doi:10.3969/j.issn.1672-1292.2026.02.004

双机械臂共形修复系统

蔡李想[1,2],谭歆榕[1,2],冯春梅[1,2],施建平[1,2]

(1.南京师范大学南瑞电气与自动化学院,江苏 南京 210023)
(2.南京师范大学江苏省三维打印装备与制造重点实验室,江苏 南京 210023)

[**摘要**] 3D 生物打印技术能够精确沉积生物细胞和生物材料,已成为构建生物骨骼、组织和器官的一种前沿方法. 其中,机械臂 3D 打印修复技术对大型动物的长节段骨缺损具有良好的治疗效果. 然而,生物缺损部位表面通常为非平坦结构,这对大部分只能制造水平支架的传统 3D 修复技术构成了重大挑战. 设计一款双机械臂共形修复系统,有效减少修复时间的同时实现破损部位的共形打印,充分提高修复速度与修复质量. 通过在猪胫骨模型上进行修复实验,验证了该方案的可行性,为未来的个性化医疗和组织修复进一步研究提供参考.

[**关键词**] 机械臂修复,共形 3D 打印,生物打印
[**中图分类号**]TP241;TP391.73 [**文献标志码**]A [**文章编号**]1672-1292(2026)02-0030-08

Dual Robotic Arm Conformal Repair System

Cai Lixiang[1,2], Tan Xinrong[1,2], Feng Chunmei[1,2], Shi Jianping[1,2]

(1.School of Electrical and Automation Engineering, Nanjing Normal University, Nanjing 210023, China)
(2.Jiangsu Key Laboratory of 3D Printing Equipment and Manufacturing, Nanjing Normal University, Nanjing 210023, China)

Abstract: 3D bioprinting technology, which allows for the precise deposition of biological cells and materials, has emerged as a promising method for designing biological scaffolds, tissues, and organs. Among these methods, robotic arm 3D printing repair technology has shown good therapeutic effects for long segmental bone defects in large animals. However, since the surface of biological defects is not flat, this poses a significant challenge to traditional 3D repair techniques, which typically manufacture horizontal scaffolds. Therefore, this paper presents a dual robotic arm conformal repair system that effectively reduces repair time while achieving conformal printing of the defect site. This system significantly improves repair speed and quality. The feasibility of this approach is validated through repair experiments conducted on a pig tibia model, contributing to future research in personalized medicine and tissue repair.

Key words: robotic arm repair, conformal 3D printing, bioprinting

随着当今自动化、数字化、材料科学和组织工程技术的进步与融合,生物 3D 打印技术迎来不断发展的契机[1-2]. 设计并制造出合适的功能性组织和器官,已经成为组织工程领域的研究前沿,生物 3D 打印被认为是最有可能实现这一目标的技术[3]. 根据《2022 中国卫生健康统计年鉴》显示,我国医院患者年龄 60 岁及以上人群占比最高,骨科骨缺损的临床治疗需求巨大. 2022 年,国内骨科骨缺损修复材料行业的市场规模约为 43.1 亿元,2014—2022 年市场规模复合增长率超 18%. 3D 打印技术有望为解决骨缺损疾病提供新的有效路径.

实现 3D 生物打印需综合考虑两个方面. 首先是选择适合目标组织的 3D 打印技术. 例如,喷墨生物打印因其覆盖速度快,适合较大且较浅的受损区域,常用于皮肤伤口修复[4];相对而言,基于挤压的技术更适合骨和软骨的重塑[5-7]. 此外,当需要在生物体内直接打印新生组织时,原位生物打印(situ bioprinting)可能更具优势[8].

原位生物打印的优势和潜力体现在以下几点:(1)能够针对患者重建特定伤口;(2)直接在伤口部位

收稿日期:2024-10-11.
基金项目:国家自然科学基金项目(52005268).
通讯作者:施建平,博士,副教授,研究方向:嵌入式控制系统、多机器人智能控制技术、智能器件 3D 打印技术、AI 机器学习. E-mail:jpshi@njnu.edu.cn

打印,省去传统手术中的多道工序;(3)有潜力将诊断与治疗相结合[9]. 这项技术已被广泛应用于组织修复,Ma 等[10]在家兔模型中评估其对软骨的治疗能力,Zhou 等[11]在大鼠肝脏表面打印螺旋导电水凝胶,Zhu 等[12]开发了可实时调整打印过程的系统,允许在运动的肺模型上进行原位 3D 打印.

尽管原位打印具有巨大潜力,但仍存在难点阻碍其发展. 生物打印通常在平坦基底上进行,而缺陷部位复杂不规则,导致打印表面与目标表面难以对齐. 此外,处理和修复过程可能损坏机械性能较弱的生物细胞结构,且伤口暴露时间过长增加了感染风险[13-16].

共形 3D 打印能够在避免碰撞损伤生物组织的情况下进行修复. 其刀头路径在 X、Y、Z 三个轴上同时移动,可在自由曲面上构建特定三维结构[17-18],打破空间限制,拓宽 3D 打印的应用范围[19-20]. 此外,在非平面上直接打印,在材料成本和结构强度等方面比传统 3D 打印更具优势[21].

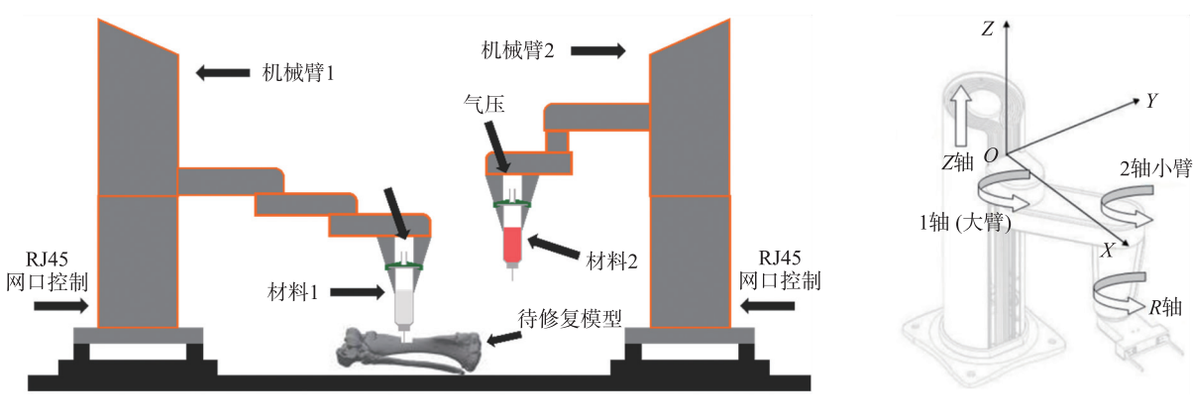
此外研究表明,股骨皮质骨的拉伸强度极限为 44.05±8.81 MPa,压缩强度极限为 146.56±5.22 MPa[22]. 而股骨松质骨的拉伸强度极限为 0.858~2.956 MPa,压缩强度极限为 2.637~4.141 MPa[23]. 目前,3D 打印骨修复技术主要支持单一材料,难以实现非均质骨组织的复杂结构修复. 为此,本文开发了一款双机械臂共形修复系统,能够根据不同骨质需求,使用不同的生物墨水进行原位打印. 该系统已在猪胫骨模型上验证了其可行性,为未来生物体修复奠定基础.

1 机械臂协作打印功能实现

本文使用两台 SCARA 机械臂(慧灵科技 Z-Arm 1632),相比于传统的机械臂具有在狭小空间灵活工作,支持二次开发,重量轻等优势. 机械臂未配备满足 3D 打印的材料挤出装置,实验开发的挤出机满足机械臂额定负载 1 kg,重复定位精度为±0.01 mm,对于在体修复骨组织拥有较高的精度,运动模式契合实验需要双机械臂共形修复,示意图如图 1(a)所示.

使用 Simplify3D 生成 G 代码通常用于增材制造,但不直接支持操作机械臂. 因此,开发了一个 G 代码解释器,将 G 代码转换为机械臂操作指令. 此外,还编写了 Hitbot 类提供底层控制接口和进退刀功能,doubleRobot 类读取 G 代码和双机械臂协作的逻辑规划,relayer 类提供继电器控制的抽象实现,便于用户编写硬件驱动代码,同时还开发了图形界面类 app 以优化用户操作体验. 两台机械臂通过 RJ45 网口连接,使用静态 IP 进行协同操作,最终实现了协作打印功能.

两台机械臂有独立的坐标系,并且机械臂坐标系和模型坐标系也不一致,为了两机械臂能够在同一个打印坐标系下正确运动到指定位置,打印前需要校正打印平台和两台机械臂之间的坐标系. 对于较低自由度的机械臂可以利用几何关系建立其正逆运动学关系. 假设基座位于原点,并且所有关节初始位置都在 XOY 平面上,建立坐标系如图 1(b),R 轴在打印过程中不需要运动,Z 轴的位移仅需要考虑来自平移关节的运动,机械臂的末端执行器可将关节角度转为直角坐标系的位置来确定.



(a) 双机械臂共形打印示意图　　(b) 机械臂相对坐标系

图 1　双机械臂协同打印系统示意图

Fig. 1　Schematic diagram of the dual robotic arm collaborative printing system

利用拖动示教算法和转换算法,确定打印坐标系与机械臂坐标系的变换关系. 打印坐标点通过标尺测量,标定点间距大于 150 mm,测量误差为±0.5 mm,单位化后误差不超过 0.3%. 移动机械臂至标定点后,

获取机械臂坐标,从而解出变换矩阵如图 2 所示. 为建立打印坐标系与机构臂坐标系之间的变换关系,则已知三个正交单位向量:

$$\begin{cases}\overrightarrow{O_sX_{s1}}=\dfrac{\overrightarrow{O_sX_{s1}}}{|\overrightarrow{O_sX_{s1}}|},\\ \overrightarrow{O_sY_{s1}}=\dfrac{\overrightarrow{O_sY_{s1}}}{|\overrightarrow{O_sY_{s1}}|},\\ \overrightarrow{O_sZ_{s1}}=\overrightarrow{O_sX_{s1}}\times\overrightarrow{O_sY_{s1}}.\end{cases}\tag{1}$$

其中,$O_s(O_1)$、X_{s1}、Y_{s1}分别为坐标系 1(即打印坐标系)的原点、X 轴正半轴、Y 轴正半轴上的点,将$\overrightarrow{O_sX_{s1}}$和$\overrightarrow{O_sY_{s1}}$单位化后叉乘获得$\overrightarrow{O_sZ_{s1}}$. 而 O_s、X_{s1}、Y_{s1}在坐标系 2(机械臂坐标系下)的坐标设为 O_2、X_{s2}、Y_{s2},则可获得向量:

$$\begin{cases}\overrightarrow{O_2X_{s2}}=(a_{sx},b_{sx},c_{sx}),\\ \overrightarrow{O_2Y_{s2}}=(a_{sy},b_{sy},c_{sy}),\\ \overrightarrow{O_2Z_{s2}}=(a_{sz},b_{sz},c_{sz}).\end{cases}\tag{2}$$

因此,$\boldsymbol{R}_b$ 有

$$\begin{cases}\overrightarrow{O_2X_{s2}}=\boldsymbol{R}_b\cdot\overrightarrow{O_sX_{s1}},\\ \overrightarrow{O_2Y_{s2}}=\boldsymbol{R}_b\cdot\overrightarrow{O_sY_{s1}},\\ \overrightarrow{O_2Z_{s2}}=\boldsymbol{R}_b\cdot\overrightarrow{O_sZ_{s1}}.\end{cases}\quad \boldsymbol{R}_b=\begin{bmatrix}a_{sx}&a_{sy}&a_{sz}\\ b_{sx}&b_{sy}&b_{sz}\\ c_{sx}&c_{sy}&c_{sz}\end{bmatrix}.\tag{3}$$

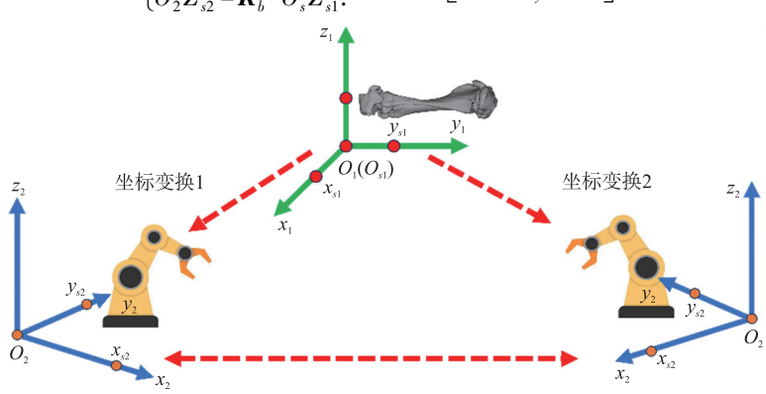


图 2　坐标变换矩阵示意图

Fig. 2　Schematic diagram of the coordinate transformation matrix

通过式(3)可求出 $\boldsymbol{R}_b$ 即可获得打印坐标系转变为机械臂坐标系的旋转矩阵,然后获得平移向量 $\boldsymbol{T}_p=\overrightarrow{O_2}+\overrightarrow{O_1}$,这通常是(0,0,0).

最后获得坐标变换矩阵 $\boldsymbol{T}_b$,利用此算法将切片坐标转换成机械臂坐标通过双机械臂进行打印任务.

2　机械臂共形打印算法

为应对不平整的修复表面,本文开发了一套共形算法以解决该问题. 共形打印算法用于生成在复杂打印平面上的共形轨迹. 本文使用了一种将有序轨迹点投影到网孔上的共形路径生成算法. STL 文件广泛用于 3D 打印和计算机辅助设计领域[24],利用扫描方式得到的点云信息进行构网后可以得到包含大量三角面片的 STL 文件,如图 3 所示. 以二进制的 STL 文件为例,文件由 80 字节的文件头,4 个字节的三角面数量,及每个三角面片信息组成. 每个三角面片的信息由其顶点的

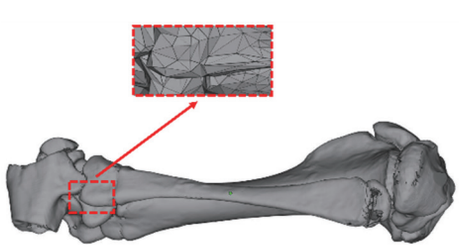


图 3　猪胫骨表面三角面片示意图

Fig. 3　Schematic diagram of triangular facets on the surface of the pig tibia

三维坐标与三角面片的法向量坐标组成,如表 1 所示.

表 1　STL 文件属性信息

Table 1　STL file attribute information

字节数	数据类型	描述	字节数	数据类型	描述
80	Ascll	头文件,无数据意义	4	浮点型	顶点 2 的坐标 x
4	无符号长整数	文件中三角面片数量	4	浮点型	顶点 2 的坐标 y
4	浮点型	法线的向量的 i 分量	4	浮点型	顶点 2 的坐标 z
4	浮点型	法线的向量的 j 分量	4	浮点型	顶点 3 的坐标 x
4	浮点型	法线的向量的 k 分量	4	浮点型	顶点 3 的坐标 y
4	浮点型	顶点 1 的坐标 x	4	浮点型	顶点 3 的坐标 z
4	浮点型	顶点 1 的坐标 y	2	无符号整数	属性信息计数
4	浮点型	顶点 1 的坐标 z			

实验使用的是基于扩展三角面的共形打印方式,算法的输入是初始打印轨迹的 G 代码、被投影物体的 STL 文件,利用本实验开发出的共形打印算法进行处理,得到共形轨迹. 共形算法的基本原理如图 4(a),先获得一个打印的初始轨迹,之后利用算法投射到所需要的模型上.

进行投影后,由于模型表面不规则(打印平面的 z 坐标不同),连续两点之间的距离增大,如图 4(b)所示,导致部分轨迹点相对稀疏,影响打印质量. 为了避免挤出头移动中碰撞模型表面,算法获得连续路径点之间的距离,超过设定范围进行插补,得到补偿轨迹如图 4(c)所示,则补偿点 M 坐标通过插值公式可得:

$$x_m=\frac{x_0+\lambda x_1}{1+\lambda},\quad y_m=\frac{y_0+\lambda y_1}{1+\lambda}. \tag{4}$$

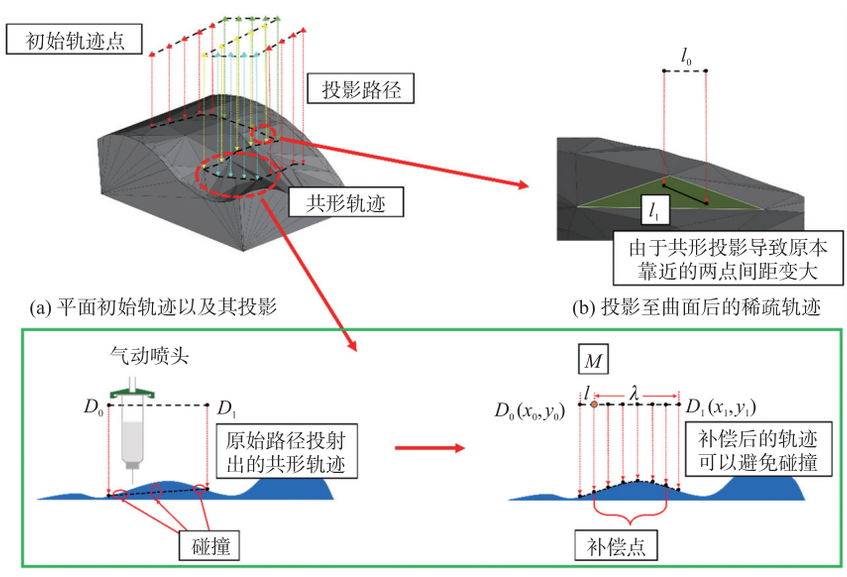


图 4　共形算法原理示意图

Fig. 4　Schematic diagram of the conformal algorithm principle

利用 STL 文件中包含的三角面片信息可以求出每个三角面片所在无限平面的方程,算法使用克莱姆法则获得平面方程相较其他方式不需要知道平面法向量,仅需三角面片顶点坐标 $E(x_e,y_e,z_e)$,$F(x_f,y_f,z_f)$,$G(x_g,y_g,z_g)$. 可简化程序,得到的平面方程为 $Ax+By+Cz+D=0$,式中

$$A=\frac{\begin{vmatrix}-D & y_e & z_e\\ -D & y_f & z_f\\ -D & y_g & z_g\end{vmatrix}}{\begin{vmatrix}x_e & y_e & z_e\\ x_f & y_f & z_f\\ x_g & y_g & z_g\end{vmatrix}},\quad B=\frac{\begin{vmatrix}x_e & -D & z_e\\ x_f & -D & z_f\\ x_g & -D & z_g\end{vmatrix}}{\begin{vmatrix}x_e & y_e & z_e\\ x_f & y_f & z_f\\ x_g & y_g & z_g\end{vmatrix}},\quad C=\frac{\begin{vmatrix}x_e & y_e & -D\\ x_f & y_f & -D\\ x_g & y_g & -D\end{vmatrix}}{\begin{vmatrix}x_e & y_e & z_e\\ x_f & y_f & z_f\\ x_g & y_g & z_g\end{vmatrix}}. \tag{5}$$

算法设计的投影向量为(0,0,-1),并基于补偿轨迹上的每一点坐标进行共形投影,则已知投影点为 $T_0(x_t,y_t,z_t)$,投影方程为

$$\begin{cases} x-x_t=0, \\ y-y_t=0, \\ Ax+By+Cz+D=0. \end{cases} \tag{6}$$

则投影点与平面交点 $P_j(x_p,y_p,z_p)$ 为

$$\frac{x-x_t}{i}=\frac{y-y_t}{j}=\frac{z-z_t}{k}. \tag{7}$$

多个三角面片所在无限平面相交,如图 5(a)所示. 在同一个投影直线下投影点 T_0 与多个三角面片所在的无限平面产生交点,如图 5(b)所示. 算法计算每个无限平面的交点,再通过 Heron 公式判断是否在该无限平面内的三角面片上,如图 5(c)所示.

因此,交点 P_j 与三角面片顶点 E、F、G 构成的三个子三角形($\triangle EFP$、$\triangle EGP$、$\triangle FGP$)以及 $\triangle EFG$ 的半周长 P 为:

$$\begin{cases} p_{EFP}=(EF+EP+FP)/2, \\ p_{EGP}=(EG+EP+GP)/2, \\ p_{FGP}=(FG+FP+GP)/2, \\ p_{EFG}=(EF+EG+FG)/2. \end{cases} \tag{8}$$

其中,EF 表示顶点与 E 与 F 之间的欧氏距离,其余符号类推. 各三角形面积的计算采用海伦公式:

$$\begin{cases} S_1=S_{EFP}=\sqrt{p_{EFP}(p_{EFP}-EF)(p_{EFP}-EP)(p_{EFP}-FP)}, \\ S_2=S_{EGP}=\sqrt{p_{EGP}(p_{EGP}-EG)(p_{EGP}-EP)(p_{EGP}-GP)}, \\ S_3=S_{FGP}=\sqrt{p_{FGP}(p_{FGP}-FG)(p_{EGP}-FP)(p_{EGP}-GP)}, \\ S_4=S_{EFG}=\sqrt{p_{EFG}(p_{EFG}-EF)(p_{EFG}-EG)(p_{EFG}-FG)}. \end{cases} \tag{9}$$

如图 5(d)算法进行共形投射时至少与封闭模型的两个三角面片有交点(此处球体模型作示意图更直观),

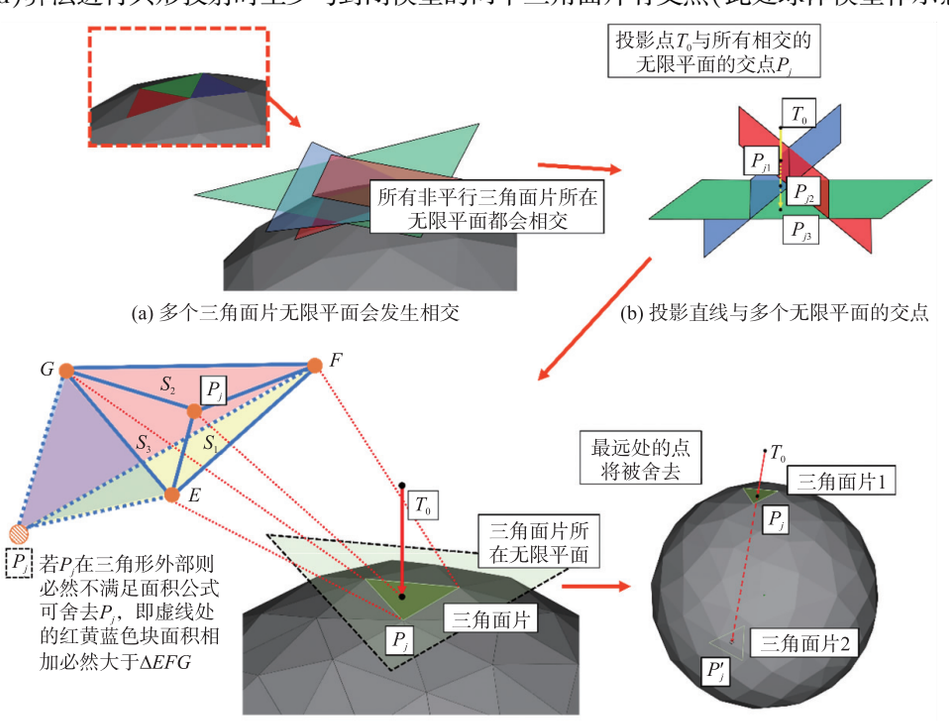


图 5　共形投影原理示意图

Fig. 5　Schematic diagram of the conformal projection principle

将上表面的交点保留(即留下距离最近的点),将投射路径的所有点通过上述方式计算即可获得共形路径.

3 打印测试

通过转换矩阵 $\boldsymbol{T}_b$ 获得模型的机械臂坐标系位置,可实现基础的打印工作. 利用共形算法可以完成复杂的打印任务,机械臂在平整表面的打印效果如图 6 所示.

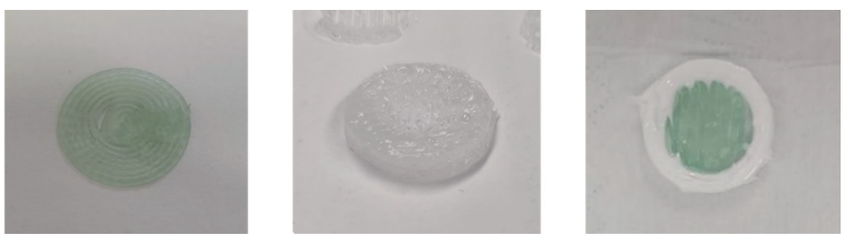
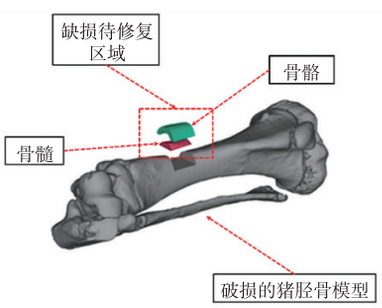


图 6　机械臂在平整表面打印效果图

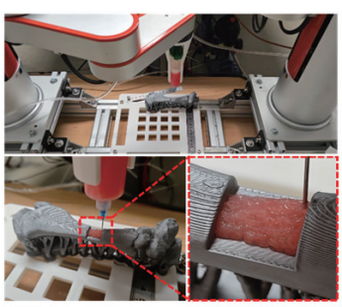
Fig. 6　Schematic diagram of robotic arm printing on a flat surface

实验用巴马猪的胫骨扫描后,将数字模型转换为 STL 文件并在 Magics 21.0(Materialise,Belgium)中编辑. 手动切除长 12 mm、宽 14 mm、最大深度 6 mm 的斜坡作为缺损部分. 通过布尔运算生成骨髓部分模型,并保存切除后的模型、缺损部分模型和骨髓模型的 STL 文件. 最后,使用 PLA 材料打印切除后的猪胫骨模型,如图 7(a)所示.

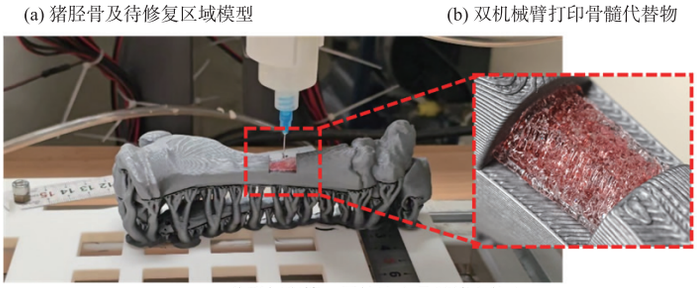
使用双机械臂在猪胫骨上打印骨髓代替物如图 7(b),打印完毕切换成装有骨骼替代物的喷头,采用共形打印的方法在骨髓代替物上打印骨骼代替物,实现多材料修复,同时确保外形与骨骼吻合. 首先,将骨髓模型的 STL 文件导入 Simplify3D,设置层厚为 0.5 mm,喷嘴直径 0.39 mm、气压 200 kPa、打印速度 3 mm/s 进行打印. 然后,将缺损模型的 STL 文件导入 Magics,从最外层上表面开始偏移,每偏移 0.4 mm 将偏移出的部分单独分离出,处理 5 次,得到理想打印形状. 选取每个模型下表面的水平投影作为打印轨迹,输入至算法,每层打印将在上一层打印结束后更新的基体模型上进行,为作区分使用颜色不同的水凝



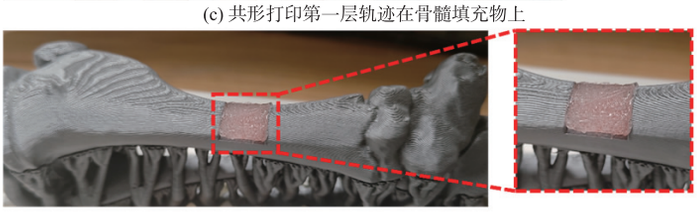
(a) 猪胫骨及待修复区域模型



(b) 双机械臂打印骨髓代替物



(c) 共形打印第一层轨迹在骨髓填充物上



(d) 模型修复完毕骨髓填充饱满均匀

图 7　猪胫骨修复过程示意图

Fig. 7　Schematic diagram of the pig tibia repair process

胶打印,参数保持不变.

算法处理过的第一层轨迹在骨髓填充物上进行共形修复如图 7(c)所示,实验获得的共形修复层在骨髓代替物表面非常贴合,共形效果理想. 继续修复破损部位将骨骼替代物完全覆盖缺损模型表面如图 7(d)所示,缺陷部位填充饱满均匀,不存在材料坍塌现象,可以达到所需的修复效果.

4 结论

本文主要针对复杂骨缺损修复中传统 3D 打印技术存在的曲面适配性差、修复效率低、多材料协同困难等核心问题. 提出并构建了一套基于双机械臂协同控制的共形 3D 打印系统. 通过共形 3D 打印算法,将平面轨迹点沿方向向量投影至打印基体表面,实现平面轨迹到曲面共形轨迹的转换. 最后,通过猪胫骨模型实验验证了该技术在自由曲面修复及应用中的可行性. 在猪胫骨缺损修复中,使用原位 3D 打印的方法来填充骨髓替代物,再切换喷头使用共形打印的方法填充骨骼替代物,成功实现了对骨缺损部位的修复,展示了该技术在骨科领域的潜在应用. 研究结果表明,共形 3D 打印技术在组织修复中具有良好效果,可为临床应用提供参考.

[参考文献](References)

[1] Li L,Shi J P,Ma K W,et al. Robotic in situ 3D bio-printing technology for repairing large segmental bone defects[J]. Journal of Advanced Research,2021,30:75-84.

[2] 杨继全,施建平,翟飞琦,等. 基于 3D 打印的异质零件的应用[J]. 2022,51(7):1-8.

[3] McCormack A,Highley C B,Leslie N R,et al. 3D printing in suspension baths:Keeping the promises of bioprinting afloat[J]. Trends in Biotechnology,2020,38(6):584-593.

[4] Skardal A,Mack D,Kapetanovic E,et al. Bioprinted amniotic fluid-derived stem cells accelerate healing of large skin wounds [J]. Stem Cells Translational Medicine,2012,1(11):792-802.

[5] Li L,Yu F,Shi J P,et al. In situ repair of bone and cartilage defects using 3D scanning and 3D printing[J]. Scientific Reports,2017,7(1):9416.

[6] Lipskas J,Deep K,Yao W. Robotic-assisted 3D bio-printing for repairing bone and cartilage defects through a minimally invasive approach[J]. Scientific Reports,2019,9(1):3746.

[7] Bella D C,Duchi S,O'Connell C D,et al. In situ handheld three-dimensional bioprinting for cartilage regeneration[J]. Journal of Tissue Engineering and Regenerative Medicine,2018,12(3):611-621.

[8] Amini A R,Laurencin C T,Nukavarapu S P. Bone tissue engineering:Recent advances and challenges[J]. Critical Reviews In Biomedical Engineering,2012,40(5):363-408.

[9] Ding H Z,Chang R C. Simulating image-guided in situ bioprinting of a skin graft onto a phantom burn wound bed[J]. Additive Manufacturing,2018,22:708-719.

[10] Ma K W,Zhao T Z,Yang L F,et al. Application of robotic-assisted in situ 3D printing in cartilage regeneration with HAMA hydrogel:An in vivo study[J]. Journal of Advanced Research,2020,23:123-132.

[11] Zhou C,Yang Y Z,Wang J X,et al. Ferromagnetic soft catheter robots for minimally invasive bioprinting[J]. Nature Communications,2021,12(1):5072.

[12] Zhu Z J,Park H S,Mcalpine M C. 3D printed deformable sensors[J]. Science Advances,2020,6(25):aba5575.

[13] Singh S,Choudhury D,Yu F,et al. In situ bioprinting:Bioprinting from benchside to bedside? [J]. Acta Biomaterialia,2020,101:14-25.

[14] Wu Y,Ravnic D J,Ozbolat I T. Intraoperative bioprinting:Repairing tissues and organs in a surgical setting[J]. Trends Biotechnology,2020,38(6):594-605.

[15] Zhu Z J,Ng D W H,Park H S,et al. 3D-printed multifunctional materials enabled by artificial-intelligence-assisted fabrication technologies[J]. Nature Reviews Materials,2021,6(1):27-47.

[16] Thai M T,Phan P T,Tran H A,et al. Advanced soft robotic system for in situ 3D bioprinting and endoscopic surgery[J]. Advanced Science,2023,10(12):2205656.

[17] Kucukdeger E,Johnson B N. Closed-loop controlled conformal 3D printing on moving objects via tool-localized object position sensing[J]. Journal of Manufacturing Processes,2023,89:39-49.

[18] Uzel S G M,Weeks R D,Eriksson M,et al. Multimaterial multinozzle adaptive 3D printing of soft materials[J]. Advanced Materials Technologies,2022,7(8):2101710.

[19] Emon O F,Alkadi F,Kiki M,et al. Conformal 3D printing of a polymeric tactile sensor[J]. Additive Manufacturing Letters,2022,2:100027.

[20] Ji Z H,Brion D A J,Samson K D G,et al. Facile method for 3D printing conformally onto uneven surfaces and its application to face masks[J]. Scientific Reports,2023,13(1):21659.

[21] Chakraborty D,Reddy B A,Choudhury A R. Extruder path generation for curved layer fused deposition modeling[J]. Computer-Aided Design,2008,40(2):235-243.

[22] 吴淑琴. 股骨皮质骨生物力学特性研究[J]. 中北大学学报(自然科学版),2012,33(2):216-220.

[23] 赵宝林,罗民,马洪顺. 国人股骨下端松质骨力学性质实验研究[J]. 北京生物医学工程,2004,23(2):143-146.

[24] 董得义,谢川,李彦生,等. 基于 MFC 的 STL 格式数据文件接口问题研讨[J]. 现代制造工程,2005(5):53-55.

[责任编辑:陈　庆]