



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111773432 A

(43)申请公布日 2020.10.16

(21)申请号 201910270874.1

(22)申请日 2019.04.04

(71)申请人 中国科学院金属研究所

地址 110015 辽宁省沈阳市沈河区文化路  
72号

(72)发明人 谭丽丽 杨柯

(74)专利代理机构 沈阳晨创科技专利代理有限  
责任公司 21001

代理人 张晨

(51) Int. Cl.

A61L 27/42(2006.01)

A61L 27/04(2006.01)

A61L 27/12(2006.01)

A61L 27/56(2006.01)

A61L 27/58(2006.01)

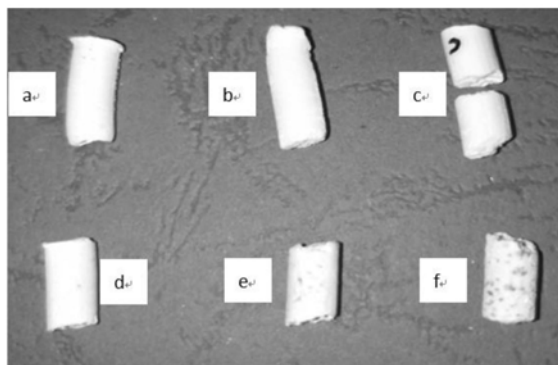
权利要求书1页 说明书6页 附图2页

(54)发明名称

镁基非晶-磷酸钙/硅酸钙复合填充物及其  
制备与应用

(57)摘要

本发明公开了一种具有高生物活性的镁基非晶-磷酸钙/硅酸钙复合填充物,包括:由复合磷酸钙盐/硅酸钙盐与镁基非晶粉末/纤维均匀混合得到的固相物质,以及由磷酸氢盐溶于水得到的固化液。本发明还公开了一种可注射镁基非晶-磷酸钙/硅酸钙骨水泥及固态填充块的制备方法与应用:将固化液与固相物质混合均匀,调和形成糊状物,得到高生物活性的可注射镁基非晶-磷酸钙/硅酸钙骨水泥,用于制备骨组织创伤修复用可注射产品;将该骨水泥在体外进行固化、干燥,形成块状填充物,用于开放性骨缺损的填充。本发明原料成本低、制备方法简单、得到的镁基非晶-磷酸钙/硅酸钙复合填充物具有高的生物活性,并在体内可形成多孔结构,有利于组织修复。



1. 一种具有高生物活性的镁基非晶-磷酸钙/硅酸钙复合填充物,其特征在于:可注射磷酸钙/硅酸钙填充物中加入镁基非晶粉/纤维,形成复合填充物。

2. 按照权利要求1所述镁基非晶-磷酸钙/硅酸钙复合填充物,其特征在于:所述镁基非晶的成分为MgZnCaSr,其中Zn含量为:21-40at.%,Ca含量为:2-7at.%,Sr含量为:0-5at.%,Mg余量。

3. 按照权利要求1所述镁基非晶-磷酸钙/硅酸钙复合填充物,其特征在于:所述镁基非晶粉/纤维含量占复合填充物的1-30wt.%。

4. 按照权利要求1所述镁基非晶-磷酸钙/硅酸钙复合填充物,其特征在于:所述镁基非晶粉为球形或不规则形状,粒径小于1mm。

5. 按照权利要求1所述镁基非晶-磷酸钙/硅酸钙复合填充物,其特征在于:所述镁基非晶纤维的长1-30mm,宽0.1-1mm。

6. 一种权利要求1所述镁基非晶-磷酸钙/硅酸钙复合填充物的制备方法,其特征在于,包括如下步骤:

(1) 将磷酸钙/硅酸钙骨水泥固相粉末与镁基非晶粉末/纤维混合,得到固相复合粉末;

(2) 用分析纯或分析纯以上级的磷酸二氢钠、磷酸氢二钠试剂和去离子水或蒸馏水配制0.2~1.0摩尔浓度的磷酸二氢钠和磷酸氢二钠等摩尔浓度的缓冲溶液作为固化液;

(3) 将步骤(1)配制的固相复合粉末与步骤(2)配制的固化液按固液比0.1~3:1配制,制成复合骨水泥浆料。

7. 按照权利要求6所述镁基非晶-磷酸钙/硅酸钙复合填充物的制备方法,其特征在于:将步骤(3)配制的骨水泥浆料注入模具中固化20分钟~6小时,然后在80~100℃烘干,制备出块状填充材料。

8. 一种采用权利要求6所述方法制备的镁基非晶-磷酸钙/硅酸钙复合填充物在制备骨组织创伤修复用可注射产品方面的应用。

9. 一种采用权利要求7所述方法制备的镁基非晶-磷酸钙/硅酸钙复合填充物在制备开放性骨缺损的填充物方面的应用。

## 镁基非晶-磷酸钙/硅酸钙复合填充物及其制备与应用

### 技术领域

[0001] 本发明属于医用骨填充材料制备技术领域,特别提供一种具有高生物活性的镁基非晶-磷酸钙/硅酸钙复合填充物及其制备方法与应用。

### 背景技术

[0002] 临床上由骨肿瘤、四肢脊柱畸形矫形、严重骨创伤、骨质疏松、骨坏死等原因造成的骨缺损,需要通过骨移植的方法进行重建和治疗。但由于自体骨来源有限,增加手术创伤,且异体骨存在免疫反应和传播疾病的危险,因此限制了其在临床上的应用。人工骨植入材料一直是骨组织研究的重点,期望能够替代自体或异体骨的应用。高孔隙率、可降解、较高的初期力学性能和良好的生物活性是骨修复材料必需满足的基本条件。

[0003] 硫酸钙被用于骨替代材料已经超过100年,且已经被证明是安全和生物相容的。1980年,Coetzee等对110个颅骨和面骨缺损病例使用硫酸钙,他得出硫酸钙是出色的骨移植替代品,甚至可以和自身的骨移植相媲美。之后,硫酸钙因其在新骨未完全长入之前就降解而遭受批评,因而硫酸钙作为骨填充材料,其降解速度过快,因此,磷酸钙被当作骨缺损的填料来使用,并发展了可注射的磷酸钙骨水泥。磷酸钙骨水泥(calcium phosphate cement,CPC),又称为羟基磷灰石骨水泥(hydroxy apatite cement,HAC),是由Brown和Chow首先研制出来的一种自固型非陶瓷羟基磷灰石类人工骨材料。因其具有良好的生物相容性和骨传导性、生物安全性、能任意塑形、在固化过程中的等温性,成为一种新型的骨组织修复和替代材料,受到了国内外众多学者的广泛关注,已成为临床组织修复领域研究和应用的热点之一。CPC是由固相和液相两种原材料以一定的比例调合成糊状后植入体内,在体内环境下自行结晶固化。其固化后终产物的化学成分与骨组织的无机成分相似,其晶相结构亦与骨组织相近,植入骨缺损后可被逐渐降解吸收,降解释放的钙和磷参与缺损区骨组织形成。CPC终产物的抗压强度为36~55MPa,介于骨松质和骨皮质之间。抗压强度的大小与CPC 固化过程中所用固相成分的颗粒大小及终产品的孔隙率和HA结晶度密切相关,而终产品孔隙率与调合时的粉液比直接相关。较大抗压强度的CPC 适用于低负重部位的骨缺损修复,较小抗压强度的CPC适用于非负重部位骨缺损或小的骨缺损修复及牙根管充填。但是,CPC的生物活性依然有待提高,以便达到更好的骨修复效果。硅酸钙(CS)基材料与磷酸钙材料相比,具有优异的生物活性,在最近几年也受到越来越多的关注。大量的研究证明CS基材料通过Si离子的释放,达到快速形成磷灰石沉积的效果,可以促进骨组织形成和重建。自固化的CS骨水泥具有自固化时间低的优势,并表现出良好的骨传导性和抑制人牙髓细胞炎症的性能。

[0004] 然而,对于CPC和CS共同存在的几个问题是,它们虽然也具有一定的孔隙率,但由于孔隙尺度为纳米级或亚微米级,缺少促使骨组织生长的大孔,不但骨细胞不能长入,连组织液也难以渗入,很难发挥其骨传导作用;而且,相对于骨组织的生长速度,二者的降解速度太低,尤其是硅酸钙骨水泥,材料在体内的降解吸收过程是逐层进行的,因而吸收率低,降解缓慢,阻碍了新生骨组织的生成和重建;另外,二者生物活性的发挥除了骨传导作用

外,很大程度依靠自身材料降解产生的生物活性离子发挥作用,而二者低的降解速度,使得生物活性发挥不足以满足临床需求,尤其是植入初期,其表现出的生物活性更低。

## 发明内容

[0005] 为了克服上述磷酸钙/硅酸钙骨水泥的不足,本发明提供了一种具有高生物活性、可在体内降解成孔的磷酸钙/硅酸钙骨水泥及块状填充物的制备方法。本发明根据镁基非晶金属材料在体内降解速度比磷酸钙骨水泥材料快、且降解产生高生物活性的镁离子,以及降解的同时释放氢气的特点,将镁基非晶金属粉体/纤维与磷酸钙/硅酸钙粉体复合,利用磷酸钙/硅酸钙可自固化的特点,制备出具有更高生物活性、可体内降解成孔、后期降解速度快,有利于新生骨组织生长的新型骨水泥及块状填充材料。另外,由于镁基非晶合金在体内降解速度低于晶态镁及其合金,因而可以保证在复合材料制备过程中,避免由于镁及其合金降解速度快而导致的复合材料固化时间长,在体内过早溃散的问题。

[0006] 本发明采用的技术方案如下:

[0007] 一种具有高生物活性的镁基非晶-磷酸钙/硅酸钙复合填充物,其特征在于:可注射磷酸钙/硅酸钙填充物中加入镁基非晶粉/纤维,形成复合填充物。

[0008] 作为优选的技术方案:

[0009] 所述镁基非晶的成分为MgZnCaSr,其中Zn含量为:21-40at.%,Ca含量为:2-7at.%,Sr含量为:0-5at.%,Mg余量。

[0010] 所述镁基非晶粉/纤维含量占复合填充物的1-30wt.%

[0011] 所述镁基非晶粉为球形或不规则形状,粒径小于1mm。

[0012] 所述镁基非晶纤维的长1-30mm,宽0.1-1mm。

[0013] 本发明还提供了所述镁基非晶-磷酸钙/硅酸钙复合填充物的制备方法,其特征在于,包括如下步骤:

[0014] (1) 将磷酸钙/硅酸钙骨水泥固相粉末与镁基非晶粉末/纤维混合,得到固相复合粉末;

[0015] (2) 用分析纯或分析纯以上级的磷酸二氢钠、磷酸氢二钠试剂和去离子水或蒸馏水配制0.2~1.0摩尔浓度的磷酸二氢钠和磷酸氢二钠等摩尔浓度的缓冲溶液作为固化液;

[0016] (3) 将步骤(1)配制的固相复合粉末与步骤(2)配制的固化液按固液比(0.1~3):1配制,制成复合骨水泥浆料,配制得到的骨水泥浆料可直接用注射器注入骨缺损部位使用。

[0017] (4) 将步骤(3)配制的骨水泥浆料注入模具中固化20分钟~6小时,然后在80~100℃烘干,制备出块状填充材料,用于开放性骨缺损的填充治疗。

[0018] 采用本发明所述方法制备的镁基非晶-磷酸钙/硅酸钙复合填充物,可调和形成糊状物,得到高生物活性的可注射镁基非晶-磷酸钙/硅酸钙骨水泥,用于制备骨组织创伤修复用可注射产品。

[0019] 采用本发明所述方法制备的镁基非晶-磷酸钙/硅酸钙复合填充物,可在调和形成糊状物后,在体外进行固化、干燥,形成块状填充物,用于开放性骨缺损的填充。

[0020] 磷酸钙/硅酸钙骨水泥降解速度慢,而镁基非晶粉/纤维降解速度较二者快,且降解产生生物活性高的镁离子可发挥骨诱导作用,可进一步增强磷酸钙/硅酸钙的生物活性,

尤其在植入初期,磷酸钙/硅酸钙由于降解速度慢,还不能发挥生物活性作用,而镁基非晶粉/纤维降解速度快,在初期可有效发挥骨诱导作用,促进初期的骨愈合,与磷酸钙/硅酸钙在生物活性发挥作用的时间上形成有效的互补;

[0021] 镁基非晶粉/纤维降解留下的空位及降解产生的氢气可起到造孔作用,骨细胞能够在孔内生长,有利于材料的血管化,并保证营养向材料内部组织供给,从而促进新骨组织的生长和自体骨的重建;同时镁基非晶粉/纤维的降解会增加磷酸钙/硅酸钙与体液接触的表面积,增加植入体后期的降解速度。

[0022] 另外,由于镁基非晶合金在体内降解速度低于晶态镁及其合金,因而可以保证在复合材料制备过程中,避免由于镁及其合金降解速度快而导致的复合材料固化时间长,在体内过早溃散的问题。

[0023] 本发明原料成本低、制备方法简单、得到的镁基非晶-磷酸钙/硅酸钙复合填充物产品具有高的生物活性,并在体内可形成多孔结构,有利于组织修复,主要用于骨缺损修复和骨组织工程支架材料,也可做为齿科修复材料。使用时,可将调制好的浆料,直接用注射器注入骨缺损部位,也可将浆料注入模具中固化成型后,再植入骨缺损部位。

#### 附图说明

[0024] 图1是MgZnCa镁基非晶粉-磷酸钙复合骨水泥照片。

[0025] 图2是MgZnCa镁基非晶粉-磷酸钙复合骨水泥固化后在模拟体液浸泡 24h后,表面出现大量肉眼可见的孔洞。

[0026] 图3是磷酸钙骨水泥和Mg<sub>69</sub>Zn<sub>26</sub>Ca<sub>5</sub>镁基非晶粉-磷酸钙复合骨水泥在模拟体液中浸泡前及浸泡7天和14天时的宏观照片,其中磷酸钙骨水泥:浸泡前(a),浸泡7天(b)以及浸泡14天(c);Mg<sub>69</sub>Zn<sub>26</sub>Ca<sub>5</sub>镁基非晶粉-磷酸钙复合骨水泥:浸泡前d),浸泡7天(e)以及浸泡14天(f)。

#### 具体实施方式

[0027] 下面结合实施例,对本发明作进一步地详细说明,但本发明的实施方式不限于此。

[0028] 实施例1

[0029] 将 $\alpha$ -磷酸三钙粉与Mg<sub>69</sub>Zn<sub>26</sub>Ca<sub>5</sub>镁基非晶粉(球形,粒径为0.5mm)混合,其中Mg<sub>69</sub>Zn<sub>26</sub>Ca<sub>5</sub>镁基非晶粉占重量比为5%;用分析纯磷酸二氢钠、磷酸氢二钠试剂和去离子水配制0.5摩尔浓度的磷酸二氢钠和磷酸氢二钠等摩尔浓度的缓冲溶液作为固化液;将配制的固相复合粉末与配制的固化液按固液比0.3:1配制复合骨水泥浆料。配制的骨水泥浆料可直接用注射器注入骨缺损部位使用。

[0030] 体外实验证实,该镁-磷酸钙复合骨水泥具有良好的可注射性(如图1) 和自固化性能,在模拟体液中浸泡24小时后,表面出现大量肉眼可见的孔洞(如图2),表明在浸泡初期,复合骨水泥内的镁基非晶粉开始降解,在骨水泥中形成大量孔洞,可为周围骨组织的长入提供有利的条件。图3为磷酸钙骨水泥和MgZnCa镁基非晶粉-磷酸钙复合骨水泥在模拟体液中浸泡前及浸泡7天和14天时的宏观照片。从图中可见,Mg<sub>69</sub>Zn<sub>26</sub>Ca<sub>5</sub>镁基非晶粉-磷酸钙复合骨水泥在浸泡14天后依然保持完整的结构,而磷酸钙骨水泥已发生溃散断裂,由此可见,Mg<sub>69</sub>Zn<sub>26</sub>Ca<sub>5</sub>镁基非晶粉-磷酸钙复合骨水泥具有优异的抗溃散性能。

[0031] 实施例2

[0032] 将 $\alpha$ -磷酸三钙粉与 $Mg_{67}Zn_{28}Ca_4Sr_1$ 镁基非晶粉(球形,粒径为0.5mm)混合,其中 $Mg_{67}Zn_{28}Ca_4Sr_1$ 镁基非晶粉占重量比为5%;用分析纯磷酸二氢钠、磷酸氢二钠试剂和去离子水配制0.5摩尔浓度的磷酸二氢钠和磷酸氢二钠等摩尔浓度的缓冲溶液作为固化液;将配制的固相复合粉末与配制的固化液按固液比0.4:1配制复合骨水泥浆料。配制的骨水泥浆料可直接用注射器注入骨缺损部位使用。上述配制的骨水泥浆料注入模具中固化2.1小时,然后在80~100℃烘干,制备出块状填充材料,用于开放性骨缺损的填充治疗。

[0033] 动物实验证实,相对于不加 $Mg_{67}Zn_{28}Ca_4Sr_1$ 镁基非晶粉的 $\alpha$ -磷酸三钙块状填充物, $Mg_{67}Zn_{28}Ca_4Sr_1$ 镁基非晶-磷酸钙复合块状填充物的降解周期明显要短,且由于镁的降解,骨组织长入镁-磷酸钙复合块状填充物内部,表现出高的生物活性。

[0034] 实施例3

[0035] 将 $\alpha$ -磷酸三钙粉与 $Mg_{65}Zn_{30}Ca_4Sr_1$ 镁基非晶粉(不规则形状,最大尺寸为1mm)混合,其中 $Mg_{65}Zn_{30}Ca_4Sr_1$ 镁基非晶粉占重量比为5%;用分析纯磷酸二氢钠、磷酸氢二钠试剂和去离子水配制1.0摩尔浓度的磷酸二氢钠和磷酸氢二钠等摩尔浓度的缓冲溶液作为固化液;将配制的固相复合粉末与配制的固化液按固液比1:1配制复合骨水泥浆料。配制的骨水泥浆料可直接用注射器注入骨缺损部位使用。上述配制的骨水泥浆料注入模具中固化30分钟,然后在80~100℃烘干,制备出块状填充材料,用于开放性骨缺损的填充治疗。

[0036] 动物实验证实,相对于不加 $Mg_{65}Zn_{30}Ca_4Sr_1$ 镁基非晶粉的 $\alpha$ -磷酸三钙块状填充物, $Mg_{65}Zn_{30}Ca_4Sr_1$ 镁基非晶-磷酸钙复合块状填充物对于皮质骨的修复速度明显加快。

[0037] 实施例4

[0038] 将 $\beta$ -磷酸三钙( $\beta$ -TCP)粉与 $Mg_{70}Zn_{26}Ca_2Sr_2$ 镁基非晶粉(不规则形状,最大尺寸为1mm)混合,其中 $Mg_{70}Zn_{26}Ca_2Sr_2$ 镁基非晶粉占重量比为10%;用分析纯磷酸二氢钠、磷酸氢二钠试剂和去离子水配制1.0摩尔浓度的磷酸二氢钠和磷酸氢二钠等摩尔浓度的缓冲溶液作为固化液;将配制的固相复合粉末与配制的固化液按固液比0.7:1配制复合骨水泥浆料。配制的骨水泥浆料可直接用注射器注入骨缺损部位使用。

[0039] 动物实验证实,相对于不加 $Mg_{70}Zn_{26}Ca_2Sr_2$ 镁基非晶粉的 $\beta$ -磷酸三钙骨水泥,复合后骨水泥降解速度加快,表现出现孔洞,皮质骨的修复速度明显加快。

[0040] 实施例5

[0041] 将 $\beta$ -磷酸三钙( $\beta$ -TCP)粉与 $Mg_{70}Zn_{26}Ca_4$ 镁基非晶粉(球形,粒径为0.3mm)混合,其中 $Mg_{70}Zn_{26}Ca_4$ 镁基非晶粉占重量比为20%;用分析纯磷酸二氢钠、磷酸氢二钠试剂和去离子水配制0.5摩尔浓度的磷酸二氢钠和磷酸氢二钠等摩尔浓度的缓冲溶液作为固化液;将配制的固相复合粉末与配制的固化液按固液比2.5:1配制复合骨水泥浆料。配制的骨水泥浆料可直接用注射器注入骨缺损部位使用。

[0042] 体外实验证实,该 $Mg_{70}Zn_{26}Ca_4$ 镁基非晶- $\beta$ -TCP复合骨水泥具有良好的可注射性和自固化性能,在模拟体液中浸泡24小时后,表面出现大量肉眼可见的孔洞,表明在浸泡初期,复合骨水泥内的 $Mg_{70}Zn_{26}Ca_4$ 非晶粉开始降解,在骨水泥中形成大量孔洞,可为周围骨组织的长入提供有利的条件。

[0043] 实施例6

[0044] 将 $Mg_{68}Zn_{26}Ca_1Sr_5$ 非晶纤维(长10mm,宽0.8mm)与 $\alpha$ -磷酸三钙粉混合,其中

Mg<sub>68</sub>Zn<sub>26</sub>Ca<sub>1</sub>Sr<sub>5</sub>非晶纤维占重量比为20%；用分析纯磷酸二氢钠、磷酸氢二钠试剂和去离子水配制0.5摩尔浓度的磷酸二氢钠和磷酸氢二钠等摩尔浓度的缓冲溶液作为固化液；将配制的固相复合粉末与配制的固化液按固液比3:1配制复合骨水泥浆料。配制的骨水泥浆料可直接用注射器注入骨缺损部位使用。上述配制的骨水泥浆料注入模具中固化2小时，然后在80~100℃烘干，制备出块状填充材料，用于开放性骨缺损的填充治疗。

[0045] 动物实验证实，相对于不加MgZnCa非晶纤维的α-磷酸三钙块状填充物，Mg<sub>68</sub>Zn<sub>26</sub>Ca<sub>1</sub>Sr<sub>5</sub>非晶纤维-α-磷酸三钙复合块状填充物的降解周期明显要短，且由于MgZnCa非晶纤维的降解，骨组织长入Mg<sub>68</sub>Zn<sub>26</sub>Ca<sub>1</sub>Sr<sub>5</sub>非晶纤维-α-磷酸三钙复合块状填充物内部，表现出高的生物活性。

[0046] 实施例7

[0047] 将Mg<sub>67</sub>Zn<sub>30</sub>Ca<sub>3</sub>非晶纤维(长15mm,宽1.0mm)与β-磷酸三钙粉混合,其中Mg<sub>67</sub>Zn<sub>30</sub>Ca<sub>3</sub>纤维占重量比为30%；用分析纯磷酸二氢钠、磷酸氢二钠试剂和去离子水配制0.5摩尔浓度的磷酸二氢钠和磷酸氢二钠等摩尔浓度的缓冲溶液作为固化液；将配制的固相复合粉末与配制的固化液按固液比 1:1配制复合骨水泥浆料。配制的骨水泥浆料可直接用注射器注入骨缺损部位使用。

[0048] 动物实验证实,相对于不加Mg<sub>67</sub>Zn<sub>30</sub>Ca<sub>3</sub>非晶纤维的β-磷酸三钙骨水泥,Mg<sub>67</sub>Zn<sub>30</sub>Ca<sub>3</sub>非晶纤维-β-磷酸三钙复合骨水泥对于皮质骨的修复速度明显加快。

[0049] 实施例8

[0050] 将Mg<sub>66</sub>Zn<sub>30</sub>Ca<sub>2</sub>Sr<sub>2</sub>非晶纤维(长5mm,宽0.5mm)与β-磷酸三钙粉混合,其中Mg<sub>66</sub>Zn<sub>30</sub>Ca<sub>2</sub>Sr<sub>2</sub>非晶纤维占重量比为30%；用分析纯磷酸二氢钠、磷酸氢二钠试剂和去离子水配制0.5摩尔浓度的磷酸二氢钠和磷酸氢二钠等摩尔浓度的缓冲溶液作为固化液；将配制的固相复合粉末与配制的固化液按固液比1:1配制复合骨水泥浆料。配制的骨水泥浆料可直接用注射器注入骨缺损部位使用。上述配制的骨水泥浆料注入模具中固化1.2小时,然后在80~100℃烘干,制备出块状填充材料,用于开放性骨缺损的填充治疗。

[0051] 动物实验证实,相对于不加Mg<sub>66</sub>Zn<sub>30</sub>Ca<sub>2</sub>Sr<sub>2</sub>非晶纤维的β-磷酸三钙块状填充材料,复合后块状填充材料降解速度加快,表面出现孔洞,皮质骨的修复速度明显加快。

[0052] 实施例9

[0053] 将Mg<sub>64</sub>Zn<sub>30</sub>Ca<sub>3</sub>Sr<sub>3</sub>非晶纤维(长7mm,宽0.5mm)与硅酸钙粉混合,其中Mg<sub>64</sub>Zn<sub>30</sub>Ca<sub>3</sub>Sr<sub>3</sub>非晶纤维占重量比为5%；用分析纯磷酸二氢钠、磷酸氢二钠试剂和去离子水配制0.5摩尔浓度的磷酸二氢钠和磷酸氢二钠等摩尔浓度的缓冲溶液作为固化液；将配制的固相复合粉末与配制的固化液按固液比0.5:1配制复合骨水泥浆料。配制的骨水泥浆料可直接用注射器注入骨缺损部位使用。

[0054] 动物实验证实,相对于不加Mg<sub>64</sub>Zn<sub>30</sub>Ca<sub>3</sub>Sr<sub>3</sub>非晶纤维的硅酸钙骨水泥,复合后骨水泥降解速度加快,表面出现孔洞,皮质骨的修复速度明显加快。

[0055] 实施例10

[0056] 将Mg<sub>64</sub>Zn<sub>30</sub>Ca<sub>1</sub>Sr<sub>5</sub>非晶纤维(长3mm,宽0.2mm)与硅酸钙粉末混合,其中Mg<sub>64</sub>Zn<sub>30</sub>Ca<sub>1</sub>Sr<sub>5</sub>非晶纤维占重量比为5%；用分析纯磷酸二氢钠、磷酸氢二钠试剂和去离子水配制0.5摩尔浓度的磷酸二氢钠和磷酸氢二钠等摩尔浓度的缓冲溶液作为固化液；将配制的固相复合粉末与配制的固化液按固液比0.6:1配制复合骨水泥浆料。配制的骨水泥浆料

可直接用注射器注入骨缺损部位使用。上述配制的骨水泥浆料注入模具中固化1.5小时,然后在80~100℃烘干,制备出块状填充材料,用于开放性骨缺损的填充治疗。

[0057] 动物实验证实,相对于不加 $Mg_{64}Zn_{30}Ca_1Sr_5$ 非晶纤维的硅酸钙块状填充材料,复合后块状填充材料降解速度加快,表面出现孔洞,皮质骨的修复速度明显加快。

[0058] 本发明未尽事宜为公知技术。

[0059] 上述实施例只为说明本发明的技术构思及特点,其目的在于让熟悉此项技术的人士能够了解本发明的内容并据以实施,并不能以此限制本发明的保护范围。凡根据本发明精神实质所作的等效变化或修饰,都应涵盖在本发明的保护范围之内。



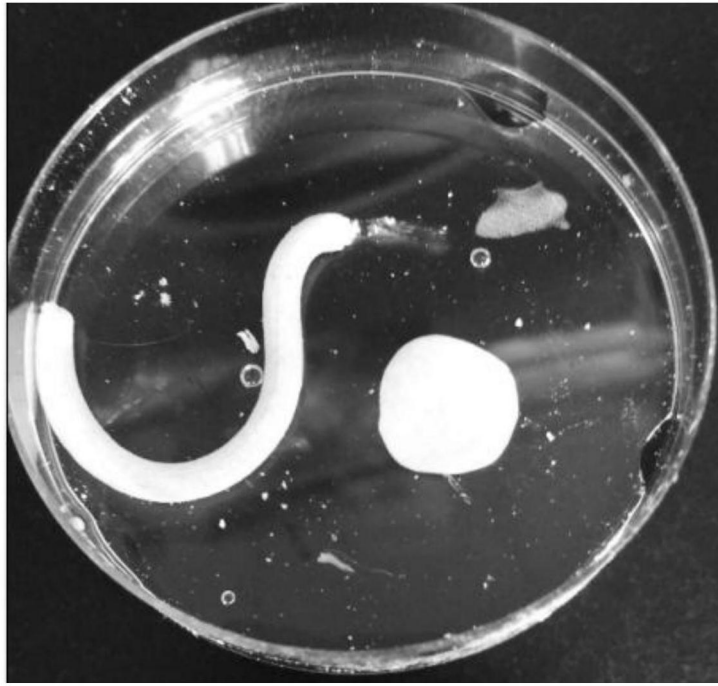


图1



图2

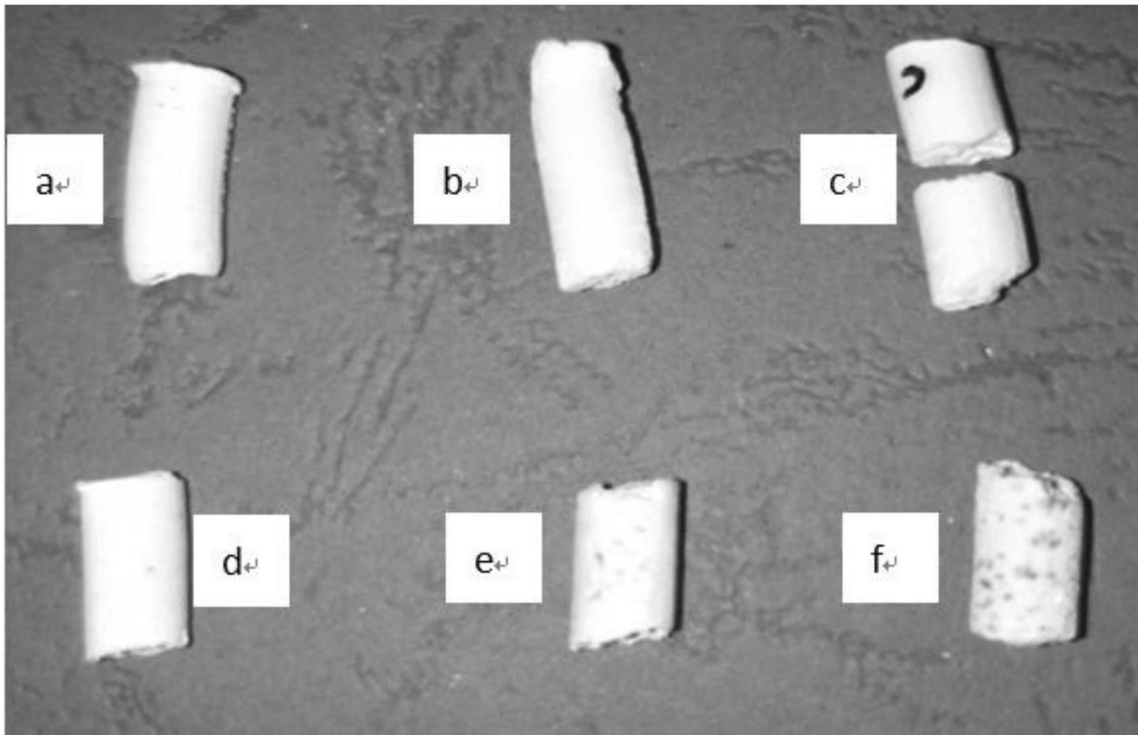


图3