http://pmse.scu.edu.cn

聚乳酸与聚羟基丁酸酯复合材料 3D 打印制备及性能

陈子阳[1,2], 马 宁[1,2]

(1. 沈阳航空航天大学 机电工程学院, 辽宁 沈阳 110136; 2. 飞行器快速试制技术研究教育部重点实验室, 辽宁 沈阳 110136)

摘要:可降解聚酯骨替代物广泛应用于组织工程和再生医学,文中旨在探索新型骨替代材料的制备,使其具有更好的性能和实用性。以聚乳酸(PLA)与聚羟基丁酸酯(PHB)为基材,加入纳米羟基磷灰石(nHA)进行改性,通过控制 PHB 含量来调整材料的各项性能,并使其可用于 3D 打印。制备了 PLA/PHB/nHA 复合材料线材与支架,力学性能显示,材料各项数值均满足应用要求,当 PHB 含量增加,材料的力学性能小幅下降,但降解能力有较大提升;当 PHB 质量分数为 30% 时,复合材料获得最快降解速率。相较于现有 PLA 材料,该材料具有更好的生物相容性与降解调控能力。此外,细胞毒性实验显示,各成分材料的细胞存活率均大于 90%,无排斥反应。

关键词:聚乳酸;聚羟基丁酸酯;3D 打印;羟基磷灰石;可降解骨材料
中图分类号:TB332 **文献识别码**:A **文章编号**:1000-7555(2026)01-0080-09

骨组织是人体重要的组成部分,但创伤、骨肿瘤的切除等原因会造成人体骨组织缺损。移植骨是目前治疗骨缺损的有效手段之一[1],也可将骨替代物植入患者受损或者病变的组织中,通过模拟骨骼微环境,促进受损部位的组织再生,以加速骨缺损修复并提高组织功能[2]。骨替代材料通常具有良好的生物安全性、生物活性和骨诱导、骨传导、血管生成等功能性[3]。因此,开发可修复受损骨的人工替代材料,对治疗骨缺损具有重要意义。

生物可降解聚酯/生物陶瓷复合材料是常见的骨替代材料,结合了聚酯的良好力学性能、可降解性和生物陶瓷的成骨活性。其制备途径有静电纺丝、气体发泡等[4,5]。但由此得到的骨替代物通常强度相对较低、不规则、孔径不可控且可重复性较差,实用性较低[6]。3D 打印技术属于增材制造技术,该技术的引入使骨替代物的制备精确且具备高自由度[7]。聚乳酸(PLA)与聚羟基丁酸酯(PHB)是具有良好生物降解性与生物相容性的 2 种材料[8,9],且 PLA 是与 PHB 共混最广泛的聚合物之一[10]。PLA 与 PHB 共混,聚合物之间并不相容,只表现出分子相互作用,但材料的力学性能有所提高[11]。此外,研究显示,共混物比单一组分降解更快[12]。纳米羟基磷灰石(nHA)广泛应用于骨科领域,其可为骨重建提供重要的原材料[13],且其降解产生的碱性环境可中和聚酯降解产生的 H^+,减少炎症反应[14]。

Fitzpatrick 等[15]采用羟基磷灰石(HA)/丝绸骨水泥制造了功能支架,研究发现,该材料能够增强骨诱导效应,促进血管和神经营养生长因子或形态因子的生成,以加速骨形成。Yan 等[16]采用乳液-溶剂蒸发法制备了 nHA/PLA 微球复合材料,而后用 3D 打印技术制造层状部件,发现 nHA 能够均匀地分散到 PLA 中,诱导微球表面孔隙的形成,表现出良好的生物相容性和成骨性。Åkerlund 等[17]使用 FDM 技术制备了 PLA/PCL/HA 复合材料支架,加速降解试验表明,PLA/PCL/HA 复合材料支架的失重率相较于 PLA/HA 支架提升了 23%。

doi: 10.16865/j.cnki.1000-7555.2026.0001
收稿日期: 2024-12-09
基金项目: 国家自然科学基金资助项目(52475482); 辽宁省高等学校基本科研项目(LJ212410143025)
通讯联系人: 马宁, 主要从事电加工、激光加工、高分子复合材料 3D 打印加工等研究, E-mail: maning1979@163.com

虽然部分骨替代材料可降解,但在应用中仍需基于不同的植入环境,对替代物的物理结构、力学性能及降解速率进行调控。因此,本文以 PLA 与降解能力更好的 PHB 为基材,加入 nHA 进行改性,通过控制 PHB 含量来调控材料降解速率,并提升材料的力学性能和生物相容性,同时使其可用于 3D 打印,增加实用性。此外,设计制备了具有多孔结构的复合材料骨支架,对该材料在形貌结构、力学性能、降解速率及生物相容性等方面的改良情况进行了表征,以期为新型可降解骨替代材料的开发提供参考。

1　实验部分

1.1　试剂与仪器

PLA 颗粒:相对分子质量为 2.4×10^5,纯度 99%,美国 NatureWorks;PHB 颗粒:相对分子质量为 4.5×10^5,纯度 99%,德国 BASF;nHA 粉末:颗粒尺寸为 60~80 nm,球形,纯度 98%,南京 DULY 生物;SBF 模拟体液:福州飞净生物科技有限公司;胎牛血清(FBS):10270-106,美国 GIBCO;青霉素+链霉素(P/S)、PBS、CCK-8 检测试剂盒:碧云天中国。

FDM 3D 打印机:FUNMAT PRO310,中国;SEM 电镜:ZEISS Gemini SEM,德国;电子万能试验机:CMT4503,中国。热重分析仪:梅特勒-托利多 TGA-1,瑞士;差示扫描量热仪:DTG-60H,日本;倒置荧光显微镜:DSZ 2000X,中国。

1.2　PLA/PHB/nHA 复合材料的制备

设置 3 种成分配比,其中,PHB 质量分数分别为 10%,20% 和 30%,nHA 质量分数均为 10%。将 PLA 与 PHB 原料颗粒置于干燥箱中,40 ℃干燥 8 h 后,按预定比例混合。将混合物加热至 200 ℃,呈熔融态时,分批缓慢加入 nHA 粉末,保温并搅拌 1 h,使其充分混合,得到复合材料熔融物;将熔融物冷却并造粒,颗粒直径为 4 mm;使用制丝机将颗粒制成标准直径为 1.75 mm 的 PLA/PHB/nHA 复合材料 3D 打印线材,制丝机加热区温度设定在 170 ℃。线材经干燥后抽真空保存备用。制备过程如 Fig.1 所示。

1.3　测试与表征

1.3.1　*材料特性分析*:为了评估所制备 PLA/PHB/nHA 复合材料的质量,通过 SEM 观察其表面及断面形貌。首先对材料表面进行喷金处理,后置于扫描电镜室,电子加速电压为 15 kV。

对复合材料 3D 打印线材进行直径数据分析,以确保其各项数值满足使用要求。对长度为 100 cm 的线材进行取点测量,间隔 1 cm 取点,共计 100 个数据。

1.3.2　*力学性能测试*:使用 FDM 3D 打印机打印力学测试试件,包括狗骨拉伸测试试件与圆柱压缩测试试件。拉伸测试试件的制备依据标准 ASTM D638;压缩测试试件的制备依据标准 ASTM D695,采用 100% 填充率。通过 CATIA 与 INTAMSUITE 软件完成对待打印样品的三维建模以及打印参数的设置,打印参数如下,喷嘴直径为 0.4 mm,喷嘴温度为 215 ℃,层高为 0.1 mm,床温为 60 ℃。

力学测试数据采用电子万能试验机测得。室温

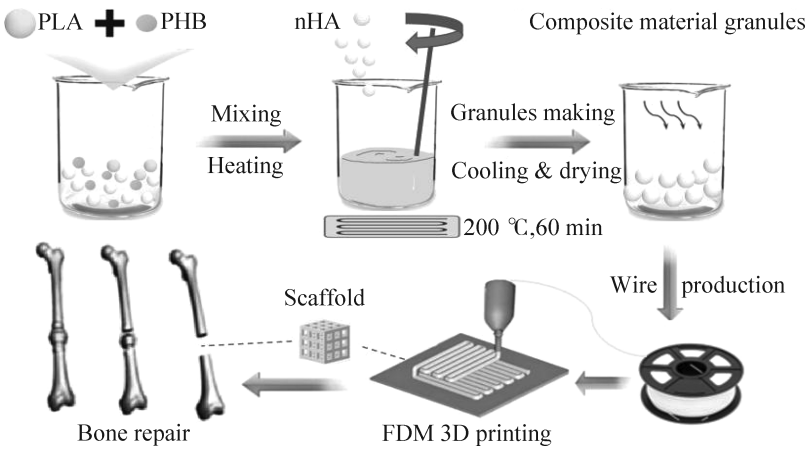


Fig. 1　Preparation process of composite bone substitutes

拉伸、压缩速率为 1 mm/min,由载荷和位移传感器分别得到载荷和位移信号,经计算处理后绘制应力-应变曲线,计算得出不同成分配比下材料的物理性能,包括弹性模量(E)、屈服点(R_p)及极限强度(F_{max})3 项数据。每组实验设置 5 个试验样品。

1.3.3 热稳定性分析:使用热重分析仪对 PLA/PHB/nHA 复合材料进行热重分析。取 10 mg 样品置于实验平台上,通入氮气,样品从 20 ℃加热至 600 ℃,升温速率为 10 ℃/min。

使用差示扫描量热仪对 PLA/PHB/nHA 复合材料进行差示扫描量热分析。取 10 mg 样品置于实验平台上,通入氮气,样品从 20 ℃加热至 250 ℃,升温速率为 10 ℃/min。

1.3.4 细胞毒性检测:通过评估不同成分配比的复合材料对 L929 细胞的毒性作用,间接反映该复合材料对人体是否存在潜在健康风险。设置 4 个分组,每组设置 3 个复孔:对照组(PHB0 组骨支架浸提液+细胞)和 3 个实验组(根据不同 PHB 含量,分别设置 PHB10~PHB30 3 组骨支架浸提液+细胞)。使用 CCK-8 试剂盒对孔板内的细胞进行检测。在细胞培养箱中孵育 2 h 后,使用酶标仪测量每个孔在 450 nm 处的吸光度值,根据吸光值数据,计算每组细胞存活率及组间差异。通过式(1)计算细胞存活率

$$\text{Cell viability} = (OD_{Sample} - OD_{Blank})/(OD_{Control} - OD_{Blank}) \quad (1)$$

继续使用上述试验分组,将 L929 细胞以 1×10^4/well 接种于 48 孔板,24 h 后更换为相应的骨支架浸提液。使用 Calcein/PI 细胞活性与细胞毒性检测试剂盒对各组细胞常规染色,细胞培养箱中避光孵育 30 min 后,吸弃孔板内的染液,使用倒置荧光显微镜观察。

1.3.5 体外降解实验:SBF 是一种模拟体液,将复合材料浸入 SBF 中以评估其降解能力及生物活性。3D 打印尺寸为 10.8 mm×10.8 mm×9 mm,孔径为 1 mm 的复合材料骨支架用于测试;使用 SBF 溶液(pH=7.4)作为体外浸泡实验的腐蚀介质,以模拟使用该复合材料制备的骨支架在植入人体后的降解过程。将支架在 SBF 溶液中浸泡 30 d,分析不同组分复合材料支架体外腐蚀降解行为。此外,分别在降解实验前后及过程中测量骨支架质量,计算支架的降解失重比率。每组骨支架设置 3 个平行组,最终结果以 3 个平行组测试结果的平均值±标准差表示。

采用扫描电子显微镜对降解实验后的样品进行观察,将样品进行表面喷金处理,观察浸泡降解实验后各成分支架的表面形貌变化以及羟基磷灰石的生成。电镜电压设置为 20 kV,腔室真空度为 3.5×10^{-5} Pa。

2 结果与讨论

2.1 线材特性分析

复合材料线材制备在 3D 打印过程中起着至关重要的作用,对线材进行统计的参数有平均直径、最大/最小值、标准差与方差。Tab.1 记录了各项参数的数值。

Tab. 1 Analysis of filament produced using descriptive statistics

Filament diameter	
Average/mm	1.738
Max. value of filament/mm	1.826
Min. value of filament/mm	1.660
Standard deviation (SD)/mm	0.0298
Variance (VAR)	8.8×10^{-4}

线材直径受多种因素影响,包括原材料黏度、挤出口温度、挤出机螺杆转速等。线材标称直径为 1.75 mm,实际线材平均直径为 1.738 mm,略细于标称直径,且具有 12 μm 的偏差。线材制造商对于偏差的规定为小于 50 μm 即满足标准。由于 PLA 基材料混合了 PHB 与热稳定性更好的 nHA,复合材料具有更高的黏度,从而对线材的制备产生了影响。经实验,挤出机加热区温度 170 ℃为该复合材料最佳加热温度,复合材料线材满足使用要求。

Fig.2(a)为本文所用 nHA 的 SEM 图片;Fig.2(b)和 Fig.2(c)分别为制备的复合材料线材和 3D 打印过程;Fig.2(d)和 Fig.2(e)分别为使用 CATIA 绘制的骨支架三维模型和实际制作的复合材料骨支架;Fig.2(f)为用于力学性能测试的试件。

Fig.3(a)和 Fig.3(b)分别为线材的表面与断面 SEM 微观形貌展示图,其显示了复合材料各成分的混合状况以及 nHA 的分散状况。由于 PLA 与 PHB

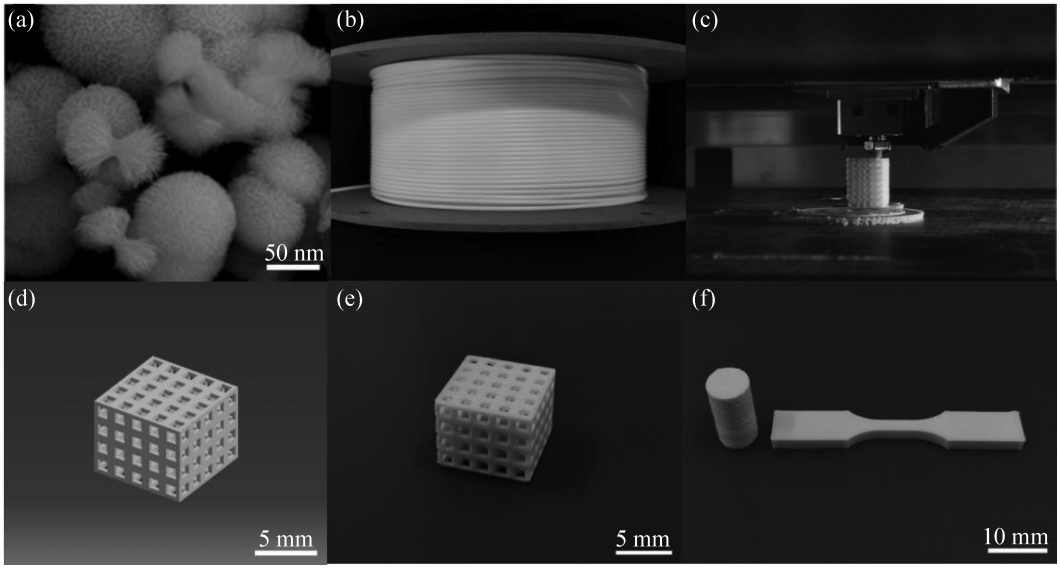


Fig. 2　(a) SEM morphology of nHA; (b) composite material filament; (c) FDM 3D printing process; (d) 3D modeling of the scaffold; (e) composite material scaffold; (f) mechanical test specimen

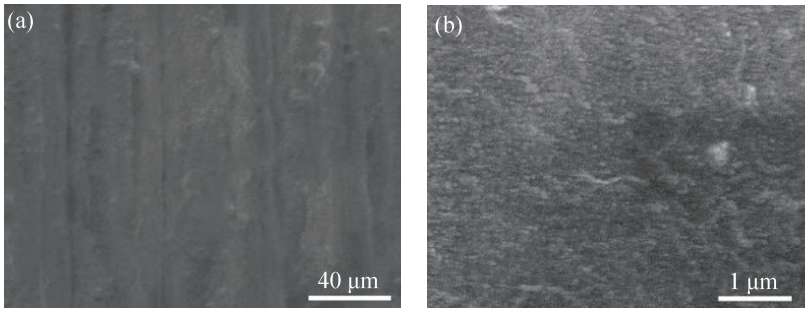


Fig. 3　(a) Surface morphology of the composite material filament; (b) sectional morphology of the composite material filament

具有差别较大的相对分子质量,且经过较长时间的熔融搅拌,这 2 种材料实现了高度的混合;在对线材表面的检查中未发现缺陷。对断面的检查中,发现了少量的 nHA 团簇,但团簇直径均未超过 5 μm;除了少量 nHA 团簇外,nHA 的分布较为均匀。

2.2　力学性能分析

Fig.4 为 PHB 含量不同时 PLA/PHB/nHA 复合材料的拉伸测试曲线及 E 和 R_p 数值。当混入 10% PHB 时,复合材料样品在测试中显示出了最高的数值,E 为 637.8 MPa,R_p 为 34.8 MPa,F_{max} 为 39.9 MPa。相对于 10% PHB 样品,20% PHB 样品在各项测试中数值分别下降 5.3%,10.4% 和 12.9%;而 30% PHB 样品在测试中显示出最低的数值,分别为 555.4 MPa,29.5 MPa 和 33.2 MPa;对比于 10% PHB 样品,3 项数值分别降低 12.9%,15.6% 和 15.4%。统计学分析各组间均存在显著差异(p<0.05)。

Fig.5 为 PHB 含量不同时 PLA/PHB/nHA 复合材料的压缩测试曲线及各项性能数值。10% PHB 样品的 E,R_p 和 F_{max} 分别为 1708.4 MPa,60.7 MPa 和 94.7 MPa。30% PHB 样品具有最低数值,分别为 1090 MPa,31.8 MPa 和 70.8 MPa。对比 10% PHB 样品,20% 与 30% PHB 样品 E 分别下降 30.3% 和 36.2%;R_p 分别下降 31.1% 和 47.6%;F_{max} 分别下降 17.7% 和 25.2%(p<0.05)。

骨替代物在体内服役期间需要保持一定的力学性能,以支撑生命体日常活动。资料显示,人体松质骨压缩强度为 0.2~80 MPa,皮质骨压缩强度为 130~180 MPa,弹性模量为 3~30 GPa[18]。PHB 含量的增

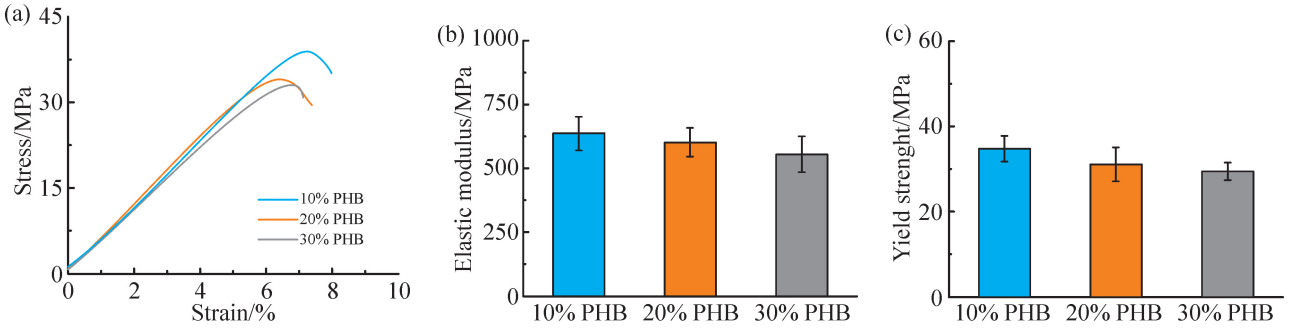


Fig. 4 (a) Tensile stress-strain curve; (b) elastic modulus of different materials; (c) yield strength of different materials

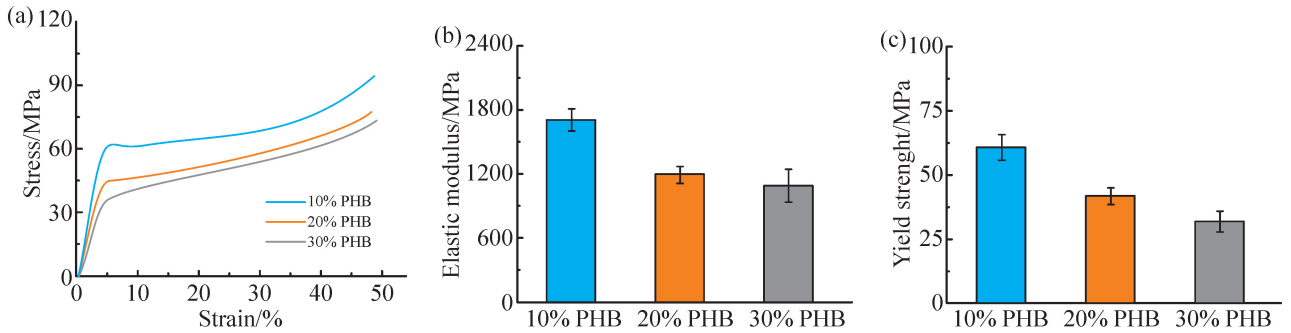


Fig. 5 (a) Compressive stress-strain curve; (b) compressive modulus of different materials; (c) yield strength of different materials

加会降低复合材料的力学强度,但在优化骨替代物的各项性能时需要根据植骨部位的具体要求对骨替代物的力学强度进行权衡。从松质骨到皮质骨,骨骼的力学性能差异很大。对于理想的骨植入物,力学性能应与自体骨的性能相匹配,以确保合理的载荷转移。

2.3 热稳定性分析

Fig.6(a)和 Fig.6(b)分别为不同成分 PLA/PHB/nHA 复合材料的 TGA 与 DSC 曲线。如图所示,在 0~600 ℃的范围内,3 种比例的复合材料在 240 ℃之前有较好的热稳定性,均无明显的热失重,表明加工过程不会导致材料热降解(215 ℃以下)。在 240~320 ℃温度范围内,复合材料中的 PHB 首先开始分解,失重速率略慢;在 320~400 ℃区间,3 种材料均发生明显热失重,主要为 PLA 与 PHB 大分子链的分解。PHB 的热稳定性较差,随着 PHB 含量增加,复合材料的分解温度小幅降低。此外,因材料中均含有 10% nHA,其热分解温度超过 1000 ℃,且 PLA 与 PHB 只含有 C,H 和 O 3 种元素,故在 600 ℃左右时 3 种材料热失重均在 80%以上,剩余少量碳残留物。

Fig.6(b)显示,在 160~180 ℃范围内,各成分复

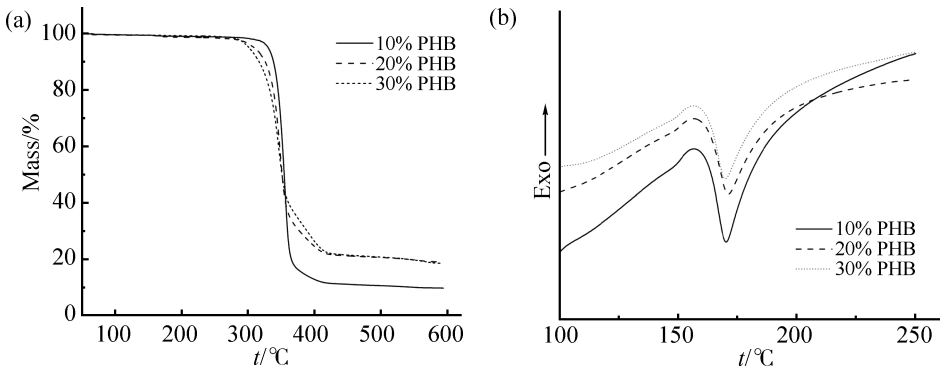


Fig. 6 (a) TGA and (b) DSC curves of composite materials with different compositions

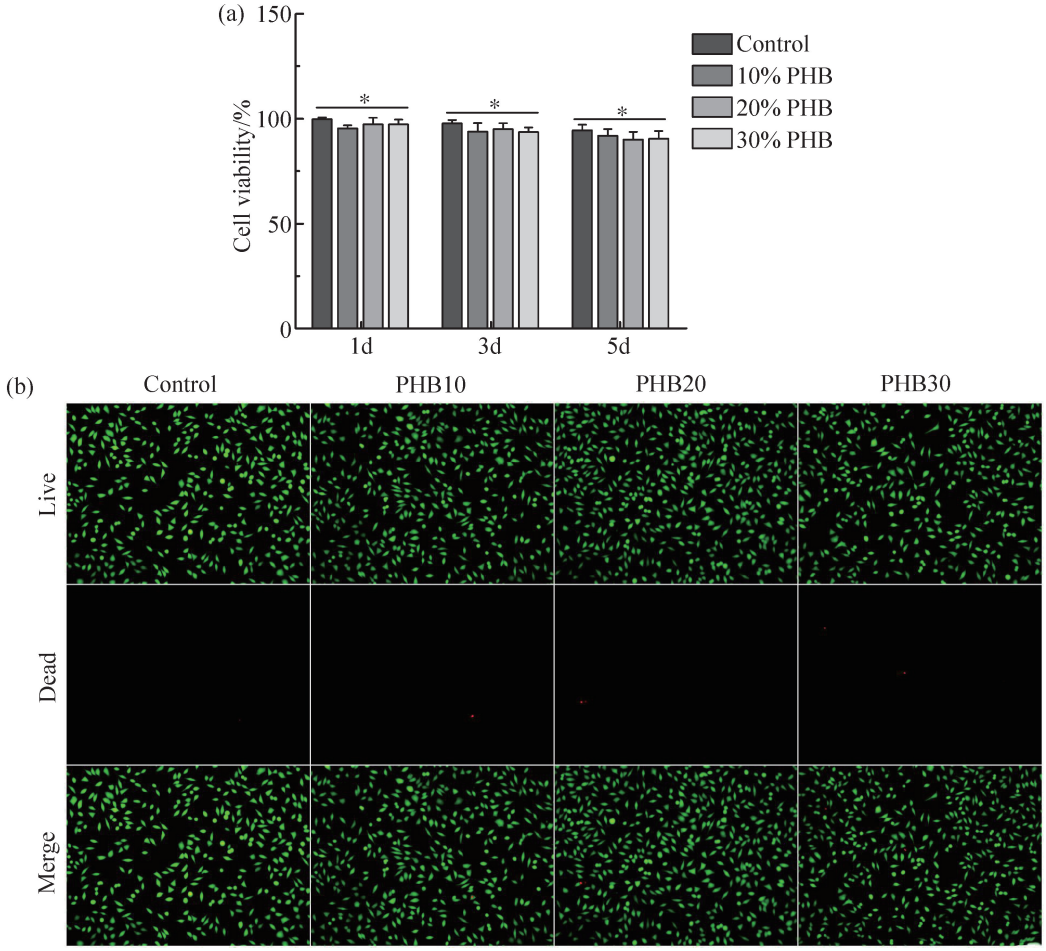


Fig. 7　(a) Biocompatibility evaluation of composite materials; (b) stained images of live and dead cells

合材料在扫描过程中只有 1 个宽峰,且 PLA 与 PHB 的熔融峰部分重叠。当 PHB 含量较低时,熔融峰以 PLA 为主。对于材料的热分解行为,DSC 曲线放热峰出现在 250 ℃以上,对应复合材料的分解,与 TGA 曲线的早期失重对应。结合 TGA 与 DSC 曲线分析,熔融共混后 PHB 与 PLA 相容性较好,但 PHB 含量增加小幅降低了复合材料的热稳定性。

2.4　细胞毒性分析

活/死细胞染色结果可直接反映材料的细胞毒性,活细胞和死细胞的组合图如 Fig.7(b)所示,其通过显微图像显示了支架上细胞的存活状态。其中第 1 排图像绿色纺锤体亮点为活细胞,第 2 排图像红色纺锤体亮点为死细胞,第 3 排图像为活死细胞合并染色。3 种样品与对照组分别培养 1 d 后几乎没有死细胞出现,持续培养 5 d 后仅出现少量死细胞,表明 L929 细胞在支架浸出液中存活且状况良好。细胞活力统计结果(Fig.7(a))显示,支架上细胞 5 d 存活率均达到 90% 以上,表明支架具有良好的生物相容性,可作为骨组织工程支架使用,无排斥反应。

2.5　降解性能分析

Fig.8(a~c)为各成分支架在 SBF 溶液中降解 30 d 后,扫描电子显微镜显示的支架表面形貌。Fig.8(a)表面发生轻微腐蚀,纤维形态由光滑变得粗糙;Fig.8(b)表面形成许多微小侵蚀坑,并可见少量孔洞,腐蚀程度加深;Fig.8(c)表面发生开裂崩解,同时形成微观多孔结构。各成分支架样品经降解后宏观结构未出现较大改变,但随着 PHB 含量增加,表面腐蚀程度加深,伴随有孔洞、裂纹及腐蚀产物等的产生。用于硬组织修复的材料应具有生物活性,即在体内植入后其表面会形成一层骨磷灰石。经过模拟体液浸泡后 3 种材料表面同时沉积有鳞片状羟基磷灰石,覆盖支架的纤维表面。

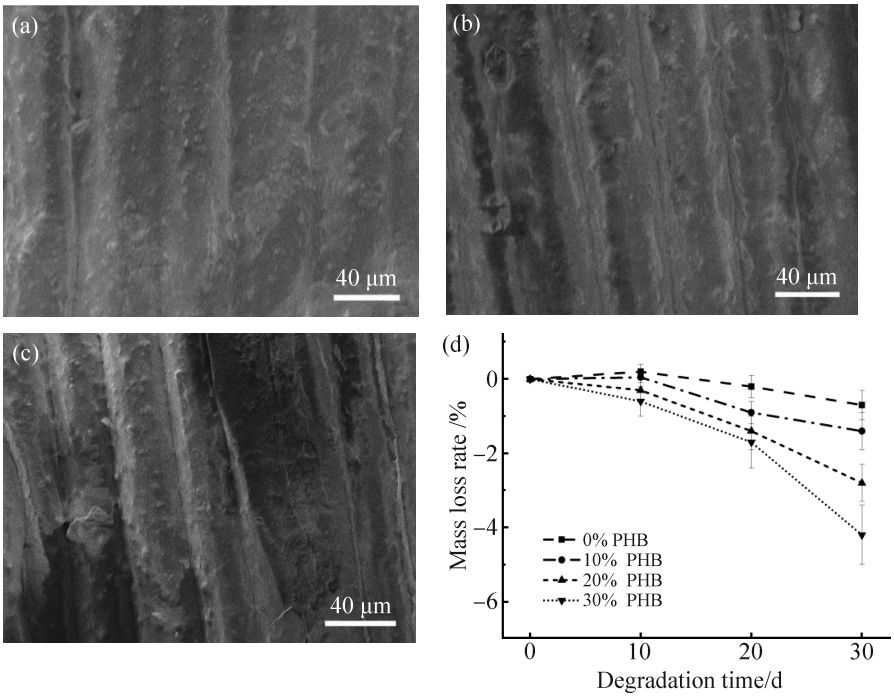


Fig. 8 Morphology of composite material scaffolds after the degradation of SBF for 30 d

(a):10% PHB; (b):20% PHB; (c):30% PHB; (d):degradation mass loss rate of scaffolds

根据 Fig.8(d),经 SBF 浸泡后,各组分复合材料支架均出现不同程度质量损失,且 PHB 含量越高,支架失重越明显。在浸泡过程中,各成分支架处于吸水增重、腐蚀/降解失重动态变化中。由于 PHB 材料降解特性较好,且共混物相较于单一组分更易降解,故当 PHB 含量增加,支架在相同时长下降解更快。材料的快速降解在支架表面形成了类似人体松质骨的微观多孔,和支架的 3D 打印宏观多孔结构共同增大了与液体的接触面积,增加了细胞黏附性,促进了新骨与新血管的形成及支架的降解。在满足力学性能与 3D 打印性能要求的前提下,当 PHB 含量为 30%时复合材料降解性能最佳,经过 30 d 的体外降解后,平均失重率为 4.3%。

3 结论

本文选用 PLA 与 PHB 为基材,加入 nHA 进行改性,制备了适用于 FDM 3D 打印的 PLA/PHB/nHA 复合材料,可通过控制 PHB 含量来调控材料的力学性能与降解速率,提升了材料的适用性与生物学性能。经实验检测,各成分复合材料的力学性能均能满足作为骨替物所需要求,且复合材料不具有细胞毒性,细胞增殖水平达到预期。随着 PHB 含量增加,复合材料热稳定性小幅降低,但降解速率加快。降解实验显示,当 PHB 含量为 30% 时,复合材料降解速率最快,同时可形成类似于松质骨的海绵状微观多孔结构,并伴有羟基磷灰石的附着。综合研究结果,相较于现有材料,该复合材料在各项使用性能上均有一定改善,且可通过 3D 打印针对不同应用场景快速完成不同结构骨替代物的制备,为进一步开发和改进骨替代材料提供了参考。

参考文献:

[1] Fillingham Y, Jacobs J. Bone grafts and their substitutes[J]. The Bone & Joint Journal, 2016, 98B(Suppl A): 6-9.

[2] Zhu G, Zhang T, Chen M, *et al*. Bone physiological microenvironment and healing mechanism: basis for future bone-tissue engineering scaffolds[J]. Bioactive Materials, 2021, 6: 4110-4140.

[3] Bose S, Roy M, Bandyopadhyay A. Recent advances in bone tissue engineering scaffolds[J]. Trends in Biotechnology. 2012, 30: 546-554.

[4] Ren X, Liu Q, Zheng S, *et al*. Synergistic delivery of bFGF and BMP-2 from poly (l-lactic-co-glycolic acid)/graphene oxide/hydroxyapatite nanofibre scaffolds for bone tissue engineering

applications[J]. RSC Advances, 2018, 8: 31911-31923.

[5] Ma N, Chen J, Chen Z, *et al*. Effect of different forms of SiO_2 nanoparticles on the performance of 3D-printed poly(lactic acid) composites[J]. Polymer Research, 2025, 32: 160.

[6] 刘嗣聪, 刘宏治, 殷亚然, 等. 生物可降解聚酯/生物陶瓷 3D 打印骨组织工程支架研究进展[J]. 复合材料学报, 2024, 41(4): 1672-1693.
Liu S C, Liu H Z, Yin Y R, *et al*. Research advances in 3D printed bone tissue engineering scaffolds based on biodegradable polyester/bioceramics[J]. Acta Materiae Compositae Sinica, 2024, 41(4): 1672-1693.

[7] 孙江涛, 张净凯, 毛贻椗, 等. 吸热墨水喷射 3D 打印高分子材料的研究现状与发展趋势[J]. 高分子材料科学与工程, 2023, 39(3): 181-190.
Sun J T, Zhang J K, Mao Y W, *et al*. Progress on heat-absorbing ink jetting 3D printing of polymers[J]. Polymer Materials Science & Engineering, 2023, 39(3): 181-190.

[8] 杨绍哲, 吴蓉, 张远康, 等. 生物可降解聚(乳酸-碳酸酯)材料研究进展[J]. 高分子材料科学与工程, 2024, 40(10): 162-170.
Yang S Z, Wu R, Zhang Y K, *et al*. Progress on research of biodegradable poly(lactic acid-carbonate) materials[J]. Polymer Materials Science & Engineering, 2024, 40(10): 162-170.

[9] Parvizifard M, Karbasi S. Physical, mechanical and biological performance of PHB-chitosan/MWCNTs nanocomposite coating deposited on bioglass based scaffold: potential application in bone tissue engineering[J]. International Journal of Biological Macromolecules, 2020, 152: 645-662.

[10] Baptista R, Guedes M. Morphological and mechanical characterization of 3D printed PLA scaffolds with controlled porosity for trabecular bone tissue replacement[J]. Materials Science & Engineering: C, 2021, 118: 111528.

[11] Zhang M, Thomas N L. Blending polylactic acid with polyhydroxybutyrate: the effect on thermal, mechanical, and biodegradation properties[J]. Advances in Polymer Technology, 2011, 30: 67-79.

[12] Sednickova M, Pekarova S, Kucharczyk P, *et al*. Changes of physical properties of PLA-based blends during early stage of biodegradation in compost[J]. International Journal of Biological Macromolecules, 2018, 113: 434-442.

[13] Argas B N, Sánchez T D, Zarazúa V L, *et al*. Structure of biomimetic apatite grown on hydroxyapatite (HA)[J]. Ceramics International, 2020, 46: 28806-28813.

[14] Beuriat P A, Lohkamp L N, Szathmari A, *et al*. Repair of cranial bone defects in children using synthetic hydroxyapatite cranioplasty (custombone)[J]. World Neurosurgery, 2019, 129: e104-e113.

[15] Fitzpatrick V, Martín M Z, Deck A, *et al*. Functionalized 3D-printed silk-hydroxyapatite scaffolds for enhanced bone regeneration with innervation and vascularization[J]. Biomaterials, 2021, 276: 120995.

[16] Yan D, Zeng B, Han Y, *et al*. Preparation and laser powder bed fusion of composite microspheres consisting of poly(lactic acid) and nano-hydroxyapatite[J]. Additive Manufacturing, 2020, 34: 101305.

[17] Åkerlund E, Diez E A, Grzeszczak A, *et al*. The effect of PCL addition on 3D-printable PLA/HA composite filaments for the treatment of bone defects[J]. Polymers, 2022, 14: 3305.

[18] Md S A P, Abdul R R A, Harun M N, *et al*. The influence of flow rates on the dynamic degradation behaviour of porous magnesium under a simulated environment of human cancellous bone[J]. Materials & Design, 2017, 122: 268-279.

Preparation and Properties of Polylactic Acid and Polyhydroxybutyrate 3D Printing Composites

Ziyang Chen[1,2], Ning Ma[1,2]

(*1. School of Mechanical Engineering, Shenyang Aerospace University, Shenyang 110136, China;*
2. Key Laboratory of Rapid Preparation Technology for Aircraft, Ministry of Education, Shenyang 110136, China)

ABSTRACT: Biodegradable polyester-based bone substitutes are widely used in tissue engineering and regenerative medicine. This study aimed to provide insights for the development of novel bone substitute materials by enhancing the performance and practicality of existing systems. Using polylactic acid (PLA) and polyhydroxybutyrate (PHB) as raw materials, nano-hydroxyapatite (nHA) was incorporated to modify the composite. The mechanical and degradation properties were tailored by adjusting the PHB content, while ensuring compatibility with 3D printing technologies. PLA/PHB/nHA composite filaments and scaffolds were successfully fabricated. Mechanical testing demonstrates that all parameters meet the application requirements. Increasing PHB content results in a moderate decline in mechanical properties but significantly improves the degradation capacity. The composite achieves the fastest degradation rate at a PHB content of 30%. Compared to conventional PLA, this material exhibits superior biocompatibility and degradation controllability. Cytotoxicity assays confirm a cell viability exceeding 90% for all compositions, without observed rejection.

Keywords: polylactic acid; polyhydroxybutyrate; 3D printing; hydroxyapatite; degradable bone materials