

外科植入物用 Ti6Al7Nb 和 Ti13Nb13Zr 合金组织与性能

王卫民, 罗斌莉

(西安赛特金属材料开发有限公司, 西安 710016)

摘 要: 在工业生产条件下, 研究 Ti6Al7Nb 和 Ti13Nb13Zr 合金的组织、性能和生物相容性; 并将 Ti6Al7Nb、Ti13Nb13Zr 合金与无毒对照组材料在动物体内、体外实验结果进行对比, 评价了合金的生物相容性。结果表明: 2 种合金铸锭的化学成分及其棒、丝材组织与性能均满足 GB 23102—2008、ISO 5832—11、ASTM F1295 标准要求; 生物学性能实验证明, 合金不含毒性组元, 生物相容性好, 是理想的外科植入物材料; 其中, Ti6Al7Nb 合金的多种形式植入件的近百例临床使用表明疗效良好, 适合临床应用。

关键词: 外科植入物; Ti6Al7Nb; Ti13Nb13Zr; 组织; 性能; 生物相容性

中图分类号: TG146.2+3

文献标志码: A

Microstructure and mechanical properties of Ti6Al7Nb and Ti13Nb13Zr alloys for surgical implants

WANG Wei-min, LUO Bin-li

(Xi'an Saite Metal Material Co., Ltd., Xi'an 710018, China)

Abstract: Under the commercial run condition, the preparation technology, microstructure, mechanical properties, biological properties and clinical application of Ti6Al7Nb and Ti13Nb13Zr alloys were investigate. The results show that the chemical composition, microstructure and properties of bar and sheet meet the challenge of GB23102—2008, ISO5832—11 and ASTM F1295. The alloys possess nontoxic component and better biological compatibility. So, it is preferable surgical implant. The hundreds clinical experimental results show that Ti6Al7Nb has excessively curative effect.

Key words: surgical implants; Ti6Al7Nb; Ti13Nb13Zr; microstructure; properties; biological compatibility

Ti6Al7Nb 和 Ti13Nb13Zr 合金是目前为止研究开发和临床应用最为成功的 2 种新型外科植入物用钛合金材料^[1-5]。Ti6Al7Nb 合金由瑞士 Sulzer 医学技术公司研制开发, 工业生产过程与英国 IMI 钛公司合作进行。它以无毒元素 Nb 替代有毒元素 V, 消除了植入物潜在毒性, 并具有与 Ti6Al4V 合金一样的力学性能及疲劳性能。继美国推出 ASTM—1295 标准后, 国际标准化委员会也于 1993 年颁布了 ISO5832—11 国际标准; 我国于 2007 年将该合金列入了 GB/T13810《外科植入物用钛及钛合金加工材》标准中, 2008 年 12 月国家正式颁布 GB23102—2008《外科植入物金属材料

料用 Ti6Al7Nb 合金加工材》标准^[6-8]。

Ti13Nb13Zr 合金是美国 20 世纪 90 年代研制的仅含有 Nb 和 Zr 无毒合金元素、具有低弹性模量、高强度和韧性、优良的抗腐蚀性能和生物相容性的近 β 型生物医用钛合金。该合金更适合作为软硬组织修复的替代材料; 美国的加工材标准为 ASTM F1713—43。我国将 Ti13Nb13Zr 合金列入国标化学成分标准, 牌号 TC26, 但还没有专门的外科植入物加工材标准。2 种合金在国际上均已获得广泛的临床应用^[9-10]。

本文作者结合国内用户对 Ti6Al7Nb 合金植入物产品临床应用取证的需求和国外用户对 Ti13Nb13Zr

合金加工材的需求, 研究了 2 种合金在工业生产条件下的热加工、热处理工艺、组织性能及材料的生物相容性。

1 实验

1.1 实验方案

原料选用 0 级海绵钛、纯铝豆、海绵锆, 2 种合金的 Nb 元素都以 Ti-Nb(Nb 质量分数为 58.8%)中间合金形式加入。合金按名义成分配料, Ti-Nb 中间合金用铝箔分包多个合金包分层添加在电极中, 含 40%(质量分数)的 Ti-Nb 中间合金车削与海绵钛混合均匀后直接压制在电极中。电极采用 2 000t 油压机压制, 真空等离子焊箱焊接, 在 1.5 t 电弧炉上经二次真空自耗熔炼制成直径为 460 mm 的铸锭。

在铸锭的头、中、尾 3 个部位上取样进行化学成分分析; 在距离铸锭的头部 120 mm 处端面的中心处位置、1/2 处位置、3/4 处位置共 9 个点取样进行成分均匀性分析。

铸锭开坯锻造在 1 600 t 快锻机上进行, 锻造温度为 1 100~1 250 ℃。对开坯锻造制备的直径 220 mm 坯料随后下料, 用于不同规格棒坯的生产; 制定了较大规格(直径为 30~75 mm)合金棒材和小规格(直径为 2.5~30 mm)棒、丝材、制备工艺及成品热加工工艺、热处理工艺试验方案(如表 1 所列), 以保证产品满足

表 1 实验方案
Table 1 Experimental scheme

No.	Process	Parameter
1	Bar	A Diameter of 220 mm→(Three-level drawing)→Diameter of 130 mm
		B Diameter of 220 mm→(Forging) Diameter of 120 mm
2	Wire	A Diameter of 120 mm→(Precision froging) Diameter of 30~75 mm
		B Diameter of 120 mm→(Forging)
		Diameter of 45 mm→(Rolling)
		Diameter of 8~27 mm
3	Heat treatment	C Diameter of 8 mm→ Drawing diameter of 2.5~6.1 mm
		1) Ti6Al7Nb 700, 800, 900, 1 000 ℃, 1 h, AC
		2) Ti13Nb13Zr ST(780 ℃ solution); STA(780 ℃, 1 h solution+500 ℃/6 h aging)

用户对 Ti6Al7Nb 和 Ti13Nb13Zr 合金材料不同规格和相应标准的要求。

材料的物理性能、金相组织观察、力学性能、骨植入试件均在成品上取样。

1.2 组织与性能检测

金相试样采用 HF、HNO₃、H₂O(体积比为 1:3:10)的腐蚀剂腐蚀, 采用 NIKON 金相显微镜分析试样的显微组织。采用 MTS810 拉伸试验机测试试样的室温拉伸性能。

2 种合金的生物学性能实验以大白兔和豚鼠为实验对象, 进行了体外细胞毒性(GB/T 16886.5—2003)、骨植入试验(GB/T 16886.6—1997)。其中, 骨植入试验是将直径×长度为 1.5 mm×6 mm, 光洁度高于 0.8 μm 的 Ti6Al7Nb 和 Ti13Nb13Zr 合金试件和对照样品植入大白兔体内 1~26 周, 使用光学显微镜分别观测了 1 周、4 周、12 周和 26 周的显微组织; 体外细胞毒性、等试验还使用了 T-1000 电子天平、CO₂ 培养箱、酶标仪、2135 切片机等仪器设备。

2 结果与讨论

2.1 铸锭的化学成分及均匀性分析

表 2 和 3 所列分别为 2 种合金的工业化生产铸锭头、中、尾的化学成分; 为了考核合金的成分均匀性, 试验还对合金铸锭头部 120 mm 处端面主成分的均匀性进行了分析, 结果见表 4 和 5。

从表 2 和 3 可以看出, 2 种合金铸锭头、中、尾的主成分偏差很小, 杂质含量也在正常水平。从表 4 和 5 可知: Ti6Al7Nb 合金主成分 Nb 最大偏差为 0.11%、Al 最大偏差为 0.12%; Ti13Nb13Zr 合金主成分 Nb 最大偏差为 0.15%、Zr 最大偏差为 0.17%。合金成分没有偏析, 符合国家及国际标准要求。分析结果表明, 2 种合金生产采用的添加 NbTi 中间合金及其配料方法, 以及制定的熔炼工艺路线合理可行。

2.2 热加工对显微组织和性能的影响

国外用户需求的 Ti13Nb13Zr 合金材料和国内用户对 Ti6Al7Nb 合金植入件的临床应用研究需求, 涉及到合金各种规格棒、丝材冶金半成品产品, 而医用热加工钛合金产品, 要获得满足标准要求的均匀细小的等轴组织, 优化热加工工艺是关键^[1]。

生产和研究按试验方案进行了热加工工艺试验, 大规格棒坯生产采用了特殊的温度梯度组合变形工艺

表 2 Ti6Al7Nb 合金铸锭的化学成分

Table 2 Composition of Ti6Al7Nb alloy (mass fraction, %)

Position	Al	Nb	Fe	C	N	H	O
Top	6.02	6.86	0.038	0.012	0.005	0.002	0.14
Middle	6.05	6.74	—	—	—	—	—
End	6.13	6.79	0.039	0.013	0.005	0.001	0.14
Average	6.067	6.797	0.0385	0.0125	0.005	0.0015	0.14
Deviation	0.11	0.12	0.001	0.001	0.000	0.001	0.00
ASTM F 1295	5.5–6.5	6.5–7.5	≤0.25	≤0.08	≤0.05	≤0.009	≤0.20
ISO 5832—3	5.5–6.75	6.5–7.5	0.3	0.08	0.05	0.012	0.20
GB 13810	5.5–6.5	6.5–7.5	≤0.25	≤0.08	≤0.05	≤0.009	≤0.20

表 3 Ti13Al13Nb 合金铸锭的化学成分

Table 3 Composition of Ti13Nb13 Zr alloy (mass fraction, %)

Position	Nb	Zr	Fe	C	N	H	O
Top	13.72	13.43	0.027	0.012	0.006	0.001	0.13
Middle	13.56	13.49	—	—	—	—	—
End	13.67	13.36	0.029	0.011	0.005	0.001	0.11
Average	12.94	13.427	0.028	0.0115	0.0055	0.001	0.12
Deviation	0.16	0.13	0.002	0.001	0.001	0.000	0.02
ASTM F1713—43	12.5–14.0	12.5–14.0	≤0.25	≤0.08	≤0.05	≤0.009	≤0.15
GB 3620	12.5–14.0	12.5–14.0	≤0.25	≤0.08	≤0.03	≤0.012	≤0.15

表 4 Ti6Al7Nb 合金铸锭端面化学成分

Table 4 Composition of Ti6Al7Nb alloy (mass fraction, %)

Element	Nb	Al
No.1	6.86	6.030
No.2	6.90	6.110
No.3	6.75	6.060
No.4	6.78	6.120
No.5	6.69	6.050
No.6	6.85	6.050
No.7	6.80	6.040
No.8	6.79	6.060
No.9	6.80	6.000
Average	6.802	6.058
Deviation	0.11	0.12

表 5 Ti13Nb13Zr 合金铸锭端面化学成分

Table 5 Composition of Ti13Nb13Zr alloy (mass fraction, %)

Element	Nb	Zr
No.1	13.66	13.40
No.2	13.74	13.38
No.3	13.68	13.41
No.4	13.61	13.51
No.5	13.76	13.35
No.6	13.71	13.44
No.7	13.51	13.41
No.8	13.67	13.34
No.9	13.71	13.47
Average	13.726	13.412
Deviation	0.15	0.17

(工艺 1A); 小规格棒材在两相区较低温度轧制加工, 并控制道次变形量(工艺 2B)^[12-14]。2 种合金按表 1 工艺方案 1、2 制备的棒坯及精锻棒、轧棒均获得评级要求的等轴显微组织, 2 种合金热加工状态典型的显微组织照片见图 1~3。不同规格棒材的力学性能见表 6。

2.3 热处理对显微组织和性能影响

研究表明, Ti6Al7Nb 合金在 700 ℃退火时, α 相发生再结晶, 形成初生 α+少量 β 转变组织; 当温度升高到 800 ℃时, 组织晶粒已完全等轴化; 当温度为 900 ℃时, 在加热过程中, 相当数量的 α 相转变成针

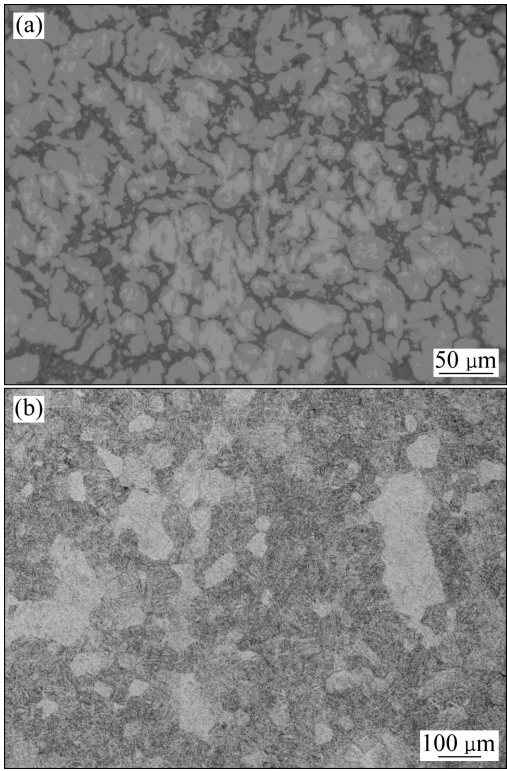


图 1 Ti6Al7Nb 和 Ti13Nb13Zr 合金棒坯的横断面金相组织
Fig. 1 Metallographs of Ti6Al7Nb (a) and Ti13Nb13Zr (b) alloy bar blank

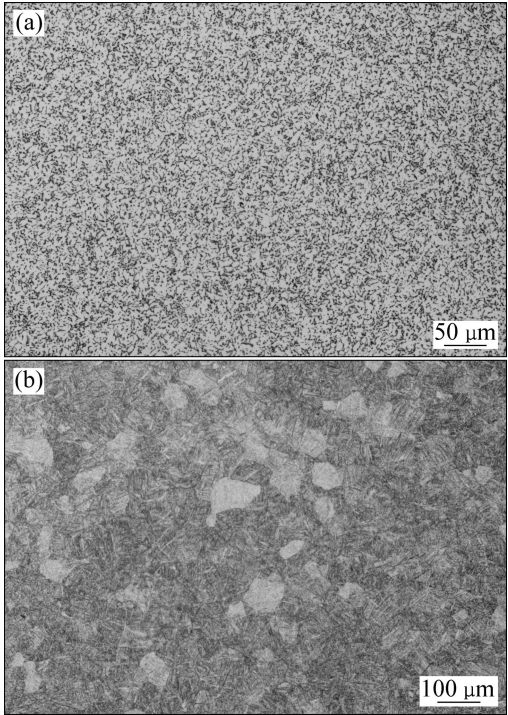


图 3 Ti6Al7Nb 和 Ti13Nb13Zr 合金轧棒显微组织
Fig. 3 Microstructures of Ti6Al7Nb (a) and Ti13Nb13Zr (b) alloy

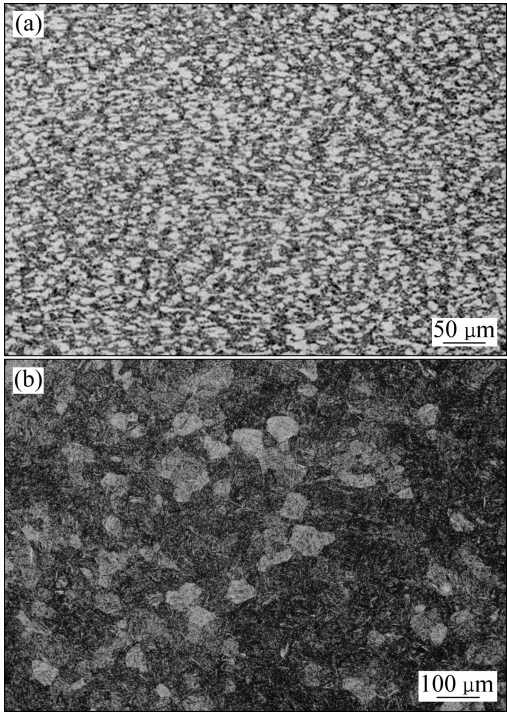


图 2 Ti6Al7Nb 和 Ti13Nb13Zr 合金精锻棒金相照片
Fig. 2 Microstructures of Ti6Al7Nb (a) and Ti13Nb13Zr (b) forging alloys

表 6 Ti6Al7Nb 和 Ti13Nb13Zr 合金棒材的室温拉伸性能
Table 6 Mechanical properties of foreign Ti6Al7Nb and Ti13Nb13Zr alloy bars

Alloy	Diameter/mm	σ_m /MPa	$\sigma_{p0.2}$ /MPa	δ /%	ϕ /%
TC20	65	985	845	14.0	46.5
TC20	12	1 020	865	12.5	39.0
TC20	17	1015	870	13.5	44.0
TC26	8	890	735	16	54
TC26	17	865	715	21	61
TC26	55	850	720	19.5	69

注: ϕ 为断面收缩率。

状 β 相, 形成典型的双态组织; 当加热温度在 1 000 $^{\circ}\text{C}$ 时, 组织呈现魏氏组织特征, 具有明显的 β 片状组织和清晰的 β 晶界。图 4 所示为 Ti6Al7Nb 合金 800 $^{\circ}\text{C}$ 和 1 000 $^{\circ}\text{C}$ 退火态典型的显微组织照片。

与此对应, 在 700~900 $^{\circ}\text{C}$ 下退火, 组织为等轴再结晶 $\alpha+(\beta)$ 转变组织。在相变点以上的 1 000 $^{\circ}\text{C}$ 加热时, 由于形成了粗大的片状魏氏组织, 使合金材料的塑性降低(表 7)。因此, Ti6Al7Nb 合金退火处理温度应为 700~900 $^{\circ}\text{C}$ 。

Ti13Nb13Zr 合金为近 β 合金, 合金的 $\alpha+\beta\rightarrow\beta$ 转

变温度为 735 ℃。工业生产中采用了 780 ℃、1~2 h 固溶退火和(780 ℃、1 h)+(500 ℃、4~6 h)固溶时效工艺, 其成品典型显微组织和性能见图 5 及表 8。

2.4 合金的物理性能

2 种合金的相变点、密度、硬度、弹性模量、冲击韧性列于表 9。由表 9 可知, Ti13Nb13Zr 合金具有

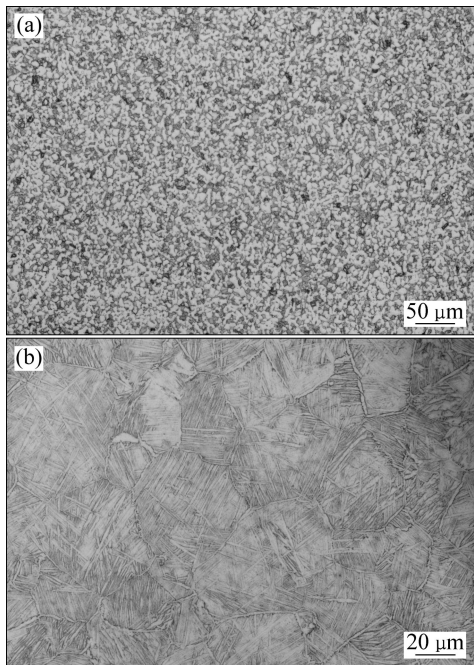


图 4 Ti6Al7Nb 合金不同退火温度的金相组织
Fig. 4 Metallographs of Ti6Al7Nb alloy at different annealing temperatures: (a) 800 ℃; (b) 1 000 ℃

表 7 不同退火温度 Ti6Al7Nb 合金退火后的室温拉伸性能
Table 7 Mechanical properties of Ti6Al7Nb alloy bars at different annealing temperatures

Tempature/ ℃	Diameter/ mm	σ_m /MPa	$\sigma_{p0.2}$ /MPa	δ /%	ϕ /%
700	17	987	925	17.5	51.5
800	17	975	915	15.0	46.5
900	17	945	815	19.0	43.5
1 000	17	860	765	8	19.5

表 9 Ti6Al7Nb 和 Ti13Nb13Zr 合金的物理性能

Table 9 Physical properties of Ti6Al7Nb and Ti13Nb13Zr alloy

Alloy	Phase transformation/℃	Density/(g·cm ⁻³)	Hardness, HB	Elasticity modulus/ GPa	Impact toughness/ (J·cm ⁻²)
Ti6Al7NbNb	1 010	4.54	280 283	105~115	41~45
Ti13Nb13Zr	735	5.1	235 281	79~84	

更低的弹性模量, 弹性模量更接近人骨。

2.5 合金的断裂韧性

2 种合金的断裂韧性见表 10。从表 10 可知: 2 种合金的断裂韧性相当。

2.6 合金的疲劳性能

2 种合金的物理性能列于表 11。可见: 2 种合金的疲劳性能也相当。

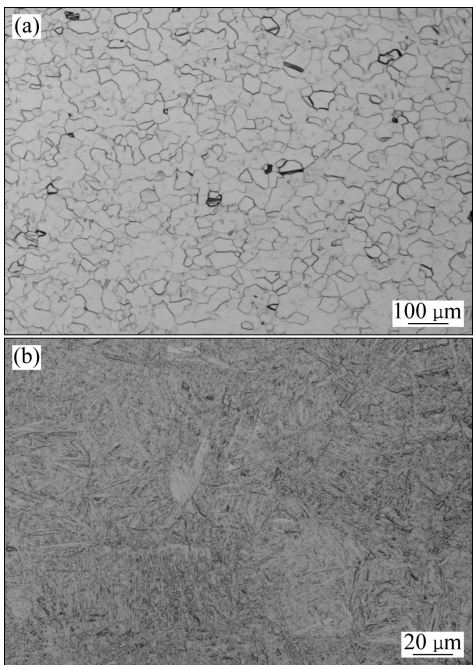


图 5 Ti13Nb13Zr 合金固溶及固溶时效的显微组织
Fig. 5 Microstructure of annealing Ti13Nb13Zralloy: (a) 780 ℃ solution; (b) 780 ℃/1 h+500/6 h

表 8 Ti13Nb13Zr 合金固溶和固溶时效态的室温拉伸性能
Table 8 Mechanical properties of Ti13Nb13Zr alloy bars after solution and ageing

Treatment	Diameter/mm	σ_m /MPa	$\sigma_{p0.2}$ /MPa	δ /%	ϕ /%
Solution	11.5	835	700	24	74
Solution+ ageing	11.5	875	780	20.5	67

2.7 生物相容性评价

通过对比 Ti6Al7Nb 和 Ti13Nb13Zr 合金和无毒对照组材料在动物体内、体外实验的结果, 客观评价了 2 种合金的生物相容性。2 种合金的生物相容性(炎细胞密度和纤维膜的厚度)和生物毒性试验结果见表 12 和 13。

体外细胞毒性试验结果表明, 2 种合金对豚鼠的膜腔细胞和 Hela 细胞的形态无明显影响, RGR 水平分别为 100 和 101, 细胞毒性反应级别为 0(标准要求

表 10 Ti6Al7Nb 和 Ti13Nb13Zr 合金的断裂韧性

Table 10 Fracture toughness property of Ti6Al7Nb and Ti13Nb13Zr alloys

Alloy	Treatment	$K_{IC}/(MPa \cdot m^{-1/2})$
Ti6Al7NbNb	700 °C, 1 h annealing	60~70
Ti13Nb13Zr	780 °C solution	65

表 12 Ti6Al7Nb 和 Ti13Nb13Zr 合金的生物相容性

Table 12 Biology Compatibility of Ti6Al7Nb and Ti13Nb13Zr

Alloy	4 weeks		8 weeks	
	Inflammatory/cell	Film thickness/ μm	Inflammatory/cell	Film thickness/ μm
Ti6Al7NbNb	10	5.66	9	12.31
Ti-13Nb-13Zr	9	5.42	7	11.89

表 13 Ti6Al7Nb 和 Ti13Nb13Zr 合金的生物毒性

Table 13 Bitoxicity of Ti6Al7Nb and Ti13Nb13Zr

Alloy	2 week		4 week		6 week	
	RGR	Cytotoxicity	RGR	Cytotoxicity	RGR	Cytotoxicity
Ti-6Al-7Nb	100	0	101	0	100	0
	100	0	100	0	100	0
	100	0	100	0	100	0
Ti-13Nb-13Zr	100	0	101	0	100	0
	100	0	100	0	100	0
	100	0	100	0	100	0

表 11 Ti6Al7Nb 和 Ti13Nb13Zr 合金的疲劳韧性

Table 11 Fatigue property of Ti6Al7Nb and Ti13Nb13Zr alloy

Alloy	Treatment	Stress/MPa	K_I	Cycle
Ti6Al7NbNb	700 °C, 1 h annealing	700	1.0	$>10^7$
Ti13Nb13Zr	Aging	700	1.0	$>10^7$

不大于 1 级), 符合要求。

骨植入试验检测结果表明, 植入 1 周样品局部反应评价计分为 0.71 分; 植入 4 周为 1.04 分; 植入 12 周为 1.76 分; 植入 26 周为 0 分; 刺激等级均为无刺激。组织学切片显微镜检查结果表明, 植入 26 周后, Ti6Al7Nb 和 Ti13Nb13Zr 合金试样周围形成较薄纤维囊壁, 膜厚已符合美国材料学会(ASTM)测定外科植入材料委员会(F4)提出的标准。组织学切片显微镜检查试验组织见图 6。

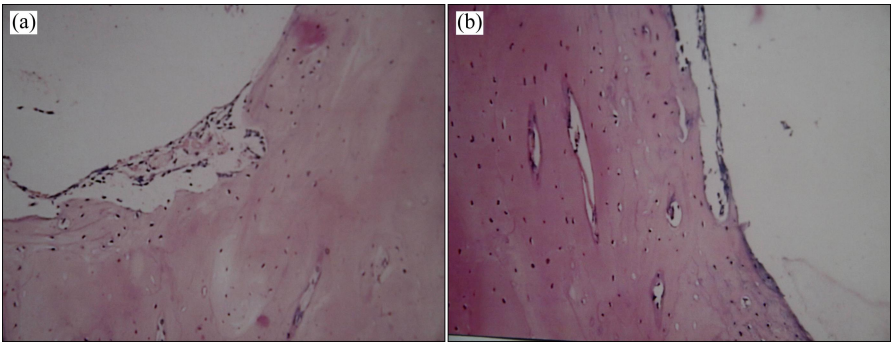


图 6 Ti6Al7Nb 和 Ti13Nb13Zr 合金种植体组织学切片

Fig. 6 Microstructures of Ti6Al7Nb (a) and Ti13Nb13Zr (b) alloys after 26 weeks

2.8 应用

医疗器械生产厂用本研究提供的 Ti6Al7Nb 合金棒、丝材制作了内固定螺丝、股骨头组合髋关节、脊柱矫形固定系统等外科植入件并应用于临床治疗和取证。至 2012 年 12 月, 已完成临床手术近百例, 治疗效果良好。为国内临床研究提供 Ti13Nb13Zr 合金棒材 400 kg, 为国外用户提供成品棒丝材近 1 500 kg。

3 结论

1) 研制生产的 Ti6Al7Nb 和 Ti13Nb13Zr 合金化学成分、显微组织和力学性能均达到 GB/T 13810—2007、GB 23102—08、ASTM F 1295、ISO 5832—3 标准的要求。

2) 在工业生产条件下通过控制配料方法、熔炼、热加工及热处理工艺, 可获得成分均匀、无偏析、组织性能优良的 Ti6Al7Nb 和 Ti13Nb13Zr 合金加工材。

3) 生物毒性实验结果表明, Ti6Al7Nb 和 Ti13Nb13Zr 合金具有优良的生物相容性。已研制生产的多种 Ti6Al7Nb 和 Ti13Nb13Zr 合金植入器件临床应用百例, 效果良好。

REFERENCES

- [1] ITO Y, OKAZAKI Y, ITO A, TATEISHI T. New titanium alloys for medical implants[C]//Titanium'95: Science and Technology. London: The Institute of Materials, 1996: 1776–1783.
- [2] MISHRA A K, DAVIDSON J A, POGGIE R A, KOVACS P, FITZGERALD T J. Biocompatible titanium alloy[C]//EYLON D, BOYER R R, KOSS D A. Beta Titanium Alloy in 1990's, Warrendale, PA: TMS, 1993: 61.
- [3] WANG K, GUSTAVSON L, DUMBLETON J. The characterization of Ti-12Mo-6Zr-2Fe—A new biocompatible titanium alloy developed for surgical implants[C]//EYLON D, BOYER R R, KOSS D A. Beta Titanium Alloy in 1990's, Warrendale, PA: TMS, 1993: 61–63.
- [4] SEMLITSCH M, WEBER H, STEGER R. Experience with Ti-6Al-7Nb alloy for joint replacements' titanium[C]//Proc 8th Int Conf on Titanium. Birmingham: The Institute of Materials, 1995: 1742–1743.
- [5] BOYER R, COLLINGS E W, WELSCH G. Materials properties hand book: Titanium alloys[M]. Kinsman: ASM International, 1994.
- [6] 魏寿庸, 何瑜, 陈占乾, 白晓环. 外科植入用 Ti-6Al-7Nb 钛合金的工艺、组织和性能[J]. 金属学报, 2002, 38(1): 132–134. WEI Shou-yong, HE Yu, CHEN Zhan-qian, BAI Xiao-huan. The Process, microstructure and properties of Ti-6Al-7Nb alloy used in surgical implant[J]. Acta Metallurgica Sinica, 2002, 38(1): 132–134.
- [7] 王桂生, 许国栋, 魏寿庸, 李渭清. 外科植入用钛合金 Ti-6Al-7Nb 的研究[J]. 稀有金属, 2001, 25(5): 395–397. WANG Gui-sheng, XU Guo-dong, WEI Shou-yong, LI Wei-qing. The study of Ti-6Al-7Nb alloys for surgical implant[J]. Chinese Journal of Rare Metals, 2001, 25(5): 395–397.
- [8] 牛中杰, 曹继敏, 杨冠军, 王廷询. Ti-6Al-7Nb 钛合金热加工与热处理工艺研究[J]. 钛工业进展, 2006, 23(1): 24–27. NIU Zhong-jie, CAO Ji-min, YANG Guan-jun, WANG Ting-xun. Study on heat machining and heat treatment process of Ti-6Al-7Nb alloy[J]. Titanium Industry Progress, 2006, 23(1): 24–27.
- [9] 付艳艳, 周廉, 于振涛, 王克光. Ti-13Nb-13Zr 合金加工性能和显微组织研究[J]. 稀有金属, 2004, 28(1): 39–43. FU Yan-yan, ZHOU Lian, YU Zhen-tao, WANG Ke-guang. Mechanical properties and microstructures of Ti-13Nb-13Zr alloy[J]. Chinese Journal of Rare Metals, 2004, 28(1): 39–43.
- [10] 黄永光. 外科植入用钛合金材料及其标准化[J]. 金属学报, 2002, 38: 530–532. HUANG Yong-guang. Titanium alloy materials for surgical implant application and standardization[J]. Acta Metallurgica Sinica, 2002, 38: 530–532.
- [11] 张翥, 惠松骁, 刘伟. 高强高韧 TB10 钛合金棒材研究[J]. 稀有金属, 2006, 30(2): 221–225. ZHANG Zhu, HUI Song-xiao, LIU Wei. High strength and high toughness TB10 titanium alloy bars[J]. Chinese Journal of Rare Metals, 2006, 30(2): 221–225.
- [12] 王卫民, 林邵华, 李雷, 曹继敏. 外科植入物用 Ti6Al4V(ELI)合金棒材的成分、组织和力学性能[J]. 中国有色金属学报, 2010, 20(1): 555–559. WANG Wei-min, LIN Shao-hua, LI Lei, CAO Ji-min. Composition, microstructure and mechanical properties of Ti6Al4V(ELI) alloy bars for surgical implants[J]. The Chinese Journal of Nonferrous Metals, 2010, 20(1): 555–559.
- [13] 王卫民, 林邵华, 曹继敏, 张占英. 热加工工艺对医用 TC4 合金棒材显微组织的影响[J]. 钛工业进展, 2012, 29(3): 14–18. WANG Wei-ming, LIN Shao-hua, CAO Ji-min, ZHANG Zhan-ying. Effect of thermal processing on microstructure of medical TC4 alloy bars[J]. Titanium Industry Progress, 2012, 29(3): 14–18.
- [14] 王卫民, 林海峰, 罗斌莉, 杨华斌, 曹继敏. 外科植入物用 Ti-6Al-7Nb 合金板、棒丝材制备及性能表征[J]. 钛工业进展, 2013, 30(2): 11–16. WANG Wei-min, LIN Hai-feng, LUO Bin-li, YANG Hua-bin, CAO Ji-min. Preparation and properties characterization of Ti-6Al-7Nb alloy plates, bars and wires used for surgical implants[J]. Titanium Industry Progress, 2013, 30(2): 11–16.

(编辑 赵俊)