

文章编号:1004-7220(2011)01-0043-08

人体主动脉弓周向应力的非线性数值模型研究

王树志¹, 李晓阳¹, 李坤²

(1. 北京工业大学 机械工程与应用电子技术学院, 北京 100124; 2. 机械工业信息研究院, 北京 100037)

摘要: 目的 为了解主动脉弓的受力状况,选择适当的本构关系,为进一步分析人体主动脉弓的生物力学特性提供参考依据,并为临床治疗主动脉弓夹层瘤提供生物力学依据。**方法** 使用有限元方法分析了两种约束条件(第1种约束条件:沿升主动脉管轴方向的约束;第2种约束条件:升主动脉端可自由运动,但端部用半球封闭)的3种本构关系(线性本构、指数函数本构和 M-R 两参数本构)在两种载荷(10.67 kPa 和 26.66 kPa)下主动脉弓模型的周向应力,并对计算结果进行探讨。**结果** 建立了两种约束条件下的模型,并分别得出了在这两种约束条件下的3个本构关系在两种载荷下主动脉弓的周向应力的云图和周向应力沿弧长的分布。**结论** 指数函数本构关系可以较全面地反映主动脉弓血管的物理属性。第2种约束条件能够更真实地反映主动脉弓的物理特性。

关键词: 非线性;主动脉弓;应力;数值模拟;有限元分析;本构关系;生物力学

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

Nonlinear numerical model analysis of circumferential stress on human aortic arch

WANG Shu-zhi¹, LI Xiao-yang¹, LI Kun² (1. College of Mechanical Engineering and Applied Electronics Technology, Beijing University of Technology, Beijing 100124, China; 2. China Machine Press, Beijing 100037, China)

Abstract: Objective To provide reference for understanding the stress state of the aortic arch, select the appropriate constitutive relation, further analyze the biomechanical properties of human aortic arch so as to offer the biomechanical basis for treating aortic arch in clinic. **Method** Under two different constraints (the first constraint: the constraint along with the direction of ascending aorta; the second constraint: the ascending aorta could move freely, but the end was closed with a hemisphere), three constitutive relationships (linear constitutive, exponential function constitutive, M-R constitutive) and two loads (10.67 kPa and 26.66 kPa), the circumferential stress on human aortic arch were studied by the finite element method, and the results were also discussed. **Results** The models under two constraints were established and the contour plot of circumferential stress and its distribution along the arc of aortic arch under two constraints, three constitutive relationships and two loads were obtained respectively. **Conclusions** The exponential function constitutive model could reflect the mechanical properties of aortic arch more comprehensively and the mechanical properties of aortic arch could be reflected more factually under the second constraint.

Key words: Nonlinear; Aortic arch; Stress; Numerical simulation; Finite element analysis; Constitutive relationship; Biomechanics

无论在生物力学,还是在临床医学领域,开展动脉壁力学行为方面的研究都具有非常重要的理论意

义和现实意义。其中,关于血管壁本构关系的研究是一个重要分支。自冯元桢教授最早提出血管材料

收稿日期:2010-10-19; 修回日期:2010-11-17

基金项目:北京市自然科学基金(3102008)。

通讯作者:李晓阳,教授,博士研究生导师, Tel: (010)67392549; E-mail: lxy@bjut.edu.cn。

的 e 指数本构^[1]关系以来,国内外学者先后提出了对数函数本构^[2]、超弹性本构^[3]、非线性本构^[4]等多种形式^[5],Speelman 等^[6]还探讨了材料的线性和非线性因素对血管力学性质的影响。尽管如此,目前的相关研究主要集中在血管的直管段,还缺少主动脉弓整体力学特性的研究。特别是国内采用的动脉壁力学模型大部分局限于线弹性模型^[7],而非线性分析才刚刚起步^[8-9]。同时,现有相关研究表明^[10],在对主动脉弓力学性质的研究中,随内压变化的管壁周向应力在动脉壁的力学行为中占据主要作用,他与动脉壁的重建过程直接相关,直接影响着动脉壁的组成、结构和生理功能,所以在内压作用下动脉壁的周向应力的分布情况一直是关注的重点。因此,本文分别采用线性本构模型、指数函数本构模型和超弹性模型(M-R 两参数模型)3种本构模型,通过数值模拟的方法,计算和分析两种约束条件下主动脉弓的周向应力。

1 主动脉弓的非线性数值模型

1.1 主动脉弓几何模型

鉴于主动脉弓具有复杂的几何形状和力学环境,根据研究的重点,可将主动脉弓结构简化为如图1所示的模型。其中,忽略血液流动、血管锥度及脉搏波反射等因素的影响。

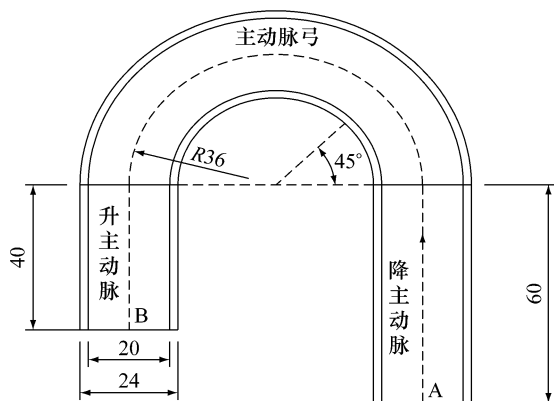


图1 主动脉弓模型示意图

Fig.1 The schematic diagram of aortic arch model

1.2 主动脉弓非线性数值方法

为了分析主动脉弓的非线性力学特征,本文基于Ansys工作环境,开展相关数值计算。整个数值方法主要包括:

(1) 模型尺寸。内半径10 mm,外半径12 mm,曲率半径为36 mm,升主动脉长度为40 mm,降主动脉长度为60 mm。

(2) 载荷。数值计算中,需要对载荷与约束进行简化处理。对于载荷,由于忽略流体的动力影响,载荷可视为在血管内均匀分布的内压。人体正常的生理血压为10.67 ~ 16 kPa,但高血压病人的血压值可达到21.33 kPa,个别情况下可达到25.33 kPa。本文取极限状态下的血压作为载荷的依据:低值取10.67 kPa,高值取26.66 kPa。

(3) 约束。由于有肋间动脉的约束,降主动脉不能自由运动,因此在此处进行固支,设置全约束。升主动脉端连接心脏,而心脏的运动存在个体差异,医学造影显示部分心脏具有明显的左右运动,而部分心脏没有明显的运动,所以考虑两种情况:第1种情况是升主动脉端不能上下运动,可设置沿升主动脉管轴方向的约束;第2种情况是升主动脉端可自由运动,但端部用半球封闭,半球内壁施加均布内压,半球可认为是心脏的简化。两种约束方式见图2。

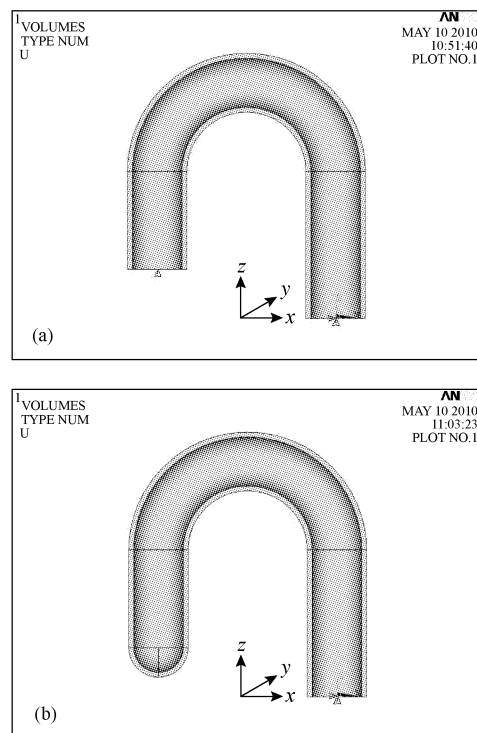


图2 约束示意图 (a) 第1种约束方式,(b) 第2种约束方式

Fig.2 The sketch map of constraint (a) The first constraint, (b) The second constraint

(4) 单元选择。数值计算中采用 Solid185 单元划分网格。

(5) 材料本构关系。采用 3 种材料本构关系：

① 线性本构,弹性模量为 108 GPa,泊松比为 0.45。

② 非线性本构,使用拟合的 e 指数函数来实现,函数表达式为

$$\sigma = 179112.1 \times e^{(3.224 \times e)} - 176\ 020$$

③ 非线性本构,使用 Mooney-Rivlin 两参数模型,表达式为

$$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3)$$

式中: W 为应变位能, I_1 和 I_2 分别为第一和第二偏应变不变量; C_{10} 和 C_{01} 为表征材料变形的常数, $C_{10} = 174$ kPa, $C_{01} = 1\ 881$ kPa。为了便于表述,以上 3 种本构关系下的模型简称为本构 1、本构 2 和本构 3。

(6) 对称结构。由于模型、约束和载荷均关于轴向平面对称,所以在计算中使用对称结构,只需建立模型的半结构,这样可以减少单元和节点的数量,节省大量计算时间。

(7) 网格划分。模型半结构的网格划分情况:沿径向分 8 份,沿周向分 18 份,沿轴向升主动脉分 20 份,主动脉弓分 72 份,降主动脉分 30 份。两种方式的划分结果见图 3。

(8) 管壁上节点编号。在划分单元时,沿径向管壁分成 8 份,即从内壁到外壁共有 9 个节点,分别编号为 1,2,⋯,9。这里需要研究应力、位移和变形从内壁节点 1 到外壁节点 9 的分布情况。

(9) 选取截面。为方便分析模型各个部分的力学特性,在模型上选取 7 个截面,截面 1 和 2 是降主动脉上的截面,分别距固定端 30 mm 和 50 mm;截面 3、4、5 是主动脉弓上 45°、90° 和 135° 处的截面;截面 6 和 7 是升主动脉上的截面,距自由端 30 mm 和 10 mm。每个截面都标定 6 点、9 点和 12 点 3 个方向,其中 12 点方向指向弯管外侧,6 点方向指向弯管内侧(见图 4)。

(10) 局部坐标系。ANSYS 中的坐标系分为笛卡尔坐标系、柱坐标系、球坐标系和环坐标系。由于血管壁的周向应力对其力学性能影响较大,是本文的主要研究内容,主动脉弓模型是轴对称的弯管结构,所以建模和分析结果时较多采用整体笛卡尔坐标和柱坐标系。为便于分析各截面上的计算数据,

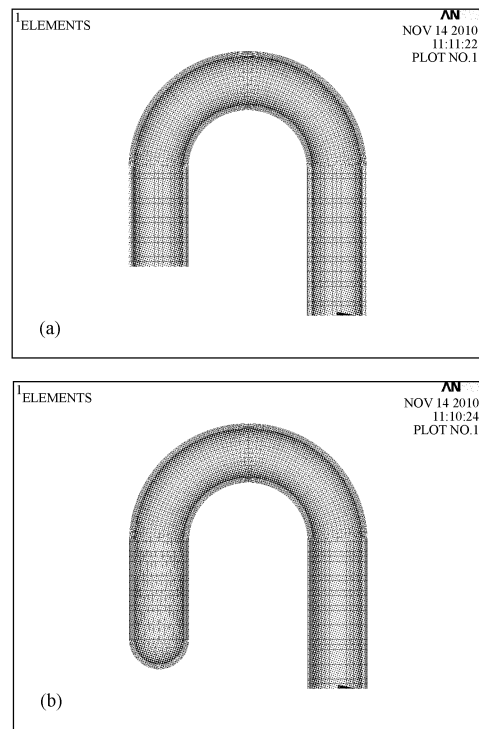


图 3 两种约束方式的网格划分图 (a) 第 1 种约束方式,(b) 第 2 种约束方式

Fig.3 The mesh figure of two constraints (a) The first constraint, (b) The second constraint

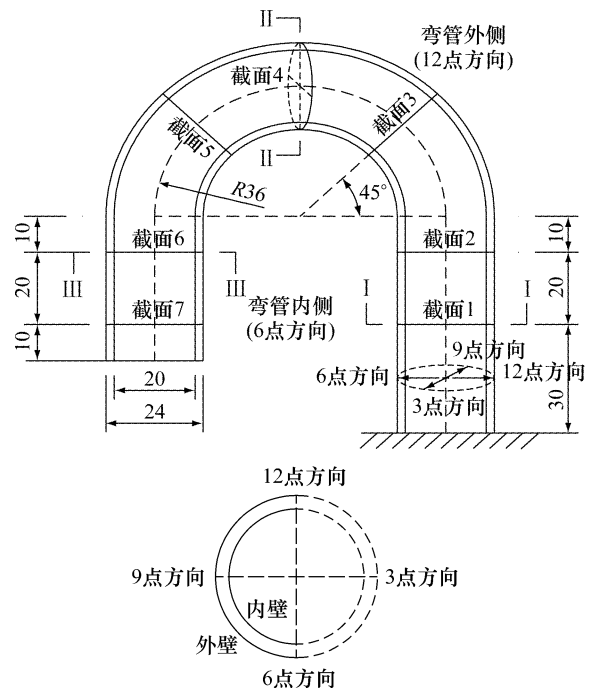


图 4 各截面位置及方向示意图

Fig.4 The schematic diagram of location and directions on each section

定义一个弧长坐标系。弧长坐标系是一维坐标系,其原点位于降主动脉端面的中心点 A,坐标轴和模型轴线重合,方向从降主动脉端面中心点 A 指向升主动脉端面中心点 B(见图 1)。在模型的 7 个截面上建立局部柱坐标系,以方便提取相应截面的数据。

(11) 求解设置。计算时可能发生大变形,需打开大位移选项。为防止加载过快导致结果异常,需适当设置载荷步数,同时还要选择适当的求解器,并放松收敛容限。

2 周向应力对比

参考现有的研究工作^[11],这里仅给出截面上 6 点和 12 点方向上内壁节点的计算结果。

2.1 第 1 种约束方式下的对比

2.1.1 载荷为 10.67 kPa

对 3 种材料本构模型的内壁施加 10.67 kPa 的均布内压,其第一主应力分布(周向)如图 5 所示。

由图 5 可知,3 种本构模型的第一主应力分布

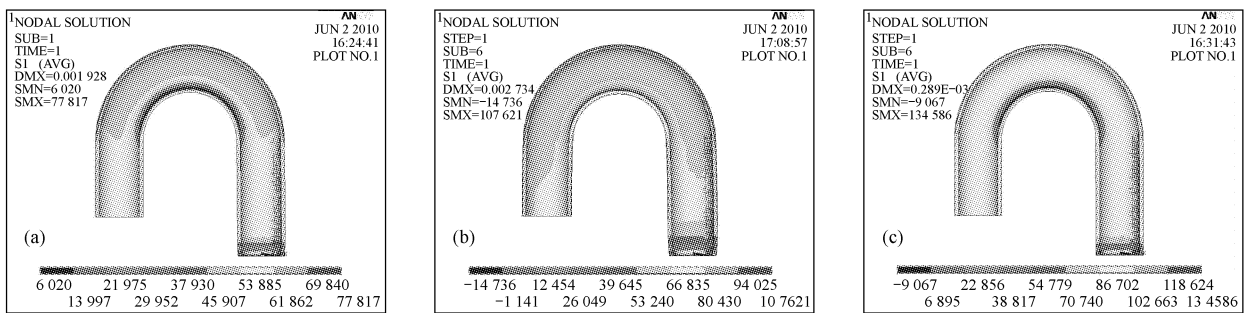


图 5 第 1 种约束小载荷作用下第一主应力云图 (a) 本构 1, (b) 本构 2, (c) 本构 3

Fig. 5 The contour plot of the first principal stress in the first constraint (a) The first constitutive relationship, (b) The second constitutive relationship, (c) The third constitutive relationship

有相似之处,最大应力均出现在主动脉弓弯管段的内侧(即 6 点方向)。本构 1 的应力水平较低,应力最大值为约为 78 kPa;本构 2 的应力水平居中,应力最大值约为 108 kPa;本构 3 的应力水平最高,应力最大值约为 134 kPa。

点方向内壁节点的周向应力沿弧长的变化情况。从图 6 可以看出,3 种模型的周向应力曲线的走势基本一致:直管段上的截面 1、2 和 6、7 在同方向上的周向应力大小基本相等,弯管段上的截面 3、4 和 5 在同方向上的周向应力也基本相同;弯管段上的 3 个截面在 6 点方向的周向应力要大于直管段上截面的应力,而在 12 点方向的周向应力要小于直管段上截面的应力。

2.1.2 载荷为 26.66 kPa

在 26.66 kPa 的均布内压作用下,3 种模型的第一主应力分布如图 7 所示。由图 7 可见,除去降主动脉约束端,3 个材料本构模型的第一主应力的分布情况比较相似,应力最大值均出现在主动脉弓弯管段的内侧。与 10.67 kPa 下的情况一样,本构 1 的应力水平最低,本构 2 的应力水平居中,本构 3 的应力水平最大。

3 种本构模型内壁节点的周向应力沿弧长的变化情况如图 8 所示。模型的周向应力分布基本一致:6 点方向内壁节点的应力沿弧长先增大后减小,弯管段上 3 个截面的应力要大于直管段截面;12 点方向内壁节点的应力先减小后增大,弯管上 3 个截

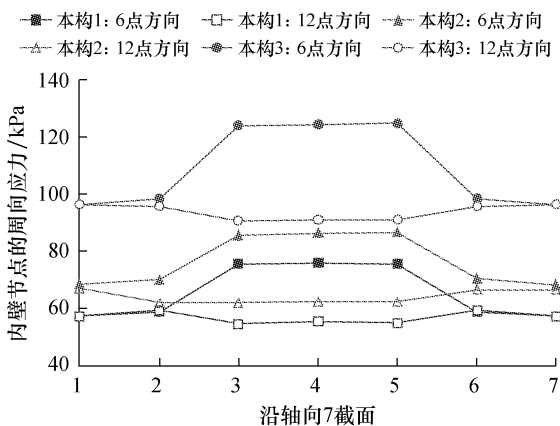


图 6 第 1 种约束小载荷作用下周向应力沿弧长的分布

Fig. 6 The distribution of circumferential stress along the arc in the first constraint

图 6 表示了 3 种本构模型各截面在 6 点和 12

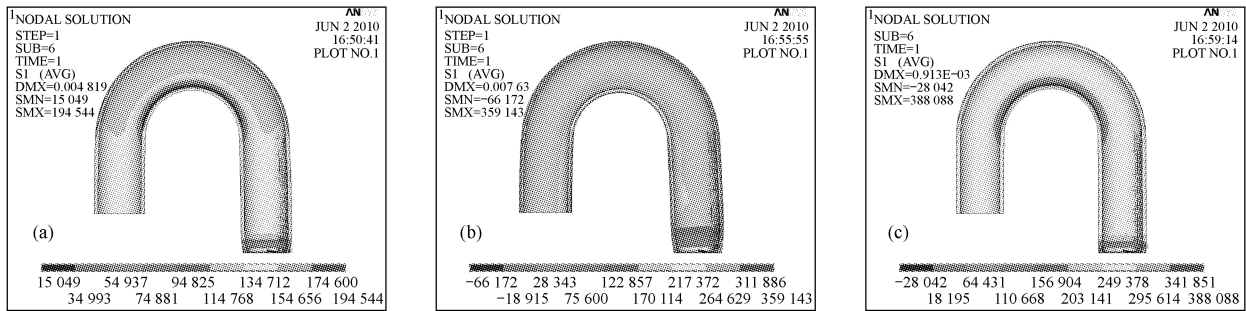


图7 第1种约束大载荷作用下第一主应力云图 (a) 本构1,(b) 本构2,(c) 本构3

Fig.7 The contour plot of the first principal stress in the first constraint (a) The first constitutive relationship, (b) The second constitutive relationship, (c) The third constitutive relationship

面的应力要小于直管段截面;6点方向的周向应力大于12点方向;弯管段上3个截面的应力基本相同,直管段上4个截面的应力几乎没有差别;在6点方向上,本构3的内壁应力较大,最大应力值达到346 kPa,本构1的内壁应力较小,应力最大值为192 kPa,本构2的最大应力值更接近本构3,为276 kPa。

2.2 第2种约束方式下的对比

2.2.1 载荷为10.67 kPa

在10.67 kPa的内压作用下,3种本构模型的第一主应力分布如图9所示。

由图9可知,除去降主动脉约束端,3种本构模型的第一主应力分布情况比较接近,其中本构1和

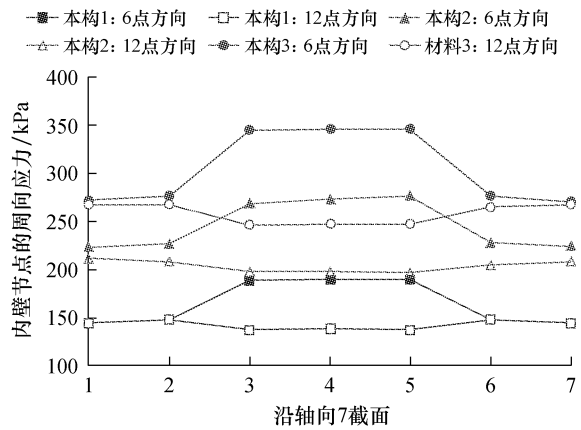


图8 第1种约束大载荷作用下周向应力沿弧长的分布

Fig.8 The distribution of circumferential stress along the arc in the first constraint

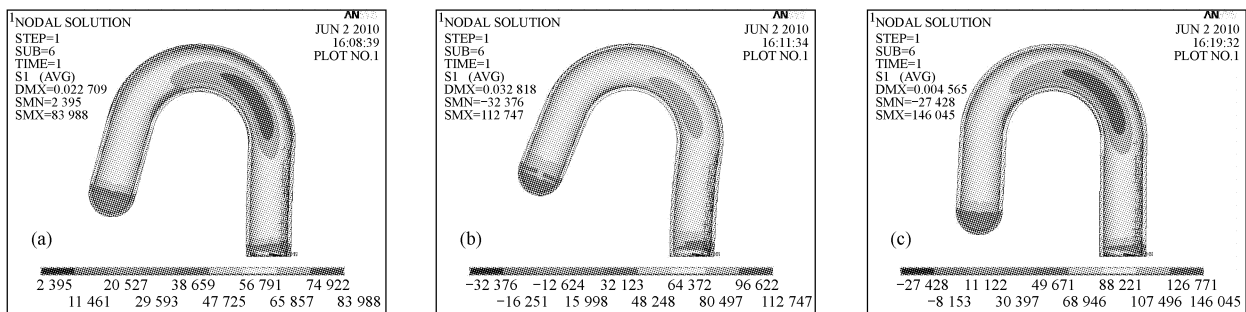


图9 第2种约束小载荷作用下第一主应力云图 (a) 本构1,(b) 本构2,(c) 本构3

Fig.9 The contour plot of the first principal stress in the second constraint (a) The first constitutive relationship, (b) The second constitutive relationship, (c) The third constitutive relationship

本构3更接近。各模型的最大应力出现在弯管段内侧管壁上,以及截面3附近9点方向的管内壁上。

模型在6点和12点方向上内壁节点的周向应力沿弧长的分布见图10。从曲线走势上看,本构1和本构3更为接近:各截面6点处内壁的应力沿弧

长的分布类似正弦曲线,在截面3上达到最小值,其值小于直管段,在截面5上达到最大值;在12点方向上,弯管截面的应力小于直管段截面的应力,且应力最小值出现在截面3上。对于本构2,弯管段截面的6点方向的节点应力高于直管段截面,最大值

出现正在截面5上;弯管段截面的12点方向的节点应力小于直管段截面。总体来说,3种模型的应力曲线还是比较相似的,在应力大小方面,本构1和本构2更为接近一些。

2.2.2 载荷为26.66 kPa

在26.66 kPa的内压作用下,3种本构模型的第一主应力分布如图11所示。

从模型的周向应力云图可以看出,3种本构模型的第一主应力在弯管段内侧的管壁处较大。本构1和本构3的应力分布相似程度更大一些。

图12表示模型在6点和12点方向的内壁节点的周向应力沿弧长的分布。本构1和本构3的周向应力曲线形状较为接近:模型在6点方向的应力曲

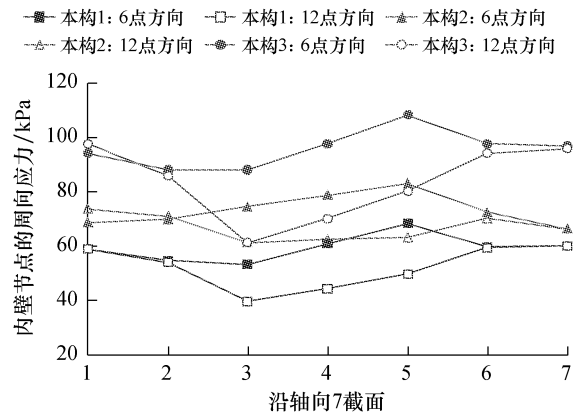


图10 第2种约束小载荷作用下周向应力沿弧长的分布
Fig. 10 The distribution of circumferential stress along the arc in the second constraint

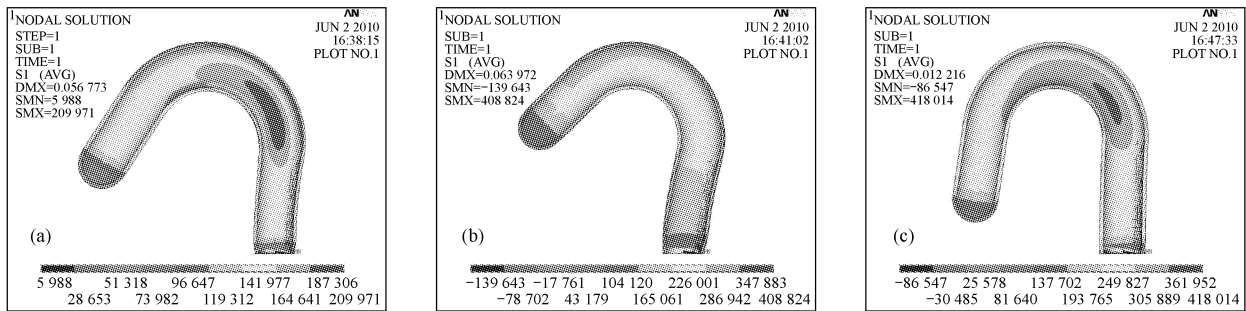


图11 第2种约束大载荷作用下第一主应力云图 (a) 本构1, (b) 本构2, (c) 本构3
Fig. 11 The contour plot of the first principal stress in the second constraint

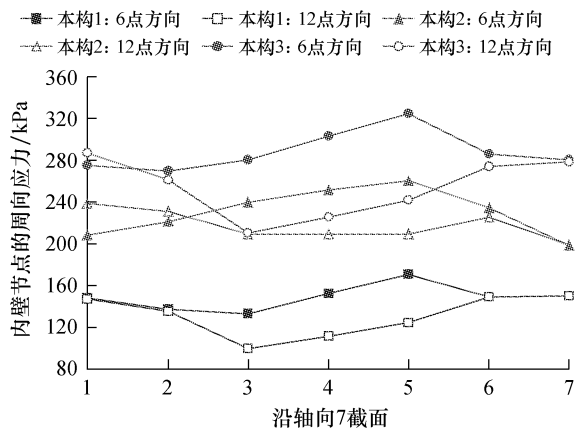


图12 第2种约束大载荷作用下周向应力沿弧长的分布
Fig. 12 The distribution of circumferential stress along the arc in the second constraint

线有些类似正弦曲线,只是本构1应力曲线的最低点位于截面3上,而本构3应力曲线最低点位于截面2上;模型12点方向的内壁节点的应力最小值出

现在截面3上,且弯管段截面应力小于直管段截面。对于本构2,弯管段截面6点方向的应力大于直管段截面,12点方向的应力小于直管段截面;截面1上12点方向的节点应力大于6点方向,而截面7上各方向的应力相等,原因是截面1靠近约束端,受到模型弯曲变形的影响较大,而截面7靠近自由端,为自由变形,均匀膨胀。

3 讨论

3.1 第1种约束

在第1种约束(沿升主动脉管轴方向的约束)小载荷(10.67 kPa)条件下,就应力的总体水平而言,本构1即线性本构模型的应力最小,周向应力在50~80 kPa之间;本构2即指数函数本构模型的应力水平高于本构1(线性本构模型),应力范围是60~90 kPa;本构3即M-R两参数模型的应力最大,应力范围是90~130 kPa,其周向应力的最小值比其他

两个模型的周向应力最大值还大。这说明在同种载荷条件下,不同的本构模型对主动脉弓计算周向应力的大小有一定的影响。并且,指数模型的应力水平与线性模型相近,M-R 两参数模型的应力水平远高于线性模型的应力水平。

在第 1 种约束(沿升主动脉管轴方向的约束)大载荷(26.66 kPa)条件下,就应力的总体水平而言,本构 1 即线性本构模型的应力最小,周向应力在 140 ~ 180 kPa 之间;本构 2 即指数函数本构模型的应力水平高于本构 1(线性本构模型),应力范围是 200 ~ 270 kPa;本构 3 即 M-R 两参数模型的应力最大,应力范围是 250 ~ 350 kPa。这说明,大载荷下内壁节点沿弧长的分布和小载荷下的情况类似,只是量值要增大 2 倍以上。并且,指数模型的应力水平与 M-R 两参数模型相近,线性模型的应力水平远低于 M-R 两参数模型的应力水平。

从以上分析可以得出:在第 1 种约束条件下,无论施加载荷大小,不同的本构模型对主动脉弓计算周向应力的大小有一定的影响。而且 3 种本构相对应的计算应力分布比较相似,只是随着载荷的增大,主动脉弓所受周向应力也增大;本构 2(指数函数本构模型)的应力水平介于本构 1(线性本构模型)和本构 3(M-R 两参数模型)之间。所以在第 1 种约束条件下的指数函数本构关系既可以反应在小载荷作用下周向应力的大小和周向应力的分布情况,又可以反应在大载荷作用下周向应力的大小和周向应力的分布情况。指数函数本构关系可以较全面地反映主动脉弓血管的物理属性。

3.2 第 2 种约束

在第 2 种约束条件下小载荷(10.67 kPa)条件下,就应力的总体水平而言,本构 1 即线性本构模型的应力最小,周向应力在 40 ~ 70 kPa 之间;本构 2 即指数函数本构模型的应力水平高于本构 1(线性本构模型),应力范围是 60 ~ 80 kPa;本构 3 即 M-R 两参数模型的应力最大,应力范围是 70 ~ 110 kPa。本构 1(线性本构模型)和本构 2(指数函数本构模型)的应力水平较为接近。大载荷(26.66 kPa)条件下,就应力的总体水平而言,本构 1 即线性本构模型的应力最小,周向应力在 90 ~ 170 kPa 之间;本构 2 即指数函数本构模型的应力水平高于本构 1(线性本构模型),应力范围是 200 ~ 250 kPa;本构 3 即

M-R 两参数模型的应力最大,应力范围是 210 ~ 330 kPa。本构 2(指数函数本构模型)和本构 3(M-R 两参数模型)的应力水平较为接近。从上面分析可以得出,无论施加何种载荷,本构 2(指数函数本构模型)的应力水平介于本构 1(线性本构模型)和本构 3(M-R 两参数模型)之间。所以在第 2 种约束条件下的指数函数本构关系既可以反映在小载荷作用下周向应力的大小和周向应力的分布情况,又可以反映在大载荷作用下周向应力的大小和周向应力的分布情况。指数函数本构关系可以较全面地反映主动脉弓血管的物理属性。

在第 2 种约束条件(升主动脉端可自由运动,但端部用半球封闭)下,无论施加载荷大小,主动脉弓的两直管段内壁所受周向应力均均匀;但在弯管处,从图 10 和图 12 可以看出,无论在何种本构作用下,其内壁的周向应力均与直管段相接近。在第 1 种约束条件(沿升主动脉管轴方向的约束)下,无论施加载荷大小,主动脉弓的两直管段内壁所受周向应力均均匀,这和第 2 种约束条件下相似;而在弯管处,从图 6 和图 8 可以看出,在 3 种本构条件下,12 点方向(管壁外侧)的周向应力和直管段相接近,而 6 点方向(管壁外侧)的周向应力则明显大于直管段。从人体器官组织生长机理来看,并没有显示主动脉弓内壁内侧与外侧存在较大的差异,从而可以断定主动脉弓内壁的内外侧所受的周向应力绝对值的差值应该不大。所以通过对管壁的受力分析可以得出,第 2 种约束条件(升主动脉端可自由运动,但端部用半球封闭)能够更真实地反映主动脉弓的物理特性。

4 结论

本文使用数值模拟的方法,采用线性本构模型、指数函数本构模型和 M-R 两参数模型 3 种本构模型,在两种约束条件下(沿升主动脉管轴方向的约束和升主动脉端可自由运动,但端部用半球封闭)下分别施加 10.67 kPa 和 26.66 kPa 两种载荷,对主动脉弓的周向应力进行了计算和分析,得出了主动脉弓的周向应力的云图和周向应力沿弧长的分布。

通过在两种约束条件下对 3 种本构模型的周向应力比较得出:指数函数本构关系可以较全面地反映主动脉弓血管的物理属性。

通过对管壁的受力分析及人体器官的优化原则可以得出:第2种约束条件(升主动脉端可自由运动,但端部用半球封闭)能够更真实地反映主动脉弓的物理特性。

参考文献:

- [1] Fung YC. Pseudoelasticity of arteries and the choice of its mathematical expression[J]. *American Journal of Physiology*, 1979, 6(5): 33-46.
- [2] Hayashi K, Takamizawa K. Strain energy density function and uniform strain hypothesis for arterial mechanics[J]. *Biomechanics*, 1987, 20(1): 7-17.
- [3] Gerhard A, Holzapfel. A new constitutive framework for arterial wall mechanics and a comparative study of material models[J]. *Journal of Elasticity*, 2000, 61(1-3): 1-48.
- [4] 王寿梅,李宁,徐明. 血管的新应变能函数[J]. *北京航空航天大学学报*, 2001, 27(3): 325-327
- [5] Vaishnov RN, Patel DJ. Nonlinear elastic properties of the canine aorta[J]. *Biophysical*, 1972, 12(8): 1008-1072.
- [6] Speelman L, Bosboom EMH, Schurink GWH. Initial stress and nonlinear material behavior in patient-specific AAA wall stress analysis[J]. *Journal of Biomechanics*, 2009, 42(11): 1713-1719.
- [7] 豆中强. 动脉血管中脉动血流的数值模拟[D]. 重庆:重庆大学, 2006.
- [8] 廖东华, 韩海潮, 赵黎, 等. 自体静脉移植血管的应力应变关系及其相关组织形态学研究[J]. *中国生物医学工程学报*, 2000, 19(3): 261-265.
- [9] 黄耀添, 侯黎升, 颀强, 等. 兔股动、静脉轴向张力-应变关系的实验研究[J]. *医用生物力学*, 2000, 15(4): 237-241.
- [10] Huang YT, Hou LS, Ji Q, et al. An experimental study of axis tension-strain relation of femoral arteries and veins in rabbit[J]. *Journal of Medical Biomechanics*, 2000, 15(4): 237-241.
- [11] 李坤, 李晓阳. 主动脉弓周向应力的非线性数值研究[J]. *北京生物医学工程*, 2010, 29(5): 497-502.
- [12] 李晓阳, 伍时桂. 弯曲动脉壁非线性弹性力学性质的理论分析[J]. *力学学报*, 1999, 31(2): 193-202.

(上接第42页)

3 结论

(1) 针对坐姿舰员骨盆冲击损伤可能性较大的问题,可考虑采用增大甲板与座椅之间的阻尼比和刚度比的方法减小对骨盆的冲击,如研究专门用于舰员冲击防护的抗冲击座椅。

(2) 针对立姿、行走舰员下肢冲击损伤可能性较大的问题,可考虑采用增大甲板阻尼的方法减小对下肢的冲击,如研究专门用于舰员冲击防护的抗冲击鞋。

(3) 针对立姿、行走舰员下肢冲击损伤可能性较大的问题,也可研究专门的冲击防护材料铺设于甲板上,增大甲板阻尼,减小对下肢的冲击。

参考文献:

- [1] 汪玉. 舰船现代冲击理论及应用[M]. 北京:科学出版社, 2005.
- [2] Keil AH. The response of ships to underwater explosions[J]. *SNAME*, 1961, 69:366-410.
- [3] 黄建松, 华宏星, 周建鹏. 水下爆炸引起舰船冲击人体损伤生物力学模型研究进展[J]. *医用生物力学*, 2008, 23(4): 321-326.
- [4] Huang JS, Hua HX, Zhou JP. Progress of human mathematical model to study ship shock injury by underwater explosion[J]. *Journal of Medical Biomechanics*, 2008, 23(4): 321-326.
- [5] Mahone RM. Man's response to ship shock motions[R]. AD628891, 1966.
- [6] Payne PR, Band EGU. A four-degree of freedom lumped parameter model of the seated human body[R]. AD721225, 1971.
- [7] Zong Z, Lam KY. Biodynamic response of shipboard sitting subject to ship shock motion[J]. *Journal of Biomechanics*, 2002(35): 35-43.