(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号

特許第4039805号
(P4039805)

(45)発行日　平成20年1月30日(2008.1.30)　(24)登録日　平成19年11月16日(2007.11.16)

(51)Int.Cl.		F I		
A61F 2/28	(2006.01)	A61F	2/28	
A61C 8/00	(2006.01)	A61C	8/00	Z
A61L 27/00	(2006.01)	A61L	27/00	F

請求項の数 9　(全 13 頁)

(21)出願番号	特願2000-520072 (P2000-520072)
(86)(22)出願日	平成10年11月3日 (1998.11.3)
(65)公表番号	特表2001-522637 (P2001-522637A)
(43)公表日	平成13年11月20日 (2001.11.20)
(86)国際出願番号	PCT/SE1998/001982
(87)国際公開番号	WO1999/023971
(87)国際公開日	平成11年5月20日 (1999.5.20)
審査請求日	平成17年9月9日 (2005.9.9)
(31)優先権主張番号	9704112-3
(32)優先日	平成9年11月11日 (1997.11.11)
(33)優先権主張国	スウェーデン(SE)

(73)特許権者　500030910
ノベル　バイオケアー　アーベー　(パブル)
スウェーデン，　エス－４０２　２６　ゲーテボーク，　ボックス　５１９０
(74)復代理人　100120927
弁理士　浅野　典子
(74)代理人　100103816
弁理士　風早　信昭
(72)発明者　カールソン，　レンナルト
スウェーデン，　エス－４３１　３８　ミョールンダル，　マチルデベルグスガタン　３６

最終頁に続く

(54)【発明の名称】骨内への螺条付きインプラントの信頼性ある固定を得るための構成

(57)【特許請求の範囲】

【請求項１】

人体の骨組織（１）内への信頼性ある固定を得るための螺条付きインプラント（３）であって、骨組織内へのインプラントの信頼性ある固定と癒合のためにインプラント上の螺条が骨組織中の穴（２）の側壁（２ｂ）と共働することができる場合において、インプラント螺条（３ｄ，３ｄ′）が、インプラントが前記穴（２）中にねじ込まれる大きさに比例して本質的に半径方向（Ｒ）に骨組織を押し出すようにかつ前記穴（２）の下方部（２ｄ）におけるよりも前記穴（２）の上方部（２ｃ）において骨組織をより大きく押し出すように、インプラント（３）の長さ（Ｌ）の大部分に沿って延びるわずかな円錐度を有する円錐形状を持つこと、及び前記円錐状インプラント螺条（３ｄ，３ｄ′）が、インプラント上の緊密な螺条を提供する二つまたはそれ以上の螺条スパイラルを含むことを特徴とするインプラント。

【請求項２】

インプラント螺条（３ｄ，３ｄ′）が、骨組織とインプラント（３）の間の圧力（Ｐ，Ｐ′）がインプラントを前記穴（２）中にねじ込む操作の大部分に渡って本質的に一定のまたはわずかに増加する値を持つことを確実とする、インプラントの先端（３ａ）から見て徐々に増大する直径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】

インプラントの先端部分（３ａ）が、インプラントの長さ（Ｌ）の大部分に沿って延びるわずかな円錐度を有する円錐形状の螺条（３ｄ，３ｄ′）の円錐度を本質的に越える円

錐度を持つ円錐状螺条（３ｅ）を持って設計されていることを特徴とする請求項１または２に記載のインプラント。

【請求項４】

前記インプラントの長さ（Ｌ）の大部分に沿って延びるわずかな円錐度を有する円錐形状の螺条が０．１－０．４ｍｍの円錐度または約０．５－２°の傾斜角度（α）を持つこと、及び前記先端部分（３ａ）における螺条（３ｅ）が０．４－０．８ｍｍの円錐度または約１０－１５°の傾斜角度（β）を持つこと、及び前記先端部分が、前記インプラントの長さ（Ｌ）の大部分に沿って延びるわずかな円錐度を有する円錐形状の部分の高さ（Ｈ）の約１０－３０％の高さ（ｈ）を持つことを特徴とする請求項３に記載のインプラント。

【請求項５】

インプラント（３）の縦方向の少なくとも一部に沿ってインプラント螺条（３ｄ，３ｄ'）が、非円形または偏心形状（８ａ－８ｉ）を与えら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６】

インプラント（３）の先端（３ａ）が、インプラント（３）の長さ（Ｌ）の大部分の上の非円形または偏心螺条中に徐々に融合する円形または同心螺条（３ｅ）を持つことを特徴とする請求項５に記載のインプラント。

【請求項７】

種々の非円形または偏心螺条断面の周囲が面取りコーナー部（１２）を持つことを特徴とする請求項１または請求項５に記載のインプラント。

【請求項８】

非円形の最大直径の領域が、一螺条ターン（１０）から次の螺条ターン（１１）に移るにつれて周囲方向に変位されるように配置されていることを特徴とする請求項５に記載のインプラント。

【請求項９】

螺条スパイラルの数が二、三または四であることを特徴とする請求項１に記載のインプラント。

【発明の詳細な説明】

【０００１】

技術分野

本発明は人体の骨、好ましくは象牙質中への螺条付きインプラントの信頼性ある固定を得るための構成に関する。問題の骨はこの場合骨組織内へのインプラントの信頼性ある固定と癒合のためにインプラント上の雄螺条と共働することのできる雌螺条をその側壁内に形成することのできる穴を備えている。

【０００２】

先行技術

骨／象牙質内に作られた穴中に挿入する／ねじ込むための螺条、例えばセルフタッピング螺条を持つインプラントは自由市場で多数かつ多くの設計で入手でき、特許文献中に記載されている。かくして、例えば本特許出願と同じ出願人により出願されたスウェーデン特許出願９６０３０９１－７が参照させられる。

【０００３】

これに関連してインプラントに種々の螺条形状を使用することは知られている。かくして、例えば、円錐形状の螺条を持つインプラントを使用すること及び一つの同じインプラントに種々の円錐度を選択することは既知である。骨／象牙質内に穴を形成するための方法もまた既に良く知られている。これに関して、純粋に概括的な言葉で、Branemark System（登録商標）による歯科処置が参照させられる。

【０００４】

螺条付きインプラントのあるものは円筒状であるが、他は置換されることを意図した歯根に似せるために前記の円錐状設計を持つことができる。インプラントは顎骨内に前もって

穿孔された穴に挿入される。円筒状穴は円筒状インプラントのために穿孔され、円錐状インプラントのためには円錐状穴が作成される。Branemark System（登録商標）を用いる引用法は顎骨内にスクリュー形インプラントを固定することを含む。癒合期間、通常約３－６カ月後に、骨はインプラントと直接接触して成長し、インプラントは次いで補綴リコンストラクションを支持するのに使用されることができる。これは大抵の場合インプラントにねじ結合により取り付けられるいわゆるスペーサ素子により達成される。次いでトランスファーキャップがいわゆる印象採得によりスペーサの上部に取り付けられ、完成した補綴リコンストラクションがその後でスペーサに適用されることができる。

【０００５】

公知方法からもし骨とインプラントの間のオステオインテグレーション（osteointegration）が問題の螺条の緊密なねじ山形状と小さなピッチを持って行われることができるなら良好な長期結果が得られることは既知である。オステオインテグレーション中に、骨組織はインプラントと直接接触して成長する。インプラントを固定する際、前記穴が大きな精度で骨内に穿孔される。これに関連して約２０－２５ｒｐｍで回転する締付け道具を使用することも既知である。

【０００６】

ＷＯ　９７／２５９３３（ＰＣＴ／ＵＳ　９７／００３３２）において、特に硬質象牙質に関して、螺条を提供する本体はその断面を非円形（非対称）とされるべきであることも既に提案されている。

【０００７】

非円形の目的はインプラントの挿入における骨とインプラントの間の摩擦を減らすことにある。これは硬質骨の場合に主として重要である。

【０００８】

発明の説明

技術問題

円筒状穴内に円筒状インプラントを使用することによる問題は大抵の場合インプラントのセルフタッピング先端により作られる螺条がインプラントがねじ込まれるとき摩滅し、この摩滅により主として骨内の穴の入り口／口において螺条が広がることである。これが特に弱質／軟質骨内にわずかにゆるい固定を持つインプラントをもたらし、これはインプラントが劣った初期安定性を持つことを意味する。円錐製作による円錐状インプラントを使用するときの最大の問題の一つは円錐製作時に起こる熱の発生である。円錐ドリルは全周に沿って切削するので、比較的大きな熱が発生し、この負の効果は更に低表面圧が円錐ドリルの周囲に起こるので円錐ドリルの切削幾何学形状が一層悪くなるという事実により増幅される。これはドリルが適当なかけらを切削することができず、その代わりに骨をこすり、これは高い熱発生効果を持つことを意味する。この熱は骨を損傷し、穿孔された穴に最も近い骨を死に導く。これは好結果のオステオインテグレーションが得られる可能性を顕著に減らす。本発明の目的は特に上記の問題を解決することにある。

【０００９】

インプラント上のねじ連結の前記使用はねじのねじ込み及びねじ戻しを含む。これはインプラントがその位置から追い出される危険があることを意味する破壊応力にインプラントがさらされるので比較的大きな危険を示す。これはもしインプラントが弱質／軟質の骨内に固定されるなら特に適用される。上記のねじ戻し問題は特に円形で対称的な螺条を持つインプラントの場合に著しい。殆どの螺条付きインプラントにおいて、もちろん先端に切欠きを設けることも可能であり、それは螺条を切ること及び回転安定性に寄与させることの両方を意図している。また骨がその中に成長するための横穴を持つインプラントもある。これらの知られた構成の共通特徴は凹所及び穴がインプラントの螺条付き領域に関して見たとき比較的小さいことである。凹所または穴の表面は小さいので、捩り荷重により食い込んだ骨の変形または破壊が容易に起こる。加えて、穴及び凹所は殆どの場合骨質（その硬度）が劣る先端の最前部に位置している。また穴及び凹所がインプラントの螺条付き領域を減らすことに本質的弱点がある。ここで歯補綴または歯ブリッジからの機能的荷重

の骨への効果的な移転のためには可能な限り最大の螺条付き領域を持たせることが必須であることが強調されねばならない。これは特に軟質骨の場合に適用される。

【００１０】

知られたインプラントの持つ今一つの問題はそれぞれのインプラントが、特に弱質／軟質骨質の場合に、挿入直後に骨内に十分な安定性を持って着座しないことである。これが該当する場合の時、例えば骨が曲げられるとき、これは骨が咀嚼荷重にさらされるときまたは患者がインプラント上のゴム質を押圧する通常の歯補綴を持つとき起こるが、微視的運動がインプラントとそれを取り囲む骨組織の間に起こる。そのときインプラントに十分な初期安定性を持たせることが重要である。従来知られた解決策は例えばヒドロキシアパタイトの被覆を用いてまたはインプラントの表面粗さを増加して、表面に変化を導入することからなり、この方法で増大した初期安定性及びできるだけ良好な取り巻き骨の合体を提供することであった。提案された解決策の大きな不利はそれがインプラントの長期成功を予想することが出来ないことであった。粗い表面を持つまたは被覆を持つインプラントの劣った長期結果に関して刊行された種々の科学論文がある。

【００１１】

上述の方法を実行することを可能とさせる重要な前提条件は癒合工程中にインプラントと直接骨接触を得るための条件を作ることである。これに関連してインプラントを固定するときに細心な外科的処置を実行することが必須である。インプラントのための穴は大きな精度で穿孔されねばならず、これに関連して骨内の温度が高くなり過ぎないことがきわめて重要である。これらの要求はこれまでは穿孔及びインプラントの固定の両方が低速度で操作される穴形成及び締め付け道具により実行されることを意味した。インプラントを固定するときに通常採用される回転速度は２０－２５ｒｐｍである。これはインプラントを固定するために要求される時間が１分またはそれ以上に達することを意味する。この時間中、インプラントを固定する外科医に対して穴を取り囲む微細骨小柱が変形しまたは破壊しないことを確実とするために非常にしっかりと手を保つことが必要である。締め付け時の道具のぐらつき運動は変形及び破壊の危険を提起する。この問題を増大した螺条ピッチを持つインプラントを提供することにより解決しようとする試みがなされた。通常、これは螺条ねじ山形状がより大きくなり、螺条がより細くなることを意味する。この細い螺条は幾つかの点で不利である。より少ない螺条と従って各螺条の山の頂周りの増大した応力集中とまた、より大きな螺条ねじ山形状により、インプラントの所定の外径に対しては機械的に弱いインプラントを導く外径と内径の間の大きな差が存在する。この問題に対する代替解決策はインプラントがより早く所定位置で回転するように締め付け道具の回転速度を増大させることであろう。この方法もまた不利を持つ。骨組織の温度が高くなり過ぎる。考慮に入れるべき今一つの因子は市場で入手できる穿孔及び締め付け道具の大多数が２０－２５ｒｐｍに限定された速度で作動することである。

【００１２】

この発明は最後に述べた問題もまた解決することを意図している。

【００１３】

解　　決　　策

この発明による構成の主特徴はそれが以下の特徴の一つまたは二つの組合せまたは全ての組合せを満たすことである：

ａ）　インプラント螺条が、特に軟質骨組織の場合に、インプラントが骨組織中の穴中にねじ込まれる大きさに比例して本質的に半径方向に骨組織を押し出すように配置され、インプラント螺条が前記穴の下方部におけるよりも前記穴の上方部において骨組織のより大きな押し出しを実現するように配置され、かつ押し出しの程度が信頼性ある固定を達成するために骨組織の軟らかさに関して適合化されている、

ｂ）　インプラントの縦方向の少なくとも一部に沿って、インプラント螺条が軟質／弱質骨内で改善された回転安定性を得る目的のために非円形または偏心形状を与えられている、

ｃ）　インプラントが、インプラントを前記穴中へねじ込むための時間を短縮するにも

かかわらず、癒合工程／オステオインテグレーション時の骨組織との効果的な一体化を可能とする緊密な螺条を提供する、二つ又はそれ以上の螺条スパイラル（螺条入り口と等価）を持つ一つまたはそれ以上の部分を含む螺条を備えている。

【００１４】

上記のａ）による実施例では、インプラント螺条は骨組織とインプラントの間の圧力がインプラントのねじ込み操作の大部分に渡って本質的に一定のまたはほんのわずかに増加する値を持つことを確実とするように配置される。インプラント螺条はまたその螺条がインプラントの先端に向けてわずかな円錐状のしぼりを持ちインプラントの長さの少なくともより大きな部分に沿って延びる部分を含むことができる。一実施例において、インプラントの前方部分または先端はインプラントの他の螺条または螺条部分より強力な円錐度を持つ円錐状螺条を持って設計されることができる。わずかに円錐状の螺条の直径を越えて測定された円錐度は０．１から０．４ｍｍの範囲内で選ばれることができまたは約０．５－２°の傾斜角度を持つことができる。前方部分または先端の螺条の螺条円錐度は０．４－０．８ｍｍのオーダーのものであることができまたは約１０－１５°の傾斜角度を持って設計されることができる。先端はインプラントの全螺条の長さの１０－３０％の長さを持つことができる。好適実施例では、螺条の主要部にわずかな円錐度を持つインプラントは骨の円形円筒状穴内で使用される。

【００１５】

上記のｂ）による特徴に関しては、非円形または偏心はインプラントの最新挿入（初期）状態または合体状態のインプラントの回転安定性を実質的に増加することを意図している。非円形または偏心はまた前記穴の内部における螺条の破壊を阻止するために設けられることができる。一実施例において、インプラントは骨／象牙質内の穴の直径に相当するまたはそれよりほんのわずかに大きい、例えば１－５％大きな最小直径または断面幅を持って配置される。インプラントの最小直径はわずかに円錐状の部分の最小直径における螺条の谷底直径を意味すると理解される。インプラントの先端は、先端から見たとき、インプラントの長さの大部分の上の非円形または偏心螺条中に徐々に融合する円形または同心螺条を持つ。非円形は鋭いコーナー部が存在せず面取りコーナー部のみが存在することを確実とするように設けられる。非円形はまた非円形の最大直径の領域が一螺条ターンから次の螺条ターンに移るにつれて周囲方向に変位するように設けられる。非円形は螺条支持体上に及び／または各螺条の外方部分上に設けられることができる。

【００１６】

上記のｃ）による実施例は骨の穴を取り巻く自由骨小柱の変形または破壊を阻止することを意図する構成からなることができる。実施例の更なる特徴は、螺条スパイラルの数がインプラントを前記穴中にねじ込むための希望の時間の関数として選択されることができること、従って例えば螺条スパイラルの数は二、三または四であることができることである。実施例の更なる特徴は螺条スパイラルの数が対称的な切削力が得られるようにインプラント上の切削縁の数に適合させられることである。

【００１７】

利　　点

上に提案された解決策により、非常に良い特性を持つインプラントが得られる。インプラントは実質的に改善されたスタート特性を備えることができ、これはインプラントが、もし骨に作られた初期穴がインプラントの直径に関して小さいとしても、容易に“螺条をとる（takes threads）”ことを意味する。骨内のインプラントと螺条間の圧力は落ちないので、これは骨内の時にはもろい螺条を破壊しようとするいずれの傾向も阻止する徐々に増大する前進力を可能とする。穴内のインプラントの初期安定性は、骨の弾性が骨組織が完全にまたは部分的にフィクスチャーのより狭い部分中にスプリングバックすることができることを意味するので、改善されることができる。癒合後、新しくてかつ大抵の場合より強い骨がインプラントと直接接触して成長したとき、インプラントはインプラントをゆるめるときインプラントの全表面積に関して見て骨の大きな面積を破壊する必要があるので大きな回転安定性を持って着座する。これは特に軟質骨の場合に重要である。インプラ

ント螺条は、好ましくは丸いコーナー部を持つ、多辺形の形状をした断面を持って、または３辺、５辺または７辺形を持って設計されることができる。このタイプの非円形はスライディングカリパスまたはマイクロメータにより測定したとき見掛上極めて一定の直径を持つという特性を持つ。インプラントのスタート特性を改善するために、従ってインプラントがねじ込みのスタート時に容易に螺条を取るように、インプラントは螺条カッターを備えることができる。螺条カッターはそれらがインプラントの最大直径で切削するように配置されることができ、これはインプラントが円錐状で円錐度がクランプ効果を与えるとき好都合である。

【００１８】

軟質骨の場合に非円形を円錐度と組合わせることが特に重要である。この円錐度は、ベース直径が徐々に増加するようなもの、または、これに代えて、非円形が一定のまたはほんのわずかに増加する“内径”に関して増加するようなものであることができる。非円形と円錐度の組合せは骨組織とインプラントの間の圧力のために骨がインプラントのより狭い部分中にスプリングバックすることを意味する。非円形円筒状インプラントは、対称的に、圧力と弾性が低下するので軟質骨では減少した圧力と減少した初期安定性を持つ。

【００１９】

多条螺条スパイラルの助けにより、ピッチを増加させることができ、この方法で、インプラントを締め付けるための時間が短縮できる。かくして、この発明により、良好な初期安定性と良好な固定時のグリッピングを得ることができる。またより早い固定を得ること及びぐらつきの危険を減らすことができる。加えて、より良好な二次安定性を得ることができる。

【００２０】

図面の説明

この発明の特徴を持つ装置の現在提案される実施例が添付図面に関して以下に説明されるであろう。図面において：

図１は内部に円形穴を作られた骨（象牙質）の部分と、わずかな傾斜の円錐状螺条を持つ、前記円形穴中にねじ込まれることのできるインプラントを垂直断面で示し、

図２は部分的に示された、骨／象牙質内の円形穴内に適用されたインプラントを垂直断面で示し、

図３は設計実施例における図２によるインプラントを垂直断面で示し、

図４は図３によるインプラント先端の断面Ａ－Ａを示し、

図５はインプラントと骨／象牙質の間の螺条相互作用の部分を垂直図で示し、

図６から９は非円形断面を持つインプラントの断面図及び端面図を示し、

図１０から１２は異なる螺条ピッチを与える異なる多条スパイラルを持つインプラント螺条を示し、

図１３は異なる螺条ターン間で周囲的に変位された非円形を透視図で示し、

図１４は図１３による全体の設計を上から見た透視図で示し、

図１５は非円形を持ちそれの周囲的な変位のない実施例を上から見た透視図で示し、

図１６は象牙質内の穴に関してインプラントねじを側面から、かつ部分的垂直断面で示し、

図１７は螺条構成の具体例を垂直断面で示し、そして

図１８は二つのタイプのインプラントに対する挿入深さの関数としての挿入モーメントの図を示す。

【００２１】

詳細実施例

図１において、参照番号１は象牙質を示す。円形穴２が象牙質中に作られている。穴はそれ自身知られた用具を用いてそれ自身知られた方法で作られることができる。種々の円錐度の螺条を持つインプラントがその穴に適用される。前記インプラントの部分はインプラントの自由端３の部分により表される。前記自由端は先端部３ａを持ち、それは部分３ｂに融合する。後者部はわずかな円錐度を持つ螺条３ｄを持つ。わずかな円錐度とはここで

は穴２の垂直軸２ａに関してまたはこの軸に平行な軸に関して傾斜角度αが１°のオーダーのものである円錐度を意味するものと理解される。先端３ａは１０°のオーダーの角度βを与える円錐度を持って配置されている螺条３ｅを備えている。先端３ａの入り口面または入り口部は穴の直径ｄに本質的に相当するまたはこの直径ｄをわずかに越える直径Ｄ′を持つ。穴径ｄはまた骨の軟らかさ（品質）の関数として選ばれることができる。穴の上方部と下方部は２ｃと２ｄにより示される。

【００２２】

図２は組合わされた螺条３ｄ′を持つインプラント３の構造的設計を示す。ここで、インプラントは象牙質内の穴２′中に完全にねじ込まれており、かつねじ込み時に、象牙質内の穴の壁または穴２′の側壁２ｂ内に螺条１ａを作り出している。その上方部に、インプラントは特別の歯置換、歯補綴、等（図示せず）のための固定部材／スペーサ部材４を持つ。部材４は最適螺条が象牙質にさらされるようにインプラントの螺条の最終度合いを規定することが可能なようにフランジ４ａを備えることができる。図２から分かるように、インプラントはこの場合それ自身知られたタイプの切削縁５を先端３ａ′に備えている。先端部３ａ′はインプラントの螺条付き部の合計高さＨの２０－３０％を示す高さｈを持つ。円錐度により、骨の圧縮１ａ，１ｂを通して改善された初期安定性が得られる。

【００２３】

図３は垂直断面で図２によるインプラントを示す。この図では、螺条付き凹所６が示されており、その雌螺条が６ａで示されている。図２による前記スペーサ構成４はそれ自身知られた態様で前記雌螺条中にねじ込まれることができる。

【００２４】

図４は前記自由端に、図２と３によるインプラントがそれ自身知られた切削縁を持って設計されていることを示し、図４でそれらは５ａ，５ｂ，５ｃ及び５ｄと符号付けされている。

【００２５】

図５は（同様の図２の１ａ，１ｂ参照）螺条３ｄ′のための選ばれた円錐度（図１参照）が象牙質組織１″を半径方向Ｒに押し出すことを示す。螺条３ｄ′の円錐度及び傾斜した螺条の螺条直径ＧＤはこの場合、接触圧Ｐ，Ｐ′がインプラント３′が方向７で象牙質１″（その中に作られた穴）中にねじ込まれるときに本質的に同じオーダーであるかまたはわずかにのみ増大するように、選ばれる。

【００２６】

この発明によれば、上記の螺条３ｄ／３ｄ′は非円形／偏心螺条断面を持ち及び／または螺条支持体のための非円形断面を持って設計されることができる。図６，７及び８は異なるタイプの非円形及び種々の螺条断面の回転の位置を示す。個々の螺条断面はまた異なる非円形を持つことができる。図９によれば、インプラントの先端における螺条は円形または同心螺条断面を持ち、それは上部で図６－８による非円形螺条断面に融合する。この方法で締め付け時のぐらつきからの相当な解放を達成することができる。図６において、一つの螺条が８により示されている。この螺条は多数の沈下部８ａ，８ｂ，８ｃ及び８ｄを持つ。最大の半径方向寸法を持ち象牙質内に螺条を実現する部分は８ｅ，８ｆ，８ｇ，８ｈ及び８ｉにより示される。これらの突出部分の特徴はそれらが鋭いコーナー部を持たないこと、すなわちそれらは断面が弓状の部分を持つことである。これはまた非円形螺条支持体の場合にも適用される。突出部と沈下部の数は図６に示されたものから変えることができる。図７と８参照。図９はインプラントがその先端に円形または同心螺条９を持つ場合を示す。

【００２７】

図１１と１２は一条螺条スパイラルを持つ設計を示す図１０と比べて、スパイラルの数に応じて異なるピッチを提供するいわゆる多条螺条スパイラルを示すことを意図している。図１１は二つの螺条スパイラルを持つ実施例を示し、これは図１０のピッチＰｈと比べて、Ｐｈ′により示されたピッチを提供する。二条螺条スパイラルの原理は既にそれ自身良く知られているので、ここで詳細に説明されないであろう。この原理は完全に異なる領

域で完全に異なる問題を解決するために既に知られている。この関係で多条螺条スパイラルを持つウォームねじを用いるウォームギヤが参照させられる。図１２は三つの螺条スパイラルを持つ実施例を示し、それはピッチＰｈ″を提供する。螺条スパイラルの数は対称的なまたはバランスのとれた力が得られるように、すなわち力が互いにバランスするように、切削縁の数（図４の５ａ，５ｂ，５ｃ，５ｄ参照）と組合わされることができる。また上記と比較されたい。

【００２８】

上述の如く、挿入時間は多条螺条スパイラルを持って設計されたインプラントの場合に短縮されることができる。もちろん、短縮固定時間はまた特に長い多数のインプラントを固定するとき高価な作業時間を減少する。例えば、いわゆる全顎手術では珍しいことではない長さが１８ｍｍの大きさの６本のインプラントを固定するとき、もし二つの螺条スパイラルが一つの代わりに使用されるなら５分の作業時間が節約される。更に、もし穴が予めねじ切りされる必要があれば、時間の節約は三倍となる。

【００２９】

図１３はインプラントの一実施例を示し、そこでは種々の螺条断面の非円形がインプラントの縦方向Ｌに沿って変位している。各螺条１０は隣接螺条１１に関して回転の方向に変位している。上述の面取りコーナー部はこの場合１２により示される。道具による骨の穴中へのインプラントの挿入時のぐらつき自由度はこの方法で更に増大させることができ、すなわち改善された回転安定性が得られる。固定はより早くかつ簡単となる。加えて、小さな初期切削螺条カッターを用いて癒合工程における最大の螺条面積を可能とすることができる。上述の実施例の幾つかが軟質骨フィクスチャーとして使用されることができる（ａ）と ｂ）のどちらかを参照）。この発明はまた固定が螺条タップの助けによりなされる場合（すなわち２段階で）にも使用されることができる。

【００３０】

図１４は図１３による変位された非円形と螺条付き先端部１３を持つ完全なインプラントを示す。図１５は異なる螺条ターン間で非円形が変位されていない例示的実施例を示す。

【００３１】

図１６は象牙質１４内に穿孔された穴１５に対する選択されたわずかな円錐度と穴径Ｈｄの関係を示す。穴径Ｈｄ＝３ｍｍでは、本体１６の円錐度に対する選択値ａとｂはそれぞれ約０．５５ｍｍと０．４５ｍｍであることができる。一定のまたは本質的に一定の相互圧力（ＰとＰ′参照）がこの方法で達成されることができる。

【００３２】

円錐度は全螺条のねじ山形状の直径が先端から見たとき徐々に増加することにより、または螺条の谷底径またはその外径が徐々に増加することによるかのいずれかにより得られることができる。

【００３３】

図１７はフィクスチャー２０の助けによる象牙質１９内の具体的なねじ切り１７，１８を示す。

【００３４】

図１８は挿入深さの関数としての挿入モーメントを示し、一方ではわずかに円錐状のインプラント、他方では円筒状インプラントに対するそれを示す。圧力は挿入工程中減少せずインプラントの増大的に大きくなる面積に作用するので、これはわずかに円錐状のインプラントが図から分かるように、増大的に大きくなる挿入モーメントを必要とすることを意味する。より大きな挿入モーメントはインプラントの増大した安定性の尺度である。円筒状インプラントはまた図１８から分かるように、特に劣った骨質の場合に、一定のまたは減少するモーメントを持つ挿入曲線を持つ。

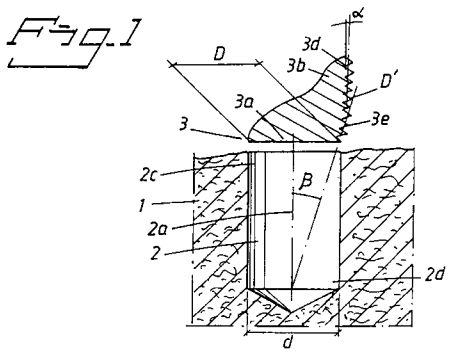
【００３５】

この発明は例として上に示された実施例に限定されず、添付された特許請求の範囲及び発明思想の範囲内で改変されることができる。

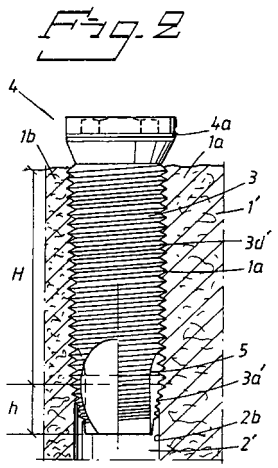
【図面の簡単な説明】

【図１】　内部に円形穴を作られた骨（象牙質）の部分と、わずかな傾斜の円錐状螺条を持つ、前記円形穴中にねじ込まれることのできるインプラントを垂直断面で示す。
【図２】　部分的に示された、骨／象牙質内の円形穴内に適用されたインプラントを垂直断面で示す。
【図３】　設計実施例における図２によるインプラントを垂直断面で示す。
【図４】　図３によるインプラント先端の断面Ａ－Ａを示す。
【図５】　インプラントと骨／象牙質の間の螺条相互作用の部分を垂直図で示す。
【図６】　非円形断面を持つインプラントの断面図を示す。
【図７】　非円形断面を持つインプラントの断面図を示す。
【図８】　非円形断面を持つインプラントの断面図を示す。
【図９】　非円形断面を持つインプラントの端面図を示す。
【図１０】　螺条ピッチＰｈを与える一条スパイラルを持つインプラント螺条を示す。
【図１１】　螺条ピッチＰｈ′を与える異なる二条スパイラルを持つインプラント螺条を示す。
【図１２】　螺条ピッチＰｈ″を与える異なる三条スパイラルを持つインプラント螺条を示す。
【図１３】　異なる螺条ターン間で周囲的に変位された非円形を透視図で示す。
【図１４】　図１３による全体の設計を上から見た透視図で示す。
【図１５】　非円形を持ちそれの周囲的な変位のない実施例を上から見た透視図で示す。
【図１６】　象牙質内の穴に関してインプラントねじを側面から、かつ部分的垂直断面で示す。
【図１７】　螺条構成の具体例を垂直断面で示す。
【図１８】　二つのタイプのインプラントに対する挿入深さの関数としての挿入モーメントの図を示す。

【図１】

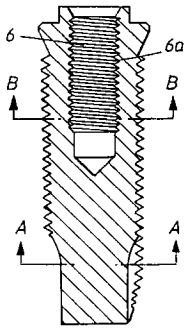


【図２】



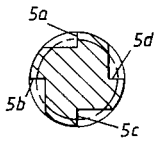
【図３】

Fig.3



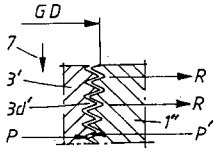
【図４】

Fig.4



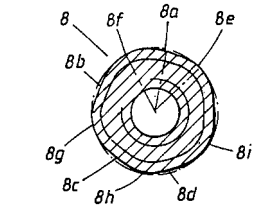
【図５】

Fig.5



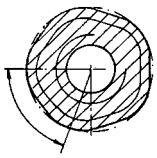
【図６】

Fig.6



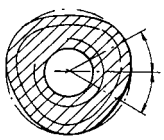
【図７】

Fig.7



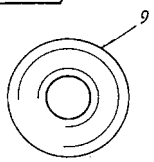
【図８】

Fig.8



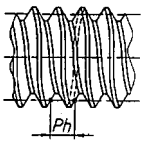
【図９】

Fig.9



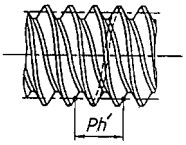
【図１０】

Fig.10



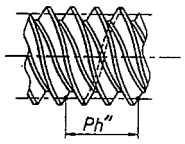
【図１１】

Fig.11



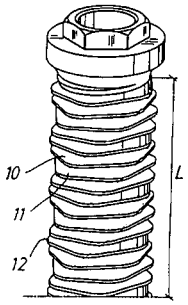
【図１２】

Fig.12



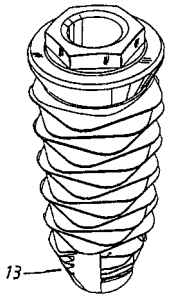
【図１３】

Fig.13



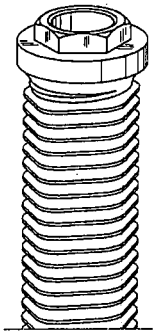
【図１４】

Fig.14



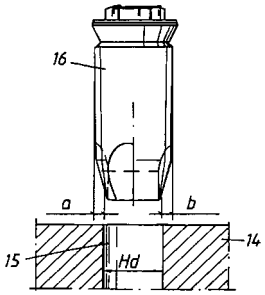
【図１５】

Fig.15



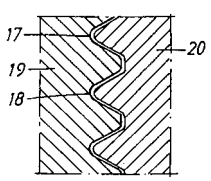
【図１６】

Fig.16



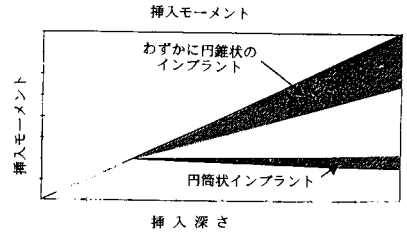
【図１７】

Fig.17



【図１８】

Fig.18



フロントページの続き

(72)発明者　エングマン，　フレドリック
スウェーデン，　エス－４３５　３７　メールンリユーケ，　ヘーグベーゲン　１９
(72)発明者　フロムエル，　ロゲル
スウェーデン，　エス－４４９　３３　ノーディンゲ，　マロールトスヴェーゲン　１１
(72)発明者　ヨールネウス，　ラルス
スウェーデン，　エス－４３０　３０　フリルレソース，　リアベルグスヴェーゲン　７ビー

審査官　芦原　康裕

(56)参考文献　国際公開第９７／０２５９３３（WO，Ａ１）
欧州特許第００２６３８０９（ＥＰ，Ｂ１）

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
A61F　2/28
A61C　8/00
A61L　27/00