

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4732368号  
(P4732368)

(45) 発行日 平成23年7月27日(2011.7.27)

(24) 登録日 平成23年4月28日(2011.4.28)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 C 8/00 (2006.01)	A 6 1 C 8/00 Z
A 6 1 C 5/08 (2006.01)	A 6 1 C 5/08
A 6 1 C 13/30 (2006.01)	A 6 1 C 13/30
A 6 1 F 2/30 (2006.01)	A 6 1 F 2/30
A 6 1 F 2/28 (2006.01)	A 6 1 F 2/28

請求項の数 27 (全 29 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号	特願2006-553408 (P2006-553408)	(73) 特許権者	501485227
(86) (22) 出願日	平成17年1月28日(2005.1.28)		ウッドウェルディング・アクチェンゲゼル
(65) 公表番号	特表2007-522847 (P2007-522847A)		シャフト
(43) 公表日	平成19年8月16日(2007.8.16)		スイス、6304 ツーク、ブンデスシュ
(86) 国際出願番号	PCT/CH2005/000043		トラーセ、3
(87) 国際公開番号	W02005/079696	(74) 代理人	100064746
(87) 国際公開日	平成17年9月1日(2005.9.1)		弁理士 深見 久郎
審査請求日	平成20年1月9日(2008.1.9)	(74) 代理人	100085132
(31) 優先権主張番号	287/04		弁理士 森田 俊雄
(32) 優先日	平成16年2月20日(2004.2.20)	(74) 代理人	100083703
(33) 優先権主張国	スイス(CH)		弁理士 仲村 義平
		(74) 代理人	100096781
			弁理士 堀井 豊
		(74) 代理人	100098316
			弁理士 野田 久登

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 骨組織に移植されるインプラント、その生産方法および移植方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

骨組織(3)の空洞壁(K)に囲まれた空洞におけるインプラント軸(I)と平行な移植方向への移植に適した骨インプラント(10)であって、インプラント部分を含み、移植されるインプラント部分は、機械的振動によって液化可能な材料(M)の第1の種類の表面範囲(16)、または、開口部(27)を通じてインプラントの中空の空間(26)から液化可能材料を押し出すことにより形成される第2の種類の表面範囲(16)を含み、移植されるインプラント部分は、実質的な回転なしで移植される形状を有し、さらに、骨組織の空洞壁を切削可能な刃先部(14)を含み、それらの刃先部は、与えられた第1の種類の表面範囲(16)または形成される第2の種類の表面範囲(16)の外部に位置し、刃先部はインプラント軸(I)と共通の面においては延在せず、刃先部はインプラントの遠位端領域の方へ向かい、かつ刃先部はインプラントの外周のまわりに少なくとも部分的に延在し、前記刃先部は、前記インプラント軸から離隔し、前記インプラント軸と前記刃先部との間の距離はインプラント方向にいくにつれて減少することを特徴とする、骨インプラント。

【請求項2】

刃先部(14)は90°未満の楔角( )を含むことを特徴とする、請求項1に記載の骨インプラント。

【請求項3】

刃先部(14)は突出するよう設計されることを特徴とする、請求項1または2に記載

の骨インプラント。

【請求項 4】

チップ空間 ( 2 3 ) を形成するために刃先部 ( 1 4 ) が切り取られることを特徴とする、請求項 1 から 3 のいずれかに記載の骨インプラント。

【請求項 5】

液化可能材料 ( M ) は凹部 ( 4 0 ) に位置し、液化可能材料 ( M ) の表面範囲 ( 1 6 ) は凹部 ( 4 0 ) を囲む表面領域 ( 1 7 ) から突出することを特徴とする、請求項 1 から 4 のいずれかに記載の骨インプラント。

【請求項 6】

開口部 ( 2 7 ) は凹部 ( 4 0 ) に至ることを特徴とする、請求項 1 から 4 のいずれかに記載の骨インプラント。

10

【請求項 7】

凹部 ( 4 0 ) は、移植されるインプラント領域にわたって軸方向または螺旋状に延在する溝であることを特徴とする、請求項 5 または 6 に記載の骨インプラント。

【請求項 8】

オッセオインテグレーションできる表面領域 ( 1 7 ) は、液化可能材料の表面範囲 ( 1 6 ) 間に位置することを特徴とする、請求項 1 から 7 のいずれかに記載の骨インプラント。

【請求項 9】

移植されるインプラント部分は、軸方向に延在するくびれこみまたはタッピング構造 ( 2 1 ) をさらに含むことを特徴とする、請求項 1 から 8 のいずれかに記載の骨インプラント。

20

【請求項 10】

刃先部 ( 1 4 ) は、インプラントの外周の部分に沿って延在し、鱗状構造の下縁部を形成することを特徴とする、請求項 1 から 9 のいずれかに記載の骨インプラント。

【請求項 11】

インプラントの近位端領域は、刃先部として作られた下縁部を備える環 ( 3 1 ) を含むことを特徴とする、請求項 1 から 10 のいずれかに記載の骨インプラント。

【請求項 12】

近位端領域は熱可塑性材料のリング ( 3 2 ) を含むことを特徴とする、請求項 1 から 11 のいずれかに記載の骨インプラント。

30

【請求項 13】

移植されるインプラント部分は遠位端領域に向ってテーパ状になる形状であることを特徴とする、請求項 1 から 12 のいずれかに記載の骨インプラント。

【請求項 14】

インプラントのまわり全体でまたは部分的に延在し、かつ刃先部 ( 1 4 ) として作られた端部を少なくとも部分的に含むステップ ( 1 3 ) を含むことを特徴とする、請求項 13 に記載の骨インプラント。

【請求項 15】

ステップ ( 1 3 ) の部分が 90° 以上の楔角 ( ) を備える鈍い端部を有することを特徴とする、請求項 14 に記載の骨インプラント。

40

【請求項 16】

移植されるインプラント部分は本質的に円筒状であって、インプラント軸 ( I ) から距離をおいて円筒状の形状から突出する刃先部 ( 1 4 ) を含み、距離は移植方向に減少することを特徴とする、請求項 1 から 12 のいずれかに記載の骨インプラント。

【請求項 17】

円筒状の形状から突出する刃先部 ( 1 4 ) はインプラントの外周の一部に沿って延在し、軸方向に連続して配列されることを特徴とする、請求項 16 に記載の骨インプラント。

【請求項 18】

互いに対面する一連の刃先部 ( 1 4 , 1 4 ' , 1 4 " ) を少なくとも 2 つ含み、液化可

50

能材料（M）の表面範囲（16）または開口部（27）の出口はインプラントの外周の連続する刃先部の間に位置することを特徴とする、請求項17に記載の骨インプラント。

【請求項19】

中空の空間（26）と、中空の空間（26）の近位開口部に挿入することができるピストン（42）とを含むことを特徴とする、請求項1から18のいずれかに記載の骨インプラント。

【請求項20】

ピストン（42）の近位端（43）および/または中空の空間（26）の近位開口部のまわりに、ピストン（42）とインプラントとの間の絶縁接続のための手段が与えられることを特徴とする、請求項19に記載の骨インプラント。

10

【請求項21】

近位端領域に中間要素（52）を有することを特徴とする、請求項1から20のいずれかに記載の骨インプラント。

【請求項22】

中間要素（52）が緩い嵌合接続によってインプラントに接続され、かつ/または、緩い嵌合接続によってソノロード（53）に連結されるよう備えることを特徴とする、請求項21に記載の骨インプラント。

【請求項23】

歯科インプラント（10）であることを特徴とする、請求項1から22のいずれかに記載の骨インプラント。

20

【請求項24】

歯根部分（11）に加えて、  
 - 歯冠部分（12）、  
 - 橋脚歯（30）ならびに  
 - 橋脚歯、歯冠（19）、ブリッジおよび1組の義歯からなる群から選ばれる少なくとも1つを固定するための手段（20）  
 からなる群から選ばれるいずれかを含むことを特徴とする、請求項23に記載の骨インプラント。

【請求項25】

関節人工器官のシャフトであることを特徴とする、請求項1から22のいずれかに記載の骨インプラント。

30

【請求項26】

骨欠損にブリッジを架けるよう設計されることを特徴とする、請求項1から22のいずれかに記載の骨インプラント。

【請求項27】

請求項1から26のいずれかに記載の骨インプラント、移植されるインプラント部分の形状に適合される少なくとも1つの処理ツール（58）、および/またはインプラントの近位端領域の形状に適合される中間要素（52）を含む、移植セット。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

40

【0001】

本発明は医療技術の分野にあって骨組織に移植されるインプラントに関し、このインプラントは、移植目的で特別に作られるかもしくは調整される空洞に移植される、標準化されたインプラントであっても、または個別の骨空洞に移植される個別インプラント（例えば歯科インプラント、関節インプラントもしくは骨の欠損を満たすインプラント）であってもよい。本発明はさらに、インプラントの生産方法および移植方法に関する。

【背景技術】

【0002】

骨組織に移植されるインプラントは、通常、移植目的で特別に作られた骨空洞（例えばポアまたはステップ状のポア）か、または他の状況（例えば外傷もしくは消耗疾患）によ

50

って引き起こされた骨空洞に移植される。先端技術によれば、そのようなインプラントは、インプラントのまわりに置かれたセメントによって空洞に嵌め込まれるか、または、可能な限り多くの機能的に不可欠なインプラント表面が移植後に骨組織と直接に接触するよう、インプラントの形状が極めて正確に空洞に適合される。個別インプラントについては、これはインプラントの形状が不規則であること、特に、継続的な円形の断面がない、かつ/または直線の軸がない、不規則な円錐であることを意味する。

#### 【0003】

天然の歯根を置換するため、および、例えば人工歯冠、橋脚、ブリッジ、または1組の義歯等を支持するために顎骨に移植される歯科インプラントは、特別に生成された空洞または少なくとも対応して適合された空洞に移植される標準化されたインプラントとして、さらには個別の歯根または歯槽の形状に調節された個別インプラントとして、公知である。

10

#### 【0004】

特別に作られたボアに移植される標準化された歯科インプラントは、円筒状またはわずかに円錐形であって、本質的に、回転的に対称なピン、ほとんどはねじである。それらは様々なサイズおよび形状を有して市場で入手可能であり、歯科医はその中から具体的な症例に最も適合したインプラントを選ぶ。一般に、このような歯科インプラントの移植は、代替される天然の歯根の摘出に起因する空洞が、再生された骨組織によって満たされるまで、すなわち摘出後3月から6月の待機期間経過後まで不可能である。応力が骨組織に対してインプラントを過剰に動かす危険性が高すぎるので、通常、移植直後には、ねじ留めされたインプラントには負荷をかけない。それはインプラントが骨組織においてうまく統合する(オッセオインテグレーション)(*osseointegration*)のを妨げる。したがって大部分の症例では、3月から6月のさらなる待機期間経過後までは、すなわち、インプラントが骨組織に完全に統合されて通常の負荷に起因するインプラントと骨組織との間の相対運動が生理的に耐えられる範囲をもちや超過しないようになるまでは、顎から突出する部分(歯冠、ブリッジなど)はインプラントに装着されない。

20

#### 【0005】

顎骨に完全に統合されたねじ形状の歯科インプラントが通常の負荷状態には十分な安定性を有し、長期間変化しないことが、経験的に示されている。それはとりわけ、インプラントがねじ切り部によって骨組織に横向きに堅く固定されているためであり、それは骨組織に対するせん断を減じ、歯槽の基体に対する望ましくない圧力を防ぐ。

30

#### 【0006】

骨組織は、歯科インプラントまたは顎骨に局所的に負荷がかからない上述の待機期間中に、望ましくない態様で後退する傾向があることが周知である。さらに、生理的に耐えられる範囲を超過しないようなインプラントと骨組織との間の相対運動が骨再生を刺激し、そのためにインプラントのオッセオインテグレーションを刺激するであろうことも知られている。これらの理由により、待機期間を縮小するか、またはなくしてしまうための方法および手段を見つけ出す試みが多数なされている。

#### 【0007】

最初の待機期間、すなわち、天然の歯根の摘出によって生じた空洞が再生された骨組織で満たされるまでにかかる時間、および、支持要素として天然の空洞(歯槽)を囲む、より高密度の骨層(歯槽骨)の利点を活用することができるまでにかかる時間を短縮するために、インプラントを、ねじのように回転的に対称かつ円形ではなく、代替される天然の歯根(個別インプラント)の形状に本質的に対応するよう成形することが提案される。このようなインプラントは、天然の歯根の摘出後直ちに、またはその後まもなく、既存の空洞(天然の歯槽)に移植することができる。

40

#### 【0008】

しかしながら、自然の条件下では、歯根と歯槽壁との間に繊維の支持薄膜があるので、天然の歯根の正確な(例えば負-正鑄造方法(*negative-positive casting method*)によって生産された)複製であるインプラントは、歯槽にしっかりと定着しない。これは第2

50

の待機期間中、歯槽壁とインプラントとの間隙に一種の結合組織が形成され、この結合組織が少なくとも局所的にオッセオインテグレーションを妨げて、インプラントに十分な安定性を与えることができないといった、オッセオインテグレーションに対する負の効果を示す。

#### 【0009】

オッセオインテグレーション期（第2の待機期間）のインプラント安定性を向上するために、かつそれとともにオッセオインテグレーションの成功のための初期状態を向上させるために、US - 5562450（ジーロフ（Gieloff）他）およびWO - 88 / 03391（ラングレン（Lundgren））においては、天然の歯根と比較してインプラントのサイズを大きめにする、すなわちインプラントにわずかに大きな断面積を与え、インプラント表面が骨、特に凹部（ハニカム構造、アンダーカットのある構造）と接触するよう構造化することが提案される。前記インプラントは、例えば、摘出後の天然の歯根または歯槽を非接触測定することにより、その測定データをCADシステムで処理することにより、および、処理された測定データに基づいてCAMシステムで、適切なブランクからフライス切削、研削加工、電子的侵食などによってインプラントを形成することにより、生産される。

#### 【0010】

このような大きめのサイズの歯科インプラントは、「圧入」によって、天然の歯根の正確な複製よりも相当しっかりと歯槽に定着する。しかしながら、変形プロセスおよび機械的な弛緩によって、歯槽壁が与えられた圧入力を短時間に弱めることが経験によって示される。したがってインプラントは、もはや「圧入」によって安定化されずに再び歯槽内に緩く位置し、その結果、移植直後の一次的な安定が改善されたにもかかわらず、オッセオインテグレーションのための条件は最適ではない。さらに、オッセオインテグレーション期（第2の待機期間）後でさえ、これらのインプラントは、負荷をかけられると顎骨内でグリップが緩くなる傾向があることも明らかである。2003年5月にドイツ義歯学会および義歯材料学会（German Society for Dental Prosthetics and Material Science）（DGZPW）の第52回年次大会において、R J コール（Kohal）他によって報告されたように（Dent Sci（2）7：11で公開）、顎骨は、オッセオインテグレーション期およびその後の負荷の下、このようなインプラント領域で大幅に退行し、インプラントが完全に外れることすらあり得る。

#### 【0011】

前述の所見は、とりわけ、インプラントと、手術（抜歯）に起因する極度の変形を受ける骨組織との間の表面接触が大きく、そのため骨で誘発される応力が非常にわずかであることによって説明することができる。これは、歯科インプラントのみならず、骨空洞に移植されるインプラントに一般に当てはまる。表面形状によって、「圧入」を介して極めて局所的に張力を高めることができるが、しかしながら、関連する体積が小さすぎて、機械的に誘発される骨再生の刺激に効果的に達しないようである。負荷（咀嚼運動）によって生成されるインプラントへの圧力は、空洞壁内に主としてせん断力をもたらす。さらに、インプラントと空洞壁との間の形状適合は、擦れ力に対する十分な安定性をほとんど与えることができない。十分な回転的安定性が不足しているため、再生中の骨の領域で転位が生じる場合があり、この転位はオッセオインテグレーションの成功を妨げる。これらの問題は、特に股関節人工器官に関して詳細に議論されてきた。歯科インプラントについては、外側の歯槽壁への軸圧の伝達は、この壁が急勾配であるために、一定の限度でしか可能ではない。これは、応力が歯槽（天然の歯）の近位部分から歯槽（インプラント）の遠位部分に向かって移動し、結果的に歯槽基体に過剰な負荷を生じ得、歯槽基体が血管および神経の出口ポイントであるために、当然、摘出直後には完全に骨化されないことを意味する。そのため、圧迫壊死および誤った方向の負荷によって引き起こされる他の問題が起る結果となり得る。この場合、通常は歯槽は完全に骨化されるのではあるが、従来のねじインプラントの設計ではこれらの問題に多大な注意が払われる。

#### 【0012】

要約すると、セメントなしで移植される公知の骨インプラントのうち、ねじ形状のインプラントが安定性に関して他のすべての形式より好ましいが、それらはしばしば、適用に際して必要となる形状上の不可避的前提条件のために使用することができないか、または、少なくとも他の不利益を被ることなくしては使用できないと言える。骨組織に移植される他の多くのインプラントにも同様のことが当てはまる。

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0013】

したがって、骨組織に移植される（個別の、または標準化された）インプラント、その生産方法および移植方法を作り出すことが本発明の目的である。いったん完全に骨組織に統合されると、本発明によるインプラントの安定性は、対応するボアにねじ留めされるねじ形状のインプラントの安定性に少なくとも匹敵する。しかしながら、本発明によるインプラントの一次的な（移植直後の）安定性は、ねじ形状のインプラントの一次的な安定性よりも（特に擦れ負荷に対して）極めて高い。さらに、本発明によるインプラントは、ねじ形状のインプラントに比べて形状上の制限が著しく少ない。それにもかかわらず、本発明によるインプラントはそれ自体既知の方法で移植することができ、インプラントはそれ自体既知の手順で生産することができる。

【0014】

この目的は、対応する請求項に規定されるインプラントおよび方法によって達成される。

【0015】

本発明によるインプラントは、インプラント軸に本質的に平行に（すなわち実質的な回転なしに）移植され、移植方向に前向きに面する遠位端領域と、インプラント軸に沿って遠位端領域に対向して位置する近位端領域とを含む。移植された状態で、近位端領域は骨表面領域に位置決めされるか、または骨から突出してもよい。遠位端領域と近位端領域との間のインプラント表面は、移植の際に少なくとも部分的に骨組織と接触するようにされ、チップを形成する刃先部を備える。これらの刃先部はインプラント軸と（すなわち移植に際しては）共通の面に延在せず、骨組織においてその長さに平行にではなく本質的に直角に移動し、かつ遠位端領域に向いている。さらにインプラントは、例えば熱可塑性物質など機械的振動によって液化可能な材料を含み、その材料は刃先部のない表面領域に位置するか、またはインプラント内の中空の空間に位置決めされ、もしくは位置決め可能であり、その中空の空間は開口部によって刃先部のない表面領域に接続される。

【0016】

本発明によるインプラントは、実質的にインプラント軸方向において、すなわち実質的な回転なく骨空洞に挿入され、刃先部は骨表面に切り込む。骨空洞の中へのインプラントの挿入と同時に、インプラントは機械的振動と衝突する。これにより、この場合は有利には熱可塑性材料である液化可能材料が骨材料との接触ポイントで液化し、凹凸および孔、またはこの目的のために特別に形成された空洞壁内の構造へ押し込まれ、したがって骨表面との集中的な接触が生じる。液化可能材料は、再び凝固するとインプラントと骨組織との間にリンクを形成し、形状適合および可能であれば材料適合によって、この2つを連結する。

【0017】

液化可能材料がインプラントの中空の空間に位置決めされる場合、インプラントが空洞内に位置決めされるまでインプラントに機械的振動が加えられず、そのとき液化可能材料にのみ機械的振動が加えられるのが有利である。この場合、液化可能材料は、インプラントを固定するために、または例えば病的に壊滅した脊椎骨の浸潤のために整形外科でも使用されるような、熱可塑性材料もしくは揺変性、微粒子性、水硬性もしくは重合体のセメントでもよい。

【0018】

本発明によるインプラントは、液化可能材料を通じた骨組織との接続によって移植直後

10

20

30

40

50

に空洞内で安定化され、この安定化は、擦れ負荷と同様、（例えばインプラント軸と平行な）圧力および張力に対しても有効である。移植中に骨組織に切り込む刃先部もインプラントの固定に寄与する。液化可能材料および刃先部の両方による固定は空洞の外壁上で特に有効であり、そのため空洞の基体への負荷が減じられるか、またはなくなることは、歯科インプラントにとって特に重要である。列挙した効果はすべて本発明によるインプラントに一次的な安定性を与え、その安定性はほとんどの場合、移植直後の負荷に耐えるのに十分である。熱可塑性材料の接続構造は、骨基質、特にインプラント自体より弾性率が低く、そのクリープを起こす能力により衝撃の吸収および過剰な応力の低減には特に有利となっている。その弾性によってインプラントと骨組織との相対運動を小さくすることができ、それにより特に刃先部領域において骨組織を刺激することによってオッセオインテグレーションを促進する。同時にこれらの接続は、オッセオインテグレーションプロセスの崩壊を招くインプラントと骨組織との間の大きな変位を防ぐ。

10

## 【0019】

本発明によるインプラントは本質的に回転なく（特に360°より大きな回転なく）移植されるので、インプラントの形状が空洞内の擦れ力に対する安定性に寄付するような態様でインプラントを形成することが可能かつ有利である。まだ示していないが、本発明によるインプラントを円形の断面を備えた空洞（ボアまたはステップ状のボア）への移植に適するよう設計することが可能である。

## 【0020】

本発明によるインプラントが個別インプラントならば、それはほとんどの場合不規則な（丸くはない）円錐の形状を有し、すなわち遠位端に向かってテーパ状になり、歯科インプラントの場合には、天然の歯根の形状に本質的に適合された形状になる。本発明によるそのような個別の歯科インプラントは、天然の歯根を複製する公知の歯科インプラントのように、天然の歯根の摘出直後に移植される。しかしながら、歯レプリカとも呼ばれる公知の個別歯科インプラントとは反対に、本発明によるインプラントは、ねじ形状の歯科インプラントの場合と同様、オッセオインテグレーション期中およびその後長期間安定を保つ。同じことは、本発明による個別関節人工器官インプラント、および個別の骨欠損の再建のためのこのようなインプラントに当てはまる。

20

## 【0021】

本発明によるインプラント（例えば歯科インプラント）が遠位端に向かってテーパ状である場合、刃先部は断面のステップ状の減少部の外縁部（ステップ）として設計される。この場合も、刃先部は、移植の際には空洞壁に切り込み、移植後には少なくとも部分的にそこに留まり続ける態様で、空洞に対して寸法決めされる。

30

## 【0022】

刃先部、または刃先部を備えるステップはインプラントのまわり全体または部分的に延在し、インプラント軸に対して本質的に直交するか、またはある角度をつけ、90°未満の楔角を有する（図5参照）。円錐として設計されるインプラントは、刃先部に加えて、切り込み動作のない断面のステップ状減少部（ステップ）をも含み得る（楔角は90°以上）。

## 【0023】

刃先部のないステップについて、および/または比較的深いステップについては、移植に先立って、例えばインプラントに適合された形状のツールの助けで空洞に適切なショルダ部を作ることが有利である。空洞内でのショルダ部の予備成形を伴う方法が選択されるか、または伴わない方法が選択されるかは、そのときの骨組織の条件に特に依存するが、また外科医および患者にも依存する。ショルダ部の予備成形（その深さは対応するインプラントステップの深さとほぼ等しい）は移植の際に骨組織への機械的応力を減じ、この方法は骨質の劣った高齢の患者に特に好適となる。

40

## 【0024】

いったん移植されると、本発明によるインプラントの刃先部は、ねじ形状のインプラントのねじ切り部と同様に空洞壁の骨組織に留まるので、骨組織に横方向の支持部、すなわ

50

ちインプラントに作用する圧力が横方向のインプラント領域から骨組織へ結合されるポイントを形成し、それは円錐形または円筒状の、刃先部およびステップのない本質的に滑らかなインプラント表面を用いて可能であるよりも実際上はるかに直角となる。これらの横方向の支持部は、骨再生が刺激されて特に負荷のかかるポイントを代表する。

【0025】

本発明によるインプラントは、上述の構造に加えて、インプラント軸と共通の面すなわち本質的に移植方向に延在する、くびれこみまたはセルフタッピング構造をさらに含んでもよい。これらの構造は空洞壁に侵入し、特に擦れ力に関してインプラントに一次的な安定をもたらす。本発明によるインプラントは近位領域に切り込み環をも含み、骨皮質の表面のインプラントをさらに安定させてもよい。

10

【0026】

本発明によるインプラントの刃先部の表面は骨材料に切り込むのに好適な材料からなり、それは移植の条件下で液化しない。それは例えば、チタン、チタン合金、ジルコニア、または別の適切な金属もしくはセラミック材料、もしくは適切に強化されたポリマからなる。

【0027】

本発明によるインプラントに適用される液化可能材料は、生物的に吸収性であると有利である。液化可能材料は刃先部のある表面領域にわたって延在することなく、そこではインプラント表面は生物的に適合性があり、すなわち骨に優しく、オッセオインテグレーションができる特性を有すると有利である。これらの表面においては、移植直後にインプラントのオッセオインテグレーションが開始でき、吸収性の熱可塑性材料による固定を連続的に解放することができる。吸収性でない熱可塑性材料の骨組織における固定がオッセオインテグレーションによる固定を恒久的に補完するか、または置換してしまう態様で、吸収性でない熱可塑性材料を用いることも可能である。この場合、ポリマによってインプラント表面をさらに広範囲に覆うことが有用であろう。

20

【0028】

本発明による個別インプラントに好適な、生物的に吸収性のある液化可能材料は、乳酸および/またはグルコン酸に基づく熱可塑性ポリマ(PLA、PLLA、PGA、PLGAなど)もしくはポリヒドロキシアルカノエート(polyhydroxyalkanoates)(PHA)、ポリカプロラクトン(polycaprolactones)(PCL)、多糖類、ポリジオキサノン(polydioxanones)(PD)、ポリ酸無水物(polyanhydrides)、ポリペプチド(polypeptides)、トリメチル炭酸塩(trimethyl-carbonates)(TMC)、または対応するコポリマ、混合ポリマ、前記ポリマを含む組成物である。吸収性でない好適な熱可塑性材料は、例えばポリオレフィン(polyolefines)(例えばポリエチレン(polyethylene))、ポリアクリレート(polyacrylates)、ポリメタクリレート(polymethacrylates)、ポリカーボネート(polycarbonates)、ポリアミド(polyamides)、ポリエステル(polyesters)、ポリウレタン(polyurethanes)、ポリスルホン(polysulfones)、液晶ポリマ(liquid-crystal-polymer)(LCP)、ポリアセタール(polyacetals)、ハロゲン化されたポリマ、特にハロゲン化されたポリオレフィン、ポリフェニレンスルホン(polyphenylene sulfones)、ポリスルホン(polysulfone)、ポリエーテル(polyethers)、または対応するコポリマ、および前記ポリマを含む混合ポリマもしくは組成物である。

30

40

【0029】

吸収性のある液化可能材料として特に適切であるのは、ポリLDLラクチド(poly-LDL-lactide)(例えばベーリンガー社(Boehringer)から入手可能な商品名リゾマー(Resomer)(登録商標)LR708)またはポリDLラクチド(例えばベーリンガー社から入手可能な商品名リゾマー(登録商標)R208)、吸収

50



性でない液化可能材料としては、ポリアミド 1 1 またはポリアミド 1 2 がある。

【 0 0 3 0 】

本発明によるインプラントの最も重要な利点は下記の通りである。

・本発明によるインプラントは本質的にインプラント軸のまわりの回転なしに移植することができるので、既存の空洞、例えば歯槽に嵌合するよう適合することができ、天然の歯根の摘出の本質的に直後にそこに移植することができる。これは患者にとっては摘出と移植との間に待機期間がないことを意味する。さらに、歯科インプラントの正確な位置合わせのための複雑な対策およびさらなる部品（橋脚歯、歯冠など）の必要がない。

【 0 0 3 1 】

・天然の歯根に適合された歯科インプラントの場合、移植の際、高密度の骨構造のある領域として歯槽壁が大部分無傷で残り、歯槽からさらに取除かれる低密度の骨組織よりもインプラントをよりよく支持することができる。

10

【 0 0 3 2 】

・インプラントが、液化可能材料による固定により、骨材料への刃先部の侵入により、かつ空洞内での回転を防ぐ形状によって十分に安定化されるので、移植直後に負荷をかけることができる。

【 0 0 3 3 】

・本発明による歯科インプラントは移植の本質的に直後に負荷をかけることができるので、歯根および歯冠を一片に備えた歯全体として設計することができる。患者の口の中でインプラントを補完するためのさらなる手順は必要ではない。

20

【 0 0 3 4 】

・インプラントが刃先部によって空洞壁内で横方向に支持されるので、インプラントにかかる圧力は骨組織に局所的に結合され、ねじ形状のインプラントの長期安定性に等しい長期安定性をインプラントにもたらす。

【 0 0 3 5 】

・空洞壁の骨組織におけるインプラントの横方向の支持により、空洞の基体への衝撃が妨げられるか、または少なくとも適切に減じられるので、空洞基体の合併症が回避される。これは、歯槽の基体が大きな負荷に対して備えていない歯科インプラントにとって特に重要である。

【 0 0 3 6 】

・移植直後のインプラントの負荷により、応力不足によって引き起こされる骨の退行がない。

30

【 0 0 3 7 】

・インプラントと骨組織との間の応力に誘発される相対運動は、液化可能材料を通じたインプラントの固定によって生理的な範囲にまで減じられ、したがってオッセオインテグレーションの制限がなくなるのみならず、實際上、促進される。

【 0 0 3 8 】

・吸収性でない液化可能材料を用いることにより、弱い骨組織または病気もしくは年齢により再生しにくい骨組織においてさえ、インプラントの強い長期的固定が可能になる。

【発明を実施するための最良の形態】

40

【 0 0 3 9 】

本発明によるインプラントの様々な例示的な実施例、その生産および移植が、添付の図面に関して詳細に記載される。

【 0 0 4 0 】

すべての図面で、同一の要素は同一の参照番号によって表わされる。

図 1 は、顎の隆線を横切る断面で天然の歯 1 を示し、その歯根 2 は顎骨 3 において内部に成長している。顎骨 3 は歯肉 4（結合組織および皮膚）に覆われる。歯冠 5 は顎骨および歯肉 4 から突出してエナメル質 6 の層でコーティングされ、一方歯冠 5 の内部および歯根 2 は象牙質から成っている。歯根 2 は顎骨の歯槽（歯のソケット）に位置し、歯槽壁 7 の骨組織（歯槽骨）は、歯根 2 からさらに取除かれる骨組織と比較して通常はより高密度

50

であり、そのため優れた機械的安定性を有する。歯槽壁 7 と歯根 2 との間にコラーゲン線維を含む歯薄膜 8 が位置し、それにより歯根 2 が歯槽壁 7 に密着している。繊維は歯を支え、歯に作用する力を横方向に骨組織に結合する。抜歯の際、歯薄膜は破壊される。それは再生しない。

【 0 0 4 1 】

図 2 は、図 1 と類似する断面で本発明による個別歯科インプラント 1 0 を示し、顎骨 3 の定位置（移植方向またはインプラント軸 I）に移植されることにより、図 1 に示した歯 1 を置換する。図示した症例では、歯科インプラント 1 0 は、歯 1 の歯根および歯槽壁 7 に本質的に適合された形状の歯根部分 1 1 のみならず、天然の歯の歯冠 5 に適合された歯冠部分 1 2 を含む。歯科インプラント 1 0 は例えば単片であってチタンからなり、歯冠部分 1 2 はセラミック層（示されない）でコーティングされ、歯根部分 1 1 の表面はオッセオインテグレーションできるように少なくとも局所的に備え、または少なくとも生物的に適合性があって骨に優しい。歯科インプラントは、歯冠部分 1 2 の代わりに、橋脚歯、または橋脚歯、歯冠、ブリッジ、もしくは 1 組の義歯の取り付けのための手段を含んでもよい。

10

【 0 0 4 2 】

歯科インプラント 1 0 の歯根部分 1 1 は、遠位端に向ってテーパ状になってステップ 1 3 を含み、その外縁部は遠位端領域に向いた刃先部 1 4 として設計され、移植中歯槽に留まる。インプラントの断面はステップ 1 3 の間で本質的に一定のまま残るか、または遠位端に向って連続的に減じられる。ステップの間の領域 1 5 では、インプラントは、熱可塑性材料によって歯槽壁 7 の骨組織に接続される。上述したように、これらの接続は移植中に生成される。インプラントに衝突する機械的振動によって、熱可塑性材料は液化され、歯槽壁の凹凸および孔に押し込まれ、再凝固後もそこに固定されて留まり、形状適合および/または材料適合によってインプラントと骨とを連結する。

20

【 0 0 4 3 】

図 3 は、図 2 と同様だが移植前の個別歯科インプラント 1 0 を示す。このインプラントの歯根部分 1 1 においては、刃先部 1 4 およびステップ 1 3 が明確に見え、それらの間に位置して周囲の表面領域 1 7 から突出している熱可塑性材料の表面範囲 1 6 も明確に見える。表面領域 1 7 は生物的に適合性があり、オッセオインテグレーションのために有利に備えている。熱可塑性材料が吸収性である場合、歯根部分 1 1 の全表面はオッセオインテグレーションのために有利に備えている。

30

【 0 0 4 4 】

歯根部分 1 1 の形状は、代替される天然の歯根の形状、またはこの歯根の機械的に関係する部分、および対応する歯槽壁の形状に少なくとも部分的に適合され、すなわち一般に、少なくともいくつかの断面が円形でなく、および/またはその軸が直線でない、同じ円錐形状を含む。しかしながら、天然の歯根および歯槽と異なり、インプラントの歯根部分 1 1 は、少なくともいくつかの縁部が刃先部 1 4 として設計されるステップ 1 3 と、オッセオインテグレーションできる表面領域 1 7 から突出する熱可塑性材料の表面範囲 1 6 とを含む。熱可塑性材料の表面範囲 1 6 は、移植中に液化される材料のうち可能な限り少ない材料がオッセオインテグレーションできる表面領域 1 7 に押しつけられるような態様で配置され、寸法決めされるので、表面領域が移植直後からそのオッセオインテグレーション効果を開始することができる。

40

【 0 0 4 5 】

図 4 は、本発明によるインプラントを通る 3 つの断面（図 3 の切断線 A - A、B - B および C - C）を示し、例えば図 3 の歯科インプラントと対応する。断面 B - B から、熱可塑性材料の表面範囲 1 6 が周囲の表面領域 1 7 から突出することが明らかである。

【 0 0 4 6 】

上述のように、かつ図 4 で鎖線によって示されるように、本発明によるインプラントは、本質的に軸方向に延在して移植中に空洞壁に切り込むよう寸法決めされる、くびれこみまたはタッピング端 2 1 をさらに含んでもよい。そのような構造は、特に擦れ力に関して

50

、インプラントに一次的な安定性の要素をもたらし、オッセオインテグレーション後インプラントに作用する擦れ力を骨組織に結合し続ける。本発明による歯科インプラントの歯根部分 11 は、以下のように寸法決めされる場合に好結果を達成することができる。

【0047】

・歯根部分 11 の断面積は、対応する歯槽（歯薄膜を備えた根）の対応する断面積と同様のサイズである。刃先部 14、恐らくはステップ 13 および軸方向に延在するくびれこみ構造 21 も、熱可塑性材料の表面範囲 16 と同様に、これらの直径から突出する。

【0048】

・一方で、隣接するステップ 13 間の軸方向の距離は、ステップ深さおよび歯根部分の局所的な急勾配に依存する。他方、ステップ深さを特に近位方向に増加させ、距離を減じ、可能であれば刃先部をわずかに突出するよう作って、インプラントを最適に固定するために刃先部が歯槽壁により深く侵入するようにすることが有利であろう。

【0049】

・ステップ 13 の深さは 1 mm を超過せず、好ましくは 0.1 mm から 0.5 mm の間である。この深さは 2 つの歯の間で利用可能な空間によってさらに制限される。ステップが歯槽壁の寸法を約 0.3 mm 以上超えて突出する場合、移植前に対応するショルダ部を歯槽壁に作ることが推奨される。

【0050】

・熱可塑性材料の表面領域 16 は、周囲の表面領域 17 を 0.05 mm から 2 mm（好ましくは 0.2 mm から 1 mm）超えて突出する。

【0051】

・熱可塑性材料の表面範囲 16 は、歯根部分 11 の総表面積の 10% から 50% を覆うと有利であり、表面領域 17 間で軸方向に延在すると有利である。

【0052】

予期された集荷荷に從って、上記の仕様は歯科インプラント以外に適合することができる。対応する骨量が利用可能であることを条件として、ステップ深さは、空洞の急勾配に一致するためのみならず、骨が過度の局所的応力なく十分に刺激されるような力の最適な結合を可能にするためにも、実際に増大することができる。刃先部およびステップによって骨組織に結合される負荷は、オッセオインテグレーション後、平均 0.5% 未満だが 0.05% 以上の骨組織の伸びを誘発する。

【0053】

上述の他のインプラントは、例えばそのように準備された管状骨に移植される関節人工器官（例えば股関節、膝関節または指関節人工器官）のシャフトであって、骨端、骨幹、骨幹端形状に適合され、または作られる空洞に適合され、またはこの形状に現存する。インプラントは、損傷を受けた骨領域（例えば頭蓋もしくは顎領域の欠損または任意の骨領域の腫瘍によって引き起こされた欠損）の再建のためのインプラントであってもさらによい。さらに、本発明を既存のインプラントのレプリカに適用することが考慮されてもよく、その場合、重要な骨組織の喪失が最小限で済む修正手術において、既存のインプラントは、既存のインプラントに適合された、または既存のインプラントの摘出に起因する空洞に適合された個別インプラントと、置換される。

【0054】

熱可塑性材料の表面範囲 16 は有利にエネルギーディレクタを含み、すなわちこれらの表面は縁部もしくはポイントを含み、または突出パターンを含む。エネルギーディレクタは、骨組織に位置決めされたインプラントが機械的振動によって励起されると張力の集中をもたらす、熱可塑性材料が骨材料に接する領域で液化し始めること、および/または熱可塑性材料がいずれにしても液化し得ることを確実にする。

【0055】

熱可塑性材料は、機械的振動を適用することによってインプラント全体が音響的に励起される、すなわち共振器として機能するような態様で選択され、インプラント上に配置されると有利である。したがって機械的振動は、インプラントの内部、特に非熱可塑性材料

10

20

30

40

50

と熱可塑性材料との間の接触面において、または熱可塑性材料内で、関連して減衰されることはない。したがって熱可塑性材料は、特にエネルギーディレクタが骨組織に接するインプラント表面で液化する。熱可塑性材料内での湿気がほとんどないことを確実にするために、少なくとも  $0.5 \text{ GPa}$  の弾性率を有する材料が選択されると有利である。2つの材料間の境界領域のエネルギー損を防ぐために、熱可塑性材料と非熱可塑性材料との接続は可能な限り大きい表面があり、強固であれば有利である。

【0056】

超音波エネルギーを移植に用いる場合、熱可塑性材料は、移植中、小柱室 (trabecular chambers) 2つ分の深さ、すなわち約  $0.2 \text{ mm}$  から  $1 \text{ mm}$  の範囲の深さまでは骨組織に押しつけることができる。そのような浸入深さを達成するために、熱可塑性材料は適切な量において存在しなければならず、インプラント設計は、熱可塑性材料と空洞壁との間の表面積に十分に大きい半径方向の力を保証するようにすべきである。

10

【0057】

図2、図3および図4から明らかなように、歯科インプラントは、歯根領域11に加えて、例えば歯冠領域12(図2)、人工歯冠19(図3)を取り付けるための円錐18、または円錐、橋脚歯、もしくはブリッジもしくは1組の義歯のための固定インプラントを固定するための手段(例えば図4の、雌ねじを備えたポケットホール20)を含んでもよい。このような構成は先端技術で周知である。

【0058】

図5Aおよび図5Bは各々、わずかに大きい縮尺で本発明によるインプラントの刃先部14の軸断面を示し、インプラントは近位端が上方に向き、遠位端が下方に向くように示される。刃先部14はインプラント遠位端(図5Aおよび5Bにおいて下向き)の方に向かい、 $90^\circ$ 未満(有利には $45^\circ$ から $80^\circ$ )の楔角を含む。刃先部はインプラント軸からわずかに突出して設計される。このような突出した設計に依存して、インプラント軸Iと平行に延在する空洞壁K(ボア)に対し、結果的に逃げ角(図5A)またはクリアランス空間a(図5B)ができる。このようなクリアランスは、空洞壁とインプラントとの間の摩擦を減じ、それにより熱の生成を減じる。逃げ角は小さい(例えば $1^\circ$ から $15^\circ$ )と有利であり、クリアランス空間の深さは例えば $0.1 \text{ mm}$ から $0.3 \text{ mm}$ である。刃先部14が切り込んでチップを形成することを可能にするためには、+になる切削角が $90^\circ$ 未満、またはチップを支持する表面22とインプラント軸Iとの間の角度が $90^\circ$ 未満である。刃先部によって空洞壁から形成されるチップSはチップを支持する表面22の下側のアンダーカットに押しつけられてチップ空間23として機能する。このチップ空間23のサイズに依存して、刃先部14の効果は切り込み効果のみならず、骨組織の密度が高められるような圧縮効果にもなる。

20

30

【0059】

図5Aおよび図5Bで示される刃先部14と同様の刃先部14を備えたインプラントがわずかに円錐形の空洞(インプラント軸に平行でない空洞壁K)に移植される場合、刃先部は突出する必要がない。このとき逃げ角は例えば空洞壁Kとインプラント軸Iとの角度に等しい。

【0060】

図6も軸断面で一連の刃先部14、14'および14''を示し、それらは移植方向(図6では下向き)に互いの後ろに配置され、図5Aに示される刃先部と同様に設計される。刃先部とインプラント軸Iとの間の距離はインプラント方向に減少し、そのためインプラント軸Iに平行に延在する空洞壁K(刃先部の衝突前はK')の上にチップを形成する際に刃先部が連続して働くことを可能にする。このような場合にも明らかに、刃先部14、14'および14''は、可能な限り小さい断面の減少部と組み合わせられる。しかしながら、円錐インプラント(例えば図2および図3による)の場合と異なって、ステップ深さ(d)は、空洞またはインプラントの一般的形状に依存するのではなく、最適な切り込みおよびチップ形成、ならびにそれによるインプラントの固定のために設計することができる。対応するボアに移植される歯科インプラントについては、深さまたはステップは $0.3 \text{ m}$

40

50

mを超過しないのが有利である。

【0061】

チップ空間23が刃先部のインプラント側(チップ)のチップ材料の合計に対して十分大きくない場合、チップ材料はそこに圧縮される。過度の圧縮を回避するために、この材料の少なくとも一部が例えばチャンネル25を通して、例えば吸いとったり洗い流したりすることによって取除かれてもよい。材料が洗い流しによって取除かれる場合、洗い流しにより取除かれる材料(チップ材料および洗い流し助剤)が空洞壁とインプラントとの間の空洞から排出できるようなインプラント設計であることに注意すべきである。

【0062】

図7も軸断面図であって、刃先部を備えていないステップ13(断面のステップ状減少部)を示し(ボアにおいて、切削角  $\theta = 90^\circ$  であって空洞壁がインプラント軸Iと平行であるか、または空洞壁Kを備えた円錐の空洞において  $90^\circ$  より大きく、角度  $\theta$  が  $90^\circ$  以上である)、そのため最良でも空洞壁上で擦るような態様で作用する。円錐インプラントにおいては、刃先部を備えたステップに加えてこのようなステップ13が与えられ得る。さらに図7において液化可能材料Mの表面範囲16が見られ、そこでは液化可能材料は凹部に位置し、周囲の表面領域から突出する。ステップ13が刃先部を備えていない場合、液化可能材料およびそれに関連した凹部は、図8においてこのようなステップ13を通る別の軸断面で示されるように、ステップ全体にわたって延在してもよい。

10

【0063】

図9も本発明によるインプラントを示す軸断面図であって、インプラントは中空の空間26を含み、液化可能材料Mが移植前にそこに位置決めされ、さらに開口部27を含み、液化可能材料が移植中に液化されると(M')そこを通過してインプラント表面へ押しつけられる。押出された液化材料はその後インプラントの外側で表面範囲を形成し、かつ再凝固後に骨組織とインプラントとの間に固定を形成する。中空の空間26は、例えば角度のついたシオルダ部の形状でエネルギーディレクタ28を備えると有利であり、液化可能材料の最適な液化およびその粘度の低下のためのエネルギー消費量を最小限にする。

20

【0064】

図10は、本発明によるインプラントのさらなる例として、天然の臼歯のように複数の歯根部分11を含む個別歯科インプラントを示す。この歯根部分11は必ずしも天然の歯根全体を代替する必要はなく、その機械的に関連のある、かつ/または摘出可能な部分に限定されてもよい。この場合もまた、臼歯の摘出直後にインプラントを移植して移植直後にインプラントに負荷をかけることが可能である。したがってインプラントは、例えば摘出された歯の歯冠のレプリカである歯冠部分12を含んでもよい。

30

【0065】

図11は本発明によるさらなる個別歯科インプラントを示し、これも少なくとも部分的に刃先部を備えるステップ13を有する歯根部分11を含む。これらのステップ13は歯根部分11に軸方向に不規則に分散され、そのまわり全体に延在するわけではなく、インプラント軸Iに対して直交するよりむしろ斜めである。したがって、熱可塑性材料の表面範囲16およびオッセオインテグレーション表面領域17は、不規則なパターンを形成する。インプラントはさらに、移植後に顎骨から歯肉へと突出する、かつ他の部分を固定するために例えば雌ねじを有するポケットホール20を備える、橋脚歯状の近位部分30をさらに含む。橋脚歯30は環31を含み、環31の下縁部は刃先部を形成するよう切り取られる。移植後、橋脚歯30は、このわずかに顎骨の表面に切り込む下縁部に支持される。環31の下に熱可塑性材料のリング32があり、それは移植中に液化することにより顎骨の外部層のインプラントを固定する。特に高齢の患者にとって、このリング32は吸収性でない熱可塑性物質からなると有利であり、その結果、固定機能に加えて骨組織を絶縁する機能を発揮することができ、インプラントのまわりにしっかりと嵌合できないことがある歯肉の絶縁機能を増強する。

40

【0066】

環31およびリング32は、機能的に互いから独立しているよう設計されてもよい。さ

50

らにそれらは個別に用いることができ、標準化された歯科インプラントと、骨表面にインプラントを固定するための、およびインプラントのまわりの骨空洞をしっかりと閉じるための、歯科以外のインプラントとの組み合わせでも用いることができる。

【 0 0 6 7 】

本発明によるインプラントの形状が円形のシリンダ状または円形の円錐状でなく、個別インプラントの場合は回転的に全く対称でないので、空洞内のインプラントの配向性が正確に規定される。この理由のために、図 1 1 に示されるように、環 3 1 をインプラント軸に直交する面ではなく、また円形でもなく（回転的に不変に）、天然の歯に適合されるように、すなわちほぼ楕円で自然な顎隆線のように湾曲して（スカラップ状に）設計することが可能である。

10

【 0 0 6 8 】

図 1 2 は、例として再び歯科インプラントとして設計される、本発明によるさらなるインプラントを示す。したがってインプラントは、少なくとも部分的に、この場合インプラント外周の部分に限定されて刃先部 1 4 としてのステップ 1 3 を備えた歯根部分 1 1 を含み、その結果、それらはインプラント表面の残りの部分から鱗のように突出している。これらの鱗片状の構造は、歯根部分 1 1 上に示されるように本質的に長方形または正方形であってもよく、上述のように（図 5 から図 7）、縁部（下縁部）が外周に沿って延在し、それらは鈍くても鋭くてもよい。同じことは鱗片状の構造の本質的な軸方向の縁部にも当てはまり、切り込むように設計されていれば、軸方向に延在するくびれこみまたはタッピング構造として機能する。

20

【 0 0 6 9 】

図 1 2 では、歯根部分 1 1 の右側に、鱗片状の形状を有するステップ 1 3 のさらなる例示的形状を示す。これらは例えば、軸方向に凹型（中央もしくは外側のポイントの方へ曲がって）もしくは凸型（示されない）の下縁部、または下縁部に向って角度をなして傾く軸方向の縁部を含んでもよい。これらの下縁部および下縁部の上の領域は、径方向にも平らであってもまたは凹凸に曲がっていてもよく、したがって「鱗」は真っ直ぐでも、円錐または中空の円錐の形状でもよい。

【 0 0 7 0 】

個別歯科インプラントの歯根部分 1 1 に、それ自体公知の態様で、1 つまたは複数の貫通した開口部 3 3 を与えることも可能である。オッセオインテグレーション期の間、骨組織はこのような開口部を通して成長する。

30

【 0 0 7 1 】

図 1 3 および図 1 4 は、例えば歯科インプラントとして使用され得る、本発明によるインプラントのさらなる実施例を示す。図 1 3 は側面から見たインプラントを示し、図 1 4 はインプラント軸 I に対して直角の断面としてみたインプラントを示す（図 1 3 の切断線 X I V - X I V）。インプラントは本質的に円筒状で、円筒状のボアに移植されるよう設計される。インプラント軸に対して互いに対面する 2 つの側面において、インプラントは熱可塑性材料 M の表面範囲 1 6 を含み、そこで熱可塑性材料は凹部 4 0（ここでは軸方向に閉じた溝）に位置し、周囲の表面領域 1 7 から突出する。熱可塑性材料の表面範囲 1 6 間のインプラント外周上であってインプラント近位端に向って、刃先部 1 4 を有する突出領域 4 1 がある。これらは本質的にインプラント軸を横切って延在し、インプラント軸から距離があり、その距離は、図 6 に示されるように、移植方向に減少する。これらの距離は刃先部によって約 0 . 3 mm ずつ（歯科インプラントの場合）異なり、そのためインプラントは前もって形状を適合することなしに円筒状の空洞（ボア）に移植することができる。換言すると、刃先部 1 4 は、各刃先部が空洞壁からチップを切り取って空洞壁を変えるような態様で設計されており、それにより次の刃先部が再びチップを切り取ることを可能にする。軸方向に配列された刃先部間の距離は、歯科インプラントより大きなインプラントについては、インプラント軸に対して直角に測定して 0 . 3 mm を超過してもよい。

40

【 0 0 7 2 】

このように、図 1 3 および図 1 4 によるインプラントは回転的に不変な空洞（円形の円

50

筒状ポア)に移植され、その非回転可能な形状によって、移植後のねじれ負荷に対してなお安定化される。ねじ形状のインプラントと比較して、ここで示されたインプラントは、前もって正確に規定した回転位置に移植することができ、そのため回転的に不変なもの、例えばスカルップ状の環、歯冠など以外にも橋脚歯を支えることもできるという利点を有する。

#### 【0073】

図13および図14によるインプラントについては、熱可塑性材料のために与えられる凹部40が軸方向に延在する溝であることは条件ではない。これらの溝は、移植されたインプラントの捩れ力を吸収する能力を改善するよう、特に螺旋状に延在してもよい。図13および図14によるインプラントが、ステップ状のポアまたは円錐状に狭くなる内部端部を有する空洞に移植される場合、インプラントは、刃先部に加えてステップ(示されない)を含んでもよい。そこで凹部40および凹部に配置される液化可能材料は、図8に示されるように、ステップ全体にわたって連続してもよい。

#### 【0074】

図15、図16Aおよび図16Bは、本発明による別のインプラントを示し(図15は軸断面、図16Aは切断線XVI-XVIによってインプラント軸を横切る断面図、図16Bは側面図)、例えば図13によるインプラントに実際に対応する歯科インプラントであるが、中空の空間26および開口部27を含み、開口部27は例えば本質的に円形またはスリット形状であって中空の空間26をインプラントの外部表面に接続する。開口部27は凹部40に開き、凹部40は液化可能材料の密着性を向上するために例えば粗面化された底面を含む。この場合熱可塑性または揺変性材料であり得る液化可能材料Mは、移植に先立って、または移植中に中空の空間26に位置決めされ、機械的振動の助けによって少なくとも部分的に液化され、開口部27を通して凹部40に押し込まれる。これらの凹部はインプラントと空洞壁との間にポケットを形成し、液化された材料がその中へ押出されて、そのため集中的に空洞壁と接触させられる。図16Aから明らかなように、凹部40はインプラントのまわりで螺旋状の溝として設計することができる。螺旋状の溝は移植の際インプラントを回す傾向がないのに、移植後にはなお空洞内での回転に対してインプラントをより安定させるので、これは中空の空間26を備えたインプラントには特に有利である。

#### 【0075】

図15、図16Aおよび図16Bによるインプラントは、液化可能材料Mを液化することなく有利に移植され、すなわち空洞内の最終位置に持ち込まれる。その目的のために、インプラントは通常のツールでホームへ戻されるか、機械的振動要素(例えば超音波装置のソノトロード(sonotrode))で押される。その後、インプラント位置はチェックされ、必要であれば、深さおよび回転位置に関して微調節される。その後初めて液化可能材料が機械的振動に衝突し、インプラントの遠位端に対して押され、それによって液化されて開口部27を通して現れ、凹部40を満たして周囲の骨組織に浸入する。インプラント位置の前記チェックおよびあり得る調節の間にインプラントに空洞内で十分な安定を与えるために、刃先部が骨組織に留まるのみならずインプラントが空洞内で圧入によって保持されるような態様で、インプラントの寸法を空洞に対してわずかに大きめにすることが有利であろう。

#### 【0076】

液化可能材料を液化するために、中空の空間26の断面に対して調節されたソノトロードが使用されてもよく、またはインプラントの構成要素であるピストン42が用いられてもよい。機械的振動をピストンに結合するために、ソノトロードは、ピストン42の近位端43に位置決めされる。ピストン42は、液化可能材料の液化および変位の増大とともに、その近位端43が中空の空間26の開口部に到達するまで中空の空間26に侵入するよう設計される。ピストン43は、例えばチタンからなり、その近位端43の領域に細目ネジ44を備え、その細目ネジもチタンからなる場合は、中空の空間26に押し込まれるとき中空の空間の壁に冷間溶接される。このように中空の空間26の近位開口部はしっか

10

20

30

40

50

りと密閉され、口腔と骨組織との間の絶縁を確実にし、その絶縁は歯科インプラントには重大である。液化可能材料が吸収性であれば骨組織は移植後に徐々にこれを置換し、すなわち骨組織は開口部 27 および中空の空間 26 内へ成長し、中空の空間 26 が口腔からしっかりと密閉されることがなおさら重要である。

【0077】

図 17 は、液化可能材料を変位するために中空の空間 26 の近位開口部内で位置決めされたピストン 42 を図 15 のように断面図で示す。ピストンは、十分な液化可能材料が対応する開口部 27 を通って中空の空間 26 からインプラントの外部表面へ押出されたときに、ピストンの近位端 43 がインプラントの近位表面 45 に到達するような態様で設計されている。ピストンの近位端部 43 は円錐状に広がり、ピストン 42 はこの場合熱可塑性材料、例えば PEEK からなる。中空の空間 26 の近位開口部のまわりの縁部がピストン 43 の振動する広い端部に接すると、それはエネルギーディレクタとして作用して張力の集中を引き起こし、そのため熱可塑性材料が液化される。液化された材料は、裏層溝 47 が与えられると有利である、中空の空間 26 の壁とピストン 42 との間に侵入し、そのためピストン 42 と共に中空の空間 26 の近位開口部をしっかりと閉じる。

【0078】

図 18 は、本発明によるインプラントを通る軸断面を再び示し、それは開口部 27 によってインプラント外部表面に接続された中空の空間 26 を含む。液化可能材料、この場合は熱可塑性物質が、特に開口部 27 の領域で機械的振動の効果によって液化されるためには、例えば中空の空間 26 の外周に沿って延在する鋭い縁部の形状のエネルギーディレクタ 28 が、開口部 27 の内部出口で与えられる。中空の空間 26 の遠位端には、例えばとげ形状のエネルギーディレクタ 28 が与えられてもよい。中空の空間 26 内を進んで機械的振動に衝突する液化可能材料の一片がエネルギーディレクタ 28 に当たり、その結果、振動する材料において局所的な応力集中およびそこでの局所的な液化が生じる。

【0079】

さらに図 18 では、開口部 27 およびその凹部 40 への出口の様々な実施例が明らかとなる。開口部 27 の断面は、例えば円形（図 18 の中の上部）またはスリット形状（図 18 の下部）であり、凹部は縁部によって開口部から隔てられ（図 18 の左）、または開口部の出口が広がるよう設計することができる（図 18 の右）。挙げられた特性の組み合わせも考慮されてもよい。

【0080】

図 19 は、図 13 および図 14 による例示的なインプラントに基づいて中間要素 52 を示し、それは特に超音波振動といった機械的振動によってインプラントを移植するのに好適である。中間要素 52 は、インプラント側において、特定の、恐らくは個別インプラント 10 の近位端領域に適合され、励起側では、超音波装置の一部である有利に標準化されたソノロード 53 に適合される。中間要素の接続は、片側、または両側に接続される緩い嵌合として有利に設計され、すなわち軸方向に遊びのある接続として、かつ径方向にガイド機能があるよう設計される。他方の接続は、例えば摩擦係合されるクランプ嵌合またはねじ留め接続などで固定されてもよい。

【0081】

中間要素 52 は、ほとんど音響的減衰のない（弾性率の高い）材料（例えば PEEK）からなると有利であり、対応する態様で設計されてもよく、またはインプラント 10 およびソノロード 53 を音響的に適合させることができるように、対応する材料でできていてもよい。これは、中間要素 52 が、標準化されたソノロード形状と特定のインプラント形状との間のインターフェース機能に加えて、音響的適合機能を有し得ることを意味する。中間要素はさらに、移植中の配向および測定目的でさらにマーカを有してもよい。中間要素はインプラントに直接属さずに外科医が容易にアクセスできる部分として機能してもよく、特に比較的小さな歯科インプラントの場合には、インプラントの扱いをより容易にする。中間要素 52 は生産中にインプラント 10 に取り付けられ、移植後に廃棄されると有利である。このように、中間要素はインプラントパッケージングの一部をなすことも

10

20

30

40

50



できる。中間要素52が透明な材料からなる場合、中間要素はさらに光送信機能を有することもでき、そこで空洞およびインプラントを照らすための光がソノトロード側から中間要素に結合される。

#### 【0082】

インプラント10と中間要素52との、および/または中間要素52とソノトロード53との間の(または中間要素が使用されない場合はソノトロードとインプラントとの間の)緩い嵌合接続は、インプラントの方へ向けられた軸振動成分のみ、すなわちインプラントを空洞へと駆動する成分のみを送信することができる。空洞からインプラントを引出す振動成分は送信されない。前述の緩い嵌合接続によって生成された半波による移植が有利であることが、経験的に示される。1つの理由は恐らく、空洞内にインプラントを引出す動きがなく、したがって空洞壁とインプラントとの間で生成される摩擦熱がより少ないということである。緩い嵌合接続のさらなる利点は、それがインプラントをソノトロードから、また該当する場合には中間要素から音響的に隔てることと、そのために、励起部分とインプラントとの間の正確な音響的チューニングがそれほど重要でなくなるということである。

10

#### 【0083】

緩い嵌合接続は、例えばインプラントと中間要素との間の間隙によって実現され、それは毛細血管のように作用し、移植直前にそこに液体が供給される。中間要素に挿入されて上方に向いているインプラントはソノトロードに取り付けられ、次に、液体、例えば水が、インプラントの近位端と中間要素との間に与えられる。毛細血管効果によって液体は2つの部分間に拡がり、インプラントが嵌合から脱落することなく下方に向くため回れるようにそれらを十分に合わせて保持する。

20

#### 【0084】

図20は、本発明によるインプラント10と中間要素52との間の(または中間要素とソノトロードとの間の、またはインプラントとソノトロードとの間の)緩い嵌合接続のさらなる実施例を、部分的軸断面で示す。この緩い嵌合接続は、位置あわせされて軸方向に大きめにサイズ決めされたスナッピング溝55に位置決めされた張力リング54を本質的に含み、張力リングの一方はインプラント10に、他方は中間要素52に配置され、インプラントの重量を保持することができる材料でありながら、力をほとんど用いずにインプラントを嵌合から分離するためのリングの破壊がなお可能であるような材料からなる。緩い嵌合接続のさらなる実施例は当業者によって知られており、この事例に同様に適用されてもよい。

30

#### 【0085】

図20に示されるように、中間要素52はソノトロード53とインプラント10との間の空間全体を満たす必要はない。中間要素52は開口部または他の適切な部分的に中空の構造を含んでもよい。

#### 【0086】

図21は、本発明によって歯科インプラント10を生産する方法を示す。この方法は本質的に3つのステップを含み、それらすべてはそれ自体公知の方法に基づく。これらのステップは次の通りである。

40

#### 【0087】

・測定するステップ。代替される歯1および/または対応する歯槽57、または歯槽壁7がそれぞれ例えば三次元画像を生成するために測定される。像を表わす測定データはさらなる処理のために準備される。

#### 【0088】

・データ処理ステップ。像を表わす測定データは、特に刃先部および液化可能材料構造を追加することによって、また該当する場合は大きめのサイズの、または軸方向に延在するくびれこみもしくはタッピング構造を追加することによって、調節される。像が完全な三次元画像でない場合、経験に基づくインプラント形状を用いて完成される。処理された測定データはインプラント生産のために準備される。

50

## 【 0 0 8 9 】

インプラント生産ステップ。インプラントは、処理された測定データに基づいて、必要な場合には一連の生産ステップで生産される。

## 【 0 0 9 0 】

測定ステップには、特にコンピュータ断層撮影法（ＣＴ）またはMRI方法（磁気共鳴映像法）といった様々な方法が適し、これらの方法によって、例えばまだ摘出されない歯について、歯1および歯槽57の像を同時に生成することができる。このような方法は、代替される天然の歯の摘出に先立ってインプラントを生産することを可能にし、そのため代替される歯の摘出および定位置へのインプラントの移植が一続きの動作のみで可能となる。

10

## 【 0 0 9 1 】

しかしながら、抽出された歯および/または歯槽57を摘出後に測定することが可能であり、特に摘出によって引き起こされた歯槽の変形を測定に含むことができる。

## 【 0 0 9 2 】

複雑な器具を要する三次元画像を得る代わりに、二次元のX線像または複数のそのような像から適切な測定を行うことも可能である。インプラント用の三次元模型を作成するためには、像は経験に基づく対応する値によって補完される。

## 【 0 0 9 3 】

データ処理のステップは、CADシステム（コンピュータ支援設計）で行なわれると有利であり、それには測定ステップからのデータが供給される。歯槽57の測定データが入手可能である場合、インプラントの根部分はこれらのデータに基づいて作られると有利である。代替される歯の測定データが入手可能でありさえすれば、経験に基づく歯薄膜の厚さが加えられる必要があってもよい。中空の空間を備えたインプラントは、圧入のために大きめのサイズである必要があり得る。さらに、根部分の外側面は、刃先部および熱可塑性材料の表面領域、ならびに可能であればオッセオインテグレーションを促進する構造によって修正される。予備インプラント10'には熱可塑性材料の表面領域のために凹部が備えられる必要があり得、この凹部に熱可塑性材料の部分が与えられ、形状適合によって固定されると有利である。オッセオインテグレーションできる表面領域に対しては、例えば適切な表面構造が与えられる。

20

## 【 0 0 9 4 】

データ処理のステップにおいて、例えば歯冠部分12などのインプラントの近位端に可能な限り正確に適合される中間要素52の生産に基礎を与えるデータもまた生成される。同様のデータは、処理ツール58または1組のそのようなツールの生産のために生成され得、これらのツールはインプラントの根部分に適合される（1つの処理ツールにはわずかにサイズが小さめであり、または1組の処理ツールにはそれよりもサイズが一層小さくなり、かつ徐々に小さくなる）。処理ツール58は、インプラントの移植に先立つ歯槽壁の準備に役立つ。

30

## 【 0 0 9 5 】

インプラントを生産するステップは、CAMシステム（コンピュータ支援機械加工）によって有利に行なわれ、そこにデータ処理ステップからのデータが供給される。このステップにおいて、予備インプラントは、例えば適切なチタンブランクから、例えばフライス切削、研削加工または電子侵食によって生産される。オッセオインテグレーションできる表面領域がこれから適切な表面処理によって作られ、熱可塑性材料の部分が（ラッチ、接着、成型、超音波などによって）取り付けられて、結果として完成したインプラント10を生じる。

40

## 【 0 0 9 6 】

中間要素52および歯槽壁の準備用の処理ツール57は、予備インプラント10'と本質的に同じ方法で生産される。

## 【 0 0 9 7 】

図22は、本発明によって歯科インプラントを移植する方法を示し、示されたインプラ

50

ント10は、本発明によって備えられた歯根部分11に加えて歯冠部分12をさらに含み、両方の部分は代替される天然の歯の形状に適合される。示されたインプラント10の歯根部分11は、刃先部14を備えたステップ13と、熱可塑性材料の表面範囲16と、適切な場合には軸方向に延在するくびれこみまたはタッピング形状(示されない)とを含む。

【0098】

歯槽57は、例えば超音波によって駆動されるツール(示されない)の助けによって、移植に先立って清掃され、掻き出される。直接移植によって引き起こされる骨組織への応力に耐えられる場合、インプラントはそのように準備された歯槽57に直接移植される(図22の左側に図示された実施例)。骨組織への応力が低く保たれる場合、歯槽57は、インプラントのステップ13に対応する歯槽壁7のショルダ部13'を生成する処理ツール58によって準備される(図22の右側に図示された、処理された歯槽57'を備える実施例)。この準備のために、歯根部分に適合された処理ツール58が歯槽に導入される。したがって処理ツール58の断面積は、そのインプラントの対応する測定値よりわずかに小さくしなければならない。必要であれば、いくつかのこのような処理ツールが使用されてもよく、各ツールは以前に用いられていたツールと比較してわずかに厚い。

10

【0099】

インプラントが個別に歯槽に適合されるのではなく、好適だが標準化されたインプラントが使用される場合、歯槽もまた対応するツールによって準備される。

【0100】

処理ツール58は適切なタッピングによって歯槽に配置される。しかしながら、それらは好ましくは超音波といった機械的振動によって励起され、同時に歯槽へ導かれると有利である。必要であれば、処理ツール58はわずかに研磨性の媒体に接触され、その媒体はツールの遠位端の開口部を通してツールと歯槽壁との間に押しつけられ、媒体はさらに破碎された骨材料を運び出す役目をする。

20

【0101】

インプラント10は、清潔にされ、または適切に処理された歯槽(57または57')に配置される。インプラントは、このようなインプラントの歯槽への配置中に特に超音波である機械的振動に衝突されると有利である。当然、まずハンマリングツールを用いてインプラントを歯槽に配置し、次に超音波に衝突させることも可能である。

30

【0102】

特にインプラントが歯冠部分12を含む場合、この歯冠部分に適合される中間要素52を使用することが有利である。インプラントが、本質的に平らな近位表面または標準的な構造を有する歯根部分のみを含む場合は、中間要素52をも用いることが可能であるが、適切な標準ソノロードを単独で使用することも可能である。ソノロードの長さおよび形状、また該当する場合には中間要素を適合させることによって、インプラントの音響的励起を最適化することができる。処理の向上のため、ソノロードまたは中間要素52は、形状適合または材料適合または真空の適用などの適切な方策によりインプラントへのリンクを支援するように備えてもよい(図19および図20ならびに説明の対応する部分をも参照のこと)。

40

【0103】

インプラントの歯根部分が単に機械的に関連する部分または対応する天然の歯根を表わすが天然の歯根が全て摘出されていない場合、インプラントによって占められない歯槽の部分は、移植前に、例えば増強に使用されるようなリン酸カルシウム果粒などの骨置換材料で満たされると有利である。

【0104】

インプラントは、可能な限り速く、すなわち代替される歯の摘出直後に移植されると有利である。

【0105】

歯槽がない、または前の歯槽が再生された骨組織で満たされているような顎骨の場所に

50

、本発明による上述したインプラントの移植のために空洞を作り、その空洞を準備することも当然可能である。このような空洞の形状および対応するインプラントは骨構造に対して調節することができ、例えばコンピュータ断層撮影法によって歯槽と同様に測定し得る。

【0106】

図23Aから図23Cは、本発明によるシャフトを備える関節人工器官の移植を示す。図23Aは、関節人工器官のシャフトが移植される、骨端領域60.1、骨幹領域60.2、および骨幹端60.3を有する骨60を通る断面を示し、このシャフトは特定の骨への移植のために特別に生産された個別インプラントまたは適切な標準化されたインプラントでもよい。図23Bは処理器具58を(ここでも断面で)示し、その形状はインプラントの形状と本質的に一致し、骨60に空洞62を作るかまたはこれを処理するよう機能する。図23Cは、空洞62に移植される関節人工器官10を側面から見た図を示す。シャフトは不規則な円錐として形成され、刃先部14を備えたステップ13、刃先部間に位置する熱可塑性材料の表面範囲16、および軸方向に延在するくびれこみまたはタッピング構造21(リブ)を含む。

10

【0107】

CTまたはMRIによって確認された骨形状から始めて、関節人工器官10および処理ツール58が選択され、または図21に関して説明された歯科インプラントと本質的に同じ方法で生産される。そこでは、インプラント10および空洞62は、刃先部14およびリブ21によるインプラント固定が骨端および骨幹領域に位置するように計画される。熱可塑性材料の表面範囲16は、増大した引張り応力およびせん断応力に晒されるポイントに配置される。それにより、オッセオインテグレーションにとって好都合ではない骨転位を減じるか、またはインプラントと骨との接触領域における骨延長を重要でないレベルにまで減じることが可能になる。空洞を作る際、第1の開口部は標準的な器具で生産することができる。少なくとも最後のクリアランスステップについては、空洞62の形状をインプラント10の形状に十分に適合させるために、インプラントの形状に適合された処理ツール58が使用される。

20

【0108】

図24Aから図24Cは、骨腫瘍の除去に起因する骨欠損に対する本発明によるインプラントを用いた再建を示し、インプラントは欠損にブリッジを架ける。図24Aは腫瘍66を有する骨65を断面で示す。図24Bは取除かれる骨66'(切除)および、少なくとも空洞62の完成に使用される処理ツール58を断面で示す。図24Cは、完成した空洞62およびこの空洞に移植されるインプラント10を断面で示し、このインプラントは、例えば刃先部14を備えたステップ13および熱可塑性材料の表面範囲16を含む不規則な円錐のような形状に再び形成される。

30

【0109】

骨腫瘍66は、まずX線、CTまたはMRIによって形状が規定される。測定データに基づいて、外科医が切除のサイズを決定する。インプラント10および処理ツール58は、切除形状に従って選択され、または特別に生産される。

【0110】

処理ツール58は、ステップの刃先部領域でツール表面に至る吸込みチャンネル58.1をさらに含む。これらの吸込みチャンネル58.1を通じて、骨材料、骨髄および腫瘍細胞が空洞から吸出され、ツール58によって取り除かれる体積を増加させ、脂肪塞栓症に結びつきかねない局所的圧力の構築を回避する。腫瘍細胞を吸出すことによりそれらが健康な組織へ転移することを防ぎ、それにより、転移細胞が後に残る危険を著しく減じる。

40

【0111】

以前に説明された図および対応する説明部分は、ほとんどの場合、特定のインプラント(歯科インプラント、関節人工器官、個別インプラント、標準インプラントなど)およびこれらのインプラントの特定の特性に関する。記載された特性を他のインプラントに、また本願明細書に記載されたものと異なる組合わせで適用することが当然可能である。した

50

がって、特に記載されないが本発明に属するインプラントが作られ得る。

【図面の簡単な説明】

【0112】

【図1】顎の隆線を横切る断面で天然の歯を示す図である。

【図2】図1による歯を置換する、本発明による個別歯科インプラントを示す図である。

【図3】本発明による歯科インプラントの好ましい実施例の側面図である。

【図4】個別歯科インプラントを通じた3つの断面積を、互いの上に投影して示す図である（図3の切断線A-A、B-BおよびC-C）。

【図5A】本発明によるインプラントの刃先部領域を通る軸断面図である。

【図5B】本発明によるインプラントの刃先部領域を通る軸断面図である。

【図6】本発明によるインプラントの一連の刃先部を通る軸断面であって、刃先部が移植方向に連続的に配置される図である。

【図7】本発明によるインプラントの断面のステップ状減少部（ステップ）を通る軸断面であって、ステップは刃先部を備えない図である。

【図8】ステップ全体にわたって延在する液化可能材料を備えたステップを通る軸断面図である。

【図9】本発明によるインプラントの実施例を通る部分的軸断面であって、インプラントの中空の空間に液化可能材料が位置決めされている図である。

【図10】本発明による例示的な歯科インプラントを示す図である。

【図11】本発明による例示的な歯科インプラントを示す図である。

【図12】本発明による例示的な歯科インプラントを示す図である。

【図13】ボアへの移植に好適な本発明によるインプラントの側面図である。

【図14】ボアへの移植に好適な本発明によるインプラントの、インプラント軸に直角な断面図である（図13の切断線XIV-XIV）。

【図15】中空の空間に液化可能材料が位置決めされている、ボアへの移植に好適な本発明による他のインプラントの軸断面図である。

【図16A】中空の空間に液化可能材料が位置決めされている、ボアへの移植に好適な本発明による他のインプラントの、インプラント軸に直角な断面図である（図15の切断線XVI-XVI）。

【図16B】中空の空間に液化可能材料が位置決めされている、ボアへの移植に好適な本発明による他のインプラントの側面図である。

【図17】図15および図16によるインプラントの詳細を示す図である。

【図18】図15および図16によるインプラントの詳細を示す図である。

【図19】中間要素を備えた、図13および図14によるインプラントを示す図である。

【図20】インプラントと中間要素との間、または中間要素とソノトロードとの間の緩い嵌合接続についての例示的な実施例を示す図である（軸断面）。

【図21】本発明による個別歯科インプラントの生産を例示する図である。

【図22】本発明による歯科インプラントの移植を例示する図である。

【図23A】本発明によるインプラントとして設計された関節人工器官の移植を例示する図である。

【図23B】本発明によるインプラントとして設計された関節人工器官の移植を例示する図である。

【図23C】本発明によるインプラントとして設計された関節人工器官の移植を例示する図である。

【図24A】本発明によるインプラントの助けによる、骨腫瘍によって損傷を受けた骨領域の再建を例示する図である。

【図24B】本発明によるインプラントの助けによる、骨腫瘍によって損傷を受けた骨領域の再建を例示する図である。

【図24C】本発明によるインプラントの助けによる、骨腫瘍によって損傷を受けた骨領域の再建を例示する図である。

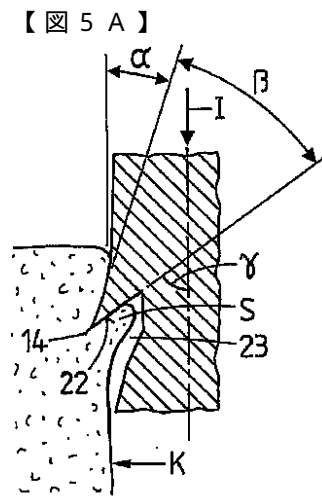
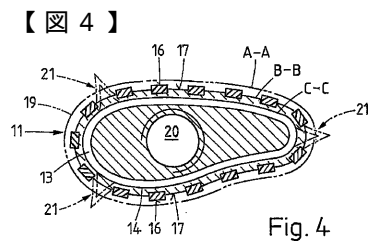
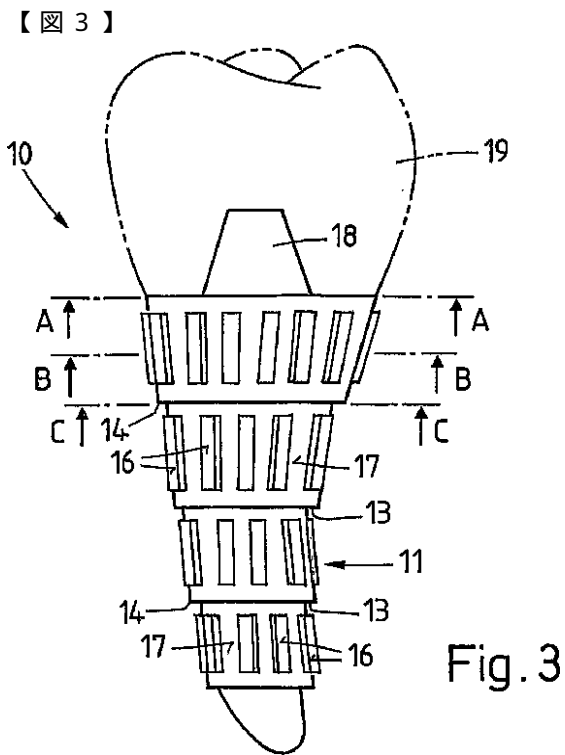
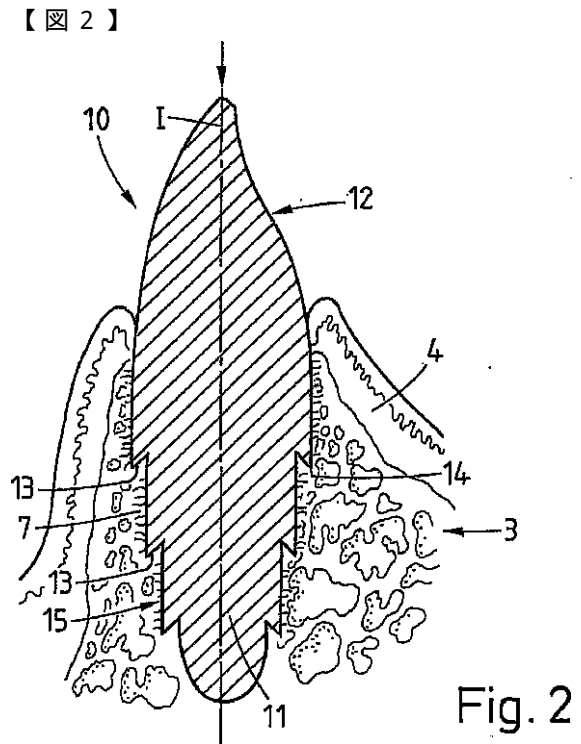
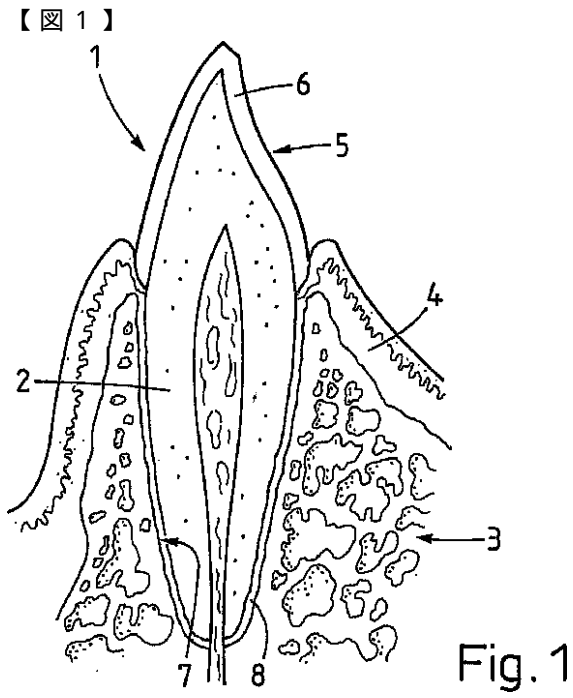
10

20

30

40

50



【 図 5 B 】

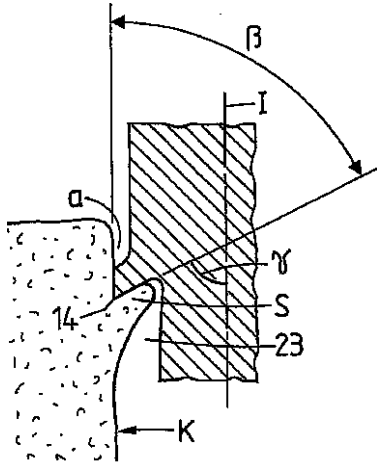


Fig. 5B

【 図 6 】

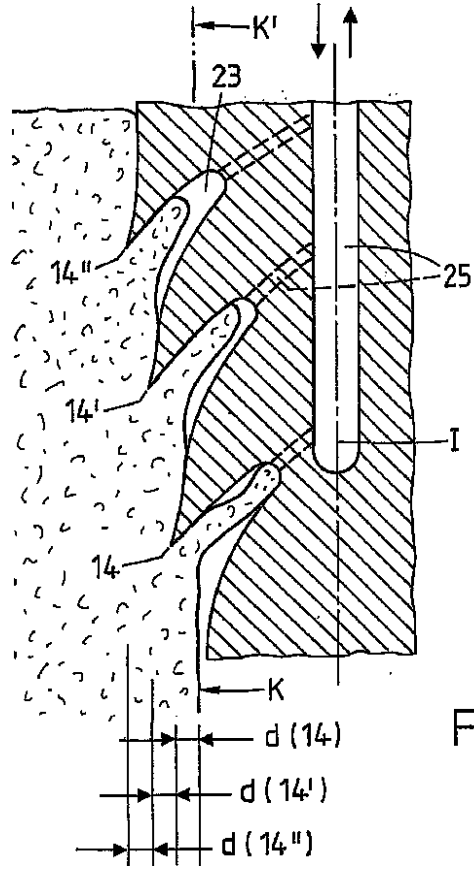


Fig. 6

【 図 7 】

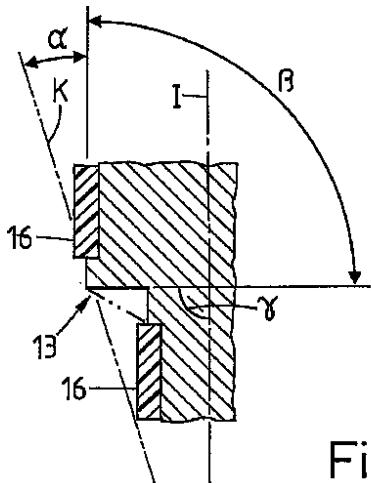


Fig. 7

【 図 8 】

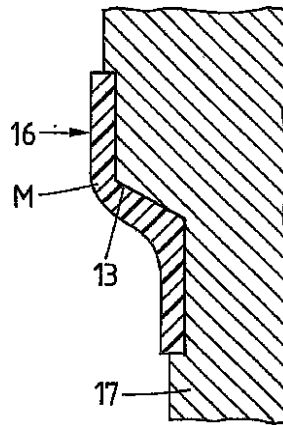


Fig. 8

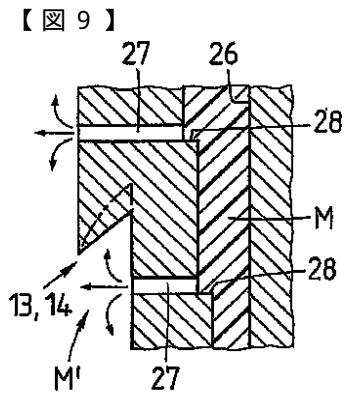


Fig. 9

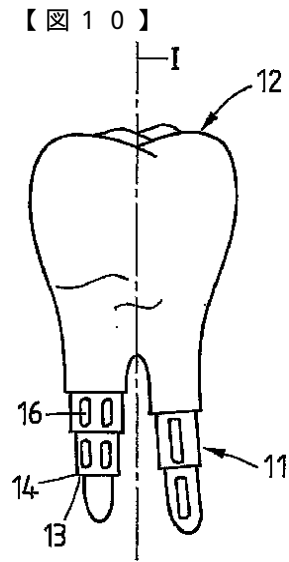


Fig. 10

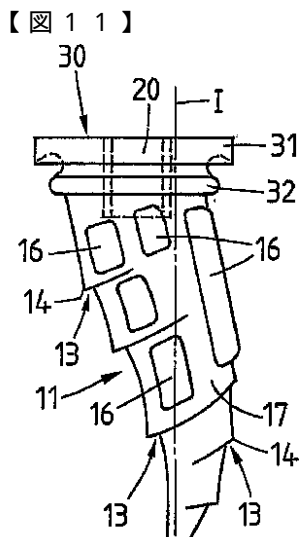


Fig. 11

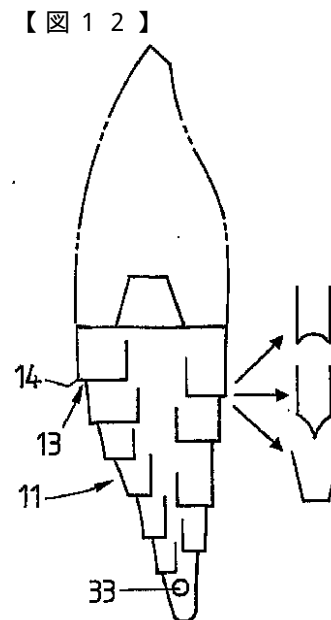


Fig. 12



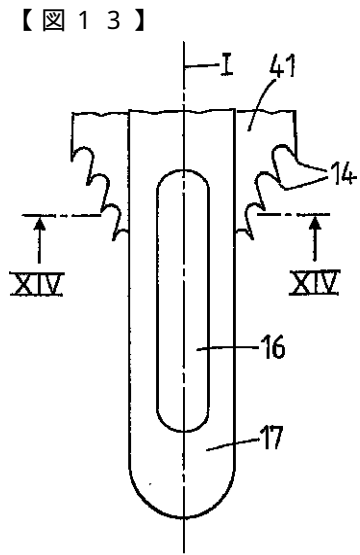


Fig. 13

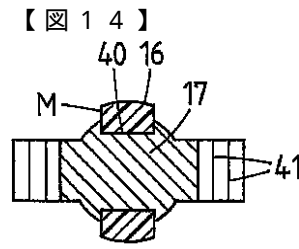


Fig. 14

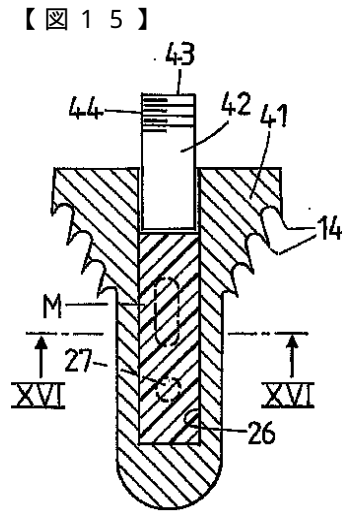


Fig. 15

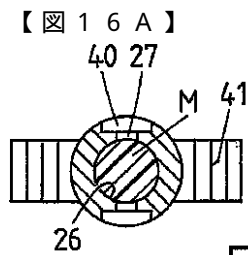


Fig. 16A

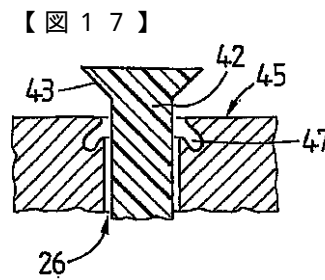


Fig. 17

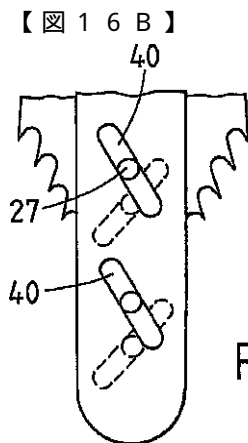


Fig. 16B

【 図 18 】

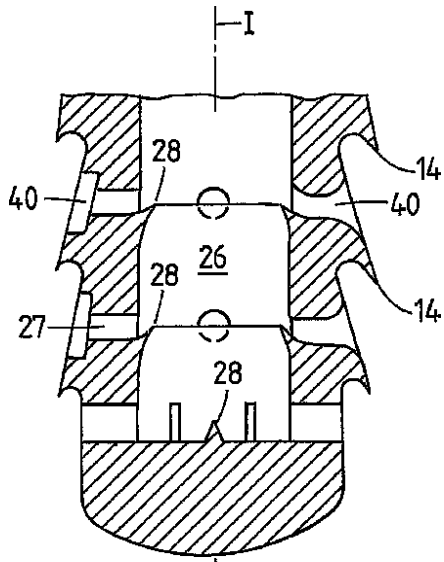


Fig. 18

【 図 19 】

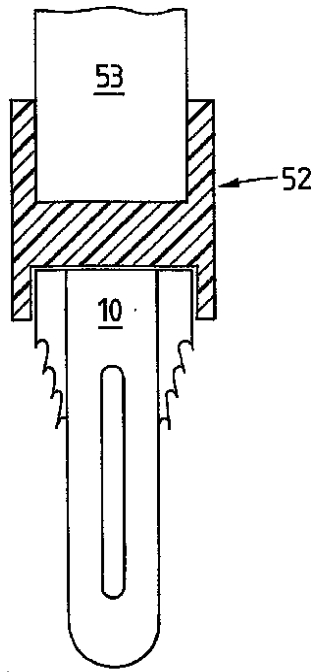


Fig. 19

【 図 20 】

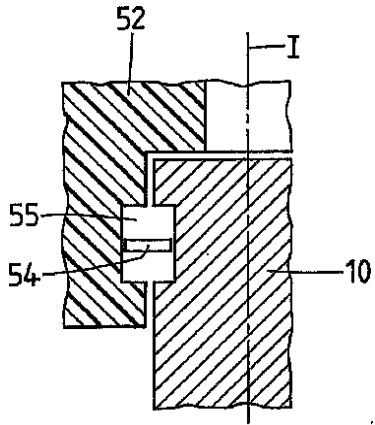


Fig. 20

【 図 21 】

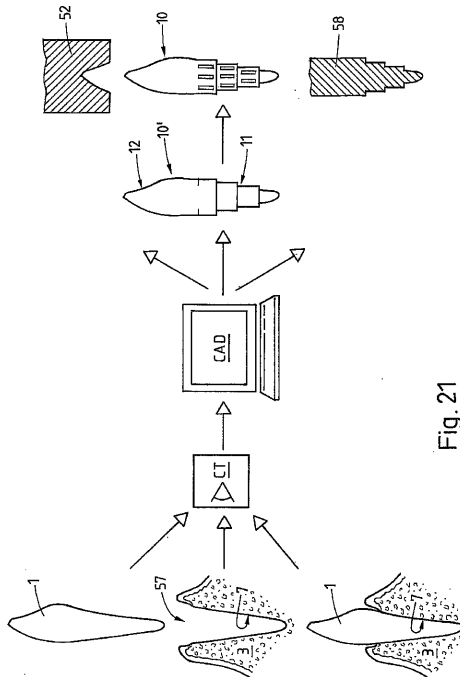
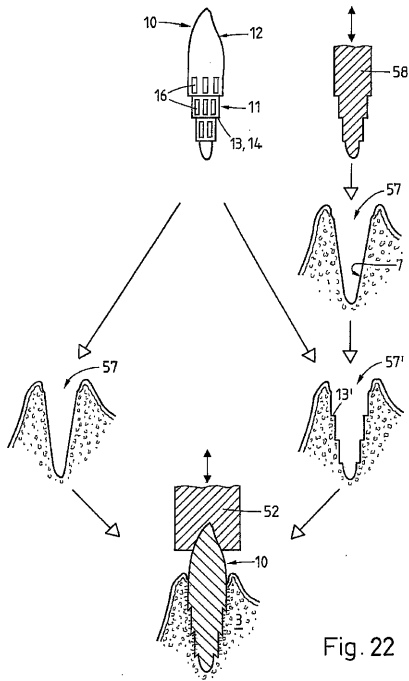
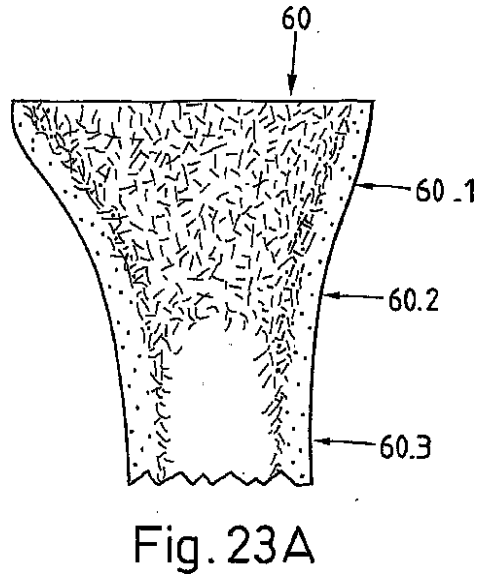


Fig. 21

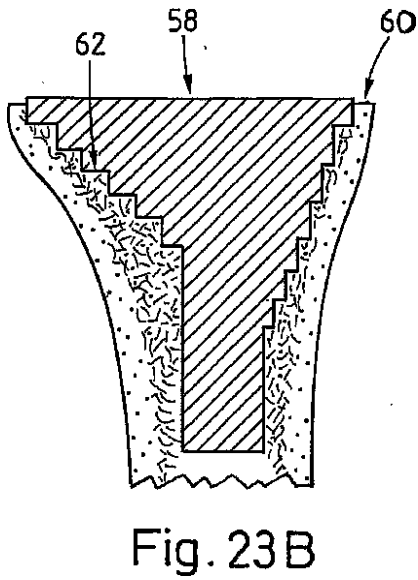
【 2 2 】



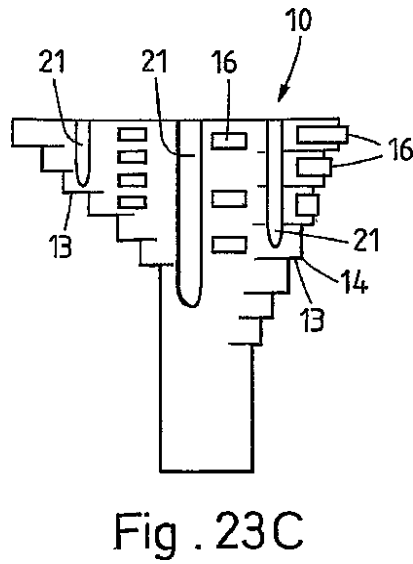
【 2 3 A 】



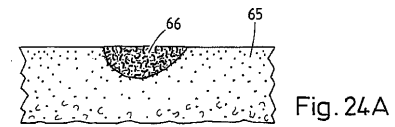
【 2 3 B 】



【 2 3 C 】



【 2 4 A 】



【 2 4 B 】

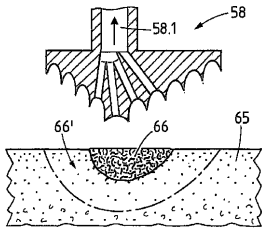


Fig. 24 B

【 2 4 C 】

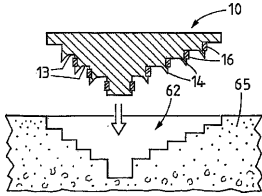


Fig. 24C

## フロントページの続き

(51)Int.Cl.			F I		
A 6 1 F	2/46	(2006.01)	A 6 1 F	2/46	
A 6 1 C	13/00	(2006.01)	A 6 1 C	13/00	G
A 6 1 C	19/04	(2006.01)	A 6 1 C	19/04	Z

(74)代理人 100109162

弁理士 酒井 将行

(72)発明者 マイヤー, イェルク

スイス、ツェー・ハー - 5 7 0 2 ニーダーレンツ、レルヒエンベーク、6

(72)発明者 エシェリーマン, マルセル

スイス、ツェー・ハー - 2 5 1 4 リゲルツ、ハウス・ツール・ラオベ

(72)発明者 トルリアーニ, ローラン

スイス、ツェー・ハー - 2 5 1 6 ランボワン、スー・ル・クレ、1 4

(72)発明者 ラスト, クリストファー

スイス、ツェー・ハー - 2 5 0 5 ビール、ノイエンブルクシュトラーセ、9 8

(72)発明者 ミューラー, アンドレア

スイス、ツェー・ハー - 8 4 1 3 ネフテンバッハ、ゾンハルデンシュトラーセ、2 3

審査官 胡谷 佳津志

(56)参考文献 国際公開第 0 2 / 0 6 9 8 1 7 ( W O , A 1 )

特表平 0 9 - 5 0 9 3 4 4 ( J P , A )

特開平 0 5 - 1 7 8 7 1 5 ( J P , A )

特開昭 6 3 - 1 8 3 0 5 1 ( J P , A )

独国特許出願公開第 1 9 7 3 5 1 0 3 ( D E , A 1 )

英国特許出願公開第 2 2 7 7 4 4 8 ( G B , A )

ソ連国特許発明第 9 2 9 0 7 2 ( S U , A )

(58)調査した分野(Int.Cl., D B 名)

A61C 8/00

A61C 5/08

A61C 13/00

A61C 13/30

A61F 2/28

A61F 2/30

A61F 2/46

A61C 19/04