

DOI: 10.7652/xjtuxb201608021

个性化聚醚醚酮颅骨植入物多点柔性注塑工艺

谭力新^{1,2}, 刘亚雄¹, 陈若梦¹, 贺健康¹, 王玲¹, 连琴¹, 李涤尘¹, 胥光申²

(1. 西安交通大学机械制造系统工程国家重点实验室, 710049, 西安;

2. 西安工程大学机电工程学院, 710048, 西安)

摘要: 针对目前增材制造聚醚醚酮(PEEK)个性化颅骨植入物强度远不如注塑工艺的问题,提出了增材制造与注塑工艺相结合的新方法——多点柔性注塑工艺。首先,将连续的平面离散化,采用增材制造靠模的方式,使用大量的活动方形钢针完成柔性模具形腔内表面的构建;其次,用注塑的方式制造 PEEK 个性化颅骨植入物;最后,研磨抛光去除台阶效应,获得高性能的 PEEK 个性化颅骨修复植入物。通过工艺分析、精度分析和体外细胞毒性实验进行研究评价,结果表明:采用该方法制作出的颅骨模型样品的平均偏差为 0.475~−0.409 mm,所制作的拉伸样件的强度为 72.15~83.26 MPa,可以满足颅骨修复植入物对于精度和力学性能的要求。在体外细胞毒性实验中,注塑原料组和试制样品组浸提液所培养的细胞存活率均达 90%以上,证明了多点柔性注塑工艺所使用的材料无毒,在注塑成形过程中没有引入新的毒性物质,可以满足颅骨修复植入物对于生物相容性的要求。因此,该方法可制造出低成本、高性能、无细胞毒性的个性化颅骨修复植入物,在颅骨修复中具有重要的应用前景。

关键词: 个性化颅骨修复;聚醚醚酮;柔性模具;多点柔性注塑工艺

中图分类号: Q811.2 **文献标志码:** A **文章编号:** 0253-987X(2016)08-0130-07

Multi-Point Flexible Molding for Personalized PEEK Skull Repair

TAN Lixin^{1,2}, LIU Yaxiong¹, CHEN Ruomeng¹, HE Jiankang¹,

WANG Ling¹, Lian Qin¹, LI Dichen¹, XU Guangshen²

(1. State Key Laboratory for Manufacturing System Engineering, Xi'an Jiao tong University, Xi'an 710049, China;

2. School of Mechanical and Electrical Engineering, Xi'an Polytechnic University, Xi'an 710048, China)

Abstract: Since the strength of personalized poly-ether-ether-ketone (PEEK) skull implants fabricated by material increasing manufacturing is lower than that by injection molding, a novel method of multi-point flexible molding is proposed to solve this problem by combining injection molding with material increasing manufacturing. The continuous planes are discretized, and a large number of movable square needles are used to construct the flexible molding cavity surface by means of profiling. A personalized PEEK skull blank is then fabricated by injection molding, and the personalized PEEK skull implant is fabricated after the blank is polished. It is found that the average accuracy of the skull samples is in the range from 0.475 to −0.409 mm, and the tensile strength of the samples is within 72.15 MPa and 83.26 MPa, which can meet the requirement of implant for accuracy and mechanical property. In the cell toxicity experiment, the survival rates of the cells in the raw material leach liquor and the injection sample leach liquor are

收稿日期: 2015-12-03。 作者简介: 谭力新(1988—),男,硕士生;刘亚雄(通信作者),男,教授,博士生导师。 基金项目: 国家自然科学基金资助项目(51275387);陕西省特色产业链资助项目(2015KTTSGY03-04)。

网络出版时间: 2016-05-17 网络出版地址: <http://www.cnki.net/kcms/detail/61.1069.T.20160517.1923.016.html>

detected higher than 90%, which proves that the material used in multi-point flexible molding is nontoxic, and no new toxic substances are introduced into the injection molding. So multi-point flexible molding can meet the requirement of implant for biocompatibility. The method of multi-point flexible molding can be chosen to fabricate personalized skull with lower cost and perfect performance, especially, without cytotoxicity.

Keywords: personalized skull repair; poly-ether-ether-ketone; flexible mould; multi-point flexible molding

颅骨修补术是脑外科最常见的一种手术。由于个体差异巨大,颅骨植入物除了对生物相容性和机械性能有着严格的要求外,对个性化的需求也极高。

传统治疗颅骨缺损的主要方法是采用钛植入物。由于钛具有良好的生物相容性、易加工性、优良的机械性能等优点,其植入物一直是国内神经外科治疗颅骨缺损的首选^[1]。但是,钛植入物也存在着一些无法克服的缺点:钛的模量比骨骼高 2~3 个数量级,应力屏蔽可引发骨溶解与松动;钛植入物在医学影像上存在伪影、重影等问题。这些将对患者后期的脑部诊断产生重大影响。

针对材料钛存在的种种缺陷,人们开始寻求一种新型的高分子颅骨植入物材料——聚醚醚酮(PEEK)^[2]。PEEK 是目前特种工程塑料中综合性能最好的一种,具有以下优点:生物相容性好;力学性能好,其弹性模量与皮质骨接近;化学稳定性高;高分子材料在医学影像上不存在伪影、重影等问题。目前,PEEK 在医疗领域有着极为广泛的应用,根据 2011 年、2012 年世界塑料工业进展报告,PEEK 在医用领域的消费占 10%,其应用主要包括手术器械、假体材料、固定用骨钉、骨板材料等^[3]。但是,因 PEEK 材料存在加工困难的问题,限制了其在个性化颅骨修复手术上的应用。

PEEK 的玻璃化温度为 143℃,熔点则高达 343℃,使得只能采用数控加工或者增材制造的办法加工 PEEK 个性化颅骨植入物^[4]。目前,采用数控加工 PEEK 个性化颅骨的成本非常高,材料浪费非常严重,而且存在吃刀、让刀等问题。采用增材制造(如熔融沉积、激光烧结^[5-6])的方法来加工 PEEK 个性化颅骨,则普遍存在材质疏松的问题,机械性能达不到要求^[7-8]。此外,国际上 PEEK 材料的价格非常昂贵,高达 35~40 美元/磅^[9],而国内 PEEK 个性化颅骨的手术费用则至少是钛网的 3~5 倍。价格和技术上的双重门槛使得 PEEK 的使用成本极高,阻碍了它在医疗领域内的发展。

针对目前 PEEK 颅骨植入物加工方面存在的

不足,本文提出了一种 PEEK 颅骨的制作方法——多点柔性注塑工艺。

1 工艺设计

本文采用的多点柔性注塑工艺成形原理是,将连续的平面离散化,采用增材制造靠模的方式,使用大量活动方形钢针完成对柔性模具形腔内表面的构建^[10],然后用注塑的办法制造个性化 PEEK 颅骨。

该方法有 3 个特点:①材料利用率高,采用注塑方式成形能极大地减少 PEEK 材料的浪费,同时具有材料选择面广、模具维护费用低和二次工艺开发成本低等优点;②个性化程度高,大量活动钢针可以构建任意颅骨形面,从而实现个性化;③力学性能好,采用高压注塑方式可以使成形件致密,保证成形件具有与 PEEK 相似的力学性能。

针对以上所述成形原理,工艺流程如图 1 所示:①制作快报速成型模型(原模),利用计算机设计目标颅骨树脂模型,并用光固化 3D 打印技术制作;②固定原模,对原模添加注塑流道和定位工艺结构,固定于多点注塑模具内;③靠模构形,通过靠模构形的方式,用方形钢针群构建柔性模具内表面;④替换导气口,用相同规格的圆形黄铜管替换部分方形钢针作为导气口,并将其引导至外夹板浇注口处,同时对

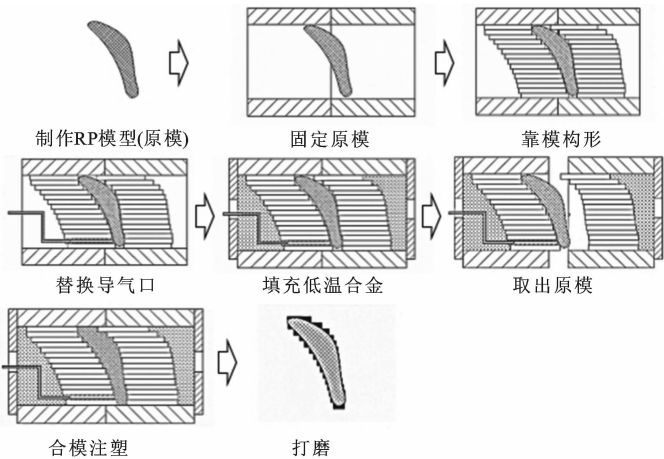


图 1 光固化 3D 打印多点柔性注塑工艺技术路线

钢针组进行锁紧;⑤填充低温合金,合上外夹板,浇注熔点为 75℃的低温合金(锡铋合金),对模具进行定形;⑥取出原模;⑦合模注塑,制得所需 PEEK 颅骨模型毛坯件,其中注塑温度为 370℃,注塑速度为注塑机的最大注塑速度 $V_{\max}$ 的 70%,注塑压力为 12 MPa,采用 13 MPa 保压 2 s;⑧打磨,待冷却后取出毛坯件,通过仿形研磨去除模型台阶效应,制得所需的个性化 PEEK 颅骨模型。

2 模具结构

针对上述工艺过程,开发了相适应的硬件设备,模具结构拆解图和实物图如图 2 所示。

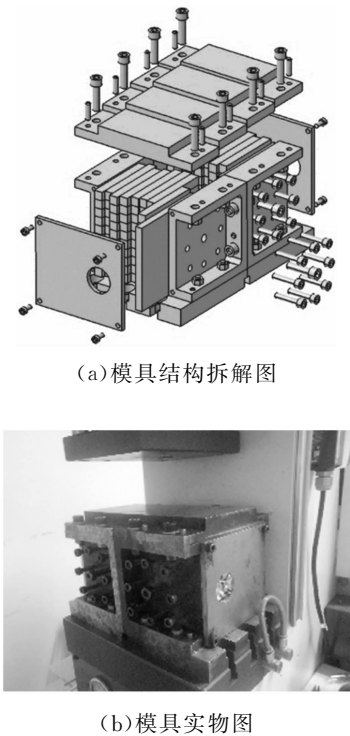


图 2 模具结构拆解图与实物图

多点柔性注塑模具主要由外部框架和内部模组两部分组成,外部框架主体由以分模面对称的两部分共 12 块钢板拼接而成,底部设置有与注塑机连接的定位槽和定位孔。每组模具侧面均匀布置有 9 个排列整齐的锁紧螺栓,在模具的分模面上设置有注塑口以及流道。内部模组由 2 块活动夹板以及 2 组活动钢针组构成(每组钢针组均由 2 000 根规格为 2 mm×2 mm×80 mm 的方形钢针组成)。通过调整锁紧螺栓可以推动模具内的夹板,从而完成对钢针组进行挤压固定。模具两侧设置了浇注盖板,钢针组固定后装上盖板进行低温合金(锡铋合金,熔点约为 75℃)的填充,实现对模具的定形。

3 工艺实验

3.1 注塑实验

本实验采用的颅骨模型由第四军医大学口腔医院提供^[11],采用 CT 扫描病人颅骨缺损部分后重建颅骨内植入物模型,如图 3 所示。将原颅骨模型按 1:0.5 的比例缩放,通过上述多点柔性注塑模具和工艺方法,使用材料为中研 PEEK330G 注塑料粒,制作了如图 4 所示的 PEEK 颅骨注塑样件,以验证多点柔性注塑工艺。

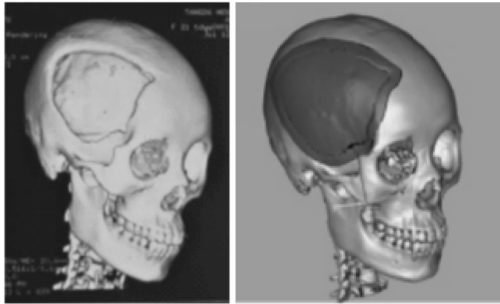


图 3 实验用颅骨模型

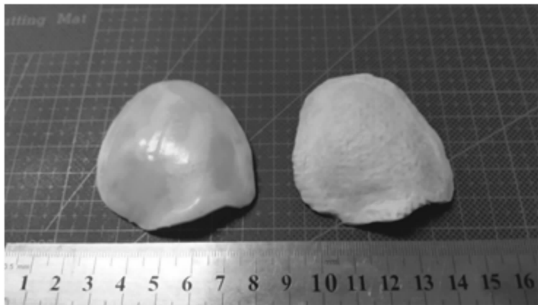


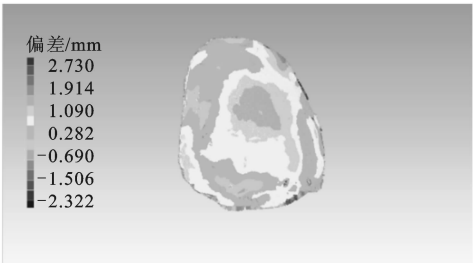
图 4 原模(左)与注塑样件(右)比较

3.2 精度分析

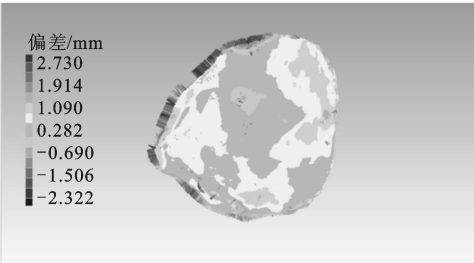
精度分析在西安交通大学机械系统工程国家重点实验室完成。使用的扫描设备为微米 X 射线三维成像系统(YXLON Y. cheetah),对制作完成的注塑样品进行三维扫描建模,然后在软件 Geomagic Studio 12 上与原模进行比对,进行多点柔性注塑工艺精度的检测。偏差分析的结果如图 5 所示,样品的平均偏差为 0.475~−0.409 mm,样品的最大偏差为 2.701~−2.730 mm。

3.3 拉伸试验

对注塑温度、注塑速度和注塑压力进行单因素分析,以检验注塑参数对拉伸强度的影响。采用多点柔性注塑工艺制作拉伸样件,并对其按照标准 GB/T 1040.2—2006 进行了拉伸试验。所有样件均采用同一个多点柔性注塑模具,每组拉伸样件制

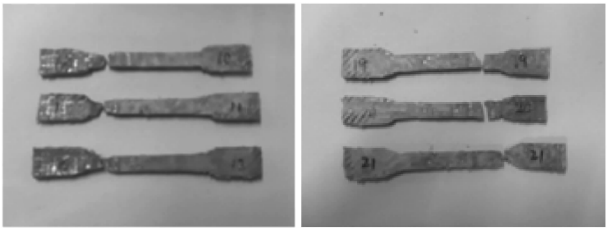


(a)阳面偏差



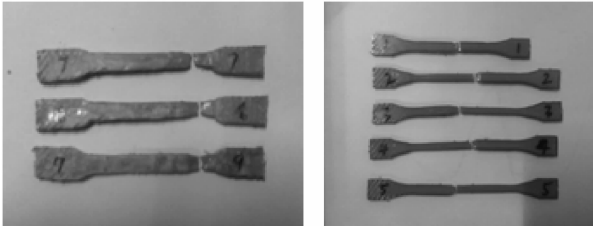
(b)阴面偏差

图 5 注塑样品偏差分析



(a)试验组 1-3

(b)试验组 2-3



(c)对照组

(d)普通注塑工艺组

图 6 部分拉伸试验样件实物图

作 3 个。同时设置普通注塑工艺组,用普通铝制注塑模具制作 5 个拉伸样件,以进行多点柔性注塑工艺和普通注塑工艺在拉伸强度上的比较,拉伸试验后的样件如图 6 所示。各组试验结果如表 1 所示,试验组 1-3、2-3 和对照组在拉伸实验过程中均出现气泡缺陷。试验组 1-3、2-3 和对照组在制作毛坯时有部分样件出现了熔接线的情况,导致脱模过程中样件在模具内断裂的现象,甚至有部分样件在拉伸实验开始后不久就突然断裂。

熔接线现象就是在两股熔流在汇聚的地方,汇聚时因料头热量损失而不能完全熔合所产生的线性

表 1 拉伸试验结果				
试验组 名称	注塑温 度/℃	注塑 速度	注塑压 力/MPa	拉伸强度/ MPa
1-1	360	0.7V _{max}	12	76.86±2.97
1-2	365	0.7V _{max}	12	74.15±2.83
1-3	375	0.7V _{max}	12	76.43±0.64
2-1	370	0.5V _{max}	12	76.10±2.99
2-2	370	0.6V _{max}	12	77.54±2.23
2-3	370	0.8V _{max}	12	76.89±1.51
3-1	370	0.7V _{max}	11	83.26±2.76
3-2	370	0.7V _{max}	13	75.94±3.62
对照组	370	0.7V _{max}	12	72.15±1.46
普通注塑	370	0.7V _{max}	12	80.60±0.72

熔接缝。造成熔接线的原因有两种:①注塑压力、速度过低,料筒温度、模温过低,造成进入模具的熔料过早冷却而出现熔接线;②当注塑压力、速度过高时,会出现喷射而造成熔接线。

3.4 体外细胞毒性实验

为了检验多点柔性注塑工艺是否满足颅骨修复物对于生物相容性的要求,本文对所用注塑原料和注塑成形件进行体外细胞毒性实验。

将 L929 小鼠成纤维细胞种植到 96 孔板中,保持培养 24 h 至生长阶段,然后与系列体积分数(25%、50%、75%、100%)的样品浸提液接触,孵育 24 h。通过细胞形态学和细胞生长能力评价,与对照组细胞进行比较,评价不同浓度实验品的细胞毒性^[12]。

细胞生长能力通过 CCK-8 试剂盒检测完成。CCK8 试剂中含有 WST-8[化学名:2-(2-甲氧基-4-硝基苯基)-3-(4-硝基苯基)-5-(2,4-二磺酸苯)-2H-四唑单钠盐],它在电子载体 1-Methoxy PMS 的作用下被细胞中的脱氢酶还原为具有高度水溶性的黄色甲瓚产物。使用酶标仪在 450 nm 波长下测定浸提液的吸光度 OD 值,间接反映活细胞的数量,利用这一特性进行细胞增殖分析。

各实验组的分组信息如表 2 所示,所有测试样品在实验前均采用无水乙醇浸泡 24 h 消毒处理。细胞存活率为

$$R_s = \frac{A_s - A_c}{A_b - A_c} \times 100\%$$

(1)

式中: A_s 为实验对象的 OD 值; A_b 为空白对照组的 OD 值; A_c 为空白孔的 OD 值。实验结果如图表 3、图 7 和图 8 所示。

表 2 体外细胞毒性实验分组信息

实验组名称	实验条件
阴性对照组(A _s)	高密度聚乙烯浸提液+培养基+ 细胞+CCK-8
阳性对照组(A _s)	含体积分数为 0.64%的苯酚的培养基+ 细胞+CCK-8
空白对照组(A _b)	培养基+细胞+CCK-8
空白孔(A _c)	培养基+CCK-8
实验组(A _s)	100%、75%、50%、25%样品浸提液+ 培养基+细胞+CCK-8

表 3 注塑样品体外细胞毒性实验结果

实验对象	OD 值	细胞存活率/%
100%注塑原料浸提液	3.206	94.64
75%注塑原料浸提液	3.207	94.67
50%注塑原料浸提液	3.205	94.60
25%注塑原料浸提液	3.208	94.70
100%注塑样品浸提液	3.070	90.39
75%注塑样品浸提液	3.062	90.14
50%注塑样品浸提液	3.136	92.44
25%注塑样品浸提液	3.102	91.39
阴性对照组	3.040	89.46
阳性对照组	0.267	2.96
纯培养液对照组	3.378	100.00
无细胞空白孔	0.172	

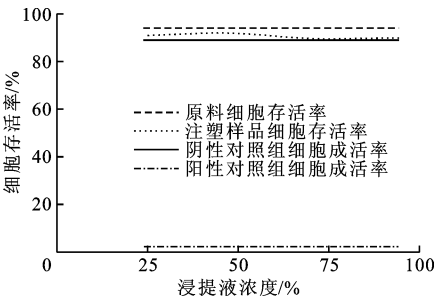


图 8 体外细胞毒性实验各组细胞存活率比较

范围涵盖了模型 90%以上的区域,其精度基本可以满足医用个性化颅骨植入物的要求;样品的最大偏差为 2.701~−2.730 mm,主要集中在模型边缘。

造成这种现象的原因有两个:打磨去台阶的精度有限,极大地限制了多点柔性注塑工艺的精度;PEEK 材料的硬度接近于金属铝,本身不规则的弧面使得打磨难度更高。

4.2 注塑工艺参数对拉伸强度的影响

4.2.1 不同注塑温度对拉伸强度的影响 由表 1 可以看出,在相同注塑速度、注塑压力下,随着温度从 360℃提升到 375℃,注塑样件的拉伸强度先下降后上升。出现这种现象主要原因是:在 360~370℃,虽然样件的拉伸强度下降,但变化幅度很小,均位于标准偏差以内。由于本文采用打磨工艺,打磨过程中会去除表面坚硬的结晶层,因此在 360~370℃出现的拉伸强度变化可以认为是打磨工艺差异所造成的正常数值波动。但在 370~375℃,样件的拉伸强度出现了较大的上升,本文认为在 370~375℃可能存在某个临界点,随着熔体温度上升,PEEK 流动性超过该临界点后获得提升,使熔体在模腔内的塑化更加充分,从而使拉伸强度获得了较大的提升。这也与传统 PEEK 注塑中 PEEK 制品的拉伸强度先上升后下降的趋势相吻合^[13]。

由于试验条件的限制,375℃以上的注塑温度对多点柔性注塑工艺拉伸强度的影响尚未明确。

4.2.2 不同注塑速度对拉伸强度的影响 由表 1 可知,在相同的注塑温度、注塑压力下,随着注塑速度的提升,注塑样件的拉伸强度上升后出现波动。

需要注意的是,试验组 1-3、2-3 和对照组所出现的熔接线和气泡现象,后续研究发现,该现象并不是偶然发生的。从数据上来看,对照组的拉伸强度偏低,很可能受高温、高速、高压注塑下熔接线的影响比较大。出现这种现象的主要原因是:如图 9 所示,当注塑速度较低时,熔流缓慢充盈整个形腔,空气在熔流的挤压作用下从导气口排出,因此其他试

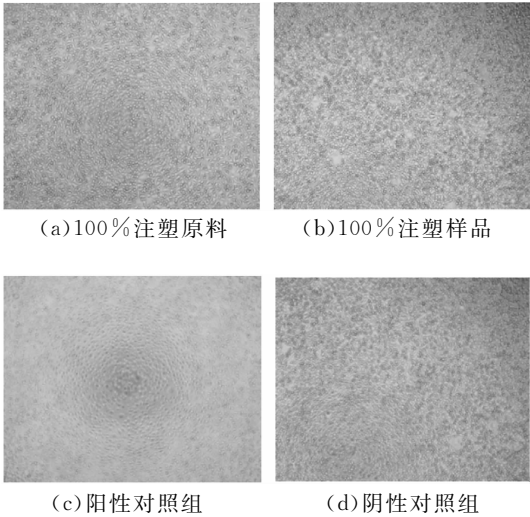


图 7 部分实验组在 40 倍显微镜下的细胞形态学观察

4 实验结果分析

4.1 精度分析

对多点柔性注塑工艺精度的检测结果进行分析:样品的平均偏差为 0.475~−0.409 mm,这个

验组在试验过程中都没有出现气泡缺陷。试验组 1-3、2-3 和对照组的试验条件都是高温、高速下注塑,在注塑过程中熔流呈喷射状地注入模腔内。传统的 PEEK 注塑成形要求模温在 200 ℃ 以上,由于试验条件有限,本文采用的是热流冷模。在模温不足的情况下,两股熔流汇合后很可能形成熔接线,从而导致接合面强度急剧下降。同时,在模腔内熔流汇合的过程中,很可能会将形腔内的空气包在其中,形成气泡缺陷,从而造成拉伸强度的降低。

因此本文认为,在模温无法满足的条件下,多点柔性注塑的速度宜维持在低速,以避免气泡和熔接线缺陷。

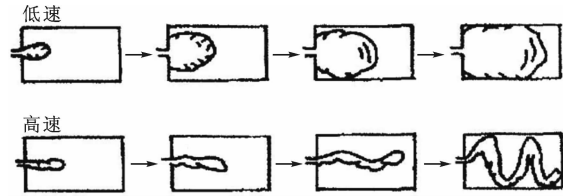


图 9 两种不同注塑速度下的充模过程^[14]

4.2.3 不同注塑压力对拉伸强度的影响 由表 1 可知,在相同注塑速度、注塑温度的条件下,随着注塑压力的提升,注塑样件的拉伸强度先下降后上升。出现这种现象的原因是:随着注塑压力的增加,高压对拉伸样件具有压实作用,但拉伸样件的内应力也随之增加。在注塑压力为 11~12 MPa,由于本试验的熔体温度很高,拉伸样件的内应力基数很大,因此随着注塑压力上升,内应力提升超过了注塑压力对拉伸样件的压实作用,注塑样件的拉伸强度反而出现下降。样件的拉伸强度在 12 MPa 处出现大幅下降,根据 4.2.2 小节的分析,可以认为是模温不足导致的熔接线问题所造成的干扰。

4.2.4 与其他 PEEK 成形工艺的拉伸强度比较 多点柔性注塑工艺与其他 PEEK 成形工艺在拉伸强度方面的比较如表 4 所示。多点柔性注塑工艺与普通注塑相比,其所制的样件的拉伸强度有一定程度的下降。这主要是由于多点柔性注塑采用打磨工艺,在打磨过程中会对样件表面的结晶层造成破坏,同时也会造成一定的应力集中,使得其拉伸强度有所降低,然仍能达到 70 MPa 以上,可以满足颅骨植入物对于力学性能的要求。同时,由于打磨方式尚未成熟,与普通注塑相比,其所测数据的标准偏差比较大,因此在精度控制方面多点柔性注塑工艺仍有待改进。

多点柔性注塑工艺与熔融沉积成形(FDM)增

材制造相比,所制的样件的拉伸强度更高,这主要得益于高温高压注塑工艺所形成的材料致密。

表 4 拉伸试验结果对比

PEEK 成形工艺	拉伸强度/MPa
本文所用原材料	110.00
FDM 增材制造 ^[8]	56.60
传统注塑工艺	80.60±0.72
多点柔性注塑工艺	72.15±1.46

4.3 体外细胞毒性实验结果讨论

如图 7 所示,注塑原料组、注塑样品组和阴性对照组浸提液所培养的细胞生长都较好,数量密集,三者并没有明显的区别。阳性对照组浸提液所培养的细胞则生长不好,细胞均未分化,密度也低。

如图 8 所示,注塑原料组和注塑样品组浸提液所培养的细胞存活率均达 90% 以上,高于阴性对照组 89.46% 的水平。由此可得出多点柔性注塑工艺所使用的材料无毒,并且在注塑成形过程中没有引入新的毒性物质。

需要注意的是,注塑成形件浸泡液的细胞存活率相比于原料在各个梯度都要低一级。产生这一现象的原因可能是由于采用的是热流冷模的注塑方式,导致材料在冷却过程中发生了微小的质变。

4.4 讨论

- (1)目前多点柔性注塑工艺只能定义前、后两个面的形状,上、下面无法用钢针进行定义,因此该技术目前只适用于个性化薄板零件的注塑成形。
- (2)本文采用热流冷模的注塑方式,模温无法达到 200 ℃ 以上,受熔接线和气泡问题的干扰比较大,因此与传统的热流热模的 PEEK 材料注塑^[13]存在诸多不一致的地方。如果模温满足条件,多点柔性注塑工艺所存在的熔接线和气泡问题将得到改善,其拉伸样件的拉伸强度的波动也更加稳定,由于试验条件的限制,该问题目前仍有待验证。

5 结 论

- (1)针对当前加工个性化 PEEK 颅骨修复植入物存在机械性能不足的问题,本文提出了多点柔性注塑的工艺方法,制造出低成本、高性能、无毒的个性化颅骨修复植入物,可以满足颅骨修复植入物对于精度和力学性能的要求。
- (2)采用该工艺方法制作出 PEEK 个性化颅骨模型,并对该工艺进行了力学性能分析、精度分析和体细胞毒性实验。结果表明,采用多点柔性注塑工

艺制作高性能个性化颅骨是可行的。

参考文献:

- [1] 刘桂彪, 秦坤明, 黄河清, 等. 数字化钛网颅骨成形 198 例分析 [J]. 中国组织工程研究, 2012, 16(4): 757-760.
LIU Guibiao, QIN Kunming, HUANG Heqing, et al. Application of digital titanium mesh shaping for cranial defects in 198 cases [J]. Chinese Journal of Tissue Engineering Research, 2012, 16(4): 747-760.
- [2] 白杉, 周洁. 聚醚醚酮树脂应用现状 [J]. 化工科技市场, 2004(8): 21-23.
BAI Shan, ZHOU Jie. Status in quo of PEEK [J]. Chemical Technology Market, 2004(8): 21-23.
- [3] KURTZ S M, DEVINE J N. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants [J]. Biomaterials, 2007, 28(32): 4845-4869.
- [4] 段翔远. 特种工程塑料聚醚醚酮应用进展 [J]. 化工新型材料, 2013, 41(5): 183-184.
DUAN Xiangyuan. Development in the application of special engineering plastics of PEEK [J]. New Chemical Materials, 2013, 41(5): 183-184.
- [5] GHITA O, JAMES E, DAVIES R. et al. High temperature laser sintering (HT-LS): an investigation into mechanical properties and shrinkage characteristics of poly (ether ketone) (PEK) structures [J]. Materials and Design, 2014, 61(9): 124-132.
- [6] SCHMIDT M, POHLE D, RECHTENWALD T, et al. Selective laser sintering of PEEK [J]. Annals of the CIRP, 2007, 56(1): 205-208.
- [7] 张钰. 聚醚醚酮仿生人工骨 3D 打印热力学仿真及实验研究 [D]. 长春: 吉林大学, 2014: 59-69.
- [8] 赵帝. 仿生人工骨 3D 打印流场仿真分析及试件力学性能研究 [D]. 长春: 吉林大学, 2015: 45-51.
- [9] 郝章来, 吴丽君. 聚醚醚酮的生产应用及发展前景 [J]. 化工新型材料, 2004, 32(4): 43-44.
HAO Zhanglai, WU Lijun. Production, application and development prospect of polyether ether ketone [J]. New Chemical Materials, 2004, 32(4): 43-44.
- [10] 刘伟, 贾树盛, 张传敏, 等. 基于多点成形的颅骨钛板假体数字化制造技术 [J]. 上海交通大学学报, 2006, 40(7): 1205-1207.
LIU Wei, JIA Shusheng, ZHANG Chuanmin, et al. The digital manufacturing technology of titanium prosthesis for cranioplasty based on multi-point forming [J]. Journal of Shanghai Jiaotong University, 2006, 40(7): 1205-1207.
- [11] 秦勉, 刘亚雄, 贺健康, 等. 数字化设计与 3-D 打印技术在个性化医疗中的应用 [J]. 中国修复重建外科杂志, 2014, 28(3): 286-287.
QIN Mian, LIU Yaxiong, HE Jiankang, et al. Application of digital design and three-dimensional printing technique on individualized medical treatment [J]. Chinese Journal of Reparative and Reconstructive Surgery, 2014, 28(3): 286-287.
- [12] 奚廷斐. 医疗器械生物学评价 [M]. 北京: 中国质检出版社, 2012: 96-123.
- [13] 程芳伟, 姜其斌, 张志军, 等. 注塑工艺对 PTW/PEEK 制品力学性能的影响 [J]. 塑料工业, 2014, 42(10): 68-71.
CHENG Fangwei, JIANG Qibin, ZHANG Zhijun, et al. Effect of injection molding process on mechanical properties of PTW/PEEK products [J]. China Plastics Industry, 2014, 42(10): 68-71.
- [14] 路书芳. 注塑成型工艺参数对制品质量影响的实验研究 [D]. 郑州: 郑州大学, 2006: 12-13.

[本刊相关文献链接]

- 朱琳, 贺健康, 刘亚雄, 等. 琼脂糖/胶原复合水凝胶的制备及性能研究. 2013, 47(10): 121-126. [doi: 10. 7652/xjtuxb201310021]
- 宿月文, 陈渭, 朱爱斌, 等. 分形特征表面接触磨损模拟. 2013, 47(7): 52-56. [doi: 10. 7652/xjtuxb201307010]
- 王烨, 贺健康, 刘亚雄, 等. 三维微流道支架直接压印成形方法. 2012, 46(10): 116-120. [doi: 10. 7652/xjtuxb201210020]
- 朱林重, 连苓, 靳忠民, 等. PEGDA 水凝胶的光固化成形工艺及其性能评价. 2012, 46(10): 121-126. [doi: 10. 7652/xjtuxb201210021]
- 豆增发, 高琳. 利用膜粒子群优化和信息熵的医学文本特征选择. 2012, 46(4): 45-51. [doi: 10. 7652/xjtuxb201204008]
- 黄国友, 徐峰, 周丽宏, 等. 载细胞水凝胶体系中微通道结构对营养物输送能力的影响. 2011, 45(4): 115-120. [doi: 10. 7652/xjtuxb201104021]
- 王伊卿, 赵万华, 施乐平, 等. 光固化快速成型高分辨激光液位检测系统的开发. 2008, 42(11): 1394-1397. [doi: 10. 7652/xjtuxb200811017]
- 宗学文, 刘亚雄, 魏罡, 等. 光固化立体造型熔模铸造工艺的研究. 2007, 41(1): 87-90. [doi: 10. 7652/xjtuxb200701020]

(编辑 杜秀杰)