

动物骨折治疗用金属骨板局部增量成形新工艺

刘素平¹, 张大伟², 刘炳坤²

(1. 西北民族大学 生命科学与工程学院, 兰州 730106;

2. 西安交通大学 机械工程学院, 西安 710049)

摘要:目的 目前动物骨折常用的锁定骨板内固定技术(Point-contact Reconstruction Compress Locking, PRCL)需要采用多个工具配合手动完成骨板成形, 针对该过程中精度不可控、效率低等问题, 提出一种弯扭复合成形模具, 发展一种局部增量成形金属骨板的方法。方法 PRCL 骨板固定治疗中, 为了贴合受伤骨骼, 治疗前骨板需经过面内弯曲、弯曲以及扭转 3 类变形。通过调整弯扭复合成形模具的空间位置及模具不同组成部分的相对位置, 实现不同区域内不同变形量的面内弯曲、弯曲或扭转。应用数值方法分析验证弯扭复合成形模具及成形方法的适用性, 基于 DEFORM 软件建立工业纯钛 TA2 骨板局部增量成形过程有限元模型, 分析具有两个成形区的 TA2 骨板局部增量成形特征。结果 塑性变形仅发生在复合模具附近, 对已变形区无影响, 会引起未成形区的刚性位移; 骨板长度方向受力小于其宽度和厚度方向受力, 面内弯曲需要较大的成形载荷。结论 所发展的模具和方法可实现预期的骨板成形, 也适用于其他 PRCL 金属骨板的成形。

关键词: 动物骨折; 内固定; 局部增量成形; 复合模具; 数值模拟

DOI: 10.3969/j.issn.1674-6457.2019.04.014

中图分类号: TG306 **文献标识码:** A **文章编号:** 1674-6457(2019)04-0104-09

New Local Incremental Forming Process of Metal Bone Plate Used in Fracture Treatment for Animal

LIU Su-ping¹, ZHANG Da-wei², LIU Bing-kun²

(1. School of Life Science and Engineering, Northwest Minzu University, Lanzhou 730106, China;

2. School of Mechanical Engineering, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049, China)

ABSTRACT: The internal fixation technique using PRCL (Point-contact Reconstruction Compress Locking) bone plate is widely used to treat fracture in animal. The paper aims to design a bending-twisting compound die and to develop a new local incremental forming method to solve problems, such as requirement of multi hand-operated tools, uncontrollable forming precision and long processing time in manufacture of bone plate. To match the surface of fractured bone when treating fracture with PRCL bone plate, the bone plate needed undergo in-plane bending, bending or twisting deformations before treatment. The in-plane bending, bending or twisting with different deformation in different local area was implemented by adjusting the spatial position of the compound die and the relative position between forming parts of the compound die. The numerical method was used to analyze and validate the applicability of the developed bending-twisting compound die and local incremental forming method for forming metal bone plate. Based on the DEFORM software, the finite element model of local incremental forming process for pure titanium TA2 was developed, the deformation characteristics for local incremental forming process of TA2 bone plate with two forming area were analyzed. The plastic deformation only occurred around the compound die, and it had no influence on the deformed area. But it may result in rigid

收稿日期: 2019-06-28

基金项目: 国家自然科学基金(51675415)

作者简介: 刘素平(1997—), 女, 动物医学专业本科生。

通讯作者: 张大伟(1982—), 男, 博士, 副教授, 博导, 主要研究方向为先进成形工艺及设备方面。

displacement in un-deformed area; the load along the length of bone plate was less than that along the width and thickness of bone plate, and the load required for in-plane bending was greater than that of forming. The desired formation of bone plate can be achieved by the developed new method and compound die. The developed new method and compound die are also suitable for the formation of other PRCL metal bone plates.

KEY WORDS: fracture in animals; internal fixation; local incremental forming; compound die; numerical simulation

锁定骨板的内固定技术早在 19 世纪末就被用于骨折的治疗,随后在人类和动物的骨折治疗中得到了广泛应用^[1-3]。相对于石膏固定等外固定法,内固定法治疗愈合快,可以有效避免断端错位,至今仍广泛应用于不宜静养、好蹦跳的动物骨折治疗中,不仅适于几千克重的小型宠物骨折治疗^[4-6],甚至在几百千克的大型动物骨折治疗中也有应用^[7]。采用特殊的处理方式,骨板内固定技术也成功用于猫股骨粉碎性骨折的治疗^[8],特别是采用锁定骨板内固定技术(Point-contact Reconstruction Compress Locking, PRCL)进行固定治疗在动物骨折医疗中应用较为普遍。骨板材料以钢、钛合金等金属材料居多^[2-6,9]。近年采用同种异体移植的生物材料^[10]、高分子材料^[11]等的骨板在动物骨折治疗中也有一定的应用。

动物骨折常采用 PRCL 内固定治疗,标准型骨板经过面内弯曲、弯曲以及扭转后与骨折受伤处骨骼贴合,而后植入螺钉,使之贴紧骨骼。受伤处骨骼表面是空间曲面,型面复杂,故针对不同受伤处骨骼需要不同复杂型面的骨板进行固定。目前此类骨板需要通过手动调节实现面内弯曲、弯曲以及扭转 3 类变形以贴合受伤处骨骼,一方面手动调节难以把握成形精度,骨板与骨骼不能完全贴合,另一方面 3 类变形至少需要两类工具(每类工具需要两个工具同时工作)进行调节,效率较低。

以先进数控技术为基础的单点渐进成形、多点成形等柔性成形技术在踝部矫形器、颅骨修补等一次性、个性化的人体医疗定制中已经有所应用^[12-14],但尚未用于宠物骨折医疗中。上述单点渐进成形、多点成形等柔性成形技术医用板材多为无孔光板、小孔网板,而 PRCL 技术所用材料呈细条状,近似一维结构,网孔较大(用于植入螺钉),目前单点渐进成形、多点成形等柔性成形技术难以直接应用于 PRCL 骨板成形。

文中提出了一种 PRCL 骨板成形用一体化弯扭复合成形模(工)具,发展了一种局部增量柔性成形金属固定骨板的方法,根据外轮廓面,应用一个弯扭成形模(工)具在不同局部加载区内分别完成不同要求的增量成形,实现金属固定骨板的一体化柔性成形。应用有限元方法分析了采用复合成形模具进行的两个局部加载区内的面内弯曲、弯曲以及扭转成形过程,结果表明,所发展的成形方法和工具可实现指定空间形状的成

形,适用于动物骨折治疗用金属骨板成形。

1 金属骨板局部增量成形新方法及其复合成形模具

为了与动物骨折处复杂骨骼表面贴合,标准型金属骨板需在不同区域进行不同变形量的面内弯曲、弯曲或扭转以及 3 种变形的组合。根据骨板结构特征和弯扭变形特点,提出了一种能够实现骨板面内弯曲、弯曲或扭转 3 种变形的复合成形模具,如图 1c 所示。

图 1c 所示的弯扭复合成形模具主要由成形体、固定体、球型连接块组成。固定体 4 左右对称连接左成形体 1 和右成形体 2,左成形体 1 和固定体 4 之间、右成形体 2 和固定体 4 之间均通过球型连接块 3 连接。球型连接块可以保证左、右成形体相对于固定体 4 能够转向任意方向,左、右成形体开口以便穿过骨板。

基于所提出的骨板弯扭复合成形模具,发展了一种局部增量成形金属固定骨板的成形新方法,其流程如图 1 所示。具体过程为:对动物骨折处骨骼进行 CT 扫描,如图 1a 所示,获得三维曲面数据,重构动物骨折受伤处骨骼三维数字模型,如图 1b 所示;在此基础上确定金属骨板型号及长度,根据骨板几何结构与骨折处骨骼外轮廓面的对应关系,并考虑弯扭复合成形模具结构特征,将骨板划分为 N 个加载区,如图 1d 所示,并确定局部加载区内加载路径;在 $1-N$ 局部加载区内,按加载路径(成形曲面特征)调整弯扭复合成形模具,分别进行不同变形量的面内弯曲、弯曲或扭转以及 3 种变形的组合。

根据骨板与受伤处骨骼外轮廓面贴合情况,若区域 n ($n=1, 2 \dots N$) 处骨板需要面内弯曲,控制弯扭复合成形工具的左成形体 1、右成形体 2 绕垂直于骨板平面的轴旋转;根据外轮廓面的起伏情况,只控制左成形体 1 旋转或只控制右成形体 2 旋转,或控制二者均旋转,如图 1e 所示,若不需要,则不进行。若区域 n 处骨板需要弯曲,根据外轮廓面起伏情况控制弯扭成形工具的左成形体 1 和右成形体 2 旋转至平行或呈一定角度,而后控制左成形体 1 和右成形体 2 绕骨板所在平面平行于骨板宽度方向的轴旋转,如图 1f 所示,若不需要,则不进行。若区域 n 处骨板需要扭转,控制弯扭成形工具的左成形体 1 和右成形体 2 绕

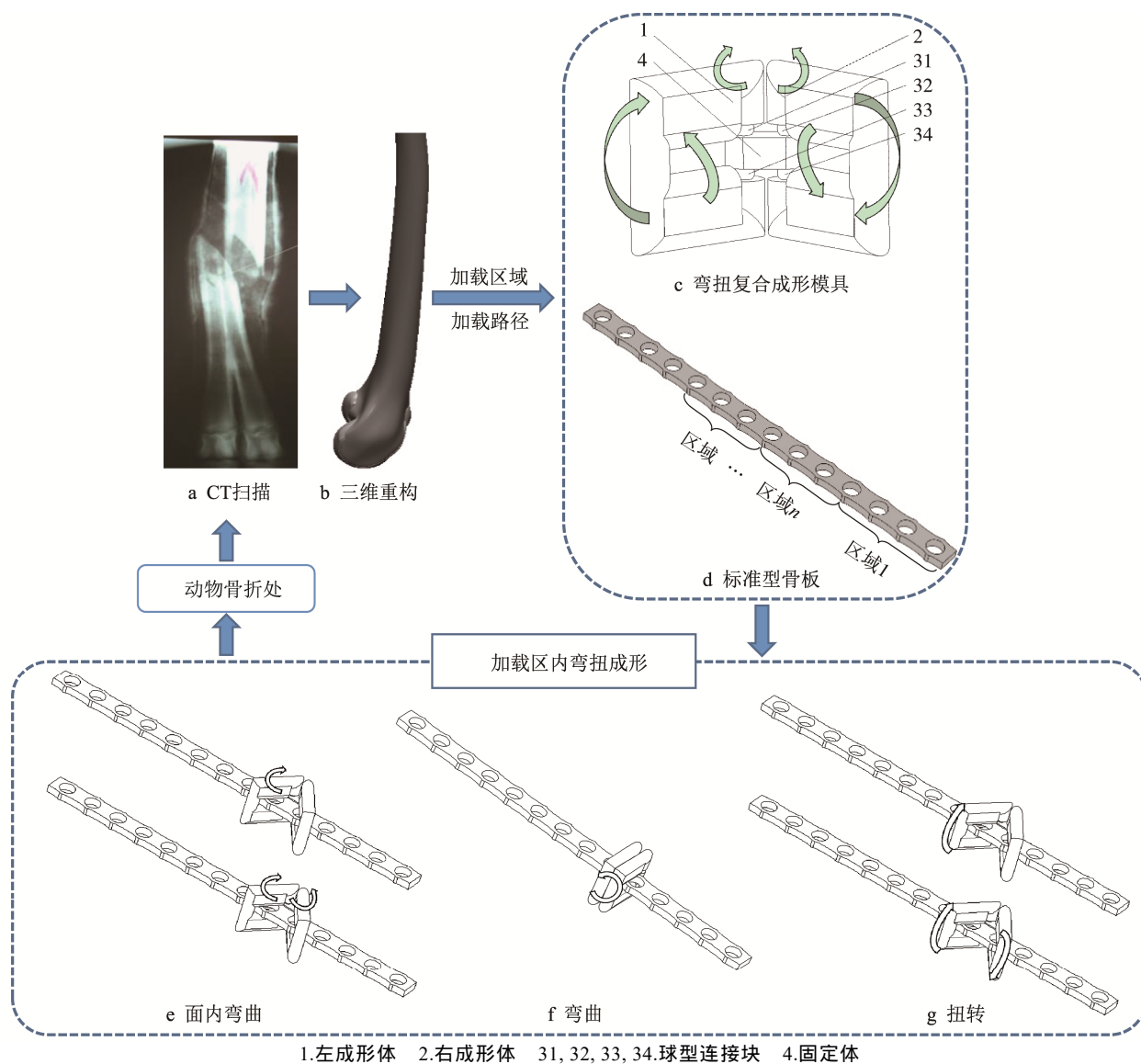


图1 金属骨板局部增量成形新方法

Fig.1 New local incremental forming process of metal bone plate

骨板所在平面内平行于骨板长度方向的轴旋转;根据外轮廓面的起伏情况,只控制左成形体1旋转或只控制右成形体2旋转,或控制二者均旋转,如图1g所示,若不需要,则不进行。

2 工业纯钛骨板局部增量成形过程有限元建模

应用有限元法^[15-17]对上节所提出的新工艺进行分析,也进一步验证该工艺及模具结构的可行性。根据骨板成形过程中不同阶段的变形特征及影响范围,取具有两个成形区的骨板几何模型,如图2a所示。该骨板成形过程中有两个局部加载区(即 $N=2$),既可体现局部加载内的面内弯曲、弯曲或扭转变形特征,又可反映加载区和未加载区之间的相互耦合作用。

工业纯钛材料在 PRCL 骨板固定治疗和人体植

入物中多有应用^[5,12],如颅骨修复中采用的金属材料纯钛 TA2^[12],因此文中研究的骨板材料也采用 TA2 钛合金(工业纯钛),其铁、碳等杂质的质量分数不超过 1.075%。根据文献^[18]的研究,式(1)可用于描述 TA2 钛合金冷成形下应力应变关系。

$$\sigma = 767\varepsilon^{0.125} \quad (1)$$

基于 DEFORM 软件建立具有 2 个局部加载区的 TA2 钛合金骨板局部增量成形有限元模型,如图 2b 所示。采用库伦摩擦模型描述成形过程中弯扭复合成形模具和骨板之间的摩擦,其摩擦因数取 0.1。

有限元建模中,仅考虑弯扭复合成形模具同骨板接触的左、右成形体和固定体,并处理为刚性体。通过调整左、右成形体和固定体的空间位置,以及左、右成形体和固定体之间的相对位置,实现不同局部加载区内的面内弯曲、弯曲、扭转成形。其整个成形过程可分为第一、第二两个加载道次,分别为区域 1、

2 的增加量成形过程；每个加载道次内依次进行面内弯曲、弯曲、扭转成形。不同局部加载区、不同变形条件下的弯扭复合成形模具的状态及位置，以及左、右成形体的运动如图 3 所示。

3 结果与讨论

骨板区域 1 依次经历了面内弯曲、弯曲、扭转变形。在面内弯曲阶段，左、右成形体绕垂直于骨板平面的轴旋转约 0.08 rad (即 4.58°)，如图 3a 所示；在

弯曲阶段，左右成形体绕骨板平面内平行于骨板宽度方向的轴旋转约 0.2 rad (即 11.46°)，如图 3b 所示；在扭转阶段，右成形体绕骨板所在平面内平行于骨板长度方向的轴旋转约 0.2 rad (即 11.46°)，如图 3c 所示 (其中靠近骨板区域 2 一端左成形体固定)。

随后骨板区域 2 也依次经历了面内弯曲、弯曲、扭转变形。在面内弯曲阶段，左、右成形体绕垂直于骨板平面的轴旋转约 0.08 rad (即 4.58°)，如图 3d 所示；在弯曲阶段，左右成形体绕骨板平面内平行于骨板宽度方向的轴旋转约 0.2 rad (即 11.46°)，如图 3e

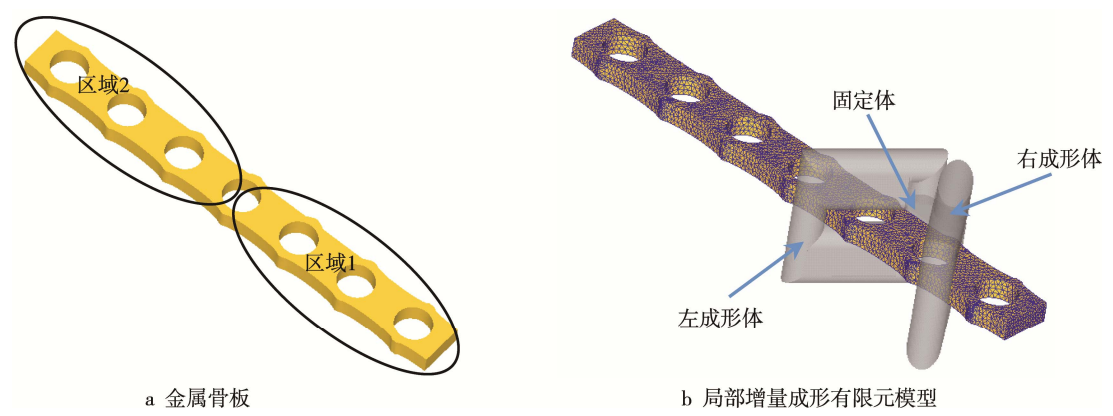


图 2 骨板加载区划分及局部增量成形有限元模型
Fig.2 Division of loading area and the finite element model of local incremental forming process of bone plate

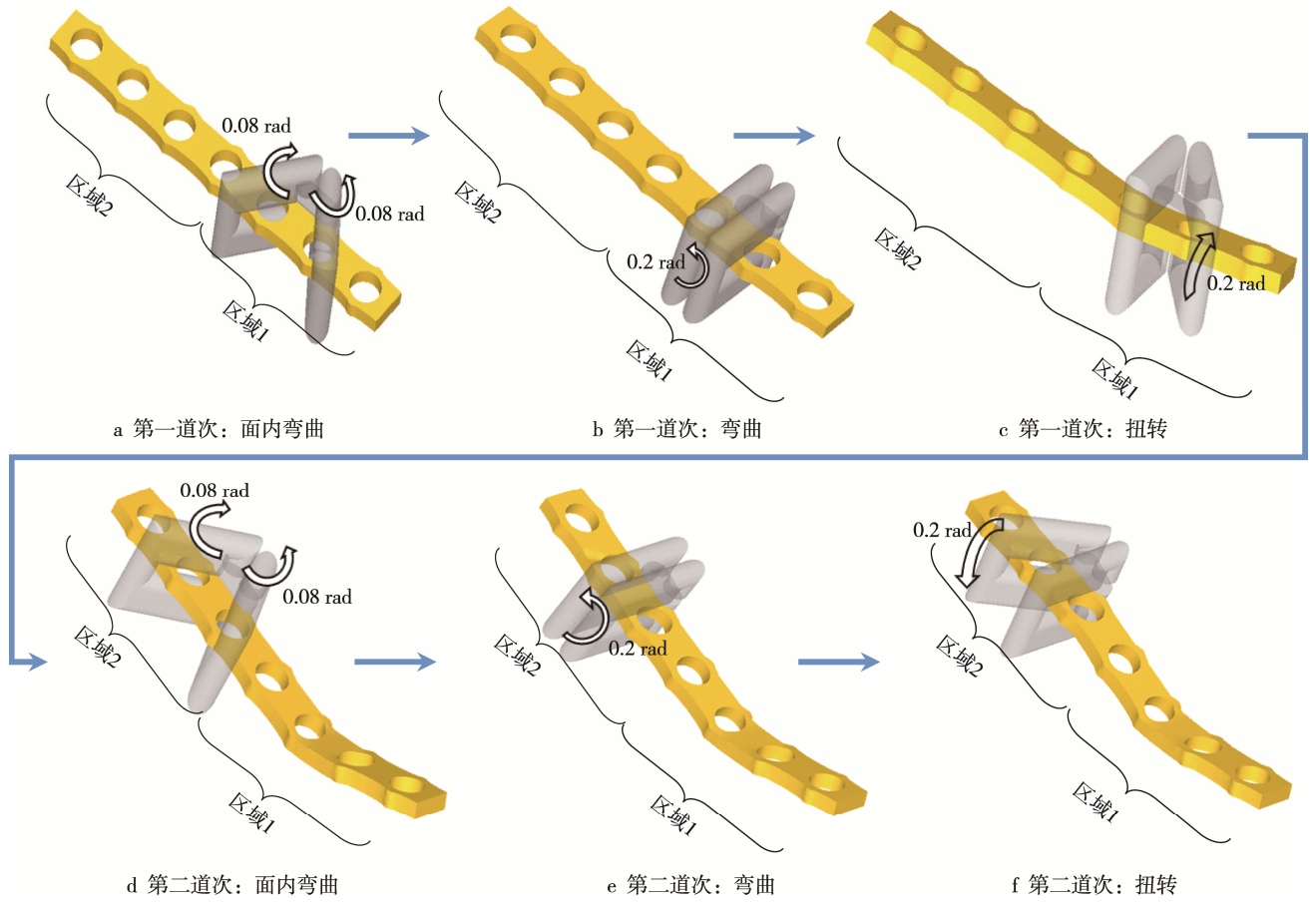


图 3 弯扭复合模具空间位置及运动
Fig.3 Spatial position and movement of compound die

所示;在扭转阶段,左成形体绕骨板所在平面内平行于骨板长度方向的轴旋转约 0.2 rad (即 11.46°),如图 3c 所示(其中靠近骨板区域 1 一端右成形体固定)。

TA2 钛合金骨板 2 道次 6 个工步成形过程中的位移场、应变场、应力场演化见图 4—6。

3.1 成形全过程材料流动特征

从图 4a 可以看出,第一道次面内弯曲后,区域 1 内与固定体接触处骨板位移基本为 0,其余区域在变形体的作用下变形,位移分布以与固定体垂直的一个面为对称面保持对称;区域 2 处位移则与其同对称面的距离正相关,但其为刚性位移,没有屈服变形,如图 5a 所示。从图 5a 可以看出,由于面内弯曲变形程度较小,只有与变形体直接接触的区域 1 内少许区域发生了塑性变形,包括区域 2 在内的其余区域基本不受影响,基本没有塑性变形。

第一道次弯曲阶段,区域 1 右端位移显著增大,区域 2 左端反向移动,位移减小,如图 4b 所示,但这些都是刚性移动,没有屈服变形,如图 5b 所示。塑性变形仍然集中在与变形体直接接触的区域 1 内的弯曲区域。扭转阶段,区域 1 处主要是成形体右侧存在较大位移,骨板一端向上翘起处位移最大,而在成形体左侧位移较小,如图 4c 所示。与图 5b 相比,扭转变形主要在右成形体与骨板接触处增加了变形,如图 5c 所示。变形区逐步扩大,但区域 2 和区域 1 右端基本不受变形体

运动的影响,基本没有塑性变形。

第二道次面内弯曲后,由于转动角度较小,位移几乎没有变化,如图 4d 所示。区域 1 内应变分布不变,区域 2 内同左、右变形体接触区域有较小的应变,如图 5d 所示。弯曲后成形体左侧增加,但为刚性移动,成形体右侧区域位移保持不变,如图 4e 所示。从图 5e 可看出,与区域 1 弯曲阶段类似,区域 2 处与变形体接触作用的区域发生屈服变形,应变增加,其他区域应变分布不变。扭转成形中,成形体左侧位移增加,骨板一端向上翘起处位移最大,而在成形体右侧位移基本上保持不变,如图 4f 所示。与区域 1 扭转阶段类似,区域 2 处在左成形体与骨板接触处应变增加了,其他区域应变保持不变,如图 5f 所示。

区域 1 内发生的 3 种变形(面内弯曲、弯曲与扭转)与刚性移动基本作用在区域 1 内,不会导致区域 2 发生屈服变形,但会引起区域 2 内部分区域发生刚性位移。总体来说,区域 2 内发生的 3 种变形(面内弯曲、弯曲与扭转)与移动也都作用在区域 2 内,不会引起已变形区(区域 1)的变形与刚性位移。

3.2 成形全过程应力场演化特征

第一道次面内弯曲阶段,应力基本集中在变形体接近的区域内,即区域 1 内,远离变形体的区域 2 内应力几乎为 0,如图 6a 所示。从图 6b 可以看出,弯曲变形阶段,整个骨板区域应力普遍在 200 MPa

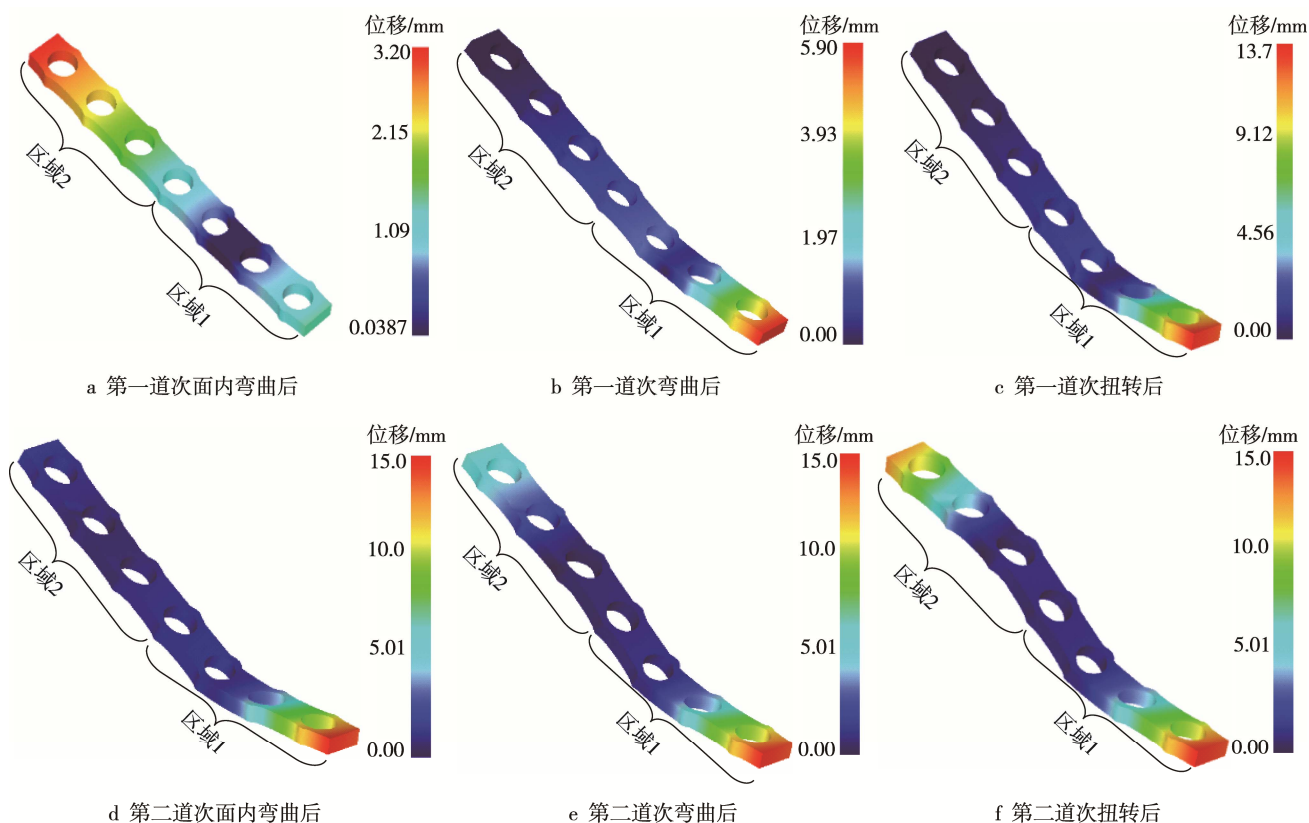


图 4 成形全过程骨板位移

Fig.4 Displacement of bone plate during whole forming process

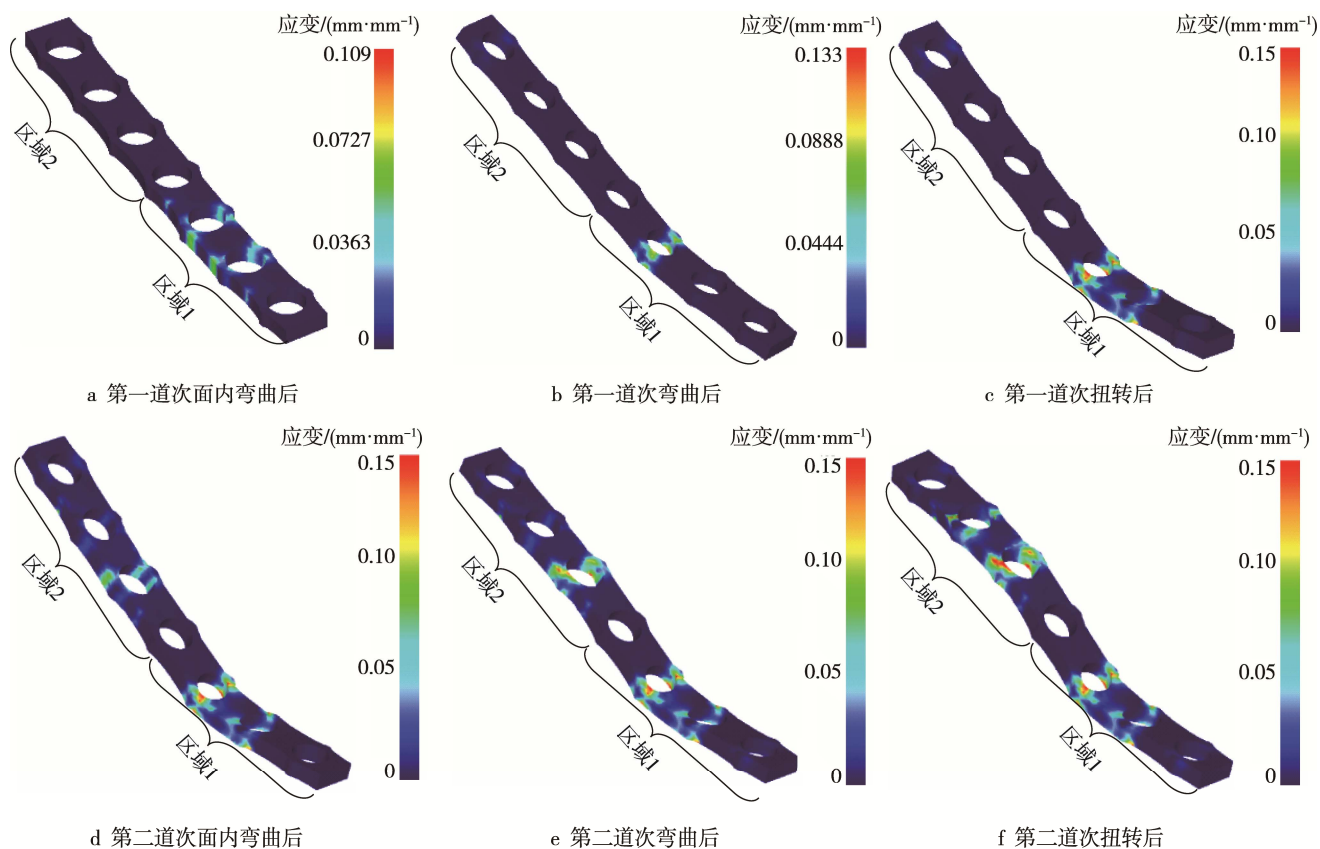


图 5 成形全过程骨板应变分布

Fig.5 Distribution of strain of bone plate during whole forming process

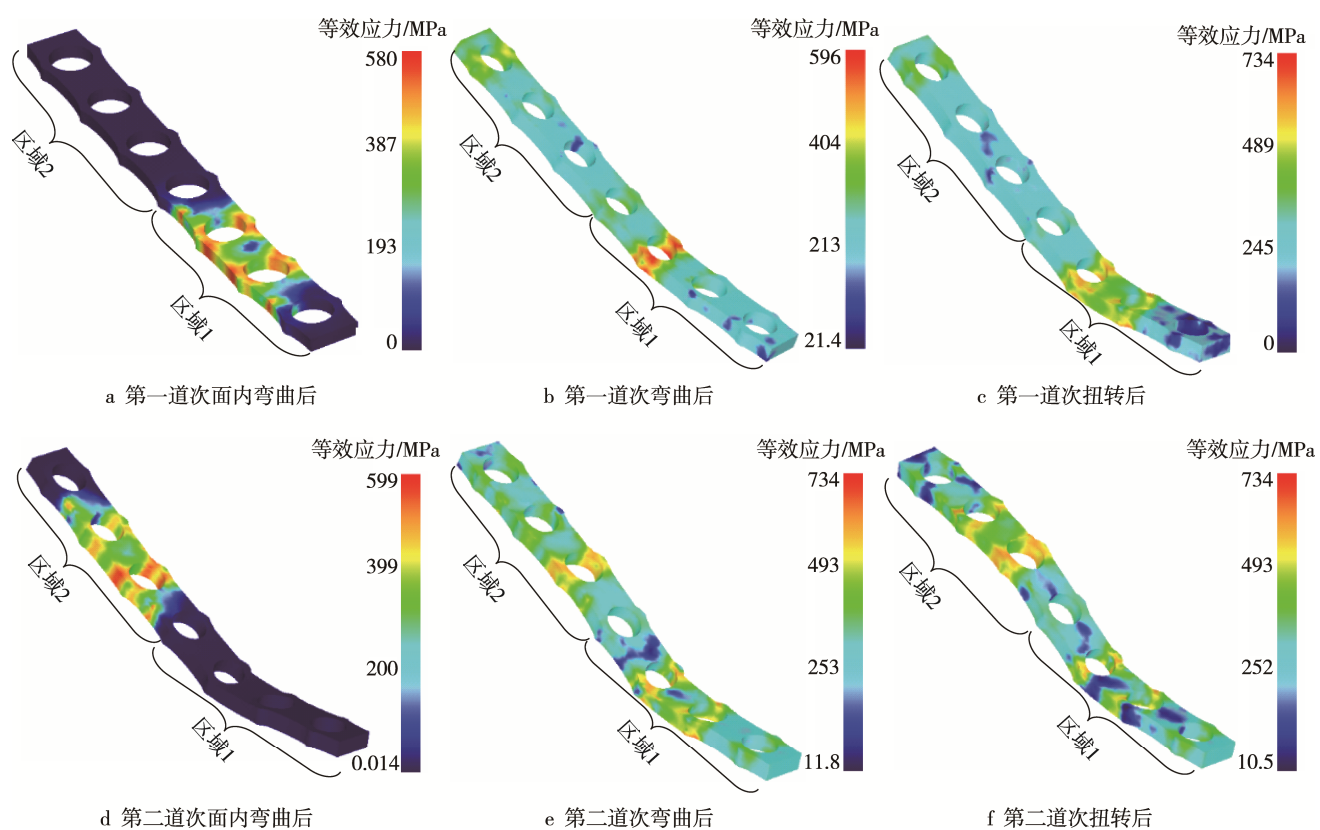


图 6 成形全过程骨板等效应力分布

Fig.6 Distribution of stress of bone plate during whole forming process

以上,但大的应力主要集中在区域1内变形体作用处左侧,此处材料屈服变形,其余区域应力较小,未进入屈服变形。从图6c可以看出,扭转变形中较大的应力主要集中在区域1处,左、右成形体与骨板接触处应力较大,左、右成形体中间处应力较小。其余区域应力较小,材料未进入屈服变形。

从图6d可以看出,第二道次面内弯曲成形过程应力集中在区域2中变形体所影响的区域内,区域1内的应力几乎为0。弯曲成形阶段,200 MPa以上较大应力区域不再局限于区域2处,区域1处也有明显的应力分布,但达到屈服状态的仅在区域2内与变形体接触作用的区域,如图6e所示。同样,扭转阶段整个骨板区域都有明显的应力,但大部分没有进入屈服状态,如图6f所示。

弯曲与扭转变形时应力值及分布区域都大于面内弯曲时的应力值及分布区域,且较明显应力不局限于加载区域(第一道次区域1、第二道次区域2),未加载区域(第一道次区域2、第二道次区域1)也有明显应力分布,但未加载区域内应力状态不会进入屈服状态。

3.3 成形全过程载荷变化特征

有限元模型中 $oxyz$ 坐标系, z 轴为初始骨板长度方向, x 轴为初始骨板宽度方向, y 轴为初始骨板厚度方向,如图2所示。骨板局部增量成形全过程左、右成形体以及固定体 x, y, z 这3个方向载荷如图7所示。总体上 z 向载荷远小于 x, y 方向载荷。除面内弯曲过程,左、右成形体受力表现出对称性,弯曲、

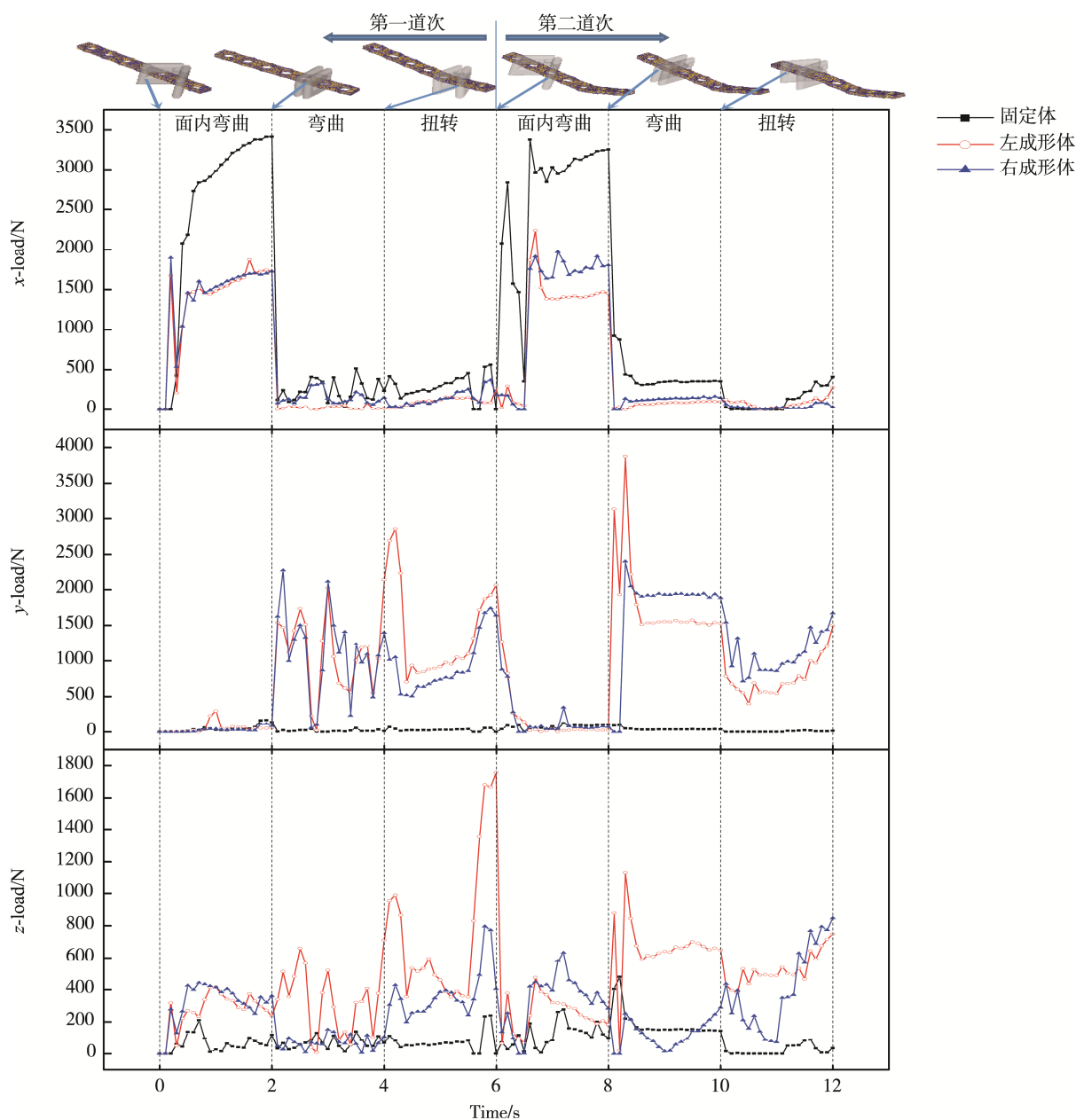


图7 成形全过程时间载荷曲线

Fig.7 Load-time curves during whole forming process

扭转变形过程中受力都呈现出一定的偏差。面内弯曲变形量虽小,但需要的载荷是 3 种变形中最大的。

两个加载道次内的面内弯曲受力特征类似。因面内弯曲变形主要在 xz 面内,因此 x, z 方向载荷较大,左、右成形体以及固定体在 y 向载荷接近于 0。宽度方向(x 向)模具受力最大,都大于 1500 N,固定体受力大于 3000 N。在 z 向受力,左、右成形体较大,在 400 N 左右。

两个加载道次内的弯曲变形受力主要表现在 y 向(厚度方向),左、右成形体在两个加载道次内受力特征不同,固定体 y 向受力趋于 0。第一道次内左、右成形体 y 向载荷接近,在 1500 N 附近波动;第二道次内左、右成形体 y 向载荷分别在 1500 N 和 2000 N 附近达到稳定。模具各组成部分在 x 向受力均较小。由于弯曲过程均是复合成形模具以近左成形体一侧的轴旋转,因此左成形体在 z 向载荷远大于右成形体和固定体。第一道次内左成形体 z 向载荷在 300 N 附近波动,第二道次内左成形体 z 向载荷在 600 N 附近达到稳定。

两个加载道次内的扭转变形受力主要表现在 y 向(厚度方向),主要是左、右成形体承载,固定体 y 向载荷接近于 0。由于扭转方向相反,第一道次内左成形体 y 向载荷大于右成形体 y 向载荷,而第二道次内左成形体受力则小于右成形体受力,但两个道次内稳定阶段左、右成形体 y 向载荷均小于 1000 N。扭转阶段,左、右成形体 z 向也承受一定的载荷,且波动较大。

4 结论

发展了一种局部增量成形金属固定骨板的成形新方法,提出了一种能够实现骨板面内弯曲、弯曲或扭转 3 种变形的弯扭复合成形模具,根据外轮廓面调整弯扭复合成形模具,分别进行不同变形量的面内弯曲、弯曲或扭转以及 3 种变形的组合,实现金属固定骨板的一体化柔性成形,用弯扭复合成形模(工)具实现两个手动工具的功能,提高效率和精度。

基于 DEFORM 软件建立工业纯钛 TA2 骨板局部增量成形过程有限元模型,分析了具有两个成形区的 TA2 骨板局部增量成形过程,结果表明。

1) 局部加载区内的 3 种变形(面内弯曲、弯曲与扭转)引起的变形与刚性移动对已成形区无影响,未成形区会产生刚性位移,但不会发生屈服变形。

2) 骨板局部区域面内弯曲成形时,其较大应力主要出现在复合成形模具区域,其他区域应力几乎为 0。弯曲、扭转成形时,两个成形区域都有明显的应力,但大部分没有进入屈服状态。

3) 骨板长度方向受力小于其宽度和厚度方向受力,面内弯曲时模具主要在骨板宽度方向承载,弯曲

和扭转时模具主要在骨板厚度方向承载。面内弯曲变形量虽小,但需要的载荷是 3 种变形中最大的。

参考文献:

- [1] UHTHOFF H K, POITRAS P, BACHMAN D S. Internal Plate Fixation of Fractures: Short History and Recent Developments[J]. *Journal of Orthopaedic Science*, 2006, 11(2): 118—126.
- [2] KIM J D, KIM N S, HONG C S, et al. Design Optimization of a Xenogeneic Bone Plate Screws Using the Taguchi and Finite Element Methods[J]. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, 2011, 12(6): 1119—1124.
- [3] FAN Y, XIU K, DUAN H, et al. Biomechanical and Histological Evaluation of the Application of Biodegradable Poly-L-lactic Cushion to the Plate Internal Fixation for Bone Fracture Healing[J]. *Clinical Biomechanics*, 2008, 23(S1): S7—S16.
- [4] HISTING T, GRARCIA P, MATTHYS R, et al. An Internal Locking Plate to Study Intramembranous Bone Healing in a Mouse Femur Fracture Model[J]. *Journal of Orthopaedic Research*, 2010, 28(3): 397—402.
- [5] 吴志文, 黄碧霞, 陈花, 等. 小型犬桡尺骨骨折 PRCL-S5 型锁定骨板固定术诊疗[J]. *动物医学进展*, 2015, 36(10): 123—125.
WU Zhi-wen, HUANG Bi-xia, CHEN Hua, et al. Diagnosis and Treatment of Distal Radius and Ulnar Fractures Fixed with Locking Plate (PRCL-S5) in Small-breed Dogs[J]. *Progress in Veterinary Medicine*, 2015, 36(10): 123—125.
- [6] 吴萍萍. 一例泰迪犬前横骨骨折 PRCL 骨板固定案例分析[J]. *黑龙江畜牧兽医*, 2018(12): 137—138.
WU Ping-ping. A Case of Fixation of Anterior Transversum Fracture with PRCL Bone Plate in a Teddy Dog[J]. *Heilongjiang Animal Science and Veterinary Medicine*, 2018(12): 137—138.
- [7] SIDDIQUI S A, SIDDIQUI M I, TELFAH M N, et al. Fixation of Metatarsal Fracture with Bone Plate in a Dromedary Heifer[J]. *Open Veterinary Journal*, 2013, 3(1): 17—20.
- [8] 李少川, 石达友, 吴玄光, 等. 双骨板内固定技术在猫股骨粉碎性骨折上的应用[J]. *黑龙江畜牧兽医*, 2016(5): 98—99.
LI Shao-chuan, SHI Da-you, WU Xuan-guang, et al. Internal Fixation with Double Bone Plate for Commi-nuted Fracture of Thighbone in a Cat[J]. *Heilongjiang Animal Science and Veterinary Medicine*, 2016(5): 98—99.
- [9] SELIGSON D, MEHTA S, MISHRA A K, et al. In Vivo Study of Stainless Steel and Ti-13Nb-13Zr Bone Plates in a Sheep Model[J]. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 1997, 343: 213—223.
- [10] HEO S Y, LEE H B, LEE K C, et al. Biomechanical

- Assessment of Freeze-dried Allograft Cortical Bone Plate Graft in Canine Bone Defect Model[J]. *Veterinari Medicina*, 2009, 54(4): 183—190.
- [11] PARK S, KIM J H, KIM I H, et al. Evaluation of Poly (Lactic-Co-Glycolic Acid) Plate and Screw System for Bone Fixation[J]. *Journal of Craniofacial Surgery*, 2013, 24(3): 1021—1025.
- [12] DUFLOU J R, VERBERT J, BELKASSEM B, et al. Process Window Enhancement for Single Point Incremental Forming Through Multi-Step Toolpaths[J]. *CIRP Annals-Manufacturing Technology*, 2008, 57: 253—256.
- [13] 谭富星, 李明哲, 钱直睿. 基于数值模拟的钛合金颅骨修复体多点成形工艺设计[J]. *塑性工程学报*, 2007, 14(3): 28—31.
- TAN Fu-xing, LI Ming-zhe, QIAN Zhi-rui. Technical Design of the Process of Multi-point Forming for Titanium Alloy Cranial Prosthesis Based on Numerical Simulation[J]. *Journal of Plasticity Engineering*, 2007, 14(3): 28—31.
- [14] 赵升吨. 高端锻压制造装备及其智能化[M]. 北京: 机械工业出版社, 2019.
- ZHAO Sheng-dun. High-end Forging Manufacturing Equipment and Its Intelligence[M]. Beijing: China Machine Press, 2019.
- [15] 张大伟. 复杂构件锻造预成形坯料设计综述[J]. *精密成形工程*, 2017, 9(6): 143—156.
- ZHANG Da-wei. Review on Preform Design of Complex Component in Forging Process[J]. *Journal of Netshape Forming Engineering*, 2017, 9(6): 143—156.
- [16] 李国栋, 黄亮, 李建军, 等. 铝合金板材磁脉冲辅助 U 形弯曲过程回弹数值模拟分析[J]. *精密成形工程*, 2018, 10(1): 148—155.
- LI Guo-dong, HUANG Liang, LI Jian-jun, et al. Numerical Simulation of Springback Analysis for Electromagnetic Assisted U-shaped Bending of Aluminum Alloy Sheet[J]. *Journal of Netshape Forming Engineering*, 2018, 10(1): 148—155.
- [17] 周晓远, 陈文琳, 徐晨, 等. 实心边框铝型材挤压数值模拟与模具结构优化[J]. *精密成形工程*, 2019, 11(2): 35—40.
- ZHOU Xiao-yuan, CHEN Wen-lin, XU Chen, et al. Numerical Simulation of Solid Aluminum Profile Extrusion and Optimization of Die Structure[J]. *Journal of Netshape Forming Engineering*, 2019, 11(2): 35—40.
- [18] 郝静, 张旭, 吉卫喜, 等. 芯棒对薄壁 TA2 钛合金冷推弯弯曲成形影响的研究[J]. *锻压技术*, 2015, 40(11): 40—47.
- HAO Jing, ZHANG Xu, JI Wei-xi, et al. Research on Influence of Mandrels on the Cold Push-bending of Thick-walled TA2 Pipe[J]. *Forging & Stamping Technology*, 2015, 40(11): 40—47.