



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102232875 B

(45) 授权公告日 2013. 05. 01

(21) 申请号 201010166884. X

US 6241770 B1, 2001. 06. 05,

(22) 申请日 2010. 04. 21

CN 1817319 A, 2006. 08. 16,

CN 1190878 A, 1998. 08. 19,

(73) 专利权人 国立台北科技大学

地址 中国台湾台北市

审查员 夏涛

(72) 发明人 杨重光 王锡福 李胜扬 杨正昌

何义麟

(74) 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限

公司 11127

代理人 杨俊波

(51) Int. Cl.

A61C 8/00 (2006. 01)

C25D 11/26 (2006. 01)

(56) 对比文件

TW 200600122 A, 2006. 01. 01,

WO 2006031096 A1, 2006. 03. 23,

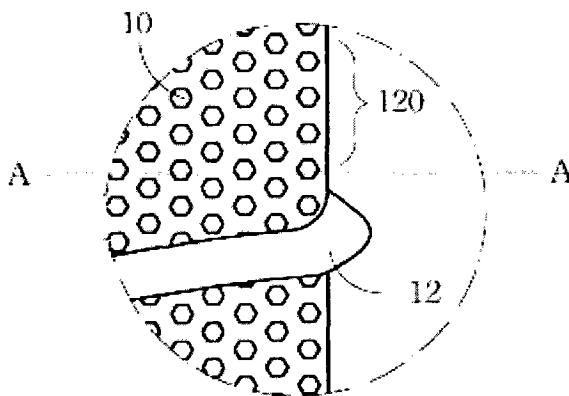
权利要求书2页 说明书6页 附图4页

(54) 发明名称

具螺纹构造生医植体结构及其选择性表面处理的方法

(57) 摘要

一种具螺纹构造生医植体结构及其选择性表面处理的方法,其中生医植体结构表面具有螺纹及多个纳米级孔洞,该些孔洞仅分布在那些螺纹与螺纹之间的区域;该方法包括提供一表面具有螺纹的生医植体结构;清洁该生医植体结构表面;施以一热处理和一阳极处理方式于该生医植体结构;并于该生医植体结构表面形成多个纳米级孔洞,该些孔洞选择性生长于那些螺纹和螺纹之间的区域,该阳极处理方式所使用的电解液包括氟离子。本发明的生医植体及对其表面进行处理的方法,纳米级孔洞仅选择性生成于植体结构表面螺纹与螺纹之间的区域,当植体结构受力时,强度相对较弱的螺纹所在处较不容易因受力而发生形变或崩塌,植体结构在植入人体后不会松脱。



1. 一种生医植体结构,其特征在于,该生医植体结构表面具有螺纹及多个纳米级孔洞,该些孔洞分布在上述螺纹与螺纹之间的区域,且任意两孔洞的间距大于 5nm,该些孔洞开口的平均直径大小在 10 至 500nm 之间,并且,该些孔洞的生成方向具有单一方向性。

2. 如权利要求 1 所述的生医植体结构,其特征在于,该生医植体结构为一牙根植体结构,材料为金属或合金。

3. 如权利要求 2 所述的生医植体结构,其特征在于,该生医植体结构材料为钛金属。

4. 如权利要求 1 所述的生医植体结构,其特征在于,该生医植体结构还包括一生物活性物质,分布于该生医植体结构表层及上述孔洞中,以增加该生医植体结构与生物体的相容性及骨整合性。

5. 如权利要求 4 所述的生医植体结构,其特征在于,该生物活性物质含有钙、磷元素及氢氧基。

6. 一种选择性表面处理具螺纹构造生医植体结构的方法,其特征在于,包括:

提供一生物活性物质,该生医植体结构的表面具有螺纹,且材料为金属或合金;

清洁该生医植体结构表面;

施以一热处理于该生医植体结构;以及

施以一阳极处理方式于该生医植体结构,以形成一金属氧化层薄膜于该生医植体结构表面,并于该生医植体结构表面形成多个纳米级孔洞,该些孔洞选择性生长于上述螺纹和螺纹之间的区域,其中,该阳极处理方式所使用的电解液包括氟离子。

7. 如权利要求 6 所述的方法,其特征在于,施以热处理于该生医植体结构时,是在真空、惰性或钝性气体下做热处理。

8. 如权利要求 6 所述的方法,其特征在于,施以热处理于该植体结构是在真空度 10^{-1} 至 10^{-8} torr 之间的环境下,且该植体结构于 200 至 900°C 之间进行热处理,以增加该植体材料表面氧化层的致密度。

9. 如权利要求 6 所述的方法,其特征在于,该生医植体结构为一牙根植体结构,该植体结构的材料为钛金属或钛合金。

10. 如权利要求 6 所述的方法,其特征在于,施以一热处理于该生医植体结构后,以阳极处理对该植体结构进行处理前,还包括:

使用乙二醇丁醚、甲醇和过氯酸混合的电抛光液,以电化学方式对该植体结构进行抛光处理;以及

将该植体结构浸泡于无水甲醇并配合一超音波装置对该植体结构进行震荡,以将抛光处理时产生的反应物去除。

11. 如权利要求 6 所述的方法,其特征在于,以阳极处理对该植体结构进行表面处理时,所使用的电解液包括氟化铵、乙二醇及去离子水,其中,氟化铵的浓度在 0.1 至 20wt% 之间。

12. 如权利要求 11 所述的方法,其特征在于,施以阳极处理对该植体结构进行表面处理时,氟化铵的浓度在 0.1 至 0.4wt% 之间。

13. 如权利要求 6 所述的方法,其特征在于,在阳极处理后还包括将一生物活性物质分布于该植体结构表层及上述孔洞中,以增加该植体结构的生物体相容性及骨整合性。

14. 如权利要求 13 所述的方法,其特征在于,将该生物活性物质分布于该植体结构表

层及这些孔洞中时,可选择用电沉积法、等离子喷射法、含浸法、溶胶-凝胶法或离子溅射沉积法。

15. 如权利要求 13 所述的方法,其特征在于,该生物活性物质含有钙、磷元素及氢氧基。

16. 如权利要求 13 所述的方法,其特征在于,使该生物活性物质分布于该生医植体结构表层以及这些孔洞中时,是用电沉积法,并且,所使用的电解液中包括磷离子及钙离子。

17. 如权利要求 6 所述的方法,其特征在于,进行阳极处理时,所加电压在 10 至 90 伏之间,反应时间在 5 分钟至 1200 分钟之间。

18. 如权利要求 6 所述的方法,其特征在于,以阳极处理对该植体结构进行表面处理以形成多个纳米级孔洞时,这些孔洞开口的平均直径大小在 10 至 500nm 之间,可依据阳极处理时所施加的电压、电流、反应时间、反应温度、氟离子浓度来控制,这些纳米级孔洞的生成方向具有单一方向性。

具螺纹构造生医植体结构及其选择性表面处理的方法

技术领域

[0001] 本发明关于一种生医植体结构,特别是一种表面具有生物活性物质及纳米级孔洞的生医植体结构,以及对生医植体结构做表面处理的方法。

背景技术

[0002] 一般而言,植体在植入人体后,必须避免引起组织周围发生病变,也就是植体不可释放或解离出有毒物质,也不能造成凝血 (blood coagulation) 或溶血 (hemolysis) 反应,因此在材料选择上首重生物相容性 (biocompatibility)。

[0003] 目前常应用于生医植体的金属材料为不锈钢、钛合金、铬-钴合金等,其中又以钛金属最常使用,除金属原有的机械性质佳外,当钛金属曝露于空气、水中或生物体内,会自发性生成高稳定性的氧化层而具有极佳的生物相容性,根据研究指出,锐钛矿 (anatase) 结构的二氧化钛薄膜可有效的提高蛋白质的吸附,而减少纤维组织的生成;但又因二氧化钛具有生物惰性的性质,若要将此植入物固定于骨头健康较差的生物体内,相对其与周围组织及本身骨头复原情况及效果将不如预期的好。

[0004] 以牙根植体为例,若牙根植体选择具化学稳定性及表面平滑度的材料,则较不会产生毒性及刺激性,但此种材料表面光滑,几乎不会与周围组织产生反应及键结,因此会在牙根植体周围形成约 $0.1 \sim 10 \mu\text{m}$ 纤维包膜 (fibrous capsule)。

[0005] 由于此包膜并非与牙根植体相连接,在包膜继续增厚的情况下,会阻断周围组织血流的供应,造成牙根周围组织废物的堆积导致发炎形成囊肿;另外,包膜钙化及硬化压迫到牙根植体周围组织,也会造成局部疼痛;此外,由于受应力不均匀,而造成牙根植体或周围组织受损、疼痛或人工牙根松脱的现象。

[0006] 为了避免上述包膜的问题,传统工艺上会针对牙根植体表面进行表面处理。而对牙根植体表面进行处理的方式,包括针对牙根植体表面做蚀刻或内蚀孔洞化的喷砂处理、对牙根植体表面做被覆涂层处理,或是烧结颗粒于植体表面形成孔洞的烧结法。

[0007] 针对传统的喷砂处理而言,由于喷砂处理是利用动能撞击,因此喷砂处理过后的牙根植体表面孔洞间的距离较大,大小尺寸不一,机械强度较弱;而且,孔洞深度在微米范围,对于细胞增生、贴附、分化并无太大的帮助;另外,表面处理完后,若无经过仔细清洁及消毒,容易在植入人体后造成过敏现象;此外,喷砂处理的孔洞生成的方式,因为没有选择性,因此在受力较大的部分会产生反应,牙根植体会因受力超过本身的杨氏系数而产生崩毁或形变。

[0008] 而针对牙根植体表面做被覆涂层处理的方式,由于牙根植体表面与涂层彼此无任何化学键结,容易在植入人体后,经长时间下造成脱落现象而失去原有能力。

[0009] 至于烧结法则是多采用高温下达到表面改质效果,但在高温过程中往往会造成牙根植体晶相产生变化而使得物理及化学性质改变,因此牙根植体材料的选择有所限制。

[0010] 另外,针对牙根植体本身,为了促进牙周组织的骨质增生,也会加入各种生长材料。有关将活性材料披覆于金属材料上的方法有很多方式,其中最广泛接受的方式为等离

子喷射法。等离子喷射法固定方式的问题在于,因为等离子喷涂是在1000℃高温下进行,除了生长因子沉积于载体上外,高温下会使生长因子不稳定而产生许多非结晶相,进而影响牙根植体与生长因子的纯度和结合度,加上牙根植体与生长因子的热膨胀系数不同,会造成接口间极大的应力,容易在植入人体经长时间与体液接触后,造成脱落现象而失去与组织间的结合力,而此方法也无法将生长材料稳定固定于多孔性质的牙根植体中。

[0011] 在中国台湾专利申请 TW093117549 中,提供一种具有吸盘式纳米孔洞的生医植入物及其制法,并揭露利用电化学方式在骨科植入物表面形成孔洞。利用该方法虽然可形成多个纳米孔洞,但其表面孔洞的特征为,在孔壁与孔壁之间是分开没有相连,植入物在整体机械强度上可能会过于薄弱,在植入物受力时,可能因独立孔洞结构,造成植体变形或崩塌。且其并未揭露如何将活性物质披覆于孔洞内的方法。

[0012] 因此,如何克服上述牙根植体表面处理的缺陷,又能提供牙周组织骨质增生,同时兼顾植体结构的机械强度,是本发明所欲解决的问题。

发明内容

[0013] 有鉴于此,本发明的主要目的是提供一种孔洞选择性地螺距生成的生医植体结构,其中生医植体结构表面具有螺纹及多个纳米级孔洞,这些孔洞仅分布在这些螺纹与螺纹之间的区域,且任意两孔洞的间距大于 5nm,这些孔洞开口的平均直径大小在 10 至 500nm 之间,并且,这些孔洞的生成方向具有单一方向性。生医植体结构可以因应用需求而再增加生物活性物质,加强与生物体相容性及骨整合性,因此,在所述的生医植体结构还包括一生物活性物质,分布于植体结构表层及这些孔洞中。

[0014] 本发明的另一目的是提供一种对植体结构做表面处理的方法,包括:提供一植体结构,植体结构的材料为金属;对植体结构进行表面清洁;施以一热处理,可在真空、惰性、钝性气体等环境下进行;接着,以阳极处理方式形成金属氧化层薄膜于植体结构表面,并于植体结构表面形成多个纳米级孔洞,其中,利用阳极处理方式所使用的电解液含有氟离子,例如氟化铵;最后,可以因应用需求而再增加生物活性物质加强与生物体相容性及骨整合性,固定一生物活性物质分布于植体结构表层及这些孔洞中。

[0015] 使用本发明所提供的选择性表面处理具螺纹构造生医植体的方法,处理后的植体结构具有下列优点:

[0016] 1. 纳米级孔洞仅选择性生成于植体结构表面螺纹与螺纹之间的区域,当植体结构受力时,强度相对较弱的螺纹所在处较不容易因受力而发生形变或崩塌,造成植体结构在植入人体后松脱。

[0017] 2. 纳米级孔洞的生成方向具有很强的单一性,使植体结构内部不会因孔洞之间相通而降低植体结构的机械强度。

[0018] 3. 增加植体结构和骨组织的接触面积及骨引导性 (Osteoconductive),让骨细胞易于生长。

[0019] 4. 可以电化学沉积方式散布或填充生物活性物质于植体结构的孔洞中,使植体结构在植入人体后具有骨诱导性 (Osteoinductive),使骨细胞活性增加,以减少植体结构与组织的骨整合 (Osseointegration) 时间。

[0020] 综上,植体结构通过本发明所提供的表面处理方法处理后,可通过增加组织

及植体结构接触的表面积,促进骨质增生,达到骨引导 (Osteoconductive)、骨诱导 (Osteoinductive) 的功能,有效缩短骨整合 (Osseointegration) 时间,缩短病人经手术后所需要的复原期。

附图说明

- [0021] 图 1A 本发明实施例牙根植体植入人体的示意图 ;
[0022] 图 1B 本发明实施例的牙根植体结构 ;
[0023] 图 1C 本发明实施例的牙根植体结构局部放大图 ;
[0024] 图 1D 为图 1C 中沿着 A-A 截线的剖面图 ;
[0025] 图 2 本发明表面处理方法的流程图 ;及
[0026] 图 3A ~ 3D 进行阳极处理时,植体结构表面的孔洞生成过程示意图。
[0027] 元件符号说明
[0028] 1……牙根植体结构 10……纳米级孔洞
[0029] 11……生物活性物质 12……螺纹
[0030] 120……螺纹与螺纹之间的区域 13……氧化层薄膜

具体实施方式

[0031] 关于本发明所述的选择性表面处理具螺纹构造生医植体的方法以及其生医植体结构,可以通过以下详述及所附图式,得到进一步的了解。

[0032] 为了能更清楚描述本发明所提出的生医植体的特征,现配合图式详细说明如下。本发明所提出的生医植体结构具有螺纹,可应用于牙根植体、骨钉、骨板等等。在本发明中,以一牙根植体结构做为实施例,配合图示作详细的叙述。

[0033] 请参照图 1A ~ 1D,图 1A 显示本发明实施例的示意图,为本发明的牙根植体结构 1 实际植入牙床的情况。图 1B 为本发明实施例的牙根植体结构。

[0034] 由于植体结构在植入人体后,需考虑不会引起植体结构周围组织发生病变,因此其材质须选用具生物相容性的材料,任一现有的生物相容性金属或金属材料皆可选用,在本发明中是选用钛金属作为牙根植体结构 1 的材料。

[0035] 这是因为钛金属除了金属原有的机械性质佳外,其表面容易形成二氧化钛,属于惰性的陶瓷材料,不容易与其它物质产生反应;二氧化钛具有比氧化铝及氧化锆更好的生物相容性,因此,当二氧化钛转换成金红石结构时,能提高生物相容性;此外,二氧化钛构成的表面耐酸碱,有效防止钛离子的释出。

[0036] 图 1C 为本发明实施例的牙根植体结构局部放大图,图 1D 为图 1C 中沿着 A-A 截线的剖面图。其中牙根植体结构 1 表面具有多个纳米级孔洞 10 及一生物活性物质 11。

[0037] 为了让骨细胞能够贴附牙根植体结构 1 成长,增加其生物结合力,牙根植体结构 1 表面会具有多个纳米级孔洞 10,孔洞开口平均直径大小约 10 至 500nm。由于牙根植体结构 1 在植入人体后,也需考虑植体结构的机械强度不能太弱,因此,孔洞开口平均直径大小约 10 至 80nm 为最佳。在本发明实施例中,相邻两孔洞的间距需至少大于 5nm。而间距的大小则依照使用者的状况来做调整。

[0038] 生物活性物质 11,分布于牙根植体结构 1 表层及孔洞 10 中,以增加牙根植体

结构 1 与生物体的相容性及骨整合性,如图 1D。生物活性物质 11 可促进骨质增生,并达到骨引导 (Osteoconductive)、骨诱导 (Osteoinductive) 的功能,有效缩短骨整合 (Osseointegration) 时间。此生物活性物质 11 选用包含钙、磷元素及氢氧基的材料。在一较佳实施例中,生物活性物质 11 选用磷酸钙材料,以氢氧基磷灰石作为骨接合之用,因为氢氧基磷灰石是 Ca/P 莫耳比为 1.67 与人体骨骼的 Ca/P 值 1.6 非常接近,具有诱导骨化的效果,利于骨细胞贴附和成长,增加其生物结合力,使新生骨头与骨头形成较强的化学键结。

[0039] 要注意的是,在本发明实施例中,如图 1B 所示,牙根植体结构 1 表面还具有螺纹 12,以便于将牙根植体结构 1 固定于牙床中。因为螺纹 12 的机械强度相较于螺纹与螺纹之间的区域 120 而言较弱,因此,前述的纳米级孔洞 10 仅分布在螺纹与螺纹之间的区域 120。

[0040] 本发明同时提供一种选择性表面处理具螺纹构造生医植体的方法。参照图 2,为本发明实施例的流程图。对植体结构做表面处理的目的,即在于让植体结构表面形成多个纳米级孔洞,让骨细胞易于生长。本发明所提供的方法不限于本发明实施例所使用的植体结构,其它如关节用植入物,或者是骨科手术植入物等等,也可使用本发明的方法在表面形成孔洞,以及生物活性物质。本发明实施例所提供的对植体结构做表面处理的方法,包括:

[0041] S10:首先提供一具有螺纹的生医植体结构。如前所述,生医植体结构在本发明实施例中为一牙根植体结构 1。而植体结构的材料为任一具生物相容性的金属,本发明实施例选用钛金属或钛合金作为牙根植体结构 1 的材料;

[0042] S15:对生医植体结构进行表面清洁。由于具表面缺陷或杂质的钛试片,在纳米孔洞生成中有很大的影响,因此在制备前需要尽可能的对生医植体结构进行表面清洁。本发明实施例中,利用丙酮、乙醇、去离子水分别于超音波振荡以去除表面油渍与脏污。

[0043] S20:对生医植体结构做热处理,使生医植体结构原有的应力效应消失并增加其氧化层致密度。做热处理时,可选择在真空,惰性或钝性气体下进行。此步骤的目的是使孔洞仅于螺纹 12 和螺纹 12 之间的区域 120 形成,而尽量不形成于螺纹 12 的突起部分。因为在螺纹突起处受力较大,若是在此部分也形成孔洞,当牙根植体结构 1 受力时,易使强度相对较弱的螺纹所在处更加脆弱。

[0044] 由于一般金属于尖端处氧化力强,在热处理时受热也较多,因此在热处理后使原有的氧化层薄膜 13 更加的致密,类似保护层的作用,使得在阳极处理时,减少螺纹突起部分孔洞的产生。而在真空,惰性或钝性气体下的环境中做热处理,是为了避免空气中的氧在高温下于牙根植体结构 1 表面形成太厚的氧化层薄膜 13,造成在后续做阳极处理时,难以生成孔洞。另一方面,在热处理过程中,也消除牙根植体结构 1 本身原有的应力效应并使生医植体结构表面原本所含有的氧化层薄膜 13 更加致密及坚固。本发明实施例是在真空度约 10^{-1} 至 10^{-8} torr 的环境下,热处理温度约 200 至 900°C。最佳实施例是将生医植体结构在真空度约 10^{-2} 至 10^{-4} torr 的环境下,将植体结构升温至约 600 至 700°C。

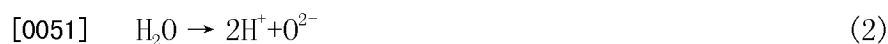
[0045] S25:施以电化学法抛光植体结构。电化学抛光则利用乙二醇丁醚 (Ethylene Glycol Butyl ether, EG)、甲醇 (Methanol) 和过氯酸 (Perchloric Acid) 混合的电抛光液。以牙根植体结构 1 为阳极,铂 (99.9% Platinum, Pt) 为阴极,在适当反应参数下进行电化学抛光处理,于抛光结束后,将试片浸泡于无水甲醇并以超音波震荡,以将抛光处理时产生的反应物去除。

[0046] S30 :以阳极处理方式形成金属氧化层薄膜 13 于牙根植体结构 1 表面,并于牙根植体结构 1 表面形成多个纳米级孔洞 10。在生医植体结构表面形成孔洞,除能使其机械强度变化具有连续性,并能增加植体和骨组织的接触面积,以及增加骨细胞或骨组织机械性的嵌合 (interlocking) 作用。

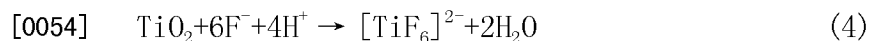
[0047] 阳极处理的电解液含有氟离子,本发明实施例是使用氟化铵 (NH_4F) 搭配乙二醇 (Ethylene Glycol, EG) 及去离子水作为电解液,并分别以铂 (99.9% Platinum, Pt) 为阴极,植体结构 (材料为纯钛,99.5% Titanium) 为阳极,两极分别接上电源供应器的负、正极,放入电解液中进行阳极处理。改变实验参数,如反应施加电位、电流、反应时间、反应温度、电解液含水量、氟离子浓度,可控制孔洞开口的大小。比如在本发明实施例中,控制孔洞开口平均直径约 10 至 500nm,优选为 10 至 80nm,而相邻两孔洞的间距至少需大于约 5nm,以保证牙根植体结构 1 的整体机械强度。因此,控制氟化铵的浓度约 0.1 至 20wt%,但在本发明实验测试时,氟化铵浓度约 0.1 至 0.4wt%,可得到最佳结果。而施加电压范围约 10 至 90 伏,最佳参数约 40 伏。反应时间约 5 分钟至 1200 分钟。

[0048] 在阳极处理后,再次进行清洗步骤 S301,将试片浸泡于无水甲醇中,并以超音波震荡机震荡 20 分钟,以去除表面残留电解液。

[0049] 其中,在阳极处理过程中形成金属氧化层薄膜 13 的机制,请参照图 3A ~ 3D,为本发明的方法进行阳极处理时,生医植体结构表面孔洞生成过程的示意图。以本发明实施例的钛金属而言,是因为阳极处理过程中,施加电位于牙根植体结构 1 (钛),使之发生氧化反应,产生钛离子 (Ti^{4+}),造成阳极部分化学溶解,如反应式 (1),并同时发生水的电解,使水分子解离成氧离子 (O^{2-}) 及氢离子 (H^+),如反应式 (2)。钛离子与氧离子结合,于表面形成钛的氧化层薄膜 13,如反应式 (3),造成电阻极化现象,称之为屏障层 (barrier layer),如图 3A 所示;



[0053] 接着,形成纳米级孔洞 10,是由于氟离子 (F^-) 将取代氧离子的位置,与 Ti^{4+} 形成 $[\text{TiF}_6]^{2-}$ 的离子络合物,如式 (4) 所示,对钛氧化层薄膜 13 产生局部的化学溶解 (chemical dissolution),使屏障膜发生离子化而呈多孔性的多孔层 (porous layer),如图 3B 所示:



[0055] 随着时间继续延长,电场与氟离子对钛与氧化钛薄膜 13 所造成的局部化学溶解程度继续加重,孔洞的深度及宽度会逐渐加大,转变为纳米管状结构。由于纳米管壁结构较松散,而管口与管底为结构较致密的结构,因此反应时间越久,纳米级孔洞的深度越深,孔径越大,但两相邻孔洞间的间距越小,如图 3C 及 3D 所示。

[0056] 值得注意的是,以本发明的对生医植体结构表面处理的方法,形成纳米级孔洞 10 时,其生成方向具有很强的方向性,如图 3A ~ 3D 所示。由于生医植体结构内部孔洞之间不相连通,不会造成整体结构的崩塌,并可维持一定的机械强度。

[0057] 由表面缺陷的理论可知,缺陷即由表面较不平整之处、差排、孔洞、晶界、表面析出物等所构成;由于所施加电位是针对单一方向、单一平面的直流电压,且缺陷处自由能 (Free Energy) 较低,因此当电场施加时,电荷先聚集于表面的缺陷处,造成电荷累积与电

场集中的极化现象,而产生部分化学溶解;加上由于电解液中含有氟离子(F⁻),因此氟离子将取代钛氧化物中的氧离子位置而与钛产生离子错合物[TiF₆]²⁺,此现象也造成表面缺陷处的部分化学溶解现象,由于产生的离子错合物[TiF₆]²⁺于缺陷处所含的成份浓度必大于其它表面部分,因此出现浓度扩散现象;以上两因素是促使纳米级孔洞的生成方向具有单一方向性的原因。

[0058] 此外,要注意的是,本发明实施中所使用的生医植体结构为一表面具有螺纹的牙根植体。由于先前的真空热处理步骤S20使螺纹部分的氧化层较为致密,故在此步骤中,纳米级孔洞生成时,会选择性的分布于螺纹与螺纹之间的区域。

[0059] S35:将一生物活性物质分布于牙根植体结构1表层及该些孔洞中,生物活性物质主要包含钙、磷元素及氢氧基。本发明实施例中是以电沉积法使生物活性物质分布于生医植体结构表面及孔洞中,但事实上并不仅限于利用此方式,也可利用现有技术将生物活性物质披覆于生医植体结构,比如:等离子喷射法、含浸法、溶胶-凝胶法、离子溅射沉积法等方式。

[0060] 电镀时所使用的电解液中包括磷及钙离子。首先,利用钙及磷前驱物,如:CaCl₂、NH₄H₂PO₄等,溶解于去离子水中,作为钙与磷的提供者。将阳极处理完的生医植体结构(99.5% Titanium, Ti)固定于阴极,阳极则为铂(99.9% Platinum, Pt),将二极置入电解槽中后,以适当反应参数下进行生物活性物质填充或披覆于纳米孔洞。参数包括反应施加电位、反应时间、反应温度及电解液含量组成等等,并调整适当pH值。

[0061] S40:电镀后的试片以去离子水清洗后于烘箱内干燥。

[0062] 本发明虽以较佳实例阐明如上,然其并非用以限定本发明。凡熟悉此项技术人员,当可轻易了解并利用其它元件或方式来产生相同的功效。因此,在不脱离本发明的精神与保护范围内所作的修改,均应包含在本申请权利要求保护的范围内。

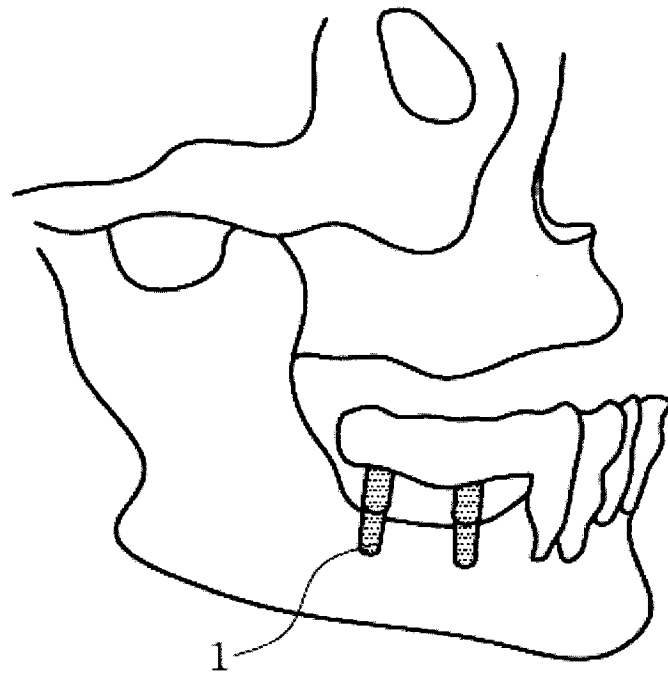


图 1A

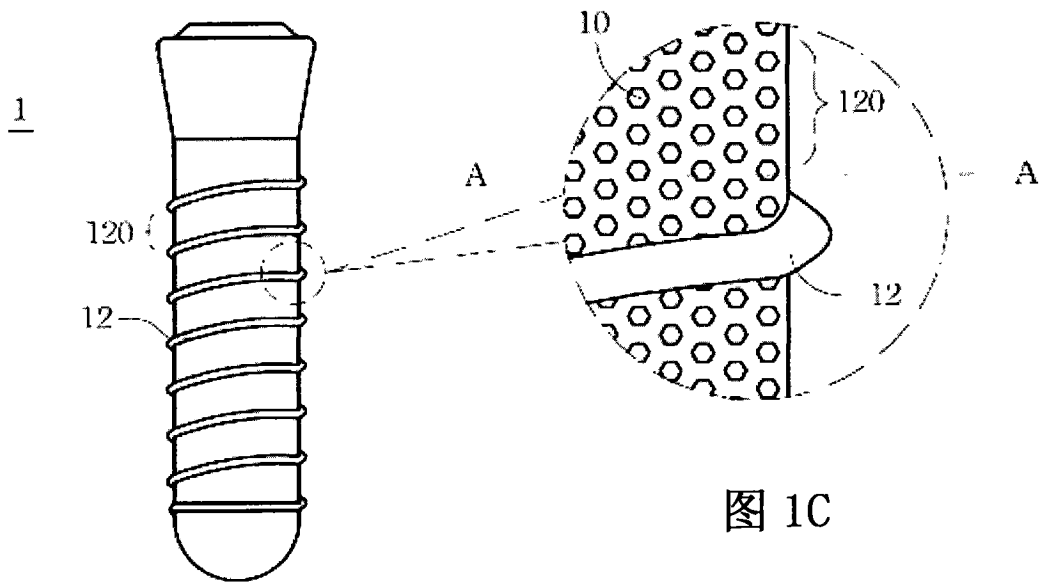


图 1B

图 1C

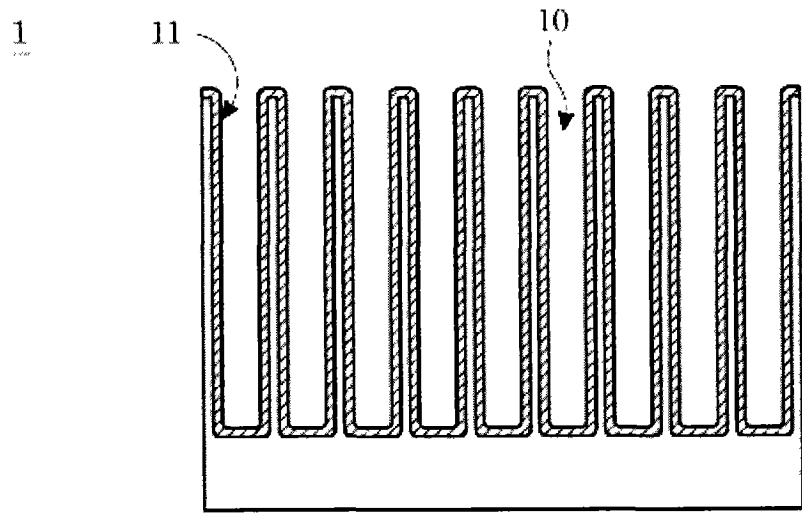


图 1D

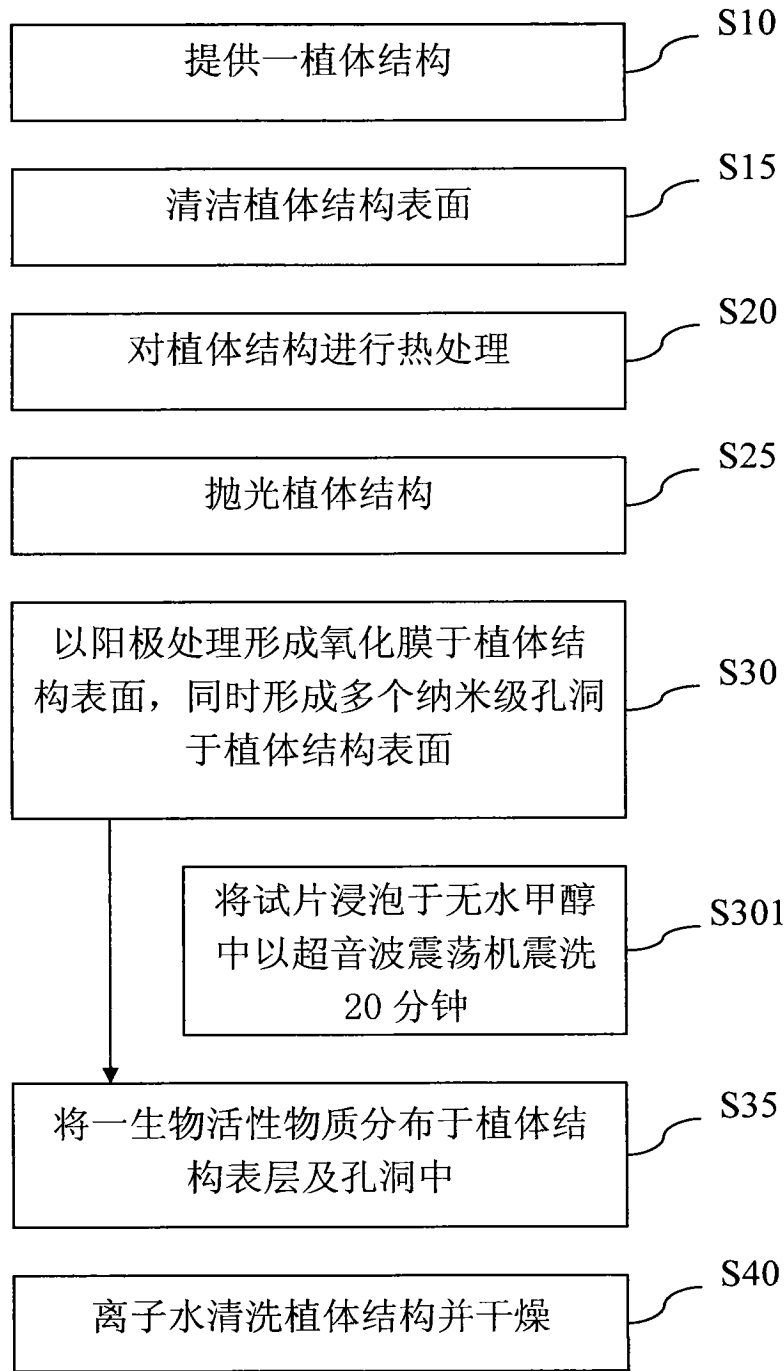


图 2

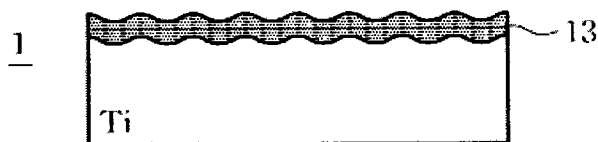


图 3A

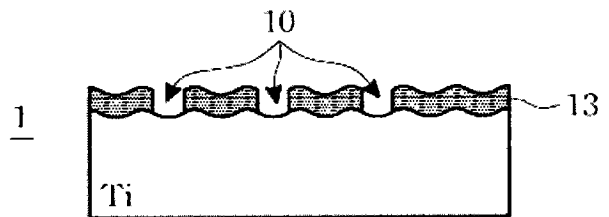


图 3B

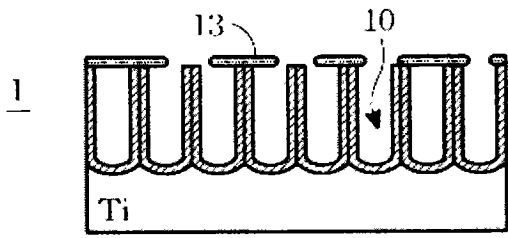


图 3C

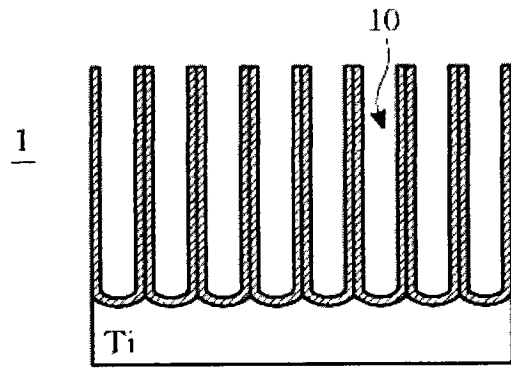


图 3D