

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6397928号
(P6397928)

(45) 発行日 平成30年9月26日(2018.9.26)

(24) 登録日 平成30年9月7日(2018.9.7)

(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 3 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2016-552252 (P2016-552252)
 (86) (22) 出願日 平成26年10月31日 (2014.10.31)
 (65) 公表番号 特表2016-535653 (P2016-535653A)
 (43) 公表日 平成28年11月17日 (2016.11.17)
 (86) 國際出願番号 PCT/US2014/063364
 (87) 國際公開番号 WO2015/066438
 (87) 國際公開日 平成27年5月7日 (2015.5.7)
 審査請求日 平成29年4月27日 (2017.4.27)
 (31) 優先権主張番号 61/898,560
 (32) 優先日 平成25年11月1日 (2013.11.1)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(73) 特許権者 516129817
 ジェイティーアイ バイオメッド コーポ
 レイション
 台湾, 701 タイナン シティー, 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
 (74) 代理人 110000671
 八田国際特許業務法人
 (72) 発明者 ジュ, チェンーピン
 アメリカ合衆国, 64137 ミズーリ,
 カンザス シティ, モンロー アヴェニュー
 - 10535
 (72) 発明者 リン, ジンーフェイ, チャン
 アメリカ合衆国, 60093 イリノイ,
 ウィネットカ, タワー ロード 911
 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】二重の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】

中実のベース部材と、
 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、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一の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、

前記ベース部材の前記一の端部は、平らな閉じた端部であり、

前記支台と前記ベース部材の前記平らな閉じた端部との間で前記軸方向にのみ挟まれるよう適合された第1クッションと、

前記IAJ部と前記支台との間に挟まれるように適合された第2クッションと、を有し、

前記第1クッションと前記第2クッションとは、2つの別個の部材であり、
 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と当該円筒状ロッド部から伸びる拡大した端部とを有し、

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部から突出して前記IAJ

部の前記軸方向の穴部にスライド可能に受けられ、

前記 I A J 部は独立した部品であり、前記 I A J 部は前記ベース部材の前記平らな閉じた端部に螺合して接続されるか、又は前記 I A J 部は締まり嵌めの接続によって前記ベース部材の前記平らな閉じた端部に接続され、前記支台の前記接続部の前記拡大した端部は前記 I A J 部の前記軸方向の穴部から逃げることが防止され、

前記第1クッショーンは平ら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の前記平らな閉じた端部との間に挟まれ、

前記第2クッショーンはリングであり、前記接続部の前記円筒状ロッド部に取り付けられ、前記 I A J 部と前記支台の前記受け部との間に挟まれる、歯のインプラント。

【請求項 2】

10

前記第1クッショーンと前記第2クッショーンは、エラストマーである請求項1に記載の歯のインプラント。

【請求項 3】

前記中実のベース部材は、前記 I A J 部に対して反対が尖った端部を備えた円筒状本体を有し、前記円筒状本体の外表面はねじが設けられるか、又は滑らかである請求項1又は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】

本発明は、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2重のクッショーンを備えた歯のインプラントに関する。 20

【背景技術】

【0002】

天然の歯では、歯周韌帯が、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、歯と頸骨の間のクッショーンとして機能する。その力の分布は、歯周韌帯によって誘導されるミクロの動きに依存する。歯周韌帯の欠乏により、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、その力の分布はほとんどが突起の頂上に集中する。骨の接触面での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増加させる。 30

【0003】

U S 2 0 1 0 / 0 3 0 4 3 3 4 A 1 では、くぼみを有するインプラントと、テーパー状のくぼみに受け取られるように形成された柱を有する支台と、を備え、一の実施形態ではそれに関してインプラントと支台とが保持力のあるエラストマー製品で一方から他方へと接合され、支台によって支えられる人工的な歯が天然の歯と同様のそれと同様の方法で動くことを可能にする。

【発明の概要】

【0004】

以前の研究(P C T / J P 2 0 1 3 / 0 3 9 3 6 6 2 0 1 3 年 5 月 3 日提出)において本願の発明者らは、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、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、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1の端部におけるインプラントと支台との接合(I m p l a n t - a b u t m e n t j u n c t i o n : I A J)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に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との間に取り付けられるように適合された第1クッショーンと、を有する歯のインプラントを開示する。クッショーン性のある歯のインプラントの1実施形態において歯のインプラントは、エラストマーであって前記 I A J 部と前記支台との間に 40

40

50

挟まれる第2クッションをさらに有する。PCT/US2013/039366の開示は、参照によってここに組み込まれる。

【0005】

相対的に小さく／薄い歯のインプラントが要望される際に、以前の中空のインプラントの本体のデザインは、大きな応力／荷重に耐えることができないおそれがある。さらに、製造することは、より困難である。したがって、二重のクッションを備えた中空でないインプラントを備えた歯のインプラントをデザインする必要がある。

【0006】

本発明は、中実のベース部材と、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、前記支台を前記ベース部材に保持するため前記ベース部材の1の端部におけるインプラントと支台との接合(Imp1ant-abutment junction:IAJ)部と、前記ベース部材の前記1の端部は、平らな閉じた端部であり、前記支台と前記ベース部材の前記平らな閉じた端部との間に前記軸方向にのみ挟まれるように適合された第1クッションと、前記IAJ部と前記支台との間に挟まれるように適合された第2クッションと、を有し、第1クッションと第2クッションとは2つの独立した部材であり、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と当該円筒状ロッド部から伸びる拡大した端部とを有し、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部から突出して前記IAJ部の前記軸方向の穴部にスライド可能に受けられ、前記IAJ部は独立した部品であり、前記IAJ部は前記ベース部材の前記平らな閉じた端部に螺合して接続されるか、又は前記IAJ部は締まり嵌めの接続によって前記ベース部材の前記平らな閉じた端部に接続され、前記支台の前記接続部の前記拡大した端部は前記IAJ部の前記軸方向の穴部から逃げることが防止され、前記第1クッションは平ら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の前記平らな閉じた端部との間に挟まれ、前記第2クッションはリングであり、前記接続部の前記円筒状ロッド部に取り付けられ、前記IAJ部と前記支台の前記受け部との間に挟まれる、改善された歯のインプラントを提供する。

【0007】

好ましくは第1クッションと第2クッションはエラストマーである。

【0012】

好ましくは、前記中実のベース部材は、前記IAJ部に対して反対が尖った端部を備えた円筒状本体を有し、前記円筒状本体の外表面は、ねじが設けられるか、または滑らかである。

【0013】

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に押圧される際に前記第1クッションおよび／または前記第2クッションは抵抗力を供給し、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ことができる。さらに、一つのクッション付きの歯のインプラントと比較して二重のクッション付きの歯のインプラントは疲労抵抗試験においてはるかな優位性を示す。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【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を示す。

【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／部品の斜視図を示す。

【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つの部品の斜視図を示す。

【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

10

20

30

40

50

の断面図を示す。

【図4】図4は、本発明の他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を示す。

【図5】図5は、本発明の他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を示す。

【図6】図6は、本発明の他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を示す。

【図7】図7は、本発明の他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を示す。

【図8】図8は、本発明の他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を示す。 10

【図9】図9は、本発明の他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を示す。

【発明を実施するための形態】

【0015】

(発明の詳細な記載)

一般的に、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、人口歯を支える働きをする。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。 20

【0016】

(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。本発明の独創性のある歯のインプラントのデザインの複数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。

【0017】

(1)歯のインプラントは、中実のインプラント本体と、支台と、IAJと、添付した図面に示されるように設置された少なくとも2つの別々のクッショングを備える。

【0018】

(2)支台は、受け部と接続部とを有する。

【0019】

(3)IAJは他の部品を(締まりばめの接続またはねじ山／ねじの接続によって)接続する独立した部品であり、インプラント本体以外のいずれかの部品が保持され、または取り替えられる必要がある際に(保持可能に)隠されるかもしれない。

【0020】

(4)IAJは、また、C形状のバックル(図7)またはO形状のバックル(図8)と、C形状のバックルまたはO形状のバックルが弾性的に拘束されるような直径を有する軸方向の穴部と、を有していてもよい。

【0021】

(5)インプラント本体の表面は平らであるか、またはねじ山がついていてもよい。

【0022】

(6)インプラント本体の遠位端は平らであるか、または先が尖っていてもよい。

【0023】

歯のインプラントの緩みを引き起こす一つの重大な要因は、根元部分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、天然の歯では歯周歯帯が歯と顎骨との間のクッショング／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。歯周歯帯の不足によって、歯のインプラントは骨に直接接着されなければならなくなり、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。

【0024】

10

20

30

40

50

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（歯周韌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。

【0025】

本発明のクッションデザインは、支台とベース部材との間と同様にIAJ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。クッションのデザインは歯周韌帯の機能を模倣し、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することができる。

【0026】

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PTFE、PU、PPなどの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。

【0027】

エラストマーのクッションは単一の層、実質的に平坦で、中実、中空、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。

【0028】

これらのクッションデザインの一つの主要な利点は、全てのクッションがインプラントの根元または周囲の骨を傷付けたり、破壊したりせずに、容易に取り外したり、保持したり、取り替えたりすることができる。クッションがポリマーや金属から作られても、長期間の使用の際に、クッションは機械および/または熱の疲労、塑性変形の影響を受けるため、この取替えが可能である特徴は、極めて重要である。

【0029】

硬化性または硬性のクッション（例えば、母材物質と硬化物質とを混合したり硬化させることから準備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IAJと（プリフォームされた）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、成形が可能な間に、IAJと支台との間に挿入された後、すなわち、IAJ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」での硬化方法の一つの利点は、IAJと支台との間のクッションの適合性が改善され、応力分布がより効果的に均一であるということである。

【0030】

（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1a、1bに示され、実質的に円筒状で中実なベース部材10と、支台20と、支台20がベース部材10の軸方向に所定の距離の範囲内で単独で移動できるように支台20をベース部材10に保持するためにベース部材10の頂部でのインプラントと支台との接合部（IAJ）部30と、を備える。

【0031】

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、IAJ部30は軸方向の穴部31を有し、支台の接続部22は軸方向の穴部31と一致する直径を有する円筒状ロッド部221と円筒状ロッド部から伸びる拡大した端部222とを有し、拡大した端部222が軸方向の穴部31の底の端部から突出するとともに、円筒状ロッド部の頂上の端部が軸方向の穴部31の頂上の端部から突出して円筒状ロッド部221がIAJ部30の軸方向の穴部31にスライド可能に受けられ、IAJ部30は独立した部品であり、ベース部材10の頂上の端部に螺合して接続され、支台20がIAJ部30から逃げることを防止する。第1クッション40はエラストマーから作られた丸いプレートであり、IAJ部30

10

20

30

40

50

J部30がベース部材10の頂上の端部に螺合して接続される前にベース部材10の頂上の端部に置かれる。支台20がベース部材10に対して相対的に移動するよう押圧される際に抵抗力を供給し、支台20が前記押圧から解放される際に跳ね返る力を供給するために、第1クッション40は、支台20の接続部22の拡大した端部222とベース部材10の頂上の端部との間に挟まれる。

【0032】

実質的に円筒状の中実のベース部材10には、IAJ部30とは反対に先の尖った端部12が設けられ、そこから外表面にねじ山13が設けられる。

【0033】

歯のインプラントは、エラストマーから作られたリングであり、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の前記円筒状ロッド部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差し込まれる。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。

【0034】

図3に示す本発明の別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、支台20とIAJ部30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、円筒状ロッド部221と当該円筒状ロッド部221から伸びる拡大したねじ山のある端部222とを有する。第1クッション40は、図1a、1bに示すそれと同様に取り付けられる。エラストマーでできたリングである第2クッション50は、接続部22の拡大したねじ山のある端部222から円筒状ロッド部221に取り付けられる。IAJ部30は、拡大したねじ山のある端部222に一致するねじ山のある内壁部311と、ねじ山のある拡大した端部222のそれ以上にわずか大きい直径を有するねじ山のある内壁部311に続く滑らかな内壁部312と、を有する軸方向の穴部31を有し、前記拡大したねじ山のある端部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。

【0035】

上記した歯のインプラントに対する他の様々な変更および修正は、図4から図9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る。

【0036】

図4に示す歯のインプラントは、IAJ部30が図1aおよび1bにおけるねじの代わりに図3における締まりばめの接続を使用することによってベース部材10に接続されていることを除いて、図1aおよび1bに示される第1の好ましい実施形態と同様である。

【0037】

図5に示す歯のインプラントは、IAJ部30を除いて図1aおよび1bに示す第1の好ましい実施形態と同様である。図5に示すこの実施形態において、IAJ部30にはねじ山のある環状の部分が設けられ、ベース部材10にはそれについて頂上の端部で軸方向の穴部31が設けられる。軸方向の穴部31は、前記ねじ山のある環状の部分と一致するねじ山のある内壁部311と、前記拡大した端部222のそれよりわずかに大きい直径を有する前記ねじ山のある内壁部311に続く滑らかな内壁部312と、を有する。IAJ部30は、IAJ部30の前記ねじ山のある環状の部分および前記軸方向の穴部31の前記ねじ山のある内壁部311を通じて前記ベース部材10の前記頂上の端部に螺合して接続される。前記第1クッション40と前記第2クッション50は、図1aおよび図1bに示すそれらと同様に取り付けられる。

【0038】

図6に示す歯のインプラントは、図5または図1aおよび図1bに示す締まりばめの接続の代わりに図6におけるねじによって前記受け部21が前記支台20の前記接続部22に接続されることを除いて、図5に示される実施形態と同様である。

10

20

30

40

50

【0039】

図7に示す歯のインプラントは、図5におけるねじの代わりに図7における締まりばめの接続を使用することによって前記I AJ部30が前記ベース部材10に接続されることを除いて図5に示す実施形態と同様である。

【0040】

図8に示す歯のインプラントは、図3に示す実施形態と同様である。図8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。前記接続部22は、円筒状ロッド部221と、当該円筒状ロッド部221から伸びる拡大した端部222と、を有する。エラストマーで作られるリングである前記第2クッション50は、前記接続部22の前記拡大した端部222から前記円筒状ロッド部221に取り付けられ、その後、前記支台20の前記接続部22はC形状またはO形状のバックル60に挿入されるように強制され、前記C形状またはO形状のバックル60は前記円筒状ロッド部221に取り付けられ、前記第2クッション50は前記受け部21と前記C形状またはO形状のバックル60との間に挟まれる。前記ベース部材10は、尖った端部および滑らかな外表面を有する。前記I AJ部30は、前記C形状またはO形状のバックル60の外側の直径よりわずかに小さい直径を有する軸方向の穴部31を有する。前記C形状またはO形状のバックル60が前記I AJ部30の前記軸方向の穴部31の前記内壁部321に弾性的に拘束されるまで、エラストマーで作られる丸いプレートである第1クッション40は前記軸方向の穴部31の底面に設置され、その後、その上に取り付けられた前記第2クッション50とC形状またはO形状のバックル60と共に前記支台20は前記ベース部材10の前記I AJ部30の前記軸方向の穴部31に挿入されることを強制され、これにより前記第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との間に挟まれ、前記第2クッション50は前記ベース部材10の前記I AJ部30と前記支台20の前記受け部21との間に挟まれる。前記C形状またはO形状のバックル60は好ましくは高い弾性を有する材料から作られ、より好ましくは高い弾性（高い係数）の金属材料から作られ、前記バックルが当該バックルの取り付けまたは取り外しを容易にするために曲がった際に、塑性（永久）変形はほとんど発生しない。

【0041】

図9に示す前記歯のインプラントは、前記支台20を除いて図1aおよび1bに示す前記実施形態と同様である。図9に示すように、前記支台20の前記接続部22は円筒状ロッド部221と独立した拡大した端部222とを有し、前記I AJ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前記独立した前記拡大した端部222は前記第1クッション40の頂上部に設置され、その後、前記円筒状ロッド部221は前記I AJ部30の前記軸方向の穴部31に挿入され、締まりばめの接続によって前記独立した拡大した端部222への接続を強制される。

【0042】

疲労試験による単一のクッションと二重のクッションとの間の比較

方法：

単一のクッションの歯のインプラントと二重のクッションのインプラントは、エラストマー部材（Silagum（登録商標）、DMG 化学・薬学 工場 有限会社、ハンブルク、ドイツ）から手作りしたクッションを除いて4級の商業的に純粋なチタンから（5軸の精密機械加工システムによって）製造された。二重のクッションの歯のインプラントは、図1aおよび1bに示す構造を有する。単一のクッションの歯のインプラントは、第2クッション50を有さないことを除いて二重のクッションの歯のインプラントと同一である。

【0043】

油圧サーボタイプの試験システム（EHF-EG、Shimadzu Co., 東京日本）が、骨内の歯のインプラントの方法のためのISO14801-歯科インプラント動的疲労試験による疲労試験のために使用された。荷重（F）として300Nが使用さ

10

20

30

40

50

れた。荷重は、名目のピーク値とこの値の10%との間で正弦曲線状に変化した。負荷周波数(f)として10Hzが使用された。(ISO14801の特定された値は、15Hz未満である。)試験は、20度から25度の間で空气中で実施された。

【0044】

結果：

【0045】

【表1】

	波形	周波数	最大荷重	最小荷重	破壊サイクル
単一のクッション	正弦波	10Hz	300N	30N	840
二重のクッション	正弦波	10Hz	300N	30N	551340

10

【0046】

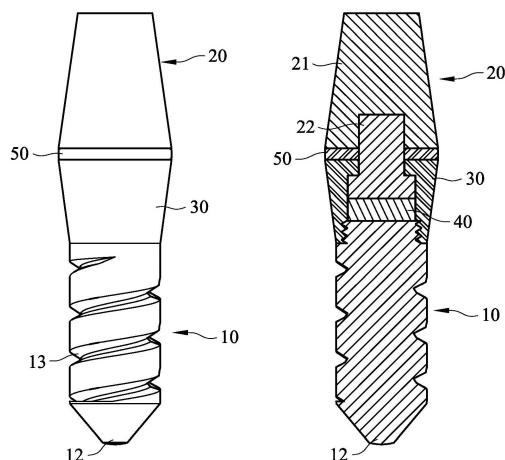
結論：

疲労抵抗における単一のクッションの装置に対する二重のクッションの装置の大きいなる優位性は、この試験で明確に示された。

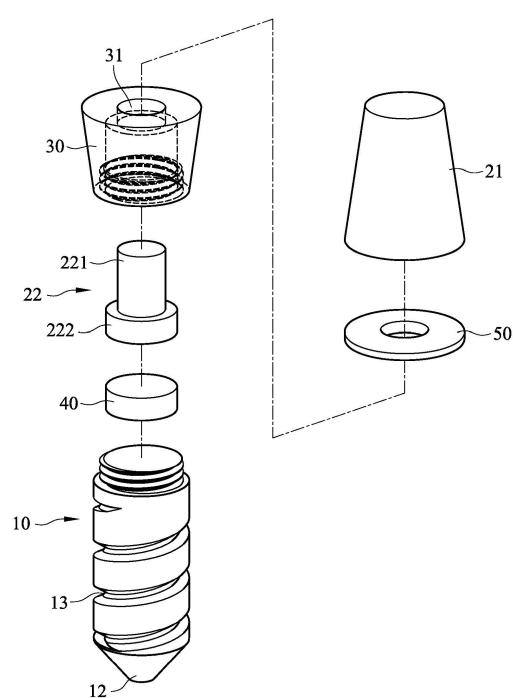
【0047】

上記記載から、当業者は本発明の本質的な特徴を容易に解明することができ、それについて精神や範囲を逸脱せずに様々な使用や状況に適応させるために本発明の様々な変更や修正ができる。従って、他の実施形態もまた特許請求の範囲内にある。

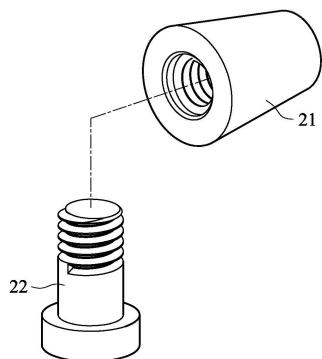
【図1a】



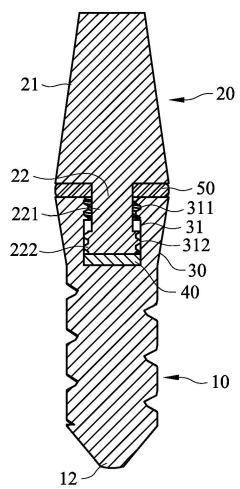
【図1b】



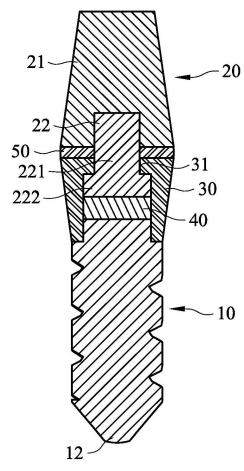
【図2】



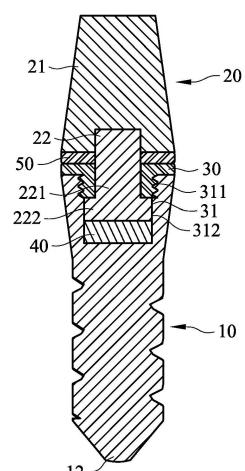
【図3】



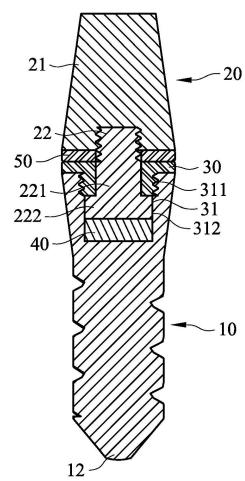
【図4】



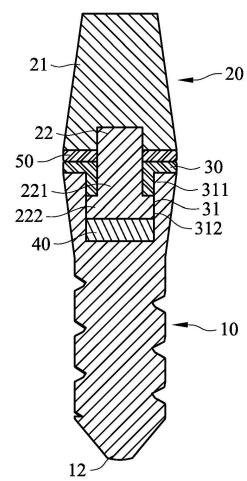
【図5】



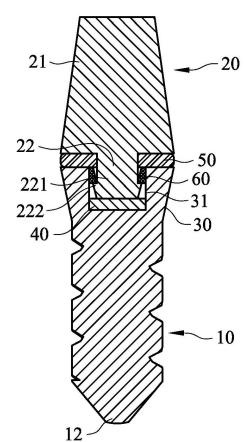
【図6】



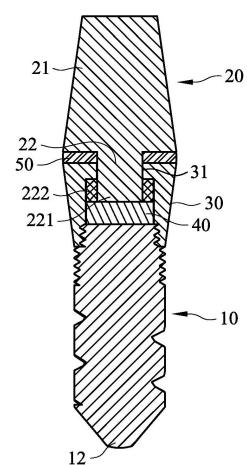
【図7】



【図8】



【図9】



フロントページの続き

(72)発明者 チエン , イエン - チュン
台湾 , カオション , 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 増山 慎也

(56)参考文献 特開平04-200540 (JP, A)
特開昭63-009451 (JP, A)
特開平07-008508 (JP, A)
特開平05-277134 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , DB名)
A 61 C 8 / 00