

Ti-5Cu 抗菌合金的制备及性能研究

杨欢¹, 魏芬绒^{1,2}, 杨晓康¹, 贾志强¹, 杜晨¹, 双翼翔¹, 焦东东¹, 白新房¹

(1. 西安赛特思迈钛业有限公司, 陕西 西安 710200)

(2. 西安交通大学, 陕西 西安 710049)

摘要: 采用冷等静压结合真空烧结方法制备了 Ti-5Cu 合金, 系统研究了该合金的 Cu 元素分布均匀性、热加工性能及不同锻造温度下的综合性能。结果表明, 烧结态 Ti-5Cu 合金中 Cu 含量的最大偏差为 0.31%, 整体偏差水平可控, 均匀性良好; 700~900 °C 热压缩模拟结果显示, 在 850~900 °C 下热变形时, 流变应力较 700~750 °C 时降低约 56%, 达到稳态时的应变降低约 43%, 表现出较好的热变形能力; 对比 800、850、900 °C 锻造温度下 Ti-5Cu 合金棒材的抗菌率发现, 不同锻造温度下合金对大肠杆菌及金黄色葡萄球菌的抗菌率均 $\geq 95\%$, 与烧结态坯料无明显差异; 相分析结果显示, Ti-5Cu 合金基本由 α 相及 Ti_2Cu 相构成, 与烧结态及 800 °C 锻造条件相比, 850 °C 和 900 °C 锻造后 Ti_2Cu 相衍射峰强度略有降低; 锻造温度为 850 °C 时, 合金的抗拉强度大于 750 MPa, 断后伸长率为 11.9%, 实现了强度与塑性的良好匹配。

关键词: Ti-5Cu 合金; 锻造温度; 成分均匀性; 抗菌率; 力学性能

中图分类号: TG146.23; TG316

文献标识码: A

文章编号: 1009-9964(2026)04-001-06

Study on Preparation and Properties of Ti-5Cu Antibacterial Alloy

Yang Huan¹, Wei Fenrong^{1,2}, Yang Xiaokang¹, Jia Zhiqiang¹, Du Chen¹, Shuang Yixiang¹, Jiao Dongdong¹, Bai Xinfang¹

(1. Xi'an Saiteimai Titanium Industry Co., Ltd., Xi'an 710200, China)

(2. Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049, China)

Abstract: Ti-5Cu alloy was prepared using cold isostatic pressing followed by vacuum sintering. The uniformity of Cu distribution, hot workability, and comprehensive properties under different forging temperatures were systematically investigated. The results show that the maximum deviation of Cu content in the as-sintered Ti-5Cu alloy is 0.31%, indicating that the overall deviation is controllable and the uniformity is good. Hot compression simulation tests in the temperature range of 700–900 °C reveal that when deformed at 850–900 °C, the flow stress decreases by about 56% and the steady-state strain decreases by about 43% compared with the corresponding values at 700–750 °C, exhibiting good hot deformation capability. Comparison of the antibacterial rates of Ti-5Cu alloy bars forged at 800 °C, 850 °C, and 900 °C shows that the antibacterial rates against *Escherichia coli* and *Staphylococcus aureus* at all processing temperatures are $\geq 95\%$, showing no significant difference from those of the as-sintered billet. Phase analysis indicates that the Ti-5Cu alloy is mainly composed of α phase and Ti_2Cu phase. Compared with the as-sintered state and the 800 °C forging condition, the diffraction peak intensity of the Ti_2Cu phase slightly decreases after forging at 850 °C and 900 °C. When forged at 850 °C, the alloy exhibits a tensile strength greater than 750 MPa and an elongation of 11.9%, achieving a favorable combination of strength and ductility.

Keywords: Ti-5Cu alloy; forging temperature; compositional uniformity; antibacterial rate; mechanical properties

钛及钛合金凭借优异的生物相容性、耐腐蚀性及低弹性模量等特性, 被广泛应用于牙科种植体和骨科

植入物等生物医用领域。然而, 临床实践表明, 纯钛及钛合金植入体在人体生理环境中长期服役时, 仍面临腐蚀与细菌定植的风险, 进而可能诱发植入体松动甚至脱落, 即使严格使用抗生素, 也难以彻底解决术后感染问题^[1-4]。针对此问题, 研究人员通常采用表面

收稿日期: 2026-07-10

基金项目: 陕西省重点研发计划项目(2024CY-JJQ-69)

通信作者: 杨欢(1987—), 女, 工程师。

改性技术,通过调控表面形貌、粗糙度或形成特定生物涂层以改善钛及钛合金的抗菌性能^[5-7]。但此类改性方法的长效性高度依赖于材料表面及涂层的完整性与稳定性。鉴于此,研究者提出通过对钛基体进行组分优化,即添加特定合金元素以提高其抗菌性能。目前,已被验证的主要合金添加元素有 Cu、Ag 两类^[8-10]。在实际应用中,综合考虑成本等因素,Ti-Cu 合金展现出更大的应用潜力,已成为当前研究热点。

研究表明,Ti-Cu 合金的抗菌效果与 Cu 元素含量密切相关。当 Cu 含量不大于 3% (质量分数,下同) 时,材料抗菌率通常不超过 60%;当 Cu 含量大于 5% 时,抗菌率显著上升至 90% 以上,且随 Cu 含量继续升高,抗菌率趋于稳定^[11-14]。因此,为获得较优异且稳定的抗菌效果,Cu 添加量应不低于 5%。然而,随着 Cu 含量升高,组织中金属间化合物的比例及种类相应增加,脆性相的析出会大幅降低材料的韧性与塑性。综合考虑抗菌性能与力学性能,应用中一般优选 Ti-5Cu 合金。

钛及钛合金的熔炼通常采用真空自耗电弧熔炼 (VAR) 工艺,但传统 VAR 工艺在制备 Ti-5Cu 合金时存在两大挑战:一是在较高熔炼温度下,Cu 元素蒸气压急剧上升,导致挥发烧损;二是由于 Cu 在 Ti 基体中的溶质分配系数较小,易形成微区偏析^[15]。在大规模工业生产中,当 VAR 熔炼 Cu 含量高于 3% 的合金时,其偏析及烧损风险显著增加。而采用粉末冶金制备时,组元间主要通过固态扩散实现合金化,不涉及液相相对流过程,几乎不存在溶质的挥发及再分配,有助于提高成分均匀性;同时,该方法也适用于制造医用复杂结构件,可实现高均质化 Ti-Cu 系合金的制备。然而,粉末冶金易形成孔隙等缺陷,导致材料在后续加工及使用中发生开裂,需配合锻造等热加工手段使其致密化。考虑到 Ti-Cu 系合金中的多种金属间化合物脆性相对材料热加工性能影响较大,因此,对烧结态 Ti-5Cu 合金热加工性能的研究十分必要,而现有研究仅限于 1000 °C 以上的 β 单相区热加工的情形^[16-21],缺乏对两相区热变形行为的深入探讨。

针对现有研究的不足,以烧结态 Ti-5Cu 合金为研究对象,基于热模拟研究结果设计锻造工艺方案,系统评估不同锻造温度下材料的力学性能与抗菌性能,进而确定最优加工工艺参数,以期为后续规模化制备提供数据参考。

1 实验

1.1 Ti-5Cu 合金制备

选用粒度为 45~75 μm (200~300 目) 的树枝状钛

粉与铜粉作为原料,利用其树枝状形貌改善压实性能。其中,钛粉纯度>99.1%,符合 YS/T 654—2018 标准;铜粉纯度>99.5%,符合 GB/T 5246—2007 标准。按设计配比称量后,将粉末置于 V 型混料机中混合 60 min;随后采用冷等静压工艺将混合粉末压制成 $\phi 80 \text{ mm} \times 800 \text{ mm}$ 的圆柱形棒坯;最后在 WZDS30 型真空烧结炉中进行致密化处理,烧结温度为 1150 °C,保温 4 h,随炉冷却后获得 Ti-5Cu 合金烧结坯。

按图 1 所示方案,沿棒坯上部、中部及下部分别切取 $\phi 80 \text{ mm} \times 20 \text{ mm}$ 试样。其中,上、下部取样位置距棒坯端部 10 mm。在每个试样横截面上采用 7 点法取样:1、2、3 点位于边缘区域,4、5、6 点位于 1/2 半径 ($1/2R$) 处,7 点位于心部。采集各点屑样,依据 GB/T 4698—2017 测定 Cu 含量,以评价合金的成分均匀性。

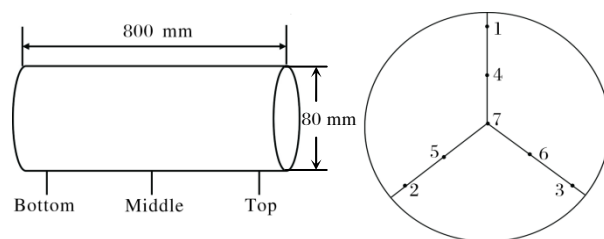


图 1 Ti-5Cu 合金棒坯化学成分分析取样位置示意图

Fig.1 Schematic diagram of sampling positions for chemical composition analysis of Ti-5Cu alloy bar billet

1.2 微观组织

采用线切割从 Ti-5Cu 合金棒坯上截取 $\phi 15 \text{ mm} \times 20 \text{ mm}$ 的试样,经 HF + HNO₃ + H₂O 混合酸(体积比为 1:3:7)浸蚀后,利用 SU5000 型场发射扫描电镜(SEM)及能谱仪(EDS)进行微观组织观察与微区成分分析。

1.3 热模拟与锻造加工

采用 Gleeble-3800 热模拟试验机研究 Ti-5Cu 合金烧结坯料 (β 相转变温度为 865 °C) 的高温热压缩变形行为。热压缩试验设定真应变为 0.9,变形温度为 700、750、850、900 °C,应变速率为 0.001、0.01、0.1、1、10 s⁻¹,据此获得不同条件下的流变应力-应变曲线。

基于热模拟结果优选锻造工艺参数,对经 1000 °C 开坯后的 Ti-5Cu 合金坯料进行不同温度锻造,制备出 $\phi 40 \text{ mm}$ 棒材,变形量均为 40%。

1.4 性能评价

1.4.1 抗菌性

以纯钛试样为对照组,不同锻造工艺制备的 Ti-5Cu 合金试样为试验组,参照 QB/T 2591—2003 进行抗菌性能测试。将经培养稀释的大肠杆菌(*E. coli*)菌悬液

与金黄色葡萄球菌(*S. aureus*)菌悬液分别接种至各组样品表面,在 37 ℃、相对湿度 90%条件下培养 24 h。培养结束后回收菌液,依据 GB 4789.2—2010 测定活菌数,并计算抗菌率(R)以评价抗菌性能,计算公式如式(1)所示:

$$R = \frac{N_C - N_E}{N_C} \times 100\% \quad (1)$$

式中, N_C 和 N_E 分别为对照组和试验组样品的平均回收活菌数。

1.4.2 物相分析

采用线切割从烧结态及经不同锻造工艺制备的 Ti-5Cu 合金上切取 10 mm × 10 mm × 3 mm 试样,经打磨、抛光、超声清洗并干燥后,采用 D8 ADVANCE 型 X 射线衍射仪(XRD)进行物相分析。

1.4.3 力学性能

参照 GB/T 228.1—2021,采用 INSTRON 5985 型万能材料试验机对不同锻造温度制备的 Ti-5Cu 合金棒材进行室温拉伸性能测试。

2 结果与分析

2.1 Cu 元素分布均匀性

图 2 为烧结态 Ti-5Cu 合金棒坯中的 Cu 含量分布。由图 2 可知,在同一横截面内,Cu 含量自边部(对应 1、2、3 点)、1/2R 处(对应 4、5、6 点)至心部(对应 7 点)未呈现确定的分布规律,同一截面内 Cu 含量最大偏差为 0.28%。在纵向上,上、中、下横截面不同位置的 Cu 含量同样未表现出明显的偏析特征;上、中、下截面 Cu 含量均值分别为 5.45%、5.46%及 5.49%,表明沿纵向 Cu 元素整体分布均匀性较好。在所有 21 个测试点范围内,Cu 含量最大偏差为 0.31%。综上所述,烧结棒坯中 Cu 元素的横向及纵向分布偏差均可控,整体均匀性良好。

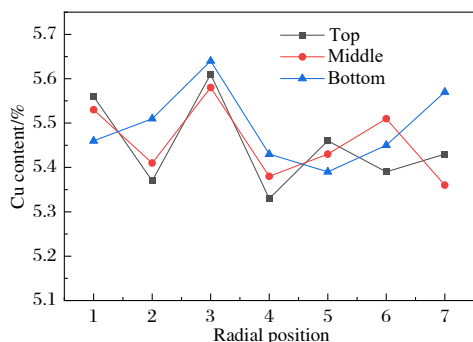


图 2 烧结态 Ti-5Cu 合金棒坯中的 Cu 含量分布

Fig.2 Distribution of Cu content in as-sintered Ti-5Cu alloy bar billet

2.2 显微组织

图 3 为烧结态 Ti-5Cu 合金的显微组织。由图 3 可以看出,烧结态 Ti-5Cu 合金为片层组织,片层间距约为 10~20 μm;其中,深灰色条状部分为初生 α 相,白色网状基体为转变 β 组织。在炉冷过程中,β 相发生共析反应^[21],在网状基体内形成细小的白色与黑色条状相间排列的共析组织(图 3b)。由于共析反应属于两相协同生长的扩散型相变,新相界面迁移阻力较大,导致共析片层间距显著小于初生 α 相片层间距。

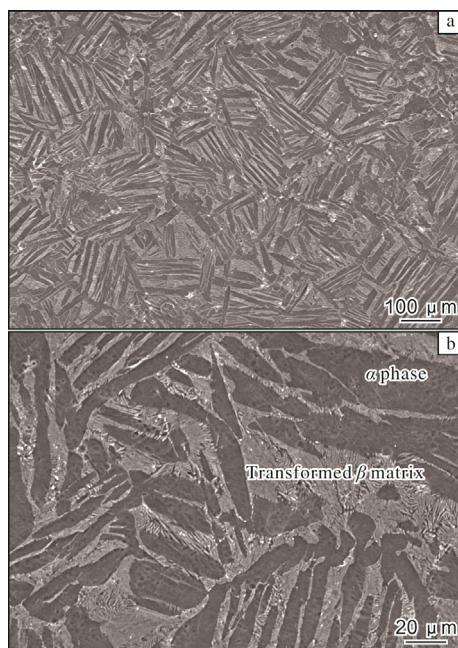


图 3 烧结态 Ti-5Cu 合金的显微组织

Fig.3 Microstructures of as-sintered Ti-5Cu alloy:

(a) 100×; (b) 500×

2.3 热加工性能

对烧结态 Ti-5Cu 合金坯料进行不同温度及应变速率的热压缩模拟实验,得到流变应力-应变曲线,如图 4 所示。由图 4 可以看出,在不同温度下变形时,Ti-5Cu 合金的流变行为基本经历了应变硬化→动态软化→稳态流变三个阶段;各变形温度下均未出现变形失稳现象,且随着温度升高,峰值应力与稳态应力均单调递减,表明热激活软化效应显著增强。

流变应力-应变曲线分析表明:当变形温度由 700~750 ℃升至 850~900 ℃时,峰值流变应力降低约 56%,达到稳态时的应变由 0.7 降至 0.4 以下(降幅约 43%)。在 850~900 ℃对烧结态坯料进行加工时,较高温度下原子扩散通量增大,提高了材料的变形能力及动态再结晶能力,降低了流变应力,使其表现出良好的热加工性能。在实际生产中,考虑到该温度范围内

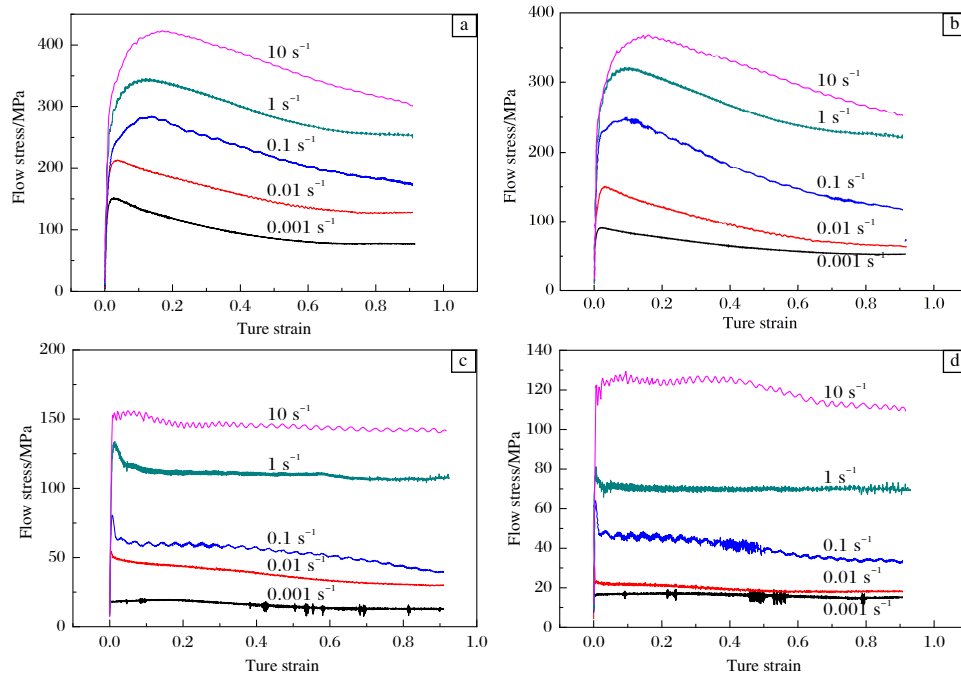


图 4 烧结态 Ti-5Cu 合金在不同温度下的流变应力-应变曲线

Fig.4 Flow stress-strain curves of as-sintered Ti-5Cu alloy at different temperatures: (a) 700 °C; (b) 750 °C; (c) 850 °C; (d) 900 °C

材料变形抗力小、设备载荷低，可将其作为烧结态 Ti-5Cu 合金坯料锻造工艺的优选温度窗口。

在相同温度与应变条件下，应变速率越大，短时间内位错塞积越严重，变形阻力增大，应变强化效果增强，流变应力随之升高；而在相同应变速率与应变条件下，温度越高，扩散通量越大，再结晶比例越高，动态软化效果越强，流变应力越低。

2.4 锻造温度对性能的影响

基于热模拟结果，选定 850 °C 和 900 °C 为锻造温度，并增设 800 °C 作为对比试验温度，对 Ti-5Cu 合金坯料进行锻造，制备出 $\phi 40$ mm 棒材。

2.4.1 抗菌率

表 1 给出了不同加工条件下 Ti-5Cu 合金的抗菌率。测试结果表明，不同温度锻造的 Ti-5Cu 合金棒材对大肠杆菌和金黄色葡萄球菌的抗菌率均 $\geq 95\%$ ，与烧结态合金相当，表明锻造加工未显著削弱材料的抗菌性能。

抗菌机制研究表明，Ti-Cu 合金的抗菌作用主要源于 Cu 离子在体内环境中的持续释放。对于 Cu 含量相同的合金，其离子释放通量相近，可在长期服役过程中使 Cu 离子浓度达到相似的杀菌阈值，从而使抗菌率测试值未表现出宏观差异^[17-19]。因此，Ti-5Cu 合金在烧结态与锻态下的抗菌性能基本相当。

表 1 不同加工条件下 Ti-5Cu 合金的抗菌率

Table 1 Antibacterial rates of Ti-5Cu alloy under different processing conditions

Sample	Antibacterial rate against <i>E. coli</i> /%	Antibacterial rate against <i>S. aureus</i> /%
As-sintered	≥ 95	≥ 95
800 °C forged	≥ 95	≥ 95
850 °C forged	≥ 95	≥ 95
900 °C forged	≥ 95	≥ 95

2.4.2 物相分析

图 5 为不同加工条件下 Ti-5Cu 合金的 XRD 分析结果。为便于对比，同时给出了纯钛的 XRD 谱。由图 5 可知，与纯钛相比，添加 5% Cu 后合金中出现了 Ti_2Cu 相；与烧结坯料及 800 °C 锻造试样相比，850 °C 及 900 °C 锻造试样中 Ti_2Cu 相衍射峰强度略有降低。这是由于在烧结制坯及 800 °C 锻造过程中共析反应较充分，导致 Ti_2Cu 相生成比例较高；而在 850 °C 及 900 °C 锻造时，锻造温度高于共析反应温度，共析反应受到抑制， Ti_2Cu 相含量降低。

2.4.3 拉伸性能

表 2 给出了不同锻造温度下 Ti-5Cu 合金棒材的室温拉伸性能。由表 2 可知，锻造温度为 800 °C 时，抗

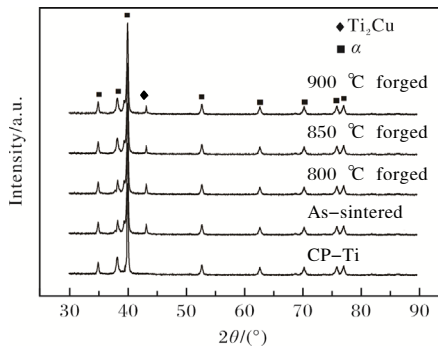


图5 不同加工条件下 Ti-5Cu 合金的 XRD 谱图

Fig.5 XRD patterns of Ti-5Cu alloy under different processing conditions

表2 不同锻造温度下 Ti-5Cu 合金棒材的室温拉伸性能

Table 2 Room-temperature tensile properties of Ti-5Cu alloy bars forged at different temperatures

Forging temperature/°C	R_m /MPa	$R_{p0.2}$ /MPa	A /%
800	653	594	4.9
850	753	657	11.9
900	781	721	7.3

拉强度为 653 MPa, 断后伸长率仅为 4.9%; 当锻造温度提高至 850 °C 时, 强度明显提高, 抗拉强度、屈服强度分别达到 753、657 MPa, 断后伸长率显著提升至 11.9%, 表现出较好的强塑性匹配; 当锻造温度继续提高至 900 °C 时, 抗拉强度和屈服强度继续增大, 分别为 781、721 MPa, 但断后伸长率降低至 7.3%。

不同锻造温度下棒材室温力学性能的变化规律表明, Ti-5Cu 合金的热加工温度窗口较窄。制定锻造工艺时, 既要避开 790 °C 附近的共析反应温度区间, 又需避免在高于 β 转变温度的单相区加工对材料塑性产生不利影响, 这对实际生产中的工艺选择及过程控制提出了较高要求。

综合本研究结果可知, 850 °C 为 Ti-5Cu 合金的适宜锻造温度, 该条件下材料热变形能力较好, 且可获得较理想的强塑性匹配, 可为其后续规模化生产提供工艺参考。

3 结 论

(1) 采用冷等静压结合真空烧结工艺制备的 Ti-5Cu 合金, Cu 含量最大偏差为 0.31%, 成分均匀性良好, 整体偏差水平可控。

(2) 烧结态 Ti-5Cu 合金棒坯的热模拟压缩实验结果表明, 在 850~900 °C 下变形时, 材料的流变应力较 700~750 °C 下变形时降低约 56%, 达到稳态时的应变

降低约 43%。

(3) 不同锻造温度下 Ti-5Cu 合金的综合性能对比表明, 适宜的锻造温度为 850 °C, 该条件下可实现材料强度与塑性的良好匹配。

参考文献 References

- [1] Leonhardt Å, Dahlén G. Effect of titanium on selected oral bacterial species in vitro[J]. European Journal of Oral Sciences, 1995, 103(6): 382-387.
- [2] Mombelli A, Schmid B, Rutar A, et al. Local antibiotic therapy guided by microbiological diagnosis[J]. Journal of Clinical Periodontology, 2002, 29(8): 743-749.
- [3] Costerton J W, Stewart P S, Greenberg E P, et al. Bacterial biofilms: a common cause of persistent infections[J]. Science, 1999, 284: 1318-1322.
- [4] Buser D, Ingimarsson S, Dula K, et al. Long-term stability of osseointegrated implants in augmented bone: a 5-year prospective study in partially edentulous patients[J]. The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry, 2002, 22(2): 109-117.
- [5] 王丹宁, 赵宝红. 钛种植体表面微弧氧化技术研究进展[J]. 中国实用口腔科杂志, 2010, 3(9): 570-573.
- [6] Zhang Z, Liu H, Lin M F, et al. Physical antibacterial surface modifications on titanium-based implant materials[J]. Rare Metal Materials and Engineering, 2025, 54(1): 84-93.
- [7] 南榕, 孙花梅, 蔡建华, 等. 钛及钛合金表面处理技术研究进展[J]. 钛工业进展, 2025, 42(3): 40-47.
- [8] Warnes S L, Keevil C W. Mechanism of copper surface toxicity in vancomycin-resistant enterococci following wet or dry surface contact[J]. Applied and Environmental Microbiology, 2011, 77(17): 6049-6059.
- [9] 李万立, 罗海吉. 微量元素铜与人类疾病关系的研究进展[J]. 微量元素与健康研究, 2008, 25(1): 62-65.
- [10] 薛丹妮, 刘丞济, 鲁鸣, 等. Ti-3Cu 抗菌钛合金用作食品触材的可行性研究[J]. 钛工业进展, 2019, 36(2): 1-7.
- [11] 袁斌, 刘贵昌, 徐磊. 铜离子杀菌剂灭活 SRB 的研究[J]. 腐蚀与防护, 2005, 26(5): 187-188.
- [12] Liu J, Li F B, Liu C, et al. Effect of Cu content on the antibacterial activity of titanium-copper sintered alloys[J]. Materials Science and Engineering C, 2014, 35: 392-400.
- [13] Zhang E L, Li F B, Wang H Y, et al. A new antibacterial titanium-copper sintered alloy: preparation and antibacterial property[J]. Materials Science and Engineering C, 2013, 33: 4280-4287.
- [14] Yuan X, Wang J G, Zhu X Y, et al. Effect of copper on levels

- of collagen and alkaline phosphatase activity from chondrocytes in newborn piglets in vitro[J]. Biological Trace Element Research, 2011, 144: 597-605.
- [15] 赵永庆, 刘军林, 周廉. 典型 β 型钛合金元素 Cu, Fe 和 Cr 的偏析规律[J]. 稀有金属材料与工程, 2005, 34(4): 531-538.
- [16] Wang J W, Zhang S Y, Sun Z Q, et al. Optimization of mechanical property, antibacterial property and corrosion resistance of Ti-Cu alloy for dental implant[J]. Journal of Materials Science and Technology, 2019, 35(10): 2336-2344.
- [17] Bao M M, Liu Y, Wang X Y, et al. Optimization of mechanical properties, biocorrosion properties and antibacterial properties of wrought Ti-3Cu alloy by heat treatment[J]. Bioactive Materials, 2018, 3(1): 28-38.
- [18] Zhang E L, Wang X Y, Chen M, et al. Effect of the existing form of Cu element on the mechanical properties, bio-corrosion and antibacterial properties of Ti-Cu alloys for biomedical application[J]. Materials Science and Engineering C, 2016, 69: 1210-1221.
- [19] Osório W R, Cremasco A, Andrade P N, et al. Electrochemical behavior of centrifuged cast and heat treated Ti-Cu alloys for medical applications[J]. Electrochimica Acta, 2010, 55(3): 759-770.
- [20] Hayama A O F, Andrade P N, Cremasco A, et al. Effects of composition and heat treatment on the mechanical behavior of Ti-Cu alloys[J]. Materials & Design, 2014, 55: 1006-1013.
- [21] Alshammari Y, Yang F, Bolzoni L. Low-cost powder metallurgy Ti-Cu alloys as a potential antibacterial material[J]. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 2019, 95: 232-239.

研究简报

机器学习驱动的增材制造低模量生物医用 β 钛合金设计

传统的医用金属材料(如 316L 不锈钢、Co-Cr-Mo 合金和 Ti-6Al-4V 合金)刚度过高, 易引发应力屏蔽效应, 导致局部骨吸收和植入体松动。 β 钛合金因具有较低的杨氏模量、优异的生物力学相容性和良好的塑性, 成为理想的替代材料。增材制造技术(AM)能够精确控制植入体的复杂几何形状和局部性能, 进一步拓展了 β 钛合金的应用潜力。目前, 用于 AM 的先进生物医用 β 型钛合金大多是使用传统制造路线开发的合金体系, 通常需经耗时且高能耗的热机械处理才能获得所需的微观结构和力学性能。AM 固有的近净成形特点制约了后续大规模变形处理, 使合金的初始化学成分设计与增材制造工艺参数成为决定其最终微观结构、力学性能以及体内骨整合效能的主要因素。

本研究创新性地提出并构建了由机器学习(ML)深度驱动的综合计算材料设计框架。该框架结合了高通量相图计算(CALPHAD)、机器学习代理预测模型、基于物理的建模和多目标优化, 以确定适用于 AM 的 β 钛合金成分。研究团队系统地界定了 Ti-Nb-Ta-Zr-Sn 多元合金成分设计空间, 依托上述计算优化框架, 从超过 300 种潜在合金成分的数据中进行筛选, 成功发掘出面向增材制造的新型亚稳态 β 钛合金, 其成分为 Ti-15.8Nb-9.2Ta-10.0Zr-7.7Sn, 简称 ANTZS 合金。

实验结果表明, 通过激光粉末床熔融(LPBF)制备的 ANTZS 合金展现出优异的综合性能。该合金具有良好的可打印性, 与商用 Ti-6Al-4V 合金相比, 打印成形过程中不易产生微孔缺陷, 成形稳定性显著提升。在机械性能方面, ANTZS 合金兼具低杨氏模量(约 42.7 GPa)和高延展性(断裂伸长率约 30.9%), 这得益于其亚稳态 β 相微观结构、立方<001>织构和低位错密度的协同作用。此外, 生物学测试表明 ANTZS 合金具有良好的细胞相容性, 与 Ti-6Al-4V 合金相比, 其细胞附着和增殖能力增强, 在生理环境中表现出稳定的钝化行为和良好的耐腐蚀性。由于 ANTZS 合金是为 LPBF 工艺设计的, 还可以通过制造晶格超材料进一步降低其模量。出色的细胞相容性、良好的耐腐蚀性、低模量及高延展性等优点, 使 ANTZS 合金成为一种极具吸引力的增材制造材料, 适用于骨组织工程支架和承重骨科植入体。

综上, 该项研究不仅为骨科植入体提供了一种新型 β 钛合金, 而且为设计下一代增材制造专用生物医用合金提供了一种通用的数据驱动方法, 有望为医疗领域带来更先进的解决方案。

刘凡、罗莹摘译自《Nature Communications》2026, 17