

引文格式:

赵小文, 李凯华, 白雪岭. 3D 打印钛合金个性化颅骨修复体抗冲击性能研究 [J]. 集成技术, 2022, 11(6): 48-56.

Zhao XW, Li KH, Bai XL. Research on impact resistance of 3D printing titanium alloy personalized cranial prosthesis [J].

Journal of Integration Technology, 2022, 11(6): 48-56.

3D 打印钛合金个性化颅骨修复体抗冲击性能研究

赵小文¹ 李凯华¹ 白雪岭^{2*}

¹(深圳市艾科赛龙科技股份有限公司 深圳 518053)

²(中国科学院深圳先进技术研究院 深圳 518055)

摘 要 基于患者颅骨 CT 数据进行个性化设计、制造的 3D 打印钛合金个性化颅骨修复体, 可完美匹配颅骨个性化缺损, 并进行有效修复, 但以往相关研究很少关注颅骨修复产品的抗冲击性能。因此, 基于电子束熔融技术, 该文设计制造了一种新型多孔结构颅骨修复体, 并利用落球冲击装置对 3D 打印钛合金个性化颅骨修复体和数字成型三维塑形钛网进行抗冲击性能试验, 对比研究两种产品的抗冲击性能, 评价冲击变形对颅内脑组织的影响。实验结果显示, 3D 打印钛合金个性化颅骨修复体组在冲击过程中平均最大变形为 0.7 mm, 远小于数字成型三维塑形钛网的平均最大变形 5.9 mm。对比研究表明, 3D 打印钛合金个性化颅骨修复体具有更好的抗冲击性能, 还可有效修复颅骨缺损、保护颅内脑组织。

关键词 抗冲击性能; 3D 打印; 颅骨修复体; 钛合金; 多孔结构

中图分类号 R 318.17 文献标志码 A doi: 10.12146/j.issn.2095-3135.20220705001

Research on Impact Resistance of 3D Printing Titanium Alloy Personalized Cranial Prosthesis

ZHAO Xiaowen¹ LI Kaihua¹ BAI Xueling^{2*}

¹(Shenzhen Excellent Technology Co., Ltd., Shenzhen 518053, China)

²(Shenzhen Institute of Advanced Technology, Chinese Academy of Sciences, Shenzhen 518055, China)

*Corresponding Author: xl.bai@siat.ac.cn

Abstract Personalized 3D printing titanium alloy cranial prosthesis can be designed and manufactured based on the patient's CT data to perfectly match and effectively repair the cranial defect. However, previous studies paid little attention to the impact resistance of the cranial prosthesis. In this paper, a novel personalized 3D printing cranial prosthesis is developed based on the electron beam melting technology. The impact resistance of 3D printing titanium alloy personalized cranial prosthesis and digital 3D forming

收稿日期: 2022-07-05 修回日期: 2022-07-29

基金项目: 深圳市科技计划项目 (JCYJ20170818164059405)

作者简介: 赵小文, 研究员, 研究方向为医疗大数据架构及算法、3D 打印个性化植入体; 李凯华, 工程师, 研究方向为 3D 打印个性化植入体; 白雪岭 (通讯作者), 高级工程师, 研究方向为骨科植入器械、3D 打印技术在医疗领域应用, E-mail: xl.bai@siat.ac.cn.

titanium mesh are measured via the falling ball impact device. Results show that the average maximum deformation of 3D printing titanium alloy personalized cranial prosthesis is 0.7 mm, which is much less than the 5.9 mm average maximum deformation of digital forming titanium mesh. In summary, 3D printing personalized cranial prosthesis has good impact resistance in repairing the cranial defect and protecting the intracranial brain tissue.

Keywords impact resistance; 3D printing; cranial prosthesis; titanium alloy; porous structure

Funding This work is supported by Shenzhen Science and Technology Innovation Committee (JCYJ20170818164059405)

1 引言

颅骨骨折在闭合性颅脑损伤中约占 15%，在重度颅脑损伤中约占 70%。在颅骨缺损修补材料力学性能研究中，对人的颅骨抗冲击能力进行研究具有十分重要的意义。颅骨缺损一般是由于各种意外伤害、颅骨减压和颅骨病变导致的穿凿性破坏或切除颅骨病损，颅骨缺损后，由于大气压作用，颅内生理平衡被打破，会改变颅内血液循环，导致癫痫、颅骨缺损综合征等并发症^[1-5]。

颅骨修补术是治疗颅骨缺损常见的手术方法，其通过恢复颅骨的完整结构，进而恢复颅骨连续性，稳定颅内压力，重建脑组织的保护屏障，改善脑血流动力学，促进感觉、运动功能、神经功能的恢复，满足患者的审美需求^[6-10]。目前，临床颅骨修补术多采用数字成型三维塑形钛网进行颅骨修补，然而，随着钛网在颅骨修补术中应用的增多，患者术后出现了各种并发症，以术区感染及钛网外露最为常见^[11-13]。

3D 打印钛合金个性化颅骨修复体，能完美匹配缺损颅骨，其整体刚度与人类颅骨相近，多孔结构使修复体具有良好的组织攀附效果，可避免迟发血肿、皮下积液、切割头皮、头皮感染、钛网外露等并发症。以往研究很少关注颅骨修复产品的抗冲击性能，但颅骨骨折主要起因于不同的撞击方式，如落锤冲击、摆锤冲击或用特定几

何形状的冲击物撞击等。本文利用落球冲击装置^[14]对 3D 打印钛合金个性化颅骨修复体和数字成型三维塑形钛网进行冲击试验，对比研究两种产品的抗冲击性能，评价冲击变形对颅内脑组织的影响。

2 材料与方法

2.1 材料

颅骨缺损面积大多集中在 3 cm×4 cm~9 cm×11 cm。在同等冲击荷载作用下，较大尺寸的假体会发生更大的变形，失效风险更高。本研究遵循结构最差原则，在试验中选用 9 cm×11 cm 规格颅骨修复体，并利用落球冲击装置^[14]对 3D 打印钛合金个性化颅骨修复体的抗冲击性能进行研究。

基于患者 CT 数据构建的颅骨缺损模型如图 1 所示，其缺损面积为 9 cm×11 cm。基于该颅骨缺损模型和健侧镜像原理，分别采用配合冲压和 3D 打印工艺，对数字成型三维塑形钛网样件(图 2)和 3D 打印钛合金个性化颅骨修复体样件(图 3)进行定制，这两类产品的表现形状具有拓扑一致性，均能够满足临床上颅骨缺损匹配的要求，但因加工工艺及产品特性的不同，两种产品在微观结构、尺寸及临床应用性能方面均存在差异。

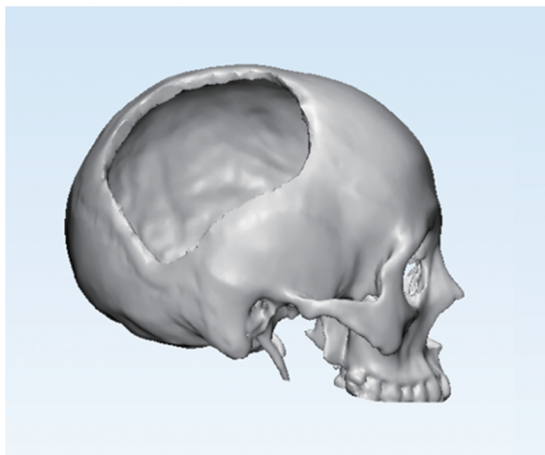


图 1 三维颅骨缺损模型

Fig. 1 3D skull defect model

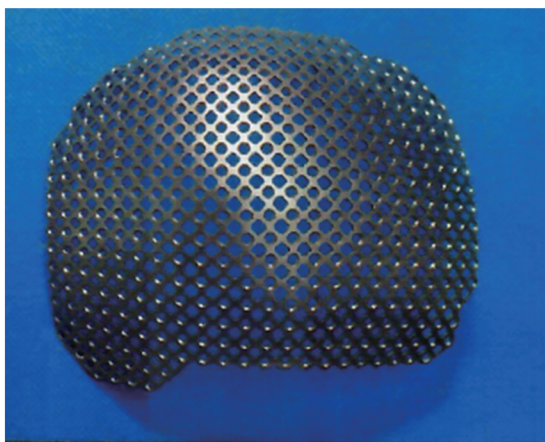


图 2 数字成型三维塑形钛网样件

Fig. 2 Digital 3D forming titanium mesh sample



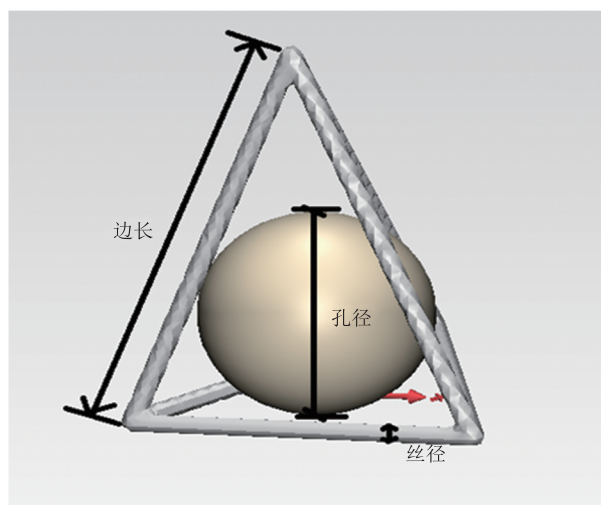
图 3 3D 打印钛合金个性化颅骨修复体

Fig. 3 3D printing titanium alloy personalized cranial prosthesis

数字成型三维塑形钛网样件，是钛网与患者颅骨缺损模型配合冲压成型。基于患者颅骨缺损部位解剖形态设计，并应用瑞典 Arcam 公司的电子束熔融 3D 打印机制备的 3D 打印钛合金个性化颅骨修复体样件，为四面体多孔结构（图 4）。利用万能材料力学试验机，对修复体拉伸、弯曲力学性能进行测试，依据标准 GB/T 228.1—2021《金属材料 拉伸试验 第 1 部分：室温试验方法》、GB/T 232—2010《金属材料 弯曲试验方法》进行拉伸和弯曲试验取样，试样设计为带突耳的矩形截面标准试样。图 5、图 6 分别为 0.5 mm 线径四面体结构样件的拉伸荷载-位移曲线和弯曲荷载-挠度曲线，对图 5 和图 6 中的曲线进行分析计算可知，四面体结构的拉伸弹性模量为 $(2\ 416.92 \pm 56.56)$ MPa，屈服强度 (56.25 ± 1.06) MPa，断裂强度 (57.31 ± 1.27) MPa，弯曲弹性模量为 $(2\ 190.69 \pm 349.86)$ MPa，最大挠度 (2.32 ± 0.21) mm。综上所述，该四面体结构的整体弹性模量与人体骨相近^[15]。

2.2 抗冲击测试

抗冲击测试分为钛网组和 3D 打印组两组，每组 6 个试样，测试试样包括待测试的钛网、



注：边长 0.5~2 mm，丝径为 0.5 mm，孔隙率约为 70%，孔径 0.4~0.8 mm

图 4 四面体结构微单元

Fig. 4 Tetrahedral structure micro unit

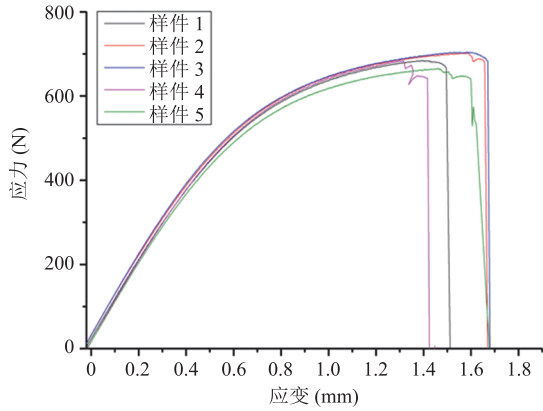


图 5 0.5 mm 线径四面体结构样件拉伸荷载-位移曲线

Fig. 5 Tensile load-displacement curve of tetrahedral structure with 0.5 mm wire diameter

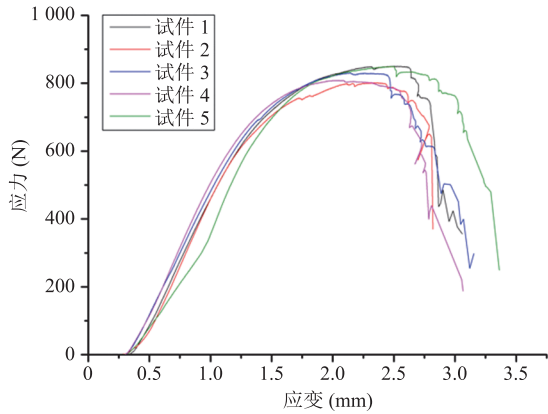


图 6 0.5 mm 线径四面体结构弯曲荷载-挠度曲线

Fig. 6 Bending load-deflection curve of tetrahedral structure with 0.5 mm wire diameter

3D 打印钛合金个性化颅骨修复体及分别固定于钛网、3D 打印钛合金个性化颅骨修复体上的基于树脂材料的 3D 打印颅骨缺损模型。

抗冲击测试系统包括: 0.569 kg 钢球(内装加速度传感器)、跌落试验机 Lansmont PDT 80M、数据采集与分析仪 Econ AVANT Integer 和便携式动态 3D 扫描仪 HANDYSCAN 300TM 等仪器设备。测试试样置于钢球正下方, 抗冲击试验装置如图 7 所示。

根据颅骨受冲击后的破损程度不同, 定义破损指数 S , 可将颅骨的破损程度分为 5 个等级: 基本完好 ($0 < S \leq 0.2$)、轻度破损 ($0.2 < S \leq 0.4$)、

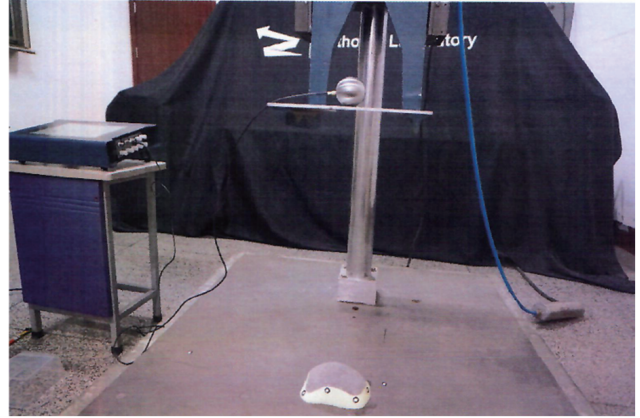


图 7 抗冲击试验装置

Fig. 7 Impact resistance test device

中度破损 ($0.4 < S \leq 0.6$)、严重破损 ($0.6 < S \leq 0.8$) 和粉碎性破损 ($0.8 < S \leq 1$)^[16]。本研究基于人颅骨中度破损(破损指数 $S=0.55$)的冲击荷载(2.8 J 初始冲击能量)^[16], 对数字成型三维塑形钛网和 3D 打印钛合金个性化颅骨修复体的抗冲击性能进行测试。

将 0.566 kg 钢球放置在试验台上, 在钢球正下方放置试样, 冲击高度为 (500 ± 20) mm。试验开始时控制试验台瞬间下沉, 钢球失去试验台支撑, 下落完成自由落体运动, 砸中下方的样品, 完成冲击。

钢球中装有加速度传感器, 可以记录钢球的瞬时加速度。当试样受到冲击时, 记录冲击时间、冲击冲量, 并利用公式(1)和公式(2)计算试样受到的冲击力大小, 公式(3)和公式(4)计算试样受冲击过程中吸收能量大小。动态 3D 扫描仪可扫描还原出试样的外形, 从而得到试样变形后的数据。基于测量获得的冲击时间、冲击加速度、试样变形后的数据, 计算冲击载荷、试样吸收能量、修复体刚度。

$$F_{\text{ball}} = m_{\text{ball}} a_{\text{ball}} \quad (1)$$

$$F_{\text{sample}} = F_{\text{ball}} \quad (2)$$

$$J_{\text{impact}} = m_{\text{ball}} gh \quad (3)$$

$$J_{\text{absorbed}} = (J_{\text{impact}} + m_{\text{ball}}gd_{\text{max}}) - \frac{1}{2}m_{\text{ball}}v_1^2 \quad (4)$$

其中, F_{ball} 为钢球冲击力; m_{ball} 为钢球质量; a_{ball} 为钢球加速度; F_{sample} 为修复体受到的冲击力; J_{impact} 为冲击能量; g 为重力加速度; h 为钢球下落高度; J_{absorbed} 为修复体吸收能量; d_{max} 为样件形变量; v_1 为钢球反弹速度。

3 结 果

3D 打印钛合金个性化颅骨修复体 1# 样品受冲击时, 其冲击时间-冲击载荷曲线如图 8 所示。由图 8 可知, 修复体受冲击时间为 27.108~27.114 s, 最大冲击载荷为 547.2 N。当 3D 打印钛合金个性化颅骨修复体 1# 样品所受冲击载荷最大时, 其形变云图如图 9 所示, 修复体 1# 样品的最大形变量为 0.6 mm。图 10 为数字成型三维塑形钛网 1# 样品受冲击后的形变图, 样品最大形变量为 6.5 mm。

图 11 为数字成型三维塑形钛网组和 3D 打印钛合金个性化颅骨修复体组的抗冲击试验结果对比图, 数字成型三维塑形钛网组的冲击时

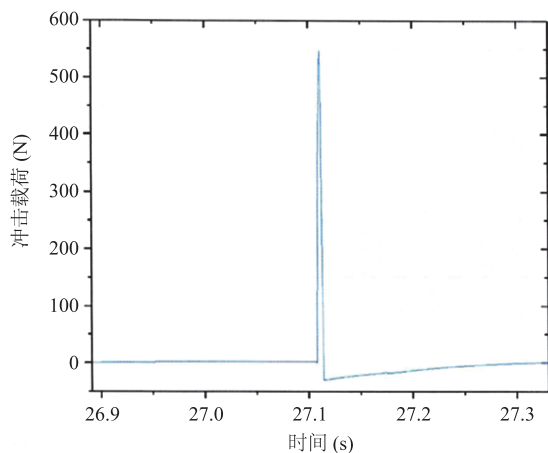


图 8 3D 打印钛合金个性化颅骨修复体 1# 样品的冲击时间-冲击载荷曲线

Fig. 8 Impacting time-impacting load curve of 3D printing titanium alloy personalized cranial prosthesis 1# sample

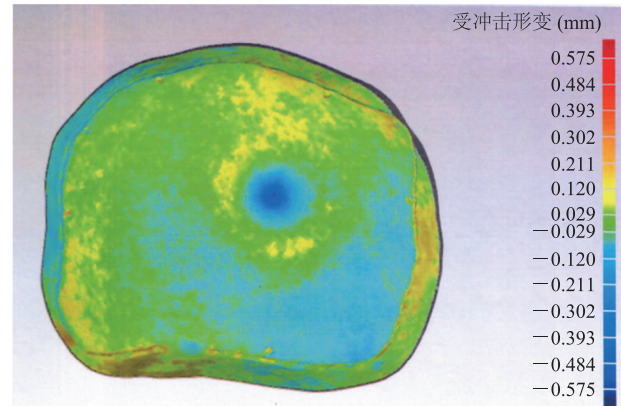


图 9 3D 打印钛合金个性化颅骨修复体 1# 样品最大形变分析

Fig. 9 Maximum deformation analysis of 3D printing titanium alloy personalized cranial prosthesis 1# sample

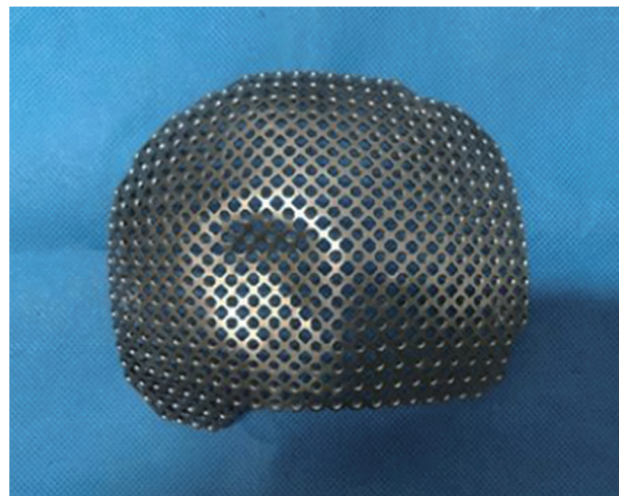


图 10 数字成型三维塑形钛网 1# 样品冲击形变

Fig. 10 Impact deformation of digital 3D forming titanium mesh 1# sample

间 (0.010 ± 0.001) s 和最大变形 (5.9 ± 0.8) mm 远大于 3D 打印钛合金个性化颅骨修复体组的 (0.005 ± 0.001) s、(0.7 ± 0.2) mm, 而数字成型三维塑形钛网组的最大冲击加速度 (57.0 ± 7.2) m/s^2 、最大冲击荷载 (317.8 ± 40.2) N、平均冲击力 (229.3 ± 25.8) N、样品吸收能量 (0.561 ± 0.192) J 和刚度 (39.4 ± 8.1) N/mm, 则分别小于 3D 打印个性化颅骨修复体组的 (80.5 ± 20.9) m/s^2 、(449.4 ± 161.9) N、(280.7 ± 156.1) N、(1.6 ± 1.0) J、(488.6 ± 313.3) N/mm。综上所述, 与数字成型三

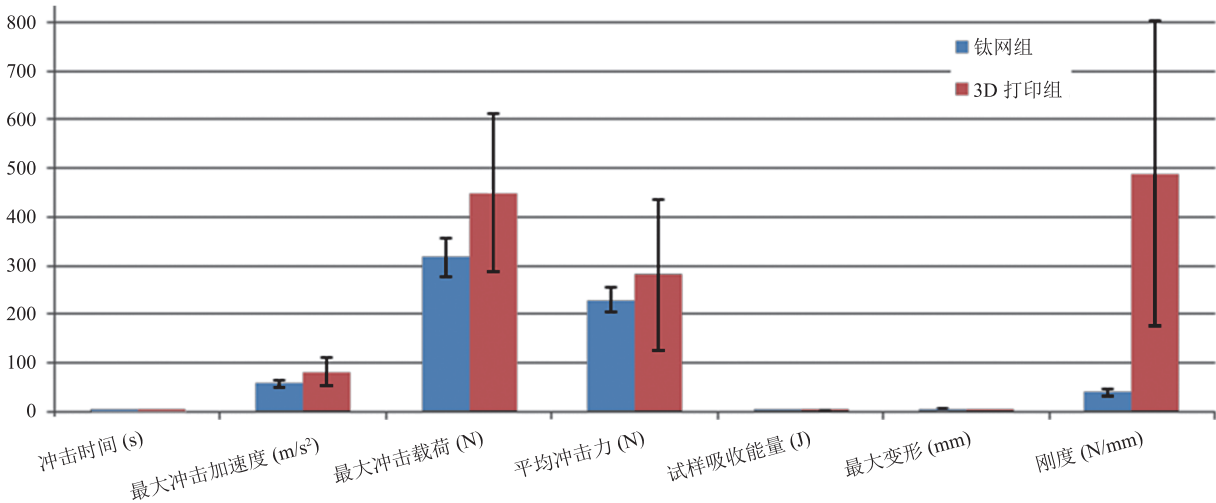


图 11 数字成型三维塑形钛网和 3D 打印钛合金个性化颅骨修复体抗冲击试验结果

Fig. 11 The result of impact test of digital 3D forming titanium mesh and 3D printing titanium alloy personalized cranial prosthesis

维塑形钛网相比, 3D 打印钛网个性化颅骨修复体具有更优的抗冲击性能。

4 讨论与分析

颅骨修补术是神经外科中一项较为常规的手术, 在临床上广泛开展, 技术非常成熟, 颅骨修补时机也无争议^[17], 其通过恢复颅骨的完整结构, 重建脑组织保护屏障, 改善脑血流动力学, 促进感觉、运动功能、神经功能的恢复, 满足患者的审美需求。但颅骨修补术后并发症的发病率仍相对较高, 甚至高于常规神经外科择期手术^[18-19], 因此, 选择何种材料作为重建颅骨缺损部分的最佳材料仍然存在争议。理想的颅骨修补产品需与颅骨缺损形态完美匹配, 且具有良好的生物相容性及生物安全性、组织攀附效果, 此外还需具有与颅骨接近的力学性能和抗冲击性能, 能够有效保护脑组织^[20]。

目前, 临床上进行颅骨修补的材料包括自体骨、骨水泥、陶瓷、钛网等, 不同颅骨修补材料各有其相应的特点。自体骨方便易得、成本较低、外形理想, 但自体骨的保存较为困难, 具有

一定的使用期限, 且自体颅骨进行手术的失败率高于人工材料。一旦使用自体颅骨进行手术, 若术后发生如颅内血肿、颅骨感染等并发症, 往往需要再次手术, 因此, 很多神经外科中心及神经外科医生对自体颅骨的安全性提出质疑, 认为使用自体颅骨进行手术后易出现并发症^[21]。骨水泥复合修补材料室温下固化时间较短, 凝固时会产热, 散热过程中对局部脑组织有刺激, 且骨水泥复合修补片成型后脆性大, 稳定性差, 易发生感染, 皮下积液发生率高, 较少被神经外科中心采用^[22-23]。聚醚醚酮植入体密度较低, 更接近人体骨骼密度, 生物相容性好, 即使植入体体积较大, 也可为患者提供较好的舒适度, 对外界的热量变化反应较小, 不会对大脑产生不良影响。3D 打印聚醚醚酮材料采用嵌入式修补方式, 可与缺损区域完全吻合, 不会像钛网材料贴敷于脑组织表面, 更有利于脑组织的恢复, 明显减少了切口的愈合不良和植入体外露等不良事件的发生^[24-25], 但聚醚醚酮材料的组织攀附效果较差, 修补后容易出现皮下积液^[26]。

钛合金以其良好的组织生物相容性、高强度的坚韧性和术后较低的感染率, 成为目前临

床应用较广的颅骨修复材料。目前,数字成型三维塑形钛网修补是主流的修补方案。Nguyen 等^[27]对 35 例使用 3D 打印模型塑形定制的钛网植体进行颅骨成形术的患者进行回顾性分析发现,定制钛网植入体的效果良好,证明该技术具有实用性。但术后存在钛网边缘过于锐利切割头皮、皮下积液、头皮感染等并发症,严重时还会发生钛网外露。颅骨修复体主要是为了保护颅内组织,变形过大会造成硬脑膜损伤甚至脑损伤,但钛网的抗冲击性能较低,对脑组织的保护性较差^[12-14],且钛网修补为覆盖式修补,脑膜与钛网间留有空隙,无压迫止血作用,尤其是脑组织塌陷的患者,若术前脑组织无法充分膨起,那么术中就需要牵拉悬吊硬膜,易引发迟发血肿。为改进钛网临床应用的缺点,Williams 等^[28]对 151 例使用个性化定制钛板植入体(基于颅骨缺损模型在液压机上冷成型 0.8 mm 厚的钛板定制)进行颅骨修补的患者观察发现,手术时间减少,术后皮下积液量减少,远期感染率较低,钛板植入体力学性能和抗冲击性能较好,避免了边缘锐利切割头皮,但钛板表面光滑不易组织长入,组织攀附效果差。

3D 打印钛合金个性化颅骨修复体,兼具数字成型三维塑形钛网和基于颅骨缺损模型冷成型的钛板定制植入体的优点,可根据患者颅骨缺损 CT 数据个性化设计、制造,多孔结构设计降低了修复体整体刚度,使 3D 打印钛合金个性化颅骨修复体的力学性能和抗冲击性能与人类颅骨相近,且多孔结构设计使其具有良好的组织攀附效果。本研究在模拟人颅骨中等破损的冲击荷载(2.8 J 初始冲击能量)下^[16],测试 3D 打印钛合金个性化颅骨修复体和塑形后传统钛网(9 cm×11 cm)的抗冲击性能。3D 打印个性化颅骨修复体组的最大变形(0.7±0.2)mm 远小于失效阈值(3 mm),判定为临床使用安全可靠;而数字塑形钛网组的最大变形(5.9±0.8)mm 大于失效阈值

(3 mm),判定失效。Matthew 等^[29]构建颞顶骨、额眶颅骨缺损(8 cm×6 cm)模型,在 3.0 J 冲击能量的冲击下,采用落锤冲击方法测试钛网、聚甲基丙烯酸甲酯植入体和聚醚醚酮植入体的抗冲击性能。试验结果显示,钛网和聚甲基丙烯酸甲酯植入体在两个缺陷部位均失效(形变>3 mm)。与 Matthew 等^[29]的研究相同,本文研究也采用落锤冲击方法进行试验,但本文研究中冲击能量(2.8 J)略小于 Matthew 等的研究(3.0 J),本研究的植入体面积(9 cm×11 cm)却大于 Matthew 等的研究(8 cm×6 cm),说明与钛网和聚甲基丙烯酸甲酯植入体相比,3D 打印个性化颅骨修复体具有更优的抗冲击性能,可用于颅骨修复并有效保护颅脑组织。

5 结 论

3D 打印钛合金个性化颅骨修复体,是基于患者颅骨缺损部位解剖形态的仿生设计,能完美匹配缺损颅骨。多孔结构设计使 3D 打印钛合金个性化颅骨修复体有良好的组织攀附效果,整体刚度接近人颅骨的力学性能,受到中等破损冲击载荷后,其最大变形为 0.7 mm,远小于修复体失效阈值(3 mm),可判定其在临床使用中安全可靠,具有良好的抗冲击性能,且具有有效修复颅骨缺损、保护颅脑组织的功能。

参 考 文 献

- [1] Carota A, Pintucci M, Zanchi F, et al. 'Cognitive' sinking skin flap syndrome [J]. *European Neurology*, 2011, 66(4): 227-228.
- [2] de Quintana-Schmidt C, Clavel-Laria P, Asencio-Cortes C, et al. Sinking skin flap syndrome [J]. *Revista de Neurologia*, 2011, 52(11): 661-664.
- [3] Gadde J, Dross P, Spina M. Syndrome of the trephined (sinking skin flap syndrome) with and without paradoxical herniation: a series of case

- reports and review [J]. Delaware Medical Journal, 2012, 84(7): 213-218.
- [4] Jeyaraj P. Importance of early Cranioplasty in reversing the “Syndrome of the trephine/Motor Trephine Syndrome/Sinking Skin Flap Syndrome” [J]. Journal of Maxillofacial and Oral Surgery, 2014, 14(3): 666-673.
- [5] Narapareddy BR, Narapareddy L, Lin A, et al. Treatment of depression after traumatic brain injury: a systematic review focused on pharmacological and neuromodulatory interventions [J]. Psychosomatics, 2020, 61(5): 481-497.
- [6] Mahapure KS, Murray DJ. The historical timeline of cranioplasty [J]. Journal of Plastic Reconstructive & Aesthetic Surgery, 2021, 74(3): 632-633.
- [7] Oliveira AMP, Amorim RLO, Brasil S, et al. Improvement in neurological outcome and brain hemodynamics after late cranioplasty [J]. Acta Neurochirurgica, 2021, 163(10): 2931-2939.
- [8] Segal DH, Oppenheim JS, Murovic JA. Neurological recovery after cranioplasty [J]. Neurosurgery, 1994, 34(4): 729-731.
- [9] Winkler PA, Stummer W, Linke R, et al. The influence of cranioplasty on postural blood flow regulation, cerebrovascular reserve capacity, and cerebral glucose metabolism [J]. Neurosurgical Focus, 2000, 8(1): 1-9.
- [10] Dujovng M, Fernandez P, Alperin N, et al. Post-cranioplasty cerebrospinal fluid hydrodynamic changes: magnetic resonance imaging quantitative analysis [J]. Neurological Research, 1997, 19(3): 311-316.
- [11] Gilardino MS, Karunanayake M, Al-Humsi T, et al. A comparison and cost analysis of cranioplasty techniques: autologous bone versus custom computer-generated implants [J]. The Journal of Craniofacial Surgery, 2015, 26(1): 113-117.
- [12] 付胜伟, 刘晓勇, 尉辉杰. 颅骨修补术后并发症的多因素风险分析 [J]. 白求恩医学杂志, 2019, 17(4): 331-333.
- Fu SW, Liu XY, Wei HJ. Multifactor risk analysis of complications after cranioplasty [J]. Journal of Bethune Military Medical College, 2019, 17(4): 331-333.
- [13] Singh S, Singh R, Jain K, et al. Cranioplasty following decompressive craniectomy-analysis of complication rates and neurological outcomes: a single center study [J]. Surgical Neurology International, 2019, 10: 142.
- [14] Meyers MA, Chawla KK. Mechanical Behavior of Materials [M]. Cambridge: Cambridge University Press, 2009.
- [15] Motherway JA, Verschueren P, Van der Perre G, et al. The mechanical properties of cranial bone: the effect of loading rate and cranial sampling position [J]. Journal of Biomechanics, 2009, 42(13): 2129-2135.
- [16] 刘云洪, 高彦波, 王云剑, 等. 颅骨抗冲击强度实验研究 [J]. 武警医学, 1998, 9(7): 408-409.
- Liu YH, Gao YB, Wang YJ, et al. Experimental study on impact strength of skull [J]. Medical Journal of the Chinese People's Armed Police Forces, 1998, 9(7): 408-409.
- [17] Zheng F, Xu H, von Spreckelsen N, et al. Early or late cranioplasty following decompressive craniotomy for traumatic brain injury: a systematic review and meta-analysis [J]. Journal of International Medical Research, 2018, 46(7): 2503-2512.
- [18] Lilja-Cyron A, Andresen M, Kelsen J, et al. Intracranial pressure before and after cranioplasty: insights into intracranial physiology [J]. Journal of Neurosurgery, 2019, 133(5): 1548-1558.
- [19] Pasick CM, Margetis K, Santiago GF, et al. Adult Cranioplasty [J]. The Journal of Craniofacial Surgery, 2019, 30(7): 2138-2143.
- [20] Yang NR, Song J, Yoon KW, et al. How early can we perform cranioplasty for traumatic brain injury after decompressive craniectomy? A retrospective multicenter study [J]. World Neurosurgery, 2018, 110: e160-e167.
- [21] Erdogan E, Düz B, Kocaoglu M, et al. The effect of cranioplasty on cerebral hemodynamics: evaluation with transcranial Doppler sonography [J]. Neurology India, 2003, 51(4): 479-481.
- [22] 张肖建. 颅骨缺损修补材料的研究: 不同类别及修补技术应用进展 [J]. 中国组织工程研究, 2014,

- 18(39): 6364-6368.
- Zhang XJ. Materials for skull defect repair: application progress in different kinds of materials and repair technologies [J]. Chinese Journal of Tissue Engineering Research, 2014, 18(39): 6364-6368.
- [23] Shah AM, Jung H, Skirboll S. Materials used in cranioplasty: a history and analysis [J]. Neurosurg Focus, 2014, 36(4): E19.
- [24] Jonkergouw J, van de Vijfeijken S, Nout E, et al. Outcome in patient-specific PEEK cranioplasty: a two-center cohort study of 40 implants [J]. Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery, 2016, 44(9): 1266-1272.
- [25] Lethaus B, Safi Y, ter Laak-Poort M, et al. Cranioplasty with customized titanium and PEEK implants in a mechanical stress model [J]. Journal of Neurotrauma, 2012, 29(6): 1077-1083.
- [26] Qiu SZ, You WD, Wang H, et al. Allergic epidural effusion following polyetheretherketone cranioplasty [J]. The Journal of Craniofacial Surgery, 2019, 30(3): e241-e243.
- [27] Nguyen B, Ashraf O, Richards R, et al. Cranioplasty using customized 3-dimensional - printed titanium implants: an international collaboration effort to improve neurosurgical care [J]. World Neurosurgery, 2021, 149: 174-180.
- [28] Williams LR, Fan KF, Bentley RP. Custom-made titanium cranioplasty: early and late complications of 151 cranioplasties and review of the literature [J]. International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 2015, 44(5): 599-608.
- [29] Matthew JM, Ian S, Glenn E, et al. Abstract: comparative impact resistance of titanium mesh (Ti), polymethyl methacrylate (PMMA) and polyether ether ketone (PEEK) in an in vitro cranioplasty model [J]. Plastic and Reconstructive Surgery-Global Open, 2016, 4(9S): 6-7.