

3D 打印技术在脊柱外科围手术期应用的研究进展

Research progress in the use of 3D printing technology during the perioperative period after spinal surgery

余城墙^{1,2}, 韦建勋¹

(1 广西壮族自治区人民医院脊柱外科 530021 南宁市; 2 广西中医药大学研究生院 530001 南京市)

doi: 10.3969/j.issn.1004-406X.2019.03.12

中图分类号: R687.3, R319 文献标识码: A 文章编号: 1004-406X(2019)-03-0275-04

3D 打印技术是一种以数字模型文件为基础, 通过使用计算机辅助设备连续不断地添加材料层, 以此快速获得所需要的三维立体模型^[1]。20 世纪 80 年代初, 美国科学家 Hull 等发明了 SLA (Stereolithography, 液态树脂固化或光固化) 3D 打印技术, 并申请了该项技术的专利^[2]。

当前, 随着 3D 打印技术制作成本的降低和使用便利性的改善以及 CT 和 MRI 转换数据能力的提高, 使得该技术在医疗领域的应用越来越普及。其精准和可复制的特性, 使得该项技术特别适用于脊柱外科的复杂手术^[3,4]。1999 年, D'Urso 等^[5]首次在脊柱外科领域使用 3D 打印技术复制出患者的脊柱结构, 更好地展示了患者复杂的解剖细节。熟练地掌握该项技术不仅能为患者带来更多的获益, 还能促进脊柱外科领域技术的革新。笔者就 3D 打印技术在脊柱外科围手术期的应用及现存的不足和挑战综述如下。

1 脊柱外科围手术期的应用

1.1 术前应用

1.1.1 脊柱畸形的解剖学模型 3D 打印技术的实用性随着解剖结构的复杂性而增加, 外科医生应用模型的能力将有助于了解患者的脊柱解剖结构^[6]。在脊柱外科手术中, 虽然脊柱畸形是该学科较为棘手的问题, 但这正是发挥 3D 打印技术的优势所在。在术前使用 3D 打印技术建立的脊柱模型, 能够使术者在提前熟悉患者的畸形解剖结构后, 而选择合适的手术方式, 提高手术的效果。为了能够制定出合适的手术方案和选择恰当的内固定器械, Mao 等^[7]在术前通过 3D 打印技术获取了先天性脊柱侧凸、寰枢椎肿瘤、寰枢椎脱位和寰枢椎骨折脱位患者的脊柱解剖模型, 术后的影像学显示, 患者的内固定均在有效的位点, 未见有椎弓根螺钉移位或穿透骨皮质的手术并发症。一项关于术前有无应用 3D 打印脊柱解剖模型的研究中, 也获得了

与 Mao 等相似的结论, 术前使用 3D 打印建模的患者与接受标准化治疗(无生物模型)的患者相比, 椎弓根螺钉置入的错误率明显降低^[8]。

术前建立的精细模型是术中实现精准操作的前提。3D 打印的这一特性也正是微创脊柱手术所需要的。微创脊柱外科医生在实施微创手术时, 不得不面对一些特有的挑战, 如较小的手术视野、狭小的工作空间和艰难的学习过程以及对误差的低耐受性^[9]。精致的脊柱模型可以使微创手术医生在术前更加清楚地熟悉并掌握患者的脊柱细微结构, Zhao 等^[10]对 13 例黄韧带骨化症患者行显微外科切除术前, 通过 3D 打印的脊柱模型熟悉了患者的解剖结构后, 调整了牵开器的插入角度, 描绘出相关骨间隙的位置和大小, 并在术中减少了对邻近骨与软组织的损伤。

此外, 3D 打印脊柱模型的优势在于真实的手术模拟, 这有利于脊柱外科医生准备复杂的手术。Karlin 等^[11]将所有的脊髓脊膜膨出的患儿的个性化 3D 脊柱模型用于术前规划中, 显著提高了医生对复杂解剖结构的认识, 并且所选用的患儿专用脊柱内固定装置, 不仅在形态上十分的一致, 而且在性能上也非常的安全、可靠。为了能提高手术的成功率, Govsa 等^[12]在术前通过 3D 打印模型提供的颈椎个性化信息确定了螺钉的进入轨道, 并成功地在模型上完成了术前模拟。Mizutani 等^[13]使用 3D 打印技术制造的全尺寸立体颈椎模型, 为术前规划提供了有用的参考价值, 能够从任何方向和距离对解剖结构进行观察。Ling 等^[14]也使用该项技术在术前为黄韧带骨化症患者建立了个性化 3D 立体模型, 并据此优化了手术方案, 术后 CT 扫描显示骨化的黄韧带不仅被完全切除, 附近的相关组织的损伤程度也被控制到最小。

1.1.2 住院医生的培训和患者的教育 3D 打印模型在对医生和患者提供手术训练和宣传教育方面具有广阔的前景^[15]。自 3D 打印技术开发以来, 传统上用于教学和术前模拟的尸体模型, 逐渐被 3D 打印模型所替代。Rong 等^[16]认为想要成功地实施颈椎后路单开门椎管扩大成形术(EOLP)需要适当的门轴位置和适度的骨清除, 住院医师在重建的 3D 模型上进行模拟手术训练后, 与不使用模型

第一作者简介: 男(1992-), 在读硕士研究生, 研究方向: 脊柱外科
电话: 15074929012 E-mail: 767616725@qq.com
通讯作者: 韦建勋 E-mail: jxwei1972@163.com

训练相比,完全铰链骨折发生率为 5%,明显低于对照组(55%)。可见 3D 打印模型既可以帮助外科医生实现手术需求,完善术前规划,又能提高患者术后的治疗效果。然而,对于这些程序的学习是一个艰难的过程,微创脊柱外科更是要求对脊柱解剖结构十分的熟悉^[9]。此外,在住院医师培训中,3D 打印脊柱模型精致地展示了脊柱的复杂解剖结构,提供了实时的触觉反馈,使外科医生能快速地适应并熟悉这项技术。

3D 打印模型的另一个好处是有助于医生与患者及其家属的交流,使患者及家属能更好地理解脊柱疾病和治疗方案。在介绍脊柱疾病和外科手术过程,通过向患者展示其特定的 3D 打印脊柱模型,能够更好地指导其进行决策^[17,18]。理想的物理模型比复杂 MRI 和 CT 扫描更容易让患者明白自己的情况。D'Urso 等^[19]从患者的角度出发,与术前图像演示相比,3D 脊柱模型的演示使患者知情同意评分提高了 25%。当患者通过脊柱模型了解病情后,其焦虑性疼痛也有所缓解^[17]。

1.2 术中应用

1.2.1 手术指导模板 鉴于脊柱解剖结构的复杂性,3D 打印所能提供的个性化指导和模板,不仅有助于术前方案的规划,还能提高术中置入物放置的准确性。椎弓根螺钉是脊柱外科中稳定椎体最有效的固定技术,螺钉的准确放置还能降低术后并发症的风险。Merc 等^[20]在对 20 例患者进行的随机临床试验研究中,使用 3D 打印模板引导和徒手技术各放置 54 枚螺钉进行对比,术后 CT 扫描显示模板组中螺钉放置的精确性更高,皮质穿孔率更低。Garg 等^[21]在研究脊柱畸形的螺钉放置时发现,与徒手组相比,3D 打印组的神经系统并发症风险、所需 X 线暴露和手术时间均明显减少($P=0.03$),且 3D 打印下引导的螺钉放置的位置更佳。此外,Pijpker 等^[22]使用 3D 打印的患者特异性截骨模板不仅精确地完成了椎弓根椎体截骨术,还减少了术后并发症的发生。Sugawara 等^[23]使用特异性螺钉导向模板系统对 103 例患有颈椎、胸椎和颈胸椎病变的患者进行螺钉放置,术后 CT 扫描证实放置的 813 枚螺钉中有 801 枚(98.5%)准确放置,并且没有造成血管和神经的伤害。

在实际的临床运用中,传统上的椎弓根螺钉内固定术在置入螺钉时精确性总是不太理想,而在结合 3D 打印技术后,螺钉放置的精确性不仅可以明显提高,还能够减少椎弓根皮质穿孔、手术时间以及辐射照射^[24]。Chen 等^[25]发现在 3D 打印模板的引导下,腰椎椎弓根螺钉的放置精度明显高于徒手置钉,而其手术时间、失血量和辐射剂量亦可达到最小。Lu 等^[26]通过使用 3D 打印技术制造的附带有钻孔的模板及相应的椎骨模型确定了螺钉置入点的位置和尺寸,在尸体实验中,发现这一模板非常符合椎骨的表面形状,术后 CT 扫描显示个性化模板在尸体实验和临床应用中不仅具有较高的精度,还没有出现螺钉的错位,且手术时间比预想的要短,患者的预后也与传统的内固定置入并无差别。由此可见,3D 打印指南模板特别适用于复

杂的脊柱外科手术。

以上研究阐述了 3D 打印指南模板的优点,包括准确、有效地引导手术入路和精确地放置螺钉,使手术时间更快和患者预后更好,以及减少患者的术后并发症。然而,任何事物都具有两面性,手术指导模板同样也无法避免。首先,使用这种技术的缺点是需要对置入点附近的软组织或骨组织进行清理或切除,以腾出合理大小的空间位置将模板固定在其中,这就会使得在手术的过程中增加出血的几率或相对延长手术时间^[27]。其次,在微创脊柱外科中,虽然结合了该项技术使得切口和暴露范围大大缩小以及相对减少了组织的破坏程度,但也存在着手术操作空间狭窄、周围组织结构所致的视野不清等问题,不可避免地对手术者的螺钉放置技术提出了更高的要求^[9]。应用手术模板的其他问题还包括生产和消毒或手术过程中发生变形以及需要花费较长时间去学习软件的操作^[27,28]。

1.2.2 特定置入物 最近,3D 打印技术制造的椎间融合器或椎间置入物已成为的一个新研究热点^[4]。为了能更好地匹配骨硬度,避免应力屏蔽效应,金属材料的脊柱置入物往往需要更高的孔隙率,以便能促进骨向内生长和整合。3D 打印技术所制造的与骨生长活性相关的椎间融合器便能高度地还原天然骨的孔隙率及粗糙度^[29]。此外,由于 3D 打印的融合器可以根据患者自身的情况及矫正的需要而进行个性化设计,所以对于患者来说这类置入物更具有舒适性、有效性和可接受性^[30]。McGilvray 等^[31]使用三种不同的椎间融合器在 27 只成熟绵羊的 L2-L3 和 L4-L5 上进行融合手术,与另外两种融合器相比,3D 打印的多孔钛合金椎间融合器的屈伸范围明显降低,骨向内生长和融合都在最佳的状态。在一项关于椎体重建的前瞻性研究中,研究者使用定制的 3D 打印钛合金假体进行了椎体前柱的重建,初步的研究结果表明,3D 打印的钛合金假体可以有效地用于椎体重建^[32],从理论上来说,3D 打印的多孔钛合金融合器不仅能够提高植入装置的稳定性,还能促进装置与骨之间的相互融合。

脊柱融合术的进步提高了外科医生纠正脊柱畸形的能力,然而在骨质疏松性椎体压缩性骨折的患者中,由于椎体畸形所致的终板几何形状与传统的椎间置入物不协调,使得传统方法在实际工作中的可行性降低。然而,3D 打印技术的出现为此提供了新的解决方案,它可以根据患者的具体解剖结构来定制出特定的植入物,以克服继发于骨质疏松性骨折的矫正难题。Siu 等^[33]研究显示,一例 74 岁女性患者,由于骨质疏松性骨折导致了 L2 和 L3 端板塌陷,现有的置入物与患者的解剖结构不相容,因此,他们使用 3D 打印技术制造的符合患者解剖结构的置入物实施了手术,术后经 CT 扫描证实该装置不仅恢复了椎间隙的高度,还与终板有着较高的匹配度。

3D 打印技术的主要优点之一是能够根据患者的具体情况,制造出适合患者的椎间融合器。然而,作为永久性置入材料,金属类置入物可能会引起相关的并发症,如应

力屏蔽效应和长期异物反应。目前,在脊柱融合术中,关于生物降解可吸收椎间融合器的研究受到了越来越多的关注。为了能更好解决因使用不可降解椎间融合器带来的并发症,Kang 等^[34]开发了一种多尺度拓扑优化技术,该技术提供了最佳的结构布局,确保了机械强度,同时优化设计的微观结构取代了宏观材料布局,确保了最大的渗透性。当使用生物降解可吸收椎间融合器时,该优化技术的实用性更强。

2 目前 3D 打印技术在脊柱外科中的挑战

虽然 3D 打印技术带来了诸多的便利,但仍然存在限制其广泛应用的各种因素。首先,作为一项高度专业化的技术,对 3D 打印设备的操作者需要更高的技术要求,并且还需要其他相关设备的支持才能顺利完成整个复杂的操作过程;其次,在整个过程中,所产生的额外成本及开发设备的时间和缺乏常规应用 3D 打印数据的支持^[35,36],使得某些医院在采购 3D 打印机时,需要认真权衡利弊。并且高额的花费会给患者带来巨大的经济负担,这就使得 3D 打印技术仅能在经济和科技较为发达的大中城市里的部分医院中应用。

另外,有研究者表示 3D 打印技术虽然缩短了术中时间,但在术前计划和创建 3D 模型时所需要的时间使得它不能应用于紧急情况^[36]。Murray 等^[37]表示采购 3D 打印设备的费用包括购买计算机辅助设计软件、照相机、保养和维护 3D 打印机以及其他相关设备,这对某些医院来说相对可观,但这笔费用并不包括在医疗保险内,这无疑增加了患者的经济负担,并且即使是受过专业培训的技术人员,也不得不需要使用计算辅助设计软件。Martelli 等^[36]在研究关于 3D 打印的优缺点时,表示开发 3D 打印设备所需要的时间具有不可预测性,为患者创建个体化模型时会涉及许多步骤和长时间的等待,这对于急需手术的患者来说是一种煎熬。

最后,在脊柱外科领域,目前对于 3D 打印技术的运用与掌握也仅仅局限于部分医院里的少数的脊柱外科医生,而且也不是所有的患者都需要运用该项技术。在缺乏大量的临床实验数据支持的情况下,3D 打印技术的运用未必都是有益的。可见,3D 打印技术即使拥有如此大的前景,但不可否认的是目前该项技术的应用也只是在小范围内。

3 结论

3D 打印技术在脊柱外科领域的迅速发展,已成为外科手术重要的辅助工具。该项技术不仅在围手术期具有重要的指导意义,还可作为教学或演示工具来提高医生对手术操作的熟练度以及患者的满意度。尽管当前的 3D 打印技术仍然存在着高成本、高耗时和高技术要求等限制其广泛应用的障碍,但其与脊柱外科手术要求相一致的特性,必将会在脊柱外科领域获得更广泛的应用并推动这一学

科的技术变革。

4 参考文献

1. Gross BC, Erkal JL, Lockwood SY, et al. Evaluation of 3D printing and its potential impact on biotechnology and the chemical sciences [J]. Anal Chem, 2014, 86(7): 3240-3253.
2. Hull C, Feygin M, Baron Y, et al. Rapid prototyping: current technology and future potential[J]. Rapid Prototyp J, 1995, 1(1): 11-19.
3. Hoang D, Perrault D, Stevanovic M, et al. Surgical applications of three-dimensional printing: a review of the current literature & how to get started [J]. Ann Transl Med, 2016, 4(23): 456-475.
4. Provaggi E, Leong JJH, Kalaskar DM. Applications of 3D printing in the management of severe spinal conditions [J]. Proc Inst Mech Eng H, 2017, 231(6): 471-486.
5. D'Urso PS, Askin G, Earwaker JS, et al. Spinal biomodeling [J]. Spine, 1999, 24(12): 1247-1251.
6. Sugimoto Y, Tanaka M, Nakahara R, et al. Surgical treatment for congenital kyphosis correction using both spinal navigation and a 3-dimensional model [J]. Acta Med Okayama, 2012, 66(6): 499-502.
7. Mao K, Wang Y, Xiao S, et al. Clinical application of computer-designed polystyrene models in complex severe spinal deformities: a pilot study [J]. Eur Spine J, 2010, 19(5): 797-802.
8. Yang M, Li C, Li Y, et al. Application of 3D rapid prototyping technology in posterior corrective surgery for Lenke 1 adolescent idiopathic scoliosis patients[J]. Medicine(Baltimore), 2015, 94(8): 582-589.
9. Smith ZA, Fessler RG. Paradigm changes in spine surgery: evolution of minimally invasive techniques [J]. Nat Rev Neurol, 2012, 8(8): 443-450.
10. Zhao W, Shen C, Cai R, et al. Minimally invasive surgery for resection of ossification of the ligamentum flavum in the thoracic spine[J]. Wideochir Inne Tech Maloinwazyjne, 2017, 12(1): 96-105.
11. Karlin L, Weinstock P, Hedequist D, et al. The surgical treatment of spinal deformity in children with myelomeningocele: the role of personalized three-dimensional printed models [J]. J Pediatr Orthop B, 2017, 26(4): 375-382.
12. Govsa F, Ozer MA, Biceroglu H, et al. Creation of 3-dimensional life size: patient-specific C1 fracture models for screw fixation [J]. World Neurosurg, 2018, 114: e173-e181.
13. Mizutani J, Matsubara T, Fukuoka M, et al. Application of full-scale three-dimensional models in patients with rheumatoid cervical spine [J]. Eur Spine J, 2008, 17(5): 644-649.
14. Ling Q, He E, Ouyang H, et al. Design of multilevel OLF approach ("V"-shaped decompressive laminoplasty) based on 3D printing technology [J]. Eur Spine J, 2018, 27(Suppl 3): 323-329.

15. Rehder R, Abd-El-Barr M, Hooten K, et al. The role of simulation in neurosurgery [J]. *Childs Nerv Syst*, 2016, 32 (1): 43–54.
16. Rong X, Wang B, Chen H, et al. Use of rapid prototyping drill template for the expansive open door laminoplasty: a cadaveric study[J]. *Clin Neurol Neurosurg*, 2016, 150: 13–17.
17. Madrazo I, Zamorano C, Magallon E, et al. Stereolithography in spine pathology: a 2-case report [J]. *Surg Neurol*, 2009, 72(3): 272–275.
18. Liew Y, Beveridge E, Demetriades AK, et al. 3D printing of patient-specific anatomy: A tool to improve patient consent and enhance imaging interpretation by trainees [J]. *Br J Neurosurg*, 2015, 29(5): 712–714.
19. D'Urso PS, Barker TM, Earwaker WJ, et al. Stereolithographic biomodelling in cranio-maxillofacial surgery: a prospective trial [J]. *J Craniomaxillofac Surg*, 1999, 27(1): 30–37.
20. Merc M, Drstvensek I, Vogrin M, et al. A multi-level rapid prototyping drill guide template reduces the perforation risk of pedicle screw placement in the lumbar and sacral spine [J]. *Arch Orthop Trauma Surg*, 2013, 133(7): 893–899.
21. Garg B, Gupta M, Singh M, et al. Outcome and safety analysis of 3D-printed patient-specific pedicle screw jigs for complex spinal deformities: a comparative study [J]. *Spine J*, 2018, 19(1): 56–64.
22. Pijpker PAJ, Kuijlen JMA, Kraeima J, et al. Three-dimensional planning and use of individualized osteotomy-guiding templates for surgical correction of kyphoscoliosis: a technical case report [J]. *World Neurosurg*, 2018, 119: 113–117.
23. Sugawara T, Kaneyama S, Higashiyama N, et al. Prospective multicenter study of a multistep screw insertion technique using patient-specific screw guide templates for the cervical and thoracic spine [J]. *Spine*, 2018, 43(23): 1685–1694.
24. Hsu MR, Haleem MS, Hsu W. 3D printing applications in minimally invasive spine surgery [J]. *Minim Invasive Surg*, 2018, 2018(4): 760–769.
25. Chen H, Wu D, Yang H, et al. Clinical use of 3D printing guide plate in posterior lumbar pedicle screw fixation [J]. *Medi Sci Monit*, 2015, 21: 3948–3954.
26. Lu S, Xu YQ, Zhang YZ, et al. Rapid prototyping drill guide template for lumbar pedicle screw placement [J]. *Chin J Traumatol*, 2009, 12(3): 177–180.
27. Lu T, Liu C, Dong J, et al. Cervical screw placement using rapid prototyping drill templates for navigation: a literature review [J]. *Int J Comput Assist Radiol Surg*, 2016, 11(12): 2231–2240.
28. Deng T, Jiang M, Lei Q, et al. The accuracy and the safety of individualized 3D printing screws insertion templates for cervical screw insertion [J]. *Comput Assist Surg (Abingdon)*, 2016, 21(1): 143–149.
29. Serra T, Capelli C, Toumpaniari R, et al. Design and fabrication of 3D-printed anatomically shaped lumbar cage for intervertebral disc(IVD) degeneration treatment [J]. *Biofabrication*, 2016, 8(3): 035001.
30. Weiss HR, Kleban A. Development of CAD/CAM based brace models for the treatment of patients with scoliosis – classification based approach versus finite element modelling [J]. *Asian Spine J*, 2015, 9(5): 661–667.
31. McGilvray KC, Easley J, Seim HB, et al. Bony ingrowth potential of 3D-printed porous titanium alloy: a direct comparison of interbody cage materials in an in vivo ovine lumbar fusion model [J]. *Spine J*, 2018, 18(7): 1250–1260.
32. Girolami M, Boriani S, Bandiera S, et al. Biomimetic 3D-printed custom-made prosthesis for anterior column reconstruction in the thoracolumbar spine: a tailored option following en bloc resection for spinal tumors: preliminary results on a case-series of 13 patients [J]. *Eur Spine J*, 2018, 27(12): 3073–3083.
33. Siu TL, Rogers JM, Lin K, et al. Custom-made titanium 3-dimensional printed interbody cages for treatment of osteoporotic fracture-related spinal deformity [J]. *World Neurosurg*, 2018, 111: 1–5.
34. Kang H, Hollister SJ, La Marca F, et al. Porous biodegradable lumbar interbody fusion cage design and fabrication using integrated global-local topology optimization with laser sintering [J]. *J Biomech Eng*, 2013, 135 (10): 101013–101018.
35. Grant CA, Izatt MT, Labrom RD, et al. Use of 3D printing in complex spinal surgery: historical perspectives, current usage, and future directions [J]. *Tech Orthop*, 2016, 31(3): 172–180.
36. Martelli N, Serrano C, van den Brink H, et al. Advantages and disadvantages of 3-dimensional printing in surgery: a systematic review[J]. *Surgery*, 2016, 159(6): 1485–1500.
37. Murray DJ, Edwards G, Mainprize JG, et al. Optimizing craniofacial osteotomies: applications of haptic and rapid prototyping technology[J]. *J Oral Maxillofac Surg*, 2008, 66 (8): 1766–1772.

(收稿日期:2018-12-03 修回日期:2019-02-13)

(本文编辑 彭向峰)