

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4691437号
(P4691437)

(45) 発行日 平成23年6月1日(2011.6.1)

(24) 登録日 平成23年2月25日(2011.2.25)

(51) Int. Cl. F 1
A 6 1 C 8/00 (2006.01) A 6 1 C 8/00 Z

請求項の数 6 (全 7 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2005-341024 (P2005-341024) (22) 出願日 平成17年11月25日(2005.11.25) (65) 公開番号 特開2007-143772 (P2007-143772A) (43) 公開日 平成19年6月14日(2007.6.14) 審査請求日 平成19年11月8日(2007.11.8)</p>	<p>(73) 特許権者 000126757 株式会社アドバンス 東京都中央区日本橋小舟町5番7号 (72) 発明者 江口 未来 埼玉県所沢市北原町899-5 株式会社 アドバンス 新素材材料科学研究所内 (72) 発明者 堤 義親 東京都品川区旗の台6-26-15 審査官 川島 徹</p>
---	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 歯科用インプラント

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

芯材(10)のネジ部の下方方向に具えた、前記芯材(10)のネジ部の口径から突出することがない高さのねじ山を有する円柱状の第1ネジ部(11)、前記芯材(10)のネジ部の生体硬組織表面方向に具えた、その表面に凹凸がない円柱状の無ネジ部(13)、前記第1ネジ部(11)と前記無ネジ部(13)の間に具えた、前記芯材(10)のネジ部の口径を突出しない高さのねじ山を有しており、前記第1ネジ部(11)から連続して形成されたネジであって、そのネジの溝の深さが浅くなりながら前記無ネジ部(13)まで連続的に形成された円柱状の第2ネジ部(12)、前記第1ネジ部と前記第2ネジ部の両方の両側に、長軸方向に平行に形成したカット面(11C)、歯肉との接触部分には前記無ネジ部(13)の上縁部から上部へ放射状に広がるように形成された傾斜部(14)、前記傾斜部(14)の上縁部から上方へ平行に延ばして円柱状とした部分を義歯を装着する為に調節可能な範囲とした装着調整部(15)を備えたワンピースタイプの歯科用インプラント。

10

【請求項2】

前記装着調整部(15)の口径は、前記芯材(10)のネジ部の口径に比べ、5.0~20.0%ほど大きい請求項1に記載の歯科用インプラント。

【請求項3】

前記カット面(11C)は、湾曲状に形成されている請求項1に記載の歯科用インプラント。

20

【請求項 4】

前記無ネジ部(13)の長さは、生体硬組織へ埋入する部位の長さの2~50%である請求項1に記載の歯科用インプラント。

【請求項 5】

前記芯材(10)のネジ部に水熱処理を施したアパタイト被覆層が形成されてなる請求項1に記載の歯科用インプラント。

【請求項 6】

前記傾斜部(14)に水熱処理を施してなる請求項1に記載の歯科用インプラント。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明は、歯科用インプラントに関するものである。

【背景技術】

【0002】

歯科用インプラントは主に金属製芯材の一部を生体組織に埋入し、口腔内に突出した上部に義歯を装着して形成される1ピースタイプ、及び生体硬組織に埋入される下部と、義歯を装着する上部とが分離した2ピースタイプに大別されるが、それぞれ一長一短を持ち医師、技工士等の選択によって使い分けられている場合が多い。

【0003】

歯科用インプラントの普及は、上述した形態の確立や性能の向上等から、植立後の生体

20

に対する安定性が認められつつあり、市場においても年々増加する傾向がある。

歯科用インプラント、即ち人工歯根は、個人差のある歯列内に埋入されるため。既成形状では、対応しきれず、歯科医自ら、芯材の上部を削るなどする場合がある。

又、インプラントの施術も限られた環境の中で、手早く、確実にしかも患者の負担を軽減しながら行うことが求められている。

【特許文献1】特開2005-270528号公報

【特許文献2】特開2005-270529号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

30

ところで、歯科用インプラントは、生体との親和性と埋入後の咀嚼力に耐え得る強度が必要であり、その中で、チタン材は、生体との親和性、機械的強度を有する点で好適な材料である。しかしながら、芯材に細い部分、切れ目等不均一な部分が多数連続している場合、長い時間使用しているとチタン材でも咀嚼力等により折れてしまう場合があることから、折れやすい中間の部分等は、なるべく太く一様に形成されることが好ましいのである。

顎骨に孔を開ける場合、この孔の径がインプラントの口径より小さく設定されるため、埋入の際、インプラントの中間の太い部分が、残渣の取り出しを邪魔する場合があります。残渣を回収する為に余計な作業を要する。

また、埋入直後においては骨との強固な癒合が期待できないため、初期固定力が高く、

40

かつ新たに造成された骨と強固に癒合するインプラントが望ましい。

この様な点を解消すべく、個人差を調整して、しかも折れ難く埋入のし易いインプラントが希求されるのである。

【課題を解決するための手段】

【0005】

上記に鑑み本発明は、インプラントの中間部が太くても、硬組織の孔の周囲を削りながら歯根が埋入されていく際、累合の溝の部分がその残渣を外部へ誘導するように押し出してくれることで、容易に残渣の回収ができるようになると共に、隣在歯の形状、距離等によって、人工歯根の芯材を削らなければならない場合であっても、上部に任意の切削、研削を可能とする領域(調整部)を設けることで、より便利な歯科用インプラントが形成で

50

きる。

また、生体硬組織への埋入する部分の埋入面方向を無ネジ部とし、この無ネジ部を長くすることで、硬組織との接触面を大きくすると共に、折れの防止をする。

また、咀嚼による圧縮力を強固な皮質骨に密着している上方向に広がるような傾斜面を受けることが可能となり、圧縮強度が増大し、インプラントの沈下を防止できる。

【発明の効果】

【0006】

本発明は、より強度を高めるべく、インプラントの芯材の太さをより太くすると共に、インプラントの施術時に生じる残差の容易な回収や、患者固有の顎形状、歯列に応じた加工調整可能なインプラントを提供し、使い勝手が良くしかも折れることが少ないインプラントを提供する。また、傾斜部を設けることで咀嚼等の圧縮力にてインプラントが過度に沈下して上顎洞や神経を侵襲することを防止するインプラントを提供する。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0007】

本発明は、施術時の残渣の回収を容易にでき、且つ、使用時の折れを防止するため細い部分がない芯材を有する。

更に、医師が、患者の口腔内の状況に応じて義歯装着部に対し自ら切削などの加工ができるように調整部を設けた構成とすることで、患者によって調整が可能なインプラントの提供を可能とする。

本発明は、芯材の口径を突出することなくネジ部が形成される例を示すが、この芯材の口径とは、生体硬組織埋入部位の口径を示すものである。

20

以下本発明の実施例につき詳細に説明する。

【実施例1】

【0008】

図1は、本発明の一実施例を示す図である。

本実施例である芯材10は、チタン芯材よりなるワンピースタイプの人工歯根形状を示す。

11は、第1ネジ部であり、等間隔のピッチと深さを有するネジ状を有する。

12は、第2ネジ部であり、第1ネジ部と連続して形成されているが、溝の深さが小さくなっていく状態を示す。第2ネジ部の距離は、0.1mm~1.0mmが例示される。

30

13は、無ネジ部であり、第2ネジ部に連続して形成され、周縁に凹凸がない状態である。無ネジ部13の幅は、0.1mm~3.0mmが例示される。

第1ネジ部11、第2ネジ部12には、長軸方向に平行にカット面11Cを形成している。カット面11Cは、回転を防止するためのものであるが、植立の安定及び強度の保持を図るためその面積を少なく抑える必要があることから、図5、図6で示す様に湾曲状に形成されることが好ましい。

14は、傾斜部であり、無ネジ部13から放射状に広がり、そのまま装着調整部15へ接続している。装着調整部15の幅は、3.1mm~5.5mmであり、当該幅は、植立部位によって適宜調整される。

15は、装着調整部であり、一様な幅を有し、その他の径に比べ、比較的幅のある部分である。装着調整部15の口径は、ネジ部の口径に比べ、5.0~20.0%ほど大きい状態が例示される。装着調整部15は、歯科医、看護師、技工士等、直接施術に關与し、植立を行う場合、隣在歯との関係で、加工調整される部位であり、その目的に応じ、大きさは適宜調整される。

40

16は、装着先端部であり、義歯を挿入し、固定するための略円錐状の構成を有するが、形状大きさなどは、義歯の形状、大きさにより適宜調整される

【0009】

図1は、実際、生体に埋入した状態を示す。埋入部位は、顎骨部17で、無ネジ部13まで、18は、歯肉部であり、傾斜部14の幅とおおよそ一致する事が好ましい。また、顎骨部17が平らでない場合、傾斜部14の下方一部までが骨内に埋入される場合もある

50

19は、義歯部であり、奥歯、前歯等部位毎にその形状は加工調整される。

芯材がチタンの場合は、そのままでも利用可能であるが、より好ましくは、その表面に水熱処理を施したり、プラズマ熔射、その他の被覆手法によるハイドロキシアパタイト、リン酸三カルシウム等のリン酸カルシウム化合物の被覆を行った後、水熱処理を行う手法を付加することができ、当該手法により、インプラントと生体組織との結合に近い状態が形成できる。

当該実施例を図2に示す。

【実施例2】

【0010】

図2は、図1を長軸方向で切断した断面図であって、プラズマ熔射被覆後水熱処理して得られる再結晶化ハイドロキシアパタイト被覆20と、芯材表面に水熱処理層21を設けたものである。

ハイドロキシアパタイト被覆について、

本発明における被覆に関し、プラズマ熔射によるTCPによる溶射被覆を行い、芯材表面にTCPによる被覆層(膜厚10~60 μ m、好ましくは25~45 μ m)を形成する。

被覆層は、図2で示すように、顎骨に埋入される部分までが好ましい。

更に、リン酸カルシウム化合物、リン酸二水素ナトリウム、リン酸アンモニウム等のリン酸塩及び/又は炭酸カルシウム、塩化カルシウム、硝酸カルシウム等のカルシウム塩を含む溶液(温度110~130 $^{\circ}$ C、圧力0.1~2.0MPa、好ましくは温度115~125 $^{\circ}$ C、圧力1.0~1.5MPa)に1~200時間、好ましくは1~50時間浸漬して水熱処理を行う。TCP層は、再結晶化されたハイドロキシアパタイトに変換される。

尚TCP(リン酸三カルシウム)でなくても、TCP、ハイドロキシアパタイト、その他のリン酸カルシウム化合物及びこれらの複合材で被覆してもよい。

当該水熱処理の結果、芯材表面には、酸化膜等の水熱処理層21が形成されている。

水熱処理層21を形成する前の処理として、機械研磨、化学研磨、電解研磨等の研磨処理を施し、好ましくは鏡面研磨処理を施すことで、水熱処理層21が芯材に安定的に形成され、生体早期安定性を得ることができる。

尚、水熱処理層21は、少なくとも歯肉等の生体軟組織と接触する部分にあれば良く、図2で示す様に全体に形成される必要はない。

被覆手法は、プラズマ熔射の他、スパッタリング、イオン注入、熱分解コーティング等様々な手法が示されるが、実用上プラズマ溶射法による被覆が好適である。

【0011】

図3は、図1で示す芯材を6面方向から見た図であり、(a)は、正面図、(b)は、背面図、(c)は、平面図、(d)は、右側面図、(e)は、底面図、(f)は左側面図である。

【実施例3】

【0012】

更に図4は、本発明の他の実施例を示す。

図4の(a)は、正面図、(b)は背面図、(c)は平面図、(d)は右側面図、(e)は、底面図、(f)は左側面図である。図5は、図4で示すA-A'で切断した場合の断面図であり、図6は、図4で示す実施例を斜視的に見た図である。

本実施例は、図1で示す実施例に比べ無ネジ部41をより長く確保した構成を示す。当該構成によれば、初期固定をより安定的に行わせることができ、更に生体組織との結合を行う再結晶化アパタイトが被覆されることで、より早い固定を実現できる。

無ネジ部13の長さは、硬組織埋入部40の長さの10~50%くらいとすることでより強度が上がる点で好ましい。

【産業上の利用可能性】

【0013】

本発明は、残渣を回収しやすく、患者によって形状を任意に加工可能な領域を持ち、使

10

20

30

40

50

い勝手が良く、しかも強度に優れている人工歯根が提案できることから、規模の小さい歯科医でも容易な植立作業を可能とする。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】本発明の一実施例を示す図。

【図2】本発明の他の実施例を示す図。

【図3】本発明の他の実施例を各面からみた図。

【図4】本発明の他の実施例を各面から見た図。

【図5】本発明の図4で示すA - A'における断面図。

【図6】本発明の図4で示した実施例の斜視図。

10

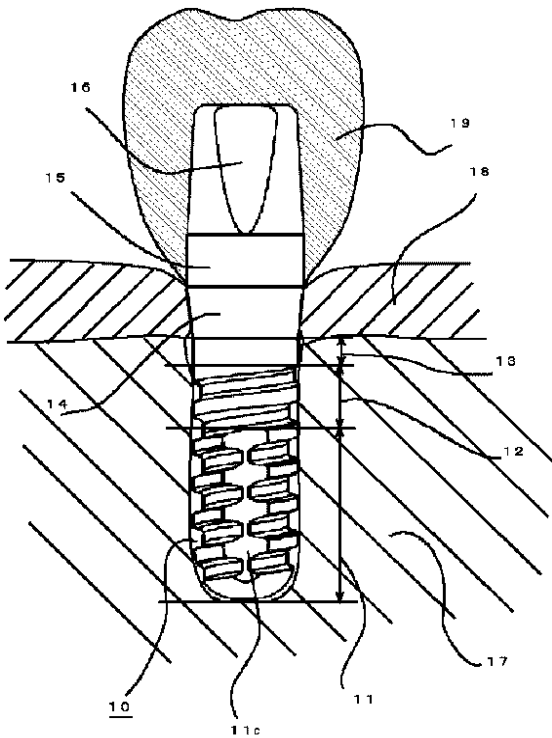
【符号の説明】

【0015】

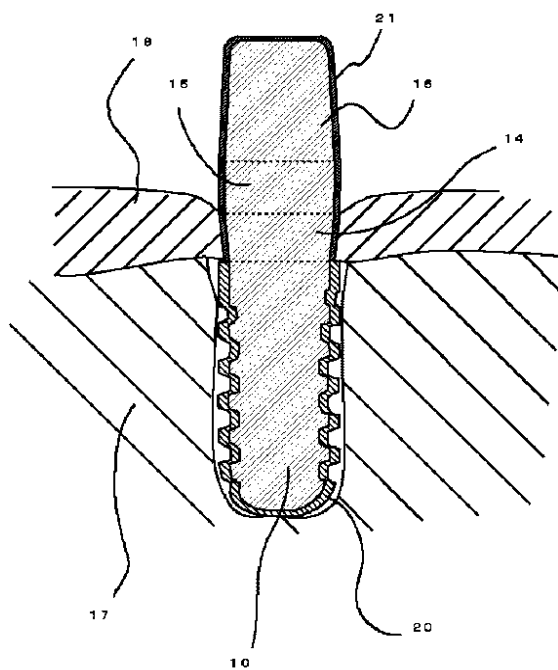
- 10 芯材
- 11 第1ネジ部
- 12 第2ネジ部
- 13 無ネジ部
- 14 傾斜部
- 15 装着調整部
- 16 装着先端部
- 17 顎骨
- 18 歯肉部
- 19 義歯

20

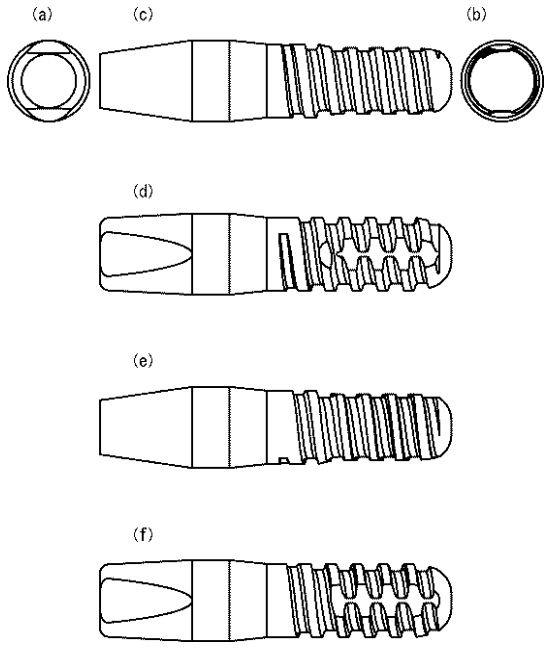
【図1】



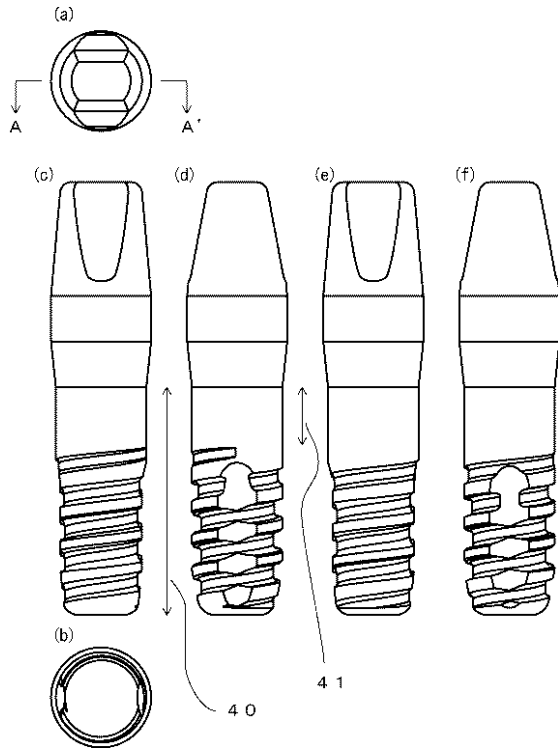
【図2】



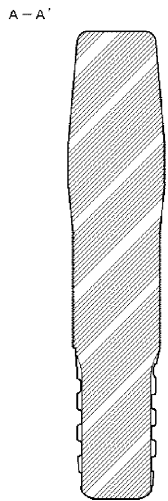
【 3 】



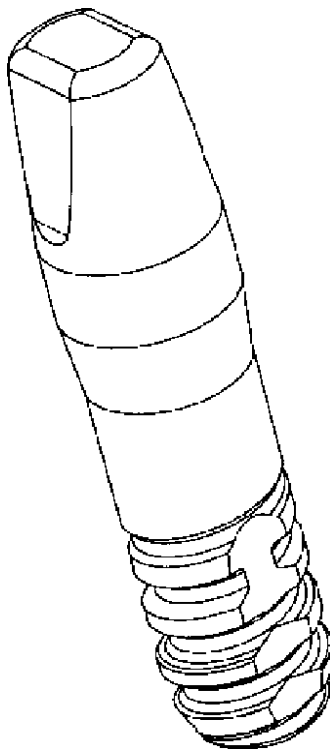
【 4 】



【 5 】



【 6 】



フロントページの続き

(56)参考文献 米国特許出願公開第2005/0250074(US, A1)

国際公開第2004/103202(WO, A1)

特開昭61-008043(JP, A)

実開平02-068813(JP, U)

特開平02-161939(JP, A)

特開平06-304186(JP, A)

特表平08-510400(JP, A)

特開平09-099053(JP, A)

特開2005-270529(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61C 8/00