

文章编号:1004-7220(2019)01-0021-06

## 心包纤维取向对压缩性能的影响

吴泽斌<sup>1,2</sup>, 金昌<sup>1,2</sup>, 王丽珍<sup>1,2</sup>, 唐笑兰<sup>1,2</sup>, 钟生平<sup>3</sup>, 樊瑜波<sup>1,2</sup>

(1.北京航空航天大学 生物与医学工程学院,生物力学与力生物学教育部重点实验室,北京 100083;

2.北京航空航天大学 生物医学工程高精尖中心,北京 102402; 3.金仕生物科技(常熟)有限公司,江苏 常熟 215500)

**摘要:**目的 探究不同纤维取向心包组织压缩后的力学性能,评估对经导管瓣膜耐久性的影响。方法 将心包条分为横、纵、斜向的心包条各12组,每组中包含3条,其中1条不压缩,另外两条分别在12.5、25 N下压缩1 h。利用单轴拉伸方法对压缩后的心包进行测试,分析其力学性能的变化。结果 不同纤维取向心包在压缩前后均表现出明显的各向异性。压缩前后的割线模量、弹性模量以及极限拉伸强度,总体上都表现为纵向>斜向>横向。纵、斜向牛心包在25 N压缩后的平均拉伸强度比值分别为0.92和0.87,压缩前后的拉伸强度比值均有显著性差异( $P < 0.05$ )。横向牛心包25 N压缩后的平均拉伸强度比值为0.97,压缩前后的拉伸强度比值无显著性差异( $P > 0.05$ )。结论 不同纤维取向心包在低应力、短时间下压缩损伤都很小。在经导管瓣膜的设计和制造过程中,应该充分考虑心包纤维取向和压缩后强度变化对瓣膜性能的影响。

**关键词:**牛心包; 经导管瓣膜; 压缩; 耐久性

**中图分类号:** R 318.01 **文献标志码:** A

**DOI:** 10.16156/j.1004-7220.2019.01.004

## Effects from Fiber Orientations of Bovine Pericardium on its Compression Performance

WU Zebin<sup>1,2</sup>, JIN Chang<sup>1,2</sup>, WANG Lizhen<sup>1,2</sup>, TANG Xiaolan<sup>1,2</sup>, ZHONG Shengping<sup>3</sup>,  
FAN Yubo<sup>1,2</sup>

(1. Key Laboratory for Biomechanics and Mechanobiology of Ministry of Education, School of Biological Science and Medical Engineering, Beihang University, Beijing 100083, China; 2. Beijing Advanced Innovation Centre for Biomedical Engineering, Beihang University, Beijing 102402, China; 3. KingstronBio (Changshu) Co., Ltd., Changshu 215500, Jiangsu, China)

**Abstract:** **Objective** To investigate the mechanical behavior of bovine pericardium with different orientations after compression and evaluate its effects on the duration of transcatheter aortic valve. **Methods** According to the fiber directions, the pericardial strips were divided into 12 groups of transverse, longitudinal and oblique pericardial strips, and each group included 3 strips of pericardium. One strip maintained the original state, and the other two strips were under 12.5 N and 25 N compression, respectively for 1 h. The mechanical properties of compressed samples were tested and analyzed subsequently in uniaxial tension test. **Results** The samples with different orientations showed obvious anisotropy before and after compression. The secant modulus, elastic modulus and ultimate tensile strength of the longitudinal pericardium were generally greater than those of the oblique pericardium, while the oblique pericardium was larger than the transverse pericardium. For longitudinal and oblique bovine

收稿日期:2018-01-30; 修回日期:2018-03-19

基金项目:国家重点研发计划重点专项子课题(2016YFC1102202)

通信作者:樊瑜波,教授,博士研究生导师,E-mail:yubofan@buaa.edu.cn;王丽珍,副教授,硕士研究生导师,E-mail:lizhenwang@buaa.edu.cn

pericardium under 25 N compression, the average tensile strength ratio was 0.92 and 0.87, respectively, and the ratio of tensile strength before and after compression had a significant difference ( $P < 0.05$ ). The average tensile strength ratio of transverse bovine pericardium after 25 N compression was 0.97, and there was no significant difference in the ratio of tensile strength before and after compression ( $P > 0.05$ ). **Conclusions** The compressive damage of the pericardia with different fiber orientations was very small under low stresses at transitory time. For design and production of transcatheter aortic valves, the orientations of the pericardium and the changes of strength after compression should be taken into consideration.

**Key words:** bovine pericardium; transcatheter aortic valve; compression; duration

经导管瓣膜植入术 (transcatheter aortic valve implantation, TAVI) 是一种以微创方式经股动脉或心尖等途径植入体内治疗主动脉狭窄的手术。自从 2002 年 Cribier 等<sup>[1]</sup>完成首例 TAVI 后,目前已有超过 65 个国家 20 万例患者接受了治疗<sup>[2-3]</sup>。虽然 TAVI 对于高危和不可手术患者取得良好的治疗效果<sup>[4]</sup>,但是其存在瓣周漏、传导阻滞、血管并发症(如血管穿孔、破裂、动脉夹层)等并发症以及耐久性较差等问题,极大限制了它在中低风险病人中的应用。

经导管瓣膜通常由经戊二醛处理的牛心包或猪心包作为瓣叶材料固定在金属支架上。对于 TAVI,需要将经导管瓣膜压缩进小直径的输送导管中植入,如 Corevalve Evolut 系列的输送系统最小直径约为 4.67 mm<sup>[5]</sup>,此过程使瓣叶产生了很大的应力<sup>[6]</sup>,可能造成瓣叶损伤和力学性能的变化。瓣叶材料力学性能的变化对经导管瓣膜的耐久性具有决定性影响。Zegdi 等<sup>[7]</sup>研究发现,瓣膜压缩后瓣叶会产生不可见的缺陷,进而影响瓣膜的耐久性;Kiefer 等<sup>[8]</sup>将 Sapien 经导管瓣膜压缩不同的时间后植入 SD 大鼠,观察瓣叶损伤和钙化情况后发现,长时间压缩会对心包表面产生明显损伤;Alavi 等<sup>[9]</sup>对不同直径鞘管下不同压缩时间的经导管瓣膜的瓣叶进行扫描电镜和二次谐波成像观察,证明了 Kiefer 等<sup>[8]</sup>的结论;Scheuer 等<sup>[10]</sup>将心包补片压缩在 10 mm 鞘管中 30 min 后发现,纤维层的厚度降低;Foued 等<sup>[6]</sup>通过研究压缩在低直径鞘管中的瓣叶力学行为发现,不同型号经导管瓣膜瓣叶压缩后极限强度出现大幅度降低;Bourgeta 等<sup>[11]</sup>将牛心包缝制在支架上,对压缩前后的瓣叶进行光学显微镜、扫描电镜和透射电镜观察,结果发现,经压缩,球囊扩张后的心包甚至出现分层和破裂的现象。上述研

究均直接将经导管瓣膜压缩到特定的直径,对压缩后的瓣膜瓣叶结构损伤或力学性能变化等方面作出评价。但对于相同压缩直径的经导管瓣膜,由于瓣叶的化学处理方法不同,心包厚度存在差异,以及在压缩过程中瓣叶折叠方式不同,均会导致瓣叶承受不同的压缩力。此外,牛心包是一种各向异性材料,不同纤维取向向下力学性能存在明显的各向异性<sup>[12-14]</sup>,而上述研究中并未考虑纤维取向对心包压缩后力学性能的影响。

本文以定量方式研究不同力压缩前后纤维取向对压缩后心包力学性能的影响。通过分析压缩前后不同纤维取向牛心包弹性模量、割线模量和拉伸强度等力学参数的变化,揭示瓣叶材料的纤维取向对压缩后力学性能的影响,为提高经导管瓣膜的耐久性以及优化经导管瓣膜的设计和装载过程提供理论基础。

## 1 材料和方法

### 1.1 样品准备

本实验中所有的牛心包样品由金仕生物科技(常熟)有限公司提供。牛心包首先从屠宰场获得,保存在磷酸盐缓冲液中,然后仔细将心包上附着的脂肪清除,接着用 Hanks 溶液清洗,再用 0.4% 戊二醛磷酸缓冲溶液固定。固定完成后,将心包片平整铺在戊二醛保存液中进行保存,等待试验。

选取无明显缺陷的牛心包,通过透射光观察心包的纤维取向,将心包的纤维取向分为横向( $0^\circ \sim 20^\circ$ ,与受力方向所成角度)、纵向( $70^\circ \sim 90^\circ$ )和斜向( $30^\circ \sim 60^\circ$ )。图 1 所示为所测试心包的纤维取向和受力方向示意图。在心包片上相邻位置选取长 50 mm、宽 5 mm 的 3 条矩形心包条作为 1 组。然后用精度为 10  $\mu\text{m}$  厚度的测量仪测量心包条上、下两端和中间

3个位置的厚度,取平均值作为每条心包条的厚度。每组心包条厚度之间的差值不大于 $50\ \mu\text{m}$ ,3种方向的心包条各12组。对于每组中的3条心包条,1条在5 kg砝码下对折压缩,一条在10 kg砝码下对折压缩,另外1条不压缩作为对照组。压缩时将心包条对折为3折,置于光滑平整的聚丙烯板上,并放入能容纳砝码的PP盒中,加入没过心包条的生理盐水。每个不同质量砝码下均布对折的心包条4条,压缩1 h后取出,放入生理盐水中等待测试。

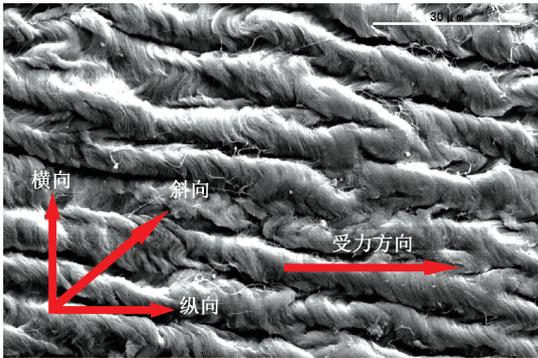


图1 牛心包扫描电镜图和样品切割及受力方向( $\times 5\ 000$ )

Fig.1 SEM photo of bovine pericardium sample and cutting and force applying directions of the sample

## 1.2 单轴拉伸测试

为了研究不同纤维取向牛心包在不同力下压缩前后的力学性质,采用SANS单轴拉伸力学试验机对每组心包条进行测试。心包条两端各夹持8 mm的高度,拉伸试验机的拉伸速率设为 $5\ \text{mm}/\text{min}$ ,将心包条拉伸直至断裂,并观察不同纤维取向心包条压缩前后的拉伸过程。

## 1.3 数据分析

图2所示是典型的单轴拉伸得到的纵向心包条应力( $\sigma$ )-应变( $\varepsilon$ )曲线。根据其变化趋势分为3个阶段:①低伸长阶段(见图2中OA段),线段OA段的斜率定义为割线模量(secant modulus);②线弹性阶段(见图2中AB段),线段AB段的斜率定义为弹性模量(elastic modulus);③断裂阶段(见图2中BC段),线段BC段的斜率定义为破坏模量(failure modulus)。图2中的C点处的应力值定义为材料的极限拉伸强度<sup>[15]</sup>。为了方便后面分析,将1组心包条中未压缩的心包条和两条在不同力下压缩的心包条等效为1条心包条在不同力下

压缩。利用SPSS统计学软件对数据进行统计学分析, $P < 0.05$ 表示差异具有统计学意义,实验数据用均值 $\pm$ 标准差表示。用Origin软件画出心包条的应力-应变曲线,得到割线模量、弹性模量、极限拉伸强度等力学参数,计算压缩前后各组心包条的平均极限拉伸强度和平均弹性模量比值,最后根据结果评估不同纤维取向和不同力对心包压缩的影响。

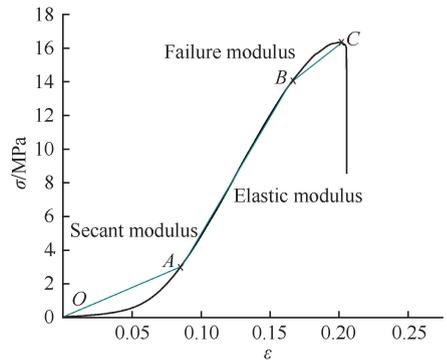


图2 典型的纵向牛心包应力-应变曲线

Fig.2 Typical stress-strain curves of bovine pericardium sample with the longitudinal fiber orientations

## 2 结果

### 2.1 不同纤维取向牛心包压缩前后的应力-应变曲线

图3为典型的3组不同纤维取向牛心包在未压缩以及12.5、25 N压缩下的应力-应变曲线。纤维取向不同时,心包的应力-应变曲线有明显差异。不同纤维取向心包在12.5、25 N压缩后,极限拉伸强度会略降低,尤其是在25 N压缩时,强度有较为明显的下降。但不同纤维取向心包压缩前后,曲线的趋势基本上一致,没有明显变化。

### 2.2 不同纤维取向牛心包压缩前后的力学参数

图4(a)为不同纤维取向牛心包在不同力下压缩前后的割线模量对比图。纵、斜向心包的割线模量要远大于横向心包的割线模量,纵向心包割线模量略大于斜向心包割线模量。相对于未压缩前,12.5 N压缩时斜、横向心包的割线模量略有降低。但不同纤维取向心包在压缩前后割线模量整体变化不大,未压缩、12.5 N和25 N压缩后的3组间割线模量无统计学差异( $P > 0.05$ )。

图4(b)为不同纤维取向牛心包在不同力下压缩前后弹性模量的对比图,图4(e)为压缩后的平均

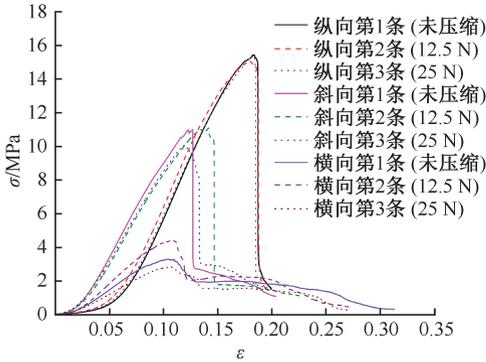


图3 不同纤维取向牛心包在不同力下压缩前后的应力-应变曲线  
Fig.3 Stress-strain curves for bovine pericardium with different orientations compressed under different forces

弹性模量比值散点图。纤维取向不同,心包的弹性模量存在明显不同,纵向心包>斜向心包>横向心包。不同纤维取向心包弹性模量在心包压缩前后均发生变化,但不同纤维取向略有不同。纵、斜向心包条随着压缩力的增加,弹性模量变小;横向心包条弹性模量也有所减小,但不明显。未压缩、

12.5 N 和 25 N 压缩后的 3 组间弹性模量无统计学差异 ( $P>0.05$ )。25 N 压缩后和未压缩后纵向心包条相比,平均弹性模量比值有显著性差异 ( $P<0.05$ )。12.5 N 压缩后其他纤维取向心包的平均弹性模量比值则变化不大。

图 4(c) 为不同纤维取向牛心包在不同力下压缩前后极限拉伸强度对比图,图 4(d) 为压缩后的平均拉伸强度比值散点图。纤维取向不同,心包的极限拉伸强度存在明显不同,纵向心包>斜向心包>横向心包。不同纤维取向心包的极限拉伸强度在心包压缩前后均发生变化,但不同纤维取向略有不同。纵、斜向心包条随着压缩力的增加,极限拉伸强度降低;横向心包条的极限拉伸强度也有所减小,但不明显。未压缩、12.5 N 和 25 N 压缩后的 3 组间极限拉伸强度无统计学差异 ( $P>0.05$ )。25 N 压缩后的纵、斜向心包条和未压缩的心包条相比,平均拉伸强度比值有显著性差异 ( $P<0.05$ ),而 12.5 N 压缩后其他纤维取向心包的平均拉伸强度比值则变化不大。

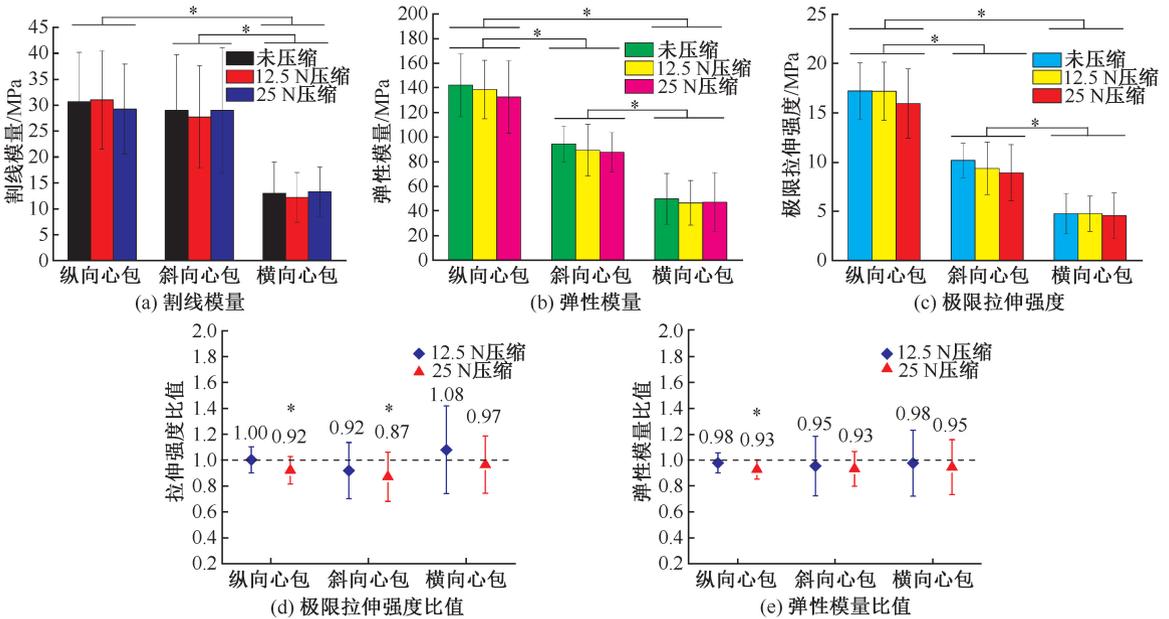


图4 不同纤维取向牛心包在不同力压缩前后力学特性对比 (\* $P<0.05$ )

Fig.4 Comparison of mechanical properties for bovine pericardium with different orientations compressed under different forces

(a) Secant modulus, (b) Elastic modulus, (c) Ultimate tensile strength, (d) Average tensile strength ratio, (e) Average elastic modulus ratio

### 3 讨论

#### 3.1 未压缩牛心包力学性质比较

由于与天然心脏瓣膜具有相似的力学性质和

良好的可获得性,牛心包作为生物瓣膜的瓣叶已有 40 多年的历史。心包力学性质直接影响瓣膜耐久性,故心包的力学性质一直是研究热点。本文中戊二醛处理的未压缩纵、横、斜向牛心包的极限拉伸

强度分别为 $(17.21 \pm 2.88)$ 、 $(10.16 \pm 1.76)$ 、 $(4.76 \pm 2.05)$  MPa,与之前相关文献报道在具体数值上存在一些小差异。王坚刚等<sup>[16]</sup>报道的牛心包极限拉伸强度为 $(18.56 \pm 3.07)$  MPa; Sánchez 等<sup>[15]</sup>报道的纵、斜、横向牛心包极限拉伸强度约为 17、14、8 MPa; Oswal 等<sup>[17]</sup>报道的牛心包极限拉伸强度为 $(9.077 \pm 4.466)$  MPa。这些差异可能是由于各研究选取心包材料厚度、部位、牛的生长周期以及测试条件的细微差异造成。但本文测试结果与上述文献报道基本一致,说明测试方法正确,具备可复现性。各状态下不同纤维取向牛心包间的弹性模量和极限拉伸强度存在统计学差异( $P < 0.05$ ),再次证明了牛心包的各向异性。

### 3.2 不同纤维取向牛心包压缩后力学性质比较

本实验中,总体上不同纤维取向牛心包在压缩前后应力-应变曲线的趋势以及割线模量的变化都不大,推测原因是不同于瓣叶在输送鞘管中压缩后存在多重无规律的折痕,实际压缩时心包仅有3个折痕,压缩对整个心包条在长度方向的整体变形过程影响不大。12.5 N 压缩后斜、横向心包的割线模量相对未压缩时有些减小,但在 25 N 压缩后则变化不大,推测是因为虽然对样品进行了精心挑选,心包组间仍会存在细微差异所致。从不同纤维取向牛心包压缩前后的整体结果可以看出,无论是弹性模量还是极限拉伸强度,总体上都是纵向>斜向>横向的趋势,这与相关文献报道<sup>[15]</sup>基本一致。本文纵、斜向牛心包在 25 N 压缩后极限拉伸强度均出现明显减小,推测是因为随着压缩力的增加,对胶原纤维和弹性纤维的损伤加大,导致极限拉伸强度降低。相关研究虽然没有区分纤维的方向,但均表明压缩会对心包产生损伤<sup>[7-9]</sup>,或降低心包的强度<sup>[6]</sup>。横向心包压缩前后力学性能变化不明显,可能是因为横向时压缩不会对纤维在长度方向造成影响,基本不会影响心包主要承力纤维的性能。同时心包的基体结构具有较好的抗压缩性能,压缩对其影响较小。针对牛、猪和鸵鸟心包的研究表明,胶原纤维的数量和质量决定了不同种类心包的力学性质<sup>[18-19]</sup>。这也说明横向心包纤维的质量和数量明显区别于纵、斜向心包。压缩后纵、斜向心包弹性模量、极限拉伸强度均小于未压缩前,尤其是 25 N 压缩后的纵、斜向心包条和未压缩的心包条相比,

平均拉伸强度比值有显著性差异( $P < 0.05$ )。每组心包条压缩前后的力学参数均无显著性差异( $P > 0.05$ ),可能是因为数据量较少和压缩前后数值减少较小所致。

在拉伸的过程中,纵向心包条首先出现整体变窄,最后突然断裂,并伴随有纤维断裂的响声,断裂位置出现片状的心包分层。斜向心包条断裂后,断裂位置有明显的纤维扭曲和分层现象。横向心包条没有断裂声音出现,断裂位置处被拉成了细丝,而两端没有明显变化。这说明当心包取向从纵向到横向时,弹性纤维和胶原纤维从卷曲状态转变为拉伸状态的能力越来越差,更多的弹性纤维和胶原纤维在没有成功从卷曲状态转为拉伸状态时就已经开始出现弹性变形。与其他方向相比,纵向心包含有更多与受力方向相近的胶原纤维,且变形过程中纤维拉长效应也最明显,故具有更高的极限强度和弹性模量。斜、横、纵向心包变形过程的区别也间接反映了其力学性能的差异。

Khoffi 等<sup>[6]</sup>通过研究压缩在低直径鞘管后的瓣叶力学行为发现,不同型号经导管瓣膜瓣叶压缩后极限强度大幅度降低;而本文中虽然压缩前后心包极限强度存在变化,但没有出现很大幅度的降低,推测原因如下:① 在整体压缩时,瓣叶压缩的方向和折叠的状态控制较为困难。② 瓣叶承受的压缩力与本文可能存在明显不同,不同的鞘管直径会使瓣叶有不同的受力;对于本文力值的设定,目前是结合通常的操作过程估计给出,因为很难对实际压缩过程产生的力进行量化,这也是本文后续需要重点研究的内容,即如何定量评价和控制实际压缩过程中瓣叶的受力,以便于更好控制压缩后瓣叶的质量。③ 在本文中,压缩前后的牛心包一直浸泡在生理盐水中。目前临床上瓣膜在压缩后植入前的短暂时间内很少被浸泡在生理盐水中,前述研究也不确定其是否浸泡。Roberta 等<sup>[20]</sup>对两种不同冷冻干燥器冷冻干燥后的牛心包进行分析,结果表明,发生在胶原纤维中的损坏是由胶原纤维的体相水损失造成,且随着结构改变,牛心包的力学性能急剧降低。本文胶原纤维的水丢失较少,可能造成的纤维损伤较小。因此,在临床上将经导管瓣膜在压缩后植入前一直浸泡在生理盐水内,具有很高的实际指导意义。

## 4 结论与展望

本文对不同纤维取向牛心包材料进行测试,结果表明横、纵、斜向心包在 12.5、25 N 压缩 1 h 后,整体应力-应变曲线和割线模量的变化基本不大。弹性模量和极限拉伸强度参数方面,纵、斜向心包压缩后有较为明显的降低,且随着压缩力的增加而更明显;横向心包则变化不大。本文表明,在经导管瓣膜的设计和制造过程中,应该考虑心包纤维取向的影响,使瓣叶压缩较大的方向尽可能与力学性能变化最小的方向一致。

后续需要进一步研究如何定量给出评价和控制实际压缩过程中瓣叶的受力方法,从而获得控制压缩使用的力的阈值。同时,也需要系统评价压缩后生理盐水浸泡对经导管瓣膜力学性能的影响,以期更好控制压缩后瓣叶的质量,指导经导管瓣膜的设计生产和临床使用。

### 参考文献:

- [ 1 ] CRIBIER A, ELTCHANINOFF H, BASH A, *et al.* Percutaneous transcatheter implantation of an aortic valve prosthesis for calcific aortic stenosis: First human case description [J]. *Circulation*, 2002, 12(2): 95-95.
- [ 2 ] MACK MJ, LEON MB, SMITH CR, *et al.* 5-year outcomes of transcatheter aortic valve replacement or surgical aortic valve replacement for high surgical risk patients with aortic stenosis (PARTNER 1): A randomised controlled trial [J]. *Lancet*, 2015, 385(9986): 2477-2484.
- [ 3 ] KAPADIA SR, LEON MB, MAKKAR RR, *et al.* 5-year outcomes of transcatheter aortic valve replacement compared with standard treatment for patients with inoperable aortic stenosis (PARTNER 1): A randomised controlled trial [J]. *Lancet*, 2015, 385(9986): 2485-2491.
- [ 4 ] SMITH CR, LEON MB, MACK MJ, *et al.* Transcatheter versus surgical aortic-valve replacement in high-risk patients [J]. *N Engl J Med*, 2011, 364(23): 2187-2198.
- [ 5 ] TARAMASSO M, POZZOLI A, LATIB A, *et al.* New devices for TAVI: Technologies and initial clinical experiences [J]. *Nat Rev Cardiol*, 2014, 11(3): 157-167.
- [ 6 ] KHOFFI F, HEIM F. Mechanical degradation of biological heart valve tissue induced by low diameter crimping: An early assessment [J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2015, 44: 71-75.
- [ 7 ] ZEGDI R, CIOBOTARU V, NOGHIN M, *et al.* Is it reasonable to treat all calcified stenotic aortic valves with a valved stent? Results from a human anatomic study in adults [J]. *J Am Coll Cardiol*, 2008, 51(5): 579-584.
- [ 8 ] KIEFER P, GRUENWALD F, KEMPFERT J, *et al.* Crimping may affect the durability of transcatheter valves: An experimental analysis [J]. *Ann Thorac Surg*, 2011, 92(1): 155-160.
- [ 9 ] ALAVI SH, GROVES EM, KHERADVAR A. The effects of transcatheter valve crimping on pericardial leaflets [J]. *Ann Thorac Surg*, 2014, 97(4): 1260-1266.
- [ 10 ] SCHEUER M, HOLLWECK T, BOMBIEN R, *et al.* The effect of rolling and crimping on cell-seeded synthetic scaffolds for the development of transcatheter valves by tissue engineering [J]. *J Mater Sci Res*, 2012, 1(3): 1-9.
- [ 11 ] BOURGET J M, ZEGDI R, LIN J, *et al.* Correlation between structural changes and acute thrombogenicity in transcatheter pericardium valves after crimping and balloon deployment [J]. *Morphologie*, 2017, 101(332): 19-32.
- [ 12 ] ZIOUPOS P, BARBENEL JC, FISHER J. Mechanical and optical anisotropy of bovine pericardium [J]. *J Am Coll Cardiol*, 1992, 30(1): 76-82.
- [ 13 ] ZIOUPOS P, BARBENEL JC. Mechanics of native bovine pericardium. I. The multiangular behaviour of strength and stiffness of the tissue [J]. *Biomaterials*, 1994, 15(5): 366-373.
- [ 14 ] ZIOUPOS P, BARBENEL JC. Mechanics of native bovine pericardium. II. A structure based model for the anisotropic mechanical behaviour of the tissue [J]. *Biomaterials*, 1994, 15(5): 374-382.
- [ 15 ] SANCHEZ AREVALO FM, FARFAN M, COVARRUBIAS D, *et al.* The micromechanical behavior of lyophilized glutaraldehyde-treated bovine pericardium under uniaxial tension [J]. *J Mech Behav Biomed Mater*, 2010, 3(8): 640-646.
- [ 16 ] 王坚刚, 崩行成, 胡野菜, 等. 不同处理方法的牛心包生物力学特性测试分析 [J]. *医用生物力学*, 2002, 17(4): 225-230.  
WANG JG, KUAI XC, HU YR, *et al.* A study on biomechanical properties of bovine pericardium following different chemical treatment [J]. *J Med Biomech*, 2002, 17(4): 225-230.
- [ 17 ] OSWAL D, KOROSSIS S, MIRSADRAEE S, *et al.* Biomechanical characterization of decellularized and cross-linked bovine pericardium [J]. *J Heart Valve Dis*, 2007, 16(2): 165-174.
- [ 18 ] GARCIA PAEZ JM, JORGE HE, CARRERA SA, *et al.* Comparison of the mechanical behaviors of biological tissues subjected to uniaxial tensile testing: Pig, calf and ostrich pericardium sutured with Gore-Tex [J]. *Biomaterials*, 2003, 24(9): 1671-1679.
- [ 19 ] GARCIA PAEZ JM, JORGE HE, ROCHA A, *et al.* Mechanical effects of increases in the load applied in uniaxial and biaxial tensile testing: Part I. Calf pericardium [J]. *J Mater Sci Mater Med*, 2002, 13(4): 381-388.
- [ 20 ] POLAK R, PITOMBO RN. Care during freeze-drying of bovine pericardium tissue to be used as a biomaterial: A comparative study [J]. *Cryobiology*, 2011, 63(2): 61-66.