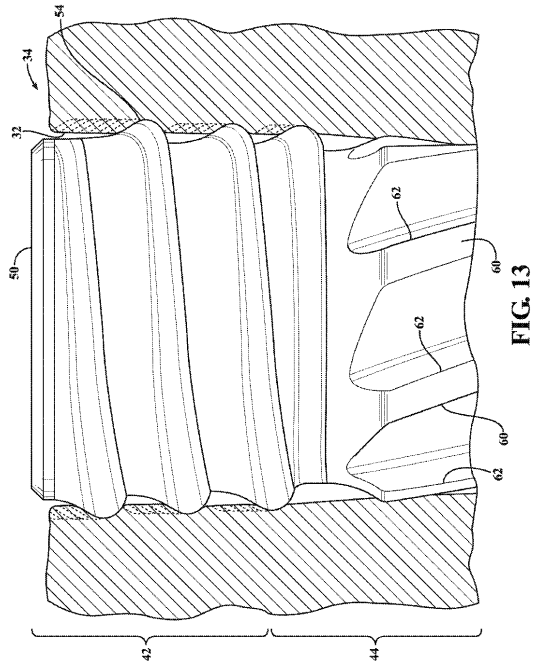


FIG. 12

【図 13】



【図 14】

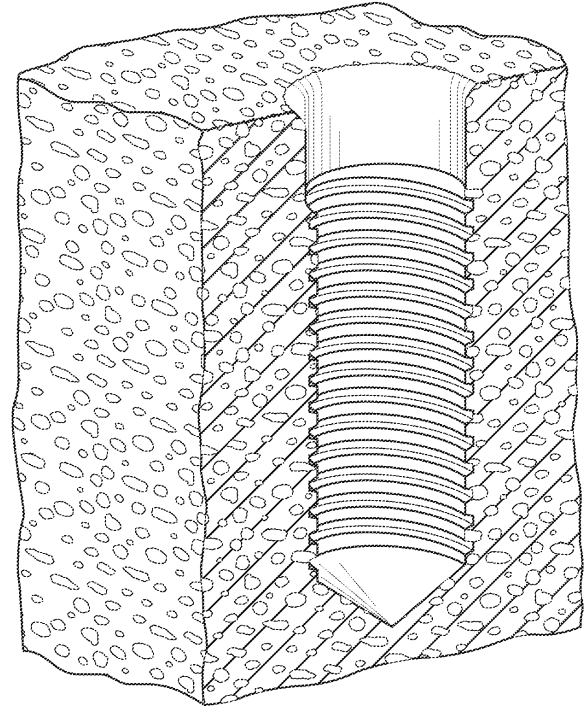
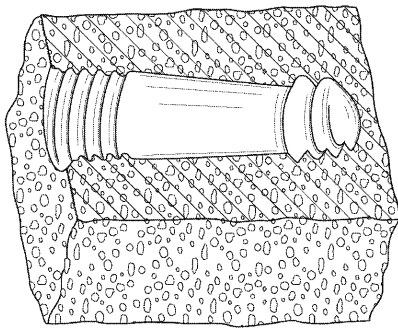
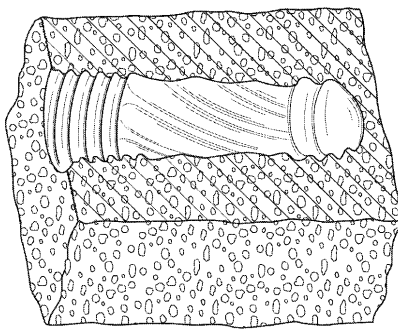


FIG. 14
先行技術

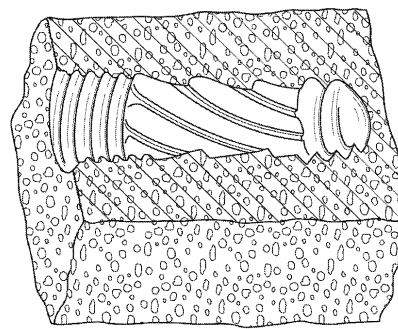
【図 15A】



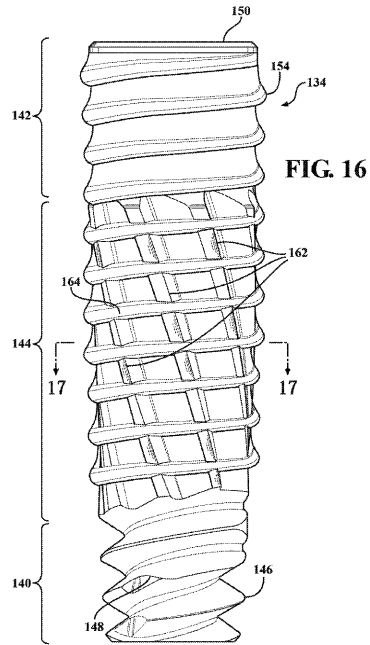
【図 15B】



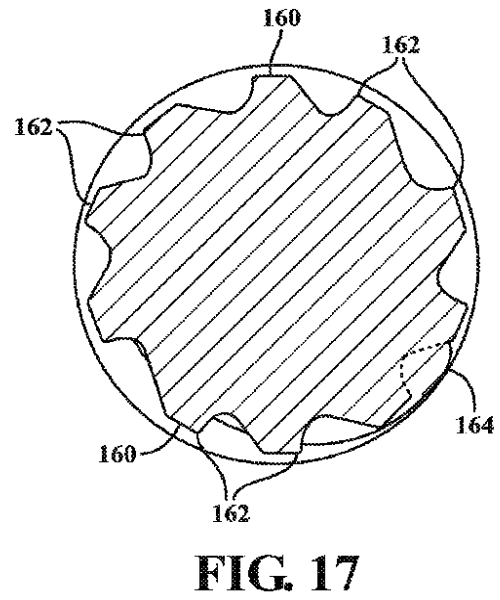
【図 15C】



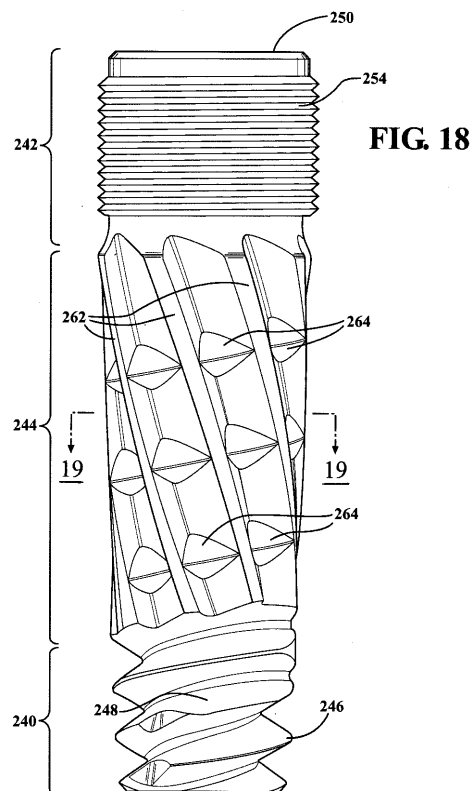
【図 16】



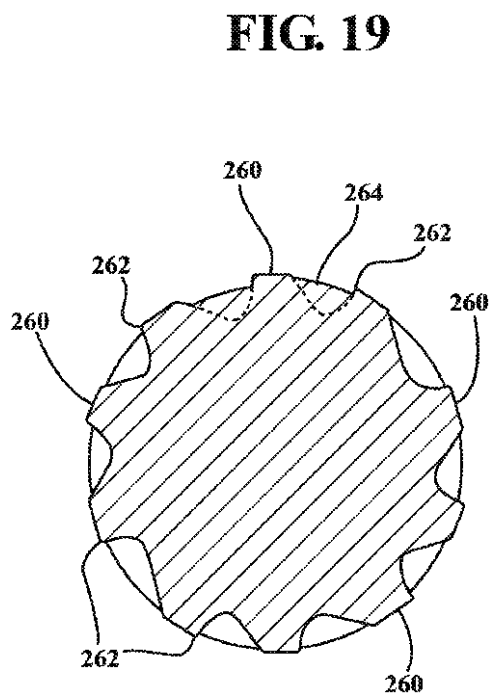
【図 17】



【図 18】



【図 19】



【図 20】

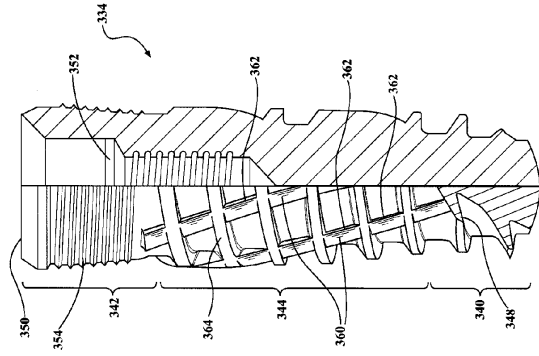


FIG. 20

【図 22】

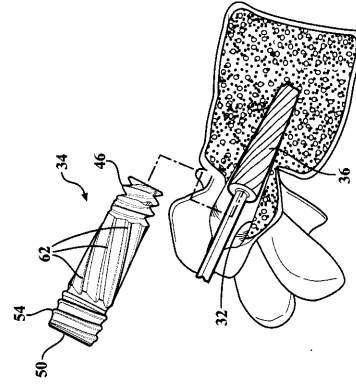


FIG. 22

【図 21】

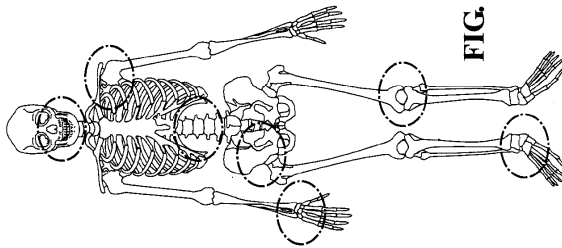


FIG. 21

【図 23】

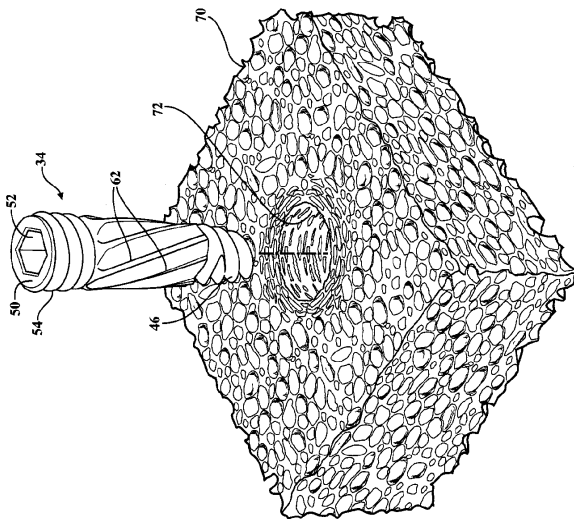


FIG. 23

フロントページの続き

(56)参考文献 国際公開第2011/053588(WO, A1)

特表2006-528895(JP, A)

米国特許第5536127(US, A)

特開2003-24343(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61C 8/00

A61B 17/86