

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6304895号
(P6304895)

(45) 発行日 平成30年4月4日 (2018.4.4)

(24) 登録日 平成30年3月16日 (2018.3.16)

(51) Int. Cl.

A 6 1 C 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 C 8/00

Z

請求項の数 6 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2015-511522 (P2015-511522)	(73) 特許権者	516129817
(86) (22) 出願日	平成25年5月3日 (2013.5.3)		ジェイティーアイ バイオメッド コーポ レイション
(65) 公表番号	特表2015-519935 (P2015-519935A)		台湾, 701 タイナン シティ, イー スト ディストリクト, フウキアン セカ ンド ストリート, ナンバー9, 10F
(43) 公表日	平成27年7月16日 (2015.7.16)		
(86) 国際出願番号	PCT/US2013/039366	(74) 代理人	110000671
(87) 国際公開番号	W02013/169569		八田国際特許業務法人
(87) 国際公開日	平成25年11月14日 (2013.11.14)	(72) 発明者	ジュ, チェン-ピン
審査請求日	平成28年4月28日 (2016.4.28)		アメリカ合衆国, 64137 ミズーリ州 , カンザス シティ, モンロー アヴェニ ュー 10535
(31) 優先権主張番号	61/643,511	(72) 発明者	リン, ジン-フェイ, チャン
(32) 優先日	平成24年5月7日 (2012.5.7)		アメリカ合衆国, 60093 イリノイ州 , ウィネトカ, タワー ロード 911
(33) 優先権主張国	米国 (US)		最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 クッションを備えた歯のインプラント

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内部において空間を規定する壁と、前記空間を前記壁の外表面と連通させる複数の厚さ方向の穴と、平坦に閉じた一端部と、を有する実質的に円筒状で中空のベース部材と、支台と、

前記支台が前記ベース部材の軸方向に単独で所定の距離の範囲内で移動することができるように、前記支台を前記ベース部材に保持するために前記ベース部材の前記平坦に閉じた一端部におけるインプラントと支台との接合 (Implant - abutment junction: IAJ) 部と、

前記支台が前記ベース部材に対して相対的に移動するよう押圧した際に抵抗力を供給し、前記支台が前記押圧から解放された際に跳ね返る力を供給するために前記支台と前記ベース部材の前記平坦に閉じた一端部との間に軸方向に取り付けられるように適合された第1の平坦なクッションと、を有する歯のインプラント。

【請求項 2】

前記支台は義歯を受けるための受け部と接続部とを有し、

前記 IAJ 部は軸方向の穴部を有し、前記支台の前記接続部は前記軸方向の穴部と一致する直径を有する円筒状ロッド部を有し、拡大した端部が当該円筒状ロッド部から伸び、

前記円筒状ロッド部は、前記拡大した端部が前記軸方向の穴部の一端部から突出すると共に、前記円筒状ロッド部の別の端部が前記軸方向の穴部の他端から突出して前記 IAJ 部の前記軸方向の穴部にスライド可能に受けられ、

10

20

前記 I A J 部は前記ベース部材と分離した部分であり、前記ベース部材の前記平坦に閉じた一端部に螺合して接続され、前記支台の前記接続部の前記拡大した端部が前記 I A J 部を逃げることを防止し、

前記第 1 の平坦なクッションは平坦なエラストマーであり、前記支台の前記接続部の前記拡大した端部と前記ベース部材との間に挟まれる請求項 1 に記載の歯のインプラント。

【請求項 3】

平坦なエラストマーであって、前記接続部の前記円筒状ロッド部に接して取り付けられ、かつ、前記 I A J 部と前記支台の前記受け部との間に軸方向に挟まれる第 2 の平坦なクッションをさらに有する請求項 2 に記載の歯のインプラント。

【請求項 4】

前記実質的に円筒状で中空のベース部材には、前記 I A J 部とは反対にとがった閉端部が設けられ、前記ベース部材の前記壁の前記外表面にはねじ山が設けられる請求項 1 または 2 に記載の歯のインプラント。

【請求項 5】

前記とがった閉端部は、前記実質的に円筒状で中空のベース部材に栓をされるかまたは螺合される請求項 4 に記載の歯のインプラント。

【請求項 6】

前記実質的に円筒状で中空のベース部材には前記 I A J 部とは反対に開口した穴の開いた端部が設けられ、前記ベース部材の前記壁の前記外表面にはねじ山が設けられる請求項 1 または 2 に記載の歯のインプラント。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

(関連出願の相互参照)

本願は、2012年5月7日に提出された米国仮特許出願第61/643511号の優先権の利益を主張する。

【0002】

(技術分野)

本願は、歯のインプラントに関し、特に噛み砕いたり、噛み切ったりする間に生成される衝撃力を吸収するためのクッションを備えた歯のインプラントに関する。

【背景技術】

【0003】

天然の歯では、歯周靱帯が、衝撃力を吸収したり、周囲の骨に対して咬合力を均一に伝達したり、歯と顎骨の間のクッションとして機能する。力の分布は、歯周靱帯によって誘動されるミクロの動きに依存する。歯周靱帯の欠乏により、歯のインプラントは骨に直接接合しなければならず、これはインプラントの失敗につながる可能性がある骨における不均一な応力分布を引き起こす(クイリーネン1992)。

インプラントのミクロの動きが不足するために、力の分布はほとんどが突起の頂上に集中する。骨の接触面に垂直な力は頂上の領域に集中し、横力(水平力)は頂部の力の分布の大きさを拡大する。

【0004】

歯のインプラントの最も一般的な失敗のモードは、周囲の顎骨の萎縮によって誘発されるインプラントの緩みであり、一般的に噛み合わせや咀嚼による荷重の下で頸部の骨における不適切な応力分布によって引き起こされる。前に述べたように、インプラントの周囲の周辺の骨の減少につながる主要な生物力学の要因として、過負荷や応力遮蔽がしばしば言及される(セーレリとアクカ)。インプラントの後の骨の減少が過負荷または応力遮蔽によるものであるかどうかは、今でもまだ明確にする必要がある。たとえどんなに(過負荷や応力遮蔽による)影響が歯のインプラントの長期間の性能を支配するとしても、(非軸対称の過負荷から場合により生じるかもしれない)過度の応力集中は早い段階での隣接する骨の減少過程において重要な役割を果たすことは合理的であるように思える。

【 0 0 0 5 】

歯のインプラントの不具合の背後にある主要な要素として過負荷が特定される。最高の骨の応力は、通常隣接する骨に現れる。インプラントが規格化された荷重によって引き起こされる最高の骨の応力を最小化するデザインを与えられる場合、固定強度は最大化される。インプラントと支台がこの境界の高さに達する場合、インプラントと支台の境界は隣接する骨の応力状態において重大な影響をもつ。

【 発明の概要 】

【 0 0 0 6 】

本発明は、内部において空間を規定する壁と、前記壁の外表面と前記空間とを連通する複数の厚さ方向の穴と、平坦に閉じた一端部と、を有する実質的に円筒状の中空のベース部材と、

支台と、

前記支台を前記ベース部材に保持するためであって、前記支台が前記ベース部材の軸方向に所定の距離の範囲内で単独で移動することができるように前記ベース部材の平坦に閉じた一端部にあるインプラント - 支台の連結 (implant - abutment junction (IAJ) 部) と、

前記ベース部材に向って相対的に移動させるために前記支台が押される際には抵抗力を供給し、前記支台が押された状態から解放される際には跳ね返る力を供給するために、前記支台と前記ベース部材の平坦に閉じた一端部との間に軸方向に取り付けられるように適合された第 1 の平坦なクッションと、を有する改良された歯のインプラントを提供する。

【 0 0 0 7 】

好ましくは、前記支台は義歯を受けるための受け部と接続部とを有し、前記 IAJ 部は軸方向の穴部を有し、前記支台の接続部は前記軸方向の穴部と一致する直径を有する円筒状のロッド部を有し、拡大した端部が当該円筒状ロッド部から伸び、

前記円筒状ロッド部は、前記拡大した端部が前記軸方向の穴部の一端から突出し、前記円筒状ロッド部の別の端部が前記軸方向の穴部の他端から突出して前記 IAJ 部の前記軸方向の穴部にスライド自在に受けられ、

前記 IAJ 部は前記ベース部材と分離した部分であり、前記ベース部材の一端に螺合で接続され、前記支台の前記接続部の前記拡大した端部が前記 IAJ 部から逃げることを防止し、前記第 1 の平坦なクッションは平坦なエラストマーであり前記支台の前記接続部の前記拡大した端部と前記ベース部材との間に挟まれる。

【 0 0 0 8 】

好ましくは、前記支台は、義歯を受けるための受け部と、円筒状のロッド部と当該円筒状のロッド部から伸びる拡大したねじ山を有する端部とを有する接続部とを有し、

前記 IAJ 部は、入り口付近で前記拡大したねじ山を有する端部と一致するねじ山のある内壁部と前記拡大したねじ山のある端部のそれに一致する直径を有する前記ねじ山のある内壁部に続く滑らかな内壁部とを有する軸方向の穴部を有し、

前記拡大したねじ山を有する端部は、前記ねじ山のある内壁部を通じて前記軸方向の穴部の滑らかな内壁部に螺合され、前記第 1 の平坦なクッションは平坦なエラストマーであり前記支台の前記接続部の前記拡大したねじ山のある端部と前記ベース部材との間に挟まれる。

【 0 0 0 9 】

好ましくは、本発明の歯のインプラントは C 形状のバックル (留め金) をさらに有し、前記支台は、義歯を受けるための受け部と、円筒状のロッド部と当該円筒状ロッド部から伸びる拡大した端部とを有する接続部と、を有し、

C 形状のバックルは前記円筒状のロッド部に接して前記拡大した端部と前記支台の前記受け部との間に取り付けられ、

前記 IAJ 部は、入り口近傍で前記 C 形状のバックルに一致する拡大した内壁部と前記拡大端部のそれに一致する直径を有する前記拡大した内壁部に続く滑らかな内壁部とを有する軸方向の穴部を有し、

C形状のバックルは前記I A J部の前記軸方向の穴部の前記拡大した内壁部によって弾性的に拘束され、前記第1の平坦なクッションは平坦なエラストマーであり前記支台の前記接続部の前記拡大端部と前記ベース部材との間に挟まれている。

【0010】

好ましくは、本発明の歯のインプラントはO形状のバックルをさらに有し、前記支台は、義歯を受けるための受け部と、円筒状のロッド部を有する接続部と、を有し、

前記I A J部は入り口近傍で拡大した内壁部と前記円筒状のロッド部のそれに一致する直径を有する前記拡大した内壁部に続く滑らかな内壁部とを有する軸方向の穴部を有し、前記O形状のバックルは前記円筒状のロッド部のそれよりもわずかに小さい内径と前記軸方向の穴部の前記拡大した内壁部のそれよりもわずかに小さい外径とを有し、前記支台の前記接続部の前記円筒状ロッド部は前記O形状のバックルに挿入することを余儀なくされ、前記O形状のバックルを急激に拡大し、その結果前記O形状のバックルは前記I A J部の前記軸方向の穴部の前記拡大した内壁部によって弾性的に拘束され、前記第1の平坦なクッションは平坦なエラストマーであり、前記支台の前記接続部の前記円筒状ロッド部と前記ベース部材との間に挟まれる。

【0011】

好ましくは、前記I A J部の軸方向の穴部は、環状部材を前記I A J部の拡大した軸方向の穴部に詰めるか又はねじで装着させることによって形成される。より好ましくは、前記環状部材は底部の板と、前記底部の板に設置され前記第1の平坦なクッションとして機能するエラストマーの板材と、をさらに有する。

【0012】

好ましくは、本発明の歯のインプラントは、平坦なエラストマーであり、前記接続部の円筒状ロッド部に取付けられ、前記I A J部と前記支台の前記受け部との間に軸方向に挟まれる第2の平坦なクッションをさらに有する。

【0014】

好ましくは、実質的に円筒状で中空のベース部材には、前記I A J部とは反対に尖った閉端部が設けられ、前記ベース部材の前記壁の前記外表面にはねじ山が設けられる。より好ましくは、前記尖った閉端部は、前記実質的に円筒状で中空のベース部材に栓をされるか又は螺合される。

【0015】

好ましくは前記実質的に円筒状で中空のベース部材には、前記I A J部とは反対に開口した穴を開ける端部が設けられ、前記ベース部材の前記壁の前記外表面にはネジ山が設けられる。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1a】図1aは、本発明の第1の好ましい実施形態によって構成された歯のインプラントの斜視図と断面図である。

【図1b】図1bは、図1aに示された歯のインプラントを組み立てるための要素/部品の斜視図である。

【図2】図2は、図1aで示された歯のインプラントの支台を形成するために互いにねじで接続されるように適合された2つの部品の斜視図である。

【図3】図3は、本発明の第2の好ましい実施形態によって構成された歯のインプラントの断面図である。

【図4a】図4aは、本発明の第3の好ましい実施形態によって構成された歯のインプラントの斜視図と断面図である。

【図4b】図4bは、図4aに示された歯のインプラントを組み立てるための要素/部品の斜視図である。

【図5a】図5aは、本発明の第4の好ましい実施形態によって構成された歯のインプラントの斜視図と断面図である。

【図 5 b】図 5 b は、図 5 a に示された歯のインプラントを組み立てるための要素 / 部品の斜視図である。

【図 6】図 6 は、本発明の第 5 の好ましい実施形態によって構成された歯のインプラントの断面図である。

【図 7 a】図 7 a は、本発明の第 6 の好ましい実施形態によって構成された歯のインプラントの斜視図と断面図である。

【図 7 b】図 7 b は、図 7 a に示された歯のインプラントを組み立てるための要素 / 部品の斜視図である。

【図 8】図 8 は、図 7 a で示された歯のインプラントの O 形状のバックルの拡大断面図である。

10

【図 9 a】図 9 a は、本発明の第 7 の好ましい実施形態によって構成された歯のインプラントの斜視図と断面図である。

【図 9 b】図 9 b は、図 9 a に示された歯のインプラントを組み立てるための要素 / 部品の斜視図である。

【図 10】図 10 は、長手方向の溝を除いて図 9 a に示された歯のインプラントに類似した歯のインプラントの断面図であり、突起は互いに交換される位置に設けられる。

【図 11】図 11 は、本発明による歯のインプラントのベース部材の外側の表面におけるネジ山のデザインの部分断面図である。

【発明を実施するための形態】

【0017】

20

通常は、歯のインプラントは、3つの主要な要素、つまり固定具と、支台と、人口歯と、で構成され、固定具は顎骨に埋め込まれるように設計される。支台は、人口歯を支える役割をする。人口歯は食べ物を切り、すりつぶすための天然の歯の頭頂部として機能し、支台と固定具に咬み合いの力を伝達する。

【0018】

(本発明の独創性のある歯のインプラントのデザインの特徴と利点)

本発明の独創性ある歯のインプラントは、ワンステップ / 直接の装着および従来の 2 ステップの植え込み手順の両方のために設計されている。本発明の独創性ある歯のインプラントのデザインの主要な特徴とそれらの各々の利点は以下に簡潔に記載されている。

【0019】

30

(1) 穴が開けられた中空のデザイン

このデザインは、中空かつ穴が開けられたインプラントのケースを有する。この中空かつ穴が開けられたケースは、好ましくは C P チタン、チタン合金、金合金のような生体適合性のある金属材料でできている。この中空かつ穴が開けられたケースは、好ましくは高い強度の金属材料でできている。このケースは、インプラントの応力遮蔽効果を減少させるために、好ましくは生体適合性があり、高強度で比較的低弾性の金属材料でできている。このケースは好ましくはチタン、あるいはチタン合金でできている。この高強度により、噛合いの力に耐えるために、提案された穴が開けられたデザイン、異なるインプラントのサイズ、および厚さの制限のようなインプラントのデザインをはるかに柔軟に許容する。純チタン、特に 1 級や 2 級の C P チタンは、強度が低いいため、この中空で穴が開けられた

40

【0020】

2つの根本的に異なった方法が、中空で穴の開いた金属インプラントシース(鞘)の製造である、精密鑄造や精密機械加工に利用される。鑄造は Ti / Ti 合金の製造にもっとも効率的な方法であることがほとんどであるが、鑄造性をよくしたり、空隙率のレベルや鑄物欠陥を減らしたり、酸化 / コンタミネーション、および硬くなった表面層を減らす方法のような試みは、いつも反応性の高い物質の鑄造法を伴う。

【0021】

穴の開いた中空のインプラントの根元は、1個のデバイス(一例が図 5 にイラストで示されている)、2個のデバイス(一例が図 1 にイラストで示されている)、または端部が

50

開口したデザイン（一例が図4にイラストで示されている）でもよい。インプラントと支台の接合部（I A J）は、反転した台形状または直線状であってもよい。例は図1 aと図4 aに示されている。

【0022】

この中空で穴の開いたインプラントのケースは、好ましくは骨伝導充填材料（例えばカルシウムベースの材料）で充填される。この充填材料は、好ましくは骨伝導で生体吸収性のある材料であり、それを通じて新たな骨が固定具の中核に導かれ、しだいに充填材料を置き換え、それにより固定具と顎骨との間に硬い連結された接着を設ける。充填材料は、セメント（例えばリン酸カルシウムセメント、硫酸カルシウムセメント、またはリン酸カルシウムと硫酸カルシウムの複合材料）や顆粒、またはブロックの形のカルシウムベースの骨代用材料であることが好ましい。

10

【0023】

生体吸収性のあるセメントが充填材料として使用される際、セメントは穴の開いた中空の（プリフォームの）インプラントの内部（空洞）に充填される前、またはインプラントの内部に注入された後に硬くなる可能性がある。インプラントの内部にセメントが注入された後にセメントが硬くなった場合のひとつの主要な利点は、セメントが流動性のあるペースト状である一方で、注入の間にドリルや穴の開いた開口全てを含むインプラント内部の全ての場所に流れ、充填することができる点である。穿孔の内部のセメントは埋め込みの際に周囲の骨組織と直接接触し、骨伝導過程を加速させるだろう。

【0024】

20

任意的に、セメントのペーストはインプラントが所定の場所に埋め込まれた後すぐに中空のインプラントに注入される可能性がある。そのようにする際に、ドリルや穿孔のすべての開口はセメントで充填されるだけでなく、注入されたセメントのペーストは、インプラントの内部から穿孔の開口を通じてインプラントと骨のドリルの間に不可避免的に生成された周囲の骨との間の空間にも流れることができる。インプラントと周囲の骨との間に充填されたセメントは骨伝導過程をさらに増進させる。

【0025】

適切な大きさの穴と分布は、骨伝導充填材料と周囲の組織との間に早い段階で接着を設けるように設計されている。充填される生体吸収性のある材料が次第に再吸収され、穴を通じて新たな骨の組織と置き換わる際に、インプラントと骨との接着はさらに強化されるだろう。このデザインは、早くまたは即座に装着する適用には理想的である。

30

【0026】

前に述べたように、歯のインプラントに関する応力遮蔽と過負荷の影響についての文献からの結論は、よく矛盾したり、対立したりしさえもする。それにもかかわらず、どの影響が歯のインプラントの長期的な性能を支配するとしても、（軸方向でない過負荷から起因するかもしれない）過度の応力集中は早い段階での周辺の骨の損失過程に重大な役割を果たしていることは論理的であるように思われる。提案された歯のインプラントデザインの新しい考えは、実用的な力がよりスムーズに顎骨に伝達されるように、固定具の外表面を通じてだけでなく、より重要には固定具の内部構造を通じて固定具と骨との間に接着を設けるという考え方である。内部に充填されたカルシウムベースの材料の優れた生物活性によって、新たな骨の順応は、埋め込みの早い段階でインプラント表面の充填材料が露出した穿孔の場所ですぐに生じることが期待されている。

40

【0027】

さらに、前に述べたように、すぐに装着されるインプラントの不具合を引き起こす一つの知られている要因は、インプラントの周囲の繊維質の組織のカプセル化である。インプラントと骨との間の空間に成長する繊維質のカプセル化は、インプラントの骨結合を危険にさらし、インプラントを不安定にして最終的には不具合につながる可能性がある。C P Cが充填された穿孔とシースのインプラントデザインは、より速い回復過程を必要とする即座のインプラント過程に特に価値がある。

【0028】

50

さらに、この中空で穴が開いたデザインは、成長因子、幹細胞、薬（例えば抗生物質）などが充填材料（好ましくはカルシウムベースの代用品、C P C などのような多孔質材）に組み込まれることを許容する。現存する歯のインプラントはそのようなことはできない。

【 0 0 2 9 】

この中空で穴の開いたデザインのさらなる利点は、装置が過熱されることを避けるために、穴を開けている間に必要に応じて冷却水が開口を通じて中空のインプラントの内外に流れることができることである。この場合もやはり、現存する歯のインプラントのデザインはほとんどそのようなことはできない。

【 0 0 3 0 】

（ 2 ）クッション / 緩衝材のデザイン
歯のインプラントの緩みにつながるひとつの重大な要因は、根元における一様でない閉塞性の力である。前に述べたように、天然の歯では歯周靱帯が歯と顎骨との間のクッション / 緩衝材として機能し、衝撃力を吸収し、周囲の骨に閉塞性の力を一様に伝達する。歯周靱帯の不足によって、歯のインプラントは骨に直接接着されなくなるとなり、インプラントの不具合につながり得る骨における一様でない応力分布を引き起こす。

【 0 0 3 1 】

歯槽骨における非一様の応力分布によるマイナスの影響を減少させることができる機構を組み込むデザインは、（ 応力集中領域を回避することで ） 応力をより一様に分布させることや（ 歯周靱帯のクッション機能を模倣して ） 応力をより効果的に吸収することを含む。

【 0 0 3 2 】

本発明のクッションデザインは、 I A J と支台との間で衝撃を吸収するエラストマーのクッションを有する。当該クッションのデザインは、歯周靱帯の機能を模倣し、周囲の歯槽骨における衝撃の影響を減少させる。支台に適用された閉塞性の力は、少なくとも部分的にクッションに伝達されることができる。

【 0 0 3 3 】

この衝撃を吸収するエラストマーは、好ましくはポリマーベースの材料から作られ、より好ましくは P T F E 、 P U 、 P P などのようなゴムベースの材料から作られている。このエラストマーは効果的に衝撃力（ かむ力 ） を吸収することができ、したがって骨や歯における閉塞性の力のマイナスの影響を減少させる。

【 0 0 3 4 】

この層は単一の層で、実質的に平坦で、固体で、中が空洞または多孔質のプレートで、好ましくは円形であってもよい。エラストマーのクッションは多層のデザインであってもよい。エラストマーのクッションは、一枚の U 形状（または 3 次元的にボウル形状）のデザインであってもよい。一例が図 6 に示されている。

【 0 0 3 5 】

エラストマーのクッションは、中空のシリンダーまたは円錐形状のデザインであってもよい。一例は図 4 、 図 9 に示されている。

【 0 0 3 6 】

円錐形状のクッションはインプラントの頂部にまずセットされ、それから上記クッションの外側に金属のハウジングを置く。金属ハウジングは、 I A J の表面にある溝に嵌合する突出する位置合わせ箇所を有する。メタルハウジングは音がするまで整列し、嵌合する。この外れ止めは適切な位置に金属のハウジングを固定し、そのためハウジングは回転しない（ 図 9 ）。この例において、円錐形状のクッションは I A J と金属のハウジングとの間に挟まれる。

【 0 0 3 7 】

代替的に、金属ハウジングは予めひとつの要素として頭頂部に接合されてもよく、円錐形状のクッション（ 緩衝材 ） は I A J の表面に置かれ、その外側の表面は金属ハウジングと頭頂部の一続きの要素に直接接合される。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 8 】

そのようにする際に、支台（金属ハウジング）の動きは溝の内部に制限される。任意の閉鎖的な力が金属ハウジングに適用される際に、少なくとも当該力の一部は円錐形状のクッションによって吸収される。

【 0 0 3 9 】

これらのクッションのデザインのひとつの主要な利点は、インプラントの根元または周囲の骨を傷付けたり、破壊したりすることなく、全てのクッションが容易に取り外すことができ、保守ができ、交換が可能であることである。クッションが長期間使用される際にクッションがポリマーや金属でできていたとしても、クッションは機械的および/または熱的疲労やプラスチック変形にさらされるので、この交換可能な特徴は極めて重要である。

10

【 0 0 4 0 】

硬化性または硬化性のクッション（例えば、基材物質と硬化物質とを混合したり硬化させることから調合されたポリマーやゴムタイプのクッション）が使用される際、クッション材料は I A J と（プリフォームした）支台との間に挿入される前に硬化され（プリフォームされ）、成形される。クッション材料は十分に硬化しておらず、いまだ流動可能で、成形が可能な間で、I A J と支台との間に挿入された後、すなわち、I A J と支台との間の適切な位置にクッション材料を置いた後に硬化してもよい。この「その場」での硬化方法のひとつの利点は、I A J と支台との間のクッションの嵌合が改善され、応力分布がより効果的で均一であるということである。

20

【 0 0 4 1 】

（ 3 ）曲げが可能な C 形状のバックルと突出する内壁の O 形状バックル
適切な位置で支台をロックするために、滑らかな内壁を備えた曲げが可能で取り外しが可能な C 形状のバックルと突出する内壁を備えた O 形状のバックルがデザインされている。滑らかな内壁（の表面）により、C 形状のバックルのデザインは、支台や歯の自由な垂直方向の移動を許容する。C 形状のバックルの外表面におけるアンカー（好ましくは多重のアンカー）は、支台が適切な場所にしっかりと安定して固定されるように設計されている。C 形状のバックルの例は図 4 - 6 に示されている。C 形状のバックルは、当該バックルの取り付けやバックルを取り外しを容易にするためにバックルが曲げられる際に、プラスチックの（永久）歪みがほとんど生じないように、好ましくは弾性の高い材料、より好ましくは弾性の高い金属材料からできている。

30

【 0 0 4 2 】

図 4 は、2 ステップの自己タップのインプラント手順のための C 形状バックルを備えた、ひとつの開口端で、環状タイプの歯のインプラント組み立て体の一例である。

【 0 0 4 3 】

図 5 は、2 ステップのインプラント手順のための C 形状バックルを備えたひとつの閉鎖端タイプの歯のインプラント組み立て体の一例である。第 1 手順の間、インプラントの根元は歯槽骨に埋め込まれ、クッション / 緩衝材はインプラントの根元に挿入され、C タイプのバックルは支台の上に取り付けられる。第 2 手順の間、C タイプのバックルが I A J の拡大した穴に押し込まれ、内部で急激に変形する際に、C タイプのバックルが I A J の拡大した穴にある状態で支台は取り付けられ、その後 C タイプのバックルによって固定される。

40

【 0 0 4 4 】

突出した内壁を備えた O 形状のバックルを有する歯のインプラントの組み立て体の一例は図 7、8 に示されている。クッションが適切な位置に置かれた後に、O 形状のバックルは取り付けられる。その後、支台は、バックルのわずかに突出する壁を通じてインプラントの根元の穴に（カチッと）滑り込むことができる。

【 0 0 4 5 】

（実施例）

本発明の第 1 の好ましい実施形態によって構成された歯のインプラントは図 1 a、1 b に

50

示され、内部に空間を規定する壁と、当該壁の外表面と当該空間とを連通する複数の厚さ方向の穴１１と、を有する実質的に円筒状で中空のベース部材１０と、支台２０と、前記支台２０が前記ベース部材１０の軸方向に単独で所定の距離の範囲内で移動することができるように、前記支台２０を前記ベース部材１０に保持するために前記ベース部材の頂上端部でのインプラントと支台の接合（ＩＡＪ）部３０と、を有する。

【００４６】

前記支台２０は、義歯を受けるための受け部２１と接続部２２とを有し、前記ＩＡＪ部３０は軸方向の穴部３１を有し、前記支台の前記接続部２２は前記軸方向の穴部３１と前記円筒状のロッド部から伸びる拡大した端部２２２と一致する直径を有する円筒状のロッド部２２１を有し、前記円筒状のロッド部２２１は、前記軸方向の穴部３１の底の端部から突出する拡大した端部２２２と前記軸方向の穴部３１の頂上の端部から突出する前記円筒状のロッド部の頂上端部と共に前記ＩＡＪ部３０の前記軸方向の穴部３１にスライド可能に受けられる。前記ＩＡＪ部３０は分離した部分であり、前記ベース部材１０の前記頂上の端部に螺合して接続され、前記支台２０が前記ＩＡＪ部３０から逃げることを防止する。前記ＩＡＪ部３０が前記ベース部材１０の前記頂上の端部に螺合して接続される前に、エラストマーでできた丸いプレートである第１クッション４０はベース部材１０の頂上の端部に置かれる。前記支台２０が前記ベース部材１０に対して相対的に移動するように押圧した際に抵抗力を供給し、前記支台２０が前記押圧から解放された際に跳ね返る力を供給するために、第１クッション４０は前記支台２０の前記接続部２２の前記拡大した端部２２２と前記ベース部材１０の頂上の端部との間に挟まれる。

【００４７】

前記実質的に円筒状の中空のベース部材１０は前記ＩＡＪ部３０とは反対にとがった閉端部１２が設けられ、前記ベース部材の前記壁の前記外側の表面にはねじ１３が設けられている。前記とがった閉端部１２は前記実質的に円筒状で中空のベース部材１０の底端部に螺合される。

【００４８】

歯のインプラントは、エラストマーでできたリングであり、前記接続部２２の円筒状ロッド部２２１に取り付けられ、前記ＩＡＪ部３０と前記支台２０の前記受け部２１との間に挟まれる第２クッション５０を有する。前記接続部２２の円筒状ロッド部２２１は前記支台２０の前記受け部２１の底部で対応する凹部に埋め込まれる。代替的に、前記支台２０の前記接続部２２は図２に示すように前記支台２０の前記受け部２１に螺合して接続される。

【００４９】

本発明の第２の好ましい実施形態によって構成される歯のインプラントは図３に示され、支台２０とＩＡＪ部３０とを除いて図１ａ、１ｂに示す第１の好ましい実施形態と同様である。図３に示すように、前記支台２０は、受け部２１と当該受け部２１の底部から一体的に伸びる接続部２２とを有する。接続部２２は円筒状のロッド部２２１と当該円筒状のロッド部２２１から伸びる拡大したねじ山のある端部２２２とを有し、前記ＩＡＪ部３０は前記拡大したねじ山のある端部２２２と対応するねじ山のある内壁部３１１と前記拡大したねじ山のある端部２２２のそれよりもわずかに直径が大きいねじ山のある内壁部３１１に続くなめらかな内壁部３１２とを有する軸方向の穴部３１を有し、前記ねじ山のある拡大した端部２２２はねじ山のある内壁部３１１を通じて前記軸方向の穴部３１の滑らかな内壁部３１２に螺合される。第１クッション４０と第２クッション５０は図１ａ、図１ｂに示すそれらに同様に取り付けられている。

【００５０】

本発明の第３の好ましい実施形態によって構成される歯のインプラントは図４ａ、４ｂに示され、Ｃ形状のバックル６０が、支台２０を実質的に円筒状で中空のベース部材１０に保持するために使用される。前記支台２０は受け部２１と、円筒状のロッド部２２１と当該円筒状のロッド部から伸びる拡大した端部２２２とを有する接続部２２と、を有し、

C形状のバックル60は円筒状のロッド部221の上に接して拡大した端部222と前記支台20の受け部21との間に取り付けられる。

I A J部30は前記C形状のバックル60と一致する拡大した内壁部321と前記拡大した端部222のそれに一致する直径を有する拡大した内壁部に続く滑らかな内壁部322とを有する軸方向の穴部31を有する。前記C形状のバックル60が前記I A J部30の前記軸方向の31の拡大した内壁部321によって弾性的に固定され、それにより第1クッション40が前記支台20の前記接続部22の前記拡大した端部222と前記ベース部材10との間に挟まれるように、エラストマーでできたリングである第1クッション40は軸方向の穴部31の滑らかな内壁部322に置かれ、その後前記支台20の前記接続部22はI A J部30の軸方向の穴部31に挿入されざるを得なくなる。本実施形態において、前記実質的に円筒状で中空のベース部材10には前記I A J部30とは反対に開口した穴の開いた端部が設けられている。

10

【0051】

図4a、4bに示される第3の好ましい実施形態に類似する、本発明の第4の好ましい実施形態によって構成される歯のインプラントは図5a、5bに示され、同様の要素や部品は同様の符号によって表されている。この第4実施形態では、C形状のバックル60と一致する拡大した内壁部321と支台20の拡大した端部222のそれと一致する直径を有する拡大した内壁部に続く滑らかな内壁部322とが形成されるように、I A J部30の比較的大きい軸方向の穴部31は金属の環状部材35と螺合にて係合する。エラストマーでできた丸いプレートである第1クッション40は環状部材35の内部に置かれ、その後C形状のバックル60と支台20とは図4a、4bに示すそれらと同様にベース部材10のI A J部30に接続される。

20

【0052】

図6に示す本発明の第5の好ましい実施形態によって構成される歯のインプラントにおいては、図5a、5bに示す前記金属の環状部材35がエラストマーでできた同様の環状部材35'によって置き換えられている。このケースでは図5a、5bにて使用される第1クッション40は省略している。

【0053】

図7a、7bに示す本発明の第6の好ましい実施形態によって構成される歯のインプラントでは、O形状のバックル70が支台20を実質的に円筒状で中空のベース部材10に保持するために使用される。前記支台20は義歯を受けるための受け部21と円筒状のロッド部222を有する接続部22とを有する。I A J部30は、入り口付近にある拡大した内壁部321と前記円筒状のロッド部222のそれと一致する直径を有する前記拡大した内壁部に続く滑らかな内壁部322とを有する軸方向の穴部31を有する。前記O形状のバックル70は円筒状のロッド部222のそれよりもわずかに小さい内径と前記軸方向の穴部31の拡大した内壁部321のそれよりもわずかに小さい外径を有する。前記O形状のバックル70が前記I A J部30の前記軸方向の穴部31の拡大した内壁部321によって弾性的に固定されるように、エラストマーでできたリングである第1クッション40は軸方向の穴部31の滑らかな内壁部322に置かれ、その後前記支台20の前記接続部22の前記円筒状ロッド部222は、前記軸方向の穴部31の拡大した内壁部321に置かれたO形状のバックル70に強制的に挿入され、O形状のバックルを急激に拡張させる。第1クッション40は、前記支台20の前記接続部22の前記円筒状ロッド部222と前記ベース部材10との間に挟まれる。

30

40

【0054】

図8に示すように、O形状のバックル70の内壁は、前記支台20の前記接続部22の円筒状ロッド部222の挿入を容易にするために傾斜した表面を有する。

【0055】

図9a、9bに示す本発明の第7の好ましい実施形態によって構成される歯のインプラントは、実質的に円筒状で中空のベース部材10と、ベース部材20に螺合して接続される円錐形状の構造を有するI A J部30と、当該円錐形状と一致する内側に円錐形状の開

50

口を有する中空の金属キャップである支台 20 と、前記 I A J 部 30 の円錐形状の構造に受けられる中空の円錐形状のエラストマーである第 1 クッション 40 と、を含む。前記 I A J 部 30 には前記円錐形状の構造の表面に 3 つの長手方向の溝 90 が設けられ、前記第 1 クッション 40 には前記長手方向の溝 90 を露出させる 3 つの穴 91 が設けられ、前記支台 20 には前記内側の円錐形状の開口の壁において前記溝 90 と一致する 3 つの突起 92 が設けられ、

前記支台 20 は、前記第 1 クッション 40 の前記穴 91 を貫通し前記 I A J 部 30 の前記長手方向の溝 90 に突出する前記支台の前記突起 92 と共に前記 I A J 部 30 を弾性的に固定するように押圧される。第 1 クッション 40 は支台 20 と I A J 部 30 との間に挟まれる。

10

【 0 0 5 6 】

代替的に、図 9 a、9 b における前記長手方向の溝 90 と前記突起 92 は、図 10 に示すように互いに交代した位置に設けられることができる。図 10 では前記長手方向の溝 90 は支台 20 の内側の円錐形状の開口の壁に形成され、前記突起 92 は前記 I A J 部 30 の前記円錐形状構造の表面に形成される。第 1 クッション 40 は図 9 a、9 b と同様に支台 20 と I A J 部 30 との間に挟まれる。

【 0 0 5 7 】

インプラントと骨との接着を改善するために、1 以上の表面 / ファセット (小平面) が本発明の実質的に円筒状で中空のベース部材のねじ山のデザインに導入される。図 11 は本発明による実質的に円筒状の中空のベース部材の外表面におけるねじ山のデザインの一

20

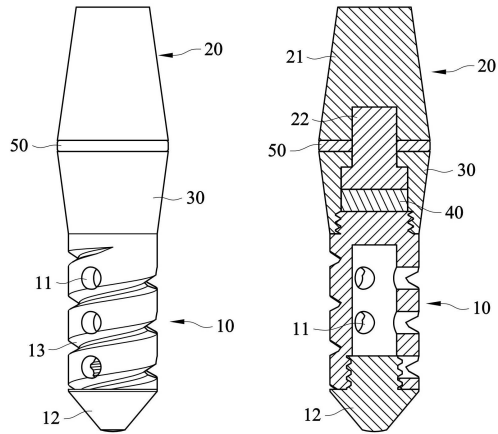
例を示す。図 11 におけるねじ山のデザインによるインプラントと骨との接触領域は標準のねじ山のデザインと比べて少なくとも約 30 % 増加する。

【 0 0 5 8 】

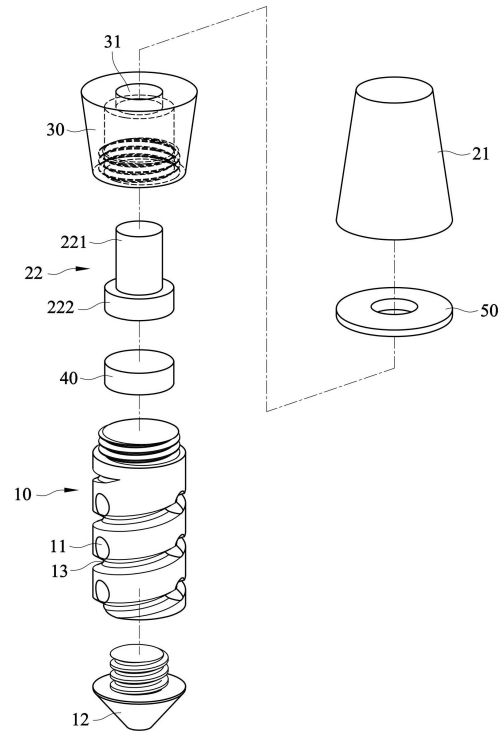
上記記載から、特定の技術に熟練した者であれば本発明の本質的な特徴を容易に解明し、本発明の精神や範囲を逸脱することなく様々な使用や状況に適合させるために様々な改変や修正を行うことができる。したがって、他の実施形態も同様にクレームの範囲内にあ

る。

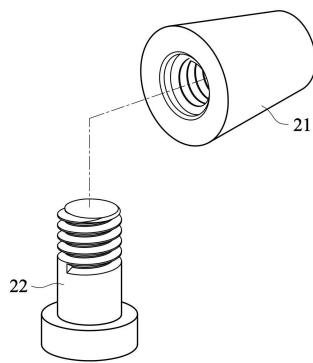
【図 1 a】



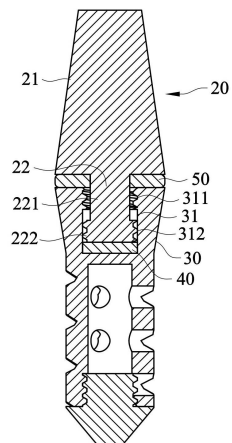
【図 1 b】



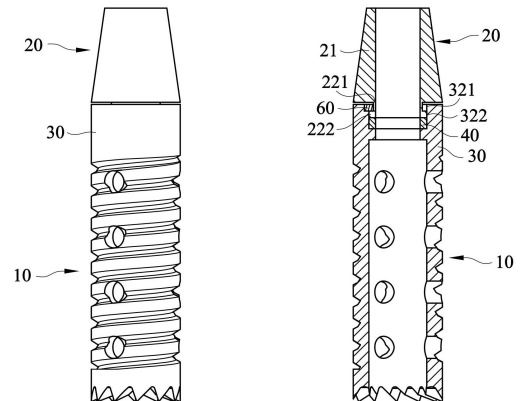
【図 2】



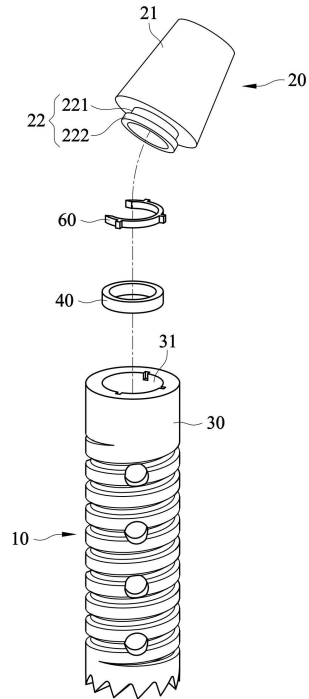
【図 3】



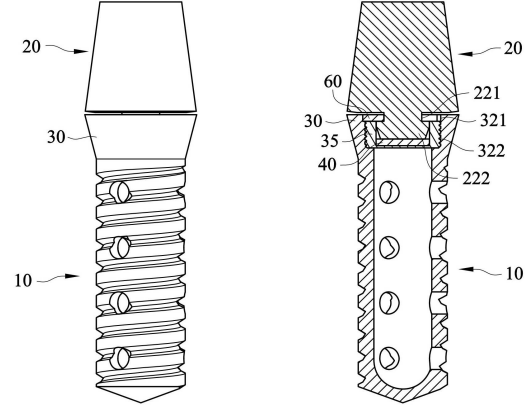
【図 4 a】



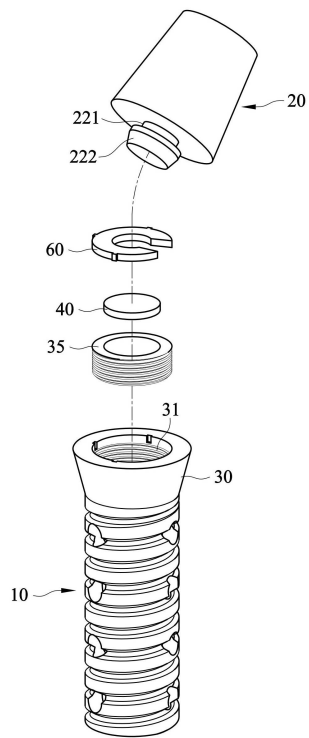
【図 4 b】



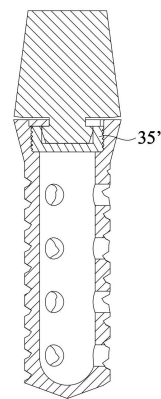
【図 5 a】



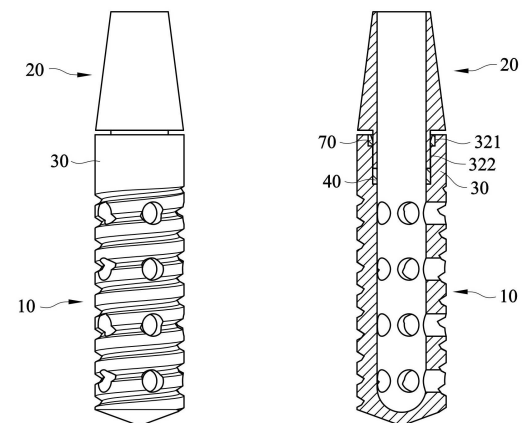
【図 5 b】



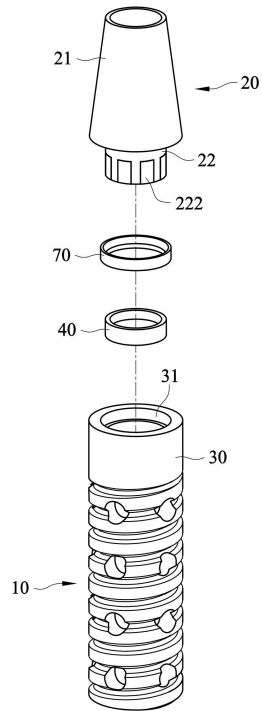
【図 6】



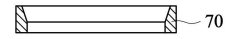
【図 7 a】



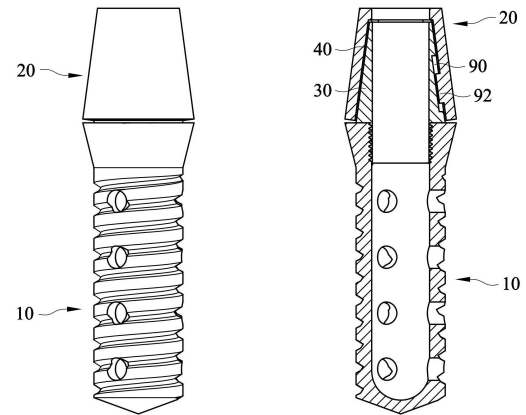
【図 7 b】



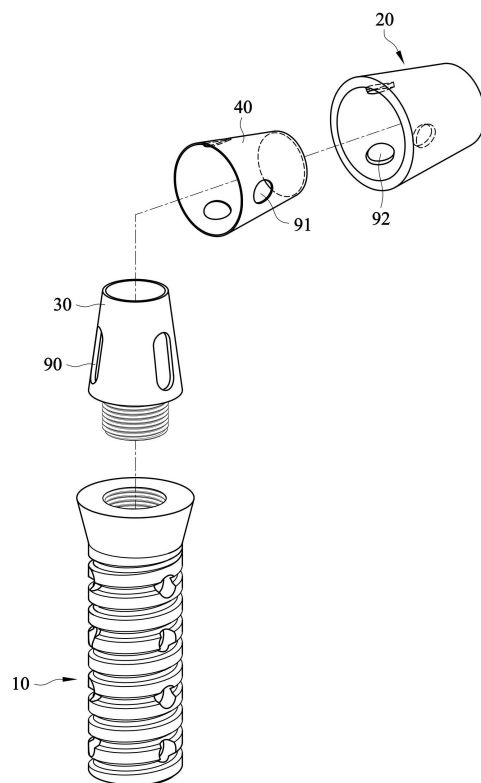
【図 8】



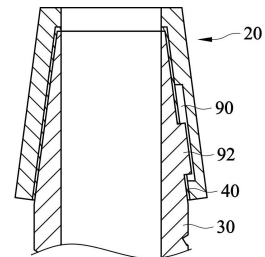
【図 9 a】



【図 9 b】



【図 10】



【図 11】



フロントページの続き

(72)発明者 チェン, イエン - チュン

台湾, カオシュン, シンシング ディストリクト, シンショウ ストリート ナンバー 104

審査官 立花 啓

(56)参考文献 特開平04 - 200540 (JP, A)

米国特許第04657510 (US, A)

特開平05 - 277134 (JP, A)

特開平07 - 008508 (JP, A)

米国特許第05368483 (US, A)

米国特許出願公開第2001/0044095 (US, A1)

国際公開第2005/087130 (WO, A1)

特開昭63 - 174648 (JP, A)

特表平11 - 501856 (JP, A)

国際公開第96/026685 (WO, A1)

特開平01 - 214360 (JP, A)

特開平03 - 000054 (JP, A)

米国特許出願公開第2010/0304334 (US, A1)

米国特許出願公開第2008/0241790 (US, A1)

特表2003 - 520101 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61C 8/00