

(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
2018年5月17日(17.05.2018)



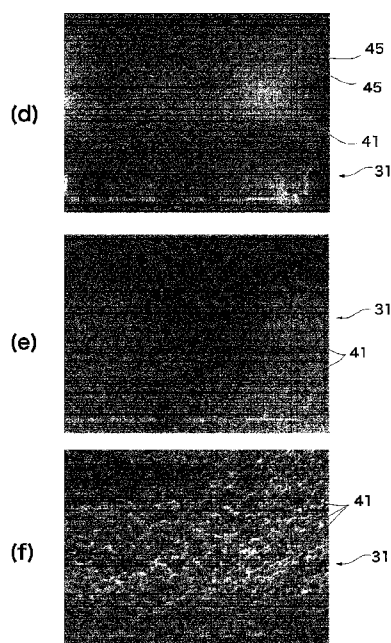
(10) 国際公開番号

WO 2018/088389 A1

- (51) 国際特許分類:
A61C 8/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2017/040076
- (22) 国際出願日: 2017年11月7日(07.11.2017)
- (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 2016-219467 2016年11月10日(10.11.2016) JP
- (71) 出願人: 株式会社 ナントー (NANTOH CO., LTD) [JP/JP]; 〒4100301 静岡県沼津市宮本 1 7 3 番地 Shizuoka (JP).
- (72) 発明者: 石渡暉夫 (ISHIWATA teruo); 〒4100301 静岡県沼津市宮本 1 7 3 番地 株式会社ナントー内 Shizuoka (JP).
- (74) 代理人: 堀内正優 (HORIUCHI Tadamasa); 〒1450064 東京都大田区上池台 1 丁目 7 番 1 6 号スマートキューブ 1 0 8 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, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, 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, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM,

(54) Title: BIOLOGICAL TISSUE ADHESION SURFACE, IMPLANT, METHOD OF FORMING BIOLOGICAL TISSUE ADHESION SURFACE, AND METHOD OF MANUFACTURING IMPLANT

(54) 発明の名称: 生体組織活着面、インプラント、生体組織活着面の形成方法、インプラントの製造方法



(57) Abstract: A biological tissue adhesion surface (30) to be attached hermetically to biological tissue (H, S) comprises a biocompatible material, and includes multiple fingertip shaped microvillus bodies (41). The tip end diameter of the microvillus bodies (41) is of nanometer size. An implant (1) includes the biological tissue adhesion surface (30) on a surface (11, 24) that is to adhere to the biological tissue (H, S). In a method of forming the biological tissue adhesion surface (30), the surface of a biocompatible material is subjected to laser nonthermal processing, in which laser light is irradiated in air, to form multiple fingertip shaped microvillus bodies (41). The laser light is laser light from an extremely short pulsed laser.

(57) 要約: 生体組織 (H, S) に密着する生体組織活着面 (30) は、生体適合性材料からなり、指頭形状の微絨毛体 (41) を多数有する。微絨毛体 (41) は、先端径がナノメートルサイズである。インプラント (1) は、生体組織 (H, S) に活着する表面 (11, 24) に生体組織活着面 (30) を有する。生体組織活着面 (30) の形成方法は、空气中でレーザー光を照射するレーザー非熱加工を生体適合性材料の表面に施して、指頭形状の微絨毛体 (41) を多数形成する。レーザー光は、極短パルスレーザーのレーザー光である。



ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, 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, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類：

- 一 国際調査報告（条約第21条(3)）

明 細 書

発明の名称：

生体組織活着面、インプラント、生体組織活着面の形成方法、インプラントの製造方法

技術分野

[0001] 本発明は、生体組織活着面、インプラント、生体組織活着面の形成方法、インプラントの製造方法に関する。

背景技術

[0002] 体内に埋め込まれるインプラントが注目されている。インプラントには、歯科用インプラントや人工関節、人工骨等がある。

歯科用インプラントは、生体適合性金属材料や生体適合性セラミックス材料等の生体適合性材料により形成される。生体適合性金属材料は、チタンやチタン合金、コバルトクロム合金等である。生体適合性セラミックス材料は、アルミナやジルコニア等である。

人工股関節や人工骨等は、生体適合性金属材料や生体適合性セラミックス材料の他、生体適合性樹脂材料により形成される。

[0003] インプラントの外表面は、骨（硬組織）に密着して結合する。インプラントの外表面を粗面化（多孔質化等）することにより、内部骨成長（Bone ingrowth）が促進され、高い骨結合（osseointegration）が得られる。

樹脂製のインプラントでは、例えば樹脂表面を金属やセラミックスでコーティングし、このコーティングを粗面化したものがある。

[0004] 図19は、従来のチタン製フィクスチャーの外表面をSEM（拡大率2000倍）で撮影した写真である（4品）。これらの外表面は、塩酸等によるエッジング処理やブラスト処理により粗面化（多孔質化）されている。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：特開2010-5379号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

- [0006] インプラントの外表面を粗面化した場合であっても、インプラントが骨結合するまでには、数週から数か月の期間を要する。この期間にインプラントに過度な力が加わると、周囲の骨等に損傷を与えたり、骨結合が遅れたり、骨結合がされづらくなる。このため、インプラントの骨結合（硬組織への結合性）をさらに向上させる必要がある。
- [0007] インプラントは、骨のみならず、骨の周囲の粘膜組織（軟部組織）にも密着するため、軟部組織との癒着性（親和性）も重要になる。歯科用インプラントは、歯肉との癒着が低いと歯肉に炎症が発生して、歯肉（歯茎）が退縮したり、歯槽骨が減少（骨吸収：Bone resorption）したりする。このため、歯科用インプラントと歯肉の癒着性（軟部組織への癒着性）を高めて、細菌の侵入を阻止（封鎖）する必要がある。
- [0008] インプラントには、生体組織に対する活着性（硬組織への結合性、軟部組織への癒着性）を向上させて、生体組織の癒合を早めることが要請されている。
- [0009] 本発明は、生体組織に対する活着性を向上できる生体組織活着面、インプラント、生体組織活着面の形成方法、インプラントの製造方法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

- [0010] 本発明の生体組織活着面の第一実施態様は、生体組織に活着する生体組織活着面であって、生体適合性材料からなり、指頭形状の微絨毛体を多数有することを特徴とする。
- [0011] 本発明の生体組織活着面の第二実施態様は、第一実施態様において、前記微絨毛体は、先端径がナノメートルサイズであることを特徴とする。
- [0012] 本発明の生体組織活着面の第三実施態様は、第二実施態様において、前記先端径が50nm以上、500nm未満であることを特徴とする。
- [0013] 本発明の生体組織活着面の第四実施態様は、第一から第三実施態様のいず

れかにおいて、三次元表面粗さ S_a がナノメートルサイズであることを特徴とする。

[0014] 本発明の生体組織活着面の第五実施態様は、第一から第四実施態様のいずれかにおいて、界面の展開面積比 S_{dr} が 0.1 以上、2.0 以下であることを特徴とする。

[0015] 本発明の生体組織活着面の第六実施態様は、第一から第五実施態様のいずれかにおいて、幅が $1\ \mu\text{m}$ 以上、 $50\ \mu\text{m}$ 以下の第一溝を複数有することを特徴とする。

[0016] 本発明の生体組織活着面の第七実施態様は、第六実施態様において、前記第一溝は、深さが $1\ \mu\text{m}$ 以上、 $20\ \mu\text{m}$ 以下であることを特徴とする。

[0017] 本発明の生体組織活着面の第八実施態様は、第六または第七実施態様において、前記第一溝は、並列または格子状に配置されることを特徴とする。

[0018] 本発明の生体組織活着面の第九実施態様は、第一から第八実施態様のいずれかにおいて、幅が $10\ \mu\text{m}$ 以上、 $500\ \mu\text{m}$ 以下の第二溝を複数有することを特徴とする。

[0019] 本発明の生体組織活着面の第十実施態様は、第九実施態様において、前記第二溝は、深さが $5\ \mu\text{m}$ 以上、 $500\ \mu\text{m}$ 以下であることを特徴とする。

[0020] 本発明の生体組織活着面の第十一実施態様は、第九または第十実施態様において、前記第二溝は、並列または格子状に配置されることを特徴とする。

[0021] 本発明の生体組織活着面の第十二実施態様は、第一から第十一実施態様のいずれかにおいて、前記生体適合性材料は、生体適合性セラミックス材料であることを特徴とする。

[0022] 本発明の生体組織活着面の第十三実施態様は、第十二実施態様において、前記生体適合性セラミックス材料は、ジルコニアを含むことを特徴とする。

[0023] 本発明の生体組織活着面の第十四実施態様は、第一から第十一実施態様のいずれかにおいて、前記生体適合性材料は、生体適合性金属材料であることを特徴とする。

[0024] 本発明の生体組織活着面の第十五実施態様は、第十四実施態様において、

前記生体適合性金属材料は、チタン、チタン合金またはコバルトクロム合金を含むことを特徴とする。

[0025] 本発明の生体組織活着面の第十六実施態様は、第一から第十一実施態様のいずれかにおいて、前記生体適合性材料は、生体適合性樹脂材料であることを特徴とする。

[0026] 本発明の生体組織活着面の第十七実施態様は、第十六実施態様において、前記生体適合性樹脂材料は、ポリエーテルエーテルケトン樹脂を含むことを特徴とする。

[0027] 本発明のインプラントの第一実施態様は、生体組織に活着するインプラントであって、生体組織に活着する表面に、本発明の生体組織活着面の第一から第十七実施態様のいずれかを有することを特徴とする。

[0028] 本発明のインプラントの第二実施態様は、第一実施態様において、歯科用インプラントのスクリュー型のフィクスチャーであり、前記生体組織活着面は、ネジ面、カラー面、先端面のいずれか一つ以上に設けられることを特徴とする。

[0029] 本発明のインプラントの第三実施態様は、第一実施態様において、歯科用インプラントのシリンダ型のフィクスチャーであり、前記生体組織活着面は、先端面、外周面のいずれか一つ以上に設けられることを特徴とする。

[0030] 本発明のインプラントの第四実施態様は、第一実施態様において、歯科用インプラントのアバットメントであり、前記生体組織活着面は、歯肉マージン面に設けられることを特徴とする。

[0031] 本発明のインプラントの第五実施態様は、第一実施態様において、人工股関節のステムであり、前記生体組織活着面は、大腿骨に埋め込まれる部位の表面に設けられることを特徴とする。

[0032] 本発明の生体組織活着面の形成方法の第一実施態様は、生体組織に活着する生体組織活着面の形成方法であって、空气中でレーザ光を照射するレーザ非熱加工を生体適合性材料の表面に施して、指頭形状の微絨毛体を多数形成することを特徴とする。

- [0033] 本発明の生体組織活着面の形成方法の第二実施態様は、第一実施態様において、前記レーザ光は、極短パルスレーザのレーザ光であることを特徴とする。
- [0034] 本発明の生体組織活着面の形成方法の第三実施態様は、第二において、前記レーザ光は、ピコ秒レーザまたはフェムト秒レーザのレーザ光であることを特徴とする。
- [0035] 本発明の生体組織活着面の形成方法の第四実施態様は、第一から第三実施態様のいずれかにおいて、前記微絨毛体は、先端径がナノメートルサイズであることを特徴とする。
- [0036] 本発明の生体組織活着面の形成方法の第五実施態様は、第一から第四実施態様のいずれかにおいて、生体適合性セラミックス材料からなるセラミックス焼結体に対してレーザ非熱加工を施すことを特徴とする。
- [0037] 本発明の生体組織活着面の形成方法の第六実施態様は、第五実施態様において、前記生体適合性セラミックス材料は、ジルコニアを含むことを特徴とする。
- [0038] 本発明の生体組織活着面の形成方法の第七実施態様は、第一から第四実施態様のいずれかにおいて、生体適合性金属材料からなり、酸エッチングされた金属加工体に対してレーザ非熱加工を施すことを特徴とする。
- [0039] 本発明の生体組織活着面の形成方法の第八実施態様は、第七実施態様において、前記生体適合性金属材料は、チタン、チタン合金またはコバルトクロム合金を含むことを特徴とする。
- [0040] 本発明の生体組織活着面の形成方法の第九実施態様は、第一から第四実施態様のいずれかにおいて、生体適合性樹脂材料からなる樹脂成形体に対してレーザ非熱加工を施すことを特徴とする。
- [0041] 本発明の生体組織活着面の形成方法の第十実施態様は、第九実施態様において、前記生体適合性樹脂材料は、ポリエーテルエーテルケトン樹脂を含むことを特徴とする。
- [0042] 本発明の生体組織活着面の形成方法の第十一実施態様は、第一から第十実

施態様のいずれかにおいて、前記レーザ光を走査して、幅が $1\ \mu\text{m}$ 以上、 $50\ \mu\text{m}$ 以下、深さが $1\ \mu\text{m}$ 以上、 $20\ \mu\text{m}$ 以下の第一溝を複数形成することを特徴とする。

[0043] 本発明の生体組織活着面の形成方法の第十二実施態様は、第十一実施態様において、前記レーザ光を平行な方向または交差する方向に走査して、前記第一溝同士を並列または格子状に形成することを特徴とする。

[0044] 本発明の生体組織活着面の形成方法の第十三実施態様は、第一から第十二実施態様のいずれかにおいて、前記レーザ光を走査して、幅が $10\ \mu\text{m}$ 以上、 $500\ \mu\text{m}$ 以下、深さが $5\ \mu\text{m}$ 以上、 $500\ \mu\text{m}$ 以下の第二溝を複数形成することを特徴とする。

[0045] 本発明の生体組織活着面の形成方法の第十四実施態様は、第十三実施態様において、前記レーザ光を平行な方向または交差する方向に走査して、前記第二溝同士を並列または格子状に形成することを特徴とする。

[0046] 本発明のインプラントの製造方法の第一実施態様は、生体組織に活着するインプラントの製造方法であって、生体組織に活着する表面を形成する工程において、本発明の生体組織活着面の形成方法の第一から第十四実施態様のいずれかを含むことを特徴とする。

[0047] 本発明のインプラントの製造方法の第二実施態様は、第一実施態様において、歯科用インプラントのフィクスチャーであることを特徴とする。

[0048] 本発明のインプラントの製造方法の第三実施態様は、第一実施態様において、歯科用インプラントのアバットメントであることを特徴とする。

[0049] 本発明のインプラントの製造方法の第四実施態様は、第一実施態様において、人工股関節のステムであることを特徴とする。

発明の効果

[0050] 本発明の生体組織活着面、インプラント、生体組織活着面の形成方法、インプラントの製造方法は、生体組織に対する活着性を向上できる。

図面の簡単な説明

[0051] [図1]本発明の第一実施形態に係る歯科用インプラント1を示す図であって、

(a) スクリュー型の歯科用インプラント 1 A、(b) シリンダ型の歯科用インプラント 1 B である。

[図2]本発明の第一実施形態に係る生体組織活着面 3 0 (生体組織活着面 3 1) を S E M で撮影した写真であって、(a) は拡大率 3 0 倍、(b) は拡大率 2 0 0 倍、(c) は拡大率 5 0 0 倍である。

[図3]本発明の第一実施形態に係る生体組織活着面 3 0 (生体組織活着面 3 1) を S E M で撮影した写真であって、(d) は拡大率 2 0 0 0 倍、(e) は拡大率 5 0 0 0 倍、(f) は拡大率 1 0 0 0 0 倍である。

[図4]本発明の第一実施形態に係る生体組織活着面 3 0 (生体組織活着面 3 2) を S E M で撮影した写真であって、(a) は拡大率 2 0 0 倍、(b) は拡大率 5 0 0 倍、(c) は拡大率 2 0 0 0 倍である。

[図5]本発明の第一実施形態に係る生体組織活着面 3 0 (生体組織活着面 3 2) を S E M で撮影した写真であって、(d) は拡大率 5 0 0 0 倍、(e) は拡大率 1 0 0 0 0 倍、(f) は拡大率 2 0 0 0 0 倍である。

[図6]小腸の表面を S E M で撮影した参考写真であって、(a) は拡大率約 1 0 0 倍、(b) は拡大率約 5 0 0 0 倍、(c) は拡大率約 1 0 0 0 0 倍である。

[図7]本発明の第一実施形態に係る生体組織活着面 3 0 (生体組織活着面 3 3) を S E M で撮影した写真であって、(a) は拡大率 2 0 0 倍、(b) は拡大率 2 0 0 0 倍、(c) は拡大率 5 0 0 0 倍、(d) は拡大率 1 0 0 0 0 倍である。

[図8]本発明の第一実施形態に係る生体組織活着面 3 0 (生体組織活着面 3 4) を S E M で撮影した写真であって、(a) は拡大率 2 0 0 倍、(b) は拡大率 5 0 0 倍、(c) は拡大率 1 0 0 0 0 倍である。

[図9]本発明の第一実施形態に係る生体組織活着面 3 0 (生体組織活着面 3 5) を S E M で撮影した写真であって、(a) は拡大率 5 0 0 倍、(b) は拡大率 1 0 0 0 0 倍である。

[図10]本発明の第二実施形態に係る歯科用インプラント 3 を示す図であって

、（a）スクリュー型の歯科用インプラント3A、（b）シリンダ型の歯科用インプラント3Bである。

[図11]本発明の第二実施形態に係る生体組織活着面70（生体組織活着面71）をSEMで撮影した写真であって、（a）は拡大率200倍、（b）は拡大率500倍、（c）は拡大率2000倍である。

[図12]本発明の第二実施形態に係る生体組織活着面70（生体組織活着面71）をSEMで撮影した写真であって、（d）は拡大率5000倍、（e）は拡大率10000倍である。

[図13]酸エッチングされたチタン加工体の外表面51をSEMで撮影した写真であって、（a）は拡大率200倍、（b）は拡大率500倍、（c）は拡大率2000倍である。

[図14]酸エッチングされたチタン加工体の外表面51をSEMで撮影した写真であって、（d）は拡大率5000倍、（e）は拡大率10000倍である。

[図15]本発明の第三実施形態に係る人工股関節101を示す図である。

[図16]本発明の第三実施形態に係る生体組織活着面130（生体組織活着面131）をSEMで撮影した写真であって、（a）は拡大率200倍、（b）は拡大率500倍、（c）は拡大率2000倍である。

[図17]本発明の第二実施形態に係る生体組織活着面130（生体組織活着面131）をSEMで撮影した写真であって、（d）は拡大率5000倍、（e）は拡大率10000倍である。

[図18]動物実験の結果を示す写真であって、（a）は左下顎の歯槽骨Hのレントゲン写真、（b）は右下顎の歯茎Sの写真、（c）は左下顎の歯槽骨Hのレントゲン写真、（d）は右下顎の歯茎Sの写真である。

[図19]従来のチタン製フィクスチャーの外表面をSEM（拡大率2000倍）で撮影した写真であって、（a）はA社製品、（b）はB社製品、（c）はC社製品、（d）はD社製品である。

発明を実施するための形態

[0052] 本発明の実施形態につき図面を参照して説明する。下記説明において示す各種寸法等は一例である。

[0053] 〔歯科用インプラント１、フィクスチャー１０〕

図１は、本発明の第一実施形態に係る歯科用インプラント１を示す図であって、（ａ）スクリュー型の歯科用インプラント１Ａ、（ｂ）シリンダ型の歯科用インプラント１Ｂである。

[0054] 歯科用インプラント１は、ジルコニア製インプラントである。歯科用インプラント１には、スクリュー型の歯科用インプラント１Ａとシリンダ型の歯科用インプラント１Ｂがある。

歯科用インプラント１は、歯槽骨（生体組織、硬組織）Ｈに固定されるフィクスチャー１０と、フィクスチャー１０に嵌合するアバットメント２０と、を備える。

アバットメント２０には、人工歯冠と呼ばれるクラウン６が装着される。クラウン６よりも根端側は、歯茎（生体組織、軟部組織）Ｓに覆われる。

[0055] 歯科用インプラント１の長手方向（中心軸に沿う方向）を縦と言う。縦方向のうち、クラウン６側を先端側と言う。先端を第一端とも言う。縦方向のうち、フィクスチャー１０側を根端側と言う。根端を第二端とも言う。

縦方向に直行する方向を横と言う。歯科用インプラント１の中心軸周りの方向を周方向と言う。

[0056] フィクスチャー（インプラント）１０は、中心穴（不図示）を有する軸状部材であり、ジルコニアを含むセラミックス（生体適合性材料、生体適合性セラミックス材料）により形成される。

フィクスチャー１０には、外表面１１に雄ネジ１５が形成されたスクリュー型のフィクスチャー１０Ａと、雄ネジ１５のないシリンダ型のフィクスチャー１０Ｂがある。スクリュー型のフィクスチャー１０Ａとシリンダ型のフィクスチャー１０Ｂは、雄ネジ１５の有無のみが異なる。

[0057] スクリュー型のフィクスチャー１０Ａは、歯槽骨Ｈに形成したネジ穴に螺合することにより、歯槽骨Ｈに固定される。

シリンダ型のフィクスチャー１０Ｂは、歯槽骨Ｈに形成した円形穴に嵌合することにより、歯槽骨Ｈに固定される。

[0058] フィクスチャー１０の先端面１３の中心には、中心穴が開口する。中心穴は、縦方向に沿って形成される。

フィクスチャー１０の形状（長さ、太さ等）は、任意である。中心穴が存在しない場合であってもよい。

[0059] 〔生体組織活着面３０〕

フィクスチャー１０には、生体組織活着面３０（生体組織活着面３１～３５）が形成される。生体組織活着面３０は、フィクスチャー１０の外表面１１に設けられる。

フィクスチャー１０Ａでは、外表面１１は、先端面１３、カラー面１２、ネジ面（雄ネジ１５）を含む。

フィクスチャー１０Ｂでは、外表面１１は、先端面１３と外周面１４を含む。

[0060] 生体組織活着面３０は、歯槽骨Ｈに対する結合性、歯茎Ｓに対する癒着性に優れる面である。生体組織活着面３０は、後述する微絨毛体４１を多数有する。微絨毛体４１が密集する。生体組織活着面３０は、微絨毛密集面である。

生体組織活着面３０は、微絨毛体４１に加えて、後述する小溝４３、大溝４５をのいずれか一方もしくは両方を有してもよい。

[0061] フィクスチャー１０は、歯槽骨Ｈのみならず、歯槽骨Ｈの周囲の粘膜組織（軟部組織）にも密着する。先端面１３が歯茎Ｓに密着する。このため、フィクスチャー１０は、軟部組織との癒着性（親和性）も重要になる。フィクスチャー１０は、歯茎Ｓとの癒着が低いと、歯茎Ｓに炎症が発生して歯茎Ｓが退縮したり、歯槽骨Ｈが減少（骨吸収：Bone resorption）したりする。したがって、フィクスチャー１０と歯茎Ｓの癒着性（軟部組織への癒着性）を高めて、細菌の侵入を阻止（封鎖）する必要がある。

生体組織活着面３０は、微絨毛体４１、小溝４３、大溝４５により、フィ

クスチャー１０の骨結合、歯茎癒着を向上させる。生体組織活着面３０は、生体組織に対するフィクスチャー１０の活着性（硬組織への結合性、軟部組織への癒着性）を向上させて、生体組織の癒合を早める。

[0062] （生体組織活着面３１）

図２および図３は、本発明の第一実施形態に係る生体組織活着面３０（生体組織活着面３１）をＳＥＭで撮影した写真であって、（ａ）は拡大率３０倍、（ｂ）は拡大率２００倍、（ｃ）は拡大率５００倍、（ｄ）は拡大率２０００倍、（ｅ）は拡大率５０００倍、（ｆ）は拡大率１００００倍である。

[0063] 生体組織活着面３１は、生体組織活着面３０の一例であり、フィクスチャー１０Ａの外表面１１に形成したものである。

生体組織活着面３１は、先端が指頭形状の微絨毛体４１を多数有する。多数の微絨毛体４１が密集配置される。指頭形状とは、指先の様に、先端が丸い形状（半球形状）を意味する。微絨毛体４１は、先端が半球形状の突起であり、尖っていない。

[0064] 微絨毛体４１は、先端の外径（直径）がナノメートルサイズに形成される。ナノメートルサイズは、ナノメートルオーダー、ナノメートルスケール、ナノメートルクラスと言うこともある。英語では“order of magnitude”と言い、日本語に訳せば「等級」「階級」「規模」あるいは「桁」などと言う。

微絨毛体４１の先端径は、１ｎｍ以上、１０００ｎｍ未満である。微絨毛体４１の先端径は、例えば５０ｎｍ以上、５００ｎｍ未満である。例えば１００ｎｍ以上、３００ｎｍ未満でもよい。

[0065] 生体組織活着面３１は、三次元表面粗さＳ_a（算術平均高さ：ＩＳＯ２５１７８）もナノメートルサイズ（１ｎｍ以上、１０００ｎｍ未満）である。生体組織活着面３１の三次元粗さＳ_aは、例えば５００ｎｍ以上、８００ｎｍである。

[0066] 生体組織活着面３１は、界面の展開面積比Ｓ_{d r}（ＩＳＯ２５１７８）が

0.1以上、2.0以下である。生体組織活着面31は、界面の展開面積比 $S_d r$ が例えば0.5以上、1.0以下である。

[0067] 生体組織活着面31は、大溝45を複数有する。複数の大溝45は、交差配置される。複数の大溝45が格子状に配置される。20～30 μm 程度の卵円形を有する骨芽細胞を大溝45の内側に確実に定着させるためである。

大溝（第二溝）57は、幅が10 μm 以上、500 μm 以下である。大溝45は、幅が例えば20 μm 以上、100 μm 以下である。30 μm 以上、50 μm 以下でもよい。前骨芽細胞が広がり過ぎないようにするためである。

大溝45は、深さが5 μm 以上、500 μm 以下である。例えば10 μm 以上、100 μm 以下でもよい。前骨芽細胞が大溝45を乗り越えないようにするためである。

縦方向に並列する大溝45と横方向（周方向）に並列する大溝45が交差する。交差する大溝45同士は、交差角度が60°以上であればよい。

[0068] （生体組織活着面32）

図4および図5は、本発明の第一実施形態に係る生体組織活着面30（生体組織活着面32）をSEMで撮影した写真であって、（a）は拡大率200倍、（b）は拡大率500倍、（c）は拡大率2000倍、（d）は拡大率5000倍、（e）は拡大率10000倍、（f）は拡大率20000倍である。

[0069] 生体組織活着面32は、生体組織活着面30の一例であり、フィクスチャー10Bの外表面11に形成したものである。

生体組織活着面32は、生体組織活着面31と同一に形成される。

[0070] （参考：小腸の絨毛、微絨毛）

図6は、小腸の表面をSEMで撮影した参考写真であって、（a）は拡大率約100倍、（b）は拡大率約5000倍、（c）は拡大率約10000倍である。

[0071] 図6（a）に示すように、小腸の内面には、多数の絨毛（villus）がある

。絨毛とは、器官の表面から突出した微細な突起であり、小腸や胎盤などに存在する。

図6 (b), (c) に示すように、絨毛の表面には、さらに多数の微絨毛 (microvillus) が密集する。微絨毛自体を柔毛、柔突起 (じゅうとつき) と呼ぶ場合もある。

絨毛および微絨毛は、先端が指頭形状の突起である。微絨毛の先端径は、 $1\text{ }\mu\text{m}$ 未満である。小腸や胎盤などは、絨毛、微絨毛によって表面積が著しく増大し、吸収や結合などが効率的、効果的に行われている。

[0072] 生体組織活着面 31, 32 は、小腸等の内面に類似する構造を有する。大溝 45 が生体組織の絨毛に類似し、微絨毛体 41 が生体組織の微絨毛に類似する。

このため、生体組織活着面 31 は、生体組織 (骨等の硬組織、粘膜組織等の軟部組織) との結合性や癒着性が高い。生体組織活着面 31 は、生体組織に密着して活着する表面として、理想に近い形状と考えられる。

[0073] (生体組織活着面 33)

図7 は、本発明の第一実施形態に係る生体組織活着面 30 (生体組織活着面 33) を SEM で撮影した写真であって、(a) は拡大率 200 倍、(b) は拡大率 2000 倍、(c) は拡大率 5000 倍、(d) は拡大率 10000 倍である。

[0074] 生体組織活着面 33 は、生体組織活着面 30 の一例であり、フィクスチャー 10B の外表面 11 に形成したものである。

生体組織活着面 33 は、生体組織活着面 31, 32 と同様に、微絨毛体 41 を多数有する。生体組織活着面 33 の三次元粗さ S_a と界面の展開面積比 S_{dr} は、生体組織活着面 31, 32 と同一である。

生体組織活着面 33 は、並列配置された複数の大溝 45 を有する。大溝 45 の形状等は、上述の通りである。

[0075] (生体組織活着面 34)

図8 は、本発明の第一実施形態に係る生体組織活着面 30 (生体組織活着

面 3 4) を S E M で撮影した写真であって、(a) は拡大率 2 0 0 倍、(b) は拡大率 5 0 0 倍 (c) は拡大率 1 0 0 0 0 倍である。

[0076] 生体組織活着面 3 4 は、生体組織活着面 3 0 の一例であり、フィクスチャー 1 0 B の外表面 1 1 に形成したものである。

生体組織活着面 3 4 は、生体組織活着面 3 1 ~ 3 3 と同様に、微絨毛体 4 1 を多数有する。生体組織活着面 3 4 の三次元粗さ S_a と界面の展開面積比 S_{dr} は、生体組織活着面 3 1 ~ 3 3 と同一である。

[0077] 生体組織活着面 3 4 は、小溝 4 3 と大溝 4 5 をそれぞれ複数有する。

複数の小溝 4 3 は、並列配置される。複数の大溝 4 5 も、並列配置される。小溝 4 3 と大溝 4 5 が格子状に交差する。小溝 4 3 と大溝 4 5 は、交差角度が 60° 以上であればよい。

大溝 4 5 の形状等は、上述の通りである。

小溝 (第一溝) 4 3 は、幅が $1\mu\text{m}$ 以上、 $50\mu\text{m}$ 以下であり、並列に配置される。小溝 4 3 は、幅が例えば $1\mu\text{m}$ 以上、 $20\mu\text{m}$ である。例えば $5\mu\text{m}$ 以上、 $10\mu\text{m}$ 以下でもよい。小溝 4 3 は、深さが $1\mu\text{m}$ 以上、 $20\mu\text{m}$ 以下である。例えば $2\mu\text{m}$ 以上、 $5\mu\text{m}$ 以下でもよい。骨芽細胞に対して力学的な刺激 (メカニカルストレス) を与えためである。

[0078] (生体組織活着面 3 5)

図 9 は、本発明の第一実施形態に係る生体組織活着面 3 0 (生体組織活着面 3 5) を S E M で撮影した写真であって、(a) は拡大率 5 0 0 倍、(b) は拡大率 1 0 0 0 0 倍である。

[0079] 生体組織活着面 3 5 は、生体組織活着面 3 0 の一例であり、フィクスチャー 1 0 A の外表面 1 1 に形成したものである。

生体組織活着面 3 5 は、生体組織活着面 3 1 ~ 3 4 と同様に、微絨毛体 4 1 を多数有する。生体組織活着面 3 5 の三次元粗さ S_a と界面の展開面積比 S_{dr} は、生体組織活着面 3 1 ~ 3 4 と同一である。

生体組織活着面 3 5 は、並列配置された複数の小溝 4 3 と、並列配置された複数の大溝 4 5 を有する。小溝 4 3 と大溝 4 5 が並列配置される。大溝 4

5の内側に、複数の小溝43が配置（重畳）される。小溝43と大溝45は平行である。小溝43と大溝45は、交差角度が30°以下であればよい。

小溝43、大溝45の形状等は、上述の通りである。

[0080] 図19は、従来のチタン製フィクスチャーの外表面をSEM（拡大率2000倍）で撮影した参考写真であって、（a）はA社製品、（b）はB社製品、（c）はC社製品、（d）はD社製品である。

図19に示すように、従来のフィクスチャーでは、外表面が粗面化（多孔質化）されている。これらの外表面は、塩酸等によるエッジング処理やブラスト処理により粗面化される。これらの外表面は、細孔を多数有し、さらにこの細孔の周囲に先端が尖った形状の突起を多数有する。従来のフィクスチャーの外表面は、三次元粗さSaが2μm以上である。

しかし、従来のフィクスチャーの外表面のいずれにも、先端が半球形状（指頭形状）の突起（微絨毛体）は存在せず、微絨毛密集面とは言えない。

[0081] [アバットメント20]

アバットメント（インプラント）20は、軸状部材であり、ジルコニアを含むセラミックスにより形成される。

アバットメント20は、本体部23とテーパ軸部25を有する。テーパ軸部25は、フィクスチャー10の中心穴に嵌め込まれ、本体部23は、フィクスチャー10の先端側から露出するように配置される。

[0082] 本体部23は、円錐台形等に形成されて、接着剤やセメント等を用いてクラウン6が装着される。本体部23のうち、クラウン6よりも根端側（クラウン6に覆われない領域）を歯肉マージン24（gingival margin）と言う。歯肉マージン24は、フィクスチャー10とクラウン6の間に露出する。

[0083] アバットメント20には、生体組織活着面30（生体組織活着面31～35）が形成される。生体組織活着面30は、アバットメント20の外表面21に設けられる。生体組織活着面30は、歯肉マージン面（歯肉マージン24）に設けられる。

[0084] 歯肉マージン24は、フィクスチャー10の先端面13と同様に、歯茎S

に密着する。このため、生体組織活着面 30（生体組織活着面 31～35）を歯肉マージン 24 に設けることにより、歯茎 S が癒着しやすくなる。これにより、アバットメント 20 と歯茎 S の癒合が従来に比べて強固になる。

[0085] フィクスチャー 10（10A, 10B）は、外表面 11 に、生体組織活着面 30（生体組織活着面 31～35）を有する。これにより、前骨芽細胞や骨芽細胞の外表面 11 への定着（接着）を促進できる。

生体組織活着面 30 は、微絨毛体 41 を多数有するので、外表面 11 の表面積が増加する。血液に接触する面積が大幅に拡大して、前骨芽細胞や骨芽細胞が外表面 11 に侵入しやすい。特に、微絨毛体 41 の先端が尖らずに指頭形状であるため、前骨芽細胞や骨芽細胞が円滑に侵入できる。したがって、骨芽細胞が増殖して、強い骨結合が得られる。

[0086] 生体組織活着面 30（生体組織活着面 31～35）は、小溝 43 や大溝 45 を多数有する。これにより、前骨芽細胞の繁殖を促進できる。

小溝 43 や大溝 45 の態様（数、形状、配置）を様々に設定できるので、前骨芽細胞に対して力学的な刺激（メカニカルストレス）を効果的に与えられる。したがって、骨芽細胞への分化が促進して、骨結合期間が短縮化される。

[0087] 特に、生体組織活着面 30 は、スケールサイズが異なる複数の凹凸（ups and downs）を備える。微絨毛体 41 がナノメートルサイズの凹凸を形成する。小溝 43 がシングルミクロンサイズの凹凸を形成する。大溝 45 がこれらよりも大きなスケールサイズの凹凸を形成する。このため、生体組織活着面 30 は、前骨芽細胞に対して効率的、効果的に力学的な刺激を与えることができる。したがって、フィクスチャー 10 と歯槽骨 H との結合が従来に比べて強固になり、骨結合期間も短縮する。

[0088] フィクスチャー 10B は、雄ネジ 15 を有しなくても、フィクスチャー 10A と同一の作用効果を発揮する。フィクスチャー 10B は、生体組織活着面 30 が高い骨結合性を発揮するので、歯槽骨 H に対して良好に結合できる。

[0089] アバットメント２０は、外表面２１（歯肉マージン２４）に、生体組織活着面３０（生体組織活着面３１～３５）を有する。生体組織活着面３０は、微絨毛体４１を多数有するので、歯肉との癒着性（軟部組織への癒着性）が高まり、細菌の侵入を阻止（封鎖）できる。

[0090] 歯科用インプラント１（１０Ａ，１０Ｂ）は、フィクスチャー１０の外表面１１とアバットメント２０の外表面２１にそれぞれ生体組織活着面３０を設けたので、人体に対する結合がより強固になる。歯科用インプラント１Ａと歯科用インプラント１Ｂは、同一の作用効果を発揮する。

[0091] 生体組織活着面３０は、外表面１１，２１のうち、生体組織に密着（活着）する領域に設けられる。生体組織に密着する領域であれば、１箇所であってもよいし、複数箇所であってもよい。生体組織活着面３０の面積は、任意である。

生体組織活着面３０は、外表面１１，２１のほぼ全面に設けてもよい。

生体組織活着面３０は、外表面１１のうち、歯槽骨Ｈに密着する領域（カラー面１２、外周面１４、雄ネジ１５）の全面に亘って設けてもよい。生体組織活着面３０は、外表面１１のうち、歯茎Ｓに密着する領域（先端面１３）の全面に亘って設けてもよい。

生体組織活着面３０は、外表面１１のみ、または、外表面２１のみに設けられる場合であってもよい。

[0092] カラー面１２、先端面１３、外周面１４、雄ネジ１５において、生体組織活着面３０は、表面性状（表面粗さ）がそれぞれ異なってもよい。カラー面１２と雄ネジ１５には歯槽骨Ｈを結合させ、先端面１３には歯茎Ｓを癒着させるためである。

歯肉マージン２４の生体組織活着面３０は、先端面１３の生体組織活着面３０と同一の表面性状（表面粗さ）に形成してもよい。いずれも歯茎Ｓを癒着させるためである。

[0093] 小溝４３と大溝４５は、断面形状が半円弧形に形成される。断面形状は、例えば三角形（二等辺三角形）や矩形等であってもよい。

小溝４３と大溝４５は、それぞれ延在方向にわたって均一な幅にしてもよいし、異なる幅にしてもよい。延在方向にわたって均一な深さにしてもよいし、それぞれ異なる深さにしてもよい。

複数の小溝４３、複数の大溝４５は、それぞれ均一な幅にしてもよいし、それぞれ異なる幅にしてもよい。均一な深さにしてもよいし、異なる深さにしてもよい。

小溝４３と大溝４５の数は任意である。小溝４３と大溝４５は、直線に限らず、曲線であってもよい。隣接する小溝４３同士、大溝４５同士は、できるだけ隙間なく配置されることが好ましい。

小溝４３と大溝４５の延在方向は、フィクスチャー１０の縦方向に対して任意の角度である。

[0094] 生体組織活着面３０（生体組織活着面３１～３５）は、外表面１１，２１に混在してもよい。生体組織活着面３１～３５のうちのいずれか一つ以上を設ければよい。

[0095] 生体組織活着面３０において、小溝４３と大溝４５の数、形状、配置は任意に設定できる。小溝４３と大溝４５は、生体組織活着面３１～３５における形態以外であってもよい。

複数の大溝４５を格子状に配置し、さらに複数の小溝４３を格子状に配置（大溝４５と小溝４３が交差および重畳）してもよい。

複数の大溝４５を並列に配置し、さらに複数の小溝４３を格子状に配置（大溝４５と小溝４３が交差および重畳）してもよい。

複数の小溝４３のみを格子状に配置してもよい。

生体組織活着面３０は、多数の微絨毛体４１のみを有し、小溝４３や大溝４５を有しない場合であってもよい（第三実施形態の生体組織活着面１３１参照）。

[0096] 〔歯科用インプラント１の製造方法、生体組織活着面３０の形成方法〕

歯科用インプラント１（１Ａ，１Ｂ）を生体適合性セラミックス材料から形成する。フィクスチャー１０（１０Ａ，１０Ｂ）とアバットメント２０を

酸化ジルコニウムを含むセラミックス材料から形成する。

- [0097] フィクスチャー 10 (10A, 10B) の製造工程は、成形工程、焼結工程、表面加工工程を有する。表面加工工程は、生体組織活着面の形成工程であり、レーザ非熱加工工程を有する。

アバットメント 20 の製造工程は、フィクスチャー 10 の製造工程と同一であるため、説明を省略する。インプラント

- [0098] (成形工程、焼結工程)

まず、成形工程では、ジルコニア粉末を含むペレットを射出成形して、ジルコニア成形体 (セラミックス成形体) を得る。

次に、焼結工程では、このジルコニア成形体に対して予備焼結処理と本焼結処理を施して、ジルコニア焼結体 (セラミックス焼結体) を得る。

- [0099] (表面加工工程：レーザ非熱加工工程)

次に、表面加工工程では、ジルコニア焼結体の外表面 11 に対してレーザ光を照射して、外表面 11 に生体組織活着面 30 (生体組織活着面 31 ~ 35) を形成する。

レーザ光には、極短パルスレーザのレーザ光が用いられる。ピコ秒レーザまたはフェムト秒レーザのレーザ光を用いることができる。

極短パルスレーザは、パルス幅 (時間幅) が数ピコ秒から数フェムト秒の非常に短いパルスのレーザである。数ピコ秒レーザは、パルス幅が 1 兆分の 1 秒のレーザである。フェムト秒レーザは、パルス幅が 1000 兆分の 1 秒のレーザである。

- [0100] ジルコニア焼結体の外表面 11 に対してフェムト秒レーザ等のレーザ光を照射すると、外表面 11 が非熱加工 (レーザ非熱加工) される。

非熱加工とは、大気圧下 (水分を含む空気中) でレーザ光を照射して、瞬時に溶融、蒸発、飛散させる加工である。溶融した箇所が瞬時に蒸発、飛散して除去されるため、加工部周辺への熱影響 (熱損傷) が極めて少ない。非熱加工には、レーザ光の出力 (ピークパワーやエネルギー密度) が大きいパルスレーザが用いられる。

外表面 1 1 をレーザ光で非熱加工すると、微絨毛体 4 1 を多数有する生体組織活着面 3 0 が形成される。レーザ光の出力等を調整することにより、微絨毛体 4 1 の数や形状（大きさ）等の形態を変更できる。

[0101] 小溝 4 3 や大溝 4 5 は、レーザ光を照射しながら走査することで外表面 1 1 に掘り込まれる。レーザ光を複数回走査することにより、小溝 4 3 や大溝 4 5 を複数形成する。

レーザ光の出力を調整することにより、レーザ光による加工幅（光径）を変更できる。レーザ光の出力（加工幅）を調整することにより、小溝 4 3 や大溝 4 5 の幅や深さを変更できる。同一箇所に対する照射回数、走査速度、レーザ光出力等に応じて、小溝 4 3 や大溝 4 5 の幅や深さを変更することもできる。

[0102] 小溝 4 3 と大溝 4 5 をそれぞれ形成する場合は、まず大溝 4 5 を形成し、次に小溝 4 3 を形成する。

小溝 4 3 同士、大溝 4 5 同士、または小溝 4 3 と大溝 4 5 を格子状に配置する場合には、レーザ光を交差（直行）する二方向に走査する。このときの走査の交差角度が、小溝 4 3 同士、大溝 4 5 同士、または小溝 4 3 と大溝 4 5 の交差角度になる。

[0103] 外表面 1 1 をレーザ光で削って大溝 4 5 や小溝 4 3 を形成すると、同時に大溝 4 5 や小溝 4 3 の内面に微絨毛体 4 1 が多数形成される。外表面 1 1 をレーザ非熱加工すると、微絨毛体 4 1、小溝 4 3、大溝 4 5 が同時に形成されて、生体組織活着面 3 0（生体組織活着面 3 1～3 5）になる。

[0104] 表面加工工程において、カラー面 1 2、先端面 1 3、雄ネジ 1 5 へのレーザ非熱加工は、レーザ光の出力を異ならせてもよい。カラー面 1 2、先端面 1 3、雄ネジ 1 5 における生体組織活着面 3 0 の表面性状（表面粗さ）を異ならせる。カラー面 1 2 と雄ネジ 1 5 には歯槽骨 H を結合させ、先端面 1 3 には歯茎 S を癒着させるためである。

[0105] 生体組織活着面 3 0（生体組織活着面 3 1～3 5）を形成した後は、洗浄や滅菌等を行う。

このようにして、フィクスチャー１０が製造される。

[0106] フィクスチャー１０を本焼結処理した後に、表面加工工程（生体組織活着面の形成）を行う場合に限らない。

ジルコニア成形体を予備焼結処理した後に、ジルコニア焼結体に表面加工工程を行い、その後に本焼結処理を行ってもよい。この本焼結処理により、ジルコニア焼結体が収縮して、微絨毛体４１、小溝４３、大溝４５も縮小する。そこで、ジルコニア焼結体の収縮を見込んで、生体組織活着面３０を大きく形成しておく。これにより、本焼結処理後に形成した場合と同一形状のフィクスチャー１０（生体組織活着面３０）が得られる。

[0107] 小溝４３と大溝４５は、レーザ非熱加工により形成する場合に限らない。成形工程において、外表面１１に小溝４３と大溝４５を成形してもよい。レーザ非熱加工に先だって外表面１１をレーザ熱加工して、小溝４３と大溝４５を形成してもよい。

[0108] このように、レーザ非熱加工を施すことにより、ジルコニウム製のフィクスチャー１０等に対して生体組織活着面３０（生体組織活着面３１～３５）を形成できる。

[0109] 〔歯科用インプラント３、フィクスチャー５０〕

図１０は、本発明の第二実施形態に係る歯科用インプラント３を示す図であって、（ａ）スクリュー型の歯科用インプラント３Ａ、（ｂ）シリンダ型の歯科用インプラント３Ｂである。

第一実施形態と同一形状の部材等には、同一の符号を付して、その説明を省略する。

[0110] 歯科用インプラント３は、金属（チタン合金）製インプラントである。歯科用インプラント３には、スクリュー型の歯科用インプラント３Ａとシリンダ型の歯科用インプラント３Ｂがある。

歯科用インプラント３は、歯槽骨Ｈに固定されるフィクスチャー５０と、フィクスチャー５０に嵌合するアバットメント６０と、を備える。

[0111] フィクスチャー（インプラント）５０は、中心穴（不図示）を有する軸状

部材であり、チタン合金（生体適合性材料、生体適合性金属材料）により形成される。

フィクスチャー５０は、フィクスチャー１０とは、材料のみが異なる。

フィクスチャー５０には、外表面５１に雄ネジ１５が形成されたスクリー型（スクリュー型）のフィクスチャー５０Ａと、雄ネジ１５のないシリンダ型のフィクスチャー５０Ｂがある。スクリー型（スクリュー型）のフィクスチャー５０Ａとシリンダ型のフィクスチャー５０Ｂは、雄ネジ１５の有無のみが異なる。

[0112] 〔生体組織活着面７０〕

フィクスチャー５０には、生体組織活着面７０（生体組織活着面７１）が形成される。生体組織活着面７０は、フィクスチャー５０の外表面５１に設けられる。

フィクスチャー５０Ａでは、外表面５１は、先端面１３、カラー面１２、ネジ面（雄ネジ１５）を含む。

フィクスチャー５０Ｂでは、外表面５１は、先端面１３と外周面１４を含む。

[0113] 生体組織活着面７０は、生体組織活着面３０と同様に、歯槽骨Ｈに対する結合性、歯茎Ｓに対する癒着性に優れる面である。

生体組織活着面７０は、後述する微絨毛体８１を多数有する。微絨毛体８１が密集する。生体組織活着面７０は、生体組織活着面３０と同様に、微絨毛密集面である。

生体組織活着面７０は、微絨毛体８１に加えて、後述する小溝８３、大溝８５をのいずれか一方もしくは両方を有してもよい。

生体組織活着面７０は、生体組織活着面３０とは、材料のみが異なる。微絨毛体８１は微絨毛体４１、小溝８３は小溝４３、大溝８５は大溝４５に相当する。

[0114] （生体組織活着面７１）

図１１および図１２は、本発明の第二実施形態に係る生体組織活着面７０（生体組織活着面７１）をＳＥＭで撮影した写真であって、（ａ）は拡大率

200倍、(b)は拡大率500倍、(c)は拡大率2000倍、(d)は拡大率5000倍、(e)は拡大率10000倍である。

[0115] 生体組織活着面71は、生体組織活着面70の一例であり、微絨毛体81を多数有する。微絨毛体81の形状等は、微絨毛体41と同一である。

生体組織活着面71の三次元表面粗さ S_a 、界面の展開面積比 S_{dr} は、生体組織活着面30と同一である。

生体組織活着面71は、交差配置された複数の大溝85を有する。複数の大溝85が格子状に配置される。大溝85の数や形状等は、大溝45と同一である。生体組織活着面71は、生体組織活着面31と同様の形態を有する。

[0116] 生体組織活着面70の他の例として、生体組織活着面32～35等と同様の形態の面を形成してもよい。小溝83の数や形状等は、小溝43と同一である。

生体組織活着面70は、多数の微絨毛体81のみを有し、小溝83や大溝85を有しない場合であってもよい（第三実施形態の生体組織活着面131参照）。

[0117] [アバットメント60]

アバットメント（インプラント）80は、チタン合金により形成される。

アバットメント60には、生体組織活着面70（生体組織活着面71）が形成される。生体組織活着面70は、アバットメント60の外表面61に設けられる。生体組織活着面70は、歯肉マージン面（歯肉マージン24）に設けられる。

アバットメント60は、アバットメント20とは、材料のみが異なる。

[0118] フィクスチャー50（50A，50B）、アバットメント60は、フィクスチャー10（10A，10B）、アバットメント20と同様の作用効果を奏する。

特に、生体組織活着面70は、生体組織活着面30と同様の作用効果を奏する。生体組織活着面70は、生体組織に対する活着性（硬組織への結合性

、軟部組織への癒着性)を向上させて、生体組織の癒合を早める。

したがって、歯科用インプラント3(3A, 3B)は、歯科用インプラント1(1A, 1B)と同一の作用効果を発揮する。

[0119] [歯科用インプラント3の製造方法、生体組織活着面70の形成方法]

歯科用インプラント3(3A, 3B)を生体適合性金属材料から形成する。フィクスチャー50(50A, 50B)とアバットメント60をチタン合金材料から形成する。

[0120] フィクスチャー50(50A, 50B)の製造工程は、機械加工工程、表面加工工程を有する。表面加工工程は、生体組織活着面の形成工程であり、酸エッチング工程、レーザ非熱加工工程を有する。

アバットメント60の製造工程は、フィクスチャー50の製造工程と同一であるため、説明を省略する。

[0121] (機械加工工程)

機械加工工程では、チタン合金材料を複合旋盤等で切削加工したり、塑性加工したりして、チタン加工体(金属加工体)を形成する。

このチタン加工体の外表面51に対してブラスト処理を施す。後工程の酸エッチングの効率を上げるためである。チタン加工体に対するブラスト処理は任意である。

機械加工の後、チタン加工体を水やアルコールを用いて洗浄する。

[0122] (表面加工工程：酸エッチング工程)

表面加工工程では、まず、チタン加工体の外表面51を酸エッチングを行う。

チタン加工体を塩酸に浸漬してエッジングする。塩酸の濃度は例えば1～20%、液温は例えば30℃～80℃、浸漬時間は例えば10分～60分である。エッジングに用いる酸は、塩酸以外であってもよい。硫酸、フッ酸、硝酸等、さらにこれらの混合酸を用いることができる。

酸エッチング工程の後、チタン加工体を純水で超音波洗浄する。

[0123] 図13および図14は、酸エッチングされたチタン加工体の外表面51を

SEMで撮影した写真であって、(a)は拡大率200倍、(b)は拡大率500倍、(c)は拡大率2000倍、(d)は拡大率5000倍、(e)は拡大率10000倍である。

[0124] 図13および図14は、酸エッチングされたチタン加工体の外表面51をSEMで撮影した写真であって、(a)は拡大率200倍、(b)は拡大率500倍、(c)は拡大率2000、(d)は拡大率5000倍、(e)は拡大率10000倍である。

[0125] 酸エッチングされたチタン加工体（被酸エッチング金属体）の外表面51は、細孔を多数有し、さらにこの細孔の周囲に先端が尖った形状の突起を多数有する。この外表面51は、粗面（多孔質）であり、従来のフィクスチャーも外表面と同様である（図19参照）。

この外表面51には、まだ微絨毛体41は存在しない。

[0126] （表面加工工程：レーザ非熱加工工程）

次に、チタン加工体の外表面51に対してレーザ光を照射して、外表面51に生体組織活着面70（生体組織活着面71）を形成する。

このレーザ非熱加工工程は、生体組織活着面30のレーザ非熱加工工程と同一である。

[0127] 酸エッチングされたチタン加工体の外表面51に対してフェムト秒レーザ等のレーザ光を照射すると、外表面51が非熱加工（レーザ非熱加工）される。外表面51をレーザ光で非熱加工すると、微絨毛体81が多数形成される。

[0128] 小溝83や大溝85は、レーザ光を照射しながら走査することで外表面51に掘り込まれる。外表面51をレーザ非熱加工すると、微絨毛体81、小溝83、大溝85が同時に形成されて、生体組織活着面70（生体組織活着面71）になる。

[0129] 生体組織活着面70（生体組織活着面71）を形成した後は、洗浄や滅菌等を行う。

このようにして、フィクスチャー50が製造される。

[0130] 小溝 83 と大溝 85 は、レーザ非熱加工により形成する場合に限らない。機械加工工程において、外表面 51 に小溝 83 と大溝 85 を形成してもよい。レーザ非熱加工に先だって外表面 51 をレーザ熱加工して、小溝 83 と大溝 85 を形成してもよい。

[0131] このように、酸エッチングとレーザ非熱加工を施すことにより、チタン合金製のフィクスチャー 50 等に対して生体組織活着面 70（生体組織活着面 71）を形成できる。

[0132] [人工股関節 101、ステム 103]

図 15 は、本発明の第三実施形態に係る人工股関節 101 を示す図である。

人工股関節 101 は、股関節が損傷を受けたときに、その機能を回復するために、股関節に置き換わる。人工股関節 101 は、大腿骨 J に埋め込まれる大腿骨コンポーネント 102 と、寛骨臼 K に埋め込まれる寛骨臼コンポーネント 106 から構成される。

[0133] 大腿骨コンポーネント 102 は、ステム 103 とヘッド 104 を備える。ステム 103 は、大腿骨（生体組織、硬組織）J に埋め込まれてヘッド 104 を支持する。

ヘッド 104 は、大腿骨 J の骨頭の役割を果たす球体形の部材であり、ジルコニア等の生体適合性セラミックス材料により形成される。

[0134] 寛骨臼コンポーネント 106 は、カップ 107 とライナー 108 を備える。

カップ 107 は、寛骨臼（生体組織、硬組織）K に埋め込まれる碗形の部材であり、ジルコニア等の生体適合性セラミックス材料やチタン合金等の生体適合性金属材料により形成される。カップ 107 の外表面に、生体組織活着面 30、70 を形成してもよい。

ライナー 108 は、カップ 107 の内側に固定される碗形の部材であり、例えば超高分子ポリエチレン樹脂により形成される。ライナー 108 は、ヘッド 104 を摺動可能に支持して、関節面の役割を果たす。

[0135] 大腿骨コンポーネント 102 が延びる方向を縦方向という。縦方向のうち、ヘッド 104 側を先端（第一端）、ステム 103 側を末端（第二端）という。ステム 103 の幅方向を横方向という。ステム 103 の厚み方向を前後方向という。

[0136] ステム（インプラント） 103 は、大腿骨 J に形成した窄孔 J a に挿入されて骨結合する。ステム 103 は、ヘッド 104 を支持して、荷重を大腿骨 J に伝達する。

ステム 103 は、生体適合性樹脂材料（生体適合性材料）により形成される。ステム 103 は、ポリエーテルエーテルケトン樹脂（PEKK : polyetherketoneketone）により形成される。

ステム 103 は、ボディ部 111、レグ部 112、ネック部 113 を有し、これらがポリエーテルエーテルケトン樹脂により一体成形される。

[0137] ボディ部 111 は、縦方向に延びるブロック状の部位であり、窄孔 J a に挿入されて骨結合する。

ボディ部 111 は、縦方向の長さが約 50 mm である。ボディ部 111 の幅は、先端側から末端側に向けて徐々に細くなる。先端側が約 33 mm、末端側が約 15 mm である。ボディ部 111 の厚みは、先端側から末端側に向けてほぼ一定である。先端側が約 13 mm、末端側が約 11 mm である。

[0138] レグ部 112 は、縦方向に延びる略四角柱形の部位であり、ボディ部 111 の末端側に配置される。レグ部 112 は、ボディ部 111 の窄孔 J a への挿入を案内し、ステム 103 の埋入後の姿勢を保持する。

レグ部 112 は、縦方向の長さが約 90 mm である。レグ部 112 は、先端から末端に向けて徐々に細くなる。

[0139] ネック部 113 は、縦方向に延びる略円柱形の部位であり、ボディ部 111 の先端側に配置される。ネック部 113 は、窄孔 J a から突出して、寛骨臼側からの荷重を導入する。

ネック部 113 は、長さが約 22 mm である。ネック部 113 は、先端から末端に向けて徐々に太くなる。ネック部 113 の先端には、ヘッド連結部

が形成される。

[0140] 〔生体組織活着面 130〕

ステム 103 には、生体組織活着面 130（生体組織活着面 131）が形成される。生体組織活着面 130 は、ステム 103 の外表面のうち、窄孔 J a に埋入される部位（ボディ部 111、レグ部 112）の外表面 115 に設けられる。生体組織活着面 130 は、少なくとも、ボディ部 111 の外表面 115 にも設けられる。

生体組織活着面 130 は、生体組織活着面 30、70 と同様に、自然骨（大腿骨 J）に対する結合性に優れる面である。生体組織活着面 130 は、後述する微絨毛体 141 を多数有する。微絨毛体 141 が密集する。生体組織活着面 130 は、生体組織活着面 30、70 と同様に、微絨毛密集面である。

生体組織活着面 130 は、微絨毛体 141 を有し、さらに小溝や大溝のいずれか一方もしくは両方を有してもよい。

生体組織活着面 130 は、生体組織活着面 30、70 とは、材料のみが異なる。微絨毛体 141 は微絨毛体 41、81、小溝は小溝 43、83、大溝は大溝 45、85 に相当する。

[0141] （生体組織活着面 131）

図 16 および図 17 は、本発明の第三実施形態に係る生体組織活着面 130（生体組織活着面 131）を SEM で撮影した写真であって、（a）は拡大率 200 倍、（b）は拡大率 500 倍、（c）は拡大率 2000 倍、（d）は拡大率 5000 倍、（e）は拡大率 10000 倍である。

[0142] 生体組織活着面 131 は、生体組織活着面 130 の一例であり、微絨毛体 141 を多数有する。微絨毛体 141 の形状等は、微絨毛体 41、81 と同一である。

生体組織活着面 131 の三次元表面粗さ S_a 、界面の展開面積比 S_{dr} は、生体組織活着面 30、70 と同一である。

[0143] 生体組織活着面 130 の他の例として、生体組織活着面 31～35、71

等と同様の形態の面を形成してもよい。生体組織活着面 130 は、小溝や大溝を有してもよい。この小溝、大溝は、小溝 43、83、大溝 45、85 に相当する。生体組織活着面 130 の小溝、大溝の数や形状等は、小溝 43、83、大溝 45、85 と同一である。

[0144] ステム 103 は、フィクスチャー 10、50 と同様の作用効果を奏する。生体組織活着面 130 は、生体組織活着面 30、70 と同様の作用効果を奏する。生体組織活着面 130 は、生体組織に対する活着性（硬組織への結合性）を向上させて、生体組織の癒合を早める。

特に、生体組織活着面 130 は、樹脂面のみでも生体組織に対する活着性を発揮できる。このため、樹脂面に金属やセラミックスのコーティングをしたり、樹脂材料に金属やセラミックスを混ぜ入れたりする必要がない。

人工股関節 101 は、ステム 103 の外表面 115 に生体組織活着面 130 を設けたので、人体に対する結合がより強固になる。

したがって、人工股関節 101 は、歯科用インプラント 1、3 と同一の作用効果を発揮する。

[0145] [人工股関節 101 の製造方法、生体組織活着面 130 の形成方法]

人工股関節 101 を生体適合性樹脂材料から形成する。ステム 103 をポリエーテルエーテルケトン樹脂から形成する。

[0146] ステム 103 の製造工程は、成形工程、表面加工工程を有する。表面加工工程は、生体組織活着面の形成工程であり、レーザ非熱加工工程を有する。

ヘッド 104、カップ 107、ライナー 108 の製造工程は、従来通りであるため、説明を省略する。

[0147] (成形工程)

成形工程では、ポリエーテルエーテルケトン樹脂のペレットを射出成形して、ポリエーテルエーテルケトン成形体（樹脂成形体）を得る。

[0148] (表面加工工程：レーザ非熱加工工程)

次に、表面加工工程では、ポリエーテルエーテルケトン成形体の外表面 115 に対してレーザ光を照射して、外表面 115 に生体組織活着面 130 (

生体組織活着面 131) を形成する。

このレーザ非熱加工工程は、生体組織活着面 30, 70 のレーザ非熱加工工程と同一である。

[0149] ポリエーテルエーテルケトン成形体の外表面 115 に対してフェムト秒レーザ等のレーザ光を照射すると、外表面 115 が非熱加工（レーザ非熱加工）される。外表面 115 をレーザ光で非熱加工すると、微絨毛体 141 を多数有する生体組織活着面 131 が形成される。

[0150] レーザ光を照射しながら走査することで外表面 115 に小溝や大溝を掘り込んでもよい。外表面 115 をレーザ非熱加工すると、微絨毛体 141、小溝、大溝が同時に形成されて、生体組織活着面 130 になる。

[0151] 生体組織活着面 130（生体組織活着面 131）を形成した後は、洗浄や滅菌等を行う。

このようにして、ステム 103 が製造される。

[0152] 小溝 83 と大溝 85 は、レーザ非熱加工により形成する場合に限らない。機械加工工程において、外表面 51 に小溝 83 と大溝 85 を形成してもよい。レーザ非熱加工に先だって外表面 51 をレーザ熱加工して、小溝 83 と大溝 85 を形成してもよい。

[0153] 生体組織活着面 130 は、ステム 103 の外表面のうち、大腿骨 J に密着（活着）する領域（外表面 115）に設けられる。大腿骨 J に密着する面であれば、1箇所であってもよいし、複数箇所であってもよい。生体組織活着面 130 の面積は、任意である。

生体組織活着面 130 は、外表面 115 のほぼ全面に設けてもよい。

生体組織活着面 130 は、外表面 115 のうち、ボディ部 111 の外表面のみ（レグ部 112 の外表面を除く面）に設けもよい。

[0154] このように、レーザ非熱加工を施すことにより、ポリエーテルエーテルケトン樹脂製のステム 103 に対して生体組織活着面 130（生体組織活着面 131）を形成できる。

ステム 103 は、ポリエーテルエーテルケトン樹脂に限らず、ジルコニア

等の生体適合性セラミックス材料やチタン合金等の生体適合性金属材料により形成してもよい。ステム１０３の外表面１１５に、生体組織活着面３０，７０を形成してもよい。

[0155] 〔動物実験〕

図１８は、動物実験の結果を示す写真であって、（ａ）は左下顎の歯槽骨Ｈのレントゲン写真、（ｂ）は右下顎の歯茎Ｓの写真、（ｃ）は左下顎の歯槽骨Ｈのレントゲン写真、（ｄ）は右下顎の歯茎Ｓの写真である。

犬の左右下顎の歯槽骨Ｈに、フィクスチャー１０Ａ、フィクスチャー１０Ｂを１つずつ埋入した。埋入後４週間目に、フィクスチャー１０の状態をレントゲン等で撮影した。

[0156] 動物実験の結果、歯茎Ｓ（歯肉）に炎症が発生していないことが確認できた。歯茎Ｓが退縮したり、歯槽骨Ｈが減少したりしていないことが確認できた。

フィクスチャー１０（１０Ａ，１０Ｂ）と歯茎Ｓの癒着性（軟部組織への癒着性）が高く、細菌の侵入を阻止（封鎖）することができた。

フィクスチャー（１０Ａ，１０Ｂ）は、人力では歯槽骨Ｈから引き抜くことができない程に骨結合した。フィクスチャー（１０Ａ，１０Ｂ）と歯槽骨Ｈの骨結合（硬組織への結合性）が高く、骨結合期間を短縮することができた。

このように、フィクスチャー１０（１０Ａ，１０Ｂ）は、活着性（硬組織への結合性と軟部組織への癒着性）が向上して、生体組織の癒合を高める（早める）ことができた。

[0157] この発明は、上述した実施形態に限定されるものではなく、この発明の趣旨を逸脱しない範囲において、上述した実施形態に種々の変更を加えたものを含む。すなわち、実施形態で挙げた具体的な形状や構成等は一例にすぎず、適宜変更が可能である。

[0158] 上述した実施形態では、歯槽骨Ｈの埋入される歯科用インプラント１，３や大腿骨Ｊに埋入される人工股関節１０１について説明したが、これに限ら

ない。

本発明のインプラントは、人工骨、骨補填材等であってもよい。人工骨や骨補填材は、骨折や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用いられる。

本発明のインプラントは、人工関節の部材、骨折部位の固定に使用する骨接合材料、脊椎等の固定器具（脊椎インプラントや腰椎インプラント）であってもよい。

[0159] インプラントは、生体（体内）に埋め込まれるに限らず、体表に固定されるものであってもよい。インプラントは、人間に限らず、ペットや家畜等に適用するものであってもよい。

[0160] 生体組織活着面は、小溝や大溝に加えて、または、小溝や大溝に代えて、他の溝や畝等の凹凸を有してもよい。

[0161] 上述した実施形態では、生体適合性セラミックス材料として、ジルコニア（酸化ジルコニウム）の場合について説明したが、ジルコニアとカーボンや樹脂やガラス等を組み合わせたものであってもよい。ジルコニア（酸化ジルコニウム）は、インプラントの体積比において50%以上含まれていればよい。ジルコニア（酸化ジルコニウム）は、インプラントの体積比において90%以上含まれる。

生体適合性セラミックス材料として、アルミナ（酸化アルミニウム）や酸化イットリウム、酸化ハフニウム、酸化シリコン、酸化マグネシウム、酸化セリウム等を採用してもよい。

[0162] 生体適合性金属材料は、銅、チタン、チタン合金、コバルトクロム合金等であってもよい。生体適合性樹脂材料は、シリコン、ナイロン、POM、複合素材等であってもよい。

符号の説明

[0163] 1, 1A, 1B, 3, 3A, 3B 歯科用インプラント 10, 10A, 10B フィクスチャー（インプラント） 11 外表面 12 カラー面 13 先端面 14 外周面 15 雄ネジ（ネジ面）

20 アバットメント（インプラント） 21 外表面 24 歯肉マ
 ージン（歯肉マージン面） 30（31, 32, 33, 34） 生体組織
 活着面 41 微絨毛体 43 小溝（第一溝） 45 大溝（第二
 溝） 50, 50A, 50B フィクスチャー（インプラント） 60
 アバットメント（インプラント） 70（71） 生体組織活着面 8
 1 微絨毛体 83 小溝（第一溝） 85 大溝（第二溝） 10
 1 人工股関節 103 ステム（インプラント） 111 ボディ部
 112 レグ部 115 外表面 130, 131 生体組織活着面
 141 微絨毛体 H 歯槽骨（生体組織、硬組織） S 歯茎（
 生体組織、軟部組織） J 大腿骨（生体組織、硬組織） K 寛骨臼
 （生体組織、硬組織）

請求の範囲

- [請求項1] 生体組織に活着する生体組織活着面であって、
生体適合性材料からなり、指頭形状の微絨毛体を多数有する生体組織活着面。
- [請求項2] 前記微絨毛体は、先端径がナノメートルサイズである請求項1に記載の生体組織活着面。
- [請求項3] 前記先端径が50nm以上、500nm未満である請求項2に記載の生体組織活着面。
- [請求項4] 三次元表面粗さ S_a がナノメートルサイズである請求項1から3のうちいずれか一項に記載の生体組織活着面。
- [請求項5] 界面の展開面積比 S_{dr} が0.1以上、2.0以下である請求項1から4のうちいずれか一項に記載の生体組織活着面。
- [請求項6] 幅が1 μ m以上、50 μ m以下の第一溝を複数有する請求項1から5のうちいずれか一項に記載の生体組織活着面。
- [請求項7] 前記第一溝は、深さが1 μ m以上、20 μ m以下である請求項6に記載の生体組織活着面。
- [請求項8] 前記第一溝は、並列または格子状に配置される請求項6または7に記載の生体組織活着面。
- [請求項9] 幅が10 μ m以上、500 μ m以下の第二溝を複数有する請求項1から8のうちいずれか一項に記載の生体組織活着面。
- [請求項10] 前記第二溝は、深さが5 μ m以上、500 μ m以下である請求項9に記載の生体組織活着面。
- [請求項11] 前記第二溝は、並列または格子状に配置される請求項9または10に記載の生体組織活着面。
- [請求項12] 前記生体適合性材料は、生体適合性セラミックス材料である請求項1から11のうちいずれか一項に記載の生体組織活着面。
- [請求項13] 前記生体適合性セラミックス材料は、ジルコニアを含む請求項12に記載の生体組織活着面。

- [請求項14] 前記生体適合性材料は、生体適合性金属材料である請求項 1 から 1 1 のうちいずれか一項に記載の生体組織活着面。
- [請求項15] 前記生体適合性金属材料は、チタン、チタン合金またはコバルトクロム合金を含む請求項 1 4 に記載の生体組織活着面。
- [請求項16] 前記生体適合性材料は、生体適合性樹脂材料である請求項 1 から 1 1 のうちいずれか一項に記載の生体組織活着面。
- [請求項17] 前記生体適合性樹脂材料は、ポリエーテルエーテルケトン樹脂を含む請求項 1 6 に記載の生体組織活着面。
- [請求項18] 生体組織に活着するインプラントであって、
生体組織に活着する表面に、請求項 1 から 1 7 のうちいずれか一項に記載の生体組織活着面を有するインプラント。
- [請求項19] 歯科用インプラントのスクリュー型のフィクスチャーであり、
前記生体組織活着面は、ネジ面、カラー面、先端面のいずれか一つ以上に設けられる請求項 1 8 に記載のインプラント。
- [請求項20] 歯科用インプラントのシリンダ型のフィクスチャーであり、
前記生体組織活着面は、先端面、外周面のいずれか一つ以上に設けられる請求項 1 8 に記載のインプラント。
- [請求項21] 歯科用インプラントのアバットメントであり、
前記生体組織活着面は、歯肉マージン面に設けられる請求項 1 8 に記載のインプラント。
- [請求項22] 人工股関節のステムであり、
前記生体組織活着面は、大腿骨に埋め込まれる部位の表面に設けられる請求項 1 8 に記載のインプラント。
- [請求項23] 生体組織に活着する生体組織活着面の形成方法であって、
空气中でレーザ光を照射するレーザ非熱加工を生体適合性材料の表面に施して、指頭形状の微絨毛体を多数形成する生体組織活着面の形成方法。
- [請求項24] 前記レーザ光は、極短パルスレーザのレーザ光である請求項 2 3 に

記載の生体組織活着面の形成方法。

- [請求項25] 前記レーザ光は、ピコ秒レーザまたはフェムト秒レーザのレーザ光である請求項24に記載の生体組織活着面の形成方法。
- [請求項26] 前記微絨毛体は、先端径がナノメートルサイズである請求項23から25のうちいずれか一項に記載の生体組織活着面の形成方法。
- [請求項27] 生体適合性セラミックス材料からなるセラミックス焼結体に対してレーザ非熱加工を施す請求項23から26のうちいずれか一項に記載の生体組織活着面の形成方法。
- [請求項28] 前記生体適合性セラミックス材料は、ジルコニアを含む請求項27に記載の生体組織活着面の形成方法。
- [請求項29] 生体適合性金属材料からなり、酸エッチングされた金属加工体に対してレーザ非熱加工を施す請求項23から26のうちいずれか一項に記載の生体組織活着面の形成方法。
- [請求項30] 前記生体適合性金属材料は、チタン、チタン合金またはコバルトクロム合金を含む請求項29に記載の生体組織活着面の形成方法。
- [請求項31] 生体適合性樹脂材料からなる樹脂成形体に対してレーザ非熱加工を施す請求項23から26のうちいずれか一項に記載の生体組織活着面の形成方法。
- [請求項32] 前記生体適合性樹脂材料は、ポリエーテルエーテルケトン樹脂を含む請求項31に記載の生体組織活着面の形成方法。
- [請求項33] 前記レーザ光を走査して、幅が $1\ \mu\text{m}$ 以上、 $50\ \mu\text{m}$ 以下、深さが $1\ \mu\text{m}$ 以上、 $20\ \mu\text{m}$ 以下の第一溝を複数形成する請求項23から32のうちいずれか一項に記載の生体組織活着面の形成方法。
- [請求項34] 前記レーザ光を平行な方向または交差する方向に走査して、前記第一溝同士を並列または格子状に形成する請求項33に記載の生体組織活着面の形成方法。
- [請求項35] 前記レーザ光を走査して、幅が $10\ \mu\text{m}$ 以上、 $500\ \mu\text{m}$ 以下、深さが $5\ \mu\text{m}$ 以上、 $500\ \mu\text{m}$ 以下の第二溝を複数形成する請求項23

から34のうちいずれか一項に記載の生体組織活着面の形成方法。

[請求項36] 前記レーザ光を平行な方向または交差する方向に走査して、前記第二溝同士を並列または格子状に形成する請求項35に記載の生体組織活着面の形成方法。

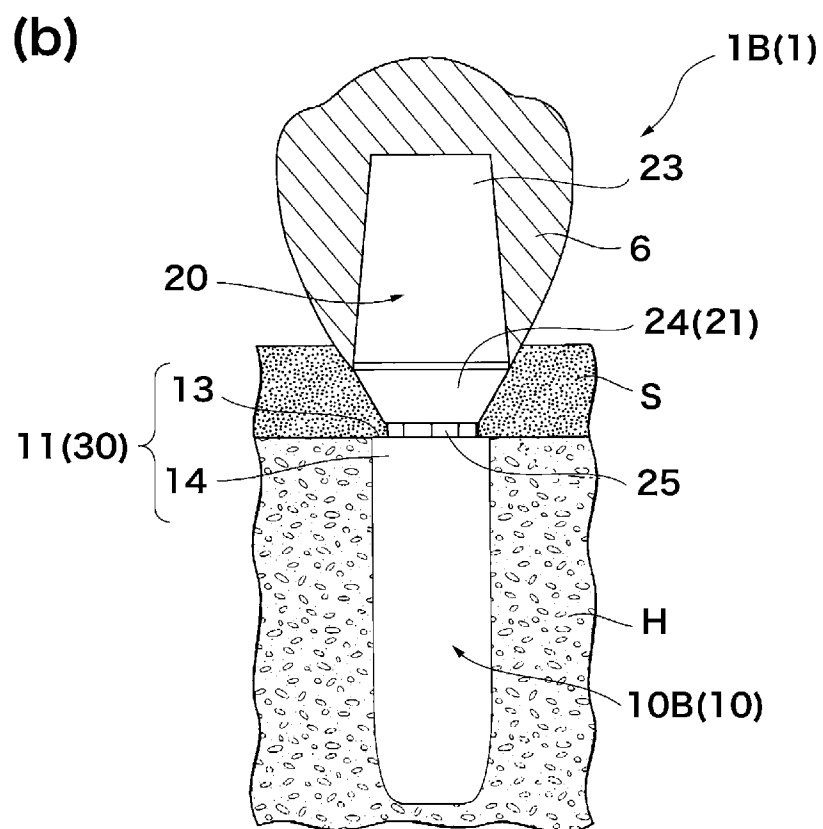
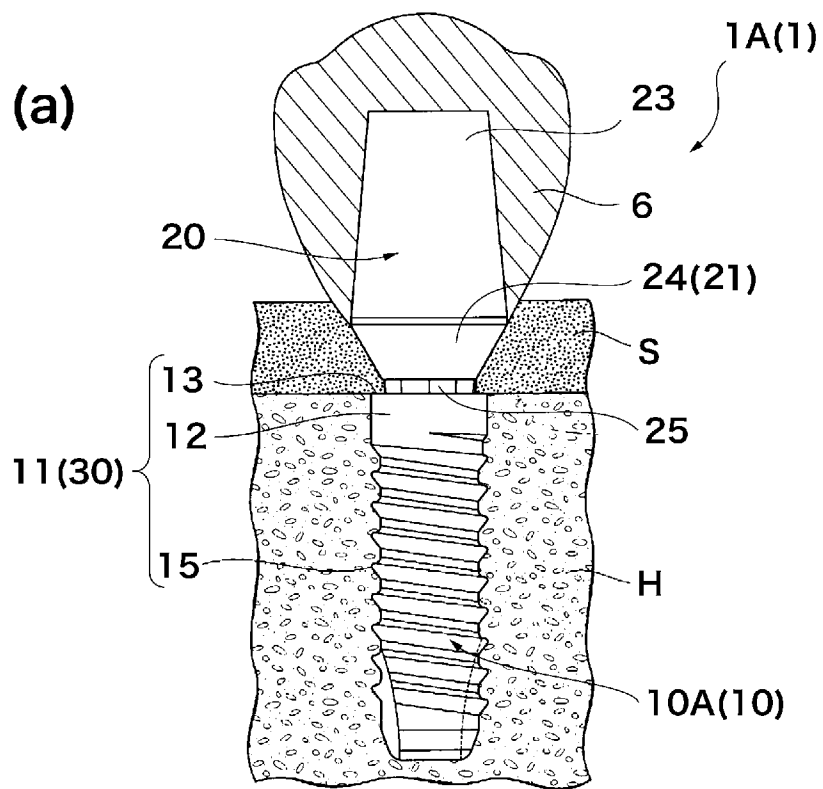
[請求項37] 生体組織に活着するインプラントの製造方法であって、
生体組織に活着する表面を形成する工程において、請求項23から36のうちいずれか一項に記載の生体組織活着面の形成方法を含むインプラントの製造方法。

[請求項38] 歯科用インプラントのフィクスチャーである請求項37に記載のインプラントの製造方法。

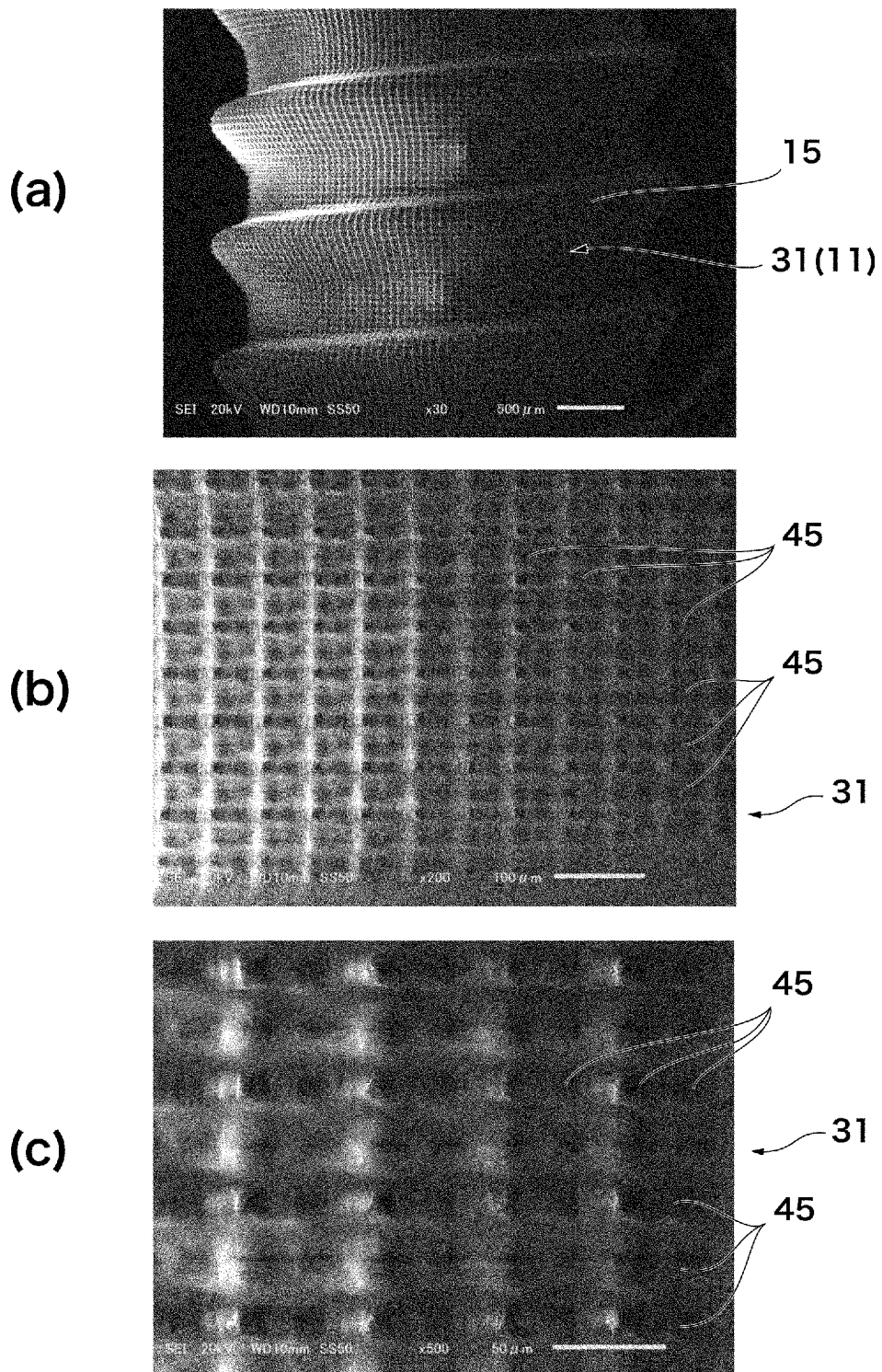
[請求項39] 歯科用インプラントのアバットメントである請求項37に記載のインプラントの製造方法。

[請求項40] 人工股関節のステムである請求項37に記載のインプラントの製造方法。

[図1]

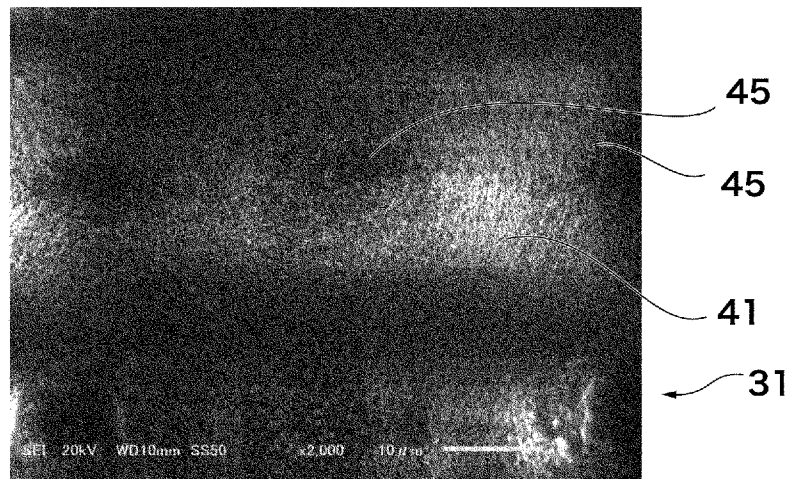


[図2]

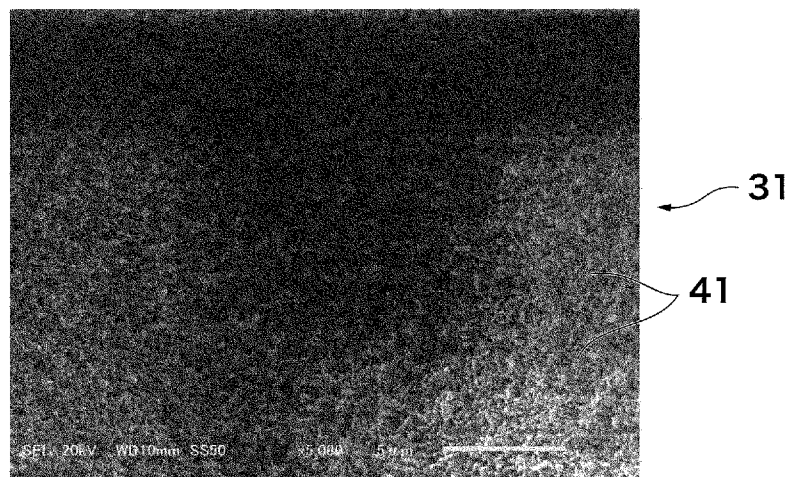


[図3]

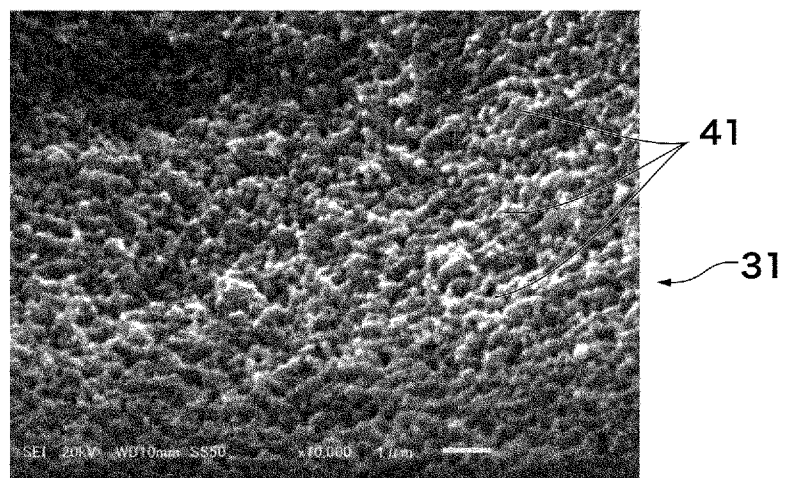
(d)



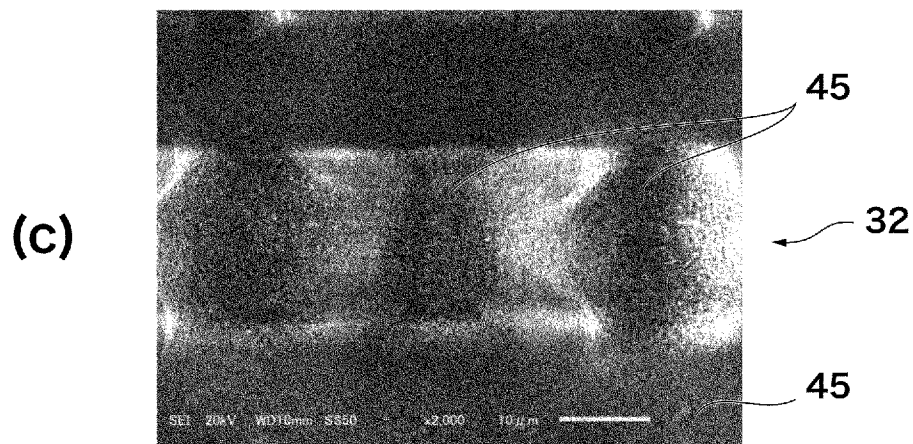
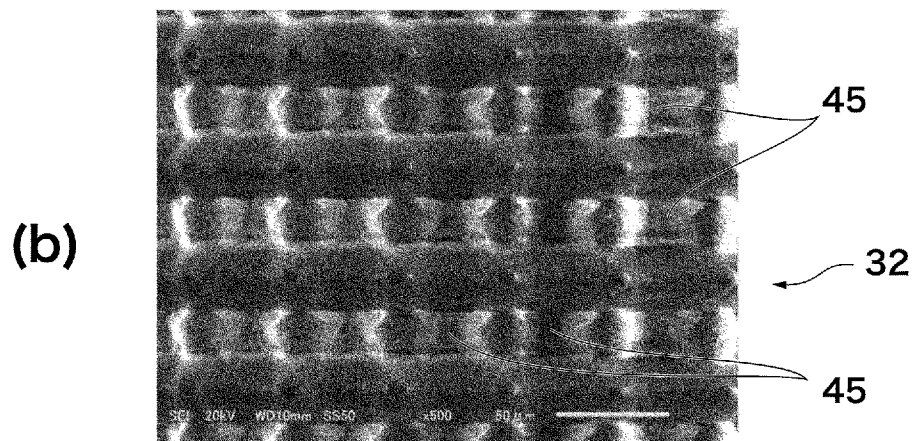
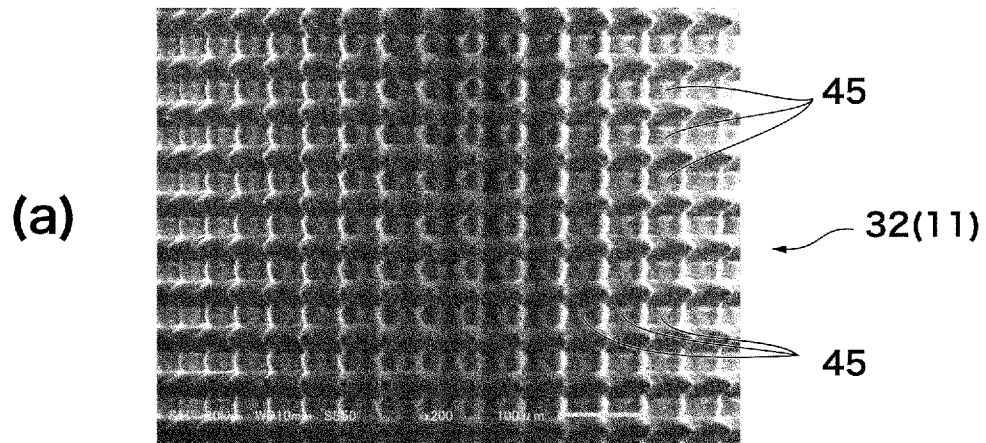
(e)



(f)

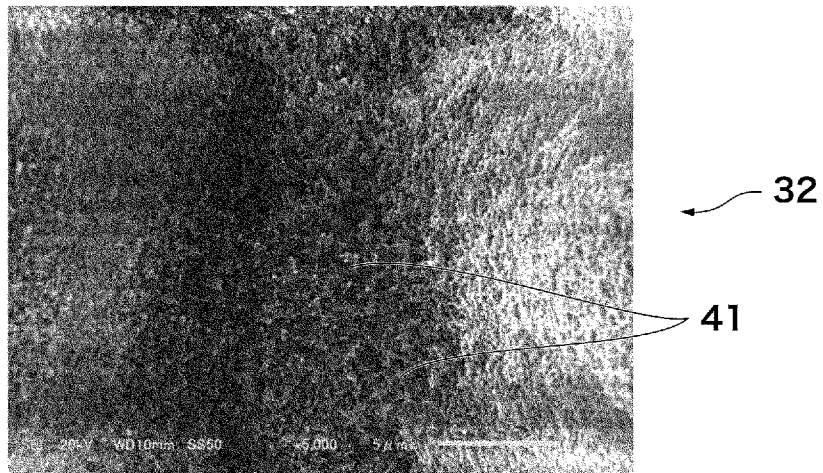


[図4]

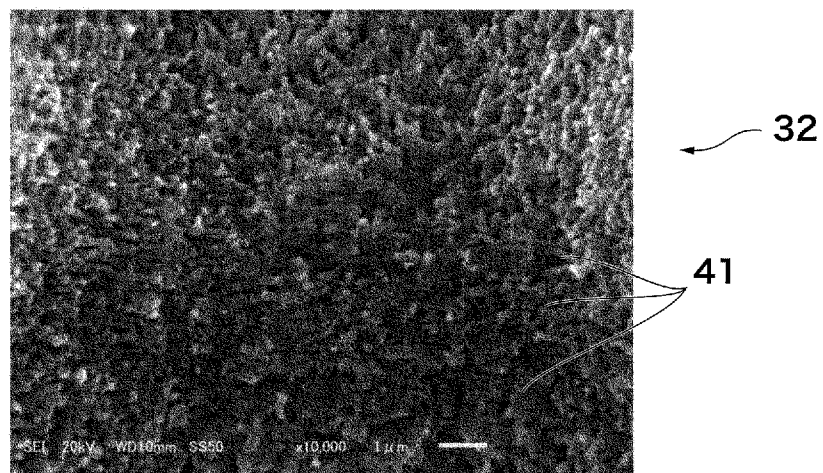


[図5]

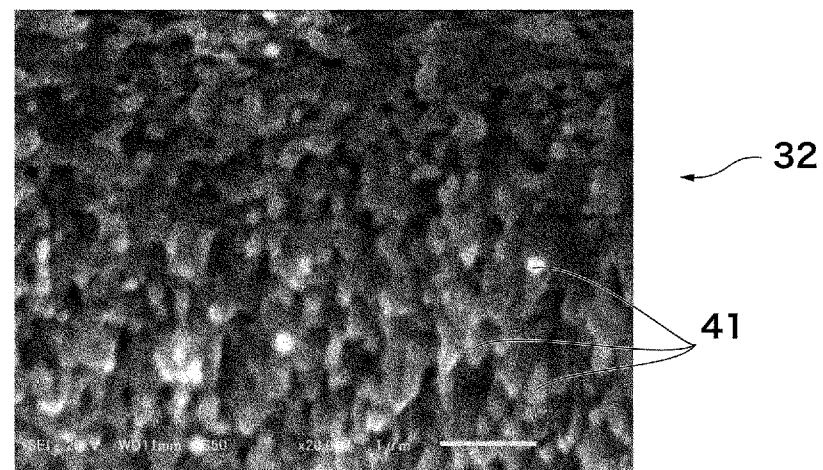
(d)



(e)

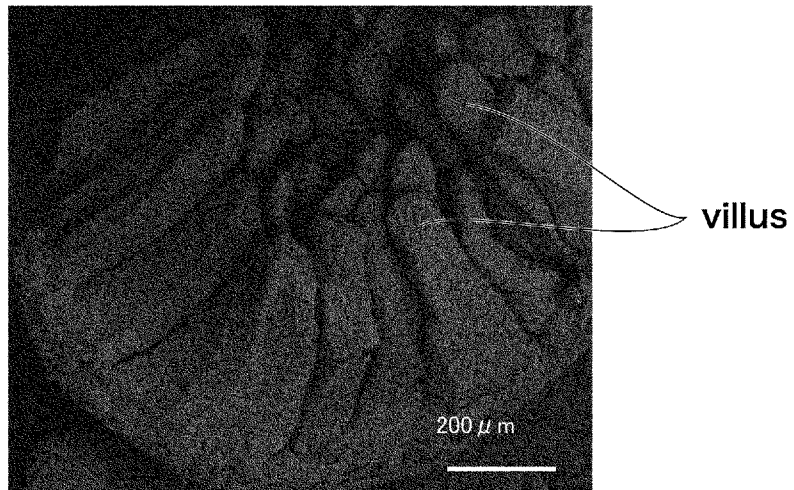


(f)

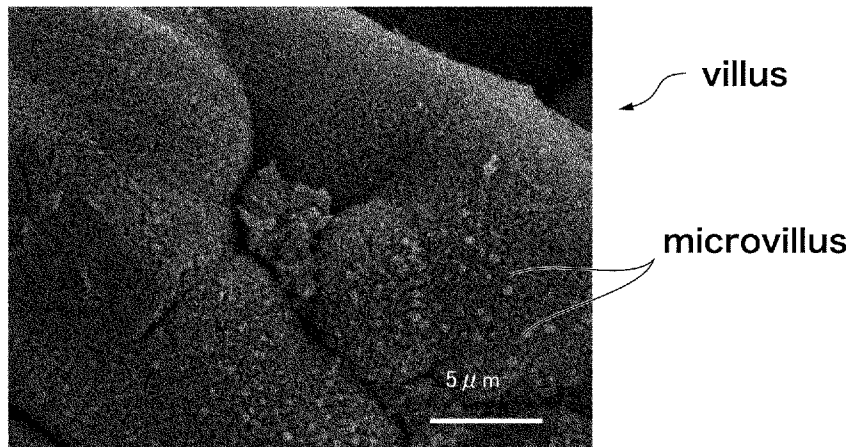


[図6]

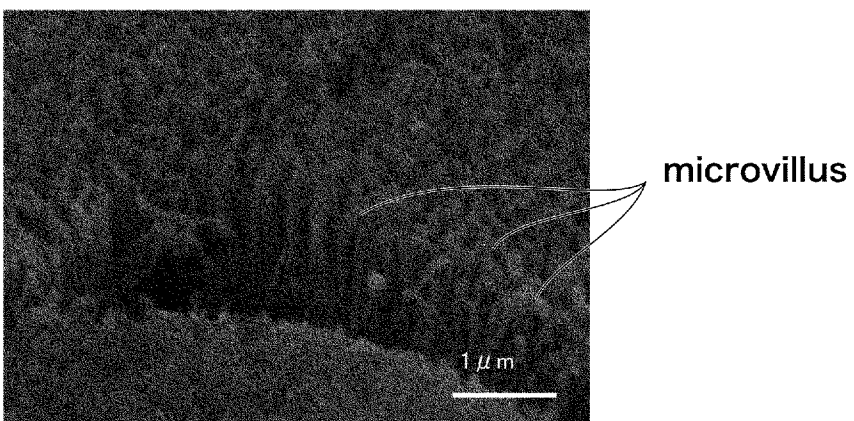
(a)



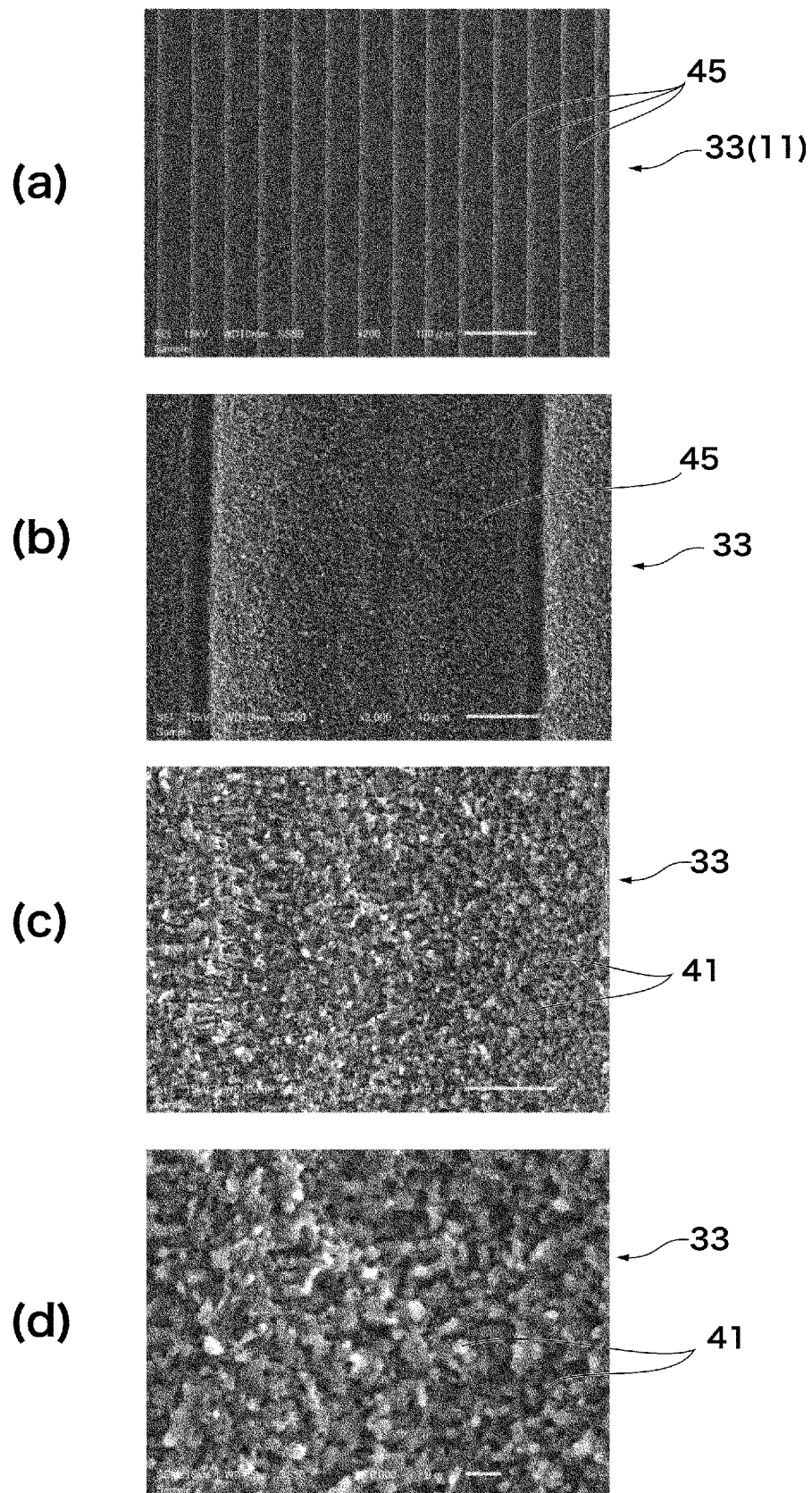
(b)



(c)

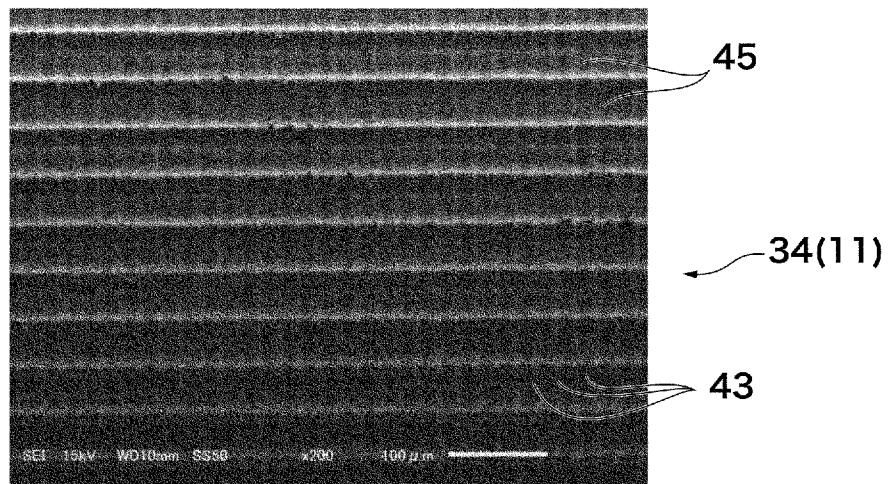


[図7]

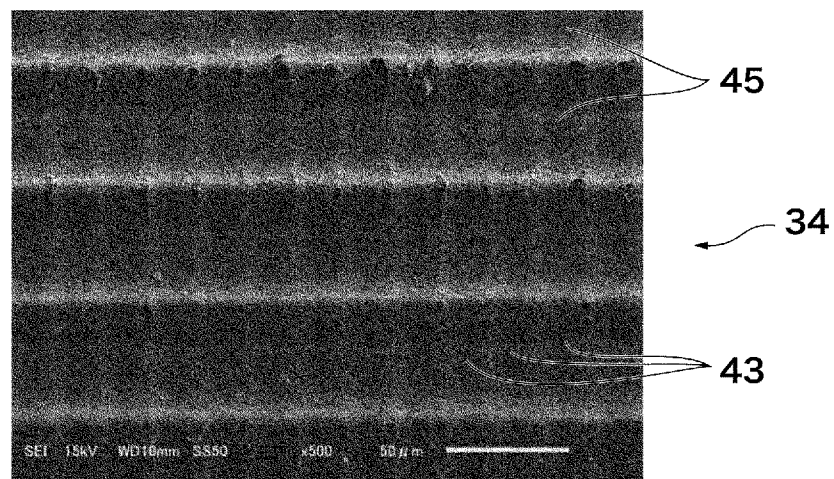


[図8]

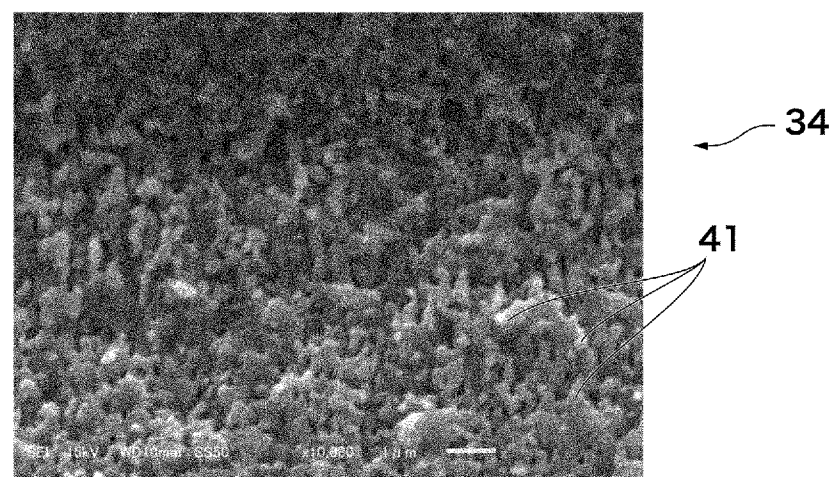
(a)



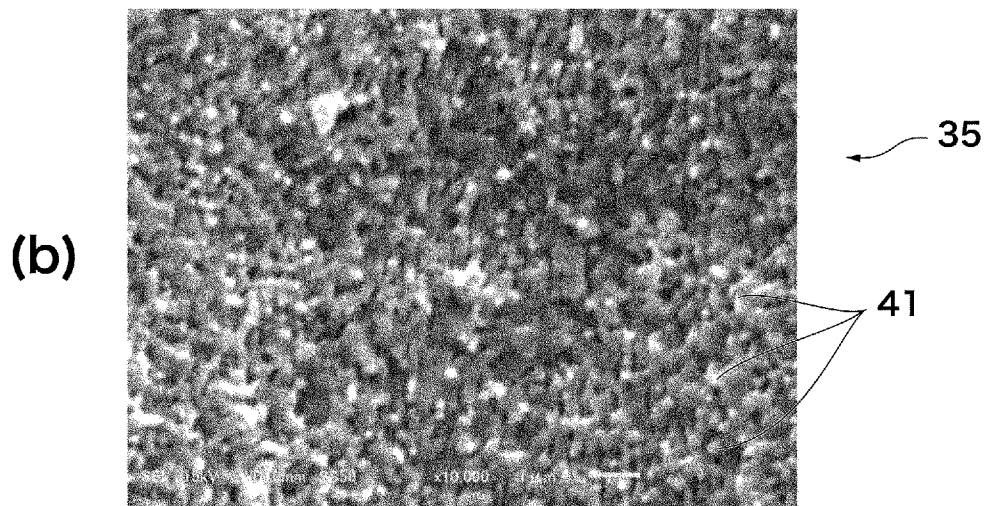
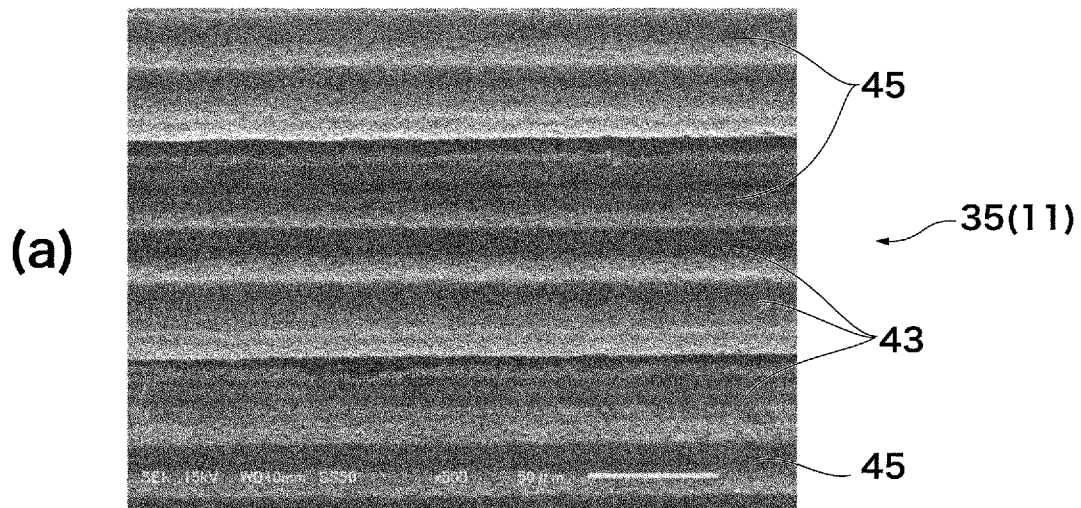
(b)



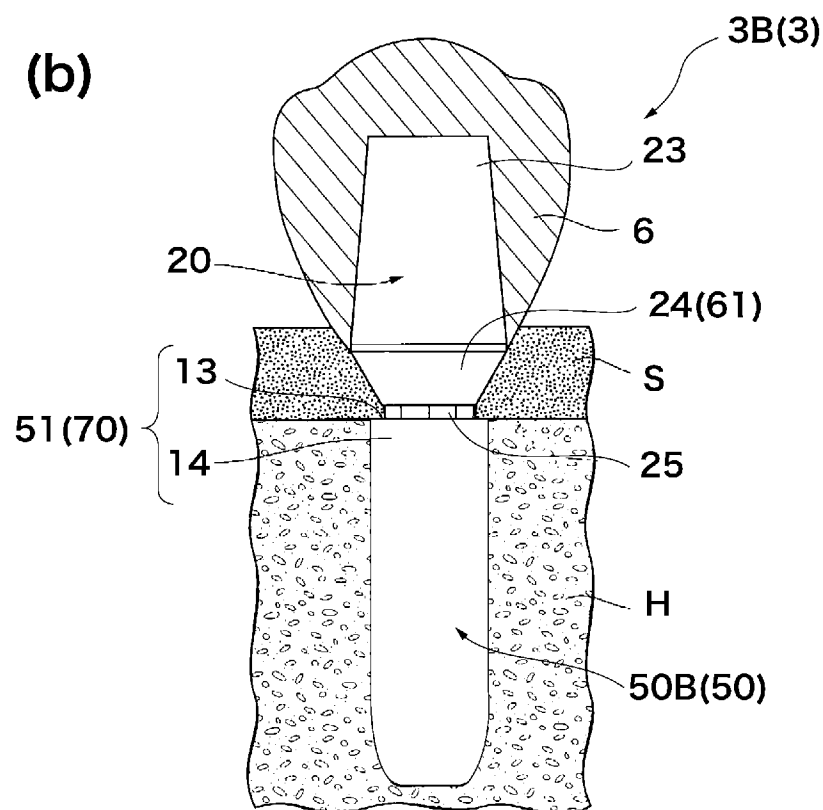
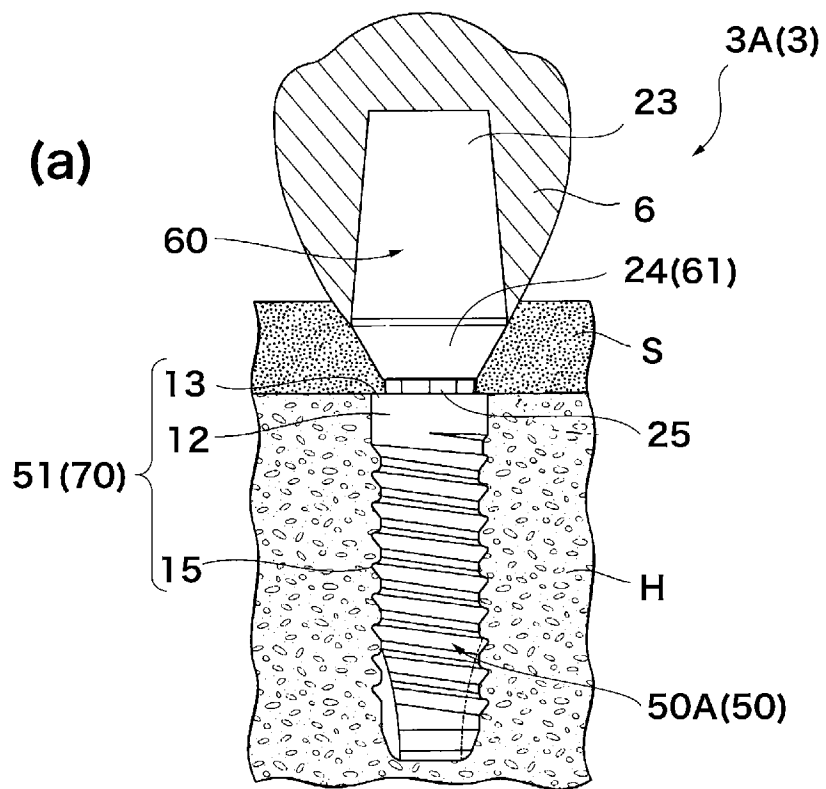
(c)



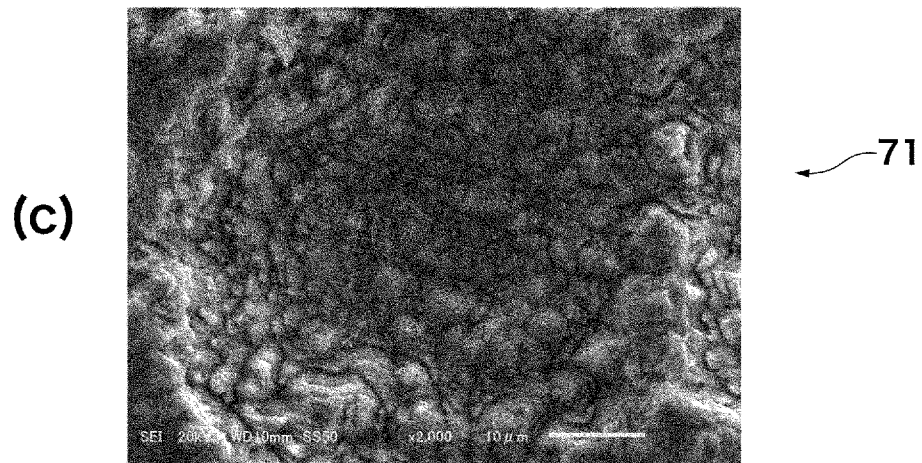
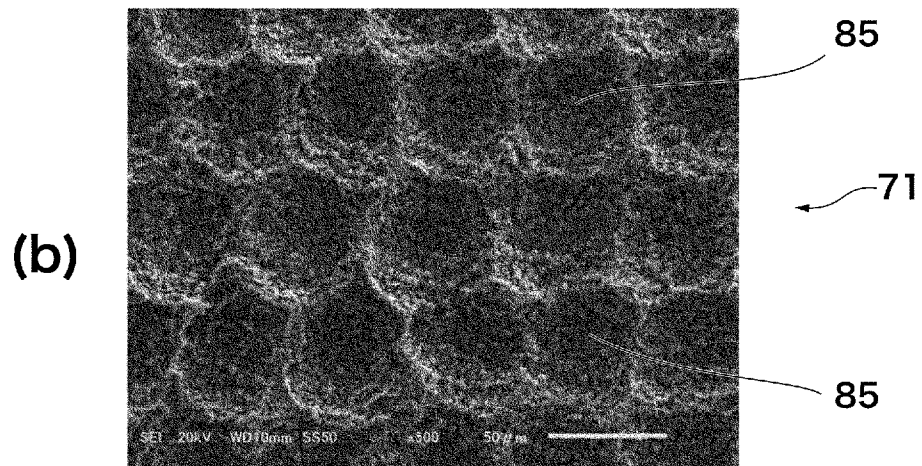
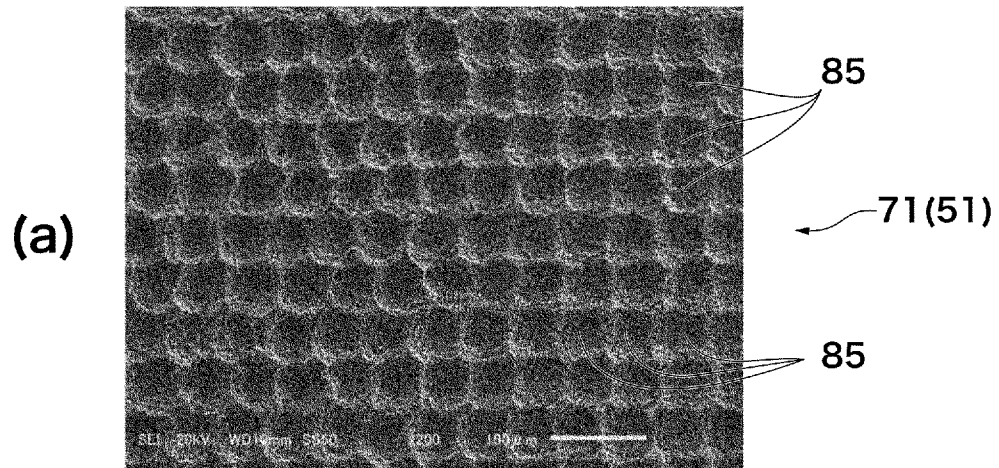
[図9]



[図10]

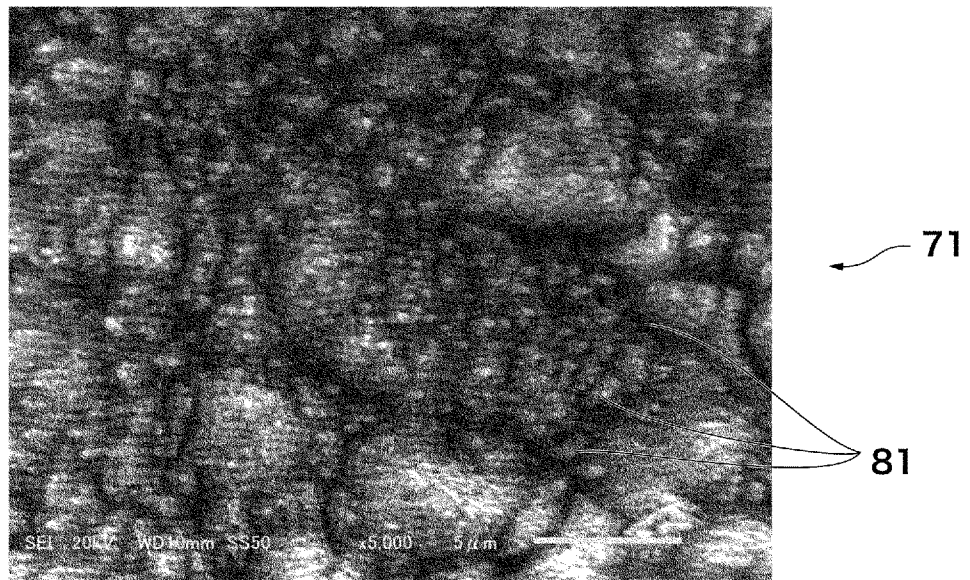


[図11]

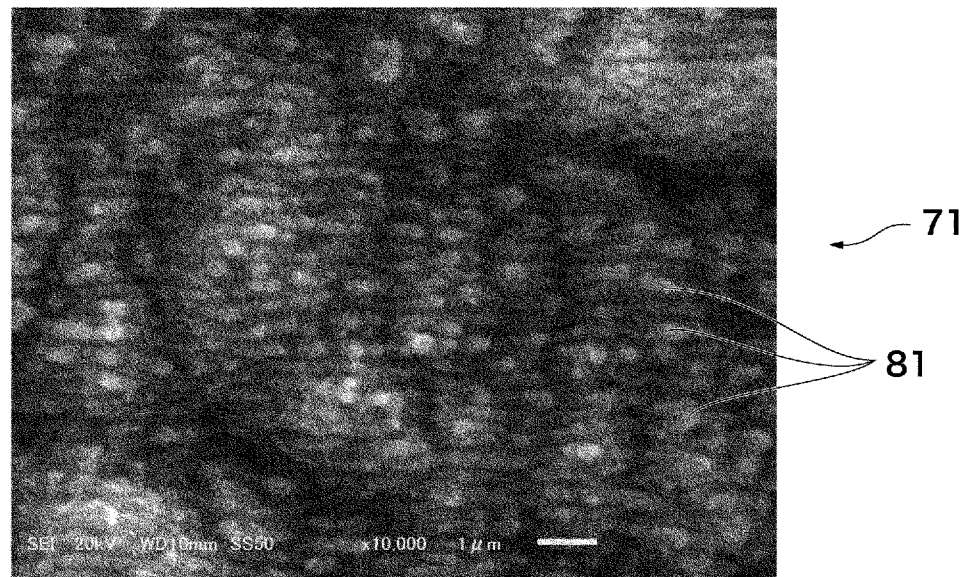


[図12]

(d)

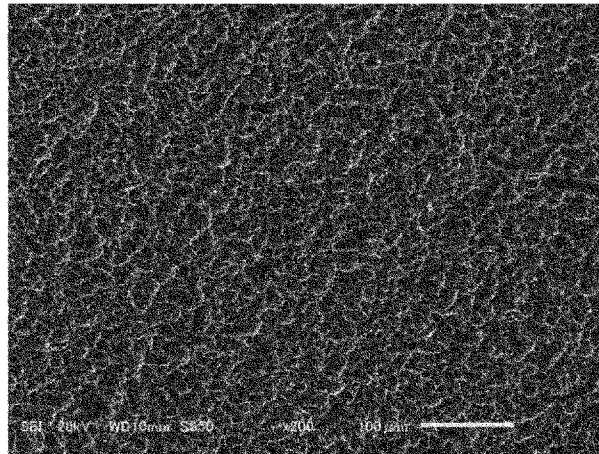


(e)



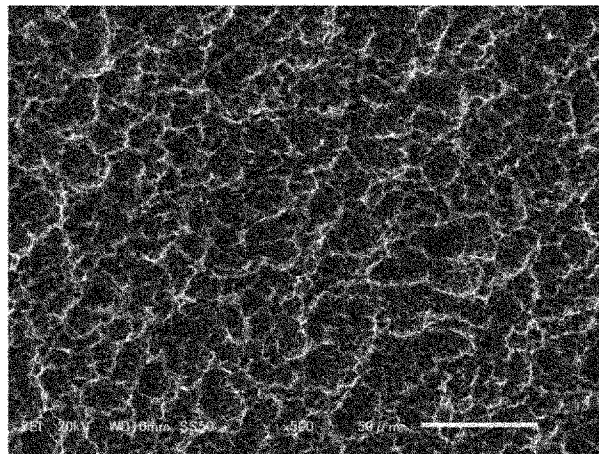
[図13]

(a)



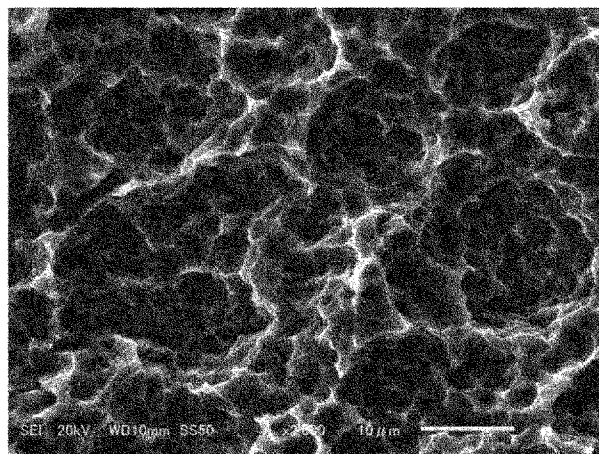
51

(b)



51

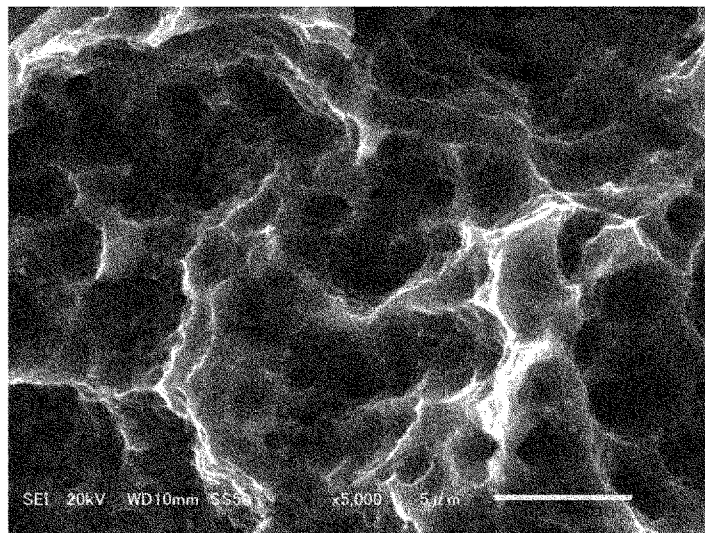
(c)



51

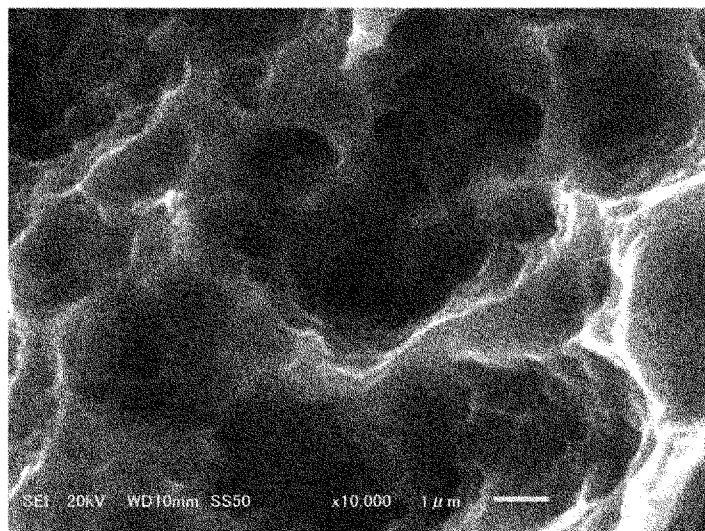
[図14]

(d)



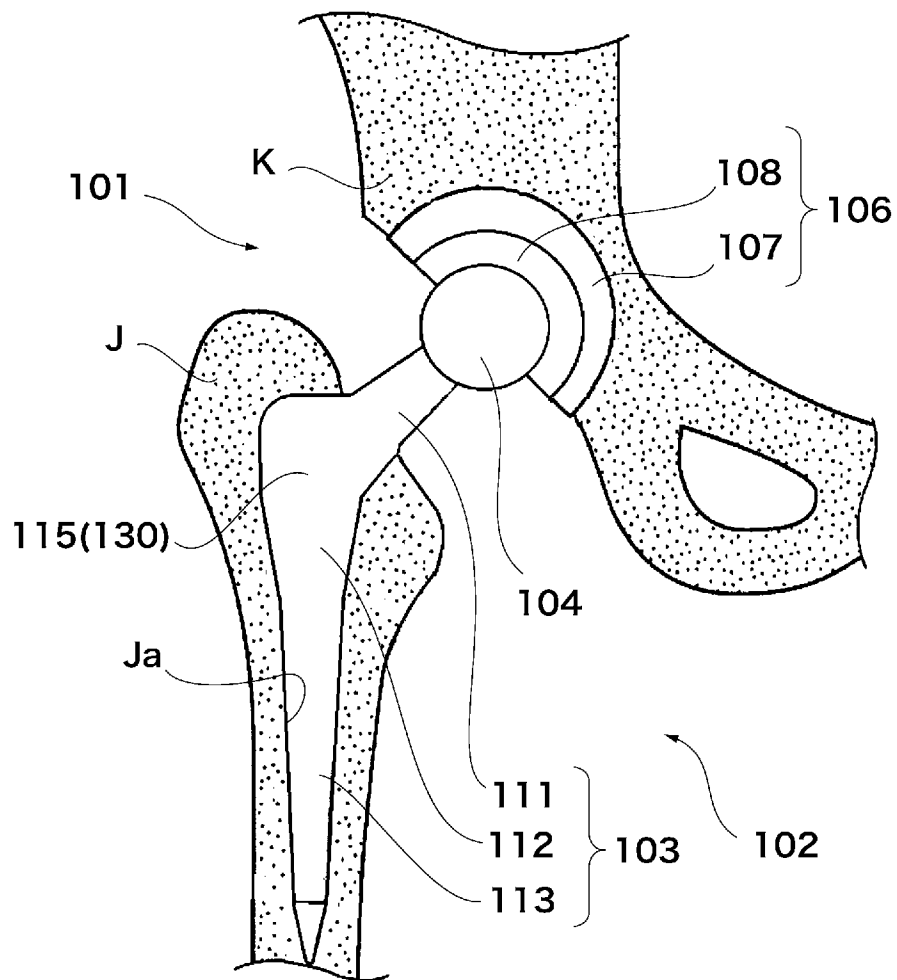
51

(e)



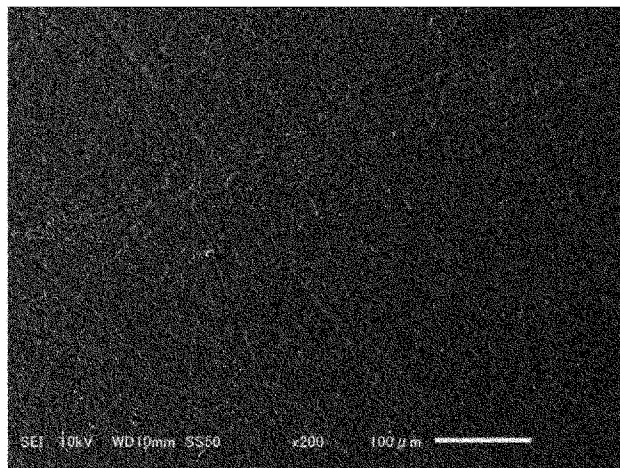
51

[図15]



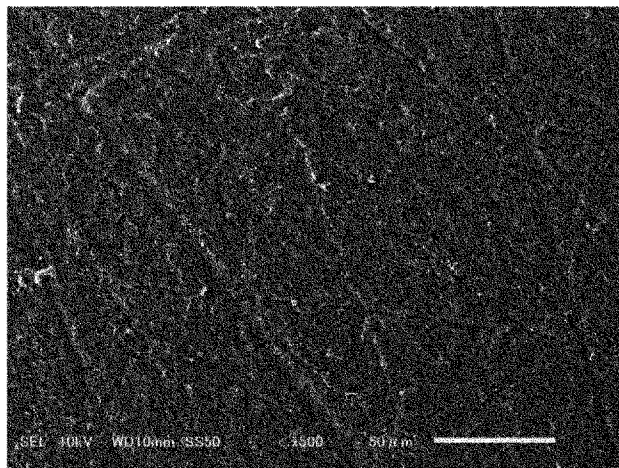
[図16]

(a)



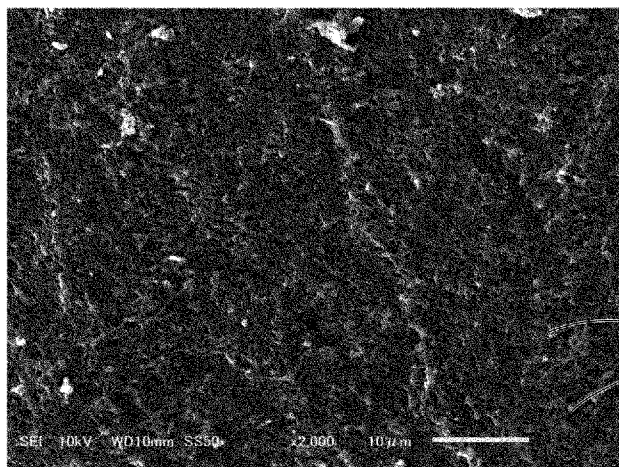
131(115)

(b)



131

(c)

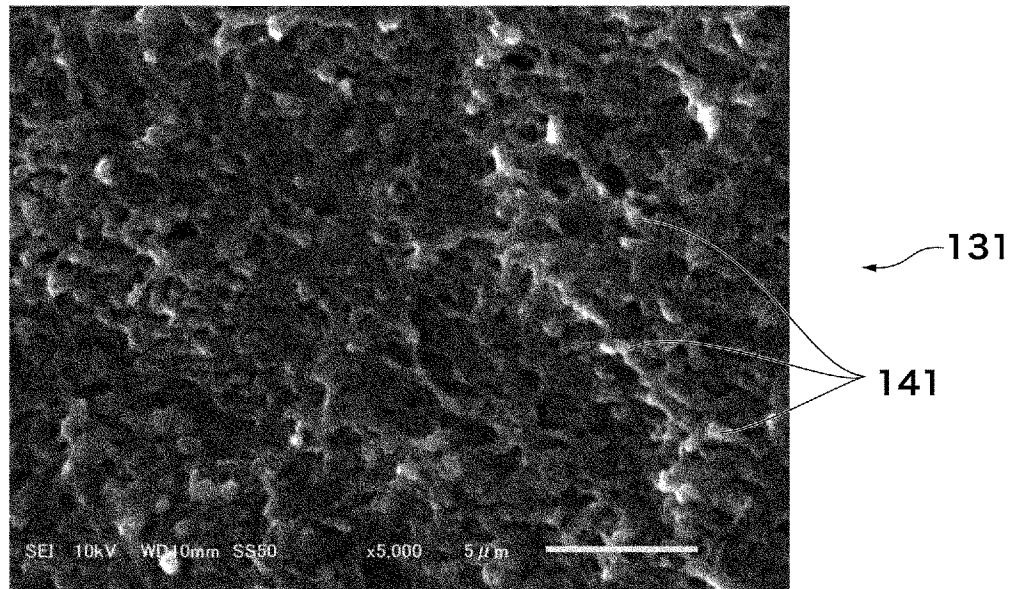


131

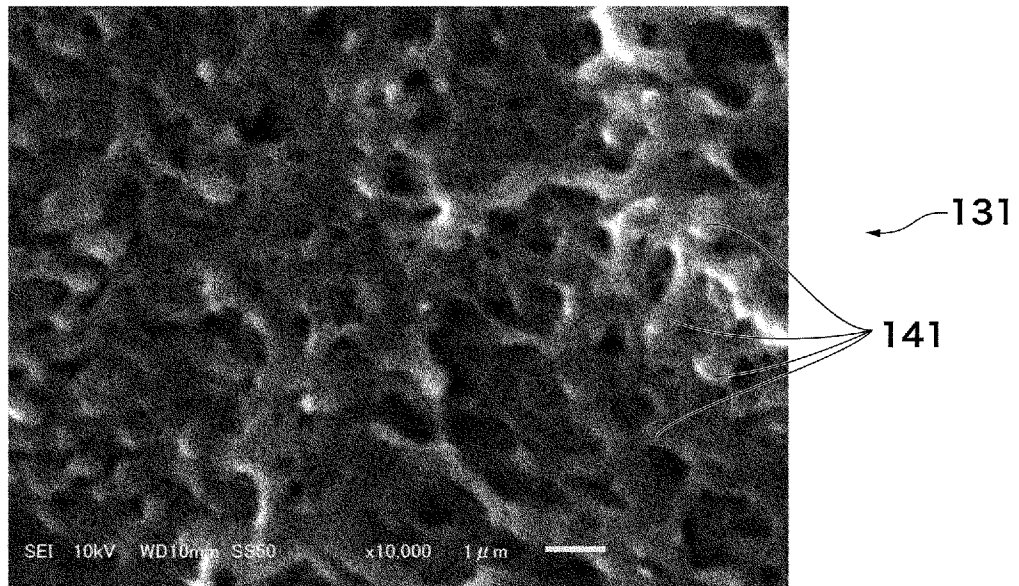
141

[図17]

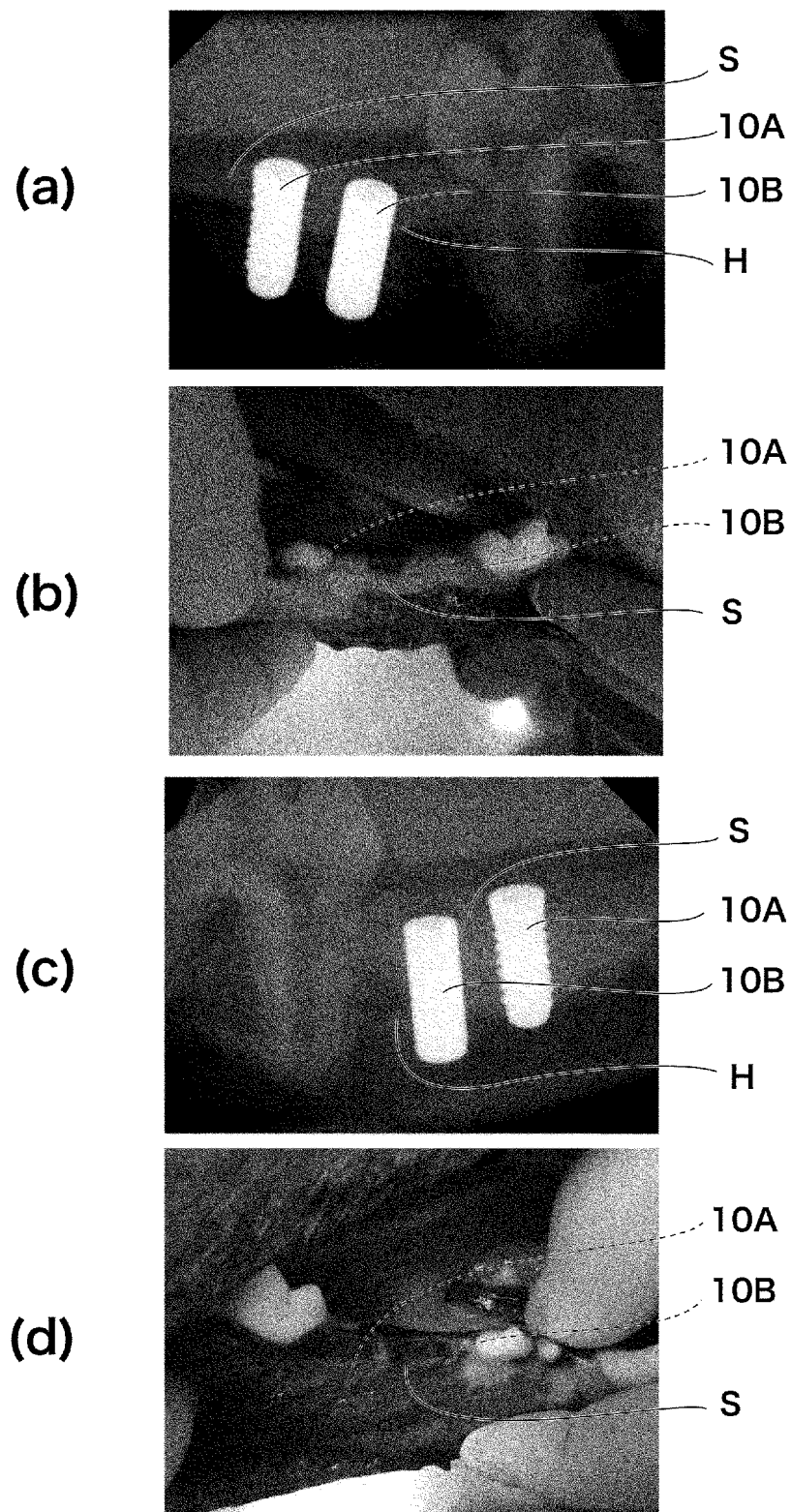
(d)



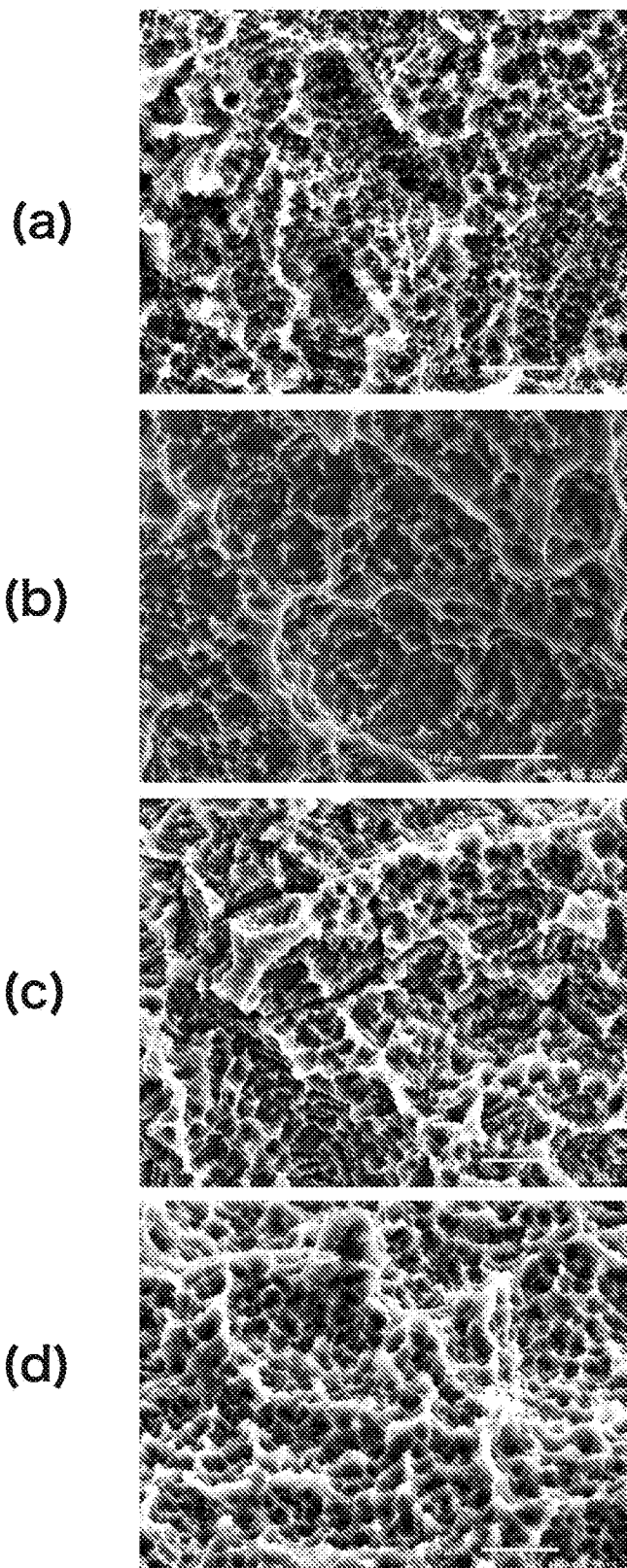
(e)



[図18]



[図19]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/040076

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl. 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)

Int.Cl. A61C8/00

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

Published examined utility model applications of Japan	1922-1996
Published unexamined utility model applications of Japan	1971-2017
Registered utility model specifications of Japan	1996-2017
Published registered utility model applications of Japan	1994-2017

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

Science Direct

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	SHINONAGA, Togo, "Cell Spreading on titanium dioxide film formed and modified with aerosol beam and femtosecond laser", Applied Surface Science, 01 January 2014, vol. 288, pp. 649-653, abstract, page 650, lower left column, line 1 to page 652, right column, line 11	1-5, 12 6-11, 13-40



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
19 December 2017 (19.12.2017)

Date of mailing of the international search report
09 January 2018 (09.01.2018)

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/040076

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	篠永 東吾, フェムト秒レーザを用いたナノ周期構造形成による新機能生体材料創製, 精密工学会誌, 05 August 2015, vol. 81, no. 8, pp. 726-730, page 726, right column, line 13 to page 729, left column, line 35, (SHINONAGA, Togo, "Creation of New Functional Biomaterials by Periodic Nanostructures Formation with Femtosecond Laser", Journal of the Japan Society of Precision Engineering)	6-11, 13-40 1-5, 12
Y A	JP 2014-124500 A (NANTO PRECISION CO., LTD.) 07 July 2014, paragraphs [0024]-[0055], fig. 1-10 & WO 2014/103653 A1	6-11, 18-22, 33-40 1-5, 12-17, 23-32
Y A	US 2001/0039454 A1 (RICCI, John) 08 November 2001, paragraph [0066], fig. 20 & WO 2002/069851 A1 & EP 2921129 A1 & CA 2414671 A1	22, 40 1-21, 23-39
A	JP 2007-525280 A (BIOLOK INTERNATIONAL, INC.) 06 September 2007, paragraphs [0011]-[0035], fig. 1-28 & US 2005/0119758 A1 paragraphs [0027]-[0056], fig. 1-28 & WO 2006/022878 A1 & CA 2556409 A1 & CN 1942148 A	1-40
A	JP 2011-509098 A (ASTRA TECH AB.) 24 March 2011, paragraphs [0049]-[0098], fig. 1-10 & US 2010/0173264 A1 paragraphs [0091]-[0137], fig. 1-10 & WO 2009/007373 A1 & EP 2022447 A1 & CA 2693478 A1 & CN 101686862 A	1-40
A	JP 2010-227551 A (PUENTE: KK.) 14 October 2010, paragraphs [0015]-[0033], fig. 1-4 (Family: none)	1-40

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. 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 (IPC))

Int.Cl. 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	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2017年
日本国実用新案登録公報	1996-2017年
日本国登録実用新案公報	1994-2017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)

Science Direct

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 Y	SHINONAGA, Togo, Cell Spreading on titanium dioxide film formed and modified with aerosol beam and femtosecond laser, Applied Surface Science, 2014.01.01, volume 288, pp.649-653, ABSTRACT, 第 650 ページ左下欄第 1 行-第 652 ページ右欄第 11 行	1-5, 12 6-11, 13-40

☒ 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

19.12.2017

国際調査報告の発送日

09.01.2018

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/J P)

郵便番号 100-8915

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)

増山 慎也

3 E

8375

電話番号 03-3581-1101 内線 3346

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
Y A	篠永 東吾, フェムト秒レーザを用いたナノ周期構造形成による新機能生体材料創製, 精密工学会誌, 2015.08.05, 81 巻, 8 号, pp.726-730, 第 726 ページ右欄第 13 行-第 729 ページ左欄第 35 行	6-11, 13-40 1-5, 12
Y A	JP 2014-124500 A (株式会社ナントー精密) 2014.07.07, 段落[0024]-[0055], 図 1-10 & WO 2014/103653 A1	6-11, 18-22 , 33-40 1-5, 12-17 , 23-32
Y A	US 2001/0039454 A1 (RICCI, John) 2001.11.08, 段落[0066], 図 20 & WO 2002/069851 A1 & EP 2921129 A1 & CA 2414671 A1	22, 40 1-21, 23-39
A	JP 2007-525280 A (バイオロック インターナショナル, インコーポレイテッド) 2007.09.06, 段落[0011]-[0035], 図 1-28 & US 2005/0119758 A1 段落[0027]-[0056], 図 1-28 & WO 2006/022878 A1 & CA 2556409 A1 & CN 1942148 A	1-40
A	JP 2011-509098 A (アストラ・テック・アクチエボラーク) 2011.03.24, 段落[0049]-[0098], 図 1-10 & US 2010/0173264 A1 段落[0091]-[0137], 図 1-10 & WO 2009/007373 A1 & EP 2022447 A1 & CA 2693478 A1 & CN 101686862 A	1-40
A	JP 2010-227551 A (合同会社 P U E N T E) 2010.10.14, 段落[0015]-[0033], 図 1-4 (ファミリーなし)	1-40