

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

C22C 14/00 (2006.01)

A61L 27/06 (2006.01)



# [12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200410020501.2

[45] 授权公告日 2007年6月27日

[11] 授权公告号 CN 1323181C

[22] 申请日 2004.4.29

[21] 申请号 200410020501.2

[73] 专利权人 大连盛辉钛业有限公司

地址 116620 辽宁省大连市经济技术开发  
区东北六街6号

[72] 发明人 蒋志兰 羽李海涛

[56] 参考文献

CN1461816A 2003.12.17

US5169597A 1992.12.8

US6238491B1 2001.5.29

CN1360073A 2002.7.24

US5820707A 1998.10.13

US5573401A 1996.11.12

US5871595A 1999.2.16

CN1490421A 2004.4.21

US6409852B1 2002.6.25

US5782910A 1998.7.21

Thermodynamic assessment of the Ti - Zr system and calculation of the Nb - Ti - Zr phase diagram Journal of Alloys and Compounds, No. 206 1994

审查员 崔海云

[74] 专利代理机构 大连非凡专利事务所

代理人 曲宝威

权利要求书1页 说明书4页

[54] 发明名称

一种高强度低模量生物医用钛合金

[57] 摘要

本发明公开了一种合金材料，特别是一种高强度低模量生物医用钛合金。其特征在于：它是由钛(Ti)、铌(Nb)、锆(Zr)组成的，各组分配比如下：铌(Nb)(31~34)%，锆(Zr)(6~9)%，钛(Ti)余量。与现有技术相比，本发明的产品具有如下优点：1. 不含毒性组元，生物相容性优良；2. 合金强度高(~1050MPa)并可在较大范围内调整以满足不同类型产品的需要；3. 弹性模量比Ti<sub>6</sub>Al<sub>4</sub>V合金低(25~30)%；4. 疲劳强度和断裂韧性均优于Ti<sub>6</sub>Al<sub>4</sub>V合金；5. 工艺成型性好，延伸率比Ti<sub>6</sub>Al<sub>4</sub>V合金高出20%，压缩率比Ti<sub>6</sub>Al<sub>4</sub>V合金高出30%，热加工温度低(100℃~150℃)。

1、 一种高强度低模量生物医用钛合金，其特征在于：它是由钛（Ti）、铌（Nb）、锆（Zr）组成的，各组分配比如下：

名 称	重量百分比
铌（Nb）	（31~34）%
锆（Zr）	（6~9）%
钛（Ti）	余 量。

2、 根据权利要求1所述的一种高强度低模量生物医用钛合金，其特征在于：所述的各组分配比为：

名 称	重量百分比
铌（Nb）	（32~33）%
锆（Zr）	（7~8）%
钛（Ti）	余 量。

## 一种高强度低模量生物医用钛合金

### 技术领域：

本发明涉及一种合金材料，特别是一种高强度低模量生物医用钛合金。

### 背景技术：

目前临床上应用最广泛外科植入金属材料主要有不锈钢、钴基合金、钛合金三种。钛合金作为新兴金属材料，以其高比强、耐蚀性、生物相容性好等优点，做为人体硬组织修复替代植入产品的需求增长强劲。但目前能为医学界提供的钛合金品种很少，临床使用最多的是从航空工业移植过来的Ti6Al4V合金，这种合金由于含有金属钒，其毒性已被医学界所公认，此外这种合金的工艺成型性不好，给材料的压力加工和产品的成型、机械加工等带来困难。

### 发明内容：

本发明的目的是提供一种无毒、强度高、低模量、耐蚀、生物相容性好、易加工成型的一种高强度低模量生物医用钛合金，克服现有技术的不足。

本发明的技术解决方案是：一种高强度低模量生物医用钛合金，其特征在于：它是由钛（Ti）、铌（Nb）、锆（Zr）组成的，各组分配比如下：

名 称	重量百分比
铌（Nb）	（31~34）%
锆（Zr）	（6~9）%
钛（Ti）	余 量。

所述的各组分配比可为：

名 称	重量百分比
铌（Nb）	（32~33）%
锆（Zr）	（7~8）%
钛（Ti）	余 量。

本发明与现有技术相比具有如下优点：1、不含毒性组元，生物相容性优良；2、合金强度高（~1050Mpa）并可在较大范围内调整以满足不同类型产品的需要；3、弹性模量比Ti6Al4V合金低（25~30）%；4、疲劳强度和断裂韧性均优于Ti6Al4V合金；5、工艺成型性好，延伸率比Ti6Al4V合金高出20%，

压缩率比 Ti6Al4V 合金高出 30%，热加工温度低（100℃~150℃）。

### 本发明的合金棒材力学性能及其与现有合金的比较

合金	状态	力 学 性 能								来源
		$\sigma_b$ (Mpa)	$\sigma_{0.2}$ (Mpa)	$\delta$ (%)	$\varphi$ (%)	$\alpha_k$ (KJ/m) <sup>2</sup>	$\sigma-l$ (mpa)	K1c mpa $\sqrt{m}$	E (Gpa)	
本发明合金 TNZ	固溶	600	550	19	55	/	/	65	65	实测
	时效	1050	1000	12	32	550	470	70	80	实测
Ti6Al4V	退火	895	825	10	25	392	400	58	106	GB13810-97
Ti6Al7Nb	退火	900	800	10	25	441	/	/	114	ISO5832-11
Ti (TA2)	退火	440	320	18	30	/	/	/	112	GB13810-97
医用 不锈钢	固溶	490	167	40					200	GB4323-1998

#### 具体实施方式：

实施例 1：以海绵钛、海绵锆、铌钛中间合金为原料配制合金料，各组分的设计质量分别为：钛（Ti）60 千克，铌（Nb）33 千克，锆（Zr）7 千克。压制电极后经过二次真空电弧熔炼成铸锭，在（900~1050）℃的温度下开坯，在（800~900）℃的温度下加工成棒材或板材，总变形量控制在（65~95）%之间，热处理温度为（500~800）℃。上述加工工艺按现有技术的方法进行即可。

#### 实施例 2：

以海绵钛、海绵锆、铌钛中间合金为原料配制合金料，各组分的设计质量分别为：钛（Ti）57 千克，铌（Nb）34 千克，锆（Zr）9 千克。经过二次真空电弧熔炼成铸锭，在（900~1050）℃的温度下开坯，在（800~900）℃的温度下加工成棒材或板材，总变形量控制在（65~95）%之间，热处理温度为（500~800）℃。上述加工工艺按现有技术的方法进行即可。

#### 实施例 3：

以海绵钛、海绵锆、铌钛中间合金为原料配制合金料，各组分的设计质量分别为：钛（Ti）61 千克，铌（Nb）31 千克，锆（Zr）8 千克。经过二次真空电弧熔炼成铸锭，在（900~1050）℃的温度下开坯，在（800~900）℃的温度下加工成棒材或板材，总变形量控制在（65~95）%之间，热处理温度为（500~800）℃。上述加工工艺按现有技术的方法进行即可。

#### 实施例 4:

以海绵钛、海绵锆、铌钛中间合金为原料配制合金料，各组分的设计质量分别为：钛（Ti）62 千克，铌（Nb）32 千克，锆（Zr）6 千克。经过二次真空电弧熔炼成铸锭，在（900~1050）℃的温度下开坯，在（800~900）℃的温度下加工成棒材或板材，总变形量控制在（65~95）%之间，热处理温度为（500~800）℃。上述加工工艺按现有技术的方法进行即可。

#### 实施例 5:

以海绵钛、海绵锆、铌钛中间合金为原料配制合金料，各组分的设计质量分别为：钛（Ti）63 千克，铌（Nb）31 千克，锆（Zr）6 千克。经过二次真空电弧熔炼成铸锭，在（900~1050）℃的温度下开坯，在（800~900）℃的温度下加工成棒材或板材，总变形量控制在（65~95）%之间，热处理温度为（500~800）℃。上述加工工艺按现有技术的方法进行即可。

#### 实施例 6:

以海绵钛、海绵锆、铌钛中间合金为原料配制合金料，各组分的设计质量分别为：钛（Ti）59 千克，铌（Nb）34 千克，锆（Zr）7 千克。经过二次真空电弧熔炼成铸锭，在（900~1050）℃的温度下开坯，在（800~900）℃的温度下加工成棒材或板材，总变形量控制在（65~95）%之间，热处理温度为（500~800）℃。上述加工工艺按现有技术的方法进行即可。

#### 实施例 7:

以海绵钛、海绵锆、铌钛中间合金为原料配制合金料，各组分的设计质量分别为：钛（Ti）58 千克，铌（Nb）33 千克，锆（Zr）9 千克。经过二次真空电弧熔炼成铸锭，在（900~1050）℃的温度下开坯，在（800~900）℃的温度下加工成棒材或板材，总变形量控制在（65~95）%之间，热处理温度为（500~800）℃。上述加工工艺按现有技术的方法进行即可。

因原料中含有少量杂质，钛的量不能完全确定，故权利要求书中钛的选择为余量。

---

本发明的材料可以制作人工骨、关节假体、骨科内固定器械、口腔种植体等，也可用于制作眼镜架、弹簧，还可以作为化工海洋开发结构材料。