

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6257045号
(P6257045)

(45) 発行日 平成30年1月17日(2018.1.17)

(24) 登録日 平成29年12月15日(2017.12.15)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 C 7/12 (2006.01) A 6 1 C 7/12

請求項の数 4 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2014-551168 (P2014-551168)	(73) 特許権者	504258527 国立大学法人 鹿児島大学
(86) (22) 出願日	平成25年12月9日(2013.12.9)		鹿児島県鹿児島市郡元一丁目21番24号
(86) 国際出願番号	PCT/JP2013/082954	(73) 特許権者	512316909 丸山鐵工株式会社
(87) 国際公開番号	W02014/088116		鹿児島県鹿児島市宇宿二丁目6番23号
(87) 国際公開日	平成26年6月12日(2014.6.12)	(74) 代理人	100090273 弁理士 國分 孝悦
審査請求日	平成28年11月16日(2016.11.16)	(72) 発明者	官脇 正一 鹿児島県鹿児島市郡元一丁目21番24号 国立大学法人 鹿児島大学内
(31) 優先権主張番号	特願2012-268204 (P2012-268204)	(72) 発明者	八木 孝和 鹿児島県鹿児島市郡元一丁目21番24号 国立大学法人 鹿児島大学内
(32) 優先日	平成24年12月7日(2012.12.7)		
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 スクリューの結合力維持具及び結合力維持具付きスクリュー

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

歯の移動のための矯正力を付与するときの固定源として用いられるスクリューを皮質骨に埋入させた状態で該スクリューの維持力を増強するためのスクリューの結合力維持具であって、

前記スクリューのスクリュー部を挿通させる穴が形成され、前記スクリューのヘッド部を受け止める座部と、

前記座部の周囲から外側に広がるように、かつ、徐々に細くなるように前記スクリューのねじ込み方向に延伸する複数本の脚部と、

隣り合う前記脚部間をつなぐ補強部とを備え、

前記スクリュー部を前記穴に挿通させた状態で前記スクリューを前記皮質骨にねじ込むと、前記ヘッド部が前記座部で受け止められるとともに、前記ヘッド部に押されて前記複数本の脚部の先端が前記皮質骨に圧接することを特徴とするスクリューの結合力維持具。

【請求項2】

前記各脚部の先端が尖っており、前記皮質骨に食い込むことを特徴とする請求項1に記載のスクリューの結合力維持具。

【請求項3】

歯の移動のための矯正力を付与するときの固定源として用いられ、皮質骨に埋入させるスクリューであって、

前記スクリューのスクリュー部を挿通させる穴が形成され、前記スクリューのヘッド部

10

20

を受け止める座部と、前記座部の周囲から外側に広がるように、かつ、徐々に細くなるように前記スクリューのねじ込み方向に延伸する複数本の脚部と、隣り合う前記脚部間をつなぐ補強部とを有する結合力維持具と、

前記スクリューと前記結合力維持具との間に設けられ、前記結合力維持具を付勢する付勢部材とを備え、

前記スクリュー部を前記穴に挿通させた状態で該スクリューを前記皮質骨にねじ込むと、前記ヘッド部が前記座部で受け止められるとともに、前記ヘッド部に押されて前記複数本の脚部の先端が前記皮質骨に圧接し、その状態から、前記付勢部材により前記各脚部の先端が前記皮質骨に食い込むようにしたことを特徴とする結合力維持具付きスクリュー。

【請求項 4】

前記付勢部材による前記結合力維持具の移動量を規制するストッパーを備えたことを特徴とする請求項 3 に記載の結合力維持具付きスクリュー。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、例えば歯科矯正治療に利用して好適なスクリューの結合力維持具及び結合力維持具付きスクリューに関する。

【背景技術】

【0002】

歯科矯正治療において、矯正力により目的の歯を移動させるためには、その矯正力に抗する固定源が必要となる。通常、固定源として、他の歯（大臼歯等）、頭部や頸部等が用いられてきた。

しかしながら、他の歯を固定源とする場合、動かしたくない歯が移動してしまうことがあるという欠点があった。また、頭部や頸部を固定源とする場合は、ヘッドギア等の装置を装着しなければ効果がないため、患者の協力が不可欠であるという欠点があった。

【0003】

Braunemark (a' は a の上に ' がある表記とする) らによって強固な骨結合 (osseointegration) を示す生体親和性の高いチタン製の人工歯根 (デンタルインプラント) が開発されて以降、それを絶対的固定源として用いた歯科矯正治療が 1960 年代に考案され、利用されるようになってきた。

しかしながら、チタン製のデンタルインプラントは、極めて高価であり埋入部位が限られていることに加え、外科的侵襲が大きく、さらに、強固に骨と結合しているため埋入後には撤去が難しく、一時的に用いるための加固定としては使用しにくい等の理由から、近年では、骨折等の治療で骨片の固定に用いられていたミニスクリューを固定源に用いた歯科矯正治療が行われるようになってきた (例えば特許文献 1 や特許文献 2 を参照)。この技術は、口腔内の例えば顎骨、歯槽骨、頬骨、口蓋骨 (以下、「顎骨等」と記す) にミニスクリューを埋入、固定して、このミニスクリューにプレートやワイヤーを支持させて固定するものである。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開平 11 - 164843 号公報

【特許文献 2】特開 2001 - 187071 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

ミニスクリューを用いることにより、外科的侵襲が小さく、患者の不快症状も少なくすることができる。最近では、埋入がより容易に行えるセルフドリリング (予め骨に穴をあけず、直接スクリューを埋入できるもの) タイプが主流となってきている。

しかしながら、ミニスクリューは埋入時、歯槽骨内の歯根と歯根の狭いスペースに正確

10

20

30

40

50

に埋入する必要があるため、常に歯根に接触する危険性をはらんでいる。また、埋入部位や適応症例の制限、歯根への損傷、高度な診断と埋入技術の必要性、約15%は脱落する等の欠点がある。ミニスクリューが脱落する原因として、ミニスクリューの形態や熟練を要する埋入時の操作等に加え、顎骨等内でのミニスクリューと歯根との接触が挙げられている。特にミニスクリューの長さを長くすると、顎骨等の皮質骨(骨の表面1~3mm程度の部分)を貫通して海綿骨に入っていき部分が長くなるため、脱落の主な原因となる歯根に接触する危険性が増す。

また、埋入の成功率を高めるためには、ミニスクリューと顎骨等の皮質骨との間の物理的な接触面積を増加させて結合力を増加させることが考えられるが、ミニスクリューの直径を大きくすると、脱落の主な原因となる歯根に接触する危険性が増すことに加え、セルフドリリングの際埋入時のトルクが増して、皮質骨に亀裂が走るようなおそれもある。

【0006】

そのため、従来のミニスクリューを用いる場合、歯根との接触を避けるために、埋入時に安全な位置や挿入角度を決定する必要があり、CT等の高額な画像検査やこれに伴う放射線被爆、さらに、高度な診断技術や高度な治療技術が必要となる欠点もあった。

また、混合歯列期の患者(子供)に対しては、永久歯の歯胚が歯槽骨内に存在することから、通常の術式でミニスクリューを埋入すると歯胚を傷つけるため、従来のミニスクリューを用いることができなかった。そのため、平成24年9月に日本矯正歯科学会が作成した歯科矯正用アンカースクリューのガイドラインでは、適応年齢については、原則として成人または永久歯列完成後の成長晩期の若年者に限定されている。

ミニスクリューの安定性を獲得するために、例えば顎骨等の皮質骨と海綿骨に触れるネジの部分のピッチを変えたミニスクリュー等も考案されている。このように成功率を向上させる試みが行われてきているが、口蓋以外の部位において約15%は脱落するというデータもあり、未だ解決方法は得られていない。

以上のようにミニスクリューの埋入後の安定性を得るためには、ある程度の長さや直径が求められるが、その反面、歯根との接触や結合力の低下を招くおそれがあり、これらはトレードオフの関係にある。そのため、従来のミニスクリューは改良が進んでいるにもかかわらず、未だ埋入可能領域の制限があり、脱落や破折のリスクが払拭できないのが現状である。

【0007】

本発明は上記のような点に鑑みてなされたものであり、安全性とスクリューの結合力を飛躍的に高めて、スクリューの脱落を大幅に減らすことと、埋入可能領域の適用範囲を広げることが目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明のスクリューの結合力維持具は、歯の移動のための矯正力を付与するときの固定源として用いられるスクリューを皮質骨に埋入させた状態で該スクリューの維持力を増強するためのスクリューの結合力維持具であって、前記スクリューのスクリュー部を挿通させる穴が形成され、前記スクリューのヘッド部を受け止める座部と、前記座部の周囲から外側に広がるように、かつ、徐々に細くなるように前記スクリューのねじ込み方向に延伸する複数本の脚部と、隣り合う前記脚部間をつなぐ補強部とを備え、前記スクリュー部を前記穴に挿通させた状態で前記スクリューを前記皮質骨にねじ込むと、前記ヘッド部が前記座部で受け止められるとともに、前記ヘッド部に押されて前記複数本の脚部の先端が前記皮質骨に圧接することを特徴とする。

また、本発明のスクリューの結合力維持具の他の特徴とするところは、前記各脚部の先端が尖っており、前記皮質骨に食い込む点にある。

本発明の結合力維持具付きスクリューは、歯の移動のための矯正力を付与するときの固定源として用いられ、皮質骨に埋入させるスクリューであって、前記スクリューのスクリュー部を挿通させる穴が形成され、前記スクリューのヘッド部を受け止める座部と、前記座部の周囲から外側に広がるように、かつ、徐々に細くなるように前記スクリューのねじ

10

20

30

40

50

込み方向に延伸する複数本の脚部と、隣り合う前記脚部間をつなぐ補強部とを有する結合
力維持具と、前記スクリューと前記結合力維持具との間に設けられ、前記結合力維持具を
付勢する付勢部材とを備え、前記スクリュー部を前記穴に挿通させた状態で該スクリュー
を前記皮質骨にねじ込むと、前記ヘッド部が前記座部で受け止められるとともに、前記ヘ
ッド部に押されて前記複数本の脚部の先端が前記皮質骨に圧接し、その状態から、前記付
勢部材により前記各脚部の先端が前記皮質骨に食い込むようにしたことを特徴とする。

また、本発明の結合力維持具付きスクリューの他の特徴とするところは、前記付勢部材
による前記結合力維持具の移動量を規制するストッパーを備えた点にある。

【発明の効果】

【0009】

本発明によれば、結合力維持具よりスクリューの結合力を飛躍的に高めることができ、
埋入可能領域の適用範囲も広げることが可能となり、さらに、スクリューの脱落を大幅に
減らすことができる。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1A】図1Aは、第1の実施形態に係るスクリューの結合力維持具の平面図である。

【図1B】図1Bは、第1の実施形態に係るスクリューの結合力維持具の側面図である。

【図1C】図1Cは、第1の実施形態に係るスクリューの結合力維持具の底面図である。

【図2】図2は、第1の実施形態に係るスクリューの結合力維持具の斜視図である。

【図3】図3は、第1の実施形態に係るミニスクリューの斜視図である。

【図4】図4は、第1の実施形態に係るミニスクリューと結合力維持具の使用状態を示す
図である。

【図5】図5は、第2の実施形態に係る結合力維持具付きスクリューを示す斜視図である

。

【図6A】図6Aは、第3の実施形態に係るスクリューの結合力維持具の平面図である。

【図6B】図6Bは、第3の実施形態に係るスクリューの結合力維持具の側面図である。

【図6C】図6Cは、第3の実施形態に係るスクリューの結合力維持具の底面図である。

【図7】図7は、第3の実施形態に係るスクリューの結合力維持具の斜視図である。

【図8】図8は、第4の実施形態に係る結合力維持具付きスクリューを説明するための図
である。

【図9】図9は、第4の実施形態に係る結合力維持具付きスクリューの変形例を説明する
ための図である。

【図10A】図10Aは、ミニスクリューの例を示す図である。

【図10B】図10Bは、ミニスクリューの例を示す図である。

【図10C】図10Cは、ミニスクリューの例を示す図である。

【図10D】図10Dは、ミニスクリューの例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0011】

以下、添付図面を参照して、本発明の好適な実施形態について説明する。

(第1の実施形態)

本願発明者は、ミニスクリューのみに改善を求めるだけでは不十分と判断し、その補助
装置となる「スクリューの結合力維持具」を発明するに至った。

図1A～図1C、図2に、本発明を適用した第1の実施形態に係るスクリューの結合力
維持具1を示す。また、図3に、ミニスクリュー2を示す。

【0012】

図3に示すミニスクリュー2は、歯科矯正治療において口腔内の顎骨等に埋入して、歯
の移動のための矯正力を付与するときの固定源として用いられる。

ミニスクリュー2は、下側からスクリュー部3と、円柱部4と、ヘッド部5とを有する
。スクリュー部3が顎骨等に埋入されて、ヘッド部5の一部が口腔内において外部に露出
した状態となる。ヘッド部5は、上端側の係合部6と、スクリュー部3の上に位置するフ

10

20

30

40

50

ランジ部 7 とを有する。係合部 6 は略六角柱形状であり、その上面には十字溝 8 が形成されている。係合部 6 の側面にドライバー等のツールを嵌め、又は十字溝 8 にツールを挿入してツールを係合部 6 に係合させた状態でツールを回すことにより、スクリュー部 3 をねじ込むことができる。ヘッド部 5 において、係合部 6 とフランジ部 7 との間には括れ部 9 が形成されている。この括れ部 9 や係合部 6 に、矯正用器具・材料を接続、支持させて固定する。

【 0 0 1 3 】

図 1 A ~ 図 1 C、図 2 に示す結合力維持具 1 は、顎骨等に埋入させたミニスクリー 2 の維持力を増強するために用いられる。

結合力維持具 1 は、ミニスクリー 2 のヘッド部 5 を受け止める座部 1 0 を有する。座部 1 0 の中央には、ミニスクリー 2 のスクリュー部 3 を挿通させる穴 1 1 が形成されている。ここで、ミニスクリー 2 のフランジ部 7 の下面は円弧面のテーパ状になっており、これに合わせて座部 1 0 も円弧面状の凹形状部 1 2 を有する。

また、結合力維持具 1 は、座部 1 0 の周囲からミニスクリー 2 のねじ込み方向に延伸する 3 本の脚部 1 3 を有する。各脚部 1 3 は、座部 1 0 の周囲から外側に円弧状に膨らんで広がるように、かつ、徐々に細くなるように延伸する。隣り合う脚部 1 3 間は、内側に凹むようにした円弧面部 1 4 でつながっており、この円弧面部 1 4 が脚部 1 3 の補強部として機能する。

【 0 0 1 4 】

ミニスクリー 2 を口腔内の顎骨等に埋入、固定するときには、スクリュー部 3 を結合力維持具 1 の穴 1 1 に挿通させた状態で顎骨等にねじ込む。これにより、図 4 に示すように、フランジ部 7 が座部 1 0 で受け止められるとともに、フランジ部 7 に押されて 3 本の脚部 1 3 の先端が顎骨等の表面 1 5 に圧接する。本実施形態では、各脚部 1 3 の先端を例えば包丁や釘の先端のように三角形錐状或いは円錐状に尖った鋭利な刃や針のような形状として、各脚部 1 3 の先端を顎骨等の皮質骨に埋入する時のトルクが 5 ~ 3 0 N 程度になった場合 0 . 1 ~ 0 . 9 mm 程度食い込ませることを想定している。なお、食い込ませる量は限定されるものではなく、必要に応じて 0 . 1 mm より小さくてもよいし、0 . 9 mm より大きくてもよい。

【 0 0 1 5 】

本実施形態に係る結合力維持具 1 を用いることによりミニスクリー 2 の結合力を飛躍的に向上させることができ、硬度の高い皮質骨との接触面積が増加し機械的嵌合力が高まることから、ミニスクリー 2 の脱落を大幅に減らすことができる。

すなわち、結合力維持具 1 の脚部 1 3 が顎骨等の表面（緻密で強度の高い皮質骨）に圧接し、皮質骨に食い込むので、結合力維持具 1 に圧接するミニスクリー 2 の維持力を飛躍的に高めることができる。

また、ミニスクリー 2 には矯正用器具が接続するため、一径方向への引っ張り力が作用する。この場合にも、結合力維持具 1 の脚部 1 3 が引っ張り力に対する抗力を発揮する。特に本実施形態のように各脚部 1 3 が外側に広がるように、すなわちミニスクリー 2 の径方向に広がるように延伸する形状とすることで、引っ張り力に対する大きな抗力を発揮することができる。したがって、治療中の矯正力の負荷に対してミニスクリー 2 が傾いたり、脱落したりするのを防ぐことができる。

【 0 0 1 6 】

以上のようにミニスクリー 2 の維持力を飛躍的に向上させることができるので、従来あるミニスクリー（直径 1 . 2 ~ 2 . 0 mm 程度、長さ 4 . 0 ~ 8 . 0 mm 程度）はもちろん、従来は使用できなかった長さの短いミニスクリーを使用することも可能になる。これにより、顎骨等内での歯根との接触を回避できるようになるだけでなく、CT 等の高額な画像検査や放射線被爆、高度な診断技術や高度な治療技術も不要となる。さらに、乳歯列期や混合歯列期の若年者に対してもミニスクリーを使用できる適応症例の拡大が、従来技術と比較して極めて優位性の高い点である。

【 0 0 1 7 】

10

20

30

40

50

また、本発明を適用した結合力維持具 1 では、3本の脚部 1 3の先端が顎骨等の表面に圧接して皮質骨に食い込む構成としているが、これは次のような理由からである。

すなわち、顎骨等の表面は平坦面とは限らず、凹凸のある複雑な形状である。そのため、例えば円板形状の座金を用いることを考えた場合、座金と顎骨等の表面との間に隙間ができてしまう。それに対して、本発明を適用した結合力維持具 1 では、顎骨等の表面が凹凸のある複雑な形状であっても、脚部 1 3の先端が鋭利であるため、各脚部 1 3の食い込みが異なることで3本の脚部 1 3の先端を確実に顎骨等の表面に接触させることができる。

また、口腔内において顎骨等は歯肉で覆われている。そのため、例えば円板形状の座金を用いることを考えた場合、座金が歯肉を圧迫して血流の遮断による壊死等が起こる可能性がある。或いは、広い面積（座金の面積分）で歯肉を剥離するという外科的侵襲の大きな処置が必要となる。それに対して、本発明を適用した結合力維持具 1 では、3本の脚部 1 3の先端を顎骨等の表面に圧接させれば良いので、このような問題は生じない。

【0018】

（第2の実施形態）

第2の実施形態として、第1の実施形態で説明した結合力維持具 1 とミニスクリー 2 とを一体型とした「結合力維持具付きスクリー」を説明する。

図5に、本発明を適用した実施形態に係る結合力維持具 1 付きスクリー 2 を示す。なお、第1の実施形態と同様の構成要素には同一の符号を付し、その詳細な説明は省略する。

結合力維持具 1 がミニスクリー 2 から脱落しないように、かつ、ミニスクリー 2 と結合力維持具 1 とが相対回転可能となるように、スクリー部 3 側から抜け止め部材を設ける。なお、フランジ部 7 があるので、結合力維持具 1 がミニスクリー 2 のヘッド部 5 方向に抜けることはない。

【0019】

（第3の実施形態）

図6A～図6C、図7に、本発明を適用した第3の実施形態に係るスクリーの結合力維持具 1 を示す。なお、第1の実施形態とは形状が異なるだけであって、基本的構成は同様であり、同じ構成要素には同一の符号を付し、その説明を省略する。

本実施形態においても、結合力維持具 1 は、ミニスクリー 2 のヘッド部 5 を受け止める座部 1 0 を有する。座部 1 0 の中央には、ミニスクリー 2 のスクリー部 3 を挿通させる穴 1 1 が形成されている。ここで、ミニスクリー 2 のフランジ部 7 の下面は円弧面のテーパ状になっており、これに合わせて座部 1 0 も円弧面状の凹形状部 1 2 を有する。

また、結合力維持具 1 は、座部 1 0 の周囲からミニスクリー 2 のねじ込み方向に延伸する3本の脚部 1 3 を有する。各脚部 1 3 は、座部 1 0 の周囲から外側に広がるように、かつ、徐々に細くなるように延伸する。本実施形態の場合、各脚部 1 3 の中央に脚部 1 3 の延伸方向に伸びる稜線が形成されている。隣り合う脚部 1 3 間は、内側に凹むようにした円弧面部 1 4 でつながっており、この円弧面部 1 4 が脚部 1 3 の補強部として機能する。

【0020】

（第4の実施形態）

第4の実施形態として、結合力維持具 1 とミニスクリー 2 とを一体型とし、付勢部材を備えた「結合力維持具付きスクリー」を説明する。

図8に、本発明を適用した実施形態に係る結合力維持具 1 付きスクリー 2 を示す。なお、第1の実施形態と同様の構成要素には同一の符号を付し、その詳細な説明は省略する。

【0021】

図8に示すように、ミニスクリー 2 は、ヘッド部 5 を有する。また、結合力維持具 1 は、ミニスクリー 2 のスクリー部 3 を挿通させる穴 1 1（図8では不図示）が形成さ

10

20

30

40

50

れ、ミニスクリュー 2 のヘッド部 5 を受け止める座部 10 と、座部 10 の周囲からミニスクリュー 2 のねじ込み方向に延伸する複数本の脚部 13 とを有する。

なお、本実施形態では、ミニスクリュー 2 のヘッド部 5 のフランジ部 7 がフラットな形状のものを図示するが、第 1 ~ 第 3 の実施形態で説明したようなミニスクリュー 2 の形状や結合力維持具 1 の形状としてもかまわない。

【0022】

本実施形態では、ミニスクリュー 2 のヘッド部 5 と結合力維持具 1 の座部 10 との間、板ばねや一重のコイルスプリング等の付勢部材 15 が可動状態で挟み込まれている。

【0023】

ミニスクリュー 2 を口腔内の顎骨等に埋入、固定するときには、図 8 の左側の状態に示すように、スクリュー部 3 を結合力維持具 1 の穴 11 に挿通させた状態で顎骨等にねじ込む。これにより、図 8 の真中の状態に示すように、付勢部材 15 が圧縮されてフランジ部 7 が座部 10 で受け止められるとともに、フランジ部 7 に押されて脚部 13 の先端が顎骨等の表面 15 に圧接し、皮質骨に食い込む。そして、図 8 の真中の状態から時間が経過すると（例えば 4 ~ 8 週間後）、図 8 の右側の状態に示すように、付勢部材 15 により、各脚部 13 の先端が顎骨等の皮質骨に徐々にさらに食い込んだ状態となる。これにより、強固な維持力を発揮することができる。

【0024】

ここで、ミニスクリュー 2 には、ストッパー 16 が装着されている。ストッパー 16 は、付勢部材 15 による結合力維持具 1 の移動量を規制する。このストッパー 16 により、各脚部 13 の先端を顎骨等の皮質骨に食い込ませる量を適宜設定することができ、過剰に食い込むのを防止することができる。また、ストッパー 16 は、結合力維持具 1 がミニスクリュー 2 から脱落しないように、かつ、ミニスクリュー 2 と結合力維持具 1 とが相対回転可能となるようにした抜け止め部材も兼ねる。なお、ストッパー 16 の形状等はどのようなものでもよい。

また、別部材としてのストッパー 16 を持たないタイプとしてもよい。例えば図 9 に示すように、ヘッド部 5 とスクリュー部 3 との間の円柱部 4 の径を、スクリュー部 3 の上端より細くして、段差 17 を有する形状としてもよい。結合力維持具 1 は、円柱部 4 の範囲（ヘッド部 5 の下端からスクリュー部 3 の上端までの範囲）で移動できるが、付勢部材 15 により結合力維持具 1 が付勢されても、段差 17 でそれ以上移動できなくなる。なお、図 9 では段差 17 を有するようにしたが、円柱部 4 の径がスクリュー部 3 に向かうにつれて拡径する逆テーパの形状としてもよい。このように、ミニスクリュー 2 自体に、結合力維持具 1 の付勢部材 15 による移動量を規制するストッパーの役目を負わせる。この形態により、各脚部 13 の先端を顎骨等の皮質骨に食い込ませる量を適時設定できる。

【0025】

以上、本発明の好ましい実施形態について説明したが、本発明はこれらの実施形態に限定されず、その要旨の範囲内で種々の変形及び変更が可能である。

例えば第 1 ~ 第 4 の実施形態で示したミニスクリュー 2 は限定されるものではなく、各種ミニスクリューを用いることができる。図 10A ~ 図 10D に、ミニスクリュー 2 の例を示す。図 10A、図 10B に示すのは、スクリュー部 3 がまっすぐなタイプである。図 10A に示すのは、緻密で強度の高い皮質骨に螺合する部分のピッチは細かく、海面骨に螺合する部分のピッチは粗くしたダブルピッチのミニスクリュー 2 である。図 10B に示すのは、スクリュー部 3 のピッチを全域において等しくしたミニスクリュー 2 である。また、図 10C、図 10D に示すのは、スクリュー部 3 が先端に向けて縮径するテーパ状のタイプである。図 10C に示すのは、緻密で強度の高い皮質骨に螺合する部分のピッチは細かく、海面骨に螺合する部分のピッチは粗くしたダブルピッチのミニスクリュー 2 である。図 10D に示すのは、スクリュー部 3 のピッチを全域において等しくしたミニスクリュー 2 である。

【0026】

また、上記実施形態では結合力維持具 1 が 3 本の脚部 13 を有する例を説明したが、そ

10

20

30

40

50

の本数は限られるものではない。ただし、2点支持よりも3点支持以上の方が安定性は増すので、3本以上の脚部13を有するのが好ましい。一方、脚部13の数が増えると、歯肉に圧迫する箇所が増えたり、歯肉を剥離する箇所が増えたりするので、必要最低限の3本とするのが好ましい。

また、各部のサイズ等は歯肉や皮質骨の厚み等に合わせて適宜選択されればよく、限定されるものではない。なお、結合力維持具1の高さは、口腔内において歯肉外に出る部分が極力少なくなるように高さを低くするのが好ましい。

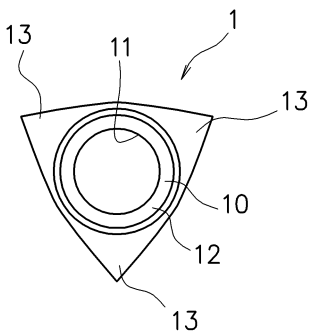
【産業上の利用可能性】

【0027】

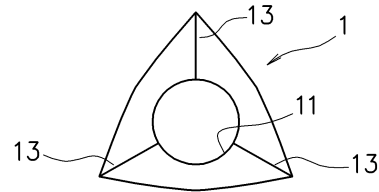
本発明は、スクリューの埋入の長さが十分に確保できないような部位にも使用できるので、顎骨に対してはデンタルインプラントの代替品として、また、神経の走行に十分な配慮が必要な脊椎やその他の整形外科領域、更には一般工業製品にも応用可能である。

10

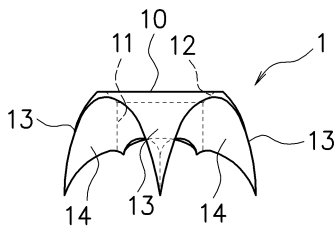
【図1A】



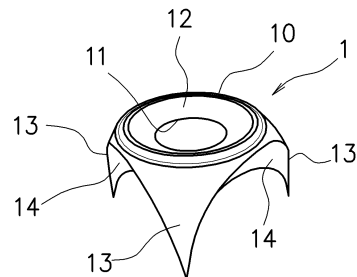
【図1C】



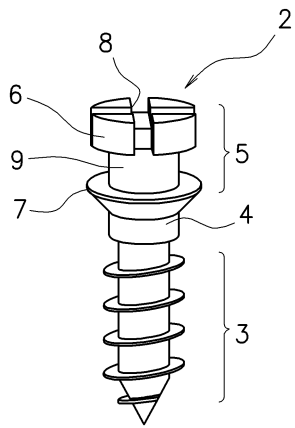
【図1B】



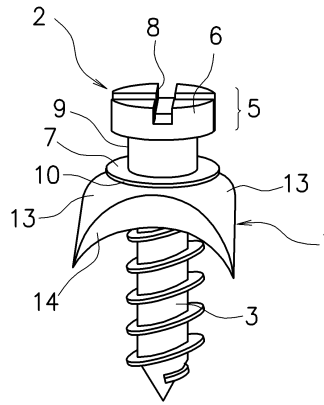
【図2】



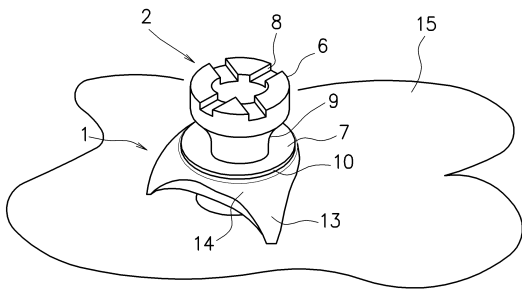
【図3】



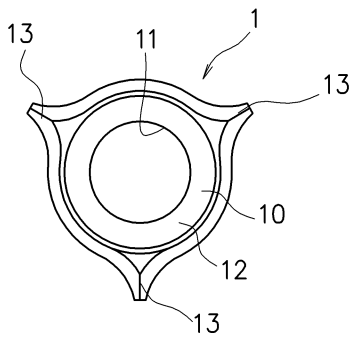
【図5】



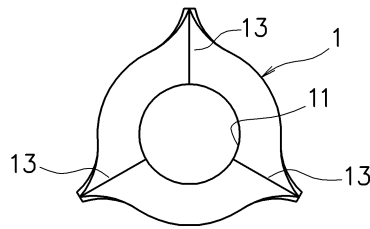
【図4】



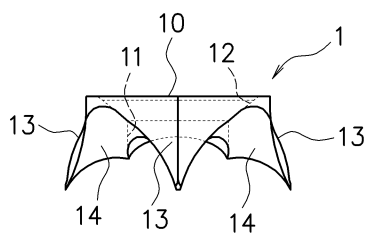
【図6A】



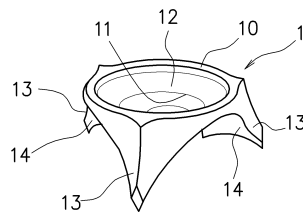
【図6C】



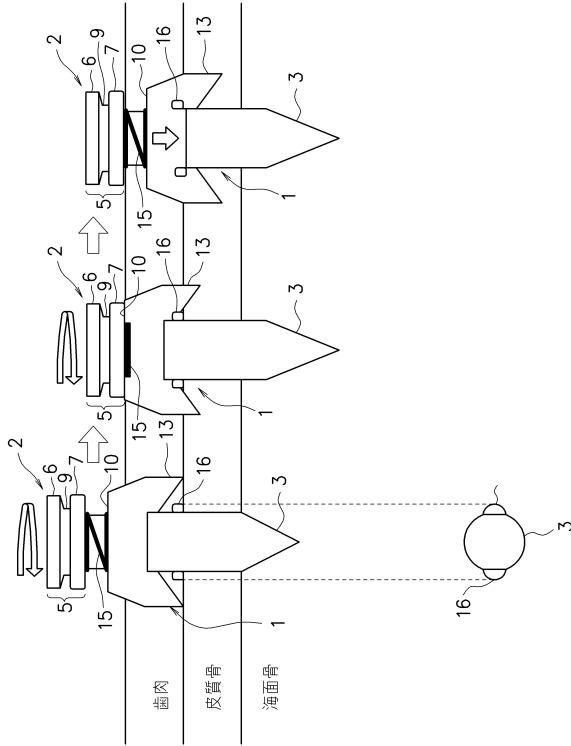
【図6B】



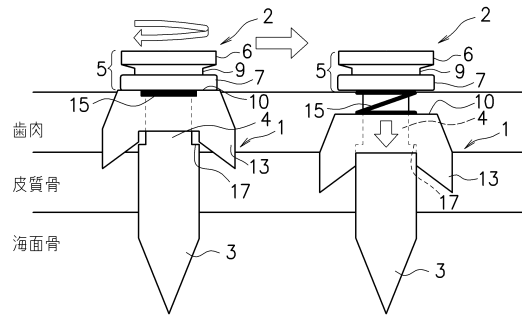
【図7】



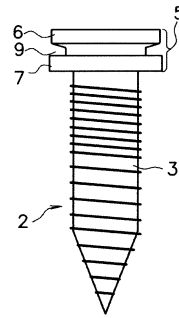
【 図 8 】



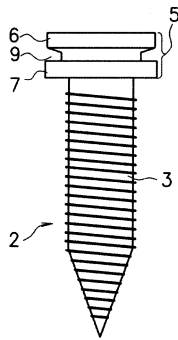
【 図 9 】



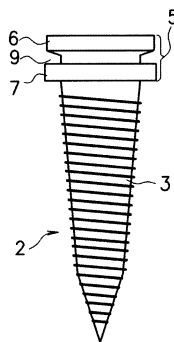
【 図 10 A 】



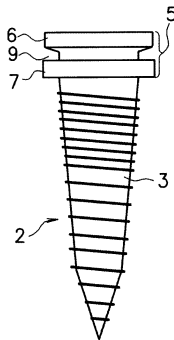
【 図 10 B 】



【 図 10 D 】



【 図 10 C 】



フロントページの続き

- (72)発明者 友成 博
鹿児島県鹿児島市郡元一丁目2番24号 国立大学法人 鹿児島大学内
- (72)発明者 木村 裕一
鹿児島県鹿児島市宇宿二丁目6番23号 丸山鐵工株式会社内
- (72)発明者 大迫 康夫
鹿児島県鹿児島市宇宿二丁目6番23号 丸山鐵工株式会社内
- (72)発明者 丸山 聡
鹿児島県鹿児島市宇宿二丁目6番23号 丸山鐵工株式会社内

審査官 沼田 規好

- (56)参考文献 特開2006-200657(JP,A)
実開昭58-010794(JP,U)
実開昭51-021069(JP,U)
特開平11-164843(JP,A)
特開2007-024212(JP,A)
実公昭45-004888(JP,Y1)
実公昭36-024532(JP,Y1)
仏国特許出願公開第2681777(FR,A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61C 7/12