

球磨冷压烧结制备 TNZS 基生物材料的摩擦学性能

吴刘军, 许晓静, 陈婷卓, 朱利华

(江苏大学 先进制造与现代装备技术工程研究院, 江苏 镇江 212013)

摘要: 采用机械高能球磨、常规模压和真空无压烧结相结合的粉末冶金法制备 TNZS、TiO₂/TNZS 及 HA/TNZS 3 种钛基生物医用材料, 对比研究 3 种材料的显微硬度及在不同摩擦条件下的摩擦磨损行为。结果表明: TiO₂/TNZS 的显微硬度值最高, TNZS、TiO₂/TNZS 及 HA/TNZS 三者的显微硬度值(HV)分别为 5254.3、5512.3 和 4792.7 MPa; 在干摩擦条件下, HA/TNZS 具有最好的耐磨损性, 三者的摩擦系数分别为 0.4323、0.5643 和 0.4338, 平均磨痕宽度分别为 0.33、0.26 和 0.18 mm, 磨损机理都以磨粒磨损为主, 氧化磨损、粘着磨损为辅; 三者的人工体液摩擦条件下的摩擦磨损行为都优于干摩擦下的摩擦磨损行为, HA/TNZS 的耐磨性优于其它两者, 三者的平均摩擦系数分别为 0.3309、0.4301 和 0.3840, 平均磨痕宽度分别为 0.27、0.19 和 0.17 mm, 磨损机理都以磨粒磨损为主, 伴有轻微氧化磨损和粘着磨损。

关键词: 粉末冶金; 钛基生物医用材料; 显微硬度; 干摩擦; 人工体液摩擦

中图分类号: TG164.2³

文献标识码: A

文章编号: 1002-185X(2017)12-3928-07

Ti-24Nb-4Zr-7.9Sn (TNZS) 合金是一类特殊的 β 型钛合金, 与目前已研制的其它生物医用钛合金相比, 不仅具有优良的机械性能, 其弹性模量也是目前所知钛合金中最低的 (42.1 GPa)^[1], 与牙齿 (12~18.6 GPa) 及自然骨的弹性模量 (20~30 GPa)^[2] 更为相近, 并具有良好的生物相容性及优良的耐腐蚀性等突出特性^[3]。但是, 医用钛合金的耐磨性能较差, 而钛基医用材料植入人体后, 将无可避免地与骨界面组织发生摩擦、磨损, 因此其耐磨性将直接影响植入物的有效服役时间和临床的普遍应用^[2-4], 而良好的抗磨损性能减轻植入体在机体内所引起的感染反应, 从而提高骨整合机率。植入物在体内行使功能时受到不同方向所施加的力, 易引起微动现象的发生, 从而产生大量的有害磨屑。磨屑会促使植入物与骨界面之间异物反应界膜的形成^[5], 刺激破骨细胞活化, 诱导骨吸收, 导致骨溶解, 最终引起植入物的无菌松动, 造成“磨屑病”, 使得植入物置换失败^[6-9]。因此, 对于医用钛基植入体材料, 不仅要求有优良的抗蚀性及生物相容性, 其在人体生理环境下的耐磨性至关重要, 要尽量减少磨损、降低磨屑的生物学反应。

Zhou^[10]等采用微弧氧化方法在 Ti-6Al-4V 合金表面制备了 TiO₂ 涂层, 结果显示, 与其基体合金相比, 涂层的摩擦磨损性能显著提高, 减摩作用明显, 磨损体积减少。王凤彪^[11]等通过微弧氧化方法在钛合金表

面合成了羟基磷灰石 (HA) 膜, 结果表明, 在模拟体液中, 膜层的摩擦系数先升高后降低, 耐磨性呈升高趋势。

针对目前生物材料的缺陷, 根据相关摩擦磨损性能的研究, 本研究采用机械合金化、常规模压与真空无压烧结相结合的粉末冶金法制备了 TNZS、TiO₂/TNZS 及 HA/TNZS 生物钛基材料, 对 3 种材料在干摩擦和人工体液 2 种不同摩擦条件下的摩擦学行为进行比较, 考察了 TiO₂ 和 HA 的添加对 TNZS 基体的摩擦磨损性能的影响, 分析了三者的摩擦机理, 以为医用钛基植入体材料的发展及应用提供实验依据和科学支撑。

1 实验

将实验所需的 4 种金属粉末 Ti、Nb、Zr、Sn 分别按质量比 64.1%、24%、4%、7.9% 配制粉末混合物备用, 按球料比 10:1 在球磨罐中加入 $\Phi 6$ mm 玛瑙球, 再放入上述配制好的混合粉末, 将球磨罐安装在 QM-3SP4 型行星球磨机上, 以 300 r/min 的转速球磨 48 h。待 Ti-24Nb-4Zr-7.9Sn (TNZS) 粉末机械合金化完成后, 再分别加入粒度 40 nm 的 TiO₂ 纳米粉末和粒度 <100 nm 的 HA 纳米粉末, 配制纳米粉末的质量分数为 5% 的 TiO₂/TNZS 和 HA/TNZS 粉末, 以相同的转速再混合 1 h。球磨完成后将 3 种粉末放入干燥箱中,

收稿日期: 2016-12-15

基金项目: 江苏省高校自然科学基金重大项目 (11KJA430004); 江苏大学拔尖人才工程基金 (1211110001)

作者简介: 吴刘军, 女, 1992 年生, 硕士, 江苏大学先进制造与现代装备技术工程研究院, 江苏 镇江 212013, E-mail: jun561992@163.com

随干燥箱升温至 50 °C 保温 4 h, 过 48 μm 的筛, 即可得到所需粉料。

压制粉末采用单轴向方式。压块直径为 30 mm, 为保证压块质量, 压块高度在 3 mm 左右; 每次压块前用无水乙醇擦拭模具并均匀涂抹凡士林, 防止粉末与模具内壁间、粉末与粉末间因相互摩擦而出现压力损失导致压块密度分布不均。采用南通锻压设备厂制造的 YB32-100 液压机进行压制, 压力为 18 MPa, 保压 5 min。

烧结时使用北京机电研究所生产的 WZS-20 型双室真空烧结炉, 将压块放入钼盘内, 置于真空烧结炉中, 抽真空达 7.8×10^{-1} Pa 后进行烧结, 升温速率为 10 °C/min, 烧结工艺曲线如图 1 所示。

烧结后的样品通过线切割切成长 \times 宽 \times 高为 10 mm \times 10 mm \times 3 mm 的试样, 打磨、抛光、清洗后备用。

采用 HV-1000 型维氏硬度计对试样的显微硬度进行检测, 载荷 2 N, 保荷时间 10 s。采用 UMT 型多功能微摩擦磨损试验机对试样进行往复式滑动摩擦测试。试样以球-平面模式进行其摩擦系数与耐磨损性的测试, 环境温度为室温, 对摩件选用 $\Phi 3$ mm 的 Si_3N_4 陶瓷球, 在试验过程中保持静止, 而试样则通过凸轮带动作往复运动, 载荷 1 N, 位移幅值 0.5 mm, 时间 15 min, 往复频率 10 Hz。采用扫描电子显微镜 (SEM) 观察试样磨损后的表面形貌, 并用 EDS 能谱仪检测试样磨损区域各元素成分及含量组成, 通过 WYKO 非接触光学轮廓仪检测试样磨损区域的三维轮廓形貌。

2 结果与分析

2.1 维氏硬度分析

与现今临床广泛应用的医用钛合金材料相比 (TA2 平均硬度(HV, 下同)为 1900 MPa, TC4 平均硬度为 3600 MPa), 三者的表面硬度均值都比较高, 但也有差异。TNZS 的表面显微硬度均值为 5254.3 MPa,

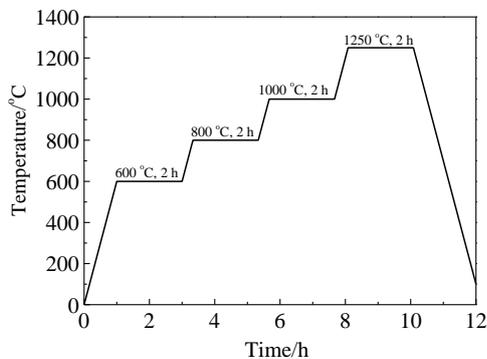


图 1 烧结工艺曲线

Fig.1 Temperature-time curve of sintering process

低于 TiO_2/TNZS 的显微硬度均值 5512.3 MPa, 但稍微高于 HA/TNZS 的显微硬度均值 4792.7 MPa。这可以说明 TiO_2 的添加可以有效提高 TNZS 的显微硬度; 而 HA 的添加对 TNZS 的显微硬度起到降低的作用。一般而言, 生物材料的硬度可以反映其耐摩擦磨损性能的优劣, 扩大材料在临床应用的范围与效用。 TiO_2/TNZS 硬度的提高与其 TiO_2 的添加密切相关, TiO_2 平均分布在 TNZS 中, 在高温烧结作用下形成金红石和锐钛矿的混晶相, 其相对硬度比较高, 有效抵抗划入载荷对材料的作用, TiO_2/TNZS 将陶瓷材料和钛合金有机结合, 从而提高了 TiO_2/TNZS 的整体硬度, 因此 TiO_2/TNZS 作为医用植入体制造材料在生物应用的前景非常良好。与 TNZS 的表面硬度均值相比, HA/TNZS 的显微硬度均值降低了 8.79%, 其原因在于 HA 虽然生物相容性优良, 但其韧性差、硬度较低, 会降低 HA/TNZS 的整体硬度; HA/TNZS 材料的孔隙率最高 (三者的孔隙率分别为 2.466%、5.030%、13.027%^[12])、孔形状最不规则, 而孔隙的数量和孔隙形状均会对材料的力学性能有一定的影响。

2.2 干摩擦条件下摩擦磨损性能

2.2.1 摩擦系数

图 2 为 TNZS、 TiO_2/TNZS 及 HA/TNZS 在干摩擦条件下, 摩擦系数随磨损时间的变化关系。由图可观察到在干摩擦条件下, TNZS、 TiO_2/TNZS 及 HA/TNZS 的摩擦系数曲线经历了磨损过程中的 2 个典型阶段, 即磨合和稳定阶段。三者与 Si_3N_4 陶瓷球滑动摩擦开始时的摩擦系数均约为 0.1, 这主要是由于钛的氧化作用使得三者的材料表面在空气中自发形成非常薄的氧化膜, 在载荷较小时起到一定的减摩作用。TNZS 表面与 Si_3N_4 陶瓷球滑动摩擦实验开始到 100 s 时, 摩擦系数从 0.1 左右增加到 0.4 左右, 这是磨损过程的磨合阶段, 由于氧化膜被磨破, 接触面不断被磨平, 实际接触面积不断增加, 摩擦系数随之增大呈现急速上升趋势。在 100 s 到 430 s 之间, 摩擦系数变化比较平稳并略有上升的趋势, 这是磨损过程的稳定阶段, 随着磨损时间的推移, 接触面粗糙度达到稳定, 实际接触面积基本不变, 因此摩擦系数曲线变化较为平缓^[13]。在 430 s 时摩擦系数从 0.43 左右突变到 0.49 左右, 在之后的摩擦过程中浮动较小并略微有下降的趋势, 在这一阶段摩擦系数有幅度较小的突变趋势是由于随着摩擦磨损时间的延长, 表层材料被磨破, 对摩件 Si_3N_4 陶瓷球开始与粗糙度稍有不同的内层材料进行摩擦。 TiO_2/TNZS 表面的摩擦系数在磨损初期从 0.1 左右迅速上升至 0.56 左右, 120 s 之后的摩擦过程中变化比

较平稳, 呈阶段式浮动趋势。HA/TNZN 表面的摩擦系

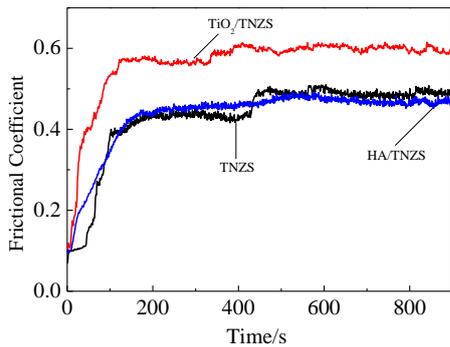


图 2 干摩擦条件下不同钛基生物医用材料的摩擦系数

Fig.2 Friction coefficients of different titanium matrix composites (TMCs) under dry sliding condition

数也在磨损初期迅速上升, 从 0.1 左右上升至 0.43 左右, 在 120 s 之后的摩擦过程中摩擦系数变化最平稳, 几乎保持不变, 只在 450 s 至 600 s 间微有浮动。TNZN、TiO₂/TNZN 及 HA/TNZN 的摩擦系数平均值分别为 0.4323、0.5643 和 0.4338。

2.2.2 磨痕表面 SEM 形貌

在相同摩擦条件下, 通过磨痕宽度的测量及磨痕深度的比较来表征材料的耐磨性能, 磨损宽度越小、磨损深度越浅, 材料越耐磨^[14,15]。

TNZN、TiO₂/TNZN 及 HA/TNZN 的表面磨痕形貌 SEM 图如图 3 所示, 相应的三维形貌如图 4 所示。可

以发现 TNZN、TiO₂/TNZN 及 HA/TNZN 的表面都出现了磨痕, TNZN 的磨痕最明显, HA/TNZN 的磨痕最轻。TNZN 表面磨痕最宽约 0.33 mm, 沿滑动方向出现深且粗的犁沟, 磨损深度不均, 部分磨损十分严重, 出现塑性变形并伴有大量微裂纹、剥落现象及磨屑堆积。犁沟的产生是由于随着摩擦的进行, TNZN 表面塑性变形加剧, TNZN 表面在磨削力的作用下形成应力集中, 从而萌生裂纹源, 在对磨件 Si₃N₄ 陶瓷球表面的微凸体与 TNZN 表面沿着滑动方向上做往复的机械碰撞过程中, 裂纹逐渐扩展导致材料表面出现局部剥落现象产生磨屑; 另外在干摩擦过程中产生大量热量使得磨损区域温度升高, 导致 TNZN 表面发生氧化脆性现象, 出现剥落与裂纹, 并经不断撕裂、挤压、碾磨形成磨屑。2 种情况下产生的磨屑作为磨料存在于对磨件间形成第三体, 随着摩擦副一起运动, 在材料表面做切削运动, 会加剧摩擦磨损过程, 对 TNZN 表面造成犁削作用, 导致磨损不断向内深入形成犁沟, 对材料表面产生极大的破坏。磨损表面呈现出磨粒磨损为主、粘着磨损为辅的特征, 这更好地说明了图 2 所提及的磨痕表面摩擦系数变化较大, 磨损程度较高。TiO₂/TNZN 表面磨痕宽度约为 0.26 mm, 相对 TNZN 较窄, 磨痕较平整, 虽有裂纹产生但剥落较少, 故产生磨屑也较少。因 TiO₂/TNZN 中存在较多的 TiO₂, 提高了 TiO₂/TNZN 的耐磨性。HA/TNZN 表面磨痕宽度最窄, 约为 0.18 mm, 磨损最轻微, 存在少量的深刻痕、裂纹和磨屑。这是因为 HA/TNZN 表面孔隙分布比较均匀, 在磨损过程中产生的细小磨屑分布在多孔表面起到一定的固体润滑作用, 这使得 HA/TNZN 与

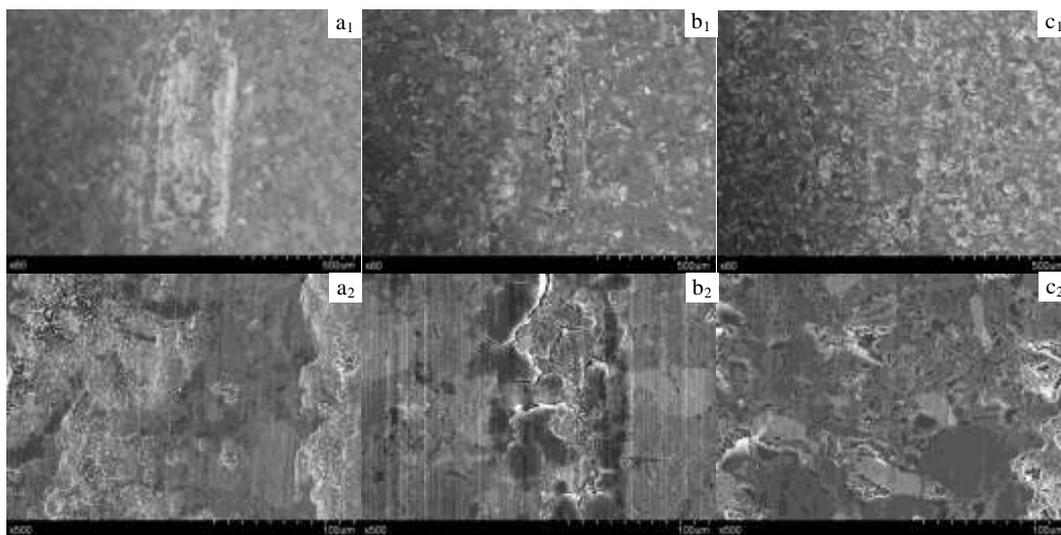


图 3 干摩擦条件下不同钛基生物医用材料表面磨痕的 SEM 形貌

Fig.3 SEM morphologies of worn tracks of different titanium matrix composites (TMCs) under dry sliding condition: (a₁, a₂) TNZN,

(b₁, b₂) TiO₂/TNZS, and (c₁, c₂) HA/TNZS

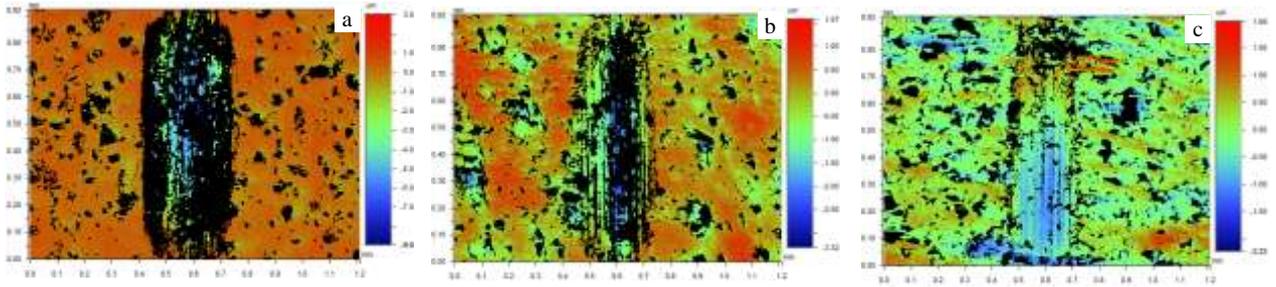


图 4 干摩擦条件下不同钛基生物医用材料表面磨痕的三维形貌

Fig.4 3D morphologies of worn tracks of different titanium matrix composites (TMCs) under dry sliding condition: (a) TNZS, (b) TiO₂/TNZS, and (c) HA/TNZS

Si₃N₄ 陶瓷球对磨后摩擦系数呈现了变化较平稳的规律。因此,相较而言,在干摩擦条件下,HA/TNZS 材料具有更好的潜在耐磨优势。

2.2.3 磨痕表面 EDS 分析

图 5 给出了 TNZS、TiO₂/TNZS 及 HA/TNZS 磨痕区域元素含量 EDS 能谱。比较成分 EDS 能谱可以看出,在 TNZS 的磨损区域除检测到 Ti、Nb、Zr、Sn 4 种元素,还检测到 Si、O 元素。由于 TNZS 不含 Si 及 O 元素,可判断 Si 来自于对磨件 Si₃N₄ 陶瓷球,表明在整个磨损过程中发生了明显的材料转移,这是由于 TNZS 材料的硬度比较高,使得对磨件 Si₃N₄ 陶瓷球在往复滑动摩擦过程中受到磨损, Si₃N₄ 陶瓷球的磨损材料作为磨屑转移到 TNZS 表面并参与到随后的滑动摩擦中。而 O 元素的存在是由于磨损过程中磨削热的作用,材料发生了氧化反应,生成了磨屑氧化物。对 TiO₂/TNZS,除检测到 Ti、Nb、Zr、Sn、O 5 种元素,也检测到 Si 元素,且 O 元素的相对含量与摩擦前相比大幅度提升。HA/TNZS 的磨损区域分布了 Ti、Nb、Zr、Sn、Ca 和 P 元素,也检测出 Si 元素及相对含量提高的 O 元素,但 Si 元素的含量相较另两者有较

大幅度的减少。因此,在干摩擦条件下,三者都呈现出磨粒磨损为主,氧化磨损、粘着磨损为辅的特征。

2.3 人工体液摩擦条件下摩擦磨损性能

2.3.1 摩擦系数

图 6 示出了 TNZS、TiO₂/TNZS 及 HA/TNZS 在人工体液摩擦条件下,摩擦系数随磨损时间的变化关系。由图可知,与干摩擦条件下相比, TNZS、TiO₂/TNZS 及 HA/TNZS 的摩擦系数曲线在人工体液摩擦条件下几乎只经历了磨损过程的稳定阶段,磨合阶段非常短暂。TNZS 的摩擦系数具有明显的跳动,平均摩擦系数最低为 0.3309,与干摩擦条件下相比降低了 23.46%。TiO₂/TNZS 的变化最平稳并略有升高的趋势,平均摩擦系数最高为 0.4301,与干摩擦条件下相比降低最多,为 23.78%。HA/TNZS 的摩擦系数呈阶段式上升趋势,变化较平稳,平均摩擦系数为 0.3840,与干摩擦条件下相比降低最少为 11.48%。与干摩擦条件下相比,三者表面的摩擦行为明显不同,摩擦系数均有不同程度的降低。这主要是因为人工体液作为摩擦介质时,在三者表面形成一层低剪切强度的吸附膜作为减摩层,将两摩擦表面隔开,避免直接接触,可有

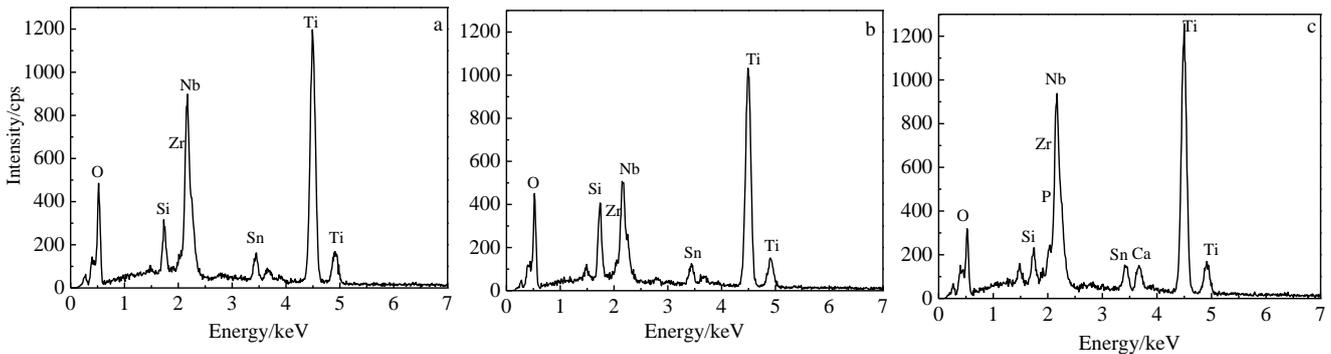


图 5 干摩擦条件下不同钛基生物医用材料表面磨痕EDS能谱

Fig.5 EDS spectra of worn tracks of different titanium matrix composites (TMCs) under dry sliding condition: (a) TNZS, (b) TiO₂/TNZS, and (c) HA/TNZS

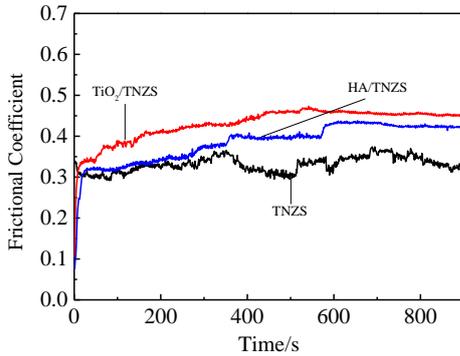


图 6 人工体液摩擦条件下不同钛基生物医用材料的摩擦系数
Fig.6 Friction coefficients of different titanium matrix composites (TMCs) under simulated body fluid sliding condition

效地减少摩擦阻力，并且磨粒也较容易被人工体液带走；人工体液可有效降低磨削热，一定程度上也起到隔离空气的效果，有助于改善粘着磨损和氧化磨损；三者表面含有孔隙，能够贮存人工体液，起到有效的摩擦缓冲作用，减少粘着磨损倾向。可见，人工体液在摩擦过程中起到了有效的摩擦减摩、冲刷、冷却与隔离空气的作用。

2.3.2 磨痕表面 SEM 形貌

TNZS、TiO₂/TNZS 及 HA/TNZS 的表面磨痕形貌

SEM 图如图 7 所示，相应的三维形貌如图 8 所示。由图可以观察到由于人工体液的摩擦减摩作用，TNZS 表面较干摩擦条件下磨损区域变小，磨痕宽度变窄为 0.27 mm 左右，沿滑动方向出现深且粗的犁沟，磨损区域不均，部分区域磨损十分严重，出现剥落坑和磨屑堆积。TiO₂/TNZS 表面磨痕变浅、宽度较窄约为 0.19 mm，部分磨损区域出现深的划痕所形成的犁沟，但相较 TNZS 深度较浅、大面积剥落现象和磨屑堆积等磨损状况得到很大的改善，磨损较轻，这是因为 TiO₂/TNZS 中含有硬度较高的 TiO₂，降低了磨损倾向。HA/TNZS 表面只有一些轻微划痕所形成的细浅犁沟，仅见极少量的剥落坑及磨屑，磨损区域更加光滑平整，磨损程度最轻，磨痕宽度最窄在 0.17 mm 左右。HA/TNZS 表面孔洞多而均匀，会渗入及储存人工体液和磨屑。人工体液可以形成吸附膜层而磨屑起到固体润滑作用，可以将 HA/TNZS 表面与 Si₃N₄ 陶瓷球两摩擦表面隔开，降低摩擦热量，避免了磨粒磨损，减少摩擦阻力，起到了良好的摩擦保护作用，耐磨损性能显著提高。三者之中，在人工体液摩擦条件下，HA/TNZS 耐磨损性能最高，TNZS 最差。由摩擦系数以及磨痕的 SEM 图及 3D 图可知，三者的人工体液摩擦下的摩擦系数和磨损情况都低于相同实验参数下干摩擦的摩擦系数和磨损情况，表明人工体液的减摩、隔离与冷却作用确实有效地改善了三者的摩擦条件，减少了表面的磨损，提高了耐磨损性能。

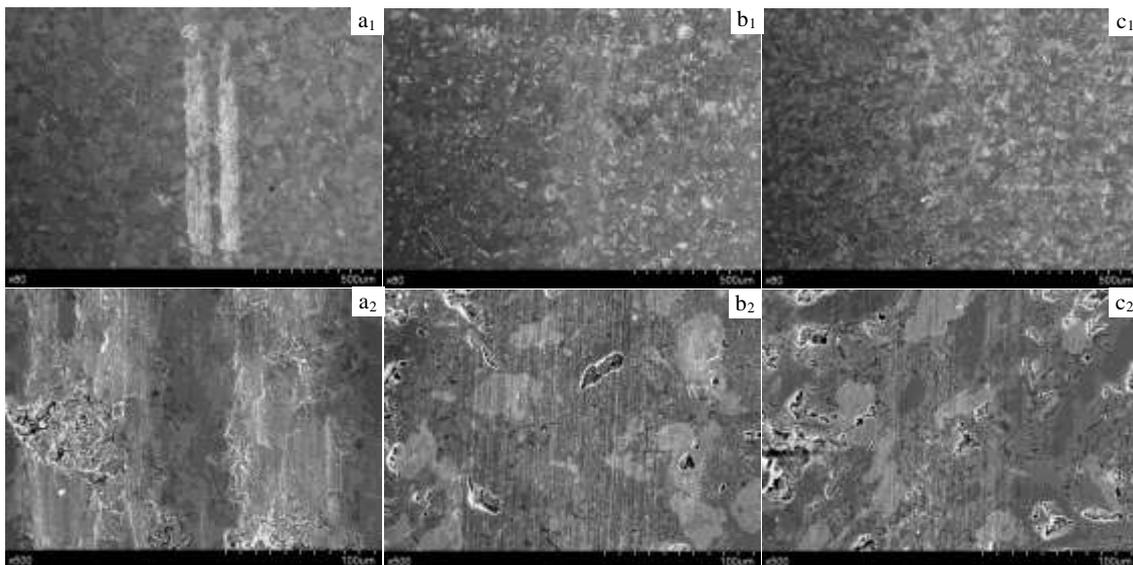


图 7 人工体液摩擦条件下不同钛基生物医用材料表面磨痕的SEM形貌

Fig.7 SEM morphologies of worn tracks of different titanium matrix composites (TMCs) under simulated body fluid sliding condition: (a₁, a₂) TNZS, (b₁, b₂) TiO₂/TNZS, and (c₁, c₂) HA/TNZS

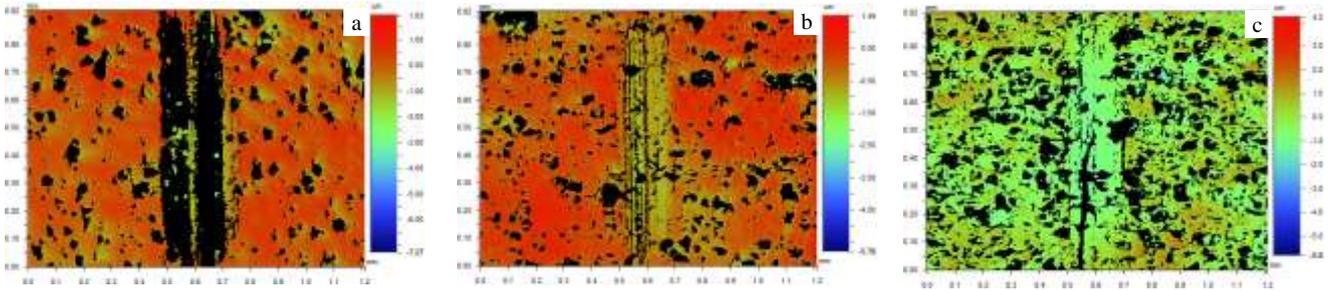


图 8 人工体液摩擦条件下不同钛基生物医用材料表面磨痕的三维形貌

Fig.8 3D morphologies of worn tracks of different titanium matrix composites (TMCs) under simulated body fluid sliding condition: (a) TNZS, (b) TiO₂/TNZS, and (c) HA/TNZS

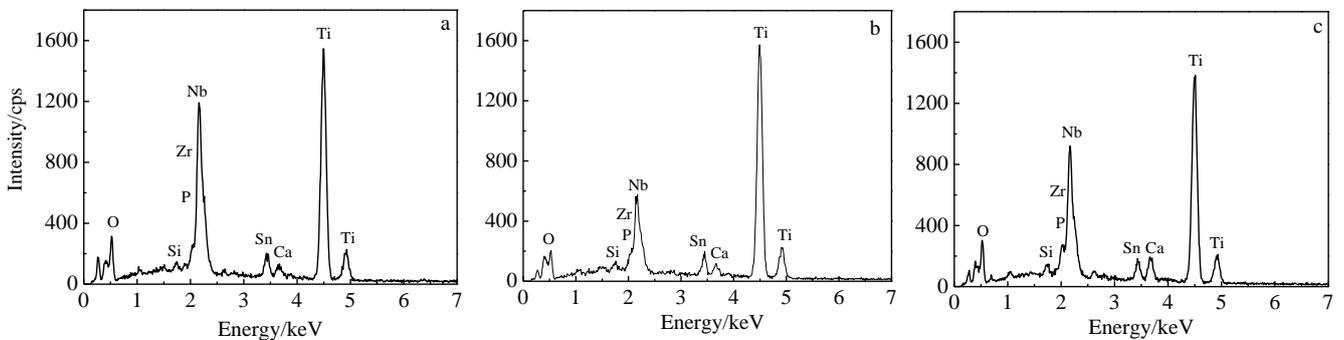


图 9 人工体液摩擦条件下不同钛基生物医用材料表面磨痕EDS能谱

Fig.9 EDS spectra of worn tracks of different titanium matrix composites (TMCs) under simulated body fluid sliding condition: (a) TNZS, (b) TiO₂/TNZS, and (c) HA/TNZS

2.3.3 磨痕表面 EDS 分析

TNZS、TiO₂/TNZS 及 HA/TNZS 表面磨痕区域元素含量 EDS 能谱如图 9 所示。TNZS 表面磨痕区域除了 Ti、Nb、Zr 和 Sn 元素外,还检测到 O、Si、Ca 和 P 元素; TiO₂/TNZS 表面磨痕区域除检测到 Ti、Nb、Zr、Sn、O 5 种元素,也检测到 Si、Ca 和 P 元素,且 O 元素的相对含量与摩擦前相比提升较少; HA/TNZS 表面磨痕区域除了 Ti、Nb、Zr、Sn 和 O 元素外,也检测到 Si 元素。三者都检测到 Si 元素,表明对磨件 Si₃N₄ 陶瓷球向三者表面发生元素转移,但 Si 元素的含量较干摩擦条件下都略有下降,表明人工体液的存在减少了两摩擦表面的粘着磨损程度。O 元素的含量表明在磨损过程中生成了磨屑氧化物,但 O 元素的含量较干摩擦条件下也略有下降,表明人工体液的存在减少了磨屑的产生、降低了磨削过程中产生的磨削热并一定程度上隔离了空气,从而抑制了磨屑氧化物的生成。

Ca、P 元素表明磨痕表面具有人工体液贮存。因此,在人工体液摩擦条件下, TNZS、TiO₂/TNZS 和 HA/TNZS 的磨损机制以磨粒磨损为主,同时伴有轻微的氧化磨损和粘着磨损。

3 结 论

1) TiO₂/TNZS 的显微硬度均值最高, TNZS、TiO₂/TNZS 及 HA/TNZS 三者硬度分别为 5254.3、5512.3 和 4792.7 MPa。TiO₂ 的添加可有效提高 TNZS 的显微硬度; 而 HA 的添加起到了降低其显微硬度的作用。

2) 在室温、载荷 1 N、频率 10 Hz、干摩擦条件下,与 Si₃N₄ 陶瓷球对磨 15 min, HA/TNZS 具有较低的摩擦系数和最高的耐磨损性, TNZS、TiO₂/TNZS 及 HA/TNZS 三者摩擦系数分别为 0.4323、0.5643 和 0.4338, 平均磨痕宽度分别为 0.33、0.26 和 0.18 mm, 磨损机理都以磨粒磨损为主,氧化磨损、粘着磨损为辅。

3) 其它试验条件不变,摩擦条件为人工体液下,

HA/TNZN 的耐磨性优于其它两者, TNZN、TiO₂/TNZN 及 HA/TNZN 三者平均摩擦系数分别为 0.3309、0.4301 和 0.3840, 平均磨痕宽度分别为 0.27、0.19 和 0.17 mm, 磨损机理都以磨粒磨损为主, 伴有轻微的氧化磨损和粘着磨损。因此三者的人工体液摩擦条件下的平均摩擦系数和磨损情况都优于干摩擦下的平均摩擦系数与磨损程度, 表现出良好的生物摩擦学性能。

参考文献 References

- [1] Munir Z A, Anselmi-Tamburini U, Ohyanagi M. *Journal of Materials Science*[J], 2006, 41(3): 763
- [2] Geetha M, Singh A K, Asokamani R *et al. Progress in Materials Science*[J], 2009, 54(3): 397
- [3] Li Hongmei(李红梅), Lei Ting(雷霆), Fang Shuming(方树铭) *et al. Metallic Functional Materials*(金属功能材料)[J], 2011, 18(2): 70
- [4] Rack H J, Qazi J I. *Materials Science and Engineering C*[J], 2006, 26(8): 1269
- [5] Ge Shirong(葛世荣). *Bulletin of National Natural Science Foundation of China*(中国科学基金)[J], 2005, 19(2): 74
- [6] Kokubo T. *Materials Science and Engineering C*[J], 2005, 25(2): 97
- [7] Si Wenjie(司文捷), Li Chunguang(李春光), Miao Hezhao(苗赫濯). *Journal of Materials Science and Engineering*(材料科学与工程学报)[J], 2004, 22(3): 424
- [8] Chiba J, Schwendeman L J, Booth R E J *et al. Clinical Orthopaedics and Related Research*[J], 1994, 299: 114
- [9] Ohlin A, Johnell O, Lerner U H. *Clinical Orthopaedics and Related Research*[J], 1990, 253: 287
- [10] Zhou G H, Ding H Y, Zhang Y *et al. Tribology Letters*[J], 2010, 40(3): 319
- [11] Wang Fengbiao(王凤彪), Di Shichun(狄士春). *Materials Protection*(材料保护)[J], 2011, 44(7): 11
- [12] Zhu Lihua(朱利华), Wu LiuJun(吴刘军), Xu Xiaojing(许晓静) *et al. Rare Metal Materials and Engineering*(稀有金属材料与工程)[J], 2017, 46(8): 2271
- [13] Bloebaum R D, Zou L, Bachus K N *et al. Clinical Orthopaedics and Related Research*[J], 1997, 338: 109
- [14] Ge S R, Wang Q L, Zhang D K *et al. Wear*[J], 2003, 255(7-12): 1069
- [15] Guo Aihong(郭爱红), Cui Wenfang(崔文芳), Liu Xianghong(刘向宏) *et al. Rare Metal Materials and Engineering*(稀有金属材料与工程)[J], 2009, 38(3): 473

Tribological Properties of TNZN-based Biomaterials Prepared by Milling, Cold Pressing and Sintering

Wu LiuJun, Xu Xiaojing, Chen Tingzhuo, Zhu Lihua

(Engineering Institute of Advanced Manufacturing and Modern Equipment Technology, Jiangsu University, Zhenjiang 212013, China)

Abstract: Ti-24Nb-4Zr-7.9Sn (TNZN), TiO₂/TNZN and HA/TNZN titanium-based biomedical materials were prepared by powder metallurgy combined with high-energy ball milling, conventional vacuum and non-pressure sintering. The microhardness and tribological properties of the three kinds of materials were investigated. The results show that the microhardness (HV) values of TNZN, TiO₂/TNZN and HA/TNZN are 5254.3, 5512.3 and 4792.7 MPa, respectively, and TiO₂/TNZN has the highest microhardness value. Under the condition of room temperature, load of 1 N, frequency of 10 Hz, dry friction and Si₃N₄ ceramic ball for 15 min, HA/TNZN titanium-based biomedical material has the best wear resistance. Friction coefficients of them are 0.4323, 0.5643 and 0.4338, respectively and the average width of wear scars are 0.33, 0.26 and 0.18 mm, respectively. Their wear mechanism is dominated by abrasive wear with oxidation wear and adhesive wear. The average friction coefficients and wear resistance of all materials under artificial body fluid are better than those under dry friction, and wear resistance of HA/TNZN is better than that of the other two. The average friction coefficients of them are 0.3309, 0.4301 and 0.3840, respectively and the average width of wear scars are 0.27, 0.19 and 0.17 mm, respectively. Abrasive wear is the dominant wear mechanism, accompanied by mild oxidation wear and adhesive wear.

Key words: powder metallurgy; bio-titanium-based material; microhardness; dry friction; artificial body fluid friction

Corresponding author: Xu Xiaojing, Ph. D., Professor, Engineering Institute of Advanced Manufacturing and Modern Equipment

Technology, Jiangsu University, Zhenjiang 212013, P. R. China, E-mail: xjxu67@126.com