

文章编号: 1004-7220(2023)03-0479-08

主动脉夹层裂纹面内扩展的数值模拟

韩 涵¹, 郭宝磊^{2*}, 孙翠茹¹, 刘浩飞^{1*}

(1. 天津大学 机械工程学院, 天津 300350; 2. 复旦大学附属中山医院 血管外科, 上海 200032)

摘要: **目的** 基于界面损伤提出一种裂纹面内扩展的数值模拟方法, 探究裂纹面内扩展的规律。 **方法** 基于双线性牵引分离定律表征中膜层的3种界面损伤模式, 模拟剥离实验和剪切实验以标定其损伤参数。通过内聚力模型法将损伤界面引入理想化的双层圆管状主动脉模型中, 模拟假腔在面内的扩展趋势。通过控制变量法建立多个计算模型, 研究假腔几何参数对裂纹面内扩展方向、临界扩展压力以及界面损伤模式的影响。 **结果** 界面损伤在轴向扩展中以张开型(I型)为主, 在环向扩展中以滑移型(II型)为主; 随着初始假腔径向深度增加, 裂纹扩展方向由环向转变为轴向, 临界扩展压力降低, 且轴向损伤更趋近于纯张开型; 随着初始假腔环向角度和轴向长度的增加, 临界压力降低, 环向损伤更趋近于纯滑移型。单一型损伤比混合型损伤具有更低的临界压力。 **结论** 通过内聚力模型法可有效模拟主动脉中膜弹性层之间的界面损伤行为, 适用于夹层假腔面内扩展的数值模拟。研究结果有助于理解夹层裂纹扩展的复杂病理生理过程。

关键词: 裂纹扩展; 血管; 内聚力模型; 界面损伤; 临界压力

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2023.03.008

Numerical Simulation of In-Plane Crack Propagation in Aortic Dissection

HAN Han¹, GUO Baolei^{2*}, SUN Cuiru¹, LIU Haofei^{1*}

(1. College of Mechanical Engineering, Tianjin University, Tianjin 300350, China; 2. Department of Vascular Surgery, Zhongshan Hospital, Fudan University, Shanghai 200032, China)

Abstract: Objective Based on interface damage, a numerical simulation method for in-plane propagation of false lumen (FL) was proposed to explore the regular pattern of in-plane propagation of the initial cavity. **Methods** Three interface damage modes were characterized by bi-linear traction separation law, and the damage parameters were calibrated by simulating peeling and shearing tests. The damage interface was introduced into the ideal double-layer cylindrical tube aortic model by means of cohesive zone model (CZM) to simulate the in-plane propagation of FL. The control variable method was used to establish several computational models to investigate the influence of cavity geometric parameters on propagation direction, critical pressure and interface damage mode. **Results** The interface damage was mainly opening mode (Mode I) in axial propagation and sliding mode (Mode II) in circumferential propagation. With radial depth of the initial cavity increasing, the propagation of the FL changed from circumferential direction to axial direction, the critical pressure decreased, and the axial damage tended to be pure opening mode. With circumferential angle and axial length of the initial

收稿日期: 2022-04-28; 修回日期: 2022-06-17

基金项目: 国家自然科学基金项目(11872267, 82000436)

通信作者: 刘浩飞, 副教授, E-mail: hliu@tju.edu.cn; 郭宝磊, 主治医师, E-mail: bguo10@fudan.edu.cn

*为共同通信作者

cavity increasing, the critical pressure decreased and the circumferential damage tended to be pure sliding mode. The critical pressure of single damage was lower than that of mixed damage. **Conclusions** The CZM can effectively characterize interface damage behavior of elastic lamellae within the media, and it applies to numerical simulation of in-plane propagation of the FL. The results of this study are helpful to understand the complex pathophysiological process of dissection crack propagation.

Key words: crack propagation; artery; cohesive zone model (CZM); interface damage; critical pressure

主动脉夹层(aortic dissection, AD)是一种高死亡率、高致残率的灾难性心血管疾病^[1]。血液由内膜破口进入中膜,使中膜分离形成裂纹,临床上将这个病理学的腔隙称之为假腔。主动脉中膜由弹性层以同心圆的方式排列组成^[2]。因此,假腔在中膜层内部沿环向和轴向的扩展本质为弹性层之间的剥离,是典型的裂纹扩展问题。裂纹在中膜层内部沿环向和轴向的扩展可称为面内扩展^[3]。面内扩展的范围对夹层诊断和治疗具有重要意义。假腔扩展一旦累及重要分支动脉,将大大增加患者的死亡率和手术治疗难度^[4]。因此,研究假腔扩展机制有助于深入理解主动脉夹层进展的病理生理过程。

由于面内扩展的本质为中膜内部相邻弹性层的剥离,此时血管壁发生界面损伤,故探究主动脉中膜层的界面损伤是模拟假腔面内扩展的关键^[5]。界面损伤包括3种模式,分别为张开型和两种滑移型。内聚力模型法(cohesive zone model, CZM)常被用来研究血管壁剥离过程中的张开型界面损伤^[5]。Leng等^[5]通过剥离猪主动脉发现不同的损伤模式具有不同的剥离力,但由于仿真时假设3种界面损伤模式为各向同性,故无法通过1组参数同时模拟T型和混合型剥离实验。Wang等^[6]通过扩展有限元法模拟二维平面应变条件下假腔沿环向和径向的扩展。Ban等^[7]使用相场有限元法,仅考虑张开型损伤,研究假腔在板状主动脉模型中的扩展过程,发现扩展的临界压力与撕裂面积成反比。综上所述,目前存在的主要问题如下:①界面损伤仅考虑张开型,而滑移型未被考虑到裂纹扩展的数值仿真中;②夹层面内扩展的有限元仿真目前关注二维血管模型或三维板状模型,与主动脉的三维圆管结构存在差距。

本文提出一种裂纹面内扩展的数值模拟方法,所建仿真模型为理想圆管状,更接近真实的主

动脉夹层形态;且在研究较为广泛的张开型界面损伤基础上,同时考虑另外两种滑移型界面损伤。本文进而通过数值模拟方法探究初始假腔在中膜层内部的扩展规律,为揭示夹层扩展机制奠定基础。

1 材料和方法

1.1 几何模型

人体主动脉由3层组成,健康人主动脉的内膜几乎不承担受力^[2],本文将人主动脉理想化为双层圆管模型,内壁半径5.61 mm,外壁半径7.05 mm,中膜和外膜的厚度比值为5:3^[8]。在中膜层内部预置裂纹模拟初始假腔[见图1(a)紫色区域]。

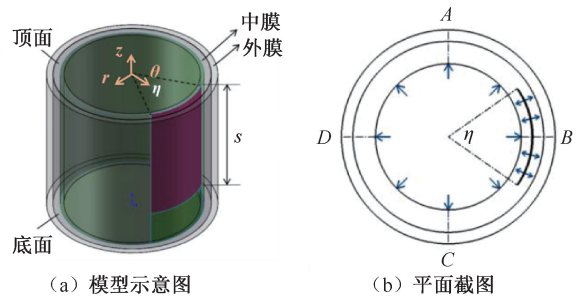


图1 计算模型

Fig.1 Calculation model (a) Model diagram, (b) Cross-section of the plane

注: η 为环向中心角, s 为轴向长度; r, θ, z 分别为径向、环向、轴向。

初始假腔的轴向长度以模型顶面为起点,环向中心角沿截面B对称。则

$$t = t_1/t_m \quad (1)$$

式中: t 为径向深度比,它是1个无量纲量; t_1 为初始假腔与管腔内壁的距离, t_m 为中膜层厚度。为排除边界条件对初始假腔的影响,设置模型轴向长度为30 mm。

在初始假腔所在径向深度的血管壁主体单元间嵌入0厚度的黏性单元模拟中膜弹性层之间的

黏结,图1(a)绿色区域即为嵌入的黏性单元,所有黏性单元共同构成 CZM 区域。由于模型沿 BD 截面对称,故本文采用 $1/2$ 模型展开计算。主动脉和 CZM 区域分别采用 112 800 个 C3D8H 单元和 14 100 个 COH3D8 单元进行离散。网格独立性检测步骤如下:对血管施加轴向拉伸,拉伸率 1.02,对管壁内部施加平均血压 12.8 kPa,比较不同网格尺寸下的最大 von Mises 应力(见表1)。考虑到计算成本,最终采用第2组网格尺寸。

表1 网格独立性检验

Tab.1 Grid independence test

径向-环向-轴向尺寸/mm	最大 von Mises 应力/kPa	误差/%
0.13-0.15-0.30	147.28	0
0.18-0.25-0.30	146.80	0.326
0.28-0.30-0.30	146.40	0.598
0.48-0.44-0.30	139.84	5.052

1.2 本构关系

主动脉血管壁的本构关系采用近似不可压缩的超弹性 GOH 模型描述^[9],应变能函数为:

$$W = W_{\text{vol}} + W_{\text{iso}} \quad (2)$$

$$W_{\text{vol}} = \frac{1}{D} \left[\frac{J^2 - 1}{2} - \ln J \right] \quad (3)$$

$$W_{\text{iso}} = C_{10}(\bar{I}_1 - 3) + \frac{k_1}{2k_2} [\exp(k_2 \varepsilon_1^2) - 1] + \frac{k_1}{2k_2} [\exp(k_2 \varepsilon_2^2) - 1] \quad (4)$$

$$\varepsilon_1 = \kappa(\bar{I}_1 - 3) + (1 - 3\kappa)(\bar{I}_4 - 1) \quad (5)$$

$$\varepsilon_2 = \kappa(\bar{I}_1 - 3) + (1 - 3\kappa)(\bar{I}_6 - 1)$$

式中: W_{vol} 为材料体积变形部分的应变能, W_{iso} 为等体积变形部分的应变能; $J = \det \mathbf{F}$ ($\cong 1$)表示近似不可压缩材料, \mathbf{F} 为变形梯度张量; C_{10} 为表征基底的材料参数; k_1 表示胶原纤维的刚度, k_2 为无量纲参数; κ 决定纤维的分散程度; D 为1个无穷小的参数,赋予材料不可压缩性。中膜和外膜采用相同的本构关系,材料参数参考文献[10],来自人主动脉双轴拉伸试验(见表2)。

黏性单元的损伤包括3种模式:第1种由垂直界面的牵引力引起,即张开型损伤(I型);另外两种由平行于界面的剪切力引起,即沿环向(II型)和轴向(III型)的滑移型损伤和。Miao等^[11]证明双线

表2 双轴拉伸实验拟合的人主动脉材料参数^[10]Tab.2 Material parameters of human aorta fitted from biaxial test^[10]

材料	C_{10} /kPa	k_1 /kPa	k_2	κ	$\theta/(\circ)$	D
中膜	23.0	127.06	4.495 2	0.320 1	0.000 8	10^{-6}
外膜	8.2	71.00	1.690 1	0.301 3	0.001 0	10^{-6}

型预测的剥离损伤应力-应变关系与实验结果吻合较好。双线性牵引分离定律如图2所示。

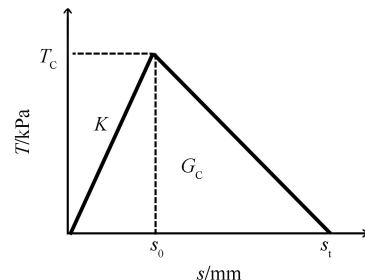


图2 双线性牵引分离定律

Fig.2 Bilinear traction-separation law

注: T_c 为损伤起始应力, G_c 为单位面积的临界断裂能, K 为刚度。

混合模式下的损伤通过损伤起始准则和损伤演化准则确定。研究表明,二次名义应力准则可以较好模拟层状结构的分层现象^[12]:

$$\left\{ \frac{\langle T_n \rangle}{T_{\text{nc}}} \right\}^2 + \left\{ \frac{T_s}{T_{\text{sc}}} \right\}^2 + \left\{ \frac{T_t}{T_{\text{tc}}} \right\}^2 = 1 \quad (6)$$

式中: T_{nc} 、 T_{sc} 、 T_{tc} 分别为纯模式下I、II、III型损伤的损伤起始应力;

$$\langle T_n \rangle = \begin{cases} T_n, & T_n \geq 0 (\text{拉伸}) \\ 0, & T_n < 0 (\text{压缩}) \end{cases} \quad (7)$$

当黏性单元满足损伤演化准则时,单元完全损伤。研究表明,B-K准则和一阶Power准则在仿真层状板分层时误差较小^[13]。考虑到B-K准则常用于两种滑移型损伤为各向同性的情况^[12],本文选择一阶Power准则:

$$\left\{ \frac{G_I}{G_{\text{IC}}} \right\}^\alpha + \left\{ \frac{G_{\text{II}}}{G_{\text{IIC}}} \right\}^\alpha + \left\{ \frac{G_{\text{III}}}{G_{\text{IIIC}}} \right\}^\alpha = 1 \quad (8)$$

式中: G_{IC} 、 G_{IIC} 、 G_{IIIC} 分别为单一模式下3种损伤的临界断裂能; $\alpha=1$ 。

1.3 CZM 参数校核

通过直接拉伸实验和剥离实验校核张开型损伤参数 T_{nc} 、 G_{IC} 、 K_n 。Sommer等^[14]对人胸主动脉中膜层进行直接拉伸实验,测得径向极限应力为

131 kPa, 即 $T_{nc} = 131$ kPa。通过仿真剥离实验校核参数 G_{IC} : 在 ABAQUS 中建立主动脉中膜条带状模型, 环向长度 4 mm, 径向长度 1.2 mm, 网格尺寸 0.05 mm。在模型的中间位置嵌入 1 层 0 mm 厚度的黏性单元, 中膜材料参数见表 2。如图 3(a) 所示, 右侧面固定, 左侧上下表面分别施加相反的位移 $s = 4$ mm, 模拟径向剥离过程。调节 G_{IC} 可以得到不同的稳定阶段剥离力, 当 $G_{IC} = 49$ mN/mm 时, 剥离力为 23 mN/mm [见图 3(b)], 此结果与人腹主动脉中膜层的平均实验结果^[15]一致。因此, 最终确定 $G_{IC} = 49$ mN/mm。当 $K_n > 1\ 000$ 后对仿真结果的影响可忽略, 最终设置 $K_n = 1\ 000$ 。

通过剪切实验校核滑移型损伤参数。Sommer 等^[14]分别沿环向和轴向对人夹层主动脉中膜层进行剪切实验, 测得环向、轴向的最大切应力分别为 97、120 kPa。因此, 确定 $T_{sc} = 97$ kPa, $T_{IC} =$

120 kPa。仿真环向和轴向的剪切过程分别校核参数 G_{IIC} 、 G_{IIIC} 。模型尺寸为 4 mm×4 mm (z - θ), 径向长度 1 mm, 网格尺寸 0.05 mm。在模型的中间位置嵌入 1 层 0 mm 厚度的黏性单元。如图 3(c) 所示, 固定模型前面防止刚体移动, 位移边界条件 $u = 5$ mm 施加在后面, 模拟剪切过程。通过调整 G_{IIC} 、 G_{IIIC} 可以输出不同的切应力-剪切量曲线, 其中切应力等于后面合力除以截面积 (16 mm²), 剪切量等于前面和后面的分离位移除以两面间距离 (1 mm)。损伤起始应力 T_{sc} 、 T_{IC} 分别决定图 3(d) 曲线的最高点。调节 G_{IIC} 、 G_{IIIC} 可以得到不同的极限剪切量 (A 点)。当仿真得到的环向、轴向极限剪切量分别为 4.4 和 4 时, 符合实验范围^[14] (即环向: 4~6; 轴向: 3~6), 此时的断裂能即为 II 型和 III 型损伤的临界断裂能。当 $K > 10\ 000$ 后对仿真结果的影响可忽略, 取 $K_s = K_l = 10\ 000$ 。最终 CZM 的参数见表 3。

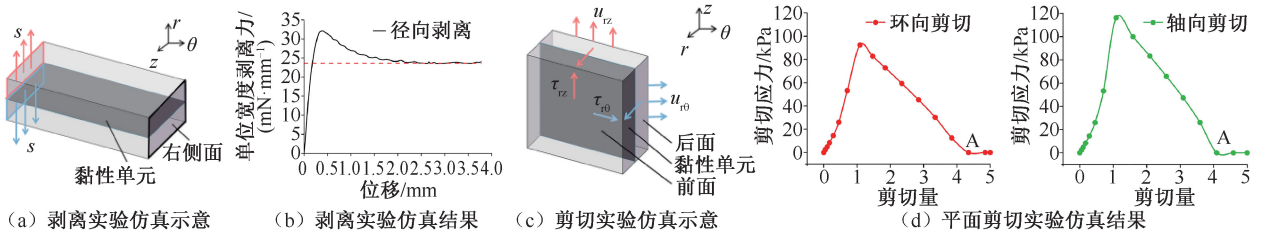


图 3 剥离实验和剪切实验数值模拟

Fig. 3 The numerical simulation of peeling and shear testing

(a) Sketch of peeling test, (b) Simulation results of peeling test, (c) Sketch of shear test, (d) Simulation results of shear tests

表 3 黏性单元损伤参数

Tab. 3 Damage parameters for the cohesive elements

损伤模式	T_c /kPa	G_c /(mN·mm ⁻¹)	K /(MPa·mm ⁻¹)
I 型 (张开型)	131	49	1
II 型 (滑移型)	97	200	10
III 型 (滑移型)	120	240	10

1.4 数值模拟

在 ABAQUS 中模拟夹层面内扩展的临界状态。边界条件如下: 在柱坐标系下, 限制模型底面的轴向自由度以及 A、B、C、D 截面的环向自由度 [见图 1(a)]。在 CZM 区域两侧的血管壁表面设置法向硬接触, 切向无滑移, 以防止两侧单元相互穿透。主动脉在体状态下受到血压和轴向拉伸的共同作用, 中膜的轴向拉伸率略大于 1^[8]。本文对模型顶面施加 1.02 倍的轴向预拉伸。在真腔和假腔表面

施加相同的均布压强, 压强从 0 开始逐渐增加直至图 1(a) 中绿色区域的第 1 个黏性单元达到损伤准则, 此时的压强记为临界压力 p_c , 即裂纹开始扩展的压力。达到损伤准则的单元将会从模型中删除, 第 1 个被删除单元的位置表明了裂纹的优先扩展方向。

本文建立基准模型, 通过控制变量法, 固定初始假腔环向角度 (η)、轴向长度 (s)、径向深度比 (t) 其中的两个量, 针对另一个量建立不同的计算模型, 研究其对临界扩展压力、扩展方向和损伤模式的影响。参数空间设置如下: 通过夹层患者二维 CT 血管成像发现, 假腔占主动脉横截面的比例不尽相同, 因而设置初始假腔环向角度为 90°、150°、210°^[16]。研究表明, 当环向角度为 160° 时, 较深的初始假腔通常沿径向扩展^[6]。本文只关注假腔沿

环向和轴向的扩展过程,故设置初始假腔的径向深度比为 0.2、0.4、0.6。此外,当轴向长度大于 15 mm 时,已验证对临界压力的影响较小,故设置初始假腔的轴向长度为 5、10、20 mm。基准模型的初始假腔参数如下: $\eta = 150^\circ, t = 0.4, s = 10$ mm。

2 结果

2.1 临界压力

固定 $\eta = 150^\circ, s = 10$ mm,建立具有不同径向深度比的初始假腔模型。结果表明,随着 t 增加,临界压力单调减小,即较深的初始假腔更容易扩展。值

得注意的是,随着 t 增加,扩展方向由环向转变为轴向,说明越深的初始假腔越容易沿夹层的长轴方向扩展[见图 4(a)]。固定 $t = 0.4, s = 10$ mm,建立具有不同环向角度的初始假腔模型。结果表明,随着环向角度增加,临界压力减小。当 $\eta > 180^\circ$ 时,临界压力不变。其余径向深度比下($t = 0.2, 0.6$)也观察到相同的趋势[见图 4(b)]。固定 $\eta = 150^\circ, t = 0.4$,建立具有不同轴向长度的初始假腔模型。结果表明,随着轴向长度增加,临界压力减小。当 $s > 15$ mm 时,临界压力保持不变。其余径向深度比下($t = 0.2, 0.6$)也观察到相同趋势[见图 4(c)]。

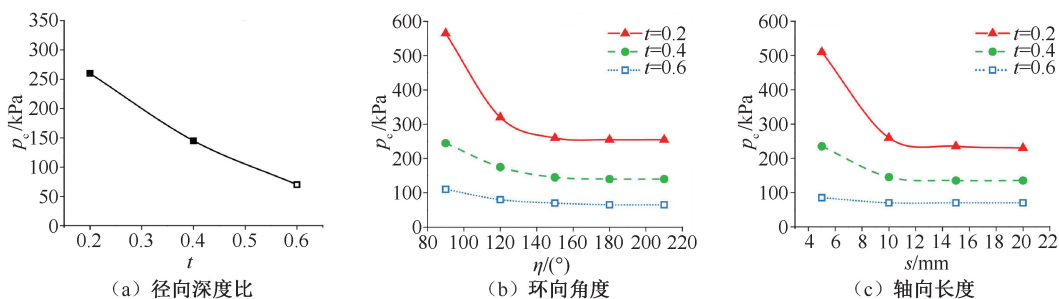


图 4 初始假腔与临界压力的关系

Fig. 4 Relationship between the initial cavity and the critical pressure

(a) Radial depth ratio, (b) Circumferential angle, (c) Axial length

注:空心符号表示夹层沿轴向扩展,实心符号表示夹层沿环向扩展。

2.2 损伤模式

通过模态混合比 m 表征夹层临界扩展状态下黏性单元的损伤模式:

$$m = 1 - \frac{G_I}{G_T} \quad (9)$$

式中: $G_T = G_I + G_{II} + G_{III}$,即 3 种损伤模式断裂能之和。

图 5 截取了基准模型初始假腔段临界扩展状态下 m 分布云图。此时,环向第 1 个黏性单元失效,即假腔优先沿环向扩展。失效黏性单元的 $m =$

0.995 5,该值接近 1,说明环向损伤趋近于纯滑移型,根据滑移量可以判定趋近 II 型损伤。同时注意到,该单元环向牵引力为 63.405 kPa,在 3 种模式中最大。同理,轴向第 1 个黏性单元的 $m = 0.045 4$,该值接近 0,说明轴向损伤趋近于纯张开型(I 型)。该单元的法向牵引力为 43.095 kPa,远大于其他两种模式的牵引力,提示黏性单元的损伤模式与血管壁临界扩展状态的应力分布有关,牵引力最大的模式即为该单元的损伤模式。

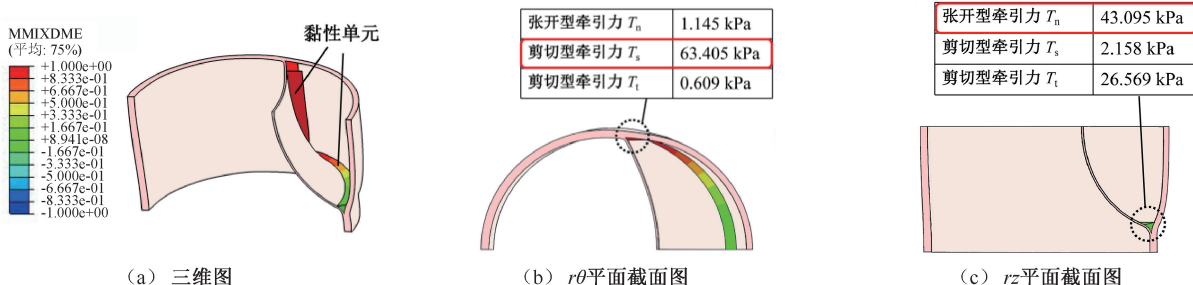


图 5 基准模型初始假腔段的模态混合比云图

Fig. 5 Distributions of mode mix ratio (m) for initial cavity segment of the baseline model

(a) Three-dimensional diagram,

(b) Cross-section of $r\theta$ -plane, (c) Cross-section of rz -plane

固定 $t=0.4$, $s=10\text{ mm}$, 不同环向角度的初始假腔均优先沿环向扩展, 随着环向角度从 90° 增加到 210° , 临界扩展时刻失效单元的 m 值从 0.982 2 增加到 0.999 4, 说明环向角度越大的初始假腔, 损伤模式越接近纯滑移型。而随着环向角度增大, 临界压力减小。特别是当 $\eta > 180^\circ$ 时, 损伤单元的 m 值几乎不变, 即损伤模式几乎是纯滑移型, 此时对应的临界压力也刚好保持不变[见图 6(a)]。本文推测, 临界压力与损伤模式相关, 纯 II 型损伤的临界扩展压力比混合型损伤低。

固定 $\eta=150^\circ$, $t=0.4$, 不同轴向长度的初始假腔均优先沿环向扩展。随着轴向长度从 5 mm 增加到 20 mm, 临界扩展时刻失效单元的 m 值从 0.995 2 增加到 0.998 1。随着轴向长度增加, 损伤模式越

接近纯滑移型。已知随着轴向长度增大, 临界压力减小, 特别是当 $s > 15\text{ mm}$ 时, 血管壁的变形形状(横截面)几乎不变, 内膜片保持竖直, 此时环向损伤单元的 m 值几乎不变, 与临界压力保持不变相对应[见图 6(b)]。本文推测, 纯 II 型损伤比混合型损伤具有更低的临界压力, 即更容易扩展。

固定 $\eta=150^\circ$, $s=10\text{ mm}$, 随着初始假腔径向深度增加, 临界压力减小, 说明越深的初始假腔越容易沿轴向扩展。与此同时, 随着径向深度比从 0.2 增加到 0.6, 临界扩展时刻轴向第 1 个单元的 m 值从 0.368 3 减小到 0.013 8。随着径向深度增加, 轴向单元的损伤模式越接近纯张开型[见图 6(c)]。本文推测, 纯 I 型损伤比混合型损伤更易扩展。综上所述, 单一型界面损伤比混合型更易扩展。

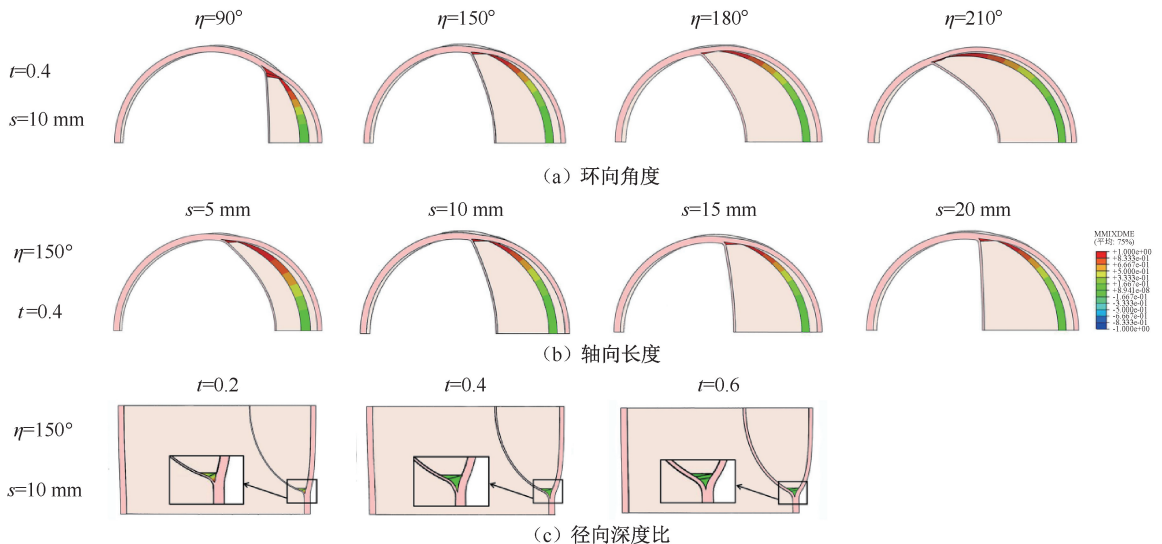


图 6 不同参数对黏性单元混合模式比的影响

Fig. 6 Influence of different parameters on mode mix ratio of the cohesive elements (a) Circumferential angle, (b) Axial length, (c) Radial depth ratio

3 讨论

Leng 等^[5]假设 3 种界面损伤模式为各向同性, 校核了两组独立的 CZM 参数分别模拟纯张开型和混合型剥离实验。本研究则假设 3 种损伤模式为各向异性, 分别校核单一模式下的损伤参数, 通过损伤起始准则和损伤演化准则将 3 组参数建立联系, 定义混合模式下的损伤。既往研究表明, 在板状模型中裂纹扩展的损伤模式为张开型(I 型)^[7]。Haslach 等^[17]通过牛主动脉体外充气实验指出裂纹

扩展是 1 个平面内剪切驱动的过程, 沿环向的损伤模式为 II 型。由于本研究的计算模型同时考虑了 3 种损伤模式, 模拟结果既表明裂纹在环向的扩展以滑移型(II 型)为主, 也揭示了夹层在轴向的扩展以张开型(I 型)为主。值得注意的是, 本文中的几何参数(如壁厚、假腔位置、尺寸)可通过磁共振成像(magnetic resonance imaging, MRI)及 CT 血管造影(CT angiography, CTA)影像获得。血管壁的材料参数也可在医学影像信息的帮助下通过构建反问题估算^[19]。然而, 本文中的界面损伤参数目前还无

法从常规的影像检查中获得。在实际应用中,可以通过广泛的离体力学实验获得适用不同患者的损伤参数数据库,解决界面损伤参数的选取难题。

Guo 等^[19]通过构建猪主动脉夹层模型,发现径向越深的初始假腔越容易扩展。但该实验操作难度大,实验模型的可复制性低。Wang 等^[6]在二维平面应变条件下,利用扩展有限元法研究裂纹沿环向和径向的扩展。该研究发现,当初始假腔环向角度 $\eta \geq 40^\circ$ 时,临界压力随着初始假腔径向深度的增加而减小,与 Guo 等^[19]的实验结论一致。本文提出的面内扩展数值模拟方法,验证了该结论在三维下同样成立,同时也验证了本文仿真方法适用于夹层面内扩展的研究。

Ban 等^[7]利用板状主动脉模型发现临界压力与初始假腔尺寸成反比关系,并观察到如果维持临界压力不变,假腔将无限扩展下去。但该研究的面内扩展只涉及张开型界面损伤。本文证实,该结论在考虑 3 种损伤模式下的理想化管状模型中同样适用。Leng 等^[5]的剥离实验表明,环向和轴向条带在混合模式下的断裂能均大于单一模式,即混合型损伤所需能量更大。该结果在一定程度上支持了本文结论,单一模式损伤比混合模式损伤更容易扩展。

本文的局限性如下:① 忽略了壁面剪应力的影响^[20]。然而,由于壁面剪应力远小于血压,因而其对假腔扩展的影响较小^[21];② 忽略了血压的脉动变化。尽管这将对 p_c 和 m 产生影响,但由于本文所得 p_c 和 m 随裂纹几何特征的变化趋势与相关文献的结果符合较好,故预计本文所提出的裂纹扩展机制受脉动血压的影响较为有限。未来需结合流固耦合的数值建模方法,考察血液流动对假腔扩展的定量影响^[22];③ 本文提出的裂纹面内扩展数值模拟方法可以应用到基于医学影像数据(如 CTA 和 MRI)建立的个体化主动脉模型中,但出于计算成本的考虑,本文暂未采用。由于对理想化模型开展参数研究能够揭示裂纹几何特征对面内扩展的影响,达到本文探讨裂纹面内扩展规律的研究目的,故病人个体化的几何特征将在未来的研究中予以考虑。

4 结论

本文基于内聚力模型提出初始假腔面内扩展

的数值模拟方法,通过模拟剥离实验和剪切实验校核 3 种模式的界面损伤参数。建立具有不同初始假腔的计算模型,阐明初始假腔的环向、轴向尺寸和径向深度对假腔扩展的影响。结果表明,径向更深、环向和轴向尺寸更大的初始假腔更容易扩展。界面损伤在轴向主要表现为张开型,而在环向主要表现为滑移型。纯型损伤比混合型损伤更易扩展。

参考文献:

- [1] FERRARA A, MORGANTI S, TOTARO P, et al. Human dilated ascending aorta: Mechanical characterization via uniaxial tensile tests [J]. *J Mech Behav Biomed*, 2016, 53: 257-271.
- [2] SHERIFOVA S, SOMMER G, Viertler C, et al. Failure properties and microstructure of healthy and aneurysmatic human thoracic aortas subjected to uniaxial extension with a focus on the media [J]. *Acta Biomater*, 2019, 99: 443-456.
- [3] GÜLTEKIN O, HAGER SP, DAL H, et al. Computational modeling of progressive damage and rupture in fibrous biological tissues: Application to aortic dissection [J]. *Biomech Model Mechan*, 2019, 18(6): 1607-1628.
- [4] VEGER HTC, WESTENBERG JJM, VISSE MJT. The role of branch vessels in aortic type B dissection: An *in vitro* study [J]. *Eur J Vasc Endovasc*, 2015, 49(4): 375-381.
- [5] LENG X, ZHOU B, DENG X, et al. Experimental and numerical studies of two arterial wall delamination modes [J]. *J Mech Behav Biomed*, 2018, 77: 321-330.
- [6] WANG L, HILL NA, ROPER SM, et al. Modelling peeling- and pressure-driven propagation of arterial dissection [J]. *J Eng Math*, 2018, 109(1): 227-238.
- [7] BAN E, CAVINATO C, HUMPHREY JD. Differential propensity of dissection along the aorta [J]. *Biomech Model Mechan*, 2021, 20(3): 895-907.
- [8] HOLZAPFEL GA, SOMMER G, AUER M, et al. Layer-specific 3D residual deformations of human aortas with non-atherosclerotic intimal thickening [J]. *Ann Biomed Eng*, 2007, 35(4): 530-545.
- [9] GASSER TC, OGDEN RW, HOLZAPFEL GA. Hyperelastic modelling of arterial layers with distributed collagen fibre orientations [J]. *J R Soc Interface*, 2006, 3(6): 15-35.
- [10] LIU H, ZHANG M, LIU M, et al. Finite element simulation of three dimensional residual stress in the aortic wall using an anisotropic tissue growth model [J]. *J Mech Behav Biomed*, 2019, 92: 188-196.
- [11] MIAO T, TIAN L, LENG X, et al. A comparative study of

- cohesive zone models for predicting delamination fracture behaviors of arterial wall [J]. *Open Phys*, 2020, 18(1): 467-477.
- [12] CAMANHO PP, DAVILA CG. Mixed-mode decohesion finite elements for the simulation of delamination in composite materials [R]. NASA LaRC, 2002.
- [13] 肖鑫, 赵丽滨. B-K 准则和幂准则在层合板分层扩展中的应用研究 [C]//北京力学学会第二十三届学术年会. 北京: [s. n.], 2017.
- [14] SOMMER G, SHERIFOVA S, OBERWALDER PJ, *et al.* Mechanical strength of aneurysmatic and dissected human thoracic aortas at different shear loading modes [J]. *J Biomech*, 2016, 49(12): 2374-2382.
- [15] SOMMER G, GASSER TC, REGITNIG P, *et al.* Dissection properties of the human aortic media: An experimental study [J]. *J Biomech Eng*, 2008, 130(2): 21007.
- [16] SUN Z, MOUDI MA, YAN C. CT angiography in the diagnosis of cardiovascular disease: A transformation in cardiovascular CT practice [J]. *Quant Imag Med Surg*, 2014, 4(5): 376-396.
- [17] HASLACH HW, SIDDIQUI A, WEERASOORIYA A, *et al.* Fracture mechanics of shear crack propagation and dissection in the healthy bovine descending aortic media [J]. *Acta Biomater*, 2018, 68: 53-66.
- [18] GADE JL, THORE CJ, SONESSON B, *et al.* *In vivo* parameter identification in arteries considering multiple levels of smooth muscle activity [J]. *Biomech Model Mechan*, 2021, 20(4): 1547-1559.
- [19] GUO B, DONG Z, PIROLA S, *et al.* Dissection level within aortic wall layers is associated with propagation of type B aortic dissection: A swine model study [J]. *Eur J Vasc Endovasc*, 2019, 58(3): 415-425.
- [20] 张薛欢, 李振锋, 许欢明, 等. 基于形态学和血流动力学的 B 型主动脉夹层发病机理分析 [J]. *医用生物力学*, 2020, 35(3): 271-275.
ZHANG XH, LI ZF, XU HM, *et al.* Pathogenesis analysis of type-B aortic dissection based on morphological and hemodynamic parameters [J]. *J Med Biomech*, 2020, 35(3): 271-275.
- [21] 吴瑕, 徐克, 陈冉, 等. 主动脉及分支血管支架植入后血流动力学分析 [J]. *生物医学工程学杂志*, 2009, 26(6): 1250-1254.
- [22] 冯凌波, 孙翠茹, 戴向晨, 等. 多层裸支架植入主动脉夹层的流固耦合数值模拟 [J]. *医用生物力学*, 2021, 36(5): 738-746.
FENG LB, SUN CR, DAI XC, *et al.* Fluid-structure interaction simulation of multiple overlapping uncovered stent intervention in aortic dissection [J]. *J Med Biomech*, 2021, 36(5): 738-746.