

3D打印技术在康复医学中的应用与研究进展*

黄楚红^{1,2,3} 黄文华^{2,3} 黄国志^{1,4}

三维(3D)打印技术,又称增材制造(additive manufacturing)技术,出现于20世纪80年代,现已被誉为是“第三次工业革命的重要标志”。它与传统制造行业常采用的切、削、铣等“减材”加工方法完全不同,3D打印技术是一种首先通过CT、MRI、CAD或三维扫描等方式建立目标模型的三维数据,经过一系列逆向工程建模软件处理成三维数字模型文件,然后将其传输到合适的打印机中,最后选择合适的材料,将目标模型逐层打印出来的工艺。3D打印机常用的材料有塑料、金属、树脂、尼龙、水凝胶、陶瓷、复合材料等,可成型的工艺种类繁多,主要有立体光固化成型技术(stereo lithography appearance, SLA)、熔融沉积成型技术(fused deposition modeling, FDM)、选择性激光烧结/熔化技术(selected laser sintering/melting, SLS/SLM)、迭层实体制造技术(laminated object manufacturing, LOM)、材料/粘结剂喷射技术等工艺种类^[1]。由于3D打印技术具有个性化定制、能制造复杂精细结构、材料利用率高、制造周期短等优势,已被广泛应用于医学领域,如医学教学模型、外科手术导板、种植牙、康复辅助器具、生物组织器官等^[2]。

Coherent Market Insights(2017)指出,2015年全球老年人、残疾人辅助器具市场规模为141.091亿美元,预计到2024年市场规模达到267.574亿美元。据统计,我国有2.22亿老年人、8502万残疾人,每年上亿人次伤病病人,是世界上康复辅助器具需求人数最多、市场潜力最大的国家^[3]。《2017年中国残疾人事业发展统计公报》显示,全年共为244.4万残疾人提供各类辅助器具适配服务。3D打印技术的特点可以很好满足日益增长的个性化高端康复医疗需求。近年来国家陆续出台了一系列重大政策,如《关于加快发展康复辅助器具产业的若干意见》、《中国制造2025》等,都强调了3D打印技术在康复领域,尤其是在促进康复辅助器具设计创新、提高定制化水平等方面的重要作用。而且工信部等十二部门印发《增材制造产业发展行动计划(2017-2020年)》,明确提出到2020年,我国增材制造产业年销售收入超过200亿元,年均

增速在30%以上。本文综述了3D打印技术在康复矫形器、假肢、残疾人生活辅助器具及康复教学等方面的应用与研究进展。

1 3D打印技术在个性化矫形器中的应用

矫形器,过去也有学者称之为支具、夹板、矫形装置、支架等,是一种用来改变骨骼系统和神经肌肉的结构或机能特性的体外装置,主要通过固定、支持和矫正作用,以预防、矫正畸形或代偿丧失的功能^[4]。矫形器作为一种与人体密切接触的康复辅助器具,个性化设计和制造尤为必要。但传统矫形器制造过程尚存在一些缺陷,如石膏或夹板固定无法做到个性化设计,还可能产生严重皮肤感染、肢体僵硬、筋膜室综合征、压疮等并发症^[5-6];低温热塑板材制造矫形器时需反复调整、存在烫伤患者的风险、制造效率低、外观难看、弃用率高;高温塑性矫形器制造流程繁琐,需经历取模、浇铸、倒模、填充、调整等,周期漫长。随着3D打印技术和数字医疗技术的融合发展,矫形器的个性化设计和制造成为了可能。

1.1 上肢矫形器

据3D科学谷报道,波兰某生物工程学的研究生曾使用ZMorph多头FDM 3D打印机和ABS材料进行3D打印,设计了针对四肢麻痹症患者的个性化手指矫形器,以协助其更轻松抓取物品。其他学者也进行了积极的研究探索,Hui等^[7]提出了一种基于有限元分析的快速化、智能化的前臂骨折矫形器建模设计技术;在此基础上,他们将3D打印骨折矫形器应用于10例桡骨远端骨折患者,并进行了为期6周的随访,发现患者均未出现筋膜室综合征、压疮等并发症,并且3D打印骨折矫形器具有明显的个体匹配度高、透气性良好、轻量化、患者舒适度和满意度高等优点^[8]。张派等^[9]也尝试制造了基于数字化建模和3D打印技术的前臂骨折外固定矫形器,发现其完全贴合患处表面,并可灵活调节固定松紧度。阿依古丽·喀斯木等^[10]则探索了3D打印手指屈肌腱损伤定制化矫形器的设计与制备流程,并进行了部分力学性能测

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2020.01.020

*基金项目:国家自然科学基金面上项目(81874032);南方医科大学科研启动计划(2018C1051350);国家重点研发计划(2017YFC1103403);广东省科技计划项目(2016B090917001,2017B090912006);佛山市科技计划(2017AG100243)

1 南方医科大学附属珠江医院康复医学科,广州,510282; 2 广东省医学3D打印应用转化工程技术研究中心; 3 南方医科大学人体解剖与组织胚胎学国家重点学科; 4 通讯作者

第一作者简介:黄楚红,女,硕士研究生; 收稿日期:2018-04-08

试,发现其贴合效果、透气性及力学性能好,可实现定期调整,配合早期功能锻炼。Paterson等^[11]还改造了CAD(Computer Aided Design)软件,使不熟悉CAD的矫形师也能够参与设计和制造3D打印腕部矫形器。还有学者比较发现,SLS、SLA、PolyJet材料喷射等工艺更适合用于制造上肢矫形器,FDM工艺次之^[12]。

1.2 下肢矫形器

下肢矫形器多为支撑型矫形器,对产品的形态、功能、材料厚度配置等要求更高,结构也更为复杂,部分产品还要求融合多种功能。这些问题都给传统制造模式带来了很大的挑战。而近年来采用3D打印工艺,设计的自由度得到了极大的提升,可实现复杂造型及集成的功能;也可以通过变换不同的材料厚度,达到增强特定部位的灵活性或硬度。

下肢矫形器使用较多的是踝足矫形器(ankle-foot orthosis, AFO),对于伴随踝背伸障碍的脑卒中患者,穿戴踝足矫形器可以很好地改善偏瘫步态,提高步行功能,改善平衡能力,降低跌倒风险^[13-14]。许多研究证实了3D打印技术用于制造AFO的可行性和优势。Faustini等^[15]的研究证实了SLS工艺制造被动动态AFO的可行性,并通过3种材料的比较发现Rilsan D80是唯一能承受大型弯曲的材料。为了快速制造个性化的被动动态AFO,Schrank等^[16]利用CAD模型建立了一套新型制造流程。Telfer等^[17]研发了一种硬度可调控的3D打印AFO,可以针对各种功能活动进行适应性调整。弯曲刚度是AFO实现增强步态功能的关键功能特征,Schrank等^[18]的研究提示,应用3D打印技术可以精准地评估其弯曲刚度,更好实现矫形器功能优化。Mavroidis等^[19]通过观察健康志愿者的步态分析结果,发现3D打印的AFO跟传统聚丙烯AFO的效果接近,但当需要更替矫形器时,3D打印技术由于能减少制造时间及成本而显现出更明显的优势。Cha等^[20]的研究显示了3D打印AFO具有较好的力学性能。关于AFO与步态参数的关系,Harper等^[21]在一个纳入13例志愿者的队列研究中,通过3D打印技术来测试AFO硬度和步态参数之间的关系,发现矫形器硬度对整体步行表现并没有显著的影响。但Creyllman等^[22]的研究则提示,不管是佩戴3D打印AFO还是传统AFO后,患者在步行时的空间时间步态参数、脚踝生物力学参数均有显著改善。目前关于3D打印AFO的临床应用研究仍较少,刘震等^[23]曾经尝试将3D打印AFO用于5例脑卒中患者,并通过有限元分析、拓扑结构优化等技术,降低了材料成本,克服了影响临床应用的障碍。也有学者将3D打印技术应用于骨折患者,如刘非等^[24]将60例下肢骨折患者随机分成两组进行前瞻性对照研究,分别采用传统石膏外固定和个性化3D打印矫形器外固定,发现后者与骨折部位的匹配性更好,患者满意度更高。

除了AFO,也有学者研发了3D打印足部矫形器(foot

orthoses, FO)或矫形鞋垫。Dombroski等^[25]认为3D打印足部矫形器有望在未来降低患者整体医疗成本,但目前尚缺乏大样本的临床试验。Telfer等^[26]通过从步态分析获得的生物力学数据改变足部矫形器的形状,他们还尝试结合温度传感器,开发出新型3D打印FO^[27]。Pallari等^[28]则用3D打印技术实现了为类风湿性关节炎患者大规模定制FO的可行性,然而对比发现,志愿者在穿戴传统的FO与3D打印的FO后的步态参数结果并没有显著性差异。据《创意设计源》2015年报道,儿童群体因遗传、书包过重、坐姿不佳等内外部环境易产生如X型腿、O型腿等问题。矫形鞋垫是能兼顾儿童生理与心理特点的有效新型康复器械,具有巨大的市场潜力。设计师采用三维设计和3D打印技术,可根据用户足底力学特征进行定制化设计,制造出鞋垫上特殊而复杂的网格结构。2014年8月,美国3D打印制造商SOLS公司已经正式向市场推出矫形鞋垫定制服务,这是全球第一次大规模使用3D打印技术定制矫形鞋垫^[29]。Sun等^[30]应用3D打印技术制作的鞋垫可以与脚弓紧密贴合,并在足跟和足弓前部压力分散,使足底压力减少,穿戴更加舒适、轻便。Salles等^[31]的研究结果也支持这一结论,并认为3D打印鞋垫可能降低运动损伤的发生风险。3D打印矫形鞋垫还被用于治疗扁平足患者^[32]。但一组跑者穿戴3D打印鞋垫与传统鞋垫的效果,发现二者之间在不舒适度方面并没有显著差异^[33]。

1.3 脊柱矫形器

青少年特发性脊柱侧弯是最常见的结构性脊柱侧弯,占脊柱侧弯总数的80%左右。脊柱侧弯会带来种种不良后果,如身体变形、缺乏自信心、社交障碍,严重者甚至累及脊髓,造成瘫痪。90%的青少年特发性脊柱侧弯患者只需要接受保守治疗和积极观察,而非手术治疗中公认最主要和可靠的方式是佩戴脊柱矫形器^[34]。已有循证医学证据表明,脊柱矫形器的佩戴时间与矫正成功率成正相关关系^[35],但是现有矫形器存在矫形器壁厚过厚、与皮肤不贴合、样式丑陋、透气性差等问题,导致患者的佩戴依从性差,治疗效果大打折扣。据调查,对于患者来说,佩戴矫形器最主要的考虑因素是其有效性和舒适性^[36]。近年来医疗中心、3D打印企业与康复辅助器具设计制造公司在3D打印脊柱矫形器领域进行了大量研究与实践,希望能实现个性化设计、美观、轻量、透气、符合生物力学矫正原理等设计目标。例如,制造商UNYQ开发了一款尼龙材料制造的3D打印脊柱侧弯矫正器,平均重量为300—600g,矫形器仅3.5mm厚,非常透气、轻便。还有许多学者针对矫形器的生物力学机制进行了分析,以协助设计出更符合生物力学的产品^[37-38]。Weiss等^[39]结合了CAD/CAM(computer-aided manufacturing)与3D打印技术,更好优化了脊柱矫形器的制造流程。另外对医师来说,如何精确评估患者穿戴矫形器的依从性一直是一项挑战,为此Rah-

man等^[40]设计了可穿戴式传感器以监测患者穿戴矫形器的时间,提高了患者依从性。

2 3D打印技术在定制化假肢中的应用

传统假肢在制作工艺上对假肢师有严格的专业技能要求,而且需要根据每个患者的解剖学特征取型、修型、调整等等,费时费工,价格也相对昂贵,限制了其在广大普通患者中的使用^[4]。近年来国内外研究人员正在积极利用3D打印技术改进假肢的制造流程。

假肢接受腔通常被认为是假肢制造过程中最重要的结构^[41]。为此,Herbert等^[41]探讨了使用3D打印技术制造假肢接受腔的可行性。Hsu等^[42]设计了一种3D打印树脂假肢接受腔,并表明它与传统假肢接受腔在步态测试结果上无明显差异。Sengeh等^[43]研究发现多材料3D打印技术制备的假肢接受腔,可以降低假肢接受腔与残肢突出部位的接触压力,并提高患者的步行速度。除了假肢接受腔,Fey等^[44]研究了3D打印技术在假足制造的应用。Laszczak等^[45]则尝试在佩戴假肢时加入压力传感器,提供了获取压力数据的新方法。

2016年徐贵升等^[46]在国内首次进行3D打印制作前臂索控假肢的研究,该假肢通过屈曲肘关节实现假手的闭合,伸直肘关节实现假手的打开,实现了假手的基本抓握功能。2013年,国外研制出3D打印假手“Robohand”,但是只能用于腕关节仍然完好的患者。有学者对其设计进行了改造,研发出通过肩部带动的新型假手,可适合于在腕部功能受损或缺失的情况下使用,并且每个手指都能实现单独屈曲^[47]。Zuniga等^[48]也研发了一种3D打印假手“Cyborg Beast”,但需要腕关节功能协助才能实现手指弯曲。3D打印的假肢有可能改善残疾儿童的手工能力^[49]。但由于儿童需要的假肢体积小、身体还处于发育期、心理也比较敏感,使得儿童假肢的更替和维护费用特别高昂,超出许多家庭的经济承受范围^[48]。因此Zuniga等^[49]研发了一种低成本、易替代、定制型、实用性高的3D打印儿童假手,大大改善了患儿的日常生活和学习质量。

许多企业也进行了积极探索和报道。2017年,英国Open Bionics公司完成了世界首例3D打印仿生手的临床试验,发现相比传统的肌电手,3D打印仿生肌电手价格更低廉,并且外形更灵活。德国3D打印假肢制造商Mecuris研发的3D打印假肢“NexStep”已通过欧盟的CE认证。3D Systems收购的Bespoke Innovations公司已开始对外提供定制化假肢制造服务。3D打印技术提高了假肢外壳设计的自由度,不仅具有个性化,还具有轻巧、耐用、美观等优点。

3 3D打印技术在残疾人生活辅助器具中的应用

通过3D打印技术,加强残疾人辅助器具适配,是最好的

实现个性化适配的手段,也很好满足了个体化、精准化医疗康复的需求。Brown等^[50]利用3D打印技术实现了图形的立体化、可触化,从而有助于视觉障碍患者更好地学习。Medola等^[51]则使用3D打印技术开发了一种新型的轮椅推杆,大大提高了运动的便利性,受到了患者的高度认可。伦敦的设计工作室Layer结合了3D打印技术与生物识别技术,打造了世界首款3D打印轮椅。

助听器是一种重要的沟通和信息辅助器具。根据世界卫生组织的数据,世界上约15%的成年人有一定程度的听力损伤,其中近1/4是65岁以上的老年人。Transparency Market Research报告指出,2015年全球助听器市场总额为47亿美元,预计到2024年底将达到70.1亿美元。在21世纪之初,就有助听器制造商开始使用3D打印技术设计定制化、精确化的助听器外壳,如Sonava集团。据报道,西门子公司使用3D打印技术生产的助听器已成为产品的主流。

4 3D打印技术在康复教学中的应用

我国尚未形成系统、完备、充足的康复医疗供给体系,据统计,我国康复床位数98992,占比仅有2.2%,康复医护人员数39833,占比仅0.72%^[52]。随着健康中国理念的推广,国家和社会对于康复人才的培养越来越重视,而3D打印技术可协助提供标准化、精准化、可触化的医学教育,故有望在康复教学领域发挥巨大作用。

人体解剖学对于康复人而言是非常重要的学科,而传统解剖学需通过解剖尸体学习,但如今尸体来源越来越稀缺,且传统人体解剖学教学存在环境污染、解剖结构变异、具体结构显示不清等问题^[53]。而3D打印技术为我们构造了很多逼真的医学模型,还可呈现一些少见的病理解剖或正常变异形象^[53],有利于康复专业学生更好理解人体解剖结构。

另外,我国假肢矫形器装配人员严重不足。我国假肢矫形专业起步于1987年,1999年开展专科教育,2003年首都医科大学开办国内首个本科专业。截止2011年国内仅有6家院校开办假肢矫形本专科教育。全国假肢矫形行业从业人数不足5000人,其中专业技术人员也不到1000人。3D打印技术辅助康复矫形器和假肢的设计,可将3D打印矫形器的难处从原来的装配难度转移到数字化设计阶段,部分解决目前国内康复假肢矫形专业人才匮乏问题。

5 小结

随着我国经济发展进入新常态,传统消费需求大大提升,为患者提供个性化的医疗服务已成为一种必然趋势。但目前3D打印技术在康复医疗的应用现状仍存在一些不足。第一,目前康复辅助器具已经从传统的手工制作发展到CAD/CAM辅助的3D打印个性化设计阶段,但大部分研究

还处于临床观察期,缺乏多中心、大样本的临床应用试验数据支持。第二,原有康复辅助器具的研发、设计、生产、流通、人员分工、渠道与监管等标准流程被打乱了,而新的市场标准尚未重新建立。第三,对跨学科人才的需求量增大,而相应的医工复合型人才培养方式改革未能跟上节奏。第四,3D打印制造过程也有许多需要改进之处,如打印产品的价格、打印材料、设备、设计软件等。第五,我国3D打印康复产业的自主创新能力不足。

针对上述不足,我们或许可通过以下举措去完善。首先,从国家层面加大对3D打印康复辅助器具、3D打印材料和设备研究的科研经费投入力度,以进一步促进其产业化,降低3D打印产品的价格,开发出更符合医疗需求的材料和设备。其次,目前医学3D打印方面的标准制定工作已经在逐步开展,2018年2月7日,根据国家食品药品监督管理总局的工作部署,《增材制造医疗器械技术审查指导原则》草案研讨会成功在京举行。但考虑到3D打印矫形器为专属定制型器械,其全流程监管需有别于传统医疗器械监管;3D打印矫形器的市场准入必须在鼓励创新和保护患者之间达到平衡,需使用上市前测试和上市后监督防范相结合的方法^[54]。然后,我们可尝试打破原有思维观念,考虑如何将工业互联网、云计算、大数据、智能技术、可穿戴传感器设备等现代技术融合到3D打印的产业链中来。最后,我们还可进一步探索3D打印技术在残疾人个人生活自理和防护辅助器具、技能训练辅助器具、家务辅助器具、就业和职业训练辅助器具、休闲娱乐辅助器具等方面的应用可行性。利用3D打印技术结合CAD/CAM技术,可很容易实现个性化的尺寸和外形改造,以帮助残障患者更好地回归生活和工作。总之,如何让3D打印技术更好地促进我国康复医学事业的发展,是非常值得社会各界,尤其是康复从业者思考的问题。

参考文献

- [1] Kaufui VW, Aldo H. A review of additive manufacturing[J]. *Isrn Mechanical Engineering*, 2012, (2):30—38.
- [2] 邓滨, 欧阳汉斌, 黄文华. 3D打印在医学领域的应用进展[J]. *中国医学物理学杂志*, 2016, 33(4):389—392.
- [3] 樊瑜波. 抓住机遇 乘势而上 推动我国康复辅助器具产业大发展——关于对《国务院加快发展康复辅助器具产业的若干意见》的思考[J]. *中国民政*, 2016, (21):40—42.
- [4] 喻洪流主编. 假肢矫形器原理与应用[M]. 第1版. 南京:东南大学出版社, 2011.26—29.
- [5] Halanski M, Noonan KJ. Cast and splint immobilization: complications[J]. *J Am Acad Orthop Surg*, 2008, 16(1): 30—40.
- [6] Delasobera BE, Place R, Howell J, et al. Serious infectious complications related to extremity cast/splint placement in children[J]. *J Emerg Med*, 2011, 41(1): 47—50.
- [7] Lin H, Shi L, Wang D. A rapid and intelligent designing technique for patient-specific and 3D-printed orthopedic cast[J]. *3D Print Med*, 2016, 2(1): 4.
- [8] Chen YJ, Lin H, Zhang X, et al. Application of 3D-printed and patient-specific cast for the treatment of distal radius fractures: initial experience[J]. *3D Print Med*, 2017, 3(1):11.
- [9] 张派, 伍权, 徐卫平, 等. 个性化骨折固定支架优化设计与制作[J]. *贵州科学*, 2017, 35(2):89—91.
- [10] 阿依古丽·喀斯木, 乌日开西·艾依提, 滕勇, 等. 基于3D打印的手指屈肌腱损伤定制化支具设计[J]. *机械设计与制造*, 2017, 55(11):215—219.
- [11] Paterson AM, Donnison E, Bibb RJ, et al. Computer-aided design to support fabrication of wrist splints using 3D printing: A feasibility study[J]. *Hand Ther*, 2014, 19(4): 102—113.
- [12] Paterson AM, Bibb R, Campbell RI, et al. Comparing additive manufacturing technologies for customised wrist splints[J]. *Rapid Prototyp J*, 2015, 21(3): 230—243.
- [13] Tyson SF, Sadeghi-Demneh E, Nester CJ. A systematic review and meta-analysis of the effect of an ankle-foot orthosis on gait biomechanics after stroke[J]. *Clin Rehabil*, 2013, 27(10): 879—891.
- [14] Cakar E, Durmus O, Tekin L, et al. The ankle-foot orthosis improves balance and reduces fall risk of chronic spastic hemiparetic patients[J]. *Eur J Phys Rehabil Med*, 2010, 46(3): 363—368.
- [15] Faustini MC, Neptune RR, Crawford RH, et al. Manufacture of Passive Dynamic ankle-foot orthoses using selective laser sintering[J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2008, 55(2 Pt 1): 784—790.
- [16] Schrank ES, Stanhope SJ. Dimensional accuracy of ankle-foot orthoses constructed by rapid customization and manufacturing framework[J]. *J Rehabil Res Dev*, 2011, 48(1): 31—42.
- [17] Telfer S, Pallari J, Munguia J, et al. Embracing additive manufacture: implications for foot and ankle orthosis design[J]. *BMC Musculoskelet Disord*, 2012, 13(1): 84.
- [18] Schrank ES, Hitch L, Wallace K, et al. Assessment of a virtual functional prototyping process for the rapid manufacture of passive-dynamic ankle-foot orthoses[J]. *J Biomech Eng*, 2013, 135(10): 101011—101017.
- [19] Mavroidis C, Ranky RG, Sivak ML, et al. Patient specific ankle-foot orthoses using rapid prototyping[J]. *J Neuroeng Rehabil*, 2011, 8(1): 1.
- [20] Cha YH, Lee KH, Ryu HJ, et al. Ankle-foot orthosis made by 3D printing technique and automated design software[J]. *Appl Bionics Biomech*, 2017, (1—3):1—6.
- [21] Harper NG, Esposito ER, Wilken JM, et al. The influence of ankle-foot orthosis stiffness on walking performance in individuals with lower-limb impairments[J]. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2014, 29(8): 877—884.
- [22] Creylman V, Muraru L, Pallari J, et al. Gait assessment during the initial fitting of customized selective laser sintering ankle foot orthoses in subjects with drop foot[J]. *Pros-*

- thet Orthot Int, 2013, 37(2): 132—138.
- [23] 刘震,张盘德,容小川,等. 脑卒中踝足矫形器的3D打印研究[J]. 中国康复医学杂志,2017,32(08):874—878.
- [24] 刘非,邱冰,薛向东,等. 基于3D打印技术的个性化外固定支具设计[J]. 中国矫形外科杂志,2016,24(24):2260—2263.
- [25] Dombroski CE, Balsdon ME, Froats A. The use of a low cost 3D scanning and printing tool in the manufacture of custom-made foot orthoses: a preliminary study[J]. BMC Res Notes,2014,7(1):443.
- [26] Telfer S, Abbott M, Steultjens MP, et al. Dose-response effects of customised foot orthoses on lower limb kinematics and kinetics in pronated foot type[J]. J Biomech, 2013, 46(9): 1489—1495.
- [27] Telfer S, Munguia J, Pallari J, et al. Personalized foot orthoses with embedded temperature sensing: Proof of concept and relationship with activity[J]. Med Eng Phys, 2014, 36(1): 9—15.
- [28] Pallari JH, Dalgarno KW, Woodburn J. Mass customization of foot orthoses for rheumatoid arthritis using selective laser sintering[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2010, 57(7): 1750—1756.
- [29] 曹萍,吴小高. 3D打印技术在矫形鞋垫中的应用进展[J]. 中国康复理论与实践,2015,21(7):753—756.
- [30] Sun SP, Chou YJ, Sue CC. Classification and mass production technique for three-quarter shoe insoles using non-weight-bearing plantar shapes[J]. Appl Ergon, 2009, 40(4): 630—635.
- [31] Salles AS, Gyi DE. An evaluation of personalised insoles developed using additive manufacturing[J]. J Sports Sci, 2013, 31(4): 442—450.
- [32] 杨宗宇,刘非,崔亮,等. 3D打印矫形鞋垫治疗平足的疗效观察[J/OL]. 足踝外科,2017,4(1):37—38.
- [33] Salles AS, Gyi DE. The specification of personalised insoles using additive manufacturing[J]. Work, 2012, 41(Suppl 1): 1771—1774.
- [34] Shaughnessy WJ. Advances in Scoliosis Brace Treatment for Adolescent Idiopathic Scoliosis[J]. Orthop Clin North Am,2007,38(4): 469—475.
- [35] Rowe DE, Bernstein SM, Riddick MF, et al. A meta-analysis of the efficacy of non-operative treatments for idiopathic scoliosis[J]. J Bone Joint Surg Am, 1997, 79(5): 664—674.
- [36] Bunge EM, de Bekker-Grob EW, van Biezen FC, et al. Patients' preferences for scoliosis brace treatment: a discrete choice experiment[J]. Spine, 2010, 35(1): 57—63.
- [37] Kotwicki T, Cheneau J. Biomechanical action of a corrective brace on thoracic idiopathic scoliosis: Cheneau 2000 orthosis[J]. Disabil Rehabil, 2009, 3(3): 146—153.
- [38] Périé D, Aubin CE, Petit Y, et al. Personalized biomechanical simulations of orthotic treatment in idiopathic scoliosis[J]. Clin Biomech, 2004, 19(2): 190—195.
- [39] Weiss HR, Tournavitis N, Nan X, et al. Workflow of CAD/CAM scoliosis brace adjustment in preparation using 3D printing[J]. Open Med Inform J, 2017, 11(1): 44—51.
- [40] Rahman T, Borkhuu B, Littleton AG, et al. Electronic monitoring of scoliosis brace wear compliance[J]. J Child Orthop, 2010, 4(4): 343—347.
- [41] Herbert N, Simpson D, Spence WD, et al. A preliminary investigation into the development of 3-D printing of prosthetic sockets[J]. J Rehabil Res Dev, 2005, 42(2): 141—146.
- [42] Hsu LH, Huang GF, Lu CT, et al. The development of a rapid prototyping prosthetic socket coated with a resin layer for transtibial amputees[J]. Prosthet Orthot Int, 2010, 34(1): 37—45.
- [43] Sengeh, Moinina D, Herr, et al. A variable-impedance prosthetic socket for a transtibial amputee designed from magnetic resonance imaging data[J]. J Prosthet Orthot, 2013, 25(3): 129—137.
- [44] Fey NP, Klute GK, Neptune RR. The influence of energy storage and return foot stiffness on walking mechanics and muscle activity in below-knee amputees[J]. Clin Biomech, 2011, 26(10): 1025—1032.
- [45] Laszczak P, Jiang L, Bader DL, et al. Development and validation of a 3D-printed interfacial stress sensor for prosthetic applications[J]. Med Eng Phys, 2015, 37(1): 132—137.
- [46] 徐贵升,徐猛贤,区国集,等. 中国首例3D打印假肢临床报告[J]. 中国矫形外科杂志,2016,24(8):766—768.
- [47] Gretsches KF, Lather HD, Peddada KV, et al. Development of novel 3D-printed robotic prosthetic for transradial amputees[J]. Prosthet Orthot Int, 2016, 40(3): 400—403.
- [48] Zuniga J, Katsavelis D, Peck J, et al. Cyborg beast: a low-cost 3d-printed prosthetic hand for children with upper-limb differences[J]. BMC Res Notes, 2015, 8(1): 10.
- [49] Zuniga JM, Peck JL, Srivastava R, et al. Functional changes through the usage of 3D-printed transitional prostheses in children[J]. Disabil Rehabil Assist Technol, 2017, 12(8): 1—7.
- [50] Brown C, Hurst A. VizTouch: Automatically generated tactile visualizations of coordinate spaces. TEI '12 Proceedings of the Sixth International Conference on Tangible, Embedded and Embodied Interaction. Kingston, ON, Canada: Association for Computing Machinery, 2012:131—138.
- [51] Medola FO, Fortulan CA, Purquerio B M, et al. A new design for an old concept of wheelchair pushrim[J]. Disabil Rehabil Assist Technol, 2012, 7(3): 234—241.
- [52] 康复医疗:产业爆发性增长可期[J]. 股市动态分析, 2016, (4): 48.
- [53] 笪熠,陈适,潘慧,等. 3D打印技术在医学教育的应用[J]. 协和医学杂志,2014,17(2):234—237.
- [54] 王金武,王黎明,左建强,等.3D打印矫形器设计、制造、使用标准与全流程监管的专家共识[J]. 中华创伤骨科杂志,2018, 20(1):5—9.