

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2009 年 12 月 3 日(03.12.2009)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2009/145361 A1

- (51) 国際特許分類:
A61F 2/28 (2006.01) A61C 8/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2009/060303
- (22) 国際出願日: 2009 年 5 月 29 日(29.05.2009)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2008-143883 2008 年 5 月 30 日(30.05.2008) JP
特願 2009-124780 2009 年 5 月 23 日(23.05.2009) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社ナントー精密 (NANTO SEIMITSU CO.,LTD.) [JP/JP]; 〒4100301 静岡県沼津市宮本 1 7 3 番地 Shizuoka (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 石渡 暉夫 (ISHIWATA, Teruo) [JP/JP]; 〒4100301 静岡県沼津市宮本 1 7 3 番地 株式会社ナントー精密内 Shizuoka (JP).
- (74) 代理人: 高岡 亮一 (TAKAOKA, Ryoichi); 〒1710021 東京都豊島区西池袋 3-21-13-2409 高岡 IP 特許事務所 Tokyo (JP).

- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

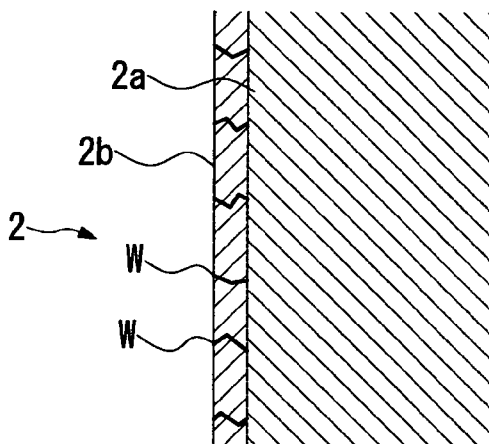
添付公開書類:

- 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

(54) Title: IMPLANT BODY, METHOD OF MANUFACTURING THE SAME, AND DENTAL IMPLANT

(54) 発明の名称: インプラント体及びその製造方法並びに歯科用インプラント

[図2]



(57) Abstract: Provided are an implant body, a method of manufacturing the same, and a dental implant; said implant body having good biocompatibility and a high degree of bone attachment. An implant body (2) is stabilized so as to come in contact with the bone, said implant body (2) comprising a base material (2a) formed of zirconia, and a surface layer (2b) that is softer than the base material (2a) and formed on the surface of the base material (2a). More specifically, the implant body is not only superior in mechanical strength due to the base material (2a) being formed of zirconia, but also the soft and flexible surface layer (2b) functions as a buffer layer to ease the difference in the degree of hardness between the bone and the base material (2a). The soft surface also improves the adhesion of the implant body (2a) to the bone.

(57) 要約: 【課題】インプラント体及びその製造方法並びに歯科用インプラントにおいて、良好な生体親和性及び高い骨結合を得ること。
【解決手段】骨に接触状態で固定されるインプラント体 2 であって、ジルコニアで形成された母材部 2a と、該母材部 2a の表面に形成された母材部 2a よりも低い硬度の表面層 2b と、で構成されている。すなわち、ジルコニアの母材部 2a により機械的強度に優れているだけでなく、柔らかく軟質な表面層 2b が骨と母材部 2a との硬度差を緩和する緩衝層として機能する

と共に柔らかい表面により骨密着性がさらに高まる。

明 細 書

発明の名称：

インプラント体及びその製造方法並びに歯科用インプラント

技術分野

[0001] 本発明は、骨に密着状態で固定されるインプラント体、例えば、永久歯の歯根欠損等の際に顎の骨などに埋め込まれるインプラント体及びその製造方法並びに歯科用インプラントに関する。

背景技術

[0002] 従来、骨に埋設等して接触状態に固定され、人工骨、骨接合材料又は骨補填材等として適用されるインプラント体が用いられている。

例えば、虫歯や破損により永久歯の歯根が失われた場合、歯槽骨の穿孔にインプラント体が挿入されて固定される歯科用インプラントが用いられている。この歯科用インプラントは、一般に、歯槽骨に固定されるインプラント体と、該インプラント体に螺着され人工歯冠を装着可能なアバットメントと、で構成されている。

[0003] 現在、上記インプラント体を構成する材料としては、純チタンが多く採用されているが、純チタンの場合、金属アレルギーが生じるおそれや細菌付着が多い等の不都合があるため、近年、インプラント体に好適な他の材料として、例えば生体親和性や機械的強度が優れたセラミックス材料が検討されている。例えば、特許文献1には、インプラントの材料としてセラミックス材料を含めいくつかの材料が記載されている。また、この特許文献1では、生物学的適合性を付与するため、インプラントの表面に対して化学的、電気化学的、機械的、又はレーザ処理等を行って粗面化する点について記載がなされている。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特許第4046213号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] 上記従来技術には、以下の課題が残されている。

すなわち、上記特許文献1に記載の技術では、インプラントの表面に機械的処理やレーザ処理等を行って粗面化することで、生物学的適合性を高めているが、単に粗面化するだけでは不十分であり、良好な生体親和性及び高い骨結合を獲得することが困難であった。このため、さらに良好な生体親和性を備えていると共に、骨結合を強化可能なインプラント体が求められており、特に、生体親和性や機械的強度等が優れたセラミックス材料で形成されたインプラント体が要望されている。

[0006] 本発明は、前述の課題に鑑みてなされたもので、良好な生体親和性及び高い骨結合を得ることができるインプラント体及びその製造方法並びに歯科用インプラントを提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0007] 本発明は、前記課題を解決するために以下の構成を採用した。すなわち、本発明のインプラント体は、骨に接触状態で固定されるインプラント体であって、ジルコニアで形成された母材部と、該母材部の表面に形成され前記母材部よりも低い硬度の表面層と、で構成されていることを特徴とする。

[0008] このインプラント体では、ジルコニアで形成された母材部と、該母材部の表面に形成され母材部よりも低い硬度の表面層と、で構成されているので、ジルコニアの母材部により機械的強度に優れているだけでなく、柔らかく軟質な表面層が骨と母材部との硬度差を緩和する緩衝層として機能すると共に柔らかい表面により骨密着性がさらに高まる。

[0009] また、本発明のインプラント体は、前記表面層に、多数のひび割れが形成されていることを特徴とする。すなわち、このインプラント体では、表面層に、多数のひび割れが形成されているので、単に粗面化されているだけでなく、骨細胞が表面層のひび割れ内に侵入することが可能になり、骨細胞が侵入すると、接触面積が大幅に増大すると共に楔効果が得られ、さらに高い骨

密着性及び骨結合を得ることができる。

[0010] また、本発明のインプラント体は、前記表面層の硬度が、前記骨の硬度以下であることを特徴とする。すなわち、このインプラント体では、表面層の硬度が、骨の硬度以下とされているので、骨と同等の硬度又は骨よりも軟質で柔らかい表面であるため、より骨組織が密着し易くなる。

[0011] また、本発明のインプラント体は、前記表面層が、水酸化ジルコニウムで形成されていることを特徴とする。すなわち、このインプラント体では、表面層が、水酸化ジルコニウムで形成されているので、表面層の水酸化ジルコニウムによって、骨組織との良好な生体親和性及び高い骨結合を得ることができる。すなわち、この表面層の水酸化ジルコニウムは、イオン交換作用を有しており、カルシウムイオンの増加及び細胞の運動性等の増強が図られると考えられ、骨密着性が大幅に向上する。

[0012] 本発明の歯科用インプラントは、前記骨としての歯槽骨の穿孔に挿入されて固定される上記本発明のインプラント体を備えていることを特徴とする。

すなわち、この歯科用インプラントでは、歯槽骨の穿孔に挿入されて固定される上記本発明のインプラント体を備えているので、機械的強度に優れていると共に、柔らかく軟質な表面層によって歯槽骨に対する高い骨密着性が得られる。

[0013] 本発明のインプラント体の製造方法は、骨に接触状態で固定されるインプラント体の製造方法であって、ジルコニアで形成された母材部の表面に、水分を含む空気中でレーザ光を照射して前記母材部よりも低い硬度の水酸化ジルコニウムの表面層を形成する工程を有していることを特徴とする。

[0014] すなわち、このインプラント体の製造方法では、ジルコニアで形成された母材部の表面に、水分を含む空気中でレーザ光を照射して母材部よりも低い硬度の水酸化ジルコニウムの表面層を形成するので、母材部表面に骨密着性の高い軟質な水酸化ジルコニウムの表面層を容易に形成することができる。すなわち、例えば固体レーザ等の短波長レーザ光が照射された母材部のジルコニアが、レーザ光の高エネルギーによって表面性状が変わって粗面化され

るだけでなく、ジルコニアと水分とを反応させてハイドロオキサイト系の物質、すなわち水酸化物（水酸化ジルコニウム）の表面層を形成することができる。また、この製法による水酸化ジルコニウムの表面層は、多数のひび割れが生じることにより、低硬度化させることができる。

[0015] また、本発明のインプラント体の製造方法は、前記レーザ光が、Nd : YAGレーザ又はYVO₄レーザによる基本波のレーザ光であることを特徴とする。すなわち、このインプラント体の製造方法では、レーザ光として、Nd : YAGレーザ又はYVO₄レーザによる基本波のレーザ光を用いことで、短波長で高エネルギーのレーザ光により、ジルコニアの母材部表面に水酸化ジルコニウムの表面層を形成すると共に多数のひび割れを容易に形成することができる。

[0016] また、本発明のインプラント体の製造方法は、前記レーザ光の照射により前記表面層の硬度を前記骨の硬度以下とすることを特徴とする。すなわち、このインプラント体の製造方法では、レーザ光の照射により表面層の硬度を骨の硬度以下とするので、上述したように、より骨組織が密着し易くなる表面層を得ることができる。

発明の効果

[0017] 本発明によれば、以下の効果を奏する。

すなわち、本発明に係るインプラント体及びその製造方法によれば、ジルコニアで形成された母材部の表面に、形成され母材部よりも低い硬度の表面層が形成されるので、ジルコニアの母材部により機械的強度に優れているだけでなく、柔らかく軟質な表面層が骨と母材部との硬度差を緩和する緩衝層として機能すると共に柔らかい表面により骨密着性がさらに高まる。したがって、インプラント体として、良好な生体親和性及び高い骨結合を得ることができる。特に、このインプラント体を歯槽骨の穿孔に挿入されて固定される歯科用インプラントのインプラント体として適用することで、歯槽骨に対して高い骨密着性を得ることができる。

図面の簡単な説明

[0018] [図1]本発明に係るインプラント体及びその製造方法並びに歯科用インプラントの一実施形態において、歯科用インプラントを示す正面図である。

[図2]本実施形態において、インプラント体を示す模式的な要部拡大断面図である。

[図3]本発明に係るインプラント体及びその製造方法並びに歯科用インプラントの比較例及び実施例において、表面の赤外分光光度分析の結果を示すグラフである。

[図4]本発明に係るインプラント体及びその製造方法並びに歯科用インプラントの実施例において、インプラント体表面を撮影したSEM像である。

[図5]本発明に係るインプラント体及びその製造方法並びに歯科用インプラントの実施例において、インプラント体表面を撮影したSEM像である。

[図6]本発明に係るインプラント体及びその製造方法並びに歯科用インプラントの実施例において、インプラント体表面を撮影したSEM像である。

[図7]本発明に係るインプラント体及びその製造方法並びに歯科用インプラントの比較例において、実際にインプラント体を実験用ラットに埋入、4週間経過した状態の光学顕微鏡による要部断面の拡大写真である。

[図8]本発明に係るインプラント体及びその製造方法並びに歯科用インプラントの比較例において、インプラント体を実験用ラットに埋入後、4週間経過した状態の光学顕微鏡による要部断面の拡大写真である。

[図9]本発明に係るインプラント体及びその製造方法並びに歯科用インプラントの実施例において、インプラント体を実験用ラットに埋入後、4週間経過した状態の光学顕微鏡による要部断面の拡大写真である。

[図10]本発明に係るインプラント体及びその製造方法並びに歯科用インプラントの実施例において、インプラント体を実験用ラットに埋入後、4週間経過した状態の光学顕微鏡による要部断面の拡大写真である。

[図11]本発明に係るインプラント体及びその製造方法並びに歯科用インプラントの比較例において、インプラント体を実験用ラットに埋入後、4週間経過した状態の光学顕微鏡による要部断面の拡大写真である。

[図12]本発明に係るインプラント体及びその製造方法並びに歯科用インプラントの実施例において、インプラント体を実験用ラットに埋入後、4週間経過した状態の光学顕微鏡による要部断面の拡大写真である。

発明を実施するための形態

[0019] 以下、本発明に係るインプラント体及びその製造方法並びに歯科用インプラントの一実施形態を、図1及び図2を参照しながら説明する。

[0020] 本実施形態のインプラント体2は、骨に接触状態で固定されるインプラント体であって、図1に示すように、上記骨としての歯槽骨の穿孔に挿入されて固定される歯科用インプラント1のインプラント体に適用したものである。

このインプラント体2は、下部（先端側）ほど外径が漸次小さくなる先細の略円柱形状とされている。このインプラント体2は、外周に雄ねじ部3が形成され、該雄ねじ部3が、インプラント体2の軸方向に漸次形状を変化させて形成されている。また、雄ねじ部3は、先端側がねじ山に切削溝を設けたセルフタップねじ部3aとされ、歯槽骨の穿孔に直接ねじ込み固定が可能になっている。

[0021] このインプラント体2の上部には、アバットメント（図示略）がねじ構造等の結合手段によって固定可能とされている。例えば、アバットメントの下部に雄ねじが形成され、インプラント体2の上部には、アバットメントの下部の雄ねじを螺着可能な雌ねじ孔（図示略）が形成されている。

[0022] また、インプラント体2は、図2に示すように、インプラント体2が、ジルコニアで形成された母材部2aと、該母材部2aの表面に母材部2aよりも低い硬度の水酸化ジルコニウムで形成された表面層2bと、で構成されている。

この表面層2bには、多数のひび割れWが形成され、表面の硬度をさらに低下させている。

上記表面層2bの硬度は、歯槽骨の硬度以下とされ、通常の歯槽骨のビッカース硬度が500HV程度であるのに対し、本実施形態の表面層2bの硬

度は300Hv程度とされている。

[0023] 次に、上記歯科用インプラント1のインプラント体2の製造方法について説明する。

まず、ジルコニア（ジルコニアセラミックス）で雄ねじ部3を含む上記外形状とされたインプラント体2の母材部2aを作製する。

[0024] 次に、母材部2aの表面に、水分を含む空気（水蒸気を含む雰囲気中）中でレーザ光を照射して水酸化ジルコニウムの表面層2bを形成する。この際、使用するレーザ光は、高エネルギーのレーザ光である必要があるため、例えば固体レーザであるNd:YAGレーザ又はYVO₄レーザによるレーザ光（基本波）を用いる。

[0025] また、このレーザ光を照射する際、表面層2bの硬度が歯槽骨の硬度以下となるように設定する。すなわち、歯槽骨のビッカース硬度が通常は500Hv程度であるため、本実施形態では、硬度が300Hv程度の表面層2bとなるようにNd:YAGレーザ光又はYVO₄レーザ光の出力等を設定して照射する。このレーザ光照射により、黒色化した表面層2bが形成される。

[0026] このように本実施形態のインプラント体2及びこれを備えた歯科用インプラント1では、ジルコニアで形成された母材部2aと、該母材部2aの表面に形成され母材部2aよりも低い硬度の表面層2bと、で構成されているので、ジルコニアの母材部2aにより機械的強度に優れているだけでなく、柔らかく軟質な表面層2bが歯槽骨等の骨と母材部2aとの硬度差を緩和する緩衝層として機能すると共に柔らかい表面により骨密着性がさらに高まる。

特に、表面層2bに、多数のひび割れWが形成されているので、単に粗面化されているだけでなく、骨細胞が表面層2bのひび割れW内に侵入することが可能になり、骨細胞が侵入すると、接触面積が大幅に増大すると共に楔効果が得られ、さらに高い骨密着性及び骨結合を得ることができる。

[0027] すなわち、従来のように表面が緻密で高硬度なセラミックス材のインプラントでは、表面を単に荒らしても骨密着性の向上は限られているが、本実施形態のインプラント体2では、表面に多数形成されたひび割れWによって表

面層 2 b の硬度がより低下すると共に、ひび割れ W を介して骨細胞が内部まで侵入することが可能になり、骨細胞が侵入すると、接触面積の増大と楔効果とによって、高い骨密着性及び骨結合性を得ることができる。

[0028] また、表面層 2 b の硬度が、歯槽骨等の骨の硬度以下とされているので、歯槽骨等の骨と同等の硬度又は歯槽骨等の骨よりも軟質で柔らかい表面であるため、より骨組織が密着し易くなる。

さらに、表面層 2 b が、水酸化ジルコニウムで形成されているので、表面層 2 b の水酸化ジルコニウムによって、骨組織との良好な生体親和性及び高い骨結合を得ることができる。すなわち、この表面層 2 b の水酸化ジルコニウムは、イオン交換作用を有しており、カルシウムイオンの増加及び細胞の成長性の増強が図られると考えられ、骨密着性が大幅に向上する。

[0029] また、インプラント体 2 の製造方法では、ジルコニアで形成された母材部 2 a の表面に、水分を含む空気中でレーザ光を照射して母材部 2 a よりも低い硬度の水酸化ジルコニウムの表面層 2 b を形成するので、母材部 2 a 表面に骨密着性の高い軟質な水酸化ジルコニウムの表面層 2 b を容易に形成することができる。すなわち、例えば固体レーザ等の短波長レーザ光が照射された母材部 2 a のジルコニアが、レーザ光の高エネルギーによって表面性状が変わって粗面化されるだけでなく、ジルコニアと水分とを反応させてハイドロオキサイト系の物質、すなわち水酸化物（水酸化ジルコニウム）の表面層 2 b を形成することができる。

[0030] また、この製法による水酸化ジルコニウムの表面層 2 b は、多数のひび割れ W が生じることにより、低硬度化させることができる。

特に、レーザ光として、Nd : YAG レーザ又は YVO₄ レーザによる基本波のレーザ光を用いることで、短波長で高エネルギーのレーザ光により、ジルコニアの母材部 2 a 表面に水酸化ジルコニウムの表面層 2 b を形成すると共に多数のひび割れ W を容易に形成することができる。

実施例 1

[0031] 次に、本発明に係るインプラント体及びその製造方法並びに歯科用インプ

ラントを、実施例により図3から図12を参照して具体的に説明する。

[0032] まず、比較例としてジルコニアの母材部2aのまままで上記レーザ光で水酸化処理した表面層2bがない無処理ジルコニアのインプラント体と、本実施例として上記レーザ光で水酸化ジルコニウムの表面層2bを形成したレーザ処理ジルコニアのインプラント体と、を作製した。なお、照射したレーザ光としては、Nd:YAGレーザの基本波を用いた。

[0033] これら比較例及び本実施例について、赤外分光光度分析を行った結果を、図3に示す。なお、図中において比較例及び本実施例を示す曲線は、比較のために互いに上下にずらして見やすくして表示している。

この分析の結果、本実施例では、図中に丸で囲んだ部分に水酸基系(OH基)のピーク(曲線の落ち込み部)が見られ、ハイドロオキサイト系の物質として水酸化ジルコニウムが形成されていることがわかる。これに対して、無処理ジルコニアの比較例については、水酸基系のピークは見られない。したがって、本実施例では、ジルコニアの母材部2a表面に上記レーザ光照射によって水酸化ジルコニウムの表面層2bが形成されていることがわかる。

[0034] 次に、ナノハードネステスター(DLC膜硬度測定用)を用いて硬度測定を行った結果を示す。なお、ナノハードネステスターは、荷重と共に硬度を測定する計測器であり、彫り込み深さが1 μ mに設定されている。

[0035] ジルコニアの母材部2aだけの比較例について、ビッカース硬度を2回測定した結果、998Hv及び1129Hvであったのに対し、水酸化ジルコニウムの表面層2bを形成した本実施例では、ビッカース硬度が、336Hv及び328Hvであった。すなわち、ジルコニアの母材部2aだけの比較例に対して、水酸化ジルコニウムの表面層2bを形成した本実施例では、明らかに表面の硬度が低下し、通常500Hv程度の歯槽骨に比べても柔らかい表面となっていることがわかる。

[0036] 次に、本実施例について、インプラント体2の表面層2bを、電子顕微鏡によって図4から図6に倍率を変えて撮影したSEM像を示す。これらSEM像からわかるように、表面層2bに多数のひび割れWが生じていることが

わかる。

[0037] 次に、実際にインプラント体を実験用ラットに埋入後、4週間経過した状態を観察した結果を、図7から図12を参照して説明する。

この際、直径1.6mm、長さ7.0mmのインプラント体を用い、これを4週齢SDラットの脛骨に埋入した。なお、本実施例に使用したインプラント体は、 YVO_4 レーザ光の照射により表面層を形成した。

[0038] まず、図7、図8及び図11は、ジルコニアの母材部2aだけの比較例を用いた場合の要部断面における光学顕微鏡での拡大写真である。なお、拡大写真において、黒一色の部分がインプラント体であり、その周辺で部分的に黒い部分がトルイジン・ブルー染色した骨の成分である（原写真はカラーであって、骨の成分は青く表示されている）。これに対して、図9、図10及び図12は、水酸化ジルコニウムの表面層2bが形成された本実施例を用いた場合の要部断面における光学顕微鏡での拡大写真である。なお、各図の倍率は、図7が10倍、図8が40倍、図9が10倍、図10が40倍、図11が150倍、図12が50倍である。

[0039] 上記比較例及び本実施例について、インプラント体の表面と骨組織との接触率を算出した結果、比較例では、接触率が27.9%であったのに対し、本実施例では、接触率が64.8%となり、大幅に接触率が向上している。

このように、比較例のインプラント体を用いた場合に比べて、本実施例のインプラント体を用いた場合、インプラント体周囲に多くの新しく形成された骨の成分が見られ、良好な生体親和性及び高い骨結合が得られていることがわかる。このインプラント体周囲の新生骨は、インプラント体と直接接触し、いわゆるosseointegrationが達成されている。

[0040] なお、本発明の技術範囲は上記実施形態に限定されるものではなく、本発明の趣旨を逸脱しない範囲において種々の変更を加えることが可能である。

[0041] 例えば、上記実施形態では、レーザ光照射としてNd:YAGレーザ又は YVO_4 レーザによるレーザ光を使用した。ジルコニアの母材部2a表面を水酸化して水酸化ジルコニウムの表面層2bを形成可能な高エネルギーのレ

ーザ光であれば、他のレーザー光を採用しても構わない。例えば、他の固定レーザーによるレーザー光や高調波によるレーザー光を使用しても構わない。

[0042] また、上記実施形態では、本発明のインプラント体を、歯槽骨の穿孔に挿入されて固定される人工歯根である歯科用インプラントのインプラント体に適用したが、他の部分の骨に埋設等して接触状態に固定されるインプラント体に採用しても構わない。例えば、骨折や良性腫瘍の切除などで生じた骨の欠損した部分又は腰椎手術で取り除いた軟骨などを補うために、本発明のインプラント体を人工骨や骨補填材として適用しても構わない。また、人工関節の部材、骨折部位の固定に使用する骨接合材料、脊椎の固定器具等に本発明のインプラント体を採用しても構わない。

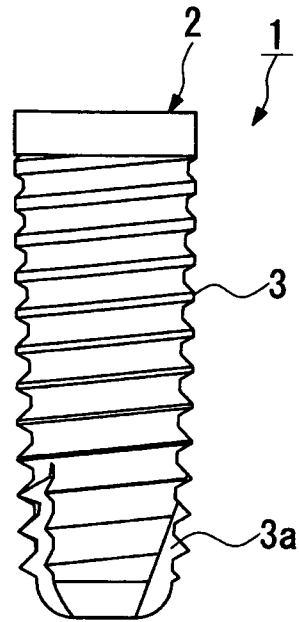
符号の説明

[0043] 1…歯科用インプラント、2…インプラント体、2 a…母材部、2 b…表面層、W…ひび割れ

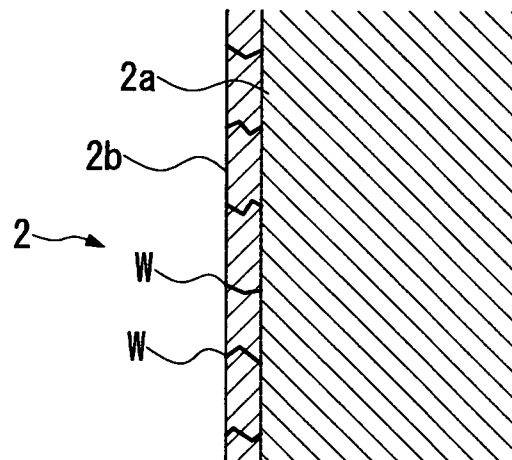
請求の範囲

- [請求項1] 骨に接触状態で固定されるインプラント体であって、 ジルコニアで形成された母材部と、 該母材部の表面に形成され前記母材部よりも低い硬度の表面層と、 で構成されていることを特徴とするインプラント体。
- [請求項2] 請求項1に記載のインプラント体において、 前記表面層に、多数のひび割れが形成されていることを特徴とするインプラント体。
- [請求項3] 請求項1に記載のインプラント体において、 前記表面層の硬度が、前記骨の硬度以下であることを特徴とするインプラント体。
- [請求項4] 請求項1に記載のインプラント体において、 前記表面層が、水酸化ジルコニウムで形成されていることを特徴とするインプラント体。
- [請求項5] 前記骨としての歯槽骨の穿孔に挿入されて固定される請求項1に記載のインプラント体を備えていることを特徴とする歯科用インプラント。
- [請求項6] 骨に接触状態で固定されるインプラント体の製造方法であって、 ジルコニアで形成された母材部の表面に、水分を含む空気中でレーザ光を照射して前記母材部よりも低い硬度の水酸化ジルコニウムの表面層を形成する工程を有していることを特徴とするインプラント体の製造方法。
- [請求項7] 請求項6に記載のインプラント体の製造方法において、 前記レーザ光が、Nd:YAGレーザ又はYVO₄レーザによる基本波のレーザ光であることを特徴とするインプラント体の製造方法。
- [請求項8] 請求項6に記載のインプラント体の製造方法において、 前記レーザ光の照射により前記表面層の硬度を前記骨の硬度以下とすることを特徴とするインプラント体の製造方法。

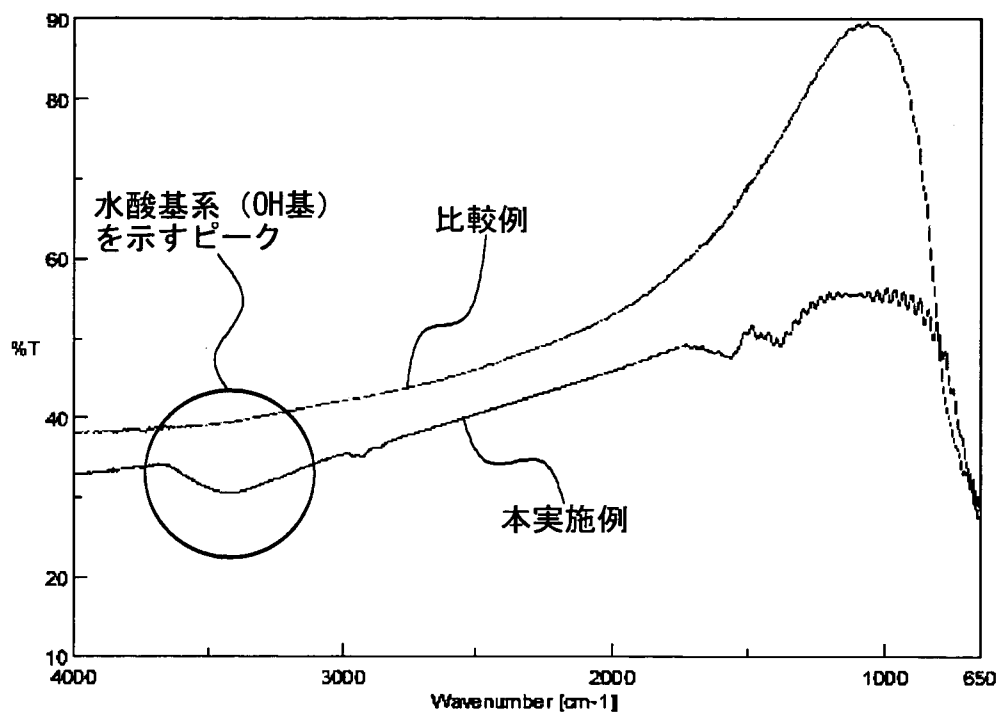
[図1]



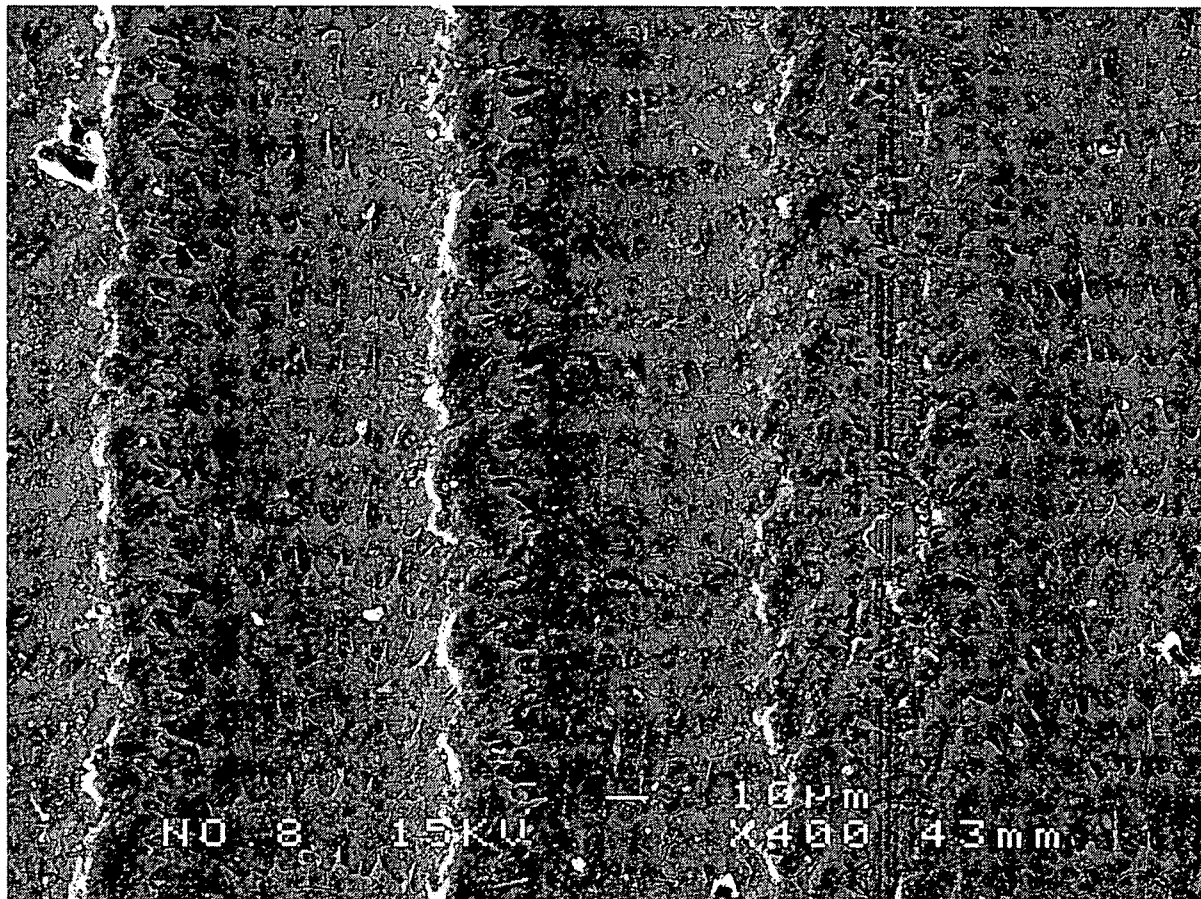
[図2]



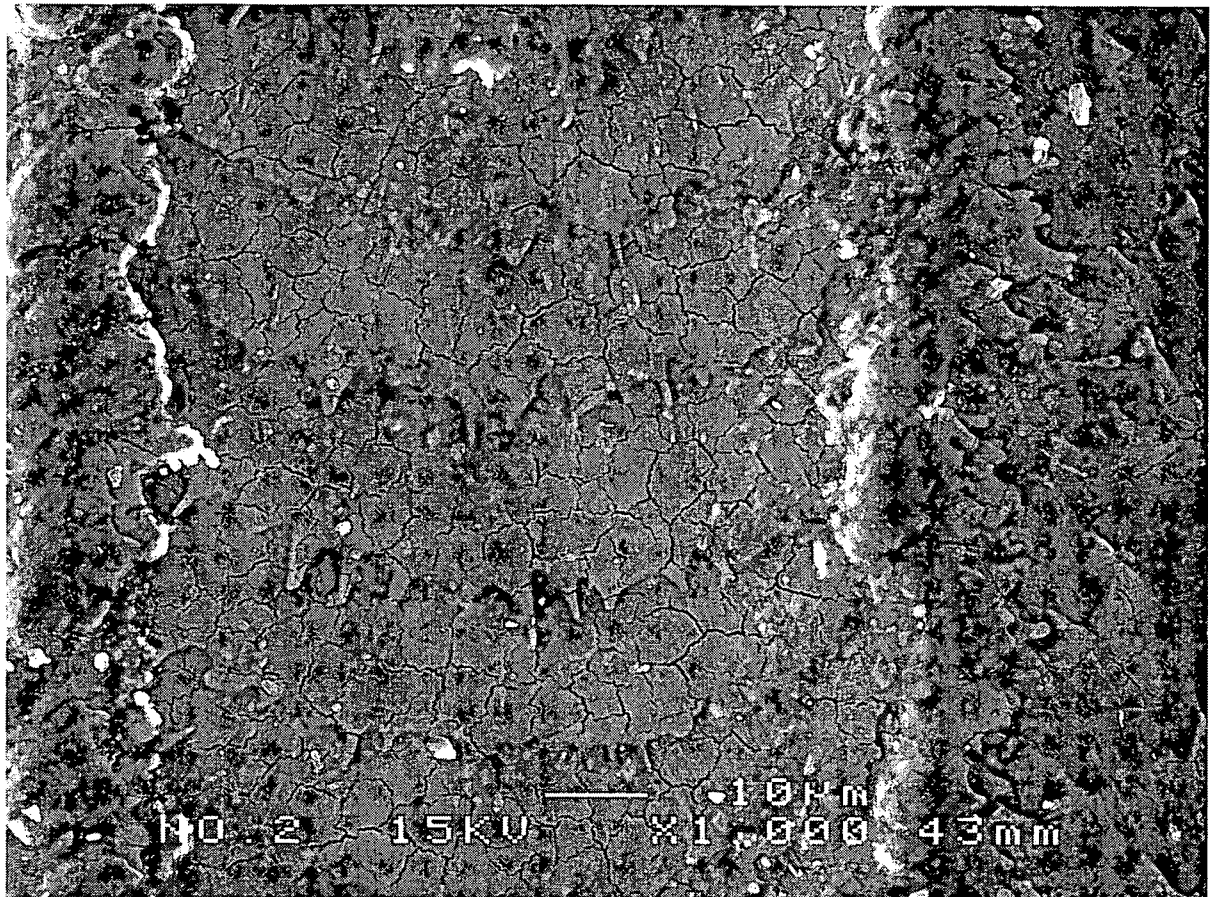
[図3]



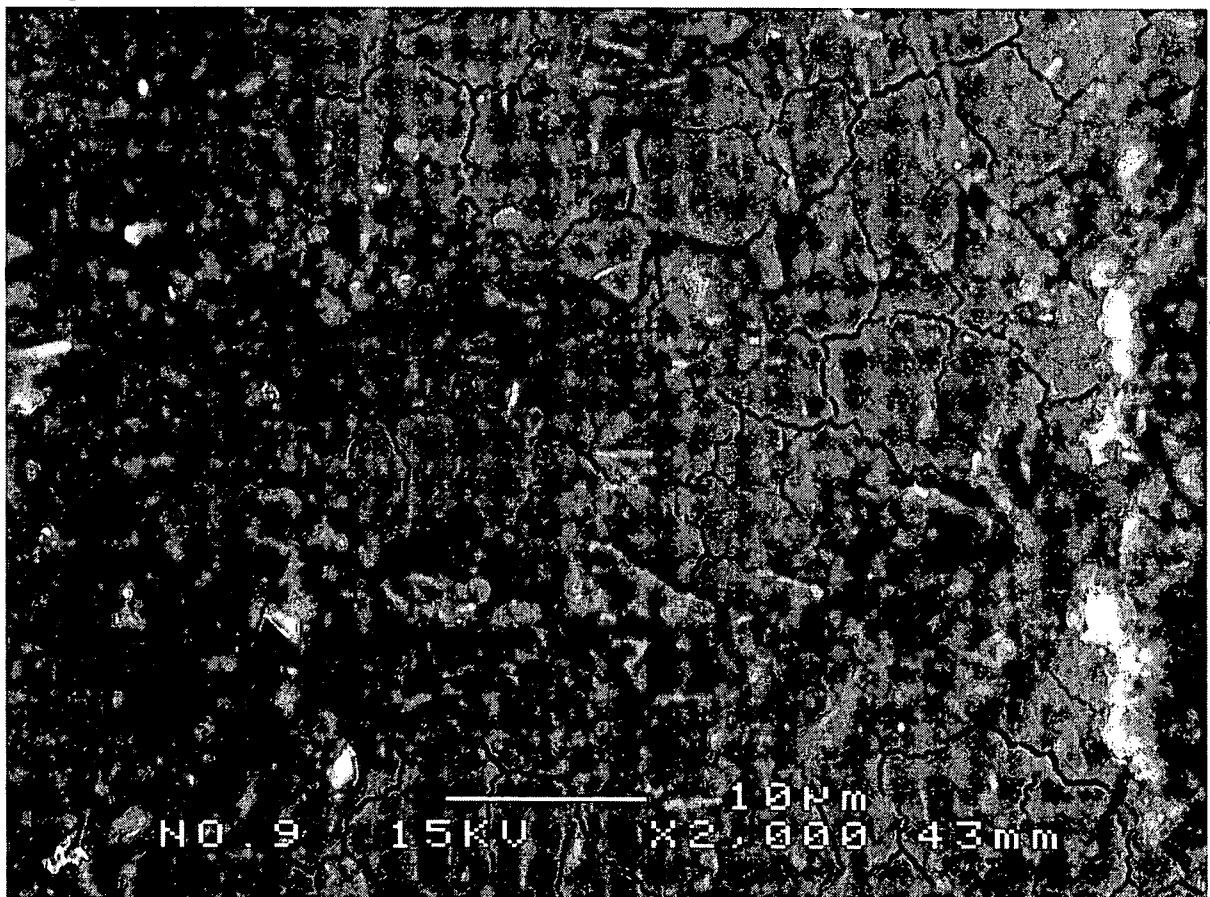
[図4]



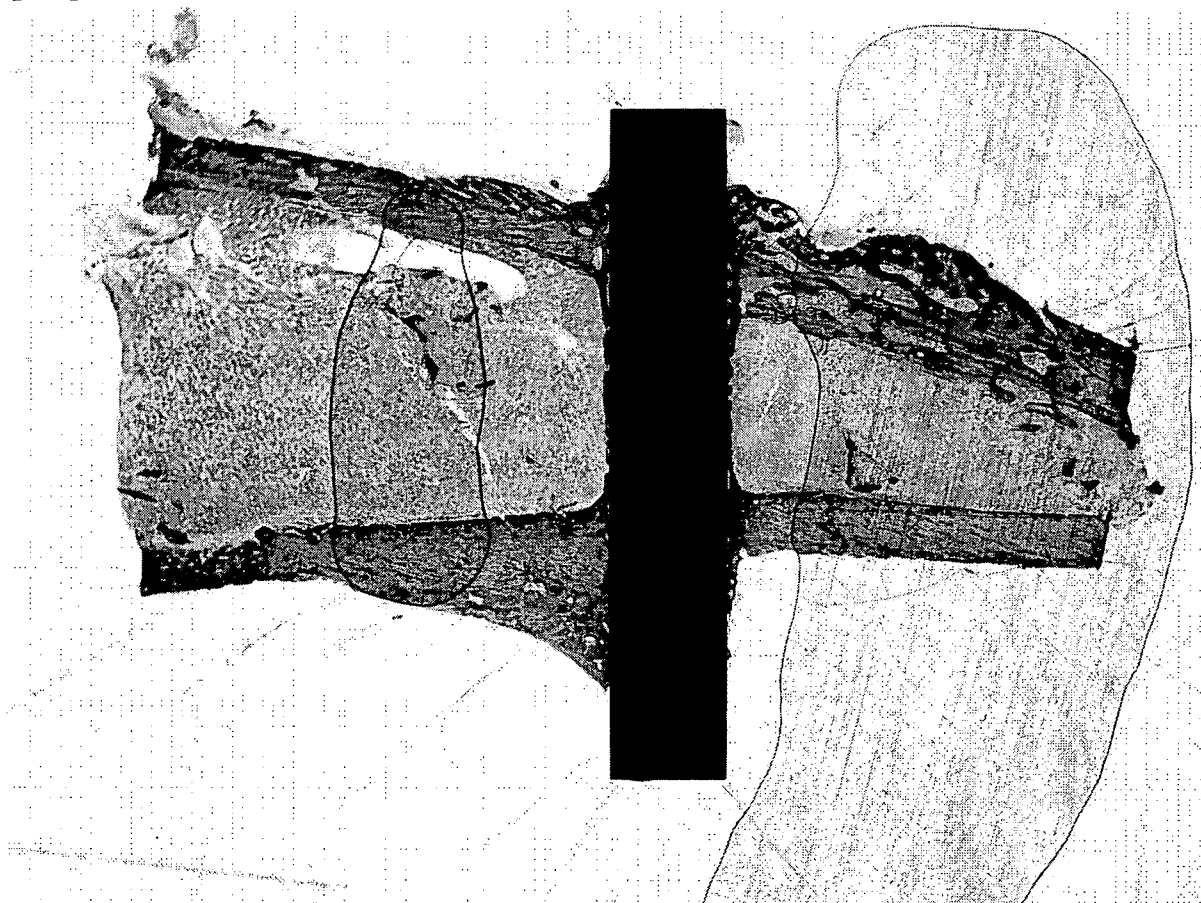
[図5]



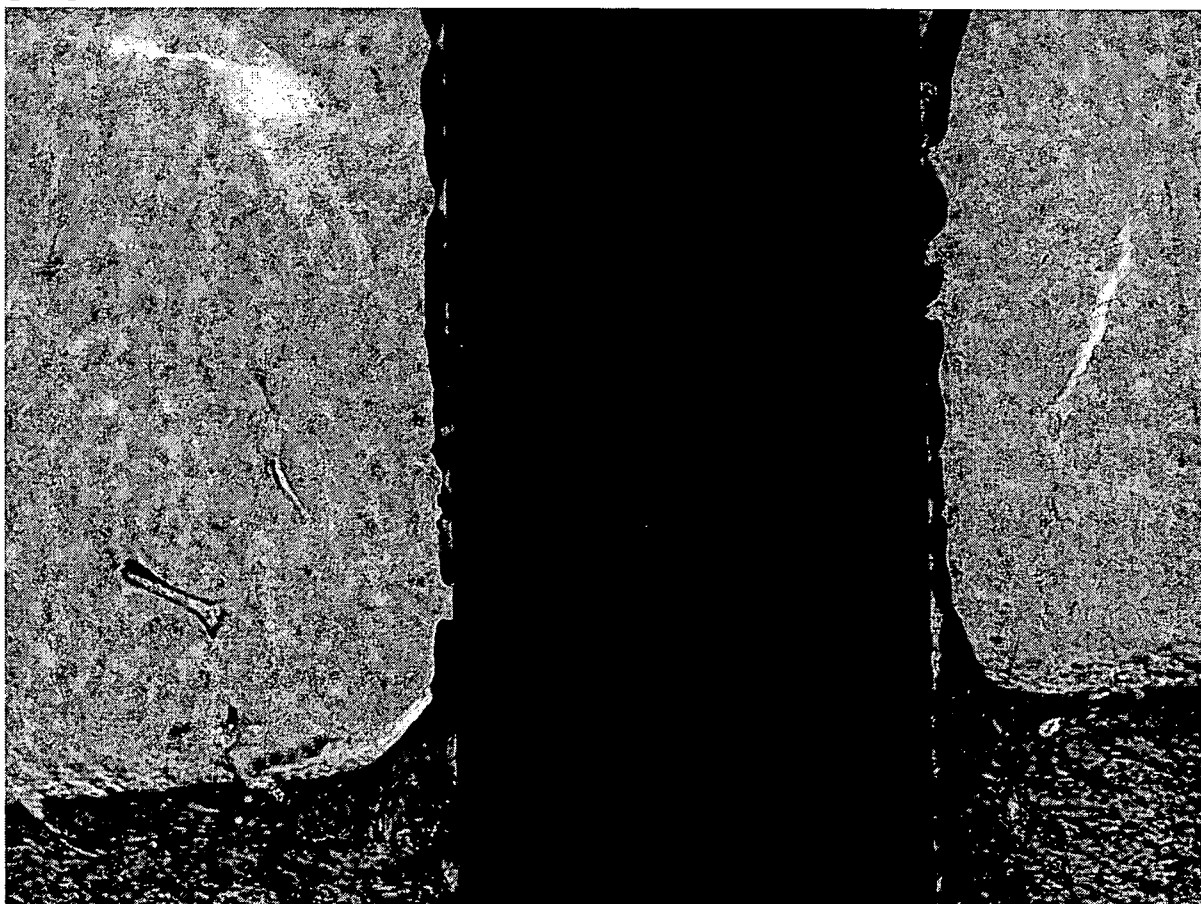
[図6]



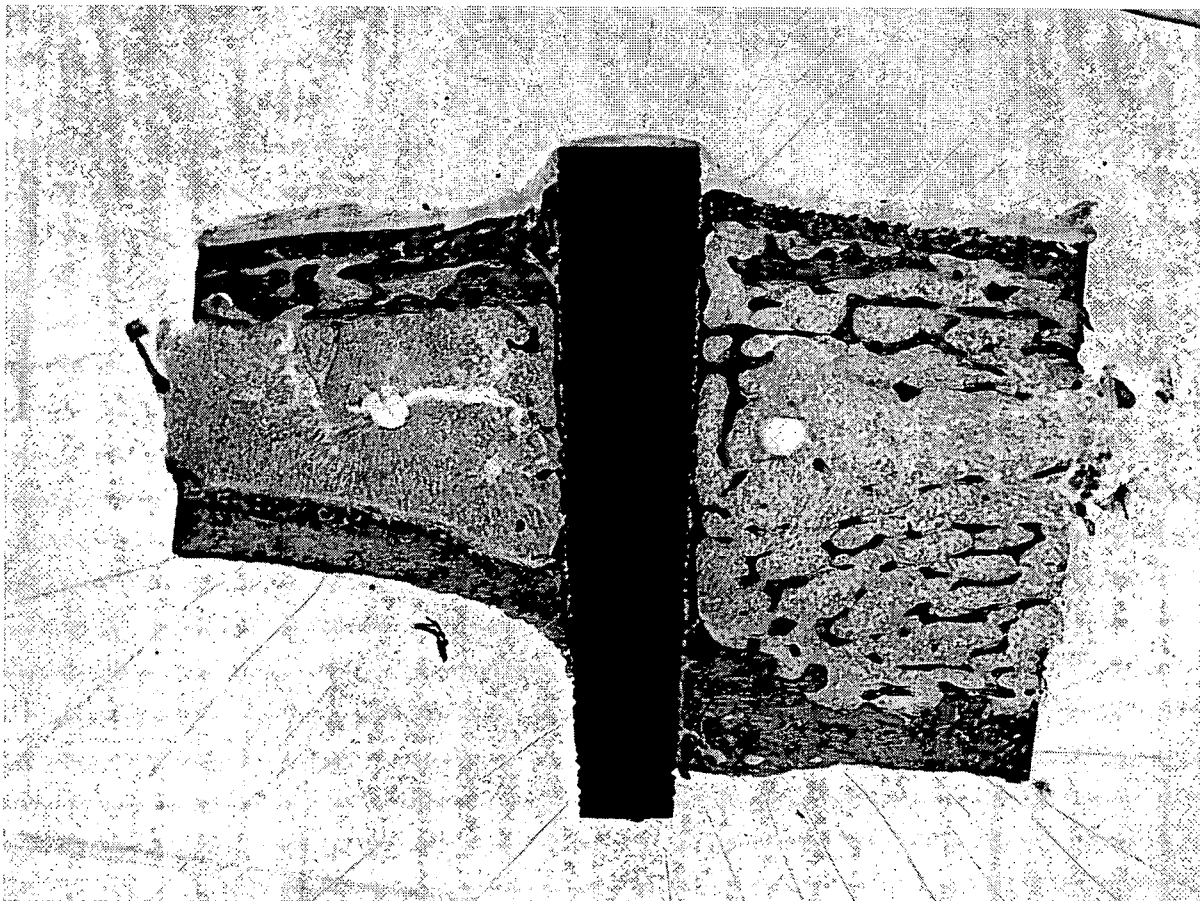
[図7]



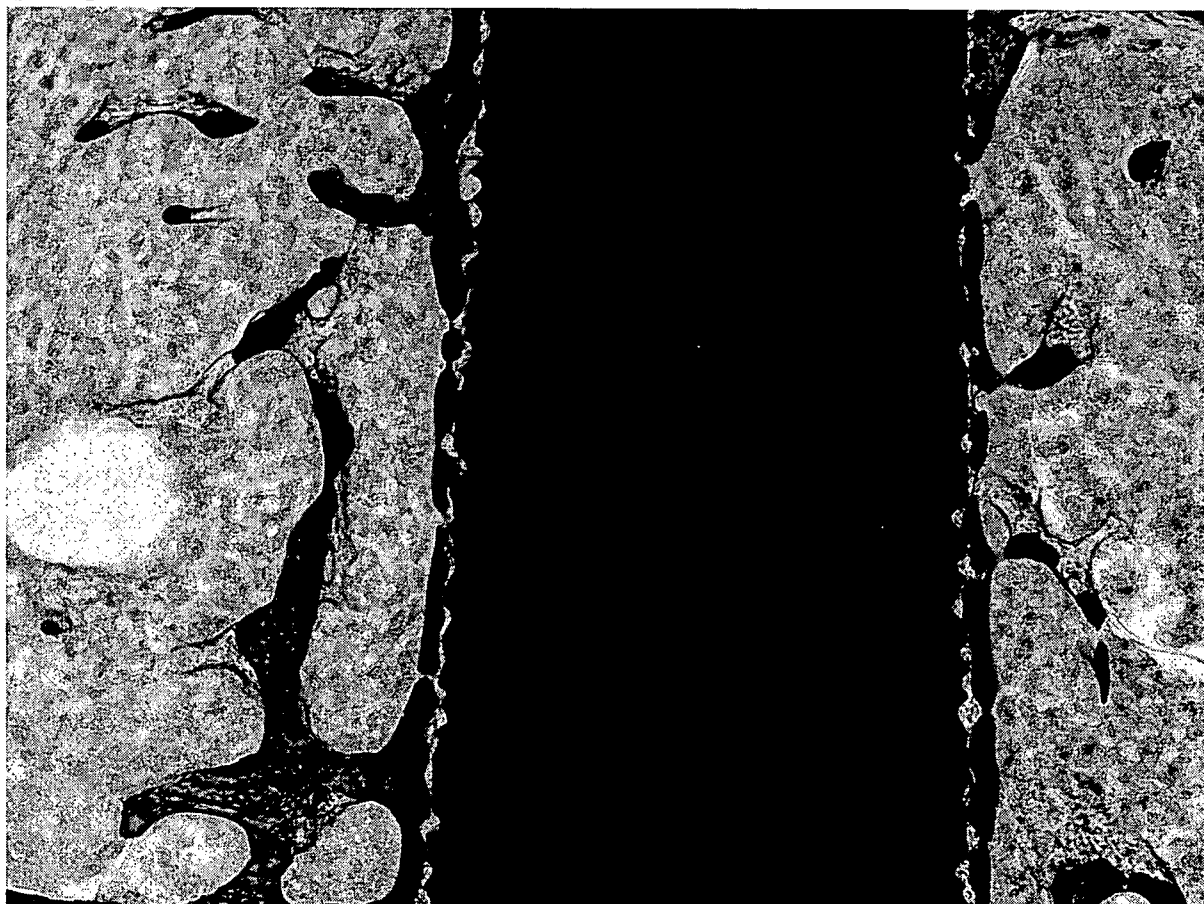
[図8]



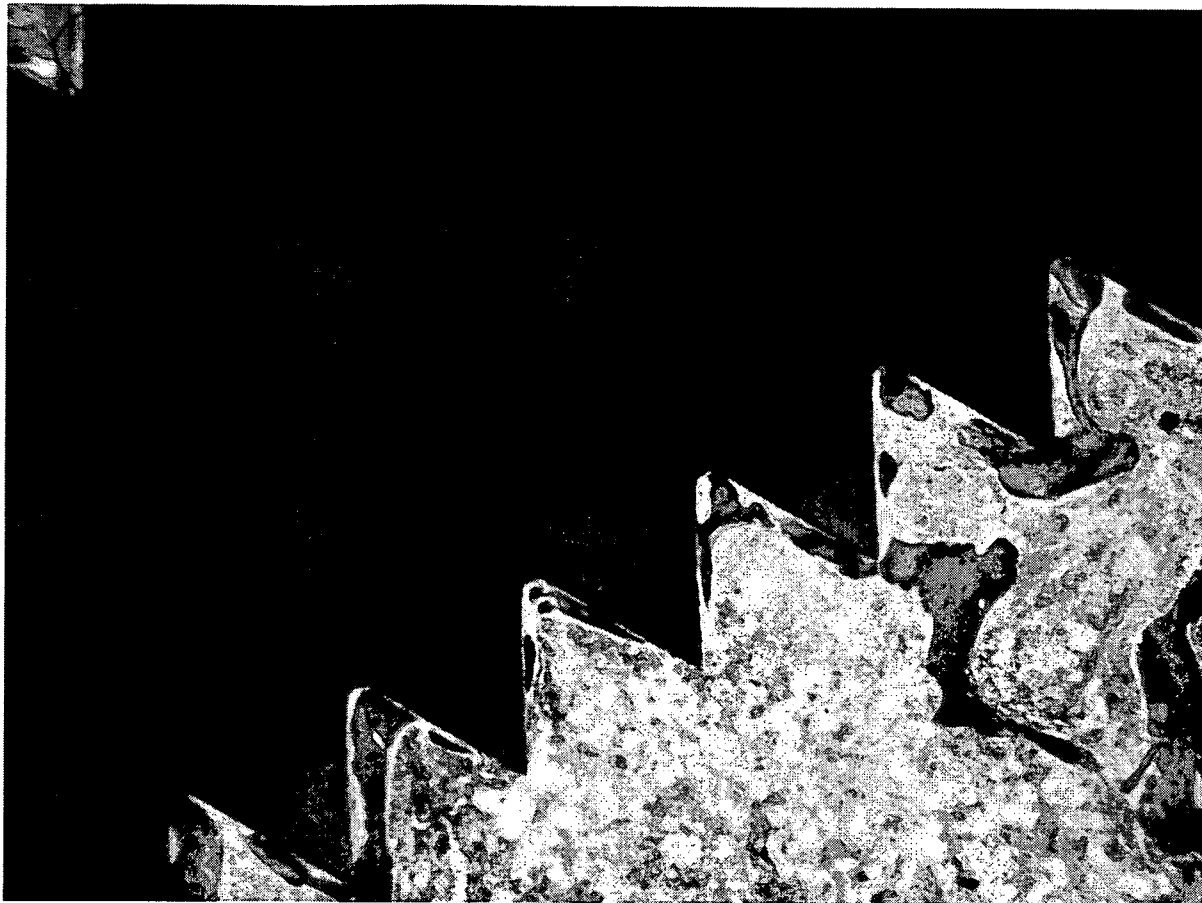
[図9]



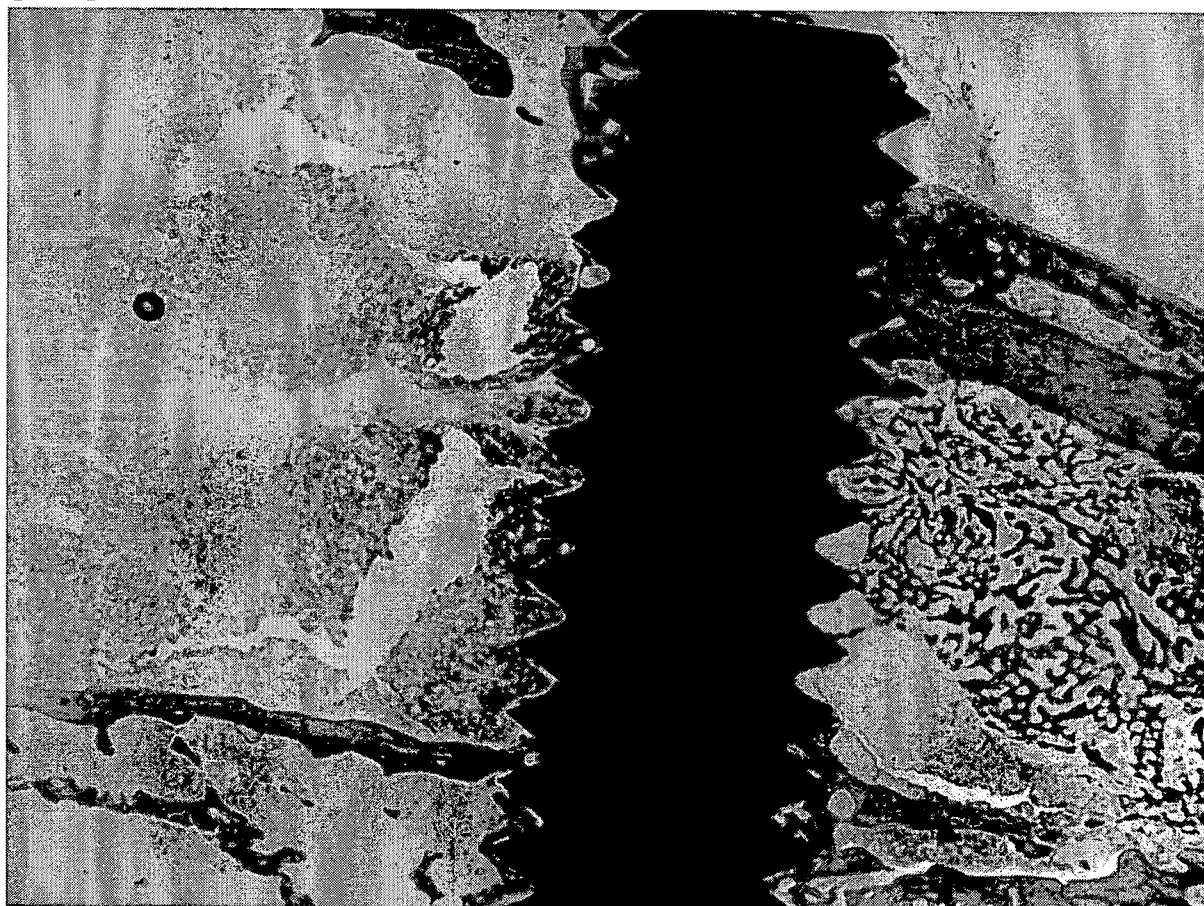
[図10]



[図11]



[図12]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2009/060303

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61F2/28(2006.01) i, A61C8/00(2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61F2/28, A61C8/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2009
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2009	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2009

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	JP 2007-229463 A (Straumann Holding AG.), 13 September, 2007 (13.09.07), Claims 1 to 3, 8; Par. Nos. [0022], [0034] & US 2007/0202466 A1 & EP 1825830 A1	1, 3-5 2, 6-8
A	WO 2007/39206 A1 (ZITERION GMBH), 12 April, 2007 (12.04.07), Page 10, lines 16 to 22 & JP 2009-509598 A & EP 1792580 A1	1-8
A	JP 10-174694 A (Johnson & Johnson Professional, Inc.), 30 June, 1998 (30.06.98), Full text; all drawings & US 5716412 A & EP 832621 A3	1-8

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
17 June, 2009 (17.06.09)

Date of mailing of the international search report
30 June, 2009 (30.06.09)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2009/060303

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2-82966 A (Onik Corp.), 23 March, 1990 (23.03.90), Full text; all drawings (Family: none)	1-8

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (I P C))

Int.Cl. A61F2/28(2006.01)i, A61C8/00(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (I P C))

Int.Cl. A61F2/28, A61C8/00

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 0 9 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 0 9 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 0 9 年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
X A	JP 2007-229463 A (ストラウマン ホールディング アーゲー) 2007.09.13, 請求項 1-3, 8, [0022], [0034] & US 2007/0202466 A1 & EP 1825830 A1	1, 3-5 2, 6-8
A	WO 2007/39206 A1 (ZITERION GMBH) 2007.04.12, 第 10 頁第 16-22 行 & JP 2009-509598 A & EP 1792580 A1	1-8

☒ C 欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の 1 以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

1 7 . 0 6 . 2 0 0 9

国際調査報告の発送日

3 0 . 0 6 . 2 0 0 9

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (I S A / J P)

郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5

東京都千代田区霞が関三丁目 4 番 3 号

特許庁審査官 (権限のある職員)

内山 隆史

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 3 4 6

3 I

9 6 2 6

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 10-174694 A (ジョンソン・アンド・ジョンソン・プロフェッショナル・インコーポレイテッド) 1998.06.30, 全文, 全図 & US 5716412 A & EP 832621 A3	1-8
A	JP 2-82966 A (オーニック株式会社) 1990.03.23, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-8