

生物医用钛钼基合金的性能研究与发展现状

王一昕¹, 袁比飞², 李启泉³, 屈文涛¹

(1. 西安石油大学 机械工程学院, 陕西 西安 710065)

(2. 中国石油集团长城钻探工程有限公司测试分公司, 北京 100101)

(3. 杭州市北京航空航天大学国际创新研究院(北京航空航天大学国际创新学院), 浙江 杭州 311115)

摘要: 钛钼(Ti-Mo)基合金作为第三代 β 型钛合金的典型代表体系, 兼具低弹性模量、高强度以及优异的生物相容性与耐腐蚀性能, 在骨科、齿科及微创介入等医疗领域应用前景广阔。为此, 系统梳理了多体系 Ti-Mo 基合金在成分设计、微观结构、力学性能、耐腐蚀性能及体内外生物学评价等方面的研究成果, 总结了该类合金的核心性能优势, 对比分析了 Zr、Fe、Sn 等元素对合金微观结构与性能的调控机制, 探讨了多元 Ti-Mo 基合金体系的最新发展方向及表面生物功能化研究进展, 并介绍了其在口腔正畸丝、骨科关节假体等医疗器械中的临床应用。

关键词: 生物医用材料; Ti-Mo 基合金; 力学性能; 耐腐蚀性; 生物学评价

中图分类号: TG146.23

文献标识码: A

文章编号: 1009-9964(2026)04-031-11

Properties Research and Development Status of Biomedical Ti-Mo Based Alloys

Wang Yixin¹, Yuan Bifei², Li Qiquan³, Qu Wentao¹

(1. School of Mechanical Engineering, Xi'an Shiyou University, Xi'an 710065, China)

(2. GWDC Well Testing Company, Beijing 100101, China)

(3. Hangzhou International Innovation Institute, Beihang University, Hangzhou 311115, China)

Abstract: Ti-Mo based alloys, as a typical representative system of the third-generation β -type titanium alloys, combine low elastic modulus with high strength, excellent biocompatibility and corrosion resistance. They hold broad application prospects in medical fields such as orthopaedics, dentistry, and minimally invasive interventions. This paper systematically reviews research findings on multicomponent Ti-Mo based alloys concerning composition design, microstructure, mechanical properties, corrosion resistance, and in vitro and in vivo biological evaluations. It summarizes the performance advantages of these alloys, compares the effects of alloying elements such as Zr, Fe, and Sn on microstructure and properties, explores recent developments in multicomponent Ti-Mo based alloy systems and surface biofunctionalization, and introduces clinical applications in medical devices such as orthodontic wires and orthopaedic joint prostheses.

Keywords: biomedical materials; Ti-Mo based alloys; mechanical properties; corrosion resistance; biological evaluation

生物医用钛及钛合金(如 TA1、TC4 等)凭借其低密度、高强度、良好的生物相容性和耐腐蚀性等优势, 在骨科、齿科、心血管科等多个医学领域的临床产品中得到广泛应用^[1]。然而, 随着临床技术的不断完善与发展, 第一、二代传统医用钛合金因弹性模量与人骨不匹配及生物惰性缺陷, 易导致“应力屏蔽”与骨感染等临床问题。因此, 开发兼具低弹性模量与高

生物相容性的第三代钛合金体系迫在眉睫^[2]。

在此背景下, 以 Ti-Mo 基合金为代表的 β 型钛合金因摒弃了 Al、V 等元素, 且能通过成分设计将弹性模量降至与人骨相近的水平, 成为最具发展前景的合金体系之一^[2]。Mo 作为强 β 稳定元素, 其添加量直接决定合金的相组成与性能。为使合金在室温下获得单一 β 相, Mo 的临界质量分数约为 10%~12%^[3]。基于此, 研究者系统设计了从亚临界(如 Ti-8Mo)、临界(如 Ti-12Mo)到过临界(如 Ti-15Mo)的系列成分, 以优化合金强度、塑性、弹性模量的综合匹配。

收稿日期: 2025-12-22

基金项目: 国家自然科学基金面上项目(52071261)

通信作者: 屈文涛(1970—), 男, 教授。

然而,二元 Ti-Mo 合金的性能仍存在局限。为协同优化力学性能与耐蚀性,并赋予抗菌、促成骨等生物功能,研究已拓展至 Ti-Mo-Zr、Ti-Mo-Fe、Ti-Mo-Sn 等多元体系。多组元合金化引入了新的强化机制,且可通过后续表面改性进一步提升生物活性。因此,系统梳理 Zr、Fe、Sn 等元素对多元 Ti-Mo 基合金成分、组织及性能的调控规律,对其定向设计与临床应用至关重要。

本文系统介绍了多元 Ti-Mo 基合金在成分设计、组织性能调控及生物学评价方面的研究进展,以期推动生物医用 Ti-Mo 基合金体系的发展与应用转化。

1 合金化设计

1.1 理论基础与设计方法

在传统钛合金成分设计中,主要采用钼当量法和 d 电子合金设计理论。钼当量法通过加权计算 β 稳定元素含量来评估 β 相的稳定性,钼当量值越高, β 相越稳定。但该方法未充分考虑 Zr、Sn 等中性元素的 β 稳定作用,也忽略了 O、N 等间隙元素的影响,评估结果较为粗略^[2]。d 电子合金设计理论通过计算平均键合参数(B_o)和金属 d 轨道能级(M_d),并借助 B_o - M_d 图预测相组成与弹性模量。但该方法未明确 O、N 等间隙元素的 B_o 、 M_d 参数,限制了其在含间隙元素合金设计中的推广应用^[4]。

1.2 主要合金体系及其元素作用

目前,已开发的多元合金体系包括 Ti-Mo-Zr、Ti-Mo-Fe 及 Ti-Mo-Sn 等。添加 Zr、Fe 等元素可实现固溶强化与细晶强化,提高 Ti-Mo 基合金的强度、硬度及韧性。此类元素还可促进致密氧化膜(如 ZrO_2)的形成,增强耐腐蚀性,例如 Ti-12Mo-10Zr 的耐腐蚀性能显著优于 Ti-12Mo^[5]。添加 Sn 元素则能抑制 ω 相形成、优化合金弹性模量匹配特性并降低成本,是调控 Ti-Mo 基合金相稳定性与弹性性能的关键元素。此外,引入 Cu、Ag 等抗菌元素可有效提升合金的抗菌性能,赋予其生物功能化特性^[6-8]。

1.2.1 Ti-Mo-Zr 合金

Zr 与 Ti 同属 IVB 族,电子构型相似(d^2s^2),可与 α -Ti 和 β -Ti 形成无限固溶体。Zr 为中性固溶强化元素,能显著提升 α 相及 β 相的强度,是钛合金中常用的强化元素^[9]。

Ti-Mo-Zr 多元合金体系已被广泛研究,并衍生出多种重要合金,如 Ti-12Mo-5Zr、Ti-12Mo-10Zr、Ti-12Mo-6Zr、Ti-15Mo-6Zr 等,性能较二元 Ti-Mo 合金显著提升。此外,美国的 TMA(Ti-11.5Mo-6Zr-4.5Sn)合金、TMZF(Ti-12Mo-6Zr-2Fe)合金,中国的 TB12(Ti-

10Mo-6Zr-4Sn-3Nb)合金以及日本的 Ti-15Mo-5Zr-3Al 合金均具备低弹性模量、高强韧性和良好生物相容性,属于该体系衍生的多元合金^[10-11]。

1.2.2 Ti-Mo-Fe 合金

Fe 是一种 β 共析型元素,不仅可降低钛合金的 $(\alpha+\beta)/\beta$ 相变温度、扩大 β 相区并促进共析反应,还可产生显著的固溶强化效应,即使少量添加也能通过晶格畸变有效提高合金强度^[9]。图 1 为 Ti-Mo-Fe 合金在室温、应变速率为 $10^{-3} s^{-1}$ 条件下进行拉伸时的工程应力-应变曲线、真应力-应变曲线及与真应变对应的加工硬化率曲线^[12]。由图 1 可以看出,Ti-8Mo-2Fe 和 Ti-10.5Mo-1Fe 合金表现出较高的加工硬化率和均匀延伸率,其抗拉强度与抗剪强度优于常规钛合金;Ti-9Mo-1Fe 合金虽强度较高,但加工硬化能力较弱,说明 Fe 含量对合金强塑性平衡具有关键作用^[12]。

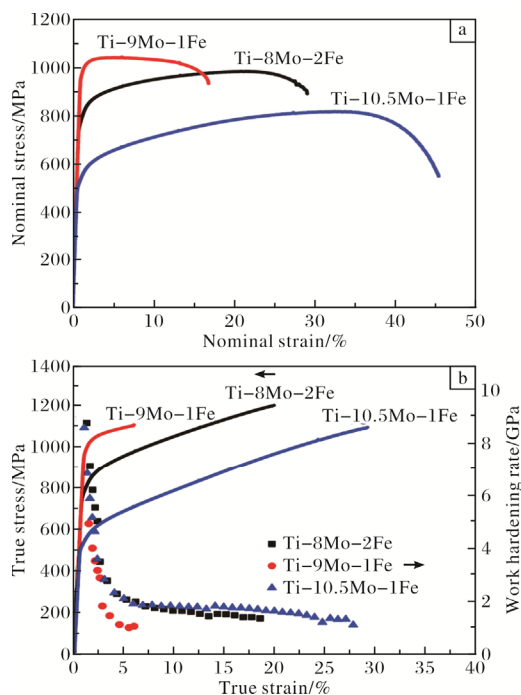


图 1 Ti-Mo-Fe 合金的拉伸应力-应变曲线、真应力-应变曲线以及真应变对应的加工硬化率曲线^[12]

Fig.1 Nominal stress-strain curves (a), true stress-strain curves and work hardening rate curves corresponding to true strain (b) of Ti-Mo-Fe alloy

此外,Fe 资源丰富,成本低廉,TMF6(Ti-2Mo-0.5Fe)合金与 TMF8(Ti-3Mo-0.5Fe)合金的材料成本较 Ti-6Al-4V 合金降低约 80%,表现出显著的经济优势与应用潜力^[13]。

1.2.3 Ti-Mo-Sn 合金

Sn 是设计室温超弹性 Ti-Mo 基合金的理想组元。

例如, Ti-8Mo-13Sn 合金表现出室温超弹性, 恢复应变为 3.1%, 屈服强度为 511 MPa, 弹性模量为 51.2 GPa; Ti-8Mo-15Sn 合金的弹性模量为 46.8 GPa, 弹性容许应变达 1.56%, 显示出优异的弹性匹配特性^[14]。

在相稳定性调控方面, Sn 能有效抑制 ω 相形成, 避免 Ti-Mo 合金因 ω 相变而发生脆化及弹性模量异常升高。研究表明, 在 Ti-13.5Mo 合金中添加 5.0% (质量分数, 下同) 的 Sn 元素可显著抑制 ω 相析出, 工程应变从约 12% 提升至 19%, 延展性得到显著提升^[6]。

此外, Sn 在 α -Ti 和 β -Ti 中均为有限固溶元素, 传统上被归类为中性元素。然而, 研究表明 Sn 在 Ti-Mo 基合金中可降低马氏体相变点, 并通过提高电子浓度与调制电子结构增强 β 相的热力学稳定性, 表现出一定的 β 稳定效应^[6,9]。Ti-13Mo-6Sn、Ti-14Mo-5Sn 等 Ti-Mo-Sn 合金兼具高强度与低弹性模量, 是一类具有良好应用前景的新型医用钛合金体系^[6,14-16]。

1.2.4 其他合金体系

除 Ti-Mo-Zr、Ti-Mo-Fe 及 Ti-Mo-Sn 等体系外, 多元合金化已成为开发新型 Ti-Mo 基合金的重要途径, 其核心目的在于通过多组元协同作用, 实现对合金耐腐蚀性、抗菌性及 β 相稳定性的综合优化。在抗菌性能提升方面, 通过合金化引入 Cu、Ag 等元素, 使其在生理环境中释放 Cu^{2+} 、 Ag^{+} 等离子, 破坏细菌细胞膜、干扰代谢活动并抑制 DNA 复制, 从而实现高效抗菌, 为预防植入物术后感染提供了新思路。例如, Ti-15Mo-7Cu 合金对革兰氏阳性菌和阴性菌均具有显著的抑制作用, 并保持良好的细胞相容性^[7];

Ti-15Mo-10Ag 合金的抗菌率达 99.5%^[8]。在 β 相稳定性调控方面, Ti-8Mo-3Mn 合金可维持室温 β 相组织, 弹性模量显著降低, 有助于减轻应力屏蔽效应^[17-18]。国内开发的 TAMZ、TB12 等医用钛合金也展现出良好的应用前景^[11]。研究表明, 特定成分的 Ti-Mo-Nb 合金综合性能优异, 其中 Ti-5Mo-20Nb-6Sn 和 Ti-5Mo-15Nb-9Sn 合金的弹性模量分别低至 52.7 GPa 和 51.3 GPa, 可恢复应变超过 2.3%, 兼具超弹性、低弹性模量及低成本优势, 在骨科植入物和血管支架等领域展现出广阔的应用前景^[19]。

2 结构与性能研究

2.1 相组织结构

2.1.1 二元 Ti-Mo 合金

纯钛(CP-Ti)在室温下为 HCP 结构, 组织为等轴 α 相。图 2 为 CP-Ti 和 Ti-Mo 合金的金相照片^[20]。从图 2 可以看出, 添加约 6% 的 Mo 元素可抑制马氏体相变, 诱发正交 α'' 马氏体, 组织呈细针状。Mo 含量增加至 9% 时, 出现等轴 β 晶粒; 超过 10% 后, 室温下可完全保持稳定 β 相, 扩散型相变受到抑制^[20]。

通过热处理可显著调控 Ti-Mo 合金的微观组织结构。铸态 Ti-10Mo 合金为单一 β 相; 经 850~950 °C 固溶处理后, 析出针状 α'' 马氏体, 且 α'' 马氏体尺寸随固溶温度升高而增大; 经热轧及 760~820 °C 退火后, 形成 $\beta + \alpha/\alpha'$ 两相组织, α' 相含量随退火温度升高而减少。铸态 Ti-15Mo 合金同样为单一 β 相, 经 800~900 °C 固溶处理后仍维持 β 相, 晶粒尺寸随固溶温度升高而增

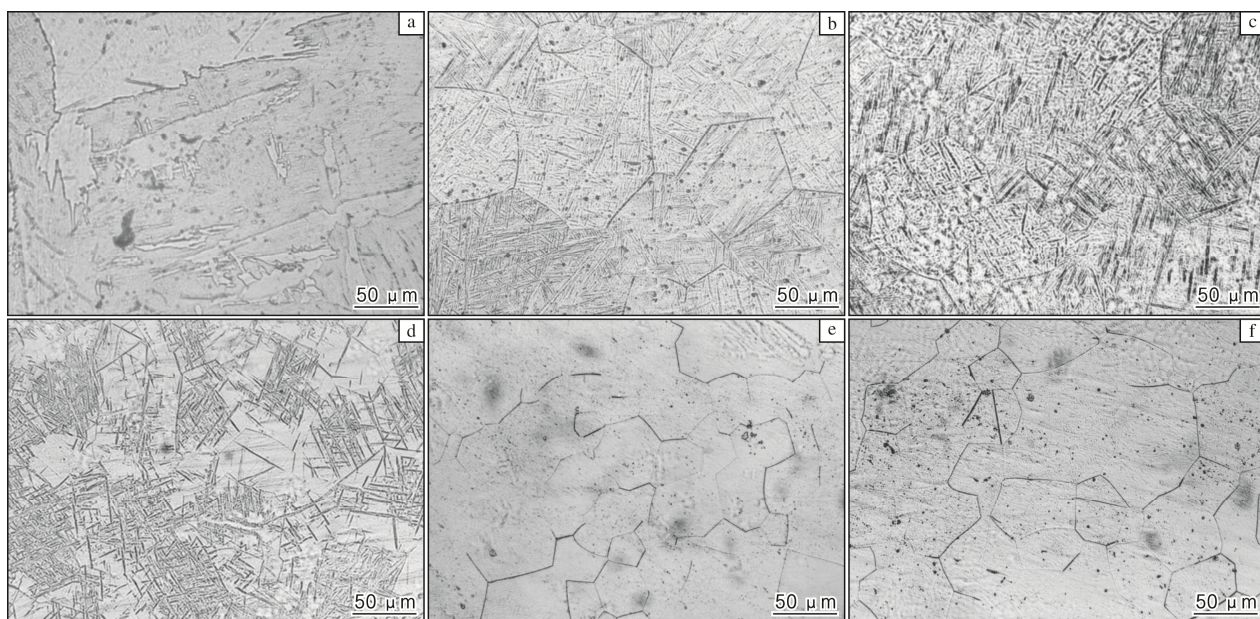


图 2 CP-Ti 和 Ti-Mo 合金的金相照片^[20]

Fig.2 Metallographs of CP-Ti and Ti-Mo alloys: (a) CP-Ti; (b) Ti-6Mo; (c) Ti-7.5Mo; (d) Ti-9Mo; (e) Ti-10Mo; (f) Ti-12.5Mo

大;经冷轧及 760 °C 退火后形成 $\alpha + \beta$ 双相组织,780 °C 退火后则完全转变为等轴 β 相^[21]。

此外,淬火与时效力循环也会对相组成产生显著影响。Ti-10Mo 合金水淬后, β 基体中形成 α'' 马氏体;在特定温度经 5 min 时效处理后,转变为层片状 $\alpha + \beta$ 组织,表明亚稳相在低温短时热处理过程中具有较高的演化敏感性^[21]。

2.1.2 多元 Ti-Mo 基合金

2.1.2.1 Ti-Mo-Zr 合金

Ti-Mo 合金中添加 Zr 元素可显著细化晶粒,如 Ti-12Mo-10Zr 合金的 β 晶粒尺寸为 300~500 μm ,而 Ti-12Mo 合金的晶粒粗大,尺寸约 500 μm ^[5]。添加 Zr 元素还能延缓马氏体相变、稳定 β 相以及提升合金的淬透性。Ti-12Mo-5Zr 合金经 1273 K 均匀化处理后,组织以 α 相为主;经 1053 K 固溶处理后形成 α'' 马氏体与 β 相混合组织;经 1133 K 固溶处理则获得完全等轴 β 晶粒(无 α'' 马氏体析出),且合金的弹性模量随固溶温度的升高而降低^[22]。XRD 分析显示, Ti-Mo-Zr 合金以 β 相为主,并且随着 Mo 含量的增加, β 相含量从 Ti-12Mo-6Zr 合金的 64.9% 提升至 Ti-15Mo-6Zr 合金的 75.7%^[23]。

2.1.2.2 Ti-Mo-Fe 合金

Ti-Mo 合金中添加 Fe 元素可改变变形机制与相组成: Ti-8Mo-2Fe 和 Ti-10.5Mo-1Fe 合金以机械孪晶为主要变形机制,应力诱导马氏体提升延展性; Ti-9Mo-1Fe 合金中的 α'' 马氏体与非热 ω 相有利于抑制机械孪晶,加工硬化有限但强度更高^[12]。XRD 分析表明,低 Mo 含量的 TMF6(Ti-2Mo-0.5Fe) 钛合金由 α' 和 α'' 两相组成,高 Mo 含量的 TMF8(Ti-3Mo-0.5Fe) 钛合金以 α'' 相为主,另有少量 $\beta + \omega$ 相; α'/α'' 相界面有利于阻碍位错运动,使得 TMF6 钛合金的抗拉强度高于 TMF8 钛合金。经 900 °C 水淬处理后,两种合金均形成平行交叉的马氏体板条结构,且随着 Mo 含量增加,板条更加细小,晶粒尺寸减小^[13]。

2.1.2.3 Ti-Mo-Sn 合金

Sn 作为中性元素,添加至 Ti-Mo 合金中可显著降低马氏体相变温度(Sn 质量分数每增加 1%, 马氏体相变温度降低约 149 K),并通过提高电子浓度与调控电子结构增强 β 相的热力学稳定性^[6]。Li 等^[14]研究表明,随着 Sn 含量的增加, Ti-8Mo 合金发生连续相演变:当 Sn 含量为 0%~9% 时,合金为单一 α'' 马氏体;当 Sn 含量为 11% 时,合金为 $\beta + \alpha''$ 双相组织;当 Sn 含量为 13% 时,合金以 β 相为主,并观察到完全再结晶的 β 晶粒;当 Sn 含量为 15% 时,形成单一 β 相组织。

在 Ti-Mo 合金中添加 Sn 元素可显著延缓 ω 相析

出,但无法完全抑制。Ti-13.5Mo 合金中以等温 ω 颗粒(平均尺寸 4.7 nm)为主,导致合金脆性显著;添加质量分数为 5% 的 Sn 后, ω 相转变为非等容原始 ω 相(平均尺寸 2.9 nm),对显微硬度影响较小,但能够有效抑制加工脆化,显著改善合金的成形性^[6]。

2.2 力学性能

2.2.1 Ti-Mo 二元合金

Ti-Mo 二元合金的力学性能随 Mo 含量呈非单调变化特征,这主要取决于 Mo 所稳定的特定相结构(如 α'' 、 β 相)及其相应的强化机制。Ti-7.5Mo 合金在室温下为正交 α'' 马氏体,呈细针状组织,因而其硬度高于室温下为 β 相的 Ti-10Mo 和 Ti-12.5Mo 合金,但低于以稳定 α 相为主的 Ti-6Al-4V 和 Ti-13Nb-13Zr 合金;其弯曲强度较纯钛提升约 60%,与更高 Mo 含量的 Ti-15Mo 合金相当^[20]。此外, Ti-7.5Mo 合金的弯曲弹性模量较 Ti-15Mo、Ti-6Al-4V、Ti-13Nb-13Zr 和纯钛分别低 22%、47%、17% 和 40%^[20-21]。Ti-10Mo 合金以 β 相为基础,固溶强化效果显著,弯曲强度优于 Ti-17.5Mo 合金,约为纯钛的两倍。图 3 为部分 Ti-Mo 合金的弯曲强度^[20]。

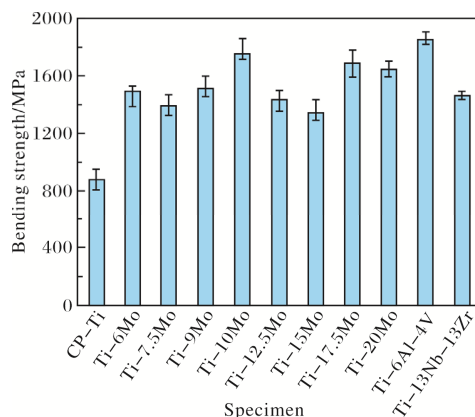


图 3 部分 Ti-Mo 合金的弯曲强度^[20]

Fig.3 Bending strength of some Ti-Mo alloys

当 Ti-Mo 合金中 Mo 含量在 10%~30% 范围内增加时,其抗压强度先升至 2602 MPa,随后降至 1750 MPa。该变化源于合金致密度与相组成的共同作用:致密度提高可增大强度,而 $\alpha \rightarrow \beta$ 相变通常导致强度降低。Mo 是强 β 稳定元素,有利于改善合金塑性,这与 β 相具有更多滑移系及更高层错能有关^[20]。

2.2.2 多元 Ti-Mo 基合金

2.2.2.1 显微硬度

通过添加 Zr、Fe、Mn、Sn 等合金化元素, Ti-Mo 基合金可产生显著的固溶强化或细晶强化效果,进而有效提升合金硬度。

Ti-12Mo-5Zr 合金中的 Zr 元素可延缓马氏体相变,提高合金淬硬性,使其硬度显著高于 CP-Ti 及 Ti-6Al-4V 合金^[22]。Zr 与 Mo 产生的固溶强化效应使 Ti-12Mo-10Zr 合金的显微硬度(318 HV)略高于 Ti-12Mo 合金(301 HV)^[5]。Awad 等^[23]采用元素混合(EB)和机械合金化(MA)两种方法制备了 Ti-Mo-Zr 合金,结果显示,除 MA 法 Ti-12Mo 合金外,所有含 Zr 合金的硬度均优于相同 Mo 含量的二元合金,且硬度随 Mo 含量的增加而升高。

添加 Fe、Mn 元素能够起到固溶强化作用,显著提升合金硬度。在 Ti-8Mo-2Fe、Ti-9Mo-1Fe 和 Ti-10.5Mo-1Fe 合金中,Ti-9Mo-1Fe 合金的维氏显微硬度最高(396 HV),Ti-10.5Mo-1Fe 合金的维氏显微硬度最低(346 HV)。TMF6 和 TMF8 钛合金的硬度均高于 Ti-6Al-4V ELI 合金。Ti-8Mo-xMn(x=1、3、5、7)合金的硬度较二元 Ti-Mo 合金显著提高,其中 Ti-8Mo-1Mn 合金的维氏显微硬度为 386 HV,是基体合金的 1.65 倍^[12-13,18]。

2.2.2.2 拉伸性能

Zr、Fe、Sn、Mn 等合金化元素通过固溶强化、晶粒细化或相结构调控等作用,使多元 Ti-Mo 基合金的拉伸性能较二元 Ti-Mo 合金得到显著提升,实现了不同应用场景下的强塑性匹配。

通过 Zr、Mo 元素的协同强化作用,Ti-Mo-Zr 合金的强度显著高于相应的二元合金。Zr 元素主要起固溶强化作用,在 Ti-12Mo 合金中添加 10% Zr 元素后,其屈服强度从 423 MPa 大幅提升至 810 MPa^[5]。同样,Ti-12Mo-5Zr 合金的抗拉强度达 1028 MPa,优于 Ti-6Al-4V 合金^[22]。在固溶强化的基础上,增加 Mo 含量可进一步增强强化效果:Ti-15Mo-6Zr 合金的抗拉强度高于 Ti-12Mo-6Zr 合金,且两者均优于相应的二元合金,表明抗拉强度随 Mo 含量的增加而升高^[23]。上述研究表明,复合添加 Zr 与 Mo 并精细调控二者比例,是实现 Ti-Mo 基合金高强度化的有效设计策略。

在 Ti-Mo-Fe 合金中,Fe 元素主要通过固溶强化机制提升合金强度。当 Fe 含量为 1%时,随着 Mo 含量从 9%增至 10.5%,合金的主导强化机制发生转变:Ti-9Mo-1Fe 合金以马氏体 α'' 相强化为主,强度较高(1051 MPa),塑性较低(断后伸长率 17%);而 Ti-10.5Mo-1Fe 合金因 Mo 含量增加提高了 β 相稳定性,虽强度降至 823 MPa,但塑性显著提升(断后伸长率为 46%)。相比之下,通过调整 Mo/Fe 比例,Ti-8Mo-2Fe 合金实现了强度与塑性的更优匹配^[12]。图 4 为 TMF6、TMF8 和 Ti-6Al-4V ELI 合金的应力-应变曲线^[13]。由图 4 可以看出,TMF6 钛合金强度高但塑性低,TMF8 钛合金

强度略低但塑性好。TMF 系列合金的性能趋势进一步印证了通过精准调控 Mo/Fe 比例可实现力学性能的定向设计。

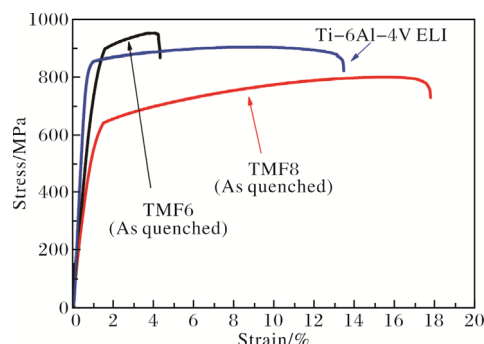


图4 TMF6、TMF8 和 Ti-6Al-4V ELI 合金的应力-应变曲线^[13]

Fig.4 Stress-strain curves of TMF6, TMF8, and Ti-6Al-4V ELI alloy

Sn、Mn 元素的添加可分别从不同路径优化 Ti-Mo 合金的性能。Li 等^[14]研究发现,随着 Sn 含量的增加,Ti-8Mo-(0~15)Sn 合金的屈服行为由单阶段转变为双阶段;Ti-8Mo-13Sn 合金的抗拉强度达到峰值 899 MPa 后下降,这与 β 相稳定性提高及变形机制转变有关。而 Mn 含量对 Ti-Mo 合金性能的调控则呈现两种模式:少量 Mn(1%~3%)可大幅提升合金塑性,最大断后伸长率达 53%;较高 Mn 含量(5%~7%)则可实现高强度(1201 MPa)与良好塑性(断后伸长率 22%)的平衡。上述研究表明,通过选择具有不同特性的合金化元素,可有针对性地调控 Ti-Mo 基合金的强度与塑性^[18]。表 1 列出了部分 Ti-Mo 基合金的力学性能。

2.2.2.3 弹性模量

合金化元素的种类与含量对 Ti-Mo 基合金的弹性模量影响显著。通过合理调控 Zr、Fe、Sn、Mn、Nb 等元素的添加比例,可有效降低合金的弹性模量,使其更接近人体骨骼弹性模量,从而减少应力屏蔽效应。

Zr 元素对 Ti-Mo 基合金弹性模量的降低效果显著,且与其含量呈线性关系,Ti-12Mo-10Zr 合金的弹性模量(63.42 GPa)显著低于 Ti-12Mo 合金(83.94 GPa)^[5]。Sn 含量则存在非线性最佳值,在 Ti-8Mo-(0~15)Sn 合金中,弹性模量随 Sn 含量增加先升后降,于 15%时降至最低值 46.8 GPa^[14]。

Zr 元素的固溶强化效果显著,Ti-12Mo-10Zr 合金在保持低弹性模量(约 63 GPa)的同时提升了强度。而 Sn 元素对性能的影响较为复杂,适量添加 Sn(如 10%左右)并配合 Mo(如 15%)可降低弹性模量(约 63.5 GPa),但 Sn 含量过高可能引起脆性相析出,因此弹性模量并非随 Sn 含量增加而单调降低。

表 1 部分 Ti-Mo 基合金的力学性能
Table 1 Mechanical properties of some Ti-Mo based alloys

Alloy	Ultimate strength /MPa	Modulus /GPa	Hardness /HV	Yield strength /MPa	Elongation /%
Ti-12Mo (EB)	1373.4	—	319 ± 8	1018.1	34.4
Ti-15Mo (annealed)	874	78	—	544	21
Ti-12Mo-6Zr (EB)	1565.7	87.56	363 ± 2	1223.9	29.71
Ti-15Mo-6Zr (EB)	1566.1	89.25	376 ± 4	1235.4	33.11
Ti-12Mo-5Zr	1028 ± 16	90.9 ± 2.2	396 ± 13	956 ± 23	4.1 ± 0.2
Ti-8Mo-2Fe	986 ± 2	103	378 ± 13	772 ± 3	22
Ti-9Mo-1Fe	1051 ± 5	107 ± 1	396 ± 17	983 ± 9	6
Ti-10.5Mo-1Fe	823 ± 3	97	346 ± 8	523 ± 4	34
Ti-2Mo-0.5Fe (TMF6)	949 ± 11	84.5 ± 0.5	422 ± 8	—	4
Ti-3Mo-0.5Fe (TMF8)	800 ± 16	82 ± 1	383 ± 10	—	17
Ti-8Mo	743	58.6	—	322	—
Ti-8Mo-15Sn	801	46.8	—	732	—
Ti-12Mo-6Zr-2Fe	1060–1100	74–85	—	1000–1060	18–22
Ti-15Mo-5Zr-3Al (solution treatment)	852	80	—	838	25
Ti-15Mo-2.8Nb-0.2Si (annealed)	979–999	83	—	945–987	16–18
Ti-5Zr-5Mo-15Nb	620–760	58–73	—	310–365	21–39
Ti-3Zr-2Sn-3Mo-25Nb	660–705	53–60	—	275–500	21–26
Ti-10Mo-6Zr-4Sn-3Nb	1000–1210	960–1130	—	81–95	9–15
Ti-11.5Mo-6Zr-4.5Sn	725	620	240	79	—

Fe、Mn 等元素通过共析反应细化组织,间接稳定 β 相。含 Fe 的 TMF6/TMF8 钛合金弹性模量(82~84.5 GPa)显著低于传统钛合金^[13]; 适量 Mn 能将 Ti-8Mo-xMn (x=1、3、5、7)合金的弹性模量稳定在 76~87 GPa^[18]。通过选择不同类型的合金元素并优化其含量,可针对性调控相组成,从而将 Ti-Mo 基合金的弹性模量降低至 46~87 GPa,更接近人骨弹性模量。

综上所述,通过多元合金化设计与工艺参数的协同优化,Ti-Mo 基合金可实现高强度、高塑性与低弹性模量的协同匹配,这为其在生物医学领域的应用奠定了基础。

2.3 耐腐蚀性能

Ti-Mo 基合金优异的耐腐蚀性能源于其表面形成的致密钝化膜。多元合金化通过改变钝化膜的成分与结构,可系统性地优化这一防护效果。在 Ti-Mo 二元合金体系中,钝化膜主要成分为 TiO_2 、 MoO_2 与 MoO_3 ,这使得 Ti-12Mo 合金的腐蚀速率(210.5×10^{-6} mm/a)低于 CP-Ti (236.65×10^{-6} mm/a)。引入 Zr 元素形成 Ti-Mo-Zr 三元合金后,其表面进一步生成含 ZrO_2 的复合

氧化膜,例如 Ti-12Mo-10Zr 合金的腐蚀速率仅为 204.65×10^{-6} mm/a^[5]。

增大 Mo 元素含量有助于形成更稳定的 MoO_3 层,从而进一步降低 Ti-Mo 基合金的腐蚀速率。例如,Ti-15Mo-6Zr 合金的腐蚀速率为 0.557×10^{-3} mm/a,显著低于 Ti-12Mo-6Zr 合金(0.769×10^{-3} mm/a)^[23]。在 Ti-Mo-Fe 体系中,TMF6 与 TMF8 钛合金均表现出比 Ti-6Al-4V ELI 合金更正的腐蚀电位、更快的成膜速度与更稳定的钝化行为,其中 Ti-8Mo-2Fe 合金的点蚀电位显著高于 316L 不锈钢,展现出优异的抗局部腐蚀能力^[13,24]。此外,添加抗菌元素也可改善耐腐蚀性。例如,在 Ti-15Mo-xCu (x=5、7、11)合金中,Ti-15Mo-7Cu 合金的容抗弧半径最大,腐蚀电流密度最低(1.822×10^{-4} A/cm²),其表面氧化层含有 TiO_2 、 MoO_3 与 CuO ^[7]。

多元合金化的核心作用在于协同优化钝化膜的成分与致密性。无论是添加 Zr、Fe 元素增强膜层稳定性,还是引入 Cu 元素形成复合氧化层,其共同目标均为构建耐蚀性更强、保护性能更优的表面钝化膜,从而确保 Ti-Mo 基合金在复杂生理环境中的长期服役可靠性。

3 生物学研究及临床应用

3.1 体内外生物学评价

Ti-Mo 基合金作为医用植入材料, 其生物相容性及体内安全性已得到广泛验证。现有研究证实, Ti-Mo 基合金优异的生物学性能不仅源于钛固有的良好生物相容性, 还得益于多元合金化设计与表面性质的协同优化。

Ti-Mo 基多元合金体系在细胞相容性方面表现优

异, 其生物响应普遍优于传统医用钛合金(如 CP-Ti、Ti-6Al-4V)。特别是引入 Zr 元素后, 有望进一步优化细胞生长的微环境, 促进细胞与植入材料的相互作用。

MC3T3-E1 成骨细胞在 CP-Ti、Ti-10Zr、Ti-12Mo 和 Ti-12Mo-10Zr 合金表面培养不同时间后, 活细胞数量及采用 CCK-8 法检测的细胞增殖情况如图 5 所示^[5]。由图 5 可以看出, Ti-Mo-Zr 合金不仅无明显细胞毒性, 而且表面的细胞增殖水平与 CP-Ti 相当。

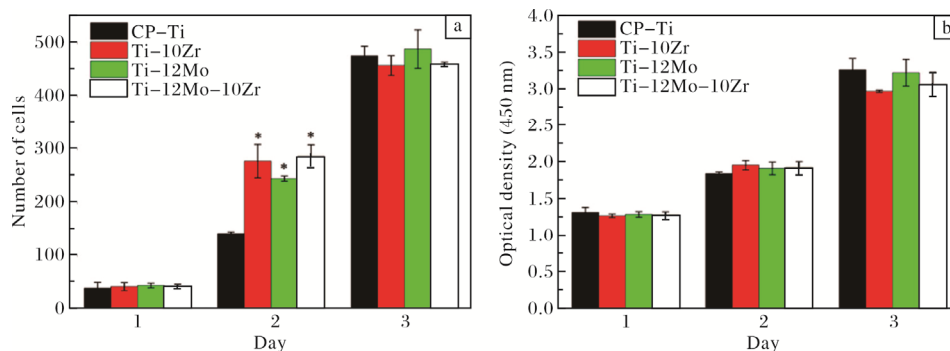


图5 不同钛合金的生物相容性^[5]

Fig.5 Biocompatibility of different titanium alloys: (a) number of live cells; (b) cell proliferation measured by CCK-8 assay

Ti-Mo-Fe 系合金(如 TMF6、TMF8)不含毒性元素且能形成稳定的表面氧化层, 其细胞相容性优于传统 Ti-6Al-4V ELI 合金^[13]。研究表明, Ti-8Mo-2Fe 合金对人脐静脉内皮细胞(HUVECs)和人冠状动脉平滑肌细胞(HCASCs)表现出良好的黏附与增殖能力, 培养 7 d 后细胞存活率与 CP-Ti 相当^[12,24]。

针对功能化改性合金, 研究人员确定了关键添加元素的安全窗口。Yang 等^[7]指出, 在 Ti-15Mo-xCu (x=7、11、15) 合金系中, 当 Cu 含量为 7%~11%时, 细胞存活率接近 100%, 表现为 0 级细胞毒性。此外, 复合生物活性相(如羟基磷灰石, HA)可显著改善材料的细胞响应特性。例如, Xie 等^[25]开发的 Ti-15Mo/5HA 复合材料中, HA 的加入进一步提升了细胞活力, 并促进了成骨细胞的增殖。

在血液相容性方面, 关键在于材料表面对血液成分的选择性调控。以 Ti-8Mo-2Fe 合金为例, 其优异的亲水性与表面富钼氧化层能够抑制凝血因子的吸附, 同时促进白蛋白的吸附, 从而有效降低了血小板激活程度, 延长了凝血时间^[24], 使其在心血管植入器械领域展现出广阔的应用前景。

骨整合性能是决定骨科植入体长期稳定性的关键因素。目前, 针对该性能的评价已构建起涵盖表面三维拓扑结构、细胞形态演变及界面结合强度的多维度体系。尽管钛合金凭借优异的生物相容性得到了广泛

应用, 但多元合金体系中不同元素对骨整合过程的协同调控机制仍有待深入研究。

Guo 等^[5]采用显微计算机断层扫描(Micro-CT)、组织学染色及生物力学推出试验, 系统评价了 Ti-12Mo-10Zr、Ti-12Mo、Ti-10Zr 合金与商用纯钛(CP-Ti)骨整合性能的差异。实验中, 将上述材料加工成直径 1 mm、长 10 mm 的圆柱植入体, 并植入大鼠胫骨近端。Micro-CT 分析聚焦于植入体周边的感兴趣区域, 定量评估了三个关键指标: 骨体积分数(BV/TV, 表征新生骨的总量)、骨小梁平均厚度(Tb.Th, 反映骨结构的成熟度与粗壮性)以及骨-植入体接触率(BIC, 直接表征骨与材料结合的紧密程度)。结果显示, Ti-12Mo-10Zr 合金的各项指标均显著优于 CP-Ti 对照组: 其 BV/TV、Tb.Th 及 BIC 分别较对照组提升了约 2.74%、32.81% 和 23.75%。尤为重要的是, Tb.Th 的显著提升表明, Mo 与 Zr 的复合添加不仅促进了新骨生成量的增加, 更诱导形成了结构更成熟、力学稳定性更高的骨小梁网络。这一结果充分证明, 通过合理的多元合金化设计可协同优化植入体周围的生物微环境, 从而在骨结构质量和界面结合强度两方面实现超越纯钛的骨整合性能。

组织学甲苯胺蓝染色实验结果进一步证实, Ti-12Mo-10Zr 合金植入体与新骨的直接接触面积比例最高, 表明新骨与材料表面实现了最紧密的直接接触。

植入 8 周后的生物力学推出实验显示, 该合金的最大推出力与 CP-Ti 对照组相当, 证实 Ti-12Mo-10Zr 合金的骨整合强度满足骨科植入材料的临床应用要求, 具备作为骨修复替代材料的潜力。

Li 等^[26-27]针对等原子比 Ti-Mo-Nb 合金开展了兔股骨缺损模型体内植入研究。Micro-CT 成像结果显示, Ti-Mo-Nb 合金样本近端新生骨体积显著增加, 而 CP-Ti 种植体周围骨形成较少。BV/TV 的定量分析进一步支持了这一发现: 与 CP-Ti 对照组相比, Ti-Mo-Nb 合金样本周围 BV/TV 值显著升高, 提升幅度达 170%。如此显著的差异远超一般合金改良所能达到的水平, 表明 Ti-Mo-Nb 独特的成分设计可能赋予了其优异的表面生物活性。学界认为, 这类合金特有的严重晶格畸变与纳米尺度化学组分波动, 能够更有效地调控界面蛋白质吸附构象及细胞响应行为, 从而显著改善骨整合性能。

现有研究从细胞、血液及骨组织等多层面证实, 通过合理的多元合金化设计, Ti-Mo 基合金不仅保持了与纯钛相当甚至更优的生物相容性, 更能通过调控表面特性与生物学微环境, 主动优化细胞行为、血液相容性及骨整合质量, 为不同临床应用提供了可靠的生物学基础。

3.2 合金生物功能化

传统 Ti-Mo 基合金表面的生物惰性, 使其既难以有效抑制细菌黏附与生物膜形成, 又无法主动促进成骨细胞的增殖与分化。因此, 为满足临床治疗需求, 其生物功能化研究主要沿两个方向展开: 一是引入抗菌元素以赋予材料抑菌性能; 二是通过复合生物活性成分或表面改性, 提升材料的成骨性能。

Ti-Mo 基合金自身抗菌性能较弱, 临床应用中存在术后细菌感染风险, 需通过功能改性提升其抗菌性能。Cu 兼具良好生物相容性与抗菌活性, 常被引入 Ti-Mo 基合金以赋予其抗菌功能。研究证实, Cu 通过抑制细菌代谢与增殖赋予合金持久抗菌性, 对金黄色葡萄球菌(*S. aureus*)、大肠杆菌(*E. coli*)等常见致病菌均有显著抑制作用^[28]。

Yang 等^[7]制备了功能梯度多孔 Ti-15Mo-xCu 合金 ($x=3, 7, 11, 15$), 并系统评价了其抗菌性能。图 6 为 Ti-15Mo-xCu 合金对大肠杆菌和金黄色葡萄球菌的抗菌性能对比^[7]。从图 6 可以看出, Ti-15Mo-7Cu 合金对大肠杆菌和金黄色葡萄球菌的抑菌率分别超过 90% 和 80%。该研究采用功能梯度策略, 成功构建了表层富 Cu 以发挥强效抗菌作用、芯部低 Cu 以保障生物相容性的空间结构, 实现了材料性能的分区优化^[7]。

为提升材料的骨生成能力, 可引入 HA 作为增强

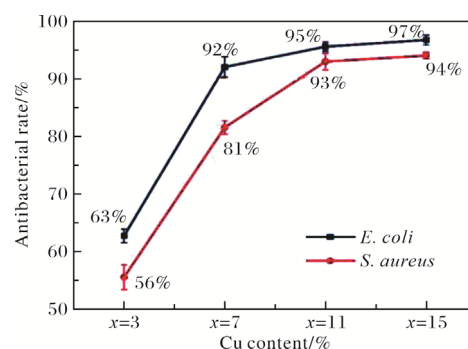


图 6 Ti-15Mo-xCu 合金对大肠杆菌和金黄色葡萄球菌的抗菌性能对比^[7]

Fig.6 Comparison of antibacterial properties of Ti-15Mo-xCu alloys against *E. coli* and *S. aureus*

相。HA 的成分和结构与天然骨磷灰石相似, 能显著改善材料的骨诱导性^[29-31]。在 Ti-15Mo 合金表面涂覆 HA 涂层后, HA 释放的 Ca^{2+} 及表面的亲水性官能团(如羟基、磷酸基团)为细胞提供了适宜的微环境, 使细胞活性显著提升^[29]。此外, Ti-10Mo-28Nb-3Zr-4Ta 合金在碱性磷酸酶(ALP)活性、矿化结节形成面积以及成骨基因(OCN、COL-I)表达水平上, 均显著优于传统 Ti-6Al-4V 合金, 表现出优异的成骨潜能^[32]。

3.3 临床应用

基于力学性能、耐腐蚀性及生物相容性的系统评估结果, Ti-Mo 基合金的临床适用性已得到初步验证。目前, 以 TMA、TMZF 为代表的 Ti-Mo 基合金已在齿科、骨科等领域获得实际应用, 并展现出良好的临床效果与长期服役稳定性^[10,33-35]。

3.3.1 正畸丝

1979 年, 美国 Ormco 公司成功开发了 TMA(Ti-11.5Mo-6Zr-4.5Sn)钛合金。该合金弹性模量为 62~79 GPa, 与人骨接近, 且生物相容性优良; 用作正畸弓丝可提供稳定、温和的矫治力, 从而有效降低牙根吸收风险。相较于 Ti-6Al-4V 合金, TMA 钛合金不含 Al、V 等潜在毒性元素, 其所含 Mo、Zr、Sn 均为生物友好元素, 可降低人体排斥反应。此外, 凭借低弹性模量、超弹性、低摩擦系数及优良的抗疲劳性能, TMA 弓丝在长期矫治过程中能维持力学性能的稳定, 显著提升治疗效果与患者舒适度^[36]。

3.3.2 关节假体

TMZF(Ti-12Mo-6Zr-2Fe)是一种亚稳态 β 型钛合金, 其弹性模量为 74~85 GPa, 可有效抑制应力屏蔽效应。2000 年, Stryker 公司推出基于该材料的 Accolade TMZF 股骨柄。自 1986 年 HA 涂层股骨柄假

体首次应用于无骨水泥全髋关节置换术以来,大量临床资料已证实此类涂层假体疗效显著^[37-39]。在结构设计上,Accolade TMZF 股骨柄采用无领锥楔形几何构型,以确保初始稳定性。该产品设有高偏心距型和标准型两种系列,共 26 个规格,柄长范围为 86~145 mm;其外肩缩小设计有助于最大限度保留宿主骨量,契合微创外科理念^[40]。全髋关节置换术后 2 年随访数据显示,患者 Harris 髋关节评分从术前的 32.7 ± 6.2 提升至 89.2 ± 5.1 ;仅 6% 的病例报告轻度大腿疼痛,无中重度疼痛或假体翻修病例;X 线影像显示,假体无移位、松动或明显下沉(沉降量 < 2 mm),均实现了骨性固定^[40]。

3.3.3 潜在应用

近年来, Ti-Mo 基合金在医疗器械领域应用的研究重点已从传统的成分优化转向合金设计与先进制造、表面工程技术的深度融合。这一趋势主要体现在两大方向:一是通过多参数评估和先进工艺对成熟合金体系进行性能提升与功能拓展;二是通过多元化合金设计和复合表面改性,开发具有超弹性、智能响应等新功能的新型合金体系。

在成熟合金的再开发方面, Ti-15Mo 合金为典型代表之一。Romero 等^[41]利用 TOPSIS 等多种算法进行评估,确认 Ti-15Mo 合金综合性能优于传统 316L 不锈钢和 Co-Cr 合金,表明该合金是冠状动脉支架的理想候选材料。此外, Li 等^[42]利用粉末床熔融技术制备出具有仿生多孔结构的 Ti-15Mo 合金支架,并通过微弧氧化与功能涂层进行表面改性。研究结果表明,该支架获得了接近人骨的弹性模量(15~50 GPa)和良好的力学支撑性能(屈服强度约为 100 MPa),并且具有抗菌、促愈合的主动生物功能,在定制化骨植入领域的应用潜力巨大。

在新型合金开发方面,研究人员通过成分设计赋予材料新功能。例如, Li 等^[43]开发的 Ti-8Mo-6Zr-6Sn-5Al 合金具有优异的室温超弹性,其恢复应变达 4.4%,在超弹性正畸丝、骨钉等器械中应用潜力巨大。此外,对现有合金的深度功能化也是重要的发展方向。Cai 等^[44]通过在 Ti-12Mo-10Zr 合金表面构建智能复合材料涂层,赋予了材料光热响应、抗菌和促成骨等多重生物功能,为治疗感染性骨缺损提供了创新方案。

4 结 语

近年来, Ti-Mo 基合金研究取得了显著进展,在骨科与口腔修复等领域展现出替代传统材料的巨大潜力。然而,其向临床的全面转化仍面临众多挑战:① 成分设计理论尚不完善,多元元素的协同作用机制不明,

依赖试错法难以精准匹配承重骨、颌面骨等不同部位对力学性能的个性化需求,制约了定制化植入物的发展;② 制造与表面改性技术尚不成熟,复杂结构的增材制造工艺存在缺陷,导致材料性能不稳定,且兼具长效抗菌与促成骨功能的多功能涂层,其长期安全性及稳定性有待验证;③ 临床转化路径受阻,主要体现在合金性能指标与临床应用需求难以精准匹配,从实验室样品到标准化产品的工程化路径不清晰,且缺乏长期、大样本的临床随访数据支持。

展望未来,突破这些瓶颈的关键在于贯彻“成分-结构-表面”一体化的创新策略:从原子尺度设计合金成分,调控微观组织以优化合金性能,并通过先进的表面改性技术赋予材料抗菌、促成骨等生物学功能。此外,通过计算模拟、精密制造与生物医学的深度融合,推动 Ti-Mo 基合金从高性能材料向个性化、智能化的下一代植入解决方案转化应用。

参考文献 References

- [1] Eisenbarth E, Velten D, Müller M, et al. Biocompatibility of β -stabilizing elements of titanium alloys[J]. *Biomaterials*, 2004, 25(26): 5705-5713.
- [2] 于振涛,余森,张明华,等. 外科植入物用新型医用钛合金材料设计、开发与应用现状及进展[J]. *中国材料进展*, 2010, 29(12): 35-51.
- [3] Chang H P, Tseng Y C. A novel β -titanium alloy orthodontic wire[J]. *The Kaohsiung Journal of Medical Sciences*, 2018, 34(4): 202-206.
- [4] 赵立臣,崔春翔,刘双进,等. 基于 d 电子合金设计方法的生物医用新型亚稳 β 钛合金的设计及性能研究[J]. *稀有金属材料与工程*, 2008, 37(1): 108-111.
- [5] Guo Z J, Huang Y Z, Sun C C, et al. Ti-Mo-Zr alloys for bone repair: mechanical properties, corrosion resistance, and biological performance[J]. *Journal of Materials Research and Technology*, 2023, 24: 7624-7637.
- [6] Zhang J Q, Bermingham M, Otte J, et al. Designing against ω phase embrittlement in additively manufactured Ti-13.5Mo metastable β titanium alloy through Sn additions[J]. *Additive Manufacturing*, 2025, 97: 104597.
- [7] Yang Y J, Li F, Ren J K, et al. Characterization on corrosion and antibacterial properties of a new functionally graded porous Ti-Mo-Cu alloys with improved cytocompatibility[J]. *Vacuum*, 2023, 215: 112353.
- [8] Cui S S, Liu S, Nie J J, et al. Design and preparation of a biomedical titanium alloy with low elastic modulus and high antibacterial property based on Ti-Mo-Ag system[J]. *Journal*

- of Alloys and Compounds, 2022, 908: 164639.
- [9] 张聪惠. 钛及钛合金概论[M]. 北京: 冶金工业出版社, 2024: 35-38.
- [10] Alsabti N, Talic N. Comparison of static friction and surface topography of low friction and conventional TMA orthodontic arch wires: an in-vitro study[J]. The Saudi Dental Journal, 2021, 33(5): 268-275.
- [11] 于振涛, 余森, 程军, 等. 新型医用钛合金材料的研发和应用现状[J]. 金属学报, 2017, 53(10): 1238-1264.
- [12] Bortolan C C, Campanelli L C, Mengucci P, et al. Development of Ti-Mo-Fe alloys combining different plastic deformation mechanisms for improved strength-ductility trade-off and high work hardening rate[J]. Journal of Alloys and Compounds, 2022, 925: 166757.
- [13] Abdelrhman Y, Gepreel M A H, Kobayashi S, et al. Biocompatibility of new low-cost ($\alpha+\beta$)-type Ti-Mo-Fe alloys for long-term implantation[J]. Materials Science and Engineering C, 2019, 99: 552-562.
- [14] Li S L, Kim J H, Kang S W, et al. Superelastic metastable Ti-Mo-Sn alloys with high elastic admissible strain for potential bio-implant applications[J]. Journal of Materials Science & Technology, 2023, 163: 45-58.
- [15] Endoh K, Tahara M, Inamura T, et al. Effect of Sn and Zr addition on the martensitic transformation behavior of Ti-Mo shape memory alloys[J]. Journal of Alloys and Compounds, 2017, 695: 76-82.
- [16] de Mello M G, Salvador C A F, Fanton L, et al. High strength biomedical Ti-13Mo-6Sn alloy: processing routes, microstructural evolution and mechanical behavior[J]. Materials Science and Engineering A, 2019, 764: 138190.
- [17] Chang S H, Huang K T, Chen Y F, et al. Effect of Mn content on mechanical properties and corrosion resistance of Ti-8Mo-xMn alloys through the vacuum sintering process[J]. Vacuum, 2024, 222: 112959.
- [18] 武晓峰, 杨会齐, 王春雨. Mn 对生物医用 Ti-Mo 合金组织与力学性能的影响[J]. 中国有色金属学报, 2017, 27(9): 1902-1908.
- [19] Jia Z Y, Song X Y, Yang S, et al. Development of novel superelastic metastable Ti-Mo-Nb-Sn biomedical alloys with low modulus: compositional design and microstructure-mechanical property relationships[J]. Journal of Alloys and Compounds, 2025, 1036: 181838.
- [20] Ho W F, Ju C P, Lin J H C. Structure and properties of cast binary Ti-Mo alloys[J]. Biomaterials, 1999, 20(22): 2115-2122.
- [21] 冯甜. Ti-Mo 合金显微组织调控及性能研究[D]. 汉中: 陕西理工大学, 2022.
- [22] Zhao C L, Zhang X N, Cao P, et al. Mechanical and electrochemical characterization of Ti-12Mo-5Zr alloy for biomedical application[J]. Journal of Alloys and Compounds, 2011, 509(32): 8235-8238.
- [23] Awad A H, Saood M, Aly H A, et al. Role of Mo and Zr additions in enhancing the behavior of new Ti-Mo alloys for implant materials[J]. Metals and Materials International, 2025, 31: 1232-1253.
- [24] Bortolan C C, Copes F, Shekargoftar M, et al. Electrochemical and in vitro biological behaviors of a Ti-Mo-Fe alloy specifically designed for stent applications[J]. Biomaterials and Biosystems, 2023, 10: 100076.
- [25] Xie F X, Sun Q C, Mu Y M, et al. Tribological behavior and in vitro biocompatibility of powder metallurgical Ti-15Mo/HA composite for bone repair[J]. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 2024, 152: 106466.
- [26] Li Z Y, Liang D S, Zhong C X, et al. Comprehensive evaluation of corrosion resistance and biocompatibility of ultrafine-grained TiMoNb alloy for dental implants[J]. Journal of Materials Science & Technology, 2025, 221: 247-259.
- [27] Zhu W W, Zhao C C, Zhang Y W, et al. Achieving exceptional wear resistance in a compositionally complex alloy via tuning the interfacial structure and chemistry[J]. Acta Materialia, 2020, 188: 697-710.
- [28] Luo Y S, Xu M Q, Zheng Q H, et al. Design of near- β Ti-Zr-Mo-Cu multi-principal element alloys with low elastic modulus and enhanced corrosion resistance[J]. Journal of Alloys and Compounds, 2025, 1036: 182020.
- [29] Ning C Q, Zhou Y. Correlations between the in vitro and in vivo bioactivity of the Ti/HA composites fabricated by a powder metallurgy method[J]. Acta Biomaterialia, 2008, 4(6): 1944-1952.
- [30] Zhang J, Jiang Z G, Guo H, et al. Function- structure-integrated Ti-HA coatings on TiNbZr with enhanced mechanical properties and bioactivity prepared by spark plasma sintering[J]. Vacuum, 2021, 184: 109863.
- [31] Tian Z B, Li M Z, Yuan H Q, et al. Titanium alloy-based hydroxyapatite composites in sports injury repair: preparation, application, and prospects[J]. Journal of Alloys and Compounds, 2025, 1026: 180416.
- [32] 姜铭坤. Ti-10Mo-28Nb-3Zr-xTa 新型钛合金的成骨性能研究[D]. 唐山: 华北理工大学, 2021.
- [33] Zhao X F, Niinomi M, Nakai M, et al. Beta type Ti-Mo alloys

with changeable Young’s modulus for spinal fixation applications[J]. Acta Biomaterialia, 2012, 8(5): 1990-1997.

[34] Duan R X, Li S, Cai B, et al. A high strength and low modulus metastable β Ti-12Mo-6Zr-2Fe alloy fabricated by laser powder bed fusion in-situ alloying[J]. Additive Manufacturing, 2021, 37: 101708.

[35] Zhao K X, Zhou X, Hu T T, et al. Microstructure characterization and tensile properties of Ti-15Mo alloy formed by directed energy deposition[J]. Materials Science and Engineering A, 2022, 858: 144103.

[36] Bai Y J, Wang Y B, Cheng Y, et al. Comparative study on the corrosion behavior of Ti-Nb and TMA alloys for dental application in various artificial solutions[J]. Materials Science and Engineering C, 2011, 31(3): 702-711.

[37] Geesink R G T. Osteoconductive coatings for total joint arthroplasty[J]. Clinical Orthopaedics and Related Research, 2002, 395: 53-65.

[38] Capello W N, D’Antonio J A, Feinberg J R, et al. Ten-year results with hydroxyapatite-coated total hip femoral components in patients less than fifty years old: a concise follow-up of a previous report[J]. The Journal of Bone & Joint Surgery, 2003, 85(5): 885-889.

[39] D’Antonio J A, Capello W N, Manley M T, et al. Hydroxyapatite femoral stems for total hip arthroplasty:10-to 13-year followup[J]. Clinical Orthopaedics and Related Research, 2001, 393: 101-111.

[40] 朱永生, 徐耀增, 朱锋, 等. Accolade TMZF 生物型股骨假体用于全髋置换的早期随访[J]. 中国组织工程研究, 2015, 19(17): 2637-2641.

[41] Romero F M, Campanelli L C, Reis D A P, et al. Comparison of multiparameter selection processes for potential application of titanium alloys in coronary stents[J]. Materials Research, 2025, 28: e20240234.

[42] Li Z R, Xu J Y, Tang J C, et al. Additively manufactured biomedical Ti-15Mo alloy with triply periodical minimal surfaces and functional surface modification[J]. Metals, 2025, 15(4): 355.

[43] Li S L, Wang X, Nam T H, et al. Low-alloy content Ti-Mo-based alloys with large superelasticity and narrow stress hysteresis for potential biomedical applications[J]. Materials Research Letters, 2024, 12(10): 727-736.

[44] Cai B Y, Xue M T, Yuan D L, et al. Design of a versatile platform on nanostructured Ti-Mo-Zr alloy surface with photothermal, antibacterial and osteoinductive properties for biomedical application[J]. Colloids and Surfaces B: Biointerfaces, 2025, 248: 114473.

行业动态

2025 年 7—9 月日本钛锭产量统计

时间	钛锭产量/t	时间	钛锭产量/t
2025 年 7 月	1046	2025 年 9 月	1316
2025 年 8 月	924	合计	3286

2025 年 7—9 月日本钛材产销数据统计

时间	国内钛材出货量/t	国外钛材出货量/t	钛材出货量合计/t
2025 年 7 月	335	444	779
2025 年 8 月	288	578	866
2025 年 9 月	210	317	527
合计	833	1339	2172

王运锋摘自《チタン》